



Universidad de Concepción
Dirección de Postgrado
Facultad de Ingeniería – Programa de Magíster
en Ciencias de la Computación

Desarrollo de una Herramienta Informática para Medición de Equilibrio Estático con Sensores Inerciales

Tesis para optar al grado de Magíster en Ciencias de la Computación



DANIELA CONSTANZA PINTO DELGADO

Profesor Guía: Julio Erasmo Godoy del Campo
Profesor Co-Guía: Pablo Esteban Aqueveque Navarro
Dpto. de Ingeniería Informática y Ciencias de la Computación
Facultad de Ingeniería
Universidad de Concepción

Concepción, Chile 2021

Ninguna parte de esta tesis puede reproducirse o transmitirse bajo ninguna forma o por ningún medio o procedimiento, sin permiso por escrito del autor.



AGRADECIMIENTOS

En primer lugar, quisiera expresar mi agradecimiento a Dios, por darme la sabiduría necesaria para seguir mis estudios y por cuidarme siempre.

A mis padres por apoyarme siempre en mis estudios y brindarme todo lo necesario para poder llegar hasta acá, gracias por su amor y preocupación en todos los años de mi vida y por la paciencia que me han tenido frente a cualquier circunstancia, nunca podré devolverles ni la mitad de todo lo que hicieron por mí.

A mis hermanos por amarme, aguantar todos esos días de estrés y por siempre alegrarme con sus historias y risas.

A mi Pancho por brindarme su apoyo, ayuda, comprensión y amor en todo momento. Por estar cuando más lo necesitaba y motivarme a seguir mis metas pese a cualquier cosa.

A mis amigos Héctor y Coni por apoyarme y darme todas esas risas y años de amistad que llevamos.

A mis profesores Pablo y Julio por apoyarme en todas mis ideas y brindarme los conocimientos necesarios para seguir mis metas.

A Britam, por darse un tiempo para mí y explicarme todo lo que necesitaba.

A idsLab por acogerme, ayudarme y motivarme a ser una mejor profesional en todos estos años. Por todas las risas, asados, juegos y proyectos.

A don Alejandro, por sus consejos y buena voluntad para ayudarme cuando lo necesité.

Finalmente, darle las gracias a todas las personas que dijeron que no podía hacerlo, me dieron la motivación suficiente para lograrlo y seguir escalando profesionalmente.



AGRADECIMIENTOS A CONICYT

Esta tesis fue apoyada por:

- Proyecto FONDECYT REGULAR. Código 1201543.



TABLA DE CONTENIDO

ÍNDICE DE TABLAS.....	8
RESUMEN.....	13
ACRÓNIMOS	14
CAPÍTULO 1. INTRODUCCIÓN.....	16
1.1 Control Postural.....	18
1.1.1 Sistema Somatosensorial.....	21
1.1.2 Sistema Visual	22
1.1.3 Sistema Vestibular	22
1.2 Equilibrio.....	23
1.3 Factores que afectan el equilibrio	25
1.3.1 Envejecimiento.....	27
1.3.2 Párkinson.....	28
1.3.3 Alzhéimer	29
1.3.4 Esclerosis Múltiple.....	31
1.4 Pruebas para Medir el Equilibrio	34
1.4.1 Posturografía.....	34

1.4.2	Clinical Test of Sensory Interaction Balance (CTSIB)	35
1.4.3	Balance Error Scoring System (BESS TEST).....	37
1.4.4	Escala de Balance de Berg	38
1.5	Estado del arte de dispositivos para medir el Equilibrio	39
1.5.1	Técnicas para cuantificar el equilibrio.....	39
1.5.2	Dispositivos que miden el equilibrio.....	40
1.6	Sensores Inerciales	48
1.6.1	Ubicación del sensor inercial para medir el equilibrio	49
1.6.2	Estudios con sensores inerciales	50
1.7	Discusión	54
CAPÍTULO 2. OBJETIVOS DE ESTUDIO		56
2.1	Hipótesis.....	56
2.2	Objetivo general.....	56
2.3	Objetivos específicos	56
2.4	Alcances y limitaciones.....	57
2.5	Publicaciones	58
2.5.1	Artículos Web Of Science.....	58
2.5.2	Conferencias	58

CAPÍTULO 3. DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE PLATAFORMA PARA MEDICIÓN DE EQUILIBRIO ESTÁTICO	59
3.1 Introducción.	59
3.2 Herramienta de adquisición.	60
3.3 Plataforma de Adquisición de datos.....	61
3.4 Participantes.....	63
3.5 Protocolo de Prueba	63
3.6 Procesamiento de señales.....	65
3.7 Círculos de Normalidad	67
3.8 Círculo de Dispersión	68
3.9 Distancia BDM (Balance Distance Measure)	69
3.10 Análisis estadístico	70
3.11 Algoritmos de clasificación o <i>Machine Learning</i>	71
CAPÍTULO 4. PRUEBAS Y RESULTADOS	80
4.1 Introducción	80
4.2 Resultados señal de Aceleración.....	80
4.3 Resultados con Ángulos de Navegación.....	88
4.4 Resultados algoritmos de Aprendizaje Automático	92
4.5 Discusión	96

CAPÍTULO 5. DISCUSIÓN GENERAL Y CONCLUSIONES	99
5.1 Trabajos Futuros.....	102
Referencias	103
CAPÍTULO 6. ANEXOS.....	116
6.1 Consentimiento informado	116
6.2 Escala de Balance de Berg.....	117
6.3 mCTSIB.....	125



ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1.1 Valor Medio y desviación estándar para las presiones plantares en [kpa] [50].....	43
Tabla 3.1. Características del sensor usado [64].....	60
Tabla 3.2 Algoritmos de Aprendizaje Supervisado vs No Supervisado [69]	73
Tabla 4.1. Radios de señales de Aceleración de Círculos de Normalidad por prueba con señales de aceleración.....	80
Tabla 4.2. Medidas de todos los sujetos por prueba con señales de aceleración.....	83
Tabla 4.3. Correlación de Pearson entre la puntuación total y las pruebas estáticas de la Escala de Balance de Berg con la distancia BDM con señales de aceleración.....	87
Tabla 4.4 Radios de señales de Aceleración de Círculos de Normalidad por prueba con ángulos de navegación	88
Tabla 4.5 Medidas de todos los sujetos por prueba con ángulos de navegación.....	89
Tabla 4.6 Correlación de Pearson entre la puntuación total y las pruebas estáticas de la Escala de Balance de Berg con la distancia BDM con ángulos de navegación.....	92

Tabla 4.7 Comparación de Clasificadores según su Accuracy y la Iteración

.....95



ÍNDICE DE FIGURAS

Fig. 1.1 Estrategias de movimiento postural para la situación de equilibrio estático [11].....	20
Fig. 1.2. Prevalencia del Alzheimer en la población [23].....	31
Fig. 1.3. Representación de la Vaina de Mielina [30].....	32
Fig. 1.4: Incidencia y Prevalencia de Esclerosis Múltiple [32]......	33
Fig. 1.5. Paciente realizando pruebas de equilibrio con un Posturógrafo [38].....	35
Fig. 1.6. Personal de la salud aplicando el Test CTSIB [11].....	37
Fig. 1.7. Personal de la salud, aplicando el Test de la Escala de Balance de Berg [47].....	39
Fig. 1.8: Realización de las pruebas del sistema propuesto por Abbas et al [49]......	42
Fig. 1.9 Trayectoria del centro de presión de dos sujetos [49]......	42
Fig. 1.10. Pie en fase intermedia [50].....	43
Fig. 1.11. (a) Movimiento del COG del paciente con ojos cerrados y abiertos, (b) Coordenada Y con ojos abiertos (azul) y cerrados (rojo) [51].....	45
Fig. 1.12: Plantilla desarrollada por Boukhenous et al [52].....	46
Fig. 1.13: Señales de presión (arriba) y EMG (abajo) del sistema propuesto por Boukhenous et al [52]......	47

Fig. 1.14. Ejemplo de potencia en un espectro de Frecuencia en pacientes no sanos y sanos (Patient: sujetos no sanos, Healthy: sujetos sanos)	51
Fig. 1.15. Ejemplo de un poliedro convexo obtenido de las aceleraciones en 3D (superior-inferior, medial lateral y antero posterior) [5]	52
Fig. 1.16. Ejemplo gráfico de los grupos de pacientes en una prueba clínica sobre una superficie inestable y ojos cerrados, midiendo la aceleración y ángulos de navegación. [6]	53
Fig. 3.1. Dimensiones del sensor [64].....	61
Fig. 3.2. Primera Etapa Interfaz.....	62
Fig. 3.3. Segunda Etapa Interfaz.....	62
Fig. 3.4. Ubicación del sensor en los sujetos	64
Fig. 3.5 Categorización de Machine Learning [67].....	71
Fig. 3.6. Diagrama Elección de Características [elaboración propia]	77
Fig. 4.1, Centroide, Círculo de Dispersión y Normalidad del sujeto 5 (no sano) con señales de aceleración [elaboración propia]	81
Fig. 4.2 Centroide, Círculo de Dispersión y Normalidad del sujeto 24 (sano) con señales de aceleración [elaboración propia].....	82
Fig. 4.3. Comparación de la distancia BDM entre sujetos sanos y no sanos en cada prueba del m-CTSIB con señales de aceleración [elaboración propia]	86

Fig. 4.4 Comparación de la distancia BDM entre sujetos sanos y no sanos en cada prueba del m-CTSIB con ángulos de navegación [elaboración propia].....91



RESUMEN

El equilibrio es la capacidad de mantener el cuerpo erguido en actividades que requieren o no desplazamiento para prevenir caídas. Por esto, el equilibrio es una compleja integración y coordinación de los sistemas vestibular, visual y somatosensorial. Así, medir el equilibrio sirve para diagnosticar de manera temprana si existen trastornos o enfermedades que lo alteren, y prevenir caídas que podrían provocar la muerte. Este proyecto de tesis propone realizar una investigación referente al estudio del equilibrio. El proyecto incluye la implementación de una herramienta con un sensor inercial que ayude al personal clínico a facilitar la medición del equilibrio en el paciente. Este sistema es portable, inalámbrico y cómodo, ya que calcula automáticamente medidas para cuantificar el equilibrio e incluye algoritmos de aprendizaje automático para caracterizar el equilibrio y lograr un mejor diagnóstico y rehabilitación para el paciente.

Los resultados de las pruebas en 34 sujetos (25 sanos y 9 no sanos) muestran que utilizando las medidas propuestas se logra correlación con la Escala de Balance de Berg, la cual se encuentra validada para medir el equilibrio en personas sanas y no sanas. Además, con un clasificador basado en un árbol de decisión, con criterio de Entropía y *splitter* Best, se logra un 97.22% de precisión clasificando sujetos sanos y no sanos.

ACRÓNIMOS

C.O.P.	: Centro de Presión (Del inglés, <i>Center of Pressure</i>).
S.N.C.	: Sistema Nervioso Central
C.O.M.	: Centro de Masa (Del inglés, <i>Center of Mass</i>)
C.O.G.	: Centro de Gravedad (Del inglés, <i>Center of Gravity</i>)
O.M.S.	: Organización Mundial de la Salud.
E.A.	: Enfermedad de Alzheimer
E.M.	: Esclerosis Múltiple
S.N.	: Sistema Nervioso
C.T.S.I.B.	: Prueba clínica del equilibrio de interacción sensorial (Del inglés, <i>Clinical Test of Sensory Interaction in Balance</i>)
m-C.T.S.I.B.	: Prueba clínica del equilibrio de interacción sensorial modificada (Del inglés, modified <i>Clinical Test of Sensory Interaction in Balance</i>)
B.E.S.S.	: Sistema de Puntuación de error en equilibrio (Del inglés: <i>Balance Error Scoring System</i>)
I.M.U.	: Unidad de medición inercial
C.G.	: Grupo de Control (Del inglés, <i>control group</i>)
P.T.S.	: Pacientes (Del inglés, <i>patients</i>)
3.D.	: Tres dimensiones (Del inglés. Three dimentions)
U.V.L.	: Déficit vestibular periférico unilateral agudo
C.P.A.T.	: Tumor unilateral confirmado de ángulo cerebeloso-pontino
R.M.S.	: Valor cuadrático medio (Del inglés, root mean square)

- B.D.M. : Medida de Distancia para Equilibrio (Del inglés *Balance Distance Measure*)
- F.A. : Subtest de la prueba m-CTSIB donde el sujeto se encuentra en estado de bipedestación sobre una superficie firme con ojos abiertos.
- F.C. : Subtest de la prueba m-CTSIB donde el sujeto se encuentra en estado de bipedestación sobre una superficie firme con ojos cerrados.
- E.A. : Subtest de la prueba m-CTSIB donde el sujeto se encuentra en estado de bipedestación sobre una superficie inestable con ojos abiertos.
- E.C. : Subtest de la prueba m-CTSIB donde el sujeto se encuentra en estado de bipedestación sobre una superficie inestable con ojos cerrados.

CAPÍTULO 1. INTRODUCCIÓN

El equilibrio es esencial para el movimiento del cuerpo humano en su actividad diaria. Este se refiere a la habilidad de mantener la postura en actividades estáticas y dinámicas mientras al menos un pie contacta con el suelo. La alteración del equilibrio viene dada por la edad y patologías neuromusculoesquelética [1]. Debido al envejecimiento general de la población y el aumento de la esperanza de vida mantener la movilidad es algo crítico, sin embargo, los riesgos de caídas aumentan lo que provoca más lesiones y muertes [1].

El equilibrio y la postura son aspectos importantes en el control postural. El control postural es el encargado de controlar la posición del cuerpo en el espacio con dos propósitos, la estabilidad y la orientación [2]. Para determinar el estado del equilibrio de una persona se utilizan normalmente tres medidas: centro de gravedad, línea de gravedad y base de apoyo. El centro de gravedad es un punto en el cual actúa toda la masa del cuerpo. Se ubica normalmente en la segunda vertebra del sacro, sin embargo, su posición varía según pesos externos al cuerpo y según la postura [3]. La línea de gravedad corresponde a una línea imaginaria que pasa por el centro de gravedad y llega a la base de apoyo. Esta base es el área formada por todos los puntos de contacto de cuerpo con el suelo

[3]. Sin embargo, la forma más fácil de determinar el estado del equilibrio es midiendo el centro de presión (COP), que se refiere al punto en el cual toda la presión del cuerpo actúa sobre la superficie de apoyo [4].. Este centro de presión sigue siempre el mismo tipo de trayectoria (en personas sanas) en el pie durante la fase de apoyo en la marcha y esto puede usarse para reconocer patologías que afecten al equilibrio del cuerpo [4].

Las técnicas para cuantificar la estabilidad generalmente se basan en la evaluación de solo dos variables, es decir, dos coordenadas del COP. Sin embargo, al usar tres componentes del vector de aceleración, es posible describir el movimiento humano con mayor precisión [5]. Además, la necesidad de una prueba cuantificada simple para detectar trastornos del equilibrio es ampliamente reconocida [6]. Varios autores han sugerido calificar una combinación de tareas de postura y marcha que podrían satisfacer esta necesidad [5] [6]. Sin embargo, hasta la fecha no existen criterios para seleccionar qué tareas y medidas proporcionan una detección óptima de los trastornos de equilibrio [6].

Por lo expresado anteriormente, en este trabajo se propone el uso de un sensor inercial ubicado en la espalda baja, que por medio de la aceleración sea capaz de caracterizar el equilibrio con algoritmos de aprendizaje automático y círculos de normalidad, para así determinar si las personas tienen o no deficiencias y si tienen alteraciones asociadas.

1.1 Control Postural

El control postural se puede definir como una compleja interacción entre los sistemas sensoriales y motores que, al percibir los estímulos ambientales y, en respuesta a alteraciones en la orientación del cuerpo en el medio ambiente, debe mantener el centro de gravedad (COG) del cuerpo dentro de la base de apoyo [7]. La base de apoyo es la superficie de apoyo del cuerpo, y los límites de la estabilidad corresponden al área en que se puede mantener la postura sin cambiarla. Además, es necesario considerar el centro de masa (COM), que es el punto equivalente a la masa total del cuerpo y corresponde al promedio estimado de cada centro de masa de los distintos segmentos corporales en el espacio temporal, representados en los planos antero posterior y medial lateral [8], mientras que el COG es la proyección vertical hacia el suelo del COM, por lo que es un punto situado en el centro de masa corporal que, anatómicamente se encuentra delante de las vértebras L5-S1 y la segunda vértebra sacra [1].

Por todo lo anterior, el control postural requiere una compleja interacción de los sistemas musculoesqueléticos y el sistema nervioso. Además, se considera una habilidad motora compleja derivada de la interacción de múltiples procesos sensoriomotores. Los dos objetivos funcionales principales del control postural son la orientación postural y el equilibrio postural. La orientación postural implica el control activo de la alineación y el tono del cuerpo con respecto a la gravedad, la superficie de soporte, el entorno visual y las referencias internas. La

orientación espacial en el control postural se basa en la interpretación de la información sensorial convergente de los sistemas somatosensorial, vestibular y visual. El equilibrio postural, por su parte, implica la coordinación de estrategias sensoriomotoras para estabilizar el COM del cuerpo durante las perturbaciones de estabilidad postural iniciadas externamente y auto iniciadas [9]. En cuanto al equilibrio estático, son tres los principales factores que contribuyen a la estabilidad. En primer lugar, la alineación de los segmentos del cuerpo se modifica con el objetivo de minimizar el gasto de energía para mantener el equilibrio. En segundo lugar, el tono muscular se refiere a la fuerza con la cual los músculos resisten a ser estirados. Y finalmente, el tono postural se refiere al aumento de la actividad de los músculos cuya acción es antigravitacional.

Por otro lado, existen estrategias para mantener el equilibrio. La estrategia sensorial se trata de organizar la información del sistema visual, somatosensorial y vestibular para controlar el equilibrio. En la **Fig. 1.1**, se muestran las principales estrategias de movimiento usadas para mantener el equilibrio estático. La estrategia del tobillo actúa con y sin perturbaciones, pero solo actúa cuando la perturbación es pequeña y se tiene una superficie de apoyo firme. La estrategia de la cadera es usada para recuperar el equilibrio en caso de mayores perturbaciones y cuando la superficie de apoyo es más pequeña que los pies. La estrategia del paso se usa cuando las dos anteriores son insuficientes para recuperar el equilibrio [10]. Las estrategias antes descritas sirven para lograr la estabilidad en el plano antero-posterior, sin embargo, también se debe conservar

la estabilidad en el plano medio-lateral. En este plano, la principal estrategia usada es la de mover las articulaciones de la cadera, para producir cargas y descargas en las presiones de ambos pies para mantener o recuperar la estabilidad [1] [10]. En el caso de equilibrio dinámico, en los eventos de inicio y fin de la marcha también actúan las estrategias del tobillo y de la cadera para controlar la trayectoria del centro de presión y así acelerar y desacelerar el centro de masa para mantenerlo dentro de los límites de la estabilidad. Los cambios del centro de presión en el plano medio-lateral son mayormente controlados por músculos de la cadera, mientras que en el plano antero-posterior son controlados por los del tobillo. En el caso de la ejecución de la marcha propiamente tal, los músculos de la cadera son los que controlan el equilibrio en ambos planos [1].

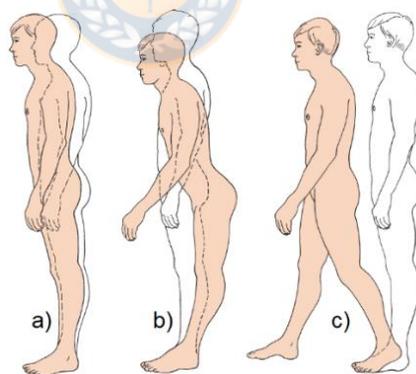


Fig. 1.1 Estrategias de movimiento postural para la situación de equilibrio estático [11]

a) Estrategias del tobillo; b) Estrategia de la cadera; c) Estrategia del paso

Para seleccionar la estrategia adecuada en cada situación, el sistema nervioso central usa la información proveniente de los sistemas sensoriales para calcular cómo y cuándo aplicar fuerzas en respuesta a perturbaciones y a la posición del

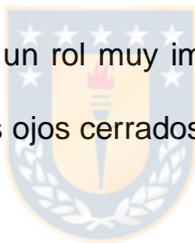
cuerpo en el espacio. Los principales sistemas sensoriales que participan en el control del equilibrio son el sistema somatosensorial, el sistema visual y el vestibular.

1.1.1 Sistema Somatosensorial

Este sistema es el encargado de enviar al SNC información de posición y movimiento del cuerpo en el espacio, con referencia a la superficie de apoyo. Además, la información de posición y movimiento en el cuerpo son las encargadas de informar sobre la relación de los segmentos del cuerpo entre sí. Los receptores somatosensoriales incluyen propioceptores articulares y musculares, receptores cutáneos y de presión [10]. Uno de los receptores más importantes son los de estiramiento y presión en la planta de los pies, ya que son sensores sensibles a la longitud de los músculos y a la tensión de los tendones. Con estos, es posible conocer la posición relativa de dos diferentes segmentos corporales y las variaciones de velocidad o presión. De esta forma, se tiene información del cuerpo en general y se relaciona la superficie de apoyo con la posición de la cabeza [12].

1.1.2 Sistema Visual

El movimiento del campo visual puede proporcionar información sobre el movimiento del cuerpo con respecto al mundo, ya que ayuda a controlar la bipedestación y a evitar obstáculos que pueden llevar a una caída [13]. La visión central corresponde a la visión más precisa, la cual se encarga de reconocer los obstáculos que deben evitarse al moverse. Por otro lado, la visión periférica al ser menos precisa es más sensible a los cambios de luminosidad y movimientos del entorno, lo que la hace más efectiva para el control postural [14]. Sin embargo, el sistema visual no cumple un rol muy importante ya que una persona puede mantener el equilibrio con los ojos cerrados o en una habitación oscura [13].



1.1.3 Sistema Vestibular

Es el encargado de detectar la posición y el movimiento de la cabeza y con esta información, contribuye al equilibrio a través de movimientos correctivos provocados por el vestíbulo-ocular y vías vestibuloespinales. El reflejo vestibulo-ocular ayuda a mantener la fijación visual durante los movimientos de la cabeza al generar rotaciones, mientras que los reflejos vestibuloespinales estabilizan la cabeza y ayudan a mantener la posición erguida al activar la actividad muscular en el cuello, extremidades y torso [13].

Por lo tanto, los sistemas deben integrarse para interpretar entornos sensoriales complejos. A medida que los sujetos cambian el entorno sensorial, necesitan volver a ponderar su dependencia relativa de cada uno de los sentidos. En un ambiente bien iluminado con una base firme de apoyo, las personas sanas se basan en la información de los sistemas: somatosensorial (70%), visión (10%) y vestibular (20%). Sin embargo, cuando se paran en una superficie inestable, aumentan la ponderación sensorial a la información vestibular y de la visión a medida que disminuyen su dependencia de las entradas somatosensoriales de la superficie para la orientación postural [9].



