



UNIVERSIDAD DE CONCEPCIÓN
FACULTAD DE INGENIERÍA
DEPARTAMENTO DE INGENIERÍA ELÉCTRICA



DESARROLLO DE ESTRATEGIAS DE CUANTIFICACIÓN DEL EQUILIBRIO ESTÁTICO UTILIZANDO ALGORITMOS BASADOS EN SENSORES INERCIALES

POR

Paula Bellanira Inostroza Paillalef

Tesis presentada a la facultad de Ingeniería de la Universidad de Concepción para optar al grado académico de Magister en Ciencias de la Ingeniería con mención en Ingeniería Eléctrica

Profesor Guía

D.Sc. Pablo Esteban Aqueveque Navarro

Profesora Co-guía

Paulina Ortega Bastidas

Marzo 2026

Concepción, Chile

©2026 Paula Bellanira Inostroza Paillalef

©Se autoriza la reproducción total o parcial, con fines académicos, por cualquier medio o procedimiento, incluyendo la cita bibliográfica del documento.



Resumen

El equilibrio postural permite a las personas mantener la estabilidad al realizar actividades diarias, como caminar, estar de pie o girar. Su deterioro, ya sea por el envejecimiento o por afecciones neuromusculares, aumenta el riesgo de caídas, lo que representa una preocupación significativa a nivel mundial, debido al aumento de la población mayor de 60 años. Esto evidencia la necesidad de métodos precisos y accesibles para evaluar el equilibrio y diseñar intervenciones preventivas.

Actualmente, las evaluaciones tradicionales del equilibrio se basan en pruebas clínicas y en sistemas de medición de movimiento, los cuales pueden ser costosos y requieren equipamiento especializado, lo que limita su uso en entornos clínicos y de investigación. Como alternativa, las unidades de medición inercial (IMU) han surgido como una solución más accesible y portátil para evaluar la estabilidad postural mediante métricas cuantitativas. Sin embargo, aunque su uso está en expansión, su implementación aún no se ha generalizado, ya que su validez y fiabilidad frente a los sistemas tradicionales no se encuentran completamente establecidas.

En este trabajo se desarrolló, implementó y validó un sistema completo para la evaluación cuantitativa del equilibrio estático, basado en el uso de dos sensores inerciales ubicados en la región lumbar y en el tronco. El sistema integra adquisición de señales, procesamiento, extracción automática de métricas cinemáticas, dinámicas y espaciales, selección de variables relevantes mediante un ranking multicriterio y una interfaz gráfica orientada al despliegue de resultados. La validación del sistema se realizó mediante la comparación con un sistema de captura de movimiento (OptiTrack[®]), utilizando el protocolo m-CTSIB como marco experimental.

Los resultados obtenidos demostraron que las métricas espaciales de oscilación postural calculadas son sensibles a los cambios en la demanda sensorial y presentan una alta concordancia entre sistemas de medición, especialmente para las componentes lineales. Estos hallazgos respaldan el uso del sistema como una herramienta válida y funcional para la evaluación objetiva del equilibrio postural. Esta investigación tiene el potencial de contribuir significativamente a la mejora del diagnóstico y tratamiento de trastornos del equilibrio, permitiendo intervenciones más efectivas y accesibles tanto en Chile como internacionalmente.

Abstract

Postural balance allows people to maintain stability when performing daily activities such as walking, standing, or turning. Its deterioration, whether due to aging or neuromuscular conditions, increases the risk of falls, which is a significant concern worldwide due to the increase in the population over 60 years of age. This highlights the need for accurate and accessible methods to assess balance and design preventive interventions.

Currently, traditional balance assessments are based on clinical tests and motion measurement systems, which can be costly and require specialized equipment, limiting their use in clinical and research settings. As an alternative, inertial measurement units (IMUs) have emerged as a more accessible and portable solution for assessing postural stability using quantitative metrics. However, although their use is expanding, their implementation has not yet become widespread, as their validity and reliability compared to traditional systems have not been fully established.