1.2 Equilibrio

El equilibrio es la compleja integración y coordinación de múltiples sistemas corporales, incluyendo el sistema vestibular, visual, auditivo, motor y alto nivel premotor. La información de los sistemas sensoriales se interpreta en el sistema nervioso central (SNC) basado en un esquema interno del cuerpo que formula una respuesta adecuada, y las sinergias musculares posturales se activan para realizar los movimientos apropiados de cabeza, ojos, tronco y extremidades para mantener la postura. Conservar el equilibrio abarca los actos de mantener, lograr o restaurar el centro de masa (COM) en relación con la base de soporte, o más generalmente, dentro de los límites de estabilidad, estos limitan un área en la que el cuerpo puede mantener su posición sin cambiar la base de apoyo. Estos límites

no son fijos, sino que cambian de acuerdo con la tarea, la biomecánica y características del individuo y diversos aspectos del medio ambiente [15] [10].

Los objetivos funcionales del sistema de equilibrio incluyen:

1. Mantenimiento de una alineación postural específica, como estar sentado o de pie,
2. Facilitación del movimiento voluntario, como las transiciones de movimiento entre posturas y
3. Reacciones que recuperan el equilibrio ante perturbaciones externas, como un tropiezo, deslizamiento o empuje.

El equilibrio también se puede categorizar sobre la base de la posición general del cuerpo y/o la respuesta neuromuscular a un evento desestabilizador, es decir, cualquier evento que pueda causar la pérdida de equilibrio, incluyendo un empujón o un movimiento rápido auto iniciado. Por esto, es necesario clasificar los tipos de equilibrio en: equilibrio estático y dinámico. El equilibrio estático se define como la habilidad de mantener el centro de gravedad dentro de una base de apoyo durante la posición bípeda o sentada. El equilibrio dinámico, por otro lado, implica mantener una postura erguida mientras el centro de gravedad y la base de apoyo se mueve o mientras el centro de gravedad está moviéndose fuera de la base de apoyo (por ejemplo, al caminar o correr). Entonces, mantener el equilibrio funcional para realizar las actividades de la vida diaria suele implicar elementos del control tanto anticipatorio como reactivo [16].

1.3 Factores que afectan el equilibrio

Como se ha mencionado anteriormente, el balance implica equilibrar todas las fuerzas que actúan sobre el cuerpo de tal manera que permita moverse de una forma controlada o permanecer en una posición determinada. Además, la orientación espacial implica la interpretación de la información sensorial de varias fuentes para una representación consistente de la posición del cuerpo con referencia a su entorno, así como la posición adecuada de los segmentos del cuerpo entre sí y con el entorno [2]. Por esto, el equilibrio se ve afectado por factores intrínsecos del individuo, otros que son específicos de cada tarea y también factores externos del ambiente [17]. Entonces, dentro de los factores internos del individuo están las restricciones biomecánicas del sistema musculoesquelético, ya que esto limita las potenciales estrategias para controlar el equilibrio. Los límites de estabilidad, además de depender de la base de sustentación, dependen del rango de movimiento de las articulaciones y de la fuerza y rigidez de los músculos. Por ejemplo, sujetos con alta pérdida de la función vestibular no pueden utilizar la estrategia de la cadera cuando están sobre una superficie estrecha. Por otro lado, la pérdida de la información somatosensorial en los pies resulta en un incrementado uso de la estrategia de la cadera [18]. En segundo lugar, cada tarea requiere de una estrategia específica para mantener el equilibrio, por lo que se requieren orientaciones específicas, tomando en cuenta las restricciones biomecánicas del individuo y las condiciones

del entorno. Los requerimientos de la actividad que se desea llevar a cabo pueden ser explícitos o implícitos. Las explícitas incluyen instrucciones específicas, como evitar dar un paso para mantener el equilibrio, mientras que las implícitas tienen que ver con el sistema nervioso del individuo, por ejemplo, el deseo de conservar energía que implicará realizar movimientos ineficientes para recuperar el equilibrio [18]. Finalmente, en cuanto a las condiciones del ambiente, la firmeza y dimensión de la superficie de apoyo influye en la selección de estrategias, ya que esto cambia la forma en que el centro de masa puede moverse. El entorno y la tarea también cambian la organización de los sistemas sensoriales, según la información disponible desde cada uno de estos [18].

Otro factor que influye en el control del equilibrio es la experiencia. Se ha estudiado y descubierto que, en general, se utiliza más la estrategia del paso frente a perturbaciones desconocidas. Por otro lado, cuando sujetos tienen pérdida de múltiples sistemas sensoriales, la mayoría adultos mayores, tienden a usar más la estrategia del paso incluso frente a pequeñas perturbaciones [18].

A continuación, se expondrán algunas modificaciones que sufre el equilibrio durante el envejecimiento y algunas enfermedades que afectan negativamente al equilibrio y que tienen mayor probabilidad de sufrir caídas [19].

1.3.1 Envejecimiento

El equilibrio y marcha son considerados importantes en la salud de los sujetos de edad avanzada, ya que se estima que el 13% de los adultos mayores informan un desequilibrio entre los 65 y 69 años, aumentando en a un 46% en los mayores de 85 años. Las alteraciones del equilibrio y la marcha han sido un factor importante al momento de observar los riesgos de caída [13]. Los adultos mayores tienen cada vez más dificultades con la función sensorial, integración del sistema nervioso central, la función neuromuscular y esquelética, debido al mismo envejecimiento que presenta el cuerpo. También, ellos son más propensos a enfermedades que alteran estas funciones y, debido a la disminución de la actividad, tienen a perder fuerza muscular, flexibilidad e integridad esquelética. Los factores sociales, como la pérdida de seres queridos o cuidadores y los entornos cambiantes, como las casas de acogida, a menudo tienden a degradar la capacidad de una persona a mantener el equilibrio, llevando a caídas o lesiones. Además, muchos de los medicamentos a utilizar por los pacientes para tratar sus enfermedades crónicas afectan aún más su equilibrio. La combinación de estos eventos conduce a un mayor riesgo y miedo de sufrir una caída, provocando la disminución de actividad que ayuda a fortalecer el equilibrio normal y una buena calidad de vida [20].

Según la Organización Mundial de la Salud (OMS), entre 2015 y 2050 el porcentaje de los habitantes del planeta mayores de 60 años casi se duplicará,

pasando del 12% al 22% y con esto también se incrementan las enfermedades asociadas a la edad, como trastornos físicos, sensoriales y cognitivos, así como a la falta de adaptación del entorno a las necesidades de la población de edad avanzada. Debido a esto, el riesgo de caídas es mayor y, por lo tanto, los tratamientos o lesiones sufridas son más graves que en personas jóvenes [21]. En Chile la población de 60 años o más es de 2.899.621 habitantes correspondiente al 15.9% de la población total. De ellos, 55,0% son mujeres (1.595.386 personas) y 45,0% son hombres (1.304.235 personas). La Región Metropolitana tiene el mayor porcentaje de adultos mayores del país con 39,6%, seguida por Biobío, con 12,2% según datos del censo realizado en 2017. Las proyecciones indican que la población en Chile está envejeciendo y para el 2050 se espera que el porcentaje de población de 65 años o más se duplique [22].

1.3.2 Párkinson

La enfermedad de Parkinson es el segundo trastorno neurodegenerativo más común. Se caracteriza clínicamente por el parkinsonismo (temblor en reposo, rigidez e inestabilidad postural) y patológicamente por la pérdida de neuronas en la sustancia negra y en otros lugares en asociación con la presencia de depósitos de las proteínas ubicadas en el citoplasma de las neuronas (cuerpos de Lewy) e inclusiones proteicas en forma de hilo dentro de las neuritas (neuritas de Lewy) [23].

En general, entre el 1% y 2% de la población mayor de 65 años sufre de Parkinson lo que aumenta a 3% - 5% en los mayores a 85 años. La prevalencia en países europeos es de entre 100 y 200 por cada 100.000 habitantes [24]. En Chile, se estima que cerca de 40.000 personas tienen la enfermedad de Parkinson [25].

A medida que la enfermedad avanza, se producen déficits clínicos en el control postural, incluida la inestabilidad durante los ajustes posturales iniciales (por ejemplo, el inicio de la marcha, transición a la postura de una sola extremidad), y quizás las caídas más graves y potencialmente mortales. Ciertos estudios concluyeron que cerca del 70% de los pacientes con Parkinson caen al menos una vez al año y casi el 50% dos veces. Las caídas que resultan de la inestabilidad postural tienen un enorme impacto en la salud de las personas ya que son una fuente considerable de morbilidad y mortalidad [26].

1.3.3 Alzheimer

La enfermedad de Alzheimer (EA) es una enfermedad neurológica progresiva que resulta en la pérdida irreversible de neuronas, particularmente en la corteza y el hipocampo. Las características clínicas son el deterioro progresivo de la memoria, el juicio, la toma de decisiones, la orientación al entorno físico y el lenguaje [23].

Las alteraciones de la marcha y el equilibrio son frecuentes en pacientes que padecen EA con una prevalencia de más del 60% según la gravedad de la demencia. Estos trastornos de la marcha y el equilibrio son factores de riesgo importantes para caídas, ingresos hospitalarios de emergencia, y aumento de los costos de atención de salud [27]. Además, el diagnóstico clínico de EA indica que se caracteriza por un inicio gradual de deterioro cognitivo, seguido de un deterioro cognitivo continuo en el cual es improbable que se presenten anomalías del sistema motor hasta las etapas avanzadas de la condición. Estas anomalías del sistema motor pueden incluir alteraciones del equilibrio y la marcha. Sin embargo, estudios previos han reportado disfunción de la marcha y el equilibrio en personas con etapas relativamente tempranas de EA, aunque existen limitaciones para los enfoques utilizados en muchos de estos estudios [28].

Esta enfermedad tiene una prevalencia de aproximadamente un 1% entre los 65 y 69 años de edad, y aumenta entre un 40-50% con la edad. En la Fig. 1.2 se puede observar la prevalencia que tiene la enfermedad al pasar de los años, tanto para hombres como para mujeres [23].

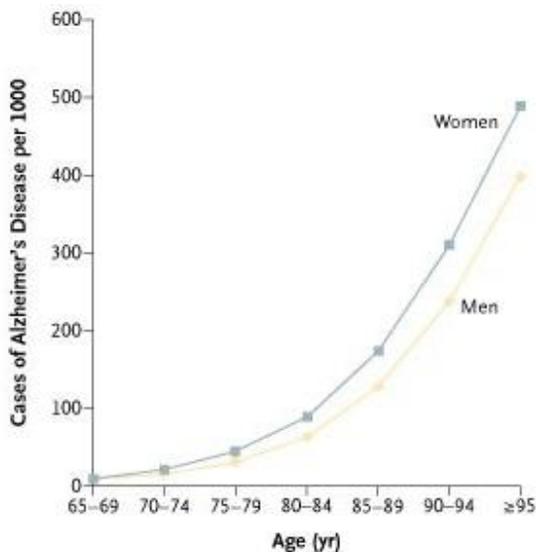


Fig. 1.2. Prevalencia del Alzheimer en la población [23]



1.3.4 Esclerosis Múltiple

La esclerosis múltiple (EM) es una enfermedad autoinmunitaria que afecta el cerebro y la médula espinal. Esta enfermedad afecta más a las mujeres que a los hombres. El trastorno se diagnostica con mayor frecuencia entre los 20 y 40 años, pero se puede observar a cualquier edad.

La esclerosis múltiple es causada por el daño a la vaina de mielina, esta es la cubierta protectora que rodea las neuronas Fig. 1.3 . Cuando ésta cubierta de los nervios se daña, los impulsos nerviosos disminuyen o se detienen. Este daño es causado por inflamación que ocurre cuando las células inmunitarias del propio cuerpo atacan al sistema nervioso (SN). Esto puede ocurrir a lo largo de cualquier zona del cerebro, el nervio óptico o la médula espinal. No se sabe

exactamente qué causa la EM. La creencia más frecuente es que los culpables son un virus, un defecto genético, o ambos. Los factores ambientales también pueden jugar un papel [29].

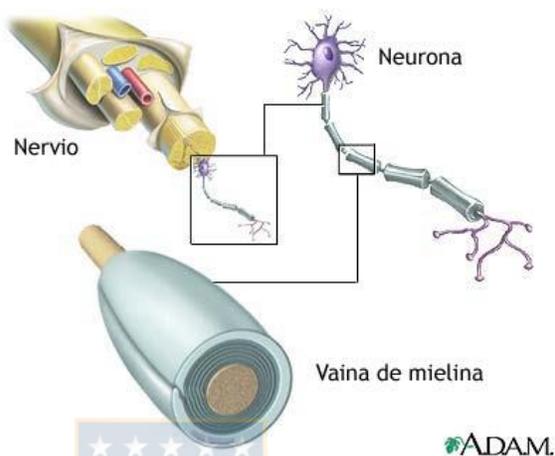


Fig. 1.3. Representación de la Vaina de Mielina [30]

Con la mayoría de los estudios de la marcha y el equilibrio se han limitado con pacientes EM, ya que existen cambios sutiles en estas áreas. Estudios han descrito anomalías en la marcha como velocidad reducida, longitud de zancada y movimiento de tobillo alterado [29] [31]. Se ha sugerido que las alteraciones en el rendimiento de la marcha, particularmente las características espaciales temporales, pueden estar asociadas con un equilibrio deteriorado, sin embargo, ningún estudio ha investigado la relación entre los parámetros de la marcha [31].

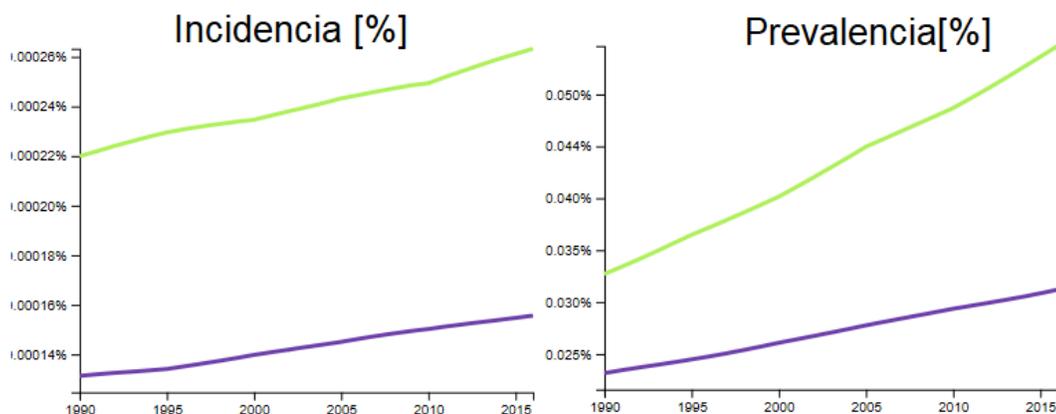


Fig. 1.4: Incidencia y Prevalencia de Esclerosis Múltiple [32].

En verde datos de la población chilena y en morado de la población mundial.

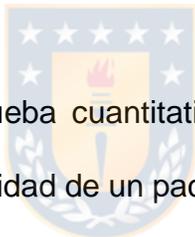
La esclerosis múltiple afecta a los 3 sistemas que controlan el equilibrio. Produce a menudo visión doble o borrosa, esto da información confusa al cerebro acerca del entorno. Puede afectar a las vainas de mielina de los nervios que comunican el sistema vestibular con el cerebro, esto produce que lo que aporta este sistema para el equilibrio se pierda casi por completo. El sistema somatosensorial también se ve perjudicado, causando sensaciones de entumecimiento y hormigueo. Esto indica que el cerebro no está recibiendo correctamente la información para controlar el equilibrio [33].

Por esto se vuelve imperativo evaluar el equilibrio en la población para disminuir la probabilidad de sufrir trastornos, accidentes y una posible muerte. En el ámbito clínico se han desarrollado diferentes métodos para evaluar y así brindar una rehabilitación según lo que necesite el individuo.

1.4 Pruebas para Medir el Equilibrio

Para medir el equilibrio de forma clínica, se han utilizado diferentes pruebas. Algunas de ellas son objetivas, ya que existen herramientas que lo miden y entregan índices para realizar un diagnóstico, mientras que otras son pruebas clínicas que incluyen test y escalas, las cuales requieren de personal entrenado para ser aplicadas.

1.4.1 Posturografía



La posturografía es una prueba cuantitativa que evalúa los reflejos vestíbulo espinales, midiendo la capacidad de un paciente de mantenerse de pie a medida que la información sensorial, propioceptiva y visual se reduce o distorsiona [34]. Además, se puede utilizar para medir la contribución que ejerce el sistema visual, vestibular y somatosensorial al momento de mantener el equilibrio, como se muestra en la Fig. 1.5 [35]. Para esto, se va eliminando cada sistema por sí solo y el paciente debe compensarse con los demás sistemas. Cabe destacar que ninguna entrada puede medirse por sí misma, siempre depende de otra. Finalmente, hay dos pruebas que este aparato clínico puede medir: la prueba de organización sensorial y la de control motor [34]. Algunas limitaciones que presenta el sistema es que tiene un alto costo (80.000 dólares [36]), se requiere entrenamiento previo para el personal que lo utilizará y necesita un espacio físico

muy amplio. Sin embargo, las ventajas que presenta son: es un equipo muy solicitado por las clínicas de rehabilitación, evalúa múltiples patologías (vértigo, enfermedad de Ménière, esclerosis múltiple, etc), permite realizar estudios de propiocepción tras cirugías, entre otras [37].



Fig. 1.5. Paciente realizando pruebas de equilibrio con un Posturógrafo [38]

1.4.2 Clinical Test of Sensory Interaction Balance (CTSIB)

Es una prueba cronometrada, que sirve para evaluar el efecto de la interacción sensorial en la estabilidad postural en posición de apoyo [39], como se muestra en la Fig. 1.6. Esta prueba evalúa sistemáticamente el sistema visual, vestibular y somatosensorial en el equilibrio del paciente [40] mediante puntuaciones con respecto al balanceo en las direcciones anterior-posterior, medial-lateral y la duración del mantenimiento de equilibrio. Esta incluye 6 condiciones a evaluar con un máximo de 30 segundos:

1. Estar de pie en una superficie firme con ojos abiertos.
2. Estar de pie en una superficie firme con ojos cerrados.
3. Estar de pie en una superficie firme con un objeto que interrumpa el sistema visual.
4. Estar de pie en una superficie inestable con ojos abiertos.
5. Estar de pie en una superficie inestable con ojos cerrados.
6. Estar de pie en una superficie inestable con un objeto que interrumpa el sistema visual.

Una de las ventajas que presenta este sistema es que es de bajo costo y requiere de un mínimo de equipamiento y de personal clínico [39]. Con respecto a esta prueba, algunos estudios como [40] han demostrado que no hay diferencia significativa entre las pruebas 3 y 6, por lo que fueron eliminadas y el nombre de la prueba fue renombrada como *modified Clinical Test of Sensory Interaction for Balance* (m-CTSIB). En Chile se utiliza la estación unipodal para medir el equilibrio estático en adultos mayores, ya que mide el riesgo de caída, movilidad y funcionamiento de las extremidades inferiores debido a que es una herramienta clínica simple, rápida y ampliamente utilizada [41]. Pero para efectos de este estudio, por sus propiedades y porque valora la totalidad de los sistemas sensoriales se utilizará el m-CTSIB [42]. En cuanto a la validez de este test, se tiene que el índice de correlación intraclass (ICC) es de un 0.91 para sujetos sanos en una superficie firme con ojos abiertos, mientras que en una superficie

firme y ojos cerrados su ICC=0.97 [43]. Por lo que es confiable en el ámbito clínico para evaluar equilibrio estático en los sujetos.



Fig. 1.6. Personal de la salud aplicando el Test CTSIB [11]

1.4.3 Balance Error Scoring System (BESS TEST)

El BESS test fue inicialmente desarrollado como una herramienta de evaluación objetiva, rentable y de fácil administración, para ser utilizada por los clínicos en la evaluación de la estabilidad postural después de una conmoción cerebral. Esta prueba consiste en tres pruebas con sus respectivos puntajes, en la primera el sujeto debe estar sobre los pies (manos en las caderas y pies juntos), en la segunda prueba sólo una pierna apoyada (de pie sobre la pierna no dominante y con las manos en las caderas) y finalmente, en posición tándem (pie no dominante detrás del pie dominante). Las posturas se realizan sobre una superficie firme y en una superficie de espuma con los ojos cerrados; un error se

define como abrir los ojos, levantar las manos de las caderas, caminar, tropezar, caer fuera de posición o elevar el antepie o talón [44]. Finalmente, esta prueba tiene una especificidad del 96% para predecir personas sanas y una sensibilidad del 53%, en pacientes adultos mayores. Además, es un test validado en personas con desórdenes vestibulares, personas con accidente cerebrovascular, adultos mayores, daño cerebral, entre otros.

1.4.4 Escala de Balance de Berg

Es una prueba clínica que presenta 14 ítems para evaluar cuantitativamente el equilibrio y el riesgo de caídas en adultos mayores a través de la observación directa. Esta prueba requiere de 10-20 minutos para completarse, midiendo la capacidad del paciente para mantener el equilibrio, ya sea de forma dinámica o estática, durante un periodo de tiempo específico. Los ítems se puntúan entre 0 a 4, donde un puntaje de 0 representa la incapacidad de completar una tarea y donde un puntaje de 4 que representa la finalización independiente del ítem. Luego, se calcula la puntuación final a partir de 56 puntos posibles. Los puntajes de 0-20 representan un deterioro del equilibrio, de 21-40 representan un equilibrio aceptable y de 41 a 56 representan un buen equilibrio. Las ventajas que presenta esta prueba son: la facilidad con la que puede manejarse y el equipamiento mínimo (dos sillas, cronómetro, regla y un escalón), poco espacio y no requiere de una capacitación adecuada. A pesar de esto, la desventaja que presenta es

que sólo debe ser administrado por un profesional de la salud que tenga conocimientos en como movilizar de forma segura a los pacientes [45], como muestra la Fig. 1.7 . Además, en este trabajo, se utilizará para comparar los test realizadas con el m-CTSIB, ya que se encuentra validado en adultos mayores, párkinson y pacientes con secuelas de accidente cerebrovascular. Finalmente, esta prueba tiene una especificidad del 96% para predecir personas sanas y una sensibilidad del 53%, en pacientes adultos mayores. Además, fue una prueba validada en personas con desórdenes vestibulares, personas con accidente cerebrovascular, adultos mayores, daño cerebral, entre otros [46].



Fig. 1.7. Personal de la salud, aplicando el Test de la Escala de Balance de Berg [47]

1.5 Estado del arte de dispositivos para medir el Equilibrio

1.5.1 Técnicas para cuantificar el equilibrio

Las técnicas para cuantificar la estabilidad generalmente se basan en la evaluación de solo dos variables, es decir, dos coordenadas del COP. Sin

embargo, al usar tres variables, es decir, tres componentes del vector de aceleración, es posible describir el movimiento humano con mayor precisión [5]. Recientemente, los sensores inerciales han comenzado a utilizarse en la biomedicina, además de la robótica y el sector aeroespacial, entre otros usos que ha tenido a lo largo de los años. Estos sensores tienen la gran ventaja de poder realizar una adquisición de datos inalámbrica, son de bajo costo, poseen un tamaño que les permite ser portátil y no necesitan un ambiente específico para ser utilizados, logrando así, medir objetivamente la oscilación postural que presenta el cuerpo humano al mantener el equilibrio en diferentes situaciones [15].



1.5.2 Dispositivos que miden el equilibrio

Los autores de [48] decidieron utilizar el acelerómetro que poseen los celulares inteligentes para medir la estabilidad postural y distinguir a los adultos mayores con altos niveles de riesgo de caída. Para esto, midieron a 30 adultos con una media de edad de 65.9 ± 8.8 años en una plataforma de fuerza y un celular en su pecho. De la plataforma se obtuvieron: el COP, velocidad en la dirección anterior-posterior y medio lateral y la elipse de confianza (de la plataforma). En cambio, con el celular se obtuvo la aceleración máxima y el valor cuadrático medio (RMS) en las mismas direcciones y los ejes verticales. Además, se realizaron correlaciones entre ambos dispositivos y todos los participantes realizaron un perfil fisiológico para ver el riesgo de caída que presentaban. Como

resultado obtuvieron altas correlaciones entre ambos, en el cual el teléfono inteligente era comparable a la placa de fuerza en la discriminación entre los adultos mayores con bajo y alto riesgo de caída. Más aún, el RMS en la dirección anterior-posterior y vertical desde el teléfono parece ser comparable a la velocidad COP y la elipse de área de la placa de fuerza en la discriminación del riesgo de caída en adultos mayores.

En [49], se realizó un estudio para correlacionar los movimientos del pie con presiones plantares, ya que se encontró correlación entre el desequilibrio y aumento de riesgo de caídas con dolores en el pie. Estos dolores a menudo son causados por elevada presión plantar durante la marcha, sobre todo en adultos mayores. En el estudio participaron 6 adultos, de las cuales 3 eran adultos mayores. Para el estudio se utilizaron 5 cámaras, que los autores calibraron, en conjunto con marcadores ubicados en el miembro inferior de los sujetos de prueba, y una plataforma *Tekscan* para presiones plantares midiendo a 100Hz. Con la plataforma se calculó el área de contacto, la presión de contacto y la integral de la presión en el tiempo. Para las pruebas se les pidió a los sujetos que realizaran una marcha normal dando un paso en la plataforma de presión, como se muestra en la **Fig. 1.8**. En el estudio se observó cómo los adultos mayores tendían al desequilibrio, lo que podía observarse por desviaciones del centro de presión, tal como se observa en la **Fig. 1.9** (a). Debido a esto se observó que parámetros como la edad, modo y velocidad de marcha y el peso afectaban a la trayectoria del centro de presión y al equilibrio. Además, se observó que, para

lograr un mejor equilibrio, la posición de la rótula durante la marcha debía estar dentro de la huella del pie en el suelo. El estudio fue hecho metódicamente y con justificación en cada uno de sus procedimientos. Así, se prueba que el uso de mediciones de presión plantar ayuda a la evaluación el equilibrio de las personas. Sin embargo, se concluyó que deben realizar estudios en más sujetos para poder obtener conclusiones más generalizadas.

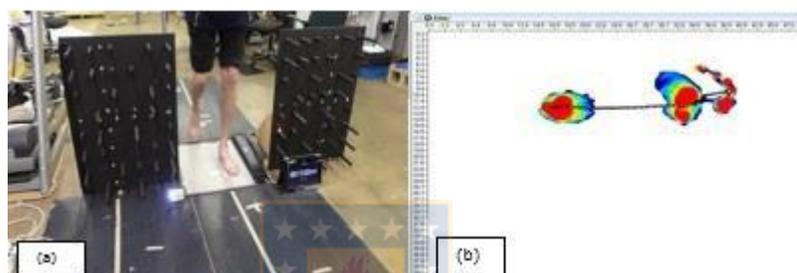


Fig. 1.8: Realización de las pruebas del sistema propuesto por Abbas et al [49].

(a) Adulto mayor dando un paso en la plataforma. (b) Trayectoria del centro de presión del pie izquierdo.

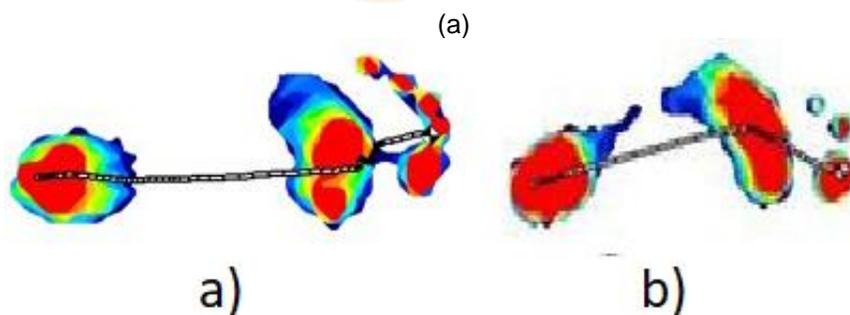


Fig. 1.9 Trayectoria del centro de presión de dos sujetos [49].

a) Trayectoria del centro de presión de un adulto mayor. b) Trayectoria del centro de presión de un adulto. Los colores indican las presiones que se generan en el pie, donde el rojo refleja mayor presión y el azul menos presión.

Por otro lado, Abbas y Chong en [50], evaluaron las presiones plantares en la fase intermedia, es decir, cuando el paciente inicia la marcha y solo apoya

un pie con todo el peso y mantiene el equilibrio, viéndose representado en la Fig. 1.10 . Ellos consideran que las patologías que puede tener el pie junto con la marcha pueden afectar a las caídas que sufren, en mayor cantidad, los adultos de edad más avanzada. Por lo tanto, su propósito es evaluar los datos no normalizados y normalizados, en función de los valores de peso y tiempo de las presiones plantares en contacto y las presiones máximas, para comparar el comportamiento entre adultos y adultos mayores. Para esto, los autores midieron 15 regiones del pie definidas anatómicamente, cubriendo toda la superficie para estudiar el equilibrio y utilizando una alfombra de presiones.

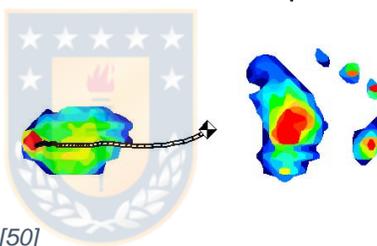


Fig. 1.10. Pie en fase intermedia [50]

Tabla 1.1 Valor Medio y desviación estándar para las presiones plantares en [kpa] [50]

Contact Area	Older Adults		Adults	
	Mean	±SD	Mean	±SD
Medial Heel	13.7404	0.90636	14.5158	1.93334
Lateral Heel	8.84523	1.75559	11.1647	1.27468
Medial Mid Foot	1.97337	1.86625	0.17304	0.14986
Lateral Mid Foot	7.7271	6.50548	8.76204	8.74736
Medial Forefoot	17.2612	3.54231	12.7953	3.41798
Lateral Forefoot	16.9184	5.67331	15.0282	4.90581
Metatarsal 1	8.24291	2.61366	5.06488	2.75819
Metatarsal 2	6.44258	2.78688	4.37936	1.60581
Metatarsal 3	7.55738	2.19272	5.23792	0.39649
Metatarsal 4	6.09649	1.46484	6.44258	1.33722
Metatarsal 5	4.29616	1.67887	14.6855	6.97477
Toe 1	1.46089	2.53034	0.34276	0.59368
Toe 2	0.08652	0.14986	0.68552	0.59368
Toe 3	0.42928	0.74354	0	0
Toe 4,5	1.03161	1.56739	1.03161	0.93034

Los resultados, como se muestra en la **Tabla 1.1**, muestran una mayor área en adultos mayores que en los otros en la gran mayoría de las zonas anatómicas, excepto en las regiones del talón y el segundo dedo del pie durante la fase de postura media. Esto da lugar a que las personas con edad más avanzada tienden a ocupar más área ya que buscan el equilibrio balanceándose o buscando una base de apoyo más grande.

En [51] Pivnickova utilizó una Wii Balance Board para poder realizar una posturografía estática de forma portable y de bajo precio, ya que como es sabido, esta plataforma sirve como medio de entretenimiento en videojuegos. Además, la metodología que utilizaron fue de ubicar al paciente en una posición de pie sobre una plataforma instrumentada fija conectada a detectores sensibles, que pueden detectar las pequeñas oscilaciones del cuerpo con ojos abiertos y cerrados por 20 segundos cada prueba.

Luego de medir a los pacientes, el software de la plataforma determina diferentes valores, donde los autores calculan el parámetro *Way* que describe el camino del centro de gravedad, y el parámetro *Area* que indica el área que ocupa el centro de gravedad, entre otros. Además, desarrollaron un software que permite la obtención de datos y la representación de ellos como muestra la **Fig. 1.11(a)** y también la representación de la coordenada *Y* en la misma prueba con ojos abiertos y cerrados **Fig. 1.11(b)**. En conclusión, los resultados obtenidos muestran que la Wii Balance Board puede convertirse en un dispositivo útil para evaluar el desplazamiento del centro de presión en los exámenes médicos.

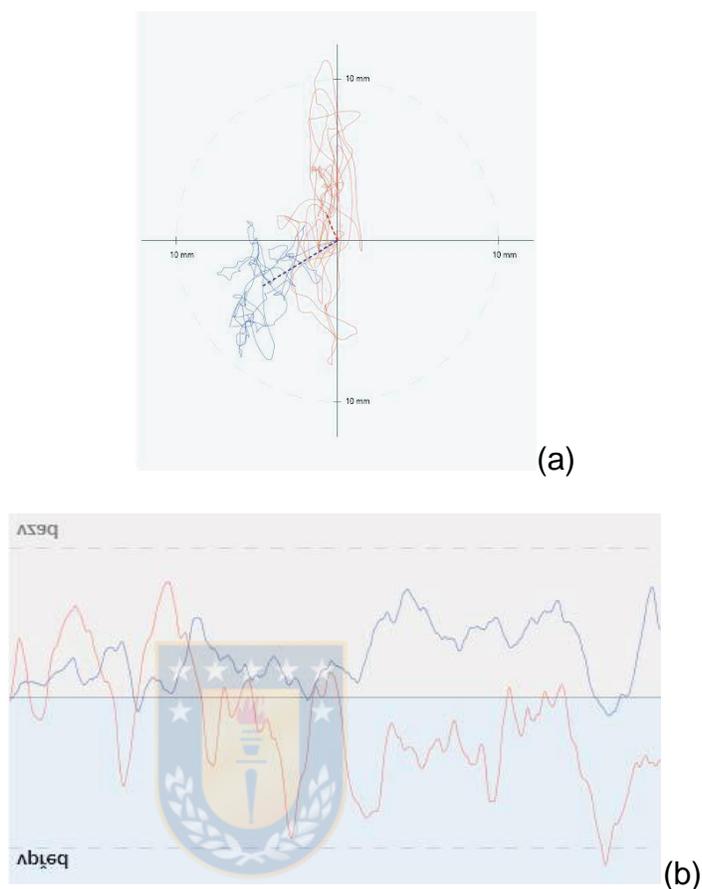


Fig. 1.11. (a) Movimiento del COG del paciente con ojos cerrados y abiertos, (b) Coordenada Y con ojos abiertos (azul) y cerrados (rojo) [51]

Boukhenous et al [52] propusieron la utilización de sensores magnéticos para medir presión plantar y en conjunto con EMG del músculo sóleo evaluar el equilibrio. Se ubicaron 6 sensores magnéticos en una plantilla en áreas anatómicas bajo el calcáneo, a medial y lateral del pie medio, primera y quinta cabeza metatarsiana y en el dedo gordo del pie como se muestra en la **Fig. 1.12**. Ubicaron los sensores bajo esas zonas anatómicas, ya que, indican que estos

puntos son útiles para analizar el pie pediátrico durante el movimiento. El EMG fue adquirido utilizando una ganancia de 1000 y un filtro pasa banda con banda de paso de 0.05Hz a 500Hz.

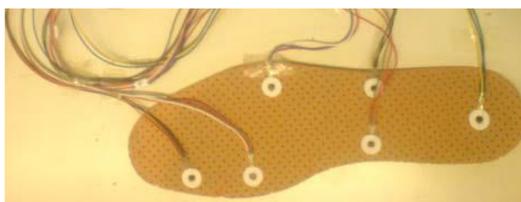


Fig. 1.12: Plantilla desarrollada por Boukhenous et al [52].

Con esto, midieron en conjunto las señales mencionadas a dos sujetos en modo estático con los ojos abiertos y cerrados, utilizando el sistema descrito solo en un pie. Para evaluar el equilibrio midieron los *peak* de presión y el retardo desde que se cerraban los ojos del sujeto de prueba hasta que perdía el equilibrio, esto puede observarse en la **Fig. 1.13**. En el *paper* no se indicaba la razón de la pérdida de contacto con el suelo de los sujetos de prueba, ya que, solo cerrar los ojos no es una razón suficiente para perder el equilibrio en sujetos sanos. La señal de EMG del sistema no es utilizada para ningún índice en el *paper* por lo que podría ser eliminada y el sistema funcionaría igual. Además, en la **Fig. 1.13** puede observarse que la señal de EMG presentaba un alto nivel de ruido, ya que no hay una clara diferencia entre la fase con los ojos abiertos y con los ojos cerrados, teniendo en cuenta que con los ojos cerrados el músculo sóleo debería haber aumentado su funcionamiento para conservar el equilibrio.

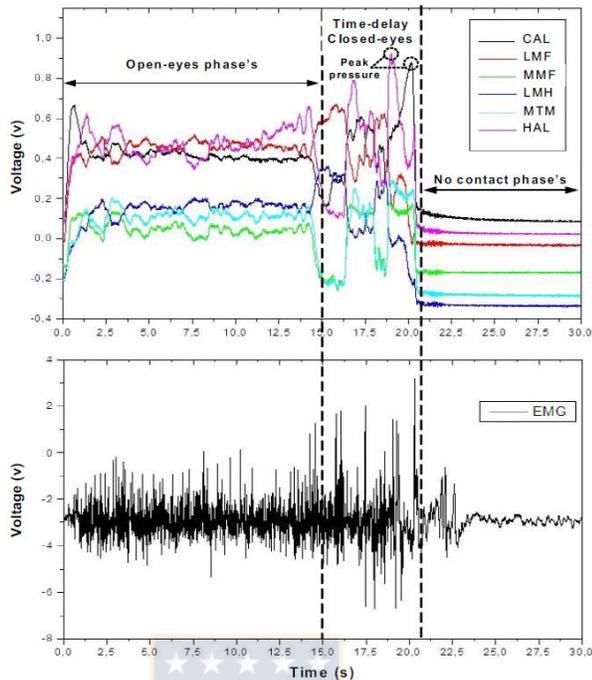


Fig. 1.13: Señales de presión (arriba) y EMG (abajo) del sistema propuesto por Boukhenous et al [52].

En [44] los autores realizan en 48 jóvenes sanos el BESS test, realizando cinco pruebas por sujeto cada 50 días, de esto se observó que el sujeto tenía un aprendizaje automático y era posible interpretar la puntuación media luego de 3 veces hecha la prueba; además, luego de múltiples pruebas, la evaluación muestra puntuaciones clínicamente confiables para tomar decisiones clínicas precisas. Otro caso de evaluación fue Guskiewicz et al [53], quienes realizaron la prueba en 36 atletas con conmoción cerebral y 36 sujetos de control emparejados. De la prueba realizada se observó que los sujetos lesionados demostraron déficit de estabilidad postural mucho mayor a los sujetos de control,

lo que pudo haberse debido a que no se usó la información de los sistemas vestibulares y visual de manera efectiva.

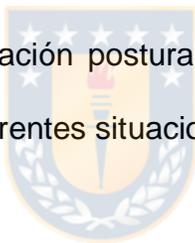
En [54] estudiaron a 96 personas adultas mayores con el objetivo de determinar si las entradas sensoriales tenían relación con el equilibrio. Con este fin, separaron a los sujetos en tres grupos, el primero no presentaba caídas, el segundo una caída y el tercero varias caídas. Luego de aplicar el test CTSIB se obtuvo que los sujetos que presentaban una mayor cantidad de caídas estaban más relacionados con las entradas sensoriales, además pudieron visualizar que aunque cambien la superficie de estabilidad no se puede atribuir el empeoramiento del equilibrio, aunque si se pueden identificar problemas de interacción sensorial. Madureira y su equipo [55] realizaron un estudio en mujeres adultas mayores con osteoporosis, separándolas en dos grupos para poder analizar su comportamiento, haciendo mediciones con diferentes pruebas, entre ellos el CTSIB. Se concluyó que, al entrenar el equilibrio con ejercicios hechos en casa supervisados por un fisioterapeuta, los resultados fueron beneficiosos ya que los riesgos de caídas disminuyeron.

1.6 Sensores Inerciales

Los sensores inerciales (IMU) que se usan en la actualidad, consisten en acelerómetros lineales y/o sensores de velocidad angular (giróscopos) que pueden medir los movimientos de piernas, brazos y torso mientras las personas

realizan sus actividades diarias [15]. Estos dispositivos son muy atractivos en el ámbito clínico, ya que dan la posibilidad de registrar datos cuantitativos en cualquier lugar, al poder medir la independencia del sujeto en la realización de sus actividades cotidianas sin entorpecer al paciente [56].

Recientemente, los sensores inerciales han comenzado a utilizarse en la biomedicina, además de la robótica y el sector aeroespacial, entre otros usos que ha tenido a lo largo de los años. Estos sensores tienen las ventajas de una adquisición de datos inalámbrica, son de bajo costo, un tamaño que puede ser portátil y no necesitan un ambiente específico para ser utilizados, logrando así medir objetivamente la oscilación postural que presenta el cuerpo humano al mantener el equilibrio en diferentes situaciones [15].



1.6.1 Ubicación del sensor inercial para medir el equilibrio

Los recientes avances tecnológicos han llevado al desarrollo de pequeños sistemas de monitoreo de movimiento que se usan en el cuerpo que pueden medir y cuantificar el balanceo postural con precisión y sensibilidad similares a las placas de fuerza, esto es incorporando los sensores inerciales. Generalmente los sensores son ubicados en lugares como la cabeza, muñecas, esternón, espalda baja, muslos, piernas y tobillos [57].

Según varios investigadores [1] [57] [58] [59] es importante considerar ubicar el sensor inercial en la espalda baja, aproximadamente a la altura de L5 y

S1, ya que es la mejor opción para recopilar los datos de aceleración y velocidad angular, cuando se desea representar el equilibrio cerca del COM del cuerpo.

Por esto, se sugiere utilizar el sensor en la espalda baja en la mayoría de las poblaciones o patologías, exceptuando a embarazadas que requieren mantener el equilibrio corporal y la distribución de carga articular, ya que el COM se altera y las cargas del tronco anterior pueden aumentar [60]. Por esta razón, las caídas durante este proceso aumentan hasta un 80%, lo que hace necesario considerar un nuevo lugar donde ubicar el sensor inercial para medir su equilibrio. Una opción para esta nueva ubicación es en los tobillos o talones, sin embargo, no siempre dan una buena medición.



1.6.2 Estudios con sensores inerciales

Los autores en [61] utilizan solo un sensor inercial en 10 pacientes con ataxia cerebelosa y 11 sujetos sanos. Estos ubicaron el sensor inercial en el tronco y midieron la aceleración en una superficie firme e inestable con ojos cerrados y abiertos. Ellos consideraron que la distribución de la densidad espectral de potencia en el espectro de frecuencia de aceleración en la dirección anterior-posterior es una herramienta adecuada para cuantificar la inestabilidad postural (**Fig. 1.14**). Por esto, compararon el área bajo la curva de la densidad espectral de potencia de los sujetos sanos o grupo de control (CG) y con ataxia (PTS). Al momento de evaluar ambos grupos con una superficie firme y ojos abiertos no se encontraron diferencias ($p=0.641$). En cambio, al momento de

comparar ambos grupos sometidos a una superficie estable con ojos cerrados su ρ fue igual a 0.023. Finalmente, al someter a los pacientes en superficie inestable ya sea con ojos abiertos o cerrados su ρ fue de 0.016. Con estos antecedentes los autores concluyeron que la visión y el sistema somatosensorial influyen significativamente en los pacientes con patologías. Además, demostraron que su sistema si era capaz de discriminar entre los sujetos y ser de bajo costo para el área clínica.

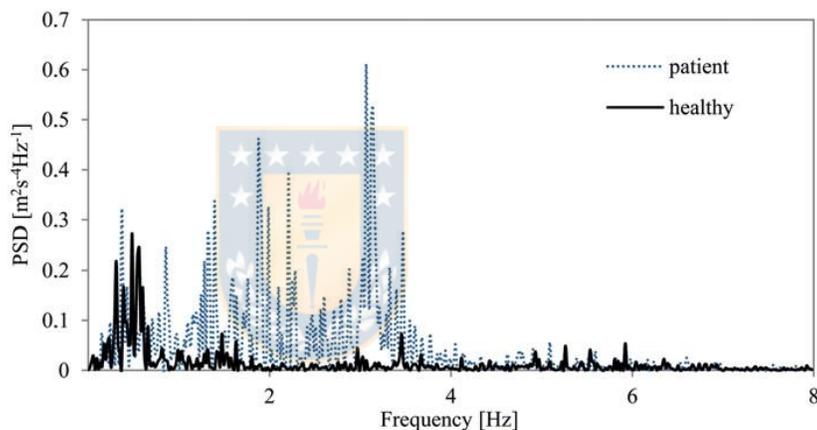


Fig. 1.14. Ejemplo de potencia en un espectro de Frecuencia en pacientes no sanos y sanos (Patient: sujetos no sanos, Healthy: sujetos sanos)

En [5], los autores seleccionaron a un grupo de 21 sujetos, donde 10 de ellos tenían problemas de ataxia cerebelosa y un promedio de 52.2 años, mientras que los 11 restantes eran sujetos sanos con una media de 26 años. Utilizaron solo un acelerómetro ubicado en la espalda baja para evaluar el movimiento en tres dimensiones (3D) y un método llamado *poliedro convexo*, el cual consiste en formar un poliedro con la distribución de puntos que se obtienen

de la aceleración en el espacio de Euler, el cual fue utilizado para medir y observar el área que ocupaban los datos (**Fig. 1.15**). Sus resultados fueron bastante convincentes ya que hubo un aumento en el volumen del poliedro entre los grupos de pacientes en cada situación que se presentó, es decir, sobre superficie firme e inestable con ojos abiertos y cerrados, logrando así una cuantificación de la inestabilidad postural con el método propuesto.