In this study, a complete system for the quantitative assessment of static balance was developed, implemented, and validated, based on the use of two inertial sensors located in the lumbar region and the trunk. The system integrates signal acquisition, processing, automatic extraction of kinematic, dynamic, and spatial metrics, selection of relevant variables through multi-criteria ranking, and a graphical interface for displaying results. The system was validated by comparison with a motion capture system (OptiTrack[®]), using the m-CTSIB protocol as an experimental framework.

The results obtained demonstrated that the calculated spatial metrics of postural oscillation are sensitive to changes in sensory demand and show high concordance between measurement systems, especially for linear components. These findings support the use of the system as a valid and functional tool for the objective assessment of postural balance. This research has the potential to contribute significantly to improving the diagnosis and treatment of balance disorders, enabling more effective and accessible interventions both in Chile and internationally.

AGRADECIMIENTOS

Quisiera agradecer a todas las personas que, de manera directa o indirecta, contribuyeron al desarrollo y finalización de esta tesis. Agradezco especialmente a mi grupo de investigación, con quienes fue posible llevar a cabo las pruebas y completar este trabajo de forma colaborativa.

A mi familia, por su constante apoyo, comprensión y por estar siempre presentes durante este proceso. A mis amigos, que aunque el tiempo pase siempre son mi red de apoyo cuando los necesito.

A mi Amanda, por acompañarme y apoyarme a lo largo de este largo camino, brindándome ánimo y motivación en los momentos necesarios. Gracias por estar en las noches largas y en los días pesados, sin ti no podría haber avanzado.

Finalmente, quiero expresar mi sincero agradecimiento a mi profesor guía, Pablo Aqueveque, por su orientación, apoyo y por brindarme las oportunidades para seguir ampliando mis conocimientos. Agradezco además a Paulina Ortega, por su disposición para resolver mis dudas y por la confianza que siempre depositó en mí durante el desarrollo de este trabajo.

Muchas gracias a todos, sin ustedes no podría haber llegado donde estoy ahora y espero que el futuro puedan contar conmigo para todo.

AGRADECIMIENTOS A ANID

Se agradece igualmente el financiamiento otorgado por el Fondo de Fomento al Desarrollo Científico y Tecnológico (FONDEF) de la Agencia Nacional de Investigación y Desarrollo (ANID), en el marco del proyecto FONDEF ID24I10422, cuyo apoyo hizo posible el desarrollo de la presente investigación.



Índice general

Índice general	VI
Índice de figuras	X
Índice de tablas	XV
Capítulo 1. Introducción	1
Capítulo 2. Objetivos	3
2.1 Hipótesis	3
2.2 Objetivo General	3
2.3 Objetivos Específicos	3
Capítulo 3. Marco teórico	4
3.1 Introducción	4
3.2 Equilibrio Postural	4
3.2.1 Equilibrio Estático y Dinámico	5
3.2.2 Equilibrio funcional	6
3.2.3 Sistemas fisiológicos que componen al equilibrio	7
3.2.3.1 Sistema Vestibular	7
3.2.3.2 Sistema Visual	8
3.2.3.3 Sistema Somatosensorial	8

3.2.3.4	Control Neurofísico del Equilibrio	9
3.3	Pruebas clínicas para la medición de equilibrio	10
3.3.1	Escala de balance de Berg	11
3.3.2	Test clínico de interacción sensorial	12
3.3.2.1	Test clínico de interacción sensorial modificado	14
3.4	Sistemas tecnológicos para la evaluación del equilibrio	15
3.4.1	Posturógrafos	15
3.4.2	Plataformas de fuerza	17
3.4.3	Sistemas ópticos de captura de movimiento	18
3.4.4	Unidades de medición inercial (IMU)	19
3.4.5	Métricas de Evaluación Postural	20
3.4.5.1	Centro de presión	20
3.4.5.2	Área de Sway	21
3.4.5.3	Ángulos de Navegación	22
3.4.5.4	Jerk	23
3.5	Uso de IMUs en la Evaluación del Equilibrio	23
3.6	Conclusión	31
Capítulo 4. Sistema propuesto		34
4.1	Descripción general del sistema	34
4.2	Adquisición de datos	35
4.3	Preprocesamiento de señales	36
4.4	Cálculo de métricas de equilibrio	36
4.5	Selección y ranking de métricas	37
4.6	Salida del sistema e integración a entornos clínicos	38