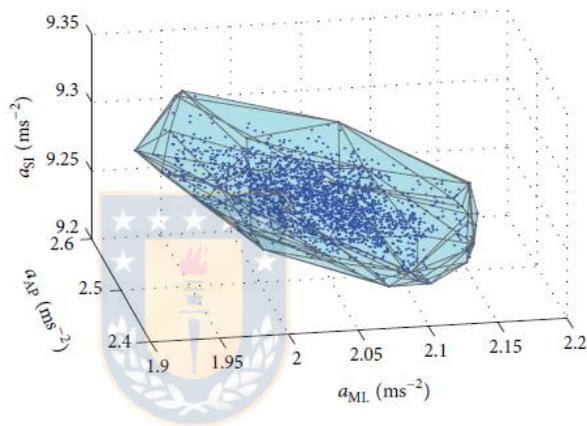


Fig. 1.15. Ejemplo de un poliedro convexo obtenido de las aceleraciones en 3D (superior-inferior, medial lateral y antero-posterior) [5]

Los investigadores en [6] evaluaron si las medidas cuantificadas del equilibrio en la espalda baja durante ciertas pruebas clínicas eran lo suficientemente sensibles para poder identificar un trastorno del equilibrio o poder diferenciar distintos tipos de trastornos. Para esto, agruparon 3 grupos de pacientes: el primero con 15 sujetos con déficit vestibular periférico unilateral agudo (UVL), el segundo con 26 sujetos con un tumor unilateral confirmado de ángulo cerebeloso-pontino (CPAT) y 88 sujetos sanos. Entonces, al aplicar sus pruebas clínicas y los ángulos, velocidad y aceleraciones del sensor ocupado,

concluyeron que los pacientes con UVL presentaban mayores oscilaciones al momento de realizar las pruebas con ojos cerrados en superficies inestables, mientras que para caminar no tenían grandes cambios solo eran un poco más tardíos. Los sujetos con CPAT tenían valores de balanceo intermedios entre los otros dos grupos. Además, el algoritmo logró reconocer con un 97% de precisión a los sujetos normales, un 93% de precisión a los sujetos UVL y finalmente los pacientes con CPAT fueron clasificados con un poco más de 50% de precisión con equilibrio intermedio y el resto como pacientes normales. Por ejemplo, la **Fig. 1.16**, los cuales muestran cómo se comportan los sujetos sobre una superficie inestable con ojos cerrados sobre los dos pies.

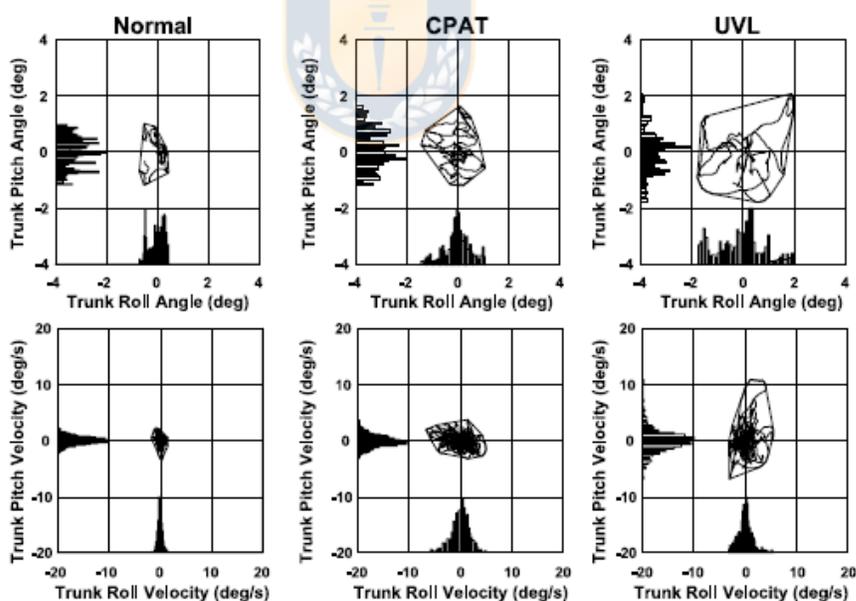


Fig. 1.16. Ejemplo gráfico de los grupos de pacientes en una prueba clínica sobre una superficie inestable y ojos cerrados, midiendo la aceleración y ángulos de navegación. [6]

Otro estudio en [62] realizado en adolescentes entre 13 y 17 años investigó la magnitud del balanceo postural en adolescentes con conmoción cerebral con diferentes tareas. Utilizaron un sensor inercial en la espalda baja para medir el balance de forma anterior-posterior, variando la entrada visual, superficie y postura de los pies. Los pacientes informaban sus síntomas al momento de las pruebas y cuando sufrieron la conmoción. Sus resultados fueron significativos ya que la inclinación en las diferentes pruebas fue mayor con ojos cerrados (media = 19.3mG) que con ojos abiertos (media = 12.4mG). La oscilación mientras se está con los pies juntos sobre una superficie inestable fue de (media = 17.9mG), en cambio cuando se está sobre una superficie firme fue de (media = 10.3mG). Concluyendo así que el sensor inercial es capaz de proporcionar medidas objetivas para ciertas alteraciones en entornos clínicos.

1.7 Discusión

Como se describió en la revisión bibliográfica existen diferentes sistemas para medir y caracterizar el equilibrio, sin embargo, no existe una prueba o índice estándar para poder hacerlo. Por otro lado, los problemas que presentan estos métodos es que algunos son muy complejos [49] , de alto costo [36] y difíciles de usar o muchas veces requieren de especialistas para usarlos [46] [63]. Lo que claramente afecta al equipo clínico, ya que siempre buscan un método fácil de usar, objetivo, portátil e inalámbrico en el mejor de los casos.

Es por todo lo anterior que, en este trabajo, se propone el uso de sensores inerciales y de algoritmos de aprendizaje automático para caracterizar el equilibrio estático, con el fin de generar un diagnóstico correcto de forma eficiente en el proceso de clasificación, logrando mediciones objetivas y así mejorar la generalización de procedimientos de rehabilitación de las personas con problemas de equilibrio, permitiendo a los profesionales orientar las actividades terapéuticas a las necesidades específicas de cada sujeto.



CAPÍTULO 2. OBJETIVOS DE ESTUDIO

2.1 Hipótesis

Es posible caracterizar cuantitativamente el equilibrio estático utilizando un sensor inercial en un grupo de personas, mediante algoritmos de aprendizaje automático.

2.2 Objetivo general



Desarrollar un sistema de caracterización del equilibrio estático utilizando sensores inerciales y algoritmos de aprendizaje automático.

2.3 Objetivos específicos

- Estudiar las variables biomecánicas y su relación con el equilibrio estático.
- Implementar una plataforma informática que adquiera y almacene mediciones inerciales.
- Programar un algoritmo de aprendizaje automático para caracterizar el equilibrio estático.

- Evaluar la plataforma con voluntarios, utilizando otro sistema validado como referencia.

2.4 Alcances y limitaciones

En el desarrollo de esta tesis se desarrolló una plataforma portátil que será capaz de medir el equilibrio estático con sensores inerciales. Se realizaron pruebas de concepto con sujetos sanos y con problemas de equilibrio, lo que en ningún caso representa una validación clínica.

Una de las principales limitaciones de este trabajo, es la cantidad de sujetos a evaluar ya que no permite extrapolar los resultados a una población completa. Por lo tanto, para tener un mejor estudio, la solución sería aumentar la cantidad de sujetos y realizar una validación clínica del sistema. Considerando esto como un estudio piloto.

Otra de las limitaciones que se presentaron durante el desarrollo del trabajo, fue la pandemia por COVID19, la cual impedía tener un aforo de muchas personas en un lugar cerrado. Por esto, el estudio no pudo tener una variabilidad de patologías para observar el funcionamiento de la herramienta y la respuesta de los clasificadores. Considerando que las poblaciones a evaluar eran de alto riesgo, como por ejemplo los adultos mayores.

2.5 Publicaciones

Durante el desarrollo de la tesis se generaron las siguientes publicaciones:

2.5.1 Artículos Web Of Science

- Pablo Aqueveque, Francisco Pastene, Britam Gómez, Rodrigo Osorio, Daniela Pinto, Francisco Saavedra, Paulina Ortega-Bastidas. *A Novel Capacitive Step Sensor to Trigger Stimulation on Functional Electrical Stimulators Devices for Drop Foot*. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, vol.28, issue 12,2020. Publicado.
- Daniela Pinto, Julio Godoy, Francisco Pastene, Britam Gómez, Víctor Arroyo, Paulina Ortega-Bastidas, Pablo Aqueveque. *A new Distance Measure using Normality Circles with Acceleration Data to quantify Static Balance*. IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics. En revisión

2.5.2 Conferencias

- Daniela Pinto, Britam Gómez, Julio Godoy, Pablo Aqueveque, *Measurement of the Human Balance with one Inertial Sensor in Lower Back*, IEEE Global Humanitarian Conference - Seattle, USA – 2019.

CAPÍTULO 3. DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE PLATAFORMA PARA MEDICIÓN DE EQUILIBRIO ESTÁTICO

3.1 Introducción.

Se ha diseñado una interfaz gráfica con un sensor inercial ubicado en la espalda baja para medir de forma objetiva el equilibrio estático. Además, se han implementado medidas de distancias y algoritmos de aprendizaje automático para clasificar entre sujetos sanos y no sanos. Este diseño se compone de dos partes principales: La adquisición de datos, encargada de almacenar y graficar en tiempo real todas las mediciones siguiendo un protocolo en pacientes sanos y no sanos entre 21 y 57 años. Para luego realizar el procesamiento de señales, el cual incluye la implementación de círculos de normalidad, distancia BDM y distintos clasificadores para elegir el que tenga mejor *accuracy* al momento de clasificar entre los sujetos.

3.2 Herramienta de adquisición.

Se utilizó un sensor inercial que fue desarrollado en el laboratorio de Ingeniería Biomédica en la Universidad de Concepción. El chip del sensor utilizado tiene un acelerómetro de tres ejes, un giroscopio de tres ejes y un magnetómetro de tres ejes con las características presentes en la Tabla 3.1. Los datos son muestreados a 100[Hz] y enviados a una aplicación de software vía Bluetooth 3.0 hasta una distancia máxima de 20 metros sin riesgo de oclusión. El sensor IMU con la batería incluida tiene dimensiones de 40x30x15[mm] y un peso de 21[g] como se muestra en la Fig. 3.1 [64].



Tabla 3.1. Características del sensor usado [64]

Sensor	Ejes	Rango	Resolución	Velocidad
Acelerómetro	XYZ	± 16 [G]	14 bits (≈ 1.95 [mG])	100 [Hz]
Giroscopio	XYZ	± 2000 dps	16 bits (≈ 0.061 dps)	100 [Hz]
Magnetómetro	XY	± 1300 [μ T]	13 bits (≈ 317 [η T])	20 [Hz]
	Z	± 2500 [μ T]	15 bits (≈ 152 [η T])	20 [Hz]

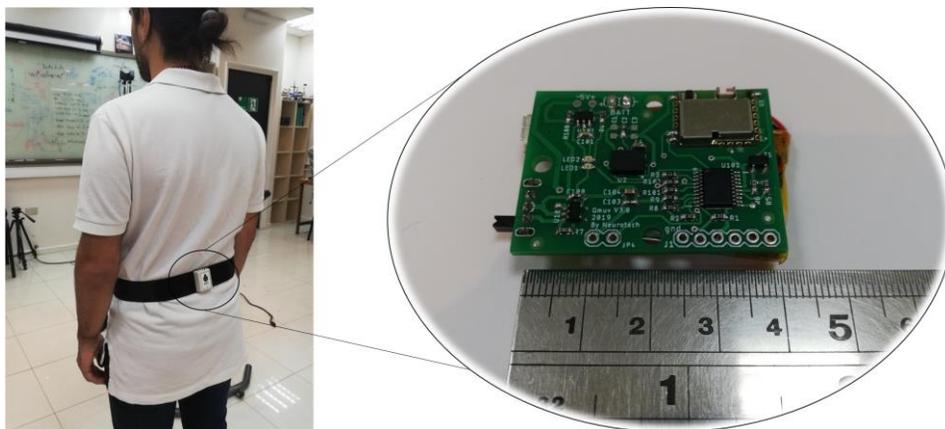


Fig. 3.1. Dimensiones del sensor [64]

3.3 Plataforma de Adquisición de datos.

La plataforma se desarrolló en una Raspberry Pi3 para la portabilidad del sistema, y fue programado en Python 3.7.4.

Esta herramienta consta de dos etapas. La primera es la conexión del sensor, la adquisición de datos, la visualización en tiempo real y el almacenamiento de ellos como se muestra en la Fig. 3.2. Mientras que la segunda etapa **Fig. 3.3** consta de la sección de reporte, donde se visualizarán los resultados asociados al paciente, es decir, la aceleración asociada a cada prueba y su comportamiento en un círculo con las pruebas, además de la media y desviación estándar en cada momento. La diferencia entre ambas secciones de la interfaz es para tener una mayor claridad entre las etapas de medición y reporte.

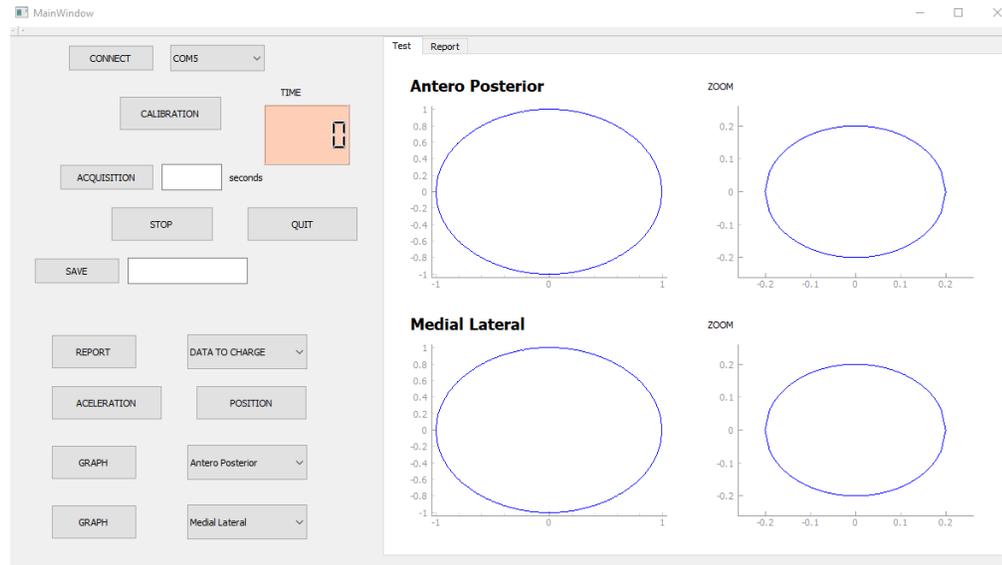


Fig. 3.2. Primera Etapa Interfaz

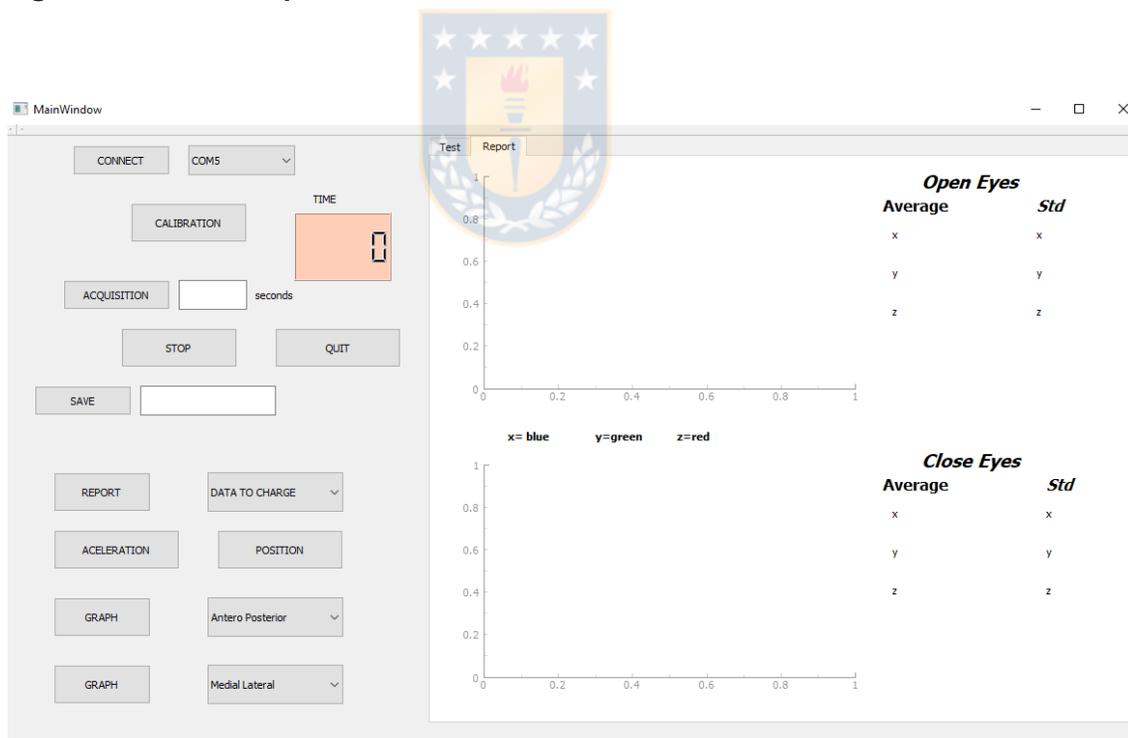


Fig. 3.3. Segunda Etapa Interfaz

3.4 Participantes

Se realizaron pruebas con 34 sujetos, los cuales fueron divididos en dos grupos: sujetos sanos y sujetos no sanos. Los datos del primer grupo conformado por 25 sujetos sanos entre 21 y 29 años, con un peso de 82.297 ± 20.629 [kg], altura de 1.73 ± 0.085 [m] y un índice de masa corporal de 27.439 ± 4.911 [kg / m²].

Los datos del grupo conformado por 9 sujetos no sanos entre 25 a 57 años con un peso de 78.45 ± 10.902 [kg], altura de 1.72 ± 0.05 [m] y un índice de masa corporal de 25.909 ± 2.94 [kg / m²].



3.5 Protocolo de Prueba

Se les aplicó a ambos grupos la prueba Clínica de Interacción Sensorial en Equilibrio modificada (m-CTSIB) [42] y para simular la superficie inestable se utilizó una espuma de 26 Kg/cm³ de densidad y de medidas 47 x 73 x 10 cm. Las pruebas por considerar fueron las siguientes:

1. Estar de pie en una superficie firme con ojos abiertos (FA).
2. Estar de pie en una superficie firme con ojos cerrados (FC).
3. Estar de pie en una superficie inestable con ojos abiertos (EA).
4. Estar de pie en una superficie inestable con ojos cerrados (EC).

Usando un sensor inercial ubicado en la espalda baja a la altura de L5-S1 como muestra la **Fig. 3.4**, ya que ahí es donde se encuentra el COM.

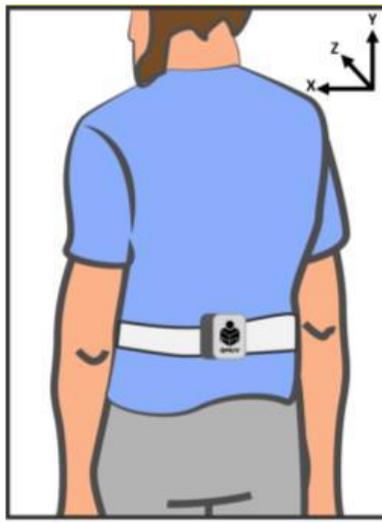


Fig. 3.4. Ubicación del sensor en los sujetos

La segunda prueba, llamada Escala de Balance de Berg [63] (el detalle de esta prueba se puede ver en el **Anexo 6.2**) se utilizó para correlacionar las distancias que serán nombradas más adelante. Esta prueba fue aplicada a cada sujeto luego del m-CTSIB (el detalle de esta prueba se puede ver en el **Anexo 6.3**).

Cabe destacar que, antes de comenzar con las pruebas, los sujetos fueron informados acerca del procedimiento y los riesgos que podría tener, y se les solicitó firmar un consentimiento informado, el cual fue aprobado por el Comité Científico Ético de la Facultad de Medicina de la Universidad de Concepción (código: CEC 10/2019) (el detalle de este consentimiento informado se puede ver en el **Anexo 6.1**).

Todas las pruebas fueron realizadas con zapatos ya que la literatura confirma que no influyen en las mediciones [65]. Así, para la calibración del sensor, los

sujetos tuvieron que mantenerse parados, mirando a un punto fijo lo más cómodo posible con los brazos a los lados por 3 segundos.

3.6 Procesamiento de señales

Se trabajó con ángulos de navegación, los cuales son una representación de un número complejo de 4 dimensiones, que se utiliza para representar la orientación de un cuerpo rígido en un espacio tridimensional sin pérdida de grados de libertad ni singularidades como si ocurre con los ángulos de Euler (Gimbal Lock).

Una rotación cuaternaria utiliza cuaterniones normalizados con la finalidad de aplicar la rotación, donde un vector V se multiplica por el cuaterniones Q normalizado y por su conjugado Q^* .

Se utilizará la orientación descrita por una rotación cuaternaria que puede representarse mediante una matriz de rotación M_R , de la forma que se indica en la ec (1)

$$M_R = \begin{bmatrix} 2q_1^2 - 1 + 2q_2^2 & 2(q_2q_3 + q_1q_4) & 2(q_2q_4 - q_1q_3) \\ 2(q_2q_3 - q_1q_4) & 2q_1^2 - 1 + 2q_3^2 & 2(q_3q_4 + q_1q_2) \\ 2(q_2q_4 + q_1q_3) & 2(q_3q_4 - q_1q_2) & 2q_1^2 - 1 + 2q_4^2 \end{bmatrix} \quad (1)$$

Para alinear los ejes de los sensores inerciales con el sistema de referencia definido, se aplica la ec (2) donde Q_{ref} son los vectores del sistema de referencia en su forma cuaternaria y Q_{conj} es la rotación cuaternaria para alinear los ejes del segmento corporal a rotar con el vector contenido en Q_i .

$$Q_i = Q_{ref} * Q_{conj} \quad (2)$$

Después de alinear los ejes del sensor con el sistema de referencia, cada segmento representado por un vector es rotado y los ángulos de navegación se obtienen con la ec **(3)** y **(4)**

$$\begin{aligned} roll &= \arctan\left(\frac{2 \cdot y \cdot w + 2 \cdot x \cdot z}{1 - 2 \cdot y \cdot y - 2 \cdot z \cdot z}\right) \\ pitch &= \arctan\left(\frac{2 \cdot x \cdot w + 2 \cdot y \cdot z}{1 - 2 \cdot x \cdot x - 2 \cdot z \cdot z}\right) \end{aligned} \quad (3)$$

$$yaw = \arctan(2 \cdot x \cdot y + 2 \cdot w)$$



$$yaw = yaw \cdot \frac{180.0}{\pi}$$

$$pitch = pitch \cdot \frac{180.0}{\pi} \quad (4)$$

$$pitch = roll \cdot \frac{180.0}{\pi}$$

Donde

W : es la parte real de los cuaterniones

x,y,z es la parte imaginaria de los cuaterniones.

3.7 Círculos de Normalidad

Para lograr los objetivos de este trabajo, se considera tener márgenes de estabilidad basado en círculos para delimitar el área donde pueden ser encontrados los sujetos sanos de otros que tengan patologías.

Los círculos de normalidad fueron hechos con los sujetos sanos, luego de extraer los datos aceleración en sus tres ejes y cuaterniones ya procesados en **(1)**. Para esto, se calculó la distancia Euclidiana (d) entre el máximo y mínimo de la aceleración y ángulo de navegación por eje respectivamente, para cada sujeto usando **(5)**

$$d_{eje} = \sqrt{[\text{máx}(\text{señal}_{eje}) - \text{min}(\text{señal}_{eje})]^2} \quad (5)$$

Donde:

Eje corresponde a los ejes x(medio lateral), y (superior-interior) y z (antero-posterior) y

Señal corresponde a la señal de aceleración adquirida y de los ángulos de navegación.

Finalmente, se calculó el radio del círculo como la suma de los cuadrados de la desviación estándar máxima y el máximo de las distancias usado en la ec **(5)** por test como se muestra en la ec **(6)**

$$r_i = \sqrt{(d_{eje1} + std_{eje1})^2 + (d_{eje2} + std_{eje2})^2 + (d_{eje3} + std_{eje3})^2} \quad (6)$$

Donde:

i corresponde a las pruebas (FA, FC, EA, EC) y

σ_{std} representa la desviación estándar por prueba y señal adquirida.

Eje x representa el eje correspondiente a cada señal

3.8 Círculo de Dispersión

Estos círculos fueron calculados para caracterizar el equilibrio estático considerando los círculos de normalidad calculados anteriormente. Para esto, se calculó el centroide (C) como muestra la ec(7) que representa el resultado de cada prueba del m-CTSIB de cada sujeto. Por lo tanto, se consideraron las señales de aceleración y cuaterniones en las direcciones AP (anterior posterior) y ML (medial lateral) usando la ec (7) ya que Melecky y su equipo [5], propusieron que las combinaciones de medidas de aceleración durante ciertas tareas podrían identificar diferentes sujetos sanos y no saludables.

$$C_{i,j} = \text{media}(\text{señal}_{ML}), \text{media}(\text{señal}_{AP}) \quad (7)$$

Donde:

i representa cada prueba del m-CTSIB

j representa a cada sujeto

señal , representa las señales de aceleración y cuaterniones respectivamente.

A continuación, la posición del centroide fue calculada usando el promedio de las señales porque se consideró que era la mejor forma de representar el movimiento del sujeto durante las pruebas. Además, se calculó el círculo de dispersión ya que refleja el balanceo máximo que tuvo el paciente durante las pruebas. Estos círculos de dispersión fueron calculados usando la ec **(8)** y la ec **(9)**

$$d_{i,j} = \sqrt{(C_{ML} - señal_{MLi,j})^2 + (C_{AP} - señal_{APi,j})^2} \quad (8)$$

$$D_j = \max(d_{1,j}, \dots, d_{n,j}) \quad (9)$$

Donde:

i representa cada dato de la señal de aceleración y ángulo de navegación por sujeto

j representa cada prueba del m-CTSIB

n presenta la cantidad total de sujetos.

D presenta el círculo de dispersión.

3.9 Distancia BDM (Balance Distance Measure)

Esta medida es utilizada para medir el equilibrio estático, la cual se basa en la distancia entre el círculo de normalidad y el centroide como muestra la ec **(10)**

$$BDM_i = R_i - \sqrt{(C_{ML})^2 + (C_{AP})^2} \quad (10)$$

Donde:

i representa las pruebas del m-CTSIB

R representa el radio del círculo de normalidad por test

C centroide por sujeto y prueba.

De esta forma si el valor de BDM es negativo, implica que el sujeto tiene problemas de equilibrio, ya que los datos de la señal de aceleración estuvieron mayoritariamente fuera del círculo de normalidad. Por otro lado, si el valor de BDM es positivo, implica que el sujeto es sano, ya que se mantuvo la mayor parte del tiempo dentro del círculo de normalidad.



3.10 Análisis estadístico

Para evaluar la veracidad de las medidas propuestas, se calculó la correlación de Pearson considerando un $p < 0.05$ entre los resultados de la Escala de balance de Berg (EBB) y la distancia BDM. La correlación fue calculada usando la puntuación total de EBB y sólo la sección de equilibrio estático (pruebas 2,6,7,8,9,10,13 y 14 [45]).

3.11 Algoritmos de clasificación o *Machine Learning*

El *Machine Learning* es un campo de las ciencias de la computación que tiene como objetivo crear modelos predictivos a partir de datos, utilizando algoritmos, métodos y procesos para encontrar patrones entre los datos [66]. Existen varios tipos de aprendizaje automático, pero las categorías más utilizadas son; supervisado y no supervisado como muestra la **Fig. 3.5**.

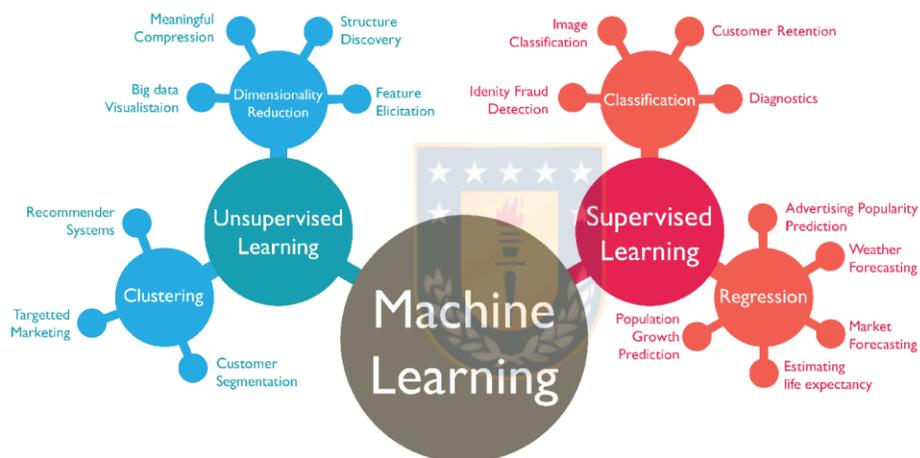


Fig. 3.5 Categorización de Machine Learning [67]

El aprendizaje automático no supervisado es una técnica en la que los usuarios no necesitan supervisar el modelo. En cambio, permite que el modelo funcione por sí solo para descubrir patrones e información que antes no se había detectado. Por esto, se ocupa principalmente de datos sin etiquetar [68], la ventaja que trae es que se genera nuevo conocimiento ya que no es necesario tener información previa para poder etiquetar datos [67], ayudan a encontrar características que pueden ser útiles para la caracterización, es fácil obtener

datos sin etiquetar que etiquetados o intervenidos de forma manual [69]. Sin embargo, sus desventajas son: no se puede tener una información precisa sobre la clasificación de los datos y la etiqueta de salida no es conocida. Las clases generadas no siempre son informativas y la más importante es que el usuario necesita dedicar tiempo para interpretar y etiquetar las clases que fueron clasificadas [69] .

Por otro lado, el aprendizaje supervisado, se basa en la búsqueda de relaciones que puedan tener las características o variables de entrada y en uno o más resultados o variables de salida, que llevarán a una función que predice el valor de salida en un conjunto de datos no etiquetados [68]. Para lograr estas predicciones es necesario trabajar con datos de entrenamiento los cuales deben ser etiquetados con el fin de que el algoritmo encuentre patrones para la futura clasificación, datos de validación, los cuales proporcionan una evaluación imparcial del modelo ya entrenado y datos de prueba, que servirán para comprobar que el algoritmo aprendió a clasificar [66] [67] [68]. Con respecto a estos datos, es necesario considerar los porcentajes de división de estos, ya que si están desequilibrados puede provocar un sobreajuste, sobre entrenamiento, etc. Para esto, se propone el uso de validación cruzada, ya que garantiza que los resultados sean independientes de la partición entre los datos de prueba y entrenamiento [66].

Una de las desventajas de estos algoritmos, es que funcionan bien solo si el entrenamiento de los datos es representativo para el problema en cuestión, ya

sea en las características o la cantidad de datos para poder entrenar el modelo en cuestión. Sin embargo, utilizar *machine learning* es una herramienta útil para clasificar diversos datos ya que es posible identificar patrones entre ellos, logrando predecir diagnósticos, patrones informativos, entre otros.

En la **Tabla 3.2** se presenta una diferenciación de ambos aprendizajes:

Tabla 3.2 Algoritmos de Aprendizaje Supervisado vs No Supervisado [69]

Parámetro	Aprendizaje Supervisado	Aprendizaje No Supervisado
Proceso	Se proporcionan datos de entrada y salida.	Solo de proporciona datos de entrada.
Datos de entrada	Datos etiquetados.	Datos no etiquetados.
Complejidad computacional	Simple.	Complejo.
Uso de datos	Necesita datos de entrenamiento para aprender y así entregar una salida deseada.	No necesita datos para entregar una salida.
Accuracy	Altamente preciso y confiable.	Menos preciso y confiable.
Número de clases	Es conocido.	Es desconocido.
Desventaja principal	La clasificación en <i>big Data</i> puede ser extremadamente complejo.	No se puede tener información precisa de la clasificación y la etiqueta de la salida de los datos no es conocida.

Por esto, para cuantificar el equilibrio de forma objetiva se utilizaron algoritmos de aprendizaje automático supervisado con el fin de clasificar sujetos sanos como no sanos, ya que se encuentran etiquetados. Para lograr esta clasificación se utilizaron las siguientes 24 características (entradas):

- Distancia BMD en aceleración de sujetos no sanos y sanos para las cuatro pruebas del m-CTSIB (0-3).
- Distancia BMD con ángulos de navegación de sujetos no sanos para las cuatro pruebas del m-CTSIB (4-7).
- Radio de dispersión en aceleración de sujetos no sanos para las cuatro pruebas del m-CTSIB (8-11).
- Radio de dispersión con ángulos de navegación de sujetos no sanos para las cuatro pruebas del m-CTSIB (12-15).
- Magnitud del centroide en aceleración de sujetos no sanos para las cuatro pruebas del m-CTSIB (16-19).
- Magnitud del centroide en aceleración de sujetos no sanos para las cuatro pruebas del m-CTSIB (20-23).
- Clasificación binaria entre sujetos no sanos (0) y sujetos sanos (1) (24).

Con respecto a esta última característica (24), el etiquetado fue respecto a la información que proporcionaban los pacientes al momento de firmar el consentimiento informado. Por lo tanto, si respondían que tenían problemas de

equilibrio eran etiquetados como 0 y si eran sujetos completamente sanos eran etiquetados como 1.

La elección de estas características tiene un fundamento biológico, debido a que al momento de mantener el equilibrio, el balanceo que realizan los sujetos se verá reflejado en aumento o disminución de las medidas propuestas.

Con estas características se entrenaron varios algoritmos de clasificación los cuales fueron escogidos según la cantidad y distribución de los datos, los cuales serán nombrados posteriormente. Para elegir el más adecuado, se utilizó la siguiente metodología (Fig. 3.6):

- Se separó el set de datos en 67% para entrenar y 33% para prueba.
- Se utilizó un K-Folds igual a 3.
- Se clasificó como:
 - True Positive (TP): sujeto que se clasificó como sano y era sano.
 - False Positive (FP): sujeto que se clasificó como sano y era no sano.
 - True Negative (TN): sujeto que se clasificó como no sano y era no sano.
 - False Negative (FN): sujeto que se clasificó como no sano y era sano.
- Con cada clasificador se comienza entrenando con cada característica por si sola, luego se extrae la que tiene un FN más pequeño (ec **(11)**), en caso de que exista más de uno, se verá el valor máximo de *accuracy* de esos FN. Si el *accuracy* es igual se extraerá la primera característica en evaluación, en caso contrario, se extrae el que tenga un *accuracy* mayor como muestra la ec **(12)** .

$$FN_f = \arg_{\min}(FN's) \quad (11)$$

$$Accuracy = \arg_{\max}(FN_f) \quad (12)$$

- Luego, se genera una lista con las características extraídas y se van comparando con las demás aplicando el mismo criterio de selección. Hasta llegar a clasificar con todas las características.
- Finalmente se seleccionan las iteraciones y características donde se obtuvo un mayor *accuracy*. Por lo tanto, la salida esperada, es la clasificación de un sujeto en sano o no sano, según las entradas entregadas.



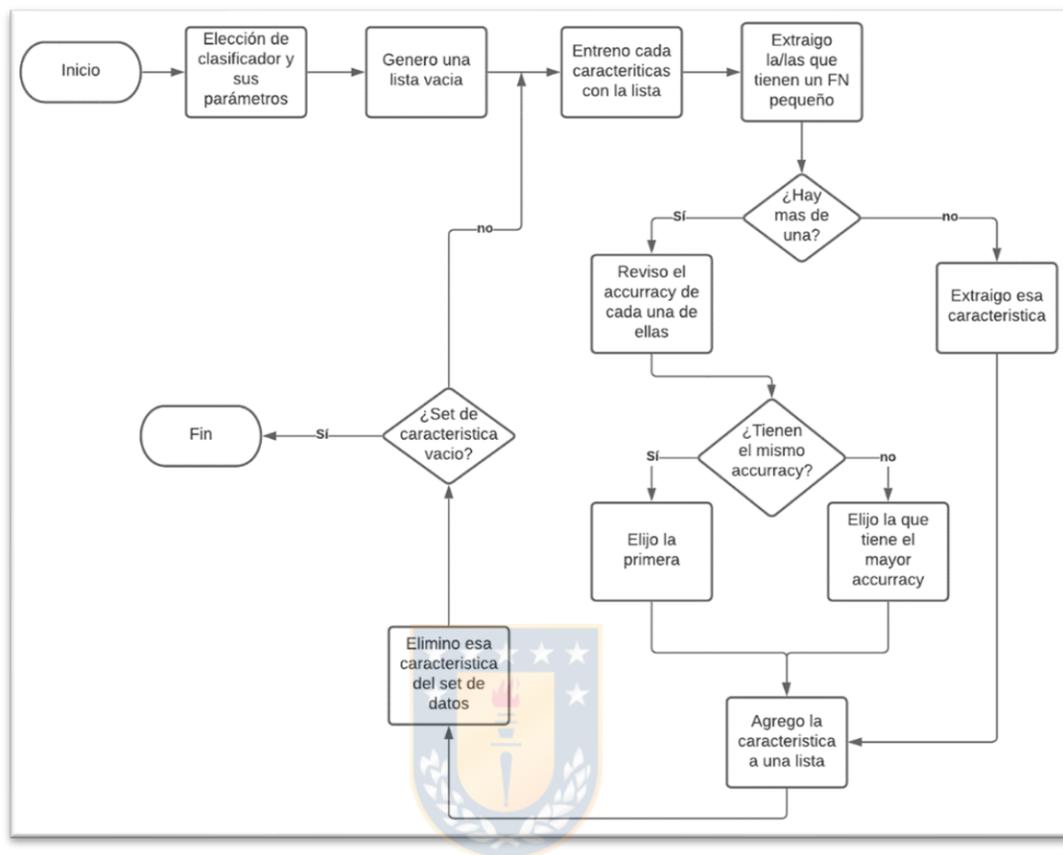


Fig. 3.6. Diagrama Elección de Características [elaboración propia]

Los clasificadores que se utilizaron en este trabajo fueron:

- Support Vector Machine (SVM): tiene el objetivo de encontrar un hiperplano en un espacio N-dimesional (con n clases de datos) que separe los datos. En la mayoría de las situaciones esto puede tener varias soluciones, sin embargo, este algoritmo encuentra la que tenga un mayor margen a las clases de datos. Así, se logra mayor confiabilidad en la clasificación. Para maximizar el margen, se utilizan vectores de soporte, que corresponden a los datos que más se acercan al hiperplano. Estos

vectores de soporte condicionaran la posición y orientación del hiperplano. Con estos, se calcula una función de costo, de la cual se obtienen sus derivadas parciales para finalmente optimizar usando un algoritmo basado en gradiente [70] [71] [72].

- Naive Bayes: es un proceso no paramétrico y de enfoque Bayesiano que brinda mediciones de incerteza a las predicciones. Diferente a otros enfoques de clasificación, el Bayesiano infiere la distribución de probabilidad de los datos, partiendo de una probabilidad inicial y recalculándola con la evidencia de los datos usando la “regla de Bayes”. Así, para predecir datos no conocidos, pondera cada posible predicción con su última distribución de probabilidades calculada del entrenamiento. Usando esto, la regresión gaussiana calcula la distribución de probabilidad sobre todas las posibles curvas que se ajustan a los datos. Igual parte de una distribución de probabilidades y la recalcula con los datos. Normalmente, se parte asumiendo una distribución gaussiana de los datos. Sin embargo, conociendo los datos de entrada se pueden pre ajustar ciertos parámetros para mejorar el proceso de regresión, como la media, covarianza, entre otros [73] [74] [75].
- Análisis de Discriminante Lineal (LDA): Algoritmo de reconocimiento de patrones y aprendizaje automático que encuentra una combinación lineal utilizada para construir modelos predictivos y pronosticar el grupo al que pertenece una observación en función de características específicas, es

decir, para identificar las características que diferencian y definen su perfil [76].

- **Árbol de Decisión:** es un modelo predictivo que divide el espacio de los predictores agrupando observaciones con valores similares para la variable respuesta o dependiente. Para dividir el espacio muestral en sub-regiones es preciso aplicar una serie de reglas o decisiones, para que cada sub-región contenga la mayor proporción posible de individuos de una de las poblaciones. Si una sub-región contiene datos de diferentes clases, se subdivide en regiones más pequeñas hasta fragmentar el espacio en sub-regiones menores que integran datos de la misma clase [77].



El fin de esta metodología es encontrar el clasificador con la mejor precisión o *accuracy* sin utilizar todas las características. Con esto, se podrá simplificar la forma de medir el equilibrio estático obteniendo resultados objetivos sin tanto costo computacional.

CAPÍTULO 4. PRUEBAS Y RESULTADOS

4.1 Introducción

En esta sección se presentarán los resultados de los círculos de normalidad, los círculos de dispersión, la distancia BDM y el análisis estadístico de la señal de aceleración y de los cuaterniones. Posterior a esto, se presentarán los resultados de los algoritmos de aprendizaje automático y su análisis respectivo.

4.2 Resultados señal de Aceleración

Se registraron 4 radios de normalidad para las cuatro pruebas del m-CTSIB tal como muestra la **Tabla 4.1**.

Tabla 4.1. Radios de señales de Aceleración de Círculos de Normalidad por prueba con señales de aceleración

Prueba	Radio círculos de normalidad [g]
FA	0.0224
FC	0.0292
EA	0.0494
EC	0.0724

De esta tabla, se puede observar que a medida que las pruebas aumentan su dificultad, el radio también lo hace de forma proporcional.

Las Fig. 4.1 y Fig. 4.2 muestran un ejemplo de cómo se visualiza el círculo de normalidad, el círculo de dispersión y el centroide, que es el que representa al sujeto.

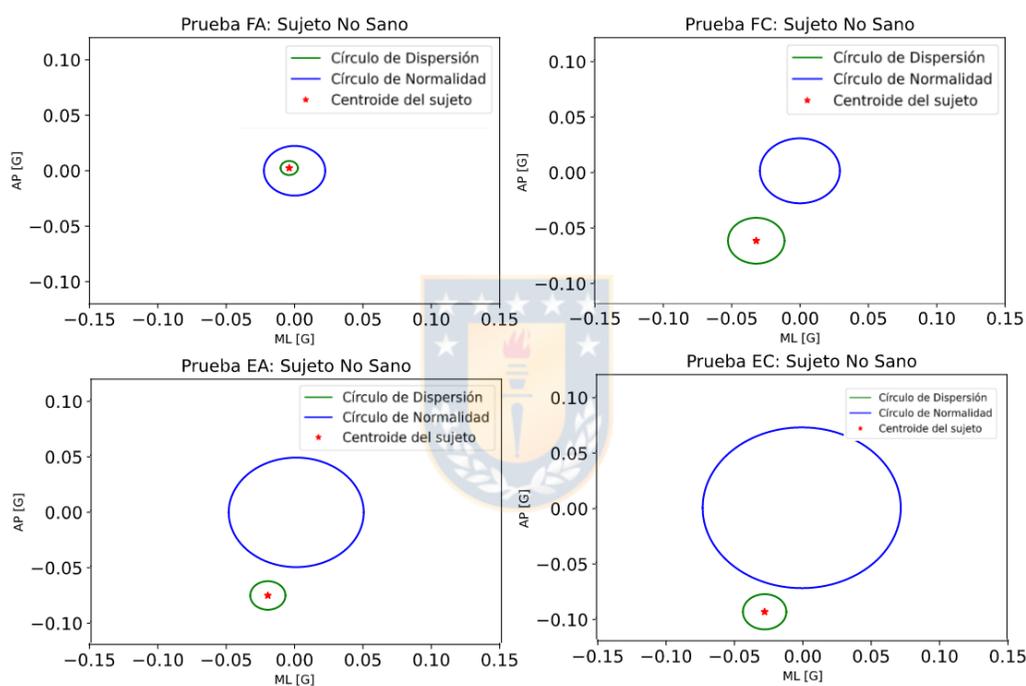


Fig. 4.1, Centroide, Círculo de Dispersión y Normalidad del sujeto 5 (no sano) con señales de aceleración [elaboración propia]

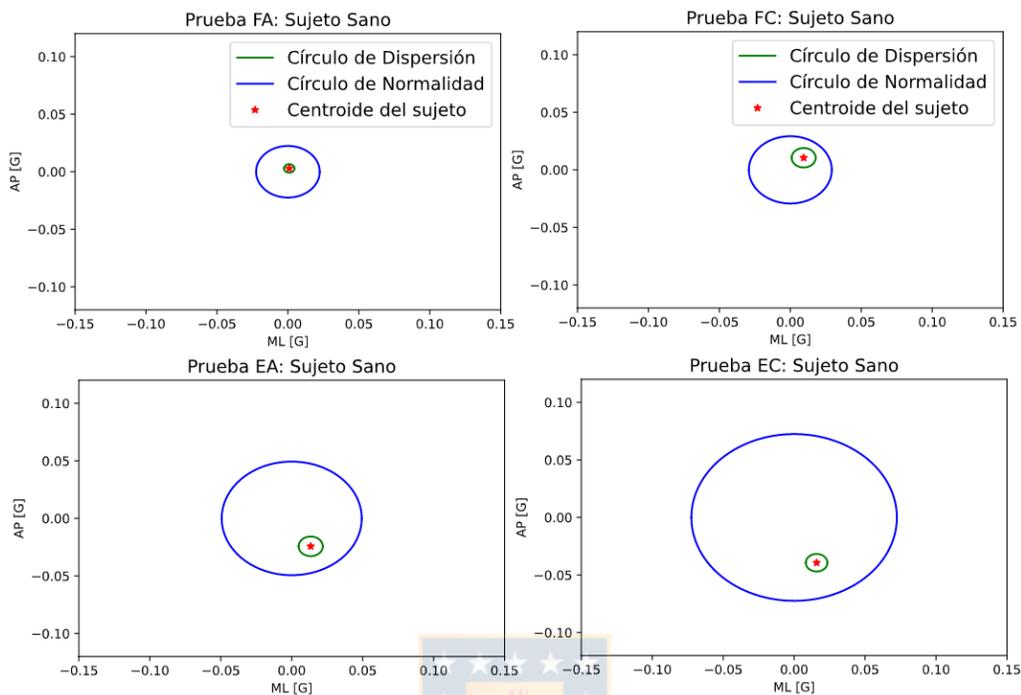


Fig. 4.2 Centroide, Círculo de Dispersión y Normalidad del sujeto 24 (sano) con señales de aceleración [elaboración propia]

De la **Fig. 4.1** se puede ver que los datos del sujeto no sano no siempre estuvieron dentro del círculo de normalidad, de hecho, se puede observar que en 3 de las cuatro pruebas del m-CTSIB, este se salió de su círculo de normalidad. Por otro lado, se puede observar que los datos del sujeto sano en la **Fig. 4.2** se puede observar que siempre se encuentra dentro del círculo de normalidad. Por otro lado, se puede observar que en todas las pruebas del m-CTSIB el sujeto no sano presenta un círculo de dispersión mucho mayor que el sujeto sano.