Capítulo 5. Metodología	39
5.1 Recolección de datos	39
5.2 Desarrollo de algoritmo	42
5.2.1 Pre-procesamiento de señales	42
5.2.2 Cálculo de métricas	43
5.2.2.1 Selección de métricas	51
5.2.2.2 Integración IMU-MoCap	52
5.2.3 Análisis y validación de datos	55
5.2.4 Ajustes finales de la interfaz	58
5.3 Alcances y limitaciones	58
5.3.1 Población y Muestra	59
5.3.2 Cálculo del tamaño muestral y muestra final	60
Capítulo 6. Resultados	63
6.1 Adquisición de Datos	63
6.1.1 Interfaz	63
6.1.2 Datos obtenidos	63
6.2 Código principal y procesamiento de señales	65
6.2.1 Preprocesamiento de señales	65
6.2.2 Cálculo de métricas cinemáticas, dinámicas y espaciales del control postural	66
6.2.3 Selección de métricas para la cuantificación del equilibrio	67
6.2.4 Comportamiento del Jerk en el plano AP-ML	73
6.3 Análisis Estadístico	73
6.3.1 Test de Normalidad	73
6.3.2 Caracterización descriptiva de los datos	75

6.3.3	Comparación entre condiciones	77
6.3.4	Comparaciones pareadas entre condiciones	78
6.3.5	Comparación entre grupos etarios	79
6.3.6	Validación IMU vs MoCap	80
6.3.7	Constructo Equilibrio, comparación con BBS	84
6.4	Interfaz final	87
6.5	Conclusión	88
Capítulo 7. Conclusión		91
7.1	Trabajo futuro	93
Bibliografía		94
Anexo A.	Consentimiento informado	107
Anexo B.	Antecedentes clínicos de los participantes	113
Anexo C.	Ejemplo de resultados de métricas obtenidas	114
Anexo D.	Medianas de métricas	117
Anexo E.	Resultados de asociación de IMU y MOCAP	123
Anexo F.	Repositorio	127

Índice de figuras

Figura 3.1	Estrategias de control postural: tobillo, cadera y paso [1].	5
Figura 3.2	Sistemas fisiológicos que componen el equilibrio [2].	10
Figura 3.3	Posturógrafo SMART Equitest [3].	16
Figura 3.4	Análisis del <i>CoP</i> utilizando una plataforma de fuerza en distintas posturas [4].	18
Figura 3.5	Sistema de captura de movimiento de OptiTrack® [5].	19
Figura 3.6	Disposición de los ejes en un IMU tri-axial [6].	20
Figura 3.7	Trazas del acelerómetro (ACC) y del centro de presión (CoP) en el plano horizontal durante una postura con los ojos abiertos en una plataforma rígida. (A) Sujeto saludable representativo y (B) sujeto con fallo vestibular unilateral [7].	21
Figura 3.8	(A) Configuración experimental con sensor inercial colocado en la región lumbar (L5). (B) Trayectorias de aceleración horizontal durante postura quieta en sujetos control y pacientes con enfermedad de Parkinson sin tratar. (C) Aceleración medio-lateral del tronco durante la iniciación del paso [8].	22

Figura 3.9	Ubicaciones recomendadas para la colocación de sensores inerciales (IMU) en distintas partes del cuerpo para el análisis del control postural y la evaluación del equilibrio. Los porcentajes indican la frecuencia de uso de cada ubicación en estudios biomecánicos al 2019 [9].	25
Figura 3.10	Variaciones en la longitud del trayecto (PL) y la velocidad promedio (AV) del Centro de Presión (CoP) en las cuatro condiciones del test m-CTSIB. Las líneas verdes representan la trayectoria del CoP durante la prueba, mientras que los círculos rosados indican la desviación estándar del CoP en cada condición [10].	27
Figura 3.11	Matriz de correlación entre métricas derivadas de sensores inerciales reportada por Nkizi y Thamsuwan [11].	29
Figura 3.12	Dispositivo SwayStar montado en la espalda de un sujeto para medir los ángulos de navegación (pitch, roll, yaw). A la derecha se muestra un diagrama que ilustra cómo se transforman las ganancias en los ejes anterior y posterior, basándose en la inclinación del cuerpo [12].	31
Figura 4.1	Diagrama de flujo del sistema propuesto. Quat: cuaterniones; Acc: aceleración lineal; Vel: velocidad angular; SPL: Sway Path Length; MV: Mean Velocity; Ellipse 95: área que contiene el 95 % de la oscilación; TAV: Trunk Angular Velocity.	35

Figura 5.1	Diagrama general del flujo metodológico del estudio. El proceso incluye (a) la adquisición de datos mediante sensores inerciales durante (b) la ejecución del protocolo m-CTSIB y (c) transmisión de datos, el preprocesamiento, en donde se realiza (d) un filtrados de las señales y (e) el cálculo de métricas de equilibrio, un ranking en donde (f) se seleccionan las métricas relevantes mediante un ranking multicriterio y, finalmente, (g) la validación de los resultados mediante comparación entre el mismo sistema, con un sistema de referencia y escalas clínicas.	39
Figura 5.2	Integración de los marcadores reflectantes junto a los sensores inerciales utilizados para la adquisición de datos: (a) vista frontal y (b) vista posterior.	42
Figura 5.3	Cuerpos rígidos del tronco (centroide amarillo) y la pelvis (centroide magenta), representados en el software Motive (OptiTrack [®]). A partir de estos cuerpos rígidos se obtuvieron las orientaciones segmentarias y las posiciones tridimensionales necesarias para el cálculo de métricas cinemáticas y de oscilación postural mediante el sistema MoCap.	54
Figura 6.1	Interfaz gráfica utilizada para la adquisición de datos.	64
Figura 6.2	Ejemplo representativo de la proyección del Jerk en el plano AP-ML para los sensores ubicados en (a y c) la espalda baja y (b y d) el tronco durante las condiciones menos desafiantes (a) y (b), y la condición más desafiante (c) y (d).	74

Figura 6.3	Medianas de Jerk por grupo etario y condición del m-CTSIB para los sensores de espalda baja y tronco.	80
Figura 6.4	Diagramas de dispersión IMU vs MoCap para la métrica Jerk, estratificados por condición del protocolo m-CTSIB (OAPF, OCPF, OAPI y OCPI). Cada punto representa un sujeto (n=60); la línea continua corresponde al ajuste lineal. Se indica el coeficiente de correlación de Spearman (ρ).	82
Figura 6.5	Diagramas de dispersión IMU vs MoCap para la métrica Jerk, estratificados por condición del protocolo m-CTSIB (OAPF, OCPF, OAPI y OCPI). Cada punto representa un sujeto (n=60); la línea continua corresponde al ajuste lineal. Se indica el coeficiente de correlación de Spearman (ρ).	83
Figura 6.6	Gráficos de Bland–Altman para la métrica Jerk obtenida a partir de IMU y MoCap. En (a) se muestra la comparación para el sensor en el tronco y en (b) para el sensor en la espalda. La línea negra continua representa el sesgo medio (IMU–MoCap), mientras que las líneas rojas discontinuas indican los límites de acuerdo al 95 % (media \pm 1.96 DE).	83
Figura 6.7	Curvas ROC obtenidas a partir de modelos de regresión logística univariados utilizando la métrica Jerk medida con el sensor ubicado en la espalda baja, para la discriminación de sujetos con y sin riesgo de caída según la Escala de Berg (punto de corte: 45). Cada subfigura corresponde a una condición del protocolo m-CTSIB: (a) OAPF, (b) OCPF, (c) OAPI y (d) OCPI.	85