En la **Tabla 4.2** se muestra la puntuación de la Escala de Balance de Berg (EBB), la distancia BDM y los radios de dispersión de todos los sujetos por prueba.

Tabla 4.2. Medidas de todos los sujetos por prueba con señales de aceleración

Sujeto	Edad [años]	EBB	Prueba FA		Prueba FC		Prueba EA		Prueba EC	
			Distancia	Radio de						
			BDM	Dispersión	BDM	Dispersión	BDM	Dispersión	BDM	Dispersión
Sujeto 1	57	46	-0.09015	0.00434	-0.11594	0.00426	-0.10581	0.00444	-0.11295	0.00686
Sujeto 2	24	42	-0.01875	0.00263	-0.01712	0.00296	-0.02519	0.00527	-0.00573	0.00817
Sujeto 3	56	46	0.01684	0.00228	0.00037	0.01206	-0.00624	0.00509	-0.00836	0.01303
Sujeto 4	28	40	0.01634	0.00223	0.00032	0.01202	-0.00621	0.00506	-0.00838	0.01308
Sujeto 5	28	43	0.01782	0.00316	-0.04138	0.01033	-0.02835	0.00643	-0.02515	0.00795
Sujeto 6	27	40	0.00598	0.00733	-0.00018	0.00591	-0.04983	0.00137	-0.02627	0.00314
Sujeto 7	46	41	0.00085	0.00364	0.01341	0.00323	-0.03981	0.00171	-0.00599	0.00648
Sujeto 8	27	43	0.00763	0.00391	0.01030	0.00448	-0.62782	0.01191	-0.59852	0.00364
Sujeto 9	25	43	0.00772	0.00185	0.01280	0.00396	-0.00822	0.00267	0.00484	0.00446
Sujeto 10	24	54	0.00707	0.00363	0.00312	0.00265	0.01414	0.00707	0.00897	0.01082
Sujeto 11	43	53	0.02010	0.00731	0.01982	0.01241	0.00052	0.00856	0.02589	0.01880
Sujeto 12	24	56	0.01424	0.00284	0.01401	0.00566	0.04496	0.00512	0.04931	0.01406
Sujeto 13	24	54	0.00849	0.00373	0.00613	0.00365	-0.05698	0.01345	-0.10422	0.02505
Sujeto 14	24	52	0.00935	0.00476	0.02483	0.00417	-0.38192	0.00649	-0.39786	0.01828
Sujeto 15	24	54	0.01512	0.00271	-0.00308	0.00267	0.00755	0.00148	0.03090	0.01276
Sujeto 16	24	56	0.00742	0.00488	0.01899	0.00647	0.03351	0.00729	0.05765	0.01513

Sujeto 17	29	55	0.02192	0.00207	0.01675	0.00465	0.02134	0.00301	-0.01503	0.04396
Sujeto 18	24	52	0.01511	0.00271	-0.00307	0.00267	0.00755	0.00148	0.0309	0.01277
Sujeto 19	29	55	0.01248	0.00565	0.00126	0.00385	0.02887	0.00496	0.03321	0.01434
Sujeto 20	29	55	0.01600	0.00275	0.01088	0.00864	-0.02465	0.00259	-0.01259	0.01087
Sujeto 21	24	54	0.01767	0.00270	0.01684	0.00217	0.01478	0.00552	0.06308	0.00918
Sujeto 22	32	56	0.00771	0.00471	0.01175	0.00680	0.00335	0.00671	0.02753	0.00806
Sujeto 23	35	55	0.02020	0.00632	0.02388	0.00257	0.01781	0.00283	0.03474	0.00455
Sujeto 24	29	55	0.01941	0.00184	0.01515	0.00424	0.02165	0.00426	0.03001	0.00764
Sujeto 25	24	51	0.00938	0.00374	0.01181	0.00844	0.01461	0.01258	0.04125	0.01009
Sujeto 26	29	55	0.01678	0.00510	0.02125	0.00422	0.01810	0.00470	0.04851	0.00790
Sujeto 27	30	54	0.02012	0.00182	0.01671	0.00638	0.02846	0.00363	0.03605	0.00616
Sujeto 28	24	56	0.02010	0.00182	0.01671	0.00638	0.02846	0.00363	0.03605	0.00616
Sujeto 29	23	55	0.01796	0.00368	0.01791	0.00404	0.03063	0.00959	0.02767	0.01373
Sujeto 30	23	55	0.01508	0.00289	0.00096	0.00684	-0.02875	0.00343	0.00655	0.01064
Sujeto 31	22	56	0.02095	0.00504	0.01668	0.00290	0.03915	0.00874	0.06792	0.00651
Sujeto 32	26	55	0.00787	0.00434	0.02078	0.00436	0.04621	0.00692	0.05462	0.01008
Sujeto 33	23	54	0.02160	0.00430	0.01193	0.00259	0.02112	0.00444	0.02733	0.02107
Sujeto 34	21	53	0.01443	0.00612	0.02656	0.00508	0.02789	0.00718	0.04999	0.01328

Los sujetos del 1 al 9 son no sanos y el resto son sanos.

En la **Tabla 4.2** se puede observar que la distancia BDM es menor en sujetos no sanos que en sujetos sanos. Esta medida fue diseñada para diferenciar de mejor forma a los sujetos, ya que, si es negativa (como en la mayoría de los casos de sujetos no sanos), quiere decir que el centroide del sujeto estuvo fuera del círculo de normalidad, mientras que, si la medida es positiva, como en el caso de los sujetos sanos, indica que su centroide estuvo dentro del círculo de normalidad.

Por otro lado, se puede visualizar que la distancia BDM correlaciona con la puntuación de la EBB. Por ejemplo, el sujeto 4 (puntuación de 40 puntos en la EBB) es no sano, y de acuerdo con la medida BDM para medir el equilibrio estático es clasificado como no sano, debido a que todas sus distancias son negativas. Si comparamos el sujeto 4 con el sujeto 9 (puntuación de 43 puntos en la EBB), se observa que el sujeto 4 tiene una menor distancia BDM en las cuatro pruebas que el sujeto 9. Por el contrario, si observamos al sujeto 31 (puntuación de 56 puntos en la EBB) se puede mostrar que todas sus distancias son positivas, por lo tanto, puede ser clasificado como sano. Entonces, si comparamos el sujeto 31 con el sujeto 24 (puntuación de 55 puntos en la EBB), se observa que el que tiene una mayor puntuación en la escala de Balance de Berg, también presenta una mayor distancia BDM. De esta forma, si se compara los sujetos no sanos (sujeto 4 y 9) con los sujetos sanos (sujeto 31 y 34) se observa que los sujetos sanos presentan una distancia BDM significativamente más alta que los sujetos no sanos, medida que es

acorde a la puntuación de la Escala de Balance de Berg. Con respecto al círculo de dispersión, el sujeto 5 (no sano) tiene un radio mayor con respecto al sujeto 31 (sano), lo cual indica que el sujeto 5 intentó mantener el equilibrio con mayor complejidad que el sujeto 31. De esta forma, los círculos de dispersión cumplen el objetivo por el cual fueron creados.

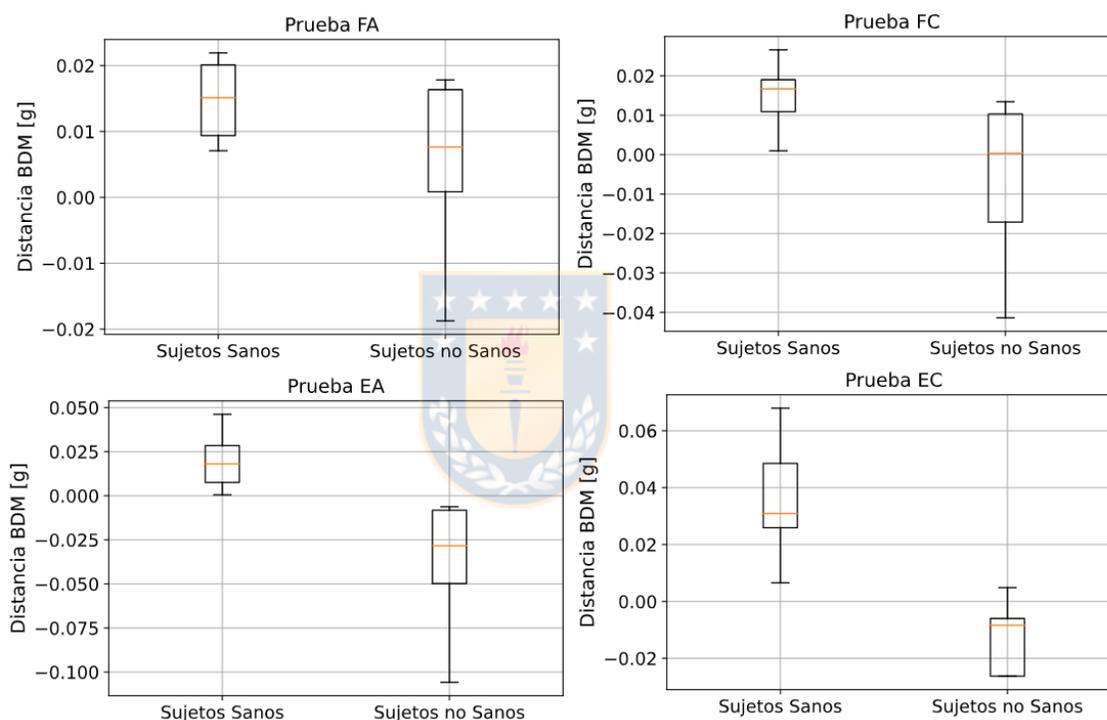


Fig. 4.3. Comparación de la distancia BDM entre sujetos sanos y no sanos en cada prueba del m-CTSIB con señales de aceleración [elaboración propia]

En la Fig. 4.3 se puede observar una comparación de la distancia BDM entre los sujetos sanos y no sanos de todas las pruebas del m-CTSIB. Más en profundidad en la prueba FA no se establece una clara diferencia entre ambos grupos de sujetos, aunque hay una tendencia a una disminución de la distancia en el grupo

de sujetos no sanos. Sin embargo, en los otros test, se puede ver una diferencia entre ambos grupos, manteniendo la tendencia en cuanto a la distancia BDM de la prueba FA.

Tabla 4.3. Correlación de Pearson entre la puntuación total y las pruebas estáticas de la Escala de Balance de Berg con la distancia BDM con señales de aceleración.

Pruebas	Puntaje total de EBB		Puntaje pruebas estáticas de EBB	
	Correlación	p-value	Correlación	p-value
FA	0.34405	0.04633	0.30817	0.07620
FC	0.40127	0.01867	0.34541	0.04541
EA	0.35831	0.03745	0.42115	0.01312
EC	0.34174	0.04791	0.40027	0.01901

Para determinar la eficacia de las medidas utilizadas se evaluó la correlación de Pearson entre la distancia BDM y la puntuación de EBB con un $p < 0.05$ como muestra la **Tabla 4.3**. Además, se puede observar que el análisis de los círculos de normalidad en todas las pruebas tiene una correlación con la puntuación EBB utilizando la puntuación completa. Sin embargo, en el caso de la correlación solo con las pruebas estáticas, se puede observar que solo en 3 de las 4 pruebas del m-CTSIB existe una correlación con un $p < 0.05$ superando a la puntuación total en las pruebas EA y EC, lo que además indica una correlación más alta.

4.3 Resultados con Ángulos de Navegación

En la **Tabla 4.4** se pueden ver los radios de los círculos de normalidad con señales de cuaterniones, en la cual se puede observar al igual que en la **Tabla 4.1** , los radios aumentan al igual que la dificultad de las pruebas.

Tabla 4.4 Radios de señales de Aceleración de Círculos de Normalidad por prueba con ángulos de navegación

Prueba	Radio círculos de normalidad [grados]
FA	1.02393
FC	1.34540
EA	1.53563
EC	1.83283

En la **Tabla 4.5** se puede observar que la distancia BDM no presenta una diferenciación entre los sujetos, ya que tanto los sujetos sanos como no sanos presentan mediciones muy similares entre ellos. Por ejemplo, el sujeto 5 que es no sano y el sujeto 13 que es sano, presentan el mismo patrón de aumento en su distancia por prueba, por lo tanto, no es claro ver una diferencia entre sujetos, ya que poseen distancias muy parecidas. Por lo tanto, tanto en distancia BDM como en el radio del círculo de dispersión no hay una diferencia significativa para poder clasificar a los sujetos entre sanos y no sanos.

Tabla 4.5 Medidas de todos los sujetos por prueba con ángulos de navegación

Sujeto	Edad [años]	EBB	Prueba FA		Prueba FC		Prueba EA		Prueba EC	
			Distancia	Radio de						
			BDM	Dispersión	BDM	Dispersión	BDM	Dispersión	BDM	Dispersión
Sujeto 1	57	46	101.855	0.04783	132.844	0.08131	149.907	0.12488	17.2080	0.19961
Sujeto 2	24	42	0.91744	0.17533	127.345	0.10783	148.647	0.37413	167.143	0.46569
Sujeto 3	56	46	102.174	0.03473	13.3610	0.11378	148.532	0.13197	120.619	1.76300
Sujeto 4	28	40	102.175	0.03474	13.3610	0.11377	148.532	0.13196	120.608	176.291
Sujeto 5	28	43	101.606	0.06030	130.208	0.36904	134.605	0.21872	156.325	0.32143
Sujeto 6	27	40	101.893	0.08583	133.207	0.17326	136.222	0.19634	17.5280	0.49847
Sujeto 7	46	41	101.747	0.09048	133.924	0.10524	-0.13633	0.50292	0.23263	150.147
Sujeto 8	27	43	102.166	0.02815	133.412	0.09388	0.39998	302.815	123.931	151.114
Sujeto 9	25	43	100.769	0.08294	131.979	0.10228	121.919	0.40874	140.605	0.70024
Sujeto 10	24	54	0.98784	0.08025	133.706	0.07596	143.588	0.18764	159.622	0.23232
Sujeto 11	43	53	0.95331	0.62100	129.954	0.98191	131.729	126.676	171.212	117.386
Sujeto 12	24	56	102.325	0.15189	129.143	0.19055	122.536	132.047	128.683	0.38168
Sujeto 13	24	54	101.475	0.03727	133.076	0.05726	137.511	0.24140	166.863	0.34270
Sujeto 14	24	52	102.014	0.04385	133.887	0.0284	143.554	0.29740	170.523	0.65100
Sujeto 15	24	54	102.137	0.03557	130.146	0.15419	126.684	0.25794	158.018	0.83249
Sujeto 16	24	56	0.91783	0.55938	124.677	0.36456	0.86853	0.85530	121.096	0.91827

Sujeto 17	29	55	102.287	0.01776	134.129	0.04685	150.051	0.08720	177.338	0.20666
Sujeto 18	24	52	102.137	0.03558	130.153	0.15425	126.681	0.25791	158.034	0.83268
Sujeto 19	29	55	100.548	0.07896	131.925	0.13137	152.546	0.08742	182.607	0.10054
Sujeto 20	29	55	101.663	0.13708	128.236	0.57908	103.551	0.45111	126.947	100.752
Sujeto 21	24	54	102.324	0.05325	133.543	0.04418	150.222	0.43258	182.797	0.20109
Sujeto 22	32	56	0.83630	0.19296	117.867	0.18583	131.017	0.67578	146.281	0.50132
Sujeto 23	35	55	102.071	0.06895	133.529	0.03565	130.662	0.15288	146.614	0.20268
Sujeto 24	29	55	101.109	0.03432	130.996	0.14622	134.837	0.15284	179.796	0.17918
Sujeto 25	24	51	10.2210	0.02724	133.805	0.05793	152.287	0.08952	179.137	0.12248
Sujeto 26	29	55	100.389	0.47731	130.417	0.40699	129.291	0.62956	157.194	0.66934
Sujeto 27	30	54	0.99801	0.28121	110.215	0.49359	0.55229	0.30498	11.463	0.41837
Sujeto 28	24	56	0.99800	0.28122	110.213	0.49357	0.55228	0.30498	114.633	0.41840
Sujeto 29	23	55	102.082	0.02411	13.4010	0.04948	152.809	0.06623	179.051	0.19295
Sujeto 30	23	55	102.136	0.01427	132.232	0.07373	14.3590	0.14089	163.489	0.45354
Sujeto 31	22	56	0.97463	0.30878	13.1520	0.30721	132.029	126.298	158.308	0.75416
Sujeto 32	26	55	102.348	0.05186	128.979	0.12519	152.736	0.11399	182.176	0.19716
Sujeto 33	23	54	100.085	0.54838	117.925	0.41034	109.552	0.54203	125.263	143.803
Sujeto 34	21	53	102.361	0.02404	134.175	0.06895	15.0710	0.23066	179.065	0.33950

Los sujetos del 1 al 9 son no sanos y el resto sanos.

En la Fig. 4.4 se puede observar una comparación de la distancia BDM entre los sujetos sanos y no sanos de todas las pruebas del m-CTSIB. Más en profundidad, en ninguna prueba se establece una clara diferencia entre sujetos sanos y no sanos, más aún, en las dos primeras pruebas se puede ver un aumento en la distancia para los sujetos sanos. En comparación con las otras dos pruebas, donde se observa que las distancias son casi parecidas. Sin embargo, en todas las gráficas se puede ver un traslape de datos, dejando ver que no es posible diferenciar los sujetos.

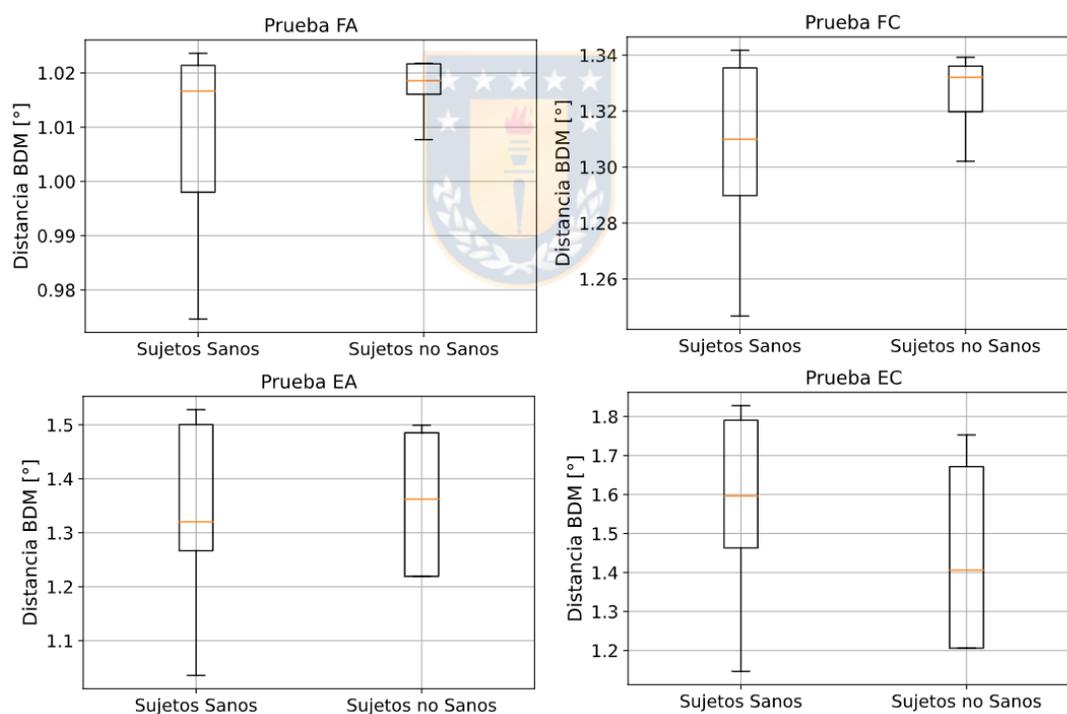


Fig. 4.4 Comparación de la distancia BDM entre sujetos sanos y no sanos en cada prueba del m-CTSIB con ángulos de navegación [elaboración propia]

Finalmente, se evaluó la correlación de Pearson entre la distancia BDM y la puntuación de EBB con un $p < 0.05$ como muestra la **Tabla 4.6**. Donde, se puede observar que no existe una correlación significativa entre las pruebas con la distancia BDM. Sin embargo, si existe una relación positiva entre la distancia BMD y el puntaje de la EBB en las dos últimas pruebas.

Tabla 4.6 Correlación de Pearson entre la puntuación total y las pruebas estáticas de la Escala de Balance de Berg con la distancia BDM con ángulos de navegación

Pruebas	Puntaje total de EBB		Puntaje pruebas estáticas de EBB	
	Correlación	p-value	Correlación	p-value
FA	-0,12090	0,49580	-0,15269	0,38861
FC	-0,29353	0,09201	-0,31862	0,06627
EA	0,17219	0,33018	0,18373	0,29827
EC	0,24049	0,17067	0,21924	0,21285

4.4 Resultados algoritmos de Aprendizaje Automático

Se entrenaron todos los clasificadores anteriormente descritos, con la metodología propuesta en la **Fig. 3.6**, donde se eligieron los siguientes criterios para clasificar:

- En el caso del clasificador SVM se utilizó un *kernel* Lineal y un *kernel* RBF (Radial Basis Function). Con respecto a este último, se utilizaron los siguientes valores: $\gamma=0.01$ el cual representa hasta dónde llega la influencia de un dato de entrenamiento y un $C = 0.01$ que controla la

penalización por clasificación errónea. Además, se siguieron las recomendaciones de la documentación, para no generar *overfitting*. Finalmente, las configuraciones elegidas fueron en base a un experimento empírico en el cual se vio el mejor resultado entre los valores de 0.001 y 10 para cada componente, procurando no generar *overfitting* o *underfitting*.

- Para el Análisis de Discriminante Lineal se utilizaron como parámetros:
 - Solucionador o *Solver*: Valor singular de descomposición o *Singular Value Decomposition (SVD)*.
 - Solucionador o *Solver*: Solución de Mínimos Cuadrados o *Least Squares Solution (LSQR)*
 - Covariance Estimator (CE): Este argumento podía tomar valores *True* o *False*, los cuales fueron variados según correspondiera.
 -
- Para los Árboles de Decisión: se utilizaron los siguientes parámetros:
 - Criterio o *Criterion*: Sirve para medir la calidad de una división y puede ser Gini (impureza de Gini) o Entropía (ganancia de Información)
 - Divisor o *Splitter*: Sirve para elegir la división de cada nodo. La cual puede ser por *Best* (la mejor división) o *Random* (elegir una división cualquiera).

Con respecto a los últimos clasificadores, la elección de sus parámetros fue en base a elegir los mejores resultados para los clasificadores, considerando cada criterio como una posible solución para las características seleccionadas.

En la tabla **Tabla 4.7** se puede observar en qué iteración (contando desde la iteración 0) se obtuvieron los mejores porcentajes de *accuracy*. En esta tabla se puede ver que el mejor clasificador fue el árbol de decisión, ya que obtuvo un *accuracy* del 97.22% utilizando como principio de separación *Best*. Lo que los diferencia es el criterio, ya que uno fue entrenado con Gini y otro con Entropía, por otro lado, la siguiente diferenciación entre ellos fue la iteración donde obtuvieron el mejor porcentaje: 12 y 2 respectivamente. Por lo tanto, se desprende que el mejor clasificador para diferenciar entre sujetos sanos y no sanos es el Árbol de Decisión con criterio de Entropía y *splitter Best*.

Cabe notar que las características a entrenar fueron las siguientes:

- Distancia BMD en aceleración de sujetos no sanos y sanos para las cuatro pruebas del m-CTSIB (0-3).
- Distancia BMD con ángulos de navegación de sujetos no sanos para las cuatro pruebas del m-CTSIB (4-7).
- Radio de dispersión en aceleración de sujetos no sanos para las cuatro pruebas del m-CTSIB (8-11).
- Radio de dispersión con ángulos de navegación de sujetos no sanos para las cuatro pruebas del m-CTSIB (12-15).
- Magnitud del centroide en aceleración de sujetos no sanos para las cuatro

pruebas del m-CTSIB (16-19).

- Magnitud del centroide en aceleración de sujetos no sanos para las cuatro pruebas del m-CTSIB (20-23).
- Clasificación binaria entre sujetos no sanos (0) y sujetos sanos (1) (24).

Tabla 4.7 Comparación de Clasificadores según su Accuracy y la Iteración

Clasificador	Parámetro	Accuracy	Iteración	Características
SVM	Kernel: Lineal	74.49%	1	9,19
	Kernel: RBF	74.49%	10	22, 2, 4, 9, 12, 11, 16, 5, 10, 20, 6
Naive Bayes	Gaussiano	94.19%	3	5, 6, 17, 15
LDA	Solver: SVD CE: False	94,19%	5	20, 15, 16, 17, 19, 7
	Solver: LSQR CE: True	91,41%	14	20, 15, 16, 17, 19, 7, 1, 5, 10, 6, 3, 9, 2, 13, 23
	Solver: LSQR CE: False	94,19%	13	22, 8, 12, 19, 3, 17, 6, 15, 21, 2, 23, 20, 1, 9
Arbol de Decision	Criterion: Gini Splitter: Best	97,22%	12	7, 13, 3, 10, 6, 0, 21, 23, 2, 8, 17, 15, 1
	Criterion: Gini Splitter: Random	96,96%	6	3, 18, 8, 17, 21, 19, 11
	Criterion: Entropy Splitter: Best	97,22%	2	0, 1, 13
	Criterion: Entropy Splitter: Random	94,19%	7	8, 7, 11, 4, 3, 20, 0, 23

4.5 Discusión

Considerando la **Tabla 4.1**, los círculos de normalidad fueron hechos con las tres coordenadas de la señal de aceleración ya que, de acuerdo a [5], hay menos pérdida de información para medir el equilibrio. Por otro lado, los radios de los círculos de normalidad aumentaron proporcionalmente con respecto a la complejidad de las pruebas del m-CTSIB.

Con respecto a la posición de los centroides de los sujetos, la gran mayoría de los sujetos no sanos estaban fuera de los círculos de normalidad (FA: 22%, FC: 66,7%, EA: 100% y EC: 88.9%) y los sanos dentro de ellos (FA: 100%, FC: 92%, EA: 84% y EC: 84%), lo que indicaría que los círculos de normalidad pueden ser usados como un clasificador.

De acuerdo con la distancia BDM, se pudo observar que los sujetos no sanos obtuvieron un valor menor comparado con los sujetos sanos, los cuales pueden ser observados en la **Tabla 4.2.**, como en el caso del sujeto 2 donde la distancia BDM en todas las pruebas es negativa, al contrario de un sujeto sano, como el sujeto 10 que obtiene todas sus distancias positivas. Esto se debe a que la distancia BDM fue calculada como la diferencia entre el centroide del sujeto y el radio del círculo de normalidad. Entonces, un sujeto no sano es más probable que se encuentre fuera del círculo de normalidad, lo que resulta en una distancia más baja llegando al punto de ser negativa. Mientras que, con sujetos sanos es

más probable que se encuentren dentro del círculo de normalidad con una distancia BDM mucho mayor (positiva).

Con respecto a la **Fig. 4.3** se puede observar que la distancia BDM puede ser utilizada para establecer diferencias entre sujetos sanos y no sanos, logrando ayudar a medir el equilibrio estático.

Por otro lado, los radios de dispersión aumentaron su medida en los sujetos no sanos en comparación con los sanos (**Fig. 4.1** y **Fig. 4.2**). Ya que estos eran los encargados de medir el balanceo de una persona durante las pruebas. Como se visualiza en la **Tabla 4.2** donde un sujeto no sano tiene más dificultad para mantener el equilibrio que un sujeto sano, cuando las tareas para mantener el equilibrio se complican (al momento de reducir la percepción del mecanorreceptor), las diferencias en los movimientos del tronco se hacen mayores entre los sujetos [5].

Considerando la **Tabla 4.4**, los círculos de normalidad fueron hechos con los tres ángulos de navegación, donde se observó que los radios de los círculos de normalidad también aumentaron proporcionalmente con respecto a la complejidad de las pruebas del m-CTSIB.

De acuerdo con la distancia BDM con ángulos, no se pudo observar que los sujetos no sanos obtuvieron un valor menor comparado con los sujetos sanos, de acuerdo con la **Tabla 4.5**. Esto hace pensar que la distancia BDM con ángulos no tiene la misma utilidad de “clasificador” como si lo tiene con las señales de aceleraciones. Sin embargo, al utilizar los clasificadores, los parámetros con

ángulos de navegación si demostraron utilidad para aumentar el rendimiento de estos.

Con respecto a los algoritmos de aprendizaje automático se puede observar que con un K-Folds igual a 3, con un set de datos separados en 67% para entrenar y 33% para prueba y un etiquetado binario para los sujetos, es decir, sujetos sanos (1) y no sano (0), se obtuvo que el mejor clasificador es el árbol de decisión, con criterio de **Entropía** y *splitter Best*. Ya que en la segunda iteración obtuvo un *accuracy* del 97.22%. Logrando superar a la gran mayoría de los clasificadores que fueron entrenados para lograr clasificar entre los dos grupos de sujetos. Sin embargo, si el criterio a elegir hubiera sido Gini, hubiéramos tenido el mismo *accuracy*, pero a la iteración 12, lo cual significaría un procesamiento más computacionalmente costoso al momento de tener más sujetos a evaluar. También, se puede desprender de la **Tabla 4.7** que la aceleración sigue siendo una mejor característica para clasificar, lo cual corrobora lo que dice la literatura. Sin embargo, los ángulos de navegación aportan en un 33.3% según los resultados descritos. Por lo tanto, a pesar de que la distancia BDM y los radios de dispersión no hayan aportado por sí solos, en los clasificadores sí lo hicieron, en un porcentaje menor con respecto a la aceleración, pero suficientes para ser útiles en complementar las mediciones.

CAPÍTULO 5. DISCUSIÓN GENERAL Y CONCLUSIONES

En este trabajo se propusieron medidas de distancias para medir el equilibrio estático, con el fin de clasificar objetivamente sujetos sanos de no sanos. El método utiliza solo un sensor inercial ubicado en la espalda baja durante la prueba m-CTSIB adquiriendo datos y luego generando círculos de normalidad, radios de dispersión y la distancia BDM. Estas medidas fueron calculadas tomando en cuenta los 3 ejes de aceleración y de ángulos de navegación, ya que según [5], son suficientes para realizar una medición del equilibrio y discriminar entre sujetos sanos y no sanos.

En el sistema propuesto, se representó a un sujeto mediante un centroide usando el promedio de las direcciones ML y AP, y se calculó la distancia entre el centroide y el límite del círculo de normalidad (distancia BDM). Una distancia negativa indica que el sujeto no es sano y en caso contrario, es decir, si la distancia es positiva, entonces se estima que el sujeto es sano en términos de equilibrio.

La distancia BDM se comparó con la puntuación de la Escala de Balance de Berg, lo que resultó en una correlación de $\rho = 0,0463$ en la prueba FA, $\rho = 0,01866$ en

la prueba FC, $\rho = 0,03746$ en la prueba EA y $\rho = 0,04791$ en la prueba FC del m-CTSIB considerando las aceleraciones. Por otro lado, en el caso de los ángulos de navegación no se obtuvo una correlación en ninguna prueba.

Considerando estas medidas con señales de aceleración y ángulos de navegación en clasificadores, es posible disminuir la cantidad de características que se necesitan para cuantificar el equilibrio, ya que, según el sistema propuesto, utilizando árboles de decisión con criterio de Entropía y *splitter* "Best" es posible tener un 97% de *accuracy* al momento de clasificar entre los sujetos utilizando solo 3 características.

Comparando las medidas propuestas con el estado del arte, el sistema actual usa solo un sensor inercial, lo que representa una forma más sencilla y económica, en comparación con un posturógrafo (80.000 USD). Además, el sistema permite al profesional de la salud realizar mediciones en un ambiente no controlado. Por otro lado, en comparación con [61] y [62] incorporamos un análisis de tres ejes, que ayuda a evitar errores que pueden estar sesgados en el análisis de un solo eje. Finalmente, el método propuesto es más simple que [5] ya que se utilizan medidas de distancias más simples en lugar de la triangulación de Delaunay.

La principal limitación del trabajo realizado es que se utilizó en un tamaño muestral pequeño de sujetos, por lo que no es representativo para validarlo. Por otro lado, el sistema fue comparado con la prueba Escala de Balance de Berg la cual presenta errores Inter evaluadores y no es medida con un dispositivo clínico,

ya que sólo se basa en la observación. No obstante, la Escala de Balance de Berg es una herramienta clínica ampliamente utilizada y aceptada para evaluar equilibrio humano [78] [79] [80]. Por lo tanto, se utilizó esta prueba como referencia para comparar el método propuesto. Cabe destacar que el objetivo fue instrumentar lo menos posible a los sujetos y utilizar una herramienta clínica validada como referencia.

Finalmente, con los círculos de normalidad, dispersión y distancia BDM es posible cuantificar el equilibrio estático, ya que es posible tener un resultado objetivo que mida el equilibrio en sujetos sanos y no sanos, utilizando solo un sensor inercial ubicado en la espalda baja. En base a los resultados obtenidos y comparados con la Escala de Balance de Berg, la información obtenida puede ser de utilidad para los profesionales de la salud. Además, estas medidas aportan más especificidad, ya que con los círculos de normalidad es posible observar en qué cuadrante de equilibrio se ubica el paciente durante la prueba. De esta forma, al agregar componentes cualitativos, como la distancia BDM permite diseñar una rehabilitación del paciente más específica, ya que se tendrá una medida objetiva para cuantificar su equilibrio.

En consecuencia, se considera que la herramienta de apoyo para medir el equilibrio estático sirve para evaluarlo de forma objetiva y usarlo a modo de comparación entre sujetos. Por lo que, se comprobaría la hipótesis realizada al principio, es decir, si es posible caracterizar el equilibrio de una persona utilizando

algoritmos de aprendizaje automático con sensores inerciales. Sin embargo, se requiere un estudio más grande, que incluya una mayor cantidad de participantes sanos y no sanos para validarla clínicamente.

5.1 Trabajos Futuros

Para trabajos futuros, se probará el sistema desarrollado con una mayor cantidad de sujetos de prueba. Además, se planea validarlo con un posturógrafo para mejorar el sistema.



Referencias

- [1] D. A. Winter, «Human balance and posture control during standing and walking,» *Gait&Posture*, vol. 3, nº December, pp. 193-214, 1995.
- [2] A. Shummway-Cook y Woollincott, «Control of posture and Balance,» de *Motor Control: Theory and Practical Applications*, Baltimore, Maryland 21202,USA, Williams &Wilkins, 1995, pp. 119-120.
- [3] C. Gagliardi, «Training for Balance, Training for Life,» American Council on Exercise (ACE), 2013. [En línea]. Available: <https://www.acefitness.org/fitness-certifications/resource-center/exam-preparation-blog/3208/training-for-balance-training-for-life>. [Último acceso: 3 Octubre 2018].
- [4] U. Manupibul, W. Charoensuk y P. Kaimuk, «Design and Development of SMART Insole System for Plantar Pressure Measurement in Imbalance Human Body and Heavy Activities,» de *The 2014 Biomedical Engineering International Conference*, Fukuoka, Japan, 2014.
- [5] R. Melecky, V. Socha, P. Kutilek, L. Hanakova, P. Takac, J. Schlenker y . Z. Svoboda, «Quantification of Trunk Postural Stability Using ConvexPolyhedron of the Time-Series Accelerometer Data,» *Journal of Healthcare Engineering*, pp. 1-9, 2016.

- [6] J. H. Allum, A. Adkin, M. G. Carpenter, M. Held-Ziolkowska, F. Honegger y K. Pierchala, «Trunk sway measures of postural stability during clinical balance tests: effects of a unilateral vestibular deficit,» *Gait & Posture*, vol. 14, pp. 227-237, 2001.
- [7] D. Seidler, . J. A. Bernard, T. B. Burutolu, B. W. Fling,, M. T. Gordon, J. T. Gwin, Y. Kwak y D. B. Lipps,, «Motor control and aging: Links to age-related brain structural, functional, and biochemical effects,» *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*, vol. 34, n° 5, pp. 721-733, 2010.
- [8] H. Wallmann y et all, *Orthopaedic Physical Therapy Clinics of North America*, First Edition, Editorial Saunders, 2002.
- [9] F. B. Horak, «Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls?,» *Age and Ageing*,, vol. 35, n° 2, pp. 7-11, 2006.
- [10] A. Shumway-Cook y M. H. Woollacott, *Motor Control: Translating Research into Clinical Practice*, Lippincott Williams & Wilkins, 2011.
- [11] F. B. Horak, S. M. Henry y A. Shumway-Cook, «Postural Perturbations: New Insights for Treatment of Balance Disorders,» *Physical Therapy*, vol. 77, n° 5, pp. 517-533, 1997.
- [12] J.-P. Roll y R. Roll, «From eye to foot: a proprioceptive chain involved in postural control,» *Posture and Gait: development, adaptation and modulation*, pp. 155-164, 1988.

- [13] D. L. Sturnieks, R. S. George y S. R. Lord, «Balance disorders in the elderly,» *Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology*, vol. 38, nº 6, pp. 467-478, 2008.
- [14] A. Berencsi, M. Ishihara y K. Imanaka, «The functional role of central and peripheral vision in the control of posture.,» *Human Movement Science*, vol. 24, nº 5-6, pp. 689-709, 2005.
- [15] M. Mancini y F. B. Horak, «The relevance of clinical balance assessment tools to,» *Eur J Phys Rehabil Med*, vol. 46, nº 2, pp. 239-248, 2010.
- [16] P. K. Yim-Chiplis y L. A. Talbot, «Defining and Measuring Balance in Adults,» *BIOLOGICAL RESEARCH FOR NURSING*, vol. 1, nº 4, pp. 321-331, 2000.
- [17] A. Shumway-Cook y M. H. Woollacott, *Motro Control: Translating Research into Clinical Practice*, Lippincott Williams & Wilkins, 2012.
- [18] F. Horak y A. Kuo, «Postural Adaptation for Altered Environments, Tasks, and Intentions,» de *Biomechanics and Neural Control of Posture and Movement.*, New York, NY , Springer, 2000, pp. 267-281.
- [19] M. Mancini, L. King, A. Salarian, L. Holmstrom, J. McNames y F. B. Horak, «Mobility Lab to Assess Balance and Gait with Synchronized Body-worn,» *Journal of Bioengineering & Biomedical Science*, 2012.
- [20] H. R. Konrad, M. Girardi y R. Helfert, «Balance and Aging,» *The Laryngoscope*, vol. 109, nº 9, pp. 1454-1460, 1999.

- [21] W.H.Organization, «Aging and Health,» Febrero 2018. [En línea]. Available: <https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/ageing-and-health>. [Último acceso: Febrero 2020].
- [22] Instituto Nacional de Estadísticas, «COMPENDIO ESTADÍSTICO,» Santiago de Chile, 2017.
- [23] R. L. (. Nussbaum y C. E. (. Ellis, «Alzheimer's Disease and Parkinson's Disease,» *The new England Journal of Medicine: Genomic Medicine*, vol. 348, nº 14, pp. 1356-1364, 2003.
- [24] G. Alves, E. Forsaa, K. Pedersen y M. Dreetz-Gjerstad, «Epidemiology of Parkinson's disease,» *Journal of Neurology*, vol. 255, pp. 18-32, 2008.
- [25] E. Dorsey, R. Constantinescu, J. Thompson y K. Biglan, «Projected number of people with Parkinson disease in the most populous nations 2005 through 2030,» *Neurology*, vol. 68, pp. 384-386, 2007.
- [26] D. E. Leland, P. P. ATC y M. M. Lange, «Predicting Falls In Individuals with Parkinson Disease,» *Journal of Neurologic Physical Therapy*, vol. 30, nº 2, pp. 60-67, 2006.
- [27] V. M. Muñoz, G. A. van Kan, C. R. Cantet, F. Cortes, P.-J. Ousset, Y. Rolland y B. Vellas , «Gait and Balance Impairments in Alzheimer Disease Patients,» *Alzheimer Disease & Associated Disorders*, vol. 24, nº 1, pp. 79-84, 2010.

- [28] P. Suttanon, K. Hill, GradDip y C. Said, «Balance and Mobility Dysfunction and Falls Risk in Older People with Mild to Moderate Alzheimer Disease,» *Physical Medicine & Rehabilitation*, vol. 91, nº 1, pp. 13-23, 2012.
- [29] F. Krieger y F. Lublin, Multiple sclerosis and other inflammatory demyelinating diseases of the central nervous system, vol. 80, Elsevier, Ed., Philadelphia, PA: Bradley's Neurology in Clinical Practice, 2016.
- [30] M. Plus, «Esclerosis múltiple,» NIH, 2018. [En línea]. Available: <https://medlineplus.gov/spanish/ency/article/000737.htm>. [Último acceso: Marzo 2020].
- [31] C. Martin, B. Phillips, T. Kilpatrick, H. Butzkueven, N. Tubridy, E. McDonald y M. Galea, «Gait and balance impairment in early multiple sclerosis in the absence of clinical disability,» *Multiple Sclerosis Journal*, vol. 12, pp. 620-628, 2006.
- [32] Intitute for Health Metrics and Evaluation, «GBD Compare Data Visualization,» Seattle, WA: IHME, University of Washington, 2016, 2016. [En línea]. Available: <http://ghdx.healthdata.org/gbd-results-tool?params=gbd-api-2016-permalink/4d7a09490581e9dc77a8784904591ade>. [Último acceso: 2 Abril 2018].
- [33] Multiple Sclerosis Society, Balance and MS, England, 2016.

- [34] B. C. Kung y T. O. Willcox, Jr., «EXAMINATION OF HEARING AND BALANCE,» de *Neurology and Clinical Neuroscience*, Mosby, 2007, pp. 318-327.
- [35] R. Camicioli y J. G. Nutt, «Gait and Balance,» de *Textbook of Clinical Neurology*, Saunders, 2007, pp. 327-342.
- [36] E. Loth, C. Albuquerque, A. Ciena y Â. Rossi, «Evaluation of the postural control in young adults by use of Foam-Laser dynamic posturography and power plataform,» *Revista Brasileira de Medicina do Esporte*, vol. 17, nº 3, pp. 171-174, 2011.
- [37] R. Barona de Guzmán, «Interés de la posturografía en el diagnóstico y tratamiento del vértigo y el desequilibrio en especialidades médico-quirúrgicas,» *Revista de Biomecánica*, vol. Febrero, pp. 11-14, 2003.
- [38] F. Virtual, «Interempresas,» 2019. [En línea]. Available: <http://www.interempresas.net/Medico-hospitalario/FeriaVirtual/Producto-Test-de-la-agudeza-visual-Neurocom-Invision-102642.html>. [Último acceso: Marzo 2020].
- [39] A. Shumway-Cook y F.-B. Horak, «Assessing the influence of sensory interaction of balance. Suggestion from the field,» *Physical therapy*, vol. 66, nº 10, pp. 1548-1550, 1986.

- [40] H. Cohen, C. A. Blatchly y L. L. Gombash, «A Study of the Clinical Test of Sensory Interaction and Balance,» *Physical Therapy*, vol. 73, nº 6, pp. 348-351, 1993.
- [41] E. Mancilla, J. Valenzuela y M. Escobar, «Rendimiento en las pruebas “Timed Up and Go” y “Estación Unipodal” en adultos mayores chilenos entre 60 y 89 años,» *Revista Médica de Chile*, vol. 143, pp. 39-46, 2015.
- [42] H. Cohen, A. Blatchly y L. Gombash, «A Study of the Clinical Test of Sensory Interaction and Balance,» *Physical Therapy*, vol. 73, nº 6, pp. 348-351, 1993.
- [43] «Modified Clinical Test of Sensory Interaction on Balance,» Abilitylab, 05 2013. [En línea]. Available: <https://www.sralab.org/rehabilitation-measures/modified-clinical-test-sensory-interaction-balance#non-specific-patient-population>. [Último acceso: 04 2020].
- [44] T. M. Susco, T. C. Valovich McLeod, B. M. Gansneder y S. J. Shultz, «Balance Recovers Within 20 Minutes After Exertion as Measured by the Balance Error Scoring System,» *Journal of Athletic Training*, vol. 39, nº 3, pp. 241-246, 2004.
- [45] K. Berg, S. Wood-Dauphinée y D. Williams JI & Gayton, «Measuring balance in the elderly: preliminary development of an instrument,» *Physiotherapy Canada*, vol. 41, pp. 304-301, 1989.

- [46] «Berg Balance Scale,» Abilitylab, 06 2013. [En línea]. Available: <https://www.sralab.org/rehabilitation-measures/berg-balance-scale>. [Último acceso: 04 2020].
- [47] N. Medicine, «Berg Balance Scale Validated for Lower-Limb Amputees,» Feinberg School of Medicine, 2013. [En línea]. Available: https://news.feinberg.northwestern.edu/2013/09/balance_nupoc/. [Último acceso: 2020].
- [48] K. L. Hsieh, K. L. Roach, D. A. Wajda y J. J. Sosnoff, «Smartphone technology can measure postural stability and discriminate fall risk in older adults,» *Gait & Posture*, vol. 67, pp. 160-165, 2019.
- [49] N. S. Abbas y A. K. Chong, «3D Video Imagery of the Foot and Plantar Pressure to examine foot rotation and loading for older adults,» de *2018 IEEE Symposium on Computer Applications & Industrial Electronics (ISCAIE)*, Penang, Malaysia, 2018.
- [50] N. Abbas y A. Chong, «Un-normalised and Normalised Plantar Pressure Distribution Comparison between Older Adults and Adults while Single limb Support Interval,» de *2019 IEEE 9th Symposium on Computer Applications & Industrial Electronics (ISCAIE)*, Malaysia, Malaysia, 2019.
- [51] L. PIVNICKOVA, V. DOLINAY y V. VASEK, «Evaluation of Static Posturography via the Wii Balance Board,» de *Proceedings of the 2014 15th*

International Carpathian Control Conference (ICCC), Velke Karlovice, Czech Republic , 2014.

- [52] S. Boukhenous y M. Attari, «A POSTURAL STABILITY ANALYSIS BY USING PLANTAR PRESSURE MEASUREMENTS,» de *8th International Multi-Conference on Systems, Signals & Devices*, Sousse-Tunisia, 2011.
- [53] K. M. Guskiewicz, S. E. Ross y S. W. Marshall, «Postural Stability and Neuropsychological Deficits After Concussion in Collegiate Athletes,» *Journal of Athletic Training*, vol. 36, nº 3, pp. 263-273, 2001.
- [54] N. A. Ricci, D. D. F. Flgueiredo, A. M. Valente y C. B. Ibsen, «Sensory interaction on static balance: A comparison concerning the history of falls of community-dwelling elderly,» *Geriatrics Gerontology International*, vol. 9, nº 2, pp. 165-171, 2009.
- [55] M. M. Madureira, L. Takayama, A. L. Gallinaro, V. F. Caparbo, R. A. Costa y R. M. Pereira, «Balance training program is highly effective in improving functional status and reducing the risk of falls in elderly women with osteoporosis: a randomized controlled trial,» *Osteoporosis International*, vol. 18, nº 4, pp. 419-425, 2007.
- [56] P. Bonato, «Advances in wearable technology and applications in physical,» *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, vol. 2, nº 2, 2005.

- [57] R. Howard, D. Bandyopadhyay, y M. Cook, «Dissocial personality disorder in the elderly: A case history,» *International Journal of Geriatric Psychiatry*, vol. 7, nº 7, pp. 525-532, 1995.
- [58] C. Gagliardi, «Training for Balance, Training for Life,» American Council on Exercise (ACE), [En línea]. Available: <https://www.acefitness.org/fitness-certifications/ace-answers/exam-preparation-blog/3208/training-for-balance-training-for-life>.
- [59] F. Horak, L. King y M. Mancini, «Role of Body-Worn Movement Monitor Technology for Balance and Gait Rehabilitation,» *American Physical Therapy*, vol. 95, nº 3, pp. 461-470, 2014.
- [60] S. Lyu, S. Piazza, D. Symons Downs y A. Freivalds, «Validity of Pendant-Based IMU Assessment of Postural Stability Under Varying Balance Conditions Compared to a Sensor Positioned on the Lower Back,» *Proceedings of the Human Factors and Ergonomics Society 2019 Annual Meeting*, pp. 1159-1163, 2019.
- [61] S. Kusmirek, K. Hana, V. Socha, J. Prucha, P. Kutilek y Z. Svoboda, «Postural instability assessment using trunk acceleration frequency analysis,» *European Journal of Physiotherapy*, pp. 1-8, 2016.
- [62] A. A. Alkathiry, P. Sparto, B. Freund, S. Whitney, A. Mucha, J. Furman, M. Collins y A. Kontos, «Using Accelerometers to Record Postural Sway in

Adolescents With Concussion: A Cross-Sectional Study,» *Journal of Athletic Training*, vol. 53, nº 12, pp. 1166-1172, 2018.

- [63] K. Berg, S. Wood-Dauphinée y D. Williams JI & Gayton, «Measuring balance in the elderly: preliminary development of an instrument,» *Physiotherapy Canada*, vol. 41, pp. 301-304, 1989.
- [64] P. Ortega-Bastidas, P. Aqueveque , B. Gómez, F. Saavedra y R. Cano-de-la-Cuerda, «Use of a Single Wireless IMU for the Segmentation and Automatic Analysis of Activities Performed in the 3-m Timed Up & Go Test,» *Sensors*, vol. 19, nº 1647, pp. 1-22, 2019.
- [65] S. L. Whitney y D. M. Wrisley, «The influence of footwear on timed balance scores of the modified clinical test of sensory interaction and balance,» *Archives of physical medicine and rehabilitation*, vol. 85, nº 3, pp. 439-443, 2004.
- [66] K.-J. Kim y I. Tagkopoulos, «Application of machine learning in rheumatic disease research,» *The Korean Association of Internal Medicine*, pp. 1-15, 2018.
- [67] A. L, «Machine Learning: ¿qué es y cuál es su relación con la IA?,» *Profesional Review*, 19 8 2019. [En línea]. Available: <https://www.profesionalreview.com/2019/08/19/machine-learning-que-es/>. [Último acceso: 20 03 2021].

- [68] L. Sanchez-Pinto, Luo Y y M. Churpek, «Big data and data science in critical care,» *Chest*, vol. 154, pp. 1239-1248, 2018.
- [69] T. M. Mitchell, *Machine Learning*, 1997.
- [70] C. Burges, «A tutorial on support vector machines for pattern recognition,» *Data Mining Knowl. Discovery*, vol. 2, nº 2, pp. 121-167, 1998.
- [71] C. Campbell y Y. Ying, «Learning With Support Vector Machines,» *Synthesis Lectures on Artificial Intelligence and Machine Learning*, vol. 25, nº 1, p. 95, 2011.
- [72] X. Tan, W. Bi, X. Hou y W. Wang, «Reliability analysis using radial basis function networks and support vector machines,» *Comput. Geotech*, vol. 38, nº 2, pp. 78-86, 2011.
- [73] C. E. Rasmussen, «Gaussian processes in machine learning,» *Adv. Lect. Mach. Learn*, vol. 14, nº 2, pp. 63-71, 2004.
- [74] S. Hong y Z. Zhou, «Application of Gaussian process regression for bearing degradation assessment,» *Proc. Inf. Sci. Service Sci. Data Mining*, pp. 644-648, 2012.
- [75] S. Saha, B. Saha, A. Saxena y K. Goebel, «Distributed prognostic health management with Gaussian process regression,» *Proc. IEEE Aerosp. Conf*, pp. 1-8, 2010.
- [76] H. Abdi, «Discriminant correspondence,» de *Encyclopedia of Measurement and Statistics*, TX, USA:The Univ. of Texas at Dallas, Richardson, , 2007.

- [77] M. Formación, «Data Science,» MF Máxima Formación, 2020. [En línea]. Available: <https://www.maximaformacion.es/blog-dat/que-son-los-arboles-de-decision-y-para-que-sirven/>. [Último acceso: 28 02 2021].
- [78] P. Neuls, T. Clark, N. Van Heuklon, J. Proctor, B. Kilker, M. Bieber y et all, «Usefulness of the Berg Balance Scale to Predict Falls in the Elderly,» *Journal of GERIATRIC Physical Therapy*, vol. 34, nº 1, pp. 3-10, 2011.
- [79] D. Donoghue y E. Stokes, «How much change is true change? The minimum detectable change of the Berg Balance Scale in elderly people,» *J Rehabil Med*, vol. 41, pp. 343-346, 2009.
- [80] M. Lusardi, G. Pellecchia y M. Schulman, «Functional Performance in Community Living Older Adults,» *Journal of Geriatric Physical Therapy*, vol. 26, nº 3, pp. 14-22, 2003.
- [81] «Blance Error Scoring System,» Abilitylab, 04 2013. [En línea]. Available: <https://www.sralab.org/rehabilitation-measures/balance-error-scoring-system>. [Último acceso: 04 2020].
- [82] S. Buatois, R. Gueguen, G. C. Gauchard, A. Benetos y P. P. Perrín, «Posturography and Risk of Recurrent Falls in Healthy Non-Institutionalized Persons Aged Over 65,» *Gerontoly*, vol. 52, pp. 345-352, 2006.

CAPÍTULO 6. ANEXOS

6.1 Consentimiento informado



Consentimiento Informado

Adquisición de datos de Equilibrio Estático mediante un sensor inercial ubicado en la espalda baja.

He sido invitado(a) a participar de la Investigación de la ingeniera Biomédica Daniela Pinto D. Este trabajo tiene como objetivo probar algoritmos para la detección de problemas de equilibrio basado en datos de aceleración y ángulos de navegación dados por un sensor inercial. Estas pruebas permitirán obtener los datos necesarios para poder cumplir con el objetivo.

Para el desarrollo de este trabajo es necesario contar con una base de datos de aceleración y ángulos cuaternarios para calcular medidas de equilibrio estático, por este motivo, se me ha invitado a participar como sujeto de prueba para adquisición de datos. Sólo deberé realizar las siguientes actividades (Escala de Balance de Berg y Prueba Clínica de Interacción Sensorial en Equilibrio modificada (mCTSIB):

Escala de Balance de Berg:

1. De sedestación a bipedestación.
2. Bipedestación sin ayuda.
3. Sedestación sin apoyar la espalda, pero con los pies sobre el suelo o sobre un taburete o escalón.
4. De bipedestación a sedestación.
5. Transferencias.
6. Bipedestación sin ayuda con ojos cerrados.
7. Permanecer de pie sin agarrarse con los pies juntos.
8. Llevar el brazo extendido hacia delante en bipedestación.
9. En bipedestación, recoger un objeto del suelo.
10. En bipedestación, girarse para mirar atrás.
11. Girar 360 grados.
12. Subir alternante los pies a un escalón o taburete en bipedestación sin agarrarse.
13. Bipedestación con los pies en tándem.
14. Bipedestación sobre un pie.

mCTSIB:

1. Fijar la vista en un punto y sobre una superficie firme, tratar de mantener el equilibrio por 30 segundos,
2. Fijar la vista en un punto y sobre una superficie inestable, tratar de mantener el equilibrio por 30 segundos.
3. Cerrar los ojos y sobre una superficie firme tratar de mantener el equilibrio por 30 segundos,
4. Cerrar los ojos y sobre una superficie inestable, tratar de mantener el equilibrio por 30 segundos.



Los investigadores se comprometen a que los datos obtenidos de mi participación serán confidenciales, que sólo ellos accederán a los datos, y que sólo se utilizarán para un análisis en dónde no importa mi identidad. Se me ha informado que no existe ningún riesgo al usar el sensor inercial. Además, se me ha garantizado que el estudio no implica exponerme a situaciones de que atenten contra mi bienestar físico o mental, y que si en algún momento siento que el proceso me incomoda puedo solicitar que se detenga inmediatamente la recolección de datos.

Estoy al tanto de que la participación que se me solicita es voluntaria y que puedo negarme a participar o retirarme en cualquier etapa de la investigación, sin necesidad de dar explicaciones. De igual forma, sé que no recibiré pago por participar, pero que sí tengo derecho a recibir un resumen ejecutivo de los resultados generales de la investigación si así lo solicito. Por último, he sido informado que, de necesitarlo, puedo pedir más información del estudio a la ingeniera **Daniela Pinto Delgado**, escribiéndole a su correo daniela.pinto@biomedica.udec.cl

A partir de los antecedentes antes mencionados acepto voluntariamente participar en este estudio.

Firma del participante: _____ Fecha: _____

- Usted se quedará con una copia de este consentimiento como garantía de las condiciones de su participación.



6.2 Escala de Balance de Berg

El protocolo, es pedirle al sujeto que realice las siguientes actividades, y puntuar cada una según las instrucciones:

1. De sedestación a bipedestación.

INSTRUCCIONES: Por favor, levántese. Intente no ayudarse de las manos.

Puntajes:

4 - capaz de levantarse sin usar las manos y de estabilizarse independientemente.

3 - capaz de levantarse independientemente usando las manos.

2 - capaz de levantarse usando las manos y tras varios intentos.

1 - necesita una mínima ayuda para levantarse o estabilizarse.

0 - necesita una asistencia de moderada a máxima para levantarse.

2. Bipedestación sin ayuda.

INSTRUCCIONES: Por favor, permanezca de pie durante dos minutos sin agarrarse.

Puntajes:

4 - capaz de estar de pie durante 2 minutos de manera segura.

3 - capaz de estar de pie durante 2 minutos con supervisión.

2 - capaz de estar de pie durante 30 segundos sin agarrarse.

1 - necesita varios intentos para permanecer de pie durante 30 segundos sin Agarrarse.

0 - incapaz de estar de pie durante 30 segundos sin asistencia

3. Sedestación sin apoyar la espalda, pero con los pies sobre el suelo o sobre un taburete o escalón.

INSTRUCCIONES: Por favor, siéntese con los brazos junto al cuerpo durante 2 min.

Puntajes:

4 - capaz de permanecer sentado de manera segura durante 2 minutos.

3 - capaz de permanecer sentado durante 2 minutos bajo supervisión.

2 - capaz de permanecer sentado durante 30 segundos.

1 - capaz de permanecer sentado durante 10 segundos.

0 - incapaz de permanecer sentado sin ayuda durante 10 segundos.

4. De bipedestación a sedestación.

INSTRUCCIONES: Por favor, siéntese.

Puntajes:

- 4 - se sienta de manera segura con un mínimo uso de las manos.
- 3 - controla el descenso mediante el uso de las manos.
- 2 - usa la parte posterior de los muslos contra la silla para controlar el descenso.
- 1 - se sienta independientemente, pero no controla el descenso.
- 0 - necesita ayuda para sentarse.

5. Transferencias.

INSTRUCCIONES: Prepare las sillas para una transferencia en pivot. Pida al paciente de pasar primero a un asiento con apoyabrazos y a continuación a otro asiento sin apoyabrazos. Se pueden usar dos sillas (una con y otra sin apoyabrazos) o una cama y una silla.

Puntajes:

- 4 - capaz de transferir de manera segura con un mínimo uso de las manos.
- 3 - capaz de transferir de manera segura con ayuda de las manos.
- 2 - capaz de transferir con indicaciones verbales y/o supervisión.
- 1 - necesita una persona que le asista.
- 0 - necesita dos personas que le asistan o supervisen la transferencia para que sea segura.

6. Bipedestación sin ayuda con ojos cerrados.

INSTRUCCIONES: Por favor, cierre los ojos y permanezca de pie durante 10 segundos.

Puntajes:

- 4 - capaz de permanecer de pie durante 10 segundos de manera segura.
- 3 - capaz de permanecer de pie durante 10 segundos con supervisión.
- 2 - capaz de permanecer de pie durante 3 segundos.
- 1 - incapaz de mantener los ojos cerrados durante 3 segundos, pero capaz de permanecer firme.
- 0 - necesita ayuda para no caerse.

7. Permanecer de pie sin agarrarse con los pies juntos.

INSTRUCCIONES: Por favor, junte los pies y permanezca de pie sin agarrarse.

Puntajes:

- 4 - capaz de permanecer de pie con los pies juntos de manera segura e independiente durante 1 minuto.
- 3 - capaz de permanecer de pie con los pies juntos independientemente durante 1 minuto con supervisión.
- 2 - capaz de permanecer de pie con los pies juntos independientemente, pero incapaz de mantener la posición durante 30 segundos.
- 1 - necesita ayuda para lograr la postura, pero es capaz de permanecer de pie durante 15 segundos con los pies juntos.
- 0 - necesita ayuda para lograr la postura y es incapaz de mantenerla durante 15 segundos.

8. Llevar el brazo extendido hacia delante en bipedestación.

INSTRUCCIONES: Levante el brazo a 90°. Estire los dedos y llévelos hacia delante todo lo que pueda. El examinador coloca una regla al final de los dedos cuando el brazo está a 90°. Los dedos no deben tocar la regla mientras llevan el brazo hacia delante. Se mide la distancia que el dedo alcanza mientras el sujeto está lo más inclinado hacia adelante. Cuando es posible, se pide al paciente que use los dos brazos para evitar la rotación del tronco.

Puntajes:

- 4 - puede inclinarse hacia delante de manera cómoda >25 cm.
- 3 - puede inclinarse hacia delante de manera segura >12 cm.
- 2 - puede inclinarse hacia delante de manera segura >5 cm.
- 1 - se inclina hacia delante, pero requiere supervisión.
- 0 - pierde el equilibrio mientras intenta inclinarse hacia delante o requiere ayuda.

9. En bipedestación, recoger un objeto del suelo.

INSTRUCCIONES: Recoger el objeto (zapato/zapatilla) situado delante de los pies

Puntajes:

- 4 - capaz de recoger el objeto de manera cómoda y segura.
- 3 - capaz de recoger el objeto, pero requiere supervisión.
- 2 - incapaz de coger el objeto, pero llega de 2 a 5cm (1-2 pulgadas) del objeto y mantiene el equilibrio de manera independiente.
- 1 - incapaz de recoger el objeto y necesita supervisión al intentarlo.
- 0 - incapaz de intentarlo o necesita asistencia para no perder el equilibrio o caer.

10. En bipedestación, girarse para mirar atrás.

INSTRUCCIONES: Gire para mirar atrás a la izquierda. Repita lo mismo a la derecha. El examinador puede sostener un objeto por detrás del paciente al que puede mirar para favorecer un mejor giro.

Puntajes:

4 - mira hacia atrás hacia ambos lados y desplaza bien el peso

3 - mira hacia atrás desde un solo lado, en el otro lado presenta un menor desplazamiento del peso del cuerpo

2 - gira hacia un solo lado, pero mantiene el equilibrio

1 - necesita supervisión al girar

0 - necesita asistencia para no perder el equilibrio o caer.



11. Girar 360 grados.

INSTRUCCIONES: Dar una vuelta completa de 360 grados. Pausa. A continuación, repetir lo mismo hacia el otro lado.

Puntajes:

4 - capaz de girar 360 grados de una manera segura en 4 segundos o menos.

3 - capaz de girar 360 grados de una manera segura sólo hacia un lado en 4 segundos o menos.

2 - capaz de girar 360 grados de una manera segura, pero lentamente.

1 - necesita supervisión cercana o indicaciones verbales.

0 - necesita asistencia al girar.

12. Subir alternante los pies a un escalón o taburete en bipedestación sin agarrarse.

INSTRUCCIONES: Sitúe cada pie alternativamente sobre un escalón/taburete. Repetir la operación 4 veces para cada pie.

Puntajes:

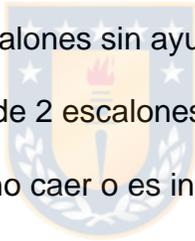
4 - capaz de permanecer de pie de manera segura e independiente y completar 8 escalones en 20 segundos.

3 - capaz de permanecer de pie de manera independiente y completar 8 escalones en más de 20 segundos.

2 - capaz de completar 4 escalones sin ayuda o con supervisión.

1 - capaz de completar más de 2 escalones necesitando una mínima asistencia.

0 - necesita asistencia para no caer o es incapaz de intentarlo.



13. Bipedestación con los pies en tándem.

INSTRUCCIONES: Demostrar al paciente. Sitúe un pie delante del otro. Si piensa que no va a poder colocarlo justo delante, intente dar un paso hacia delante de manera que el talón del pie se sitúe por delante del zapato del otro pie (para puntuar 3 puntos, la longitud del paso debería ser mayor que la longitud del otro pie y la base de sustentación debería aproximarse a la anchura del paso normal del sujeto).

Puntajes:

4 - capaz de colocar el pie en tándem independientemente y sostenerlo durante 30 segundos.

3 - capaz de colocar el pie por delante del otro de manera independiente y sostenerlo durante 30 segundos.

2 - capaz de dar un pequeño paso de manera independiente y sostenerlo durante 30 segundos.

1 - necesita ayuda para dar el paso, pero puede mantenerlo durante 15 segundos.

0 - pierde el equilibrio al dar el paso o al estar de pie.

14. Bipedestación sobre un pie.

INSTRUCCIONES: Apoyo sobre un pie sin agarrarse.

Puntajes:

4 - capaz de levantar la pierna independientemente y sostenerla durante >10 segundos.

3 - capaz de levantar la pierna independientemente y sostenerla entre 5-10 segundos.

2 - capaz de levantar la pierna independientemente y sostenerla durante 3 o más segundos.

1 - intenta levantar la pierna, incapaz de sostenerla 3 segundos, pero permanece de pie de manera independiente.

0 - incapaz de intentarlo o necesita ayuda para prevenir una caída.



PUNTUACIÓN TOTAL (Máximo= 56)

- 0-20: alto riesgo de caída.
- 21-40: moderado riesgo de caída.
- 41-56: leve riesgo de caída.

6.3 mCTSIB

El protocolo para tomar esta prueba, es pedirle al sujeto que realice las siguientes actividades:

1. Mantenerse de pie durante 30 segundo sobre una superficie estable con los ojos abiertos y manos a los lados.
2. Mantenerse de pie durante 30 segundo sobre una superficie estable con los ojos cerrados y manos a los lados.
3. Mantenerse de pie durante 30 segundo sobre una superficie inestable con los ojos abiertos y manos a los lados.
4. Mantenerse de pie durante 30 segundo sobre una superficie inestable con los ojos cerrados y manos a los lados.