Figura 6.8	Curvas ROC obtenidas a partir de modelos de regresión logística univariados utilizando la métrica Jerk medida con el sensor ubicado en el tronco, para la discriminación de sujetos con y sin riesgo de caída según la Escala de Berg (punto de corte: 45). Cada subfigura corresponde a una condición del protocolo m-CTSIB: (a) OAPF, (b) OCPF, (c) OAPI y (d) OCPI.	86
Figura 6.9	Interfaz gráfica final utilizada para la adquisición de datos y el despliegue de información.	88



Índice de tablas

Tabla 3.1	Actividades de la Escala de Balance de Berg.	11
Tabla 5.1	Criterios utilizados para el ranking y selección de métricas de equilibrio estático.	52
Tabla 6.1	Resumen de características de los participantes (media \pm DE) .	64
Tabla 6.2	Ranking de las 20 métricas con mayor puntaje para el sensor en el tronco.	67
Tabla 6.3	Ranking de las 20 métricas con mayor puntaje para el sensor en la espalda.	68
Tabla 6.4	Ranking de consenso de métricas considerando sensores en espalda y tronco. El puntaje de consenso corresponde al mínimo entre ambos sensores.	71
Tabla 6.5	Valores representativos de las métricas inerciales seleccionadas para un sujeto ejemplo (a028), diferenciando sensores de tronco y espalda baja en cada condición del protocolo m-CTSIB. . . .	72
Tabla 6.6	Mediana [Q1–Q3] del Jerk medido en la espalda baja para cada grupo y condición del protocolo m-CTSIB.	76
Tabla 6.7	Mediana [Q1–Q3] del Jerk medido en el tronco para cada grupo y condición del protocolo m-CTSIB.	76

Tabla 6.8	Concordancia global entre IMU y MoCap para métricas lineales de Jerk.	80
Tabla 6.9	Concordancia global entre IMU y MoCap para métricas angulares.	81
Tabla 6.10	Asociación monotónica global (Spearman) entre IMU y MoCap para métricas de oscilación.	82
Tabla 6.11	Capacidad discriminativa de métricas inerciales para identificar riesgo de caída (BBS < 45) en las condiciones extremas del protocolo m-CTSIB: OAPF (condición estable) y OCPI (condición más desafiante).	87
Tabla B.1	Antecedentes clínicos de los participantes	113
Tabla C.1	Métricas de equilibrio obtenidas mediante sensores inerciales en las cuatro condiciones experimentales. Sujeto a028.	114
Tabla D.1	Mediana [IQR] de las métricas de equilibrio en el tronco para todos los grupos etarios combinados bajo las distintas condiciones del protocolo m-CTSIB.	117
Tabla D.2	Mediana [IQR] de las métricas de equilibrio en la espalda baja, para todos los grupos etarios combinados bajo las condiciones del protocolo m-CTSIB.	119
Tabla E.1	Resultados de asociación (Spearman) y concordancia (ICC 2,1; acuerdo absoluto) entre IMU y MoCap por sensor, métrica y condición.	123

Glosario

Acc: *Acceleration*, Aceleración.

AP: *Anteroposterior* Eje antero-posterior del movimiento.

BBS: *Berg Balance Scale* (Escala de balance de Berg), instrumento clínico utilizado para evaluar el riesgo de caída.

CoP: *Center of Pressure* (Centro de presión).

CTSIB: *Clinical Test of Sensory Interaction on Balance* (Prueba Clínica de Interacción Sensorial en el Equilibrio), prueba utilizada para medir el equilibrio en 6 condiciones con el fin de evaluar la contribución de los sistemas visual, vestibular y somatosensorial en el control postural..

Elipse 95 %: *Ellipse 95 % Area*, Área de la elipse al 95 %.

IMU: *Inertial Measurement Unit* (Unidad de Medición Inercial), dispositivo que mide aceleración, velocidad angular y orientación.

Jerk: Medida de la tasa de cambio de la aceleración, utilizada para evaluar la inestabilidad postural.

L5: Quinta vértebra lumbar, utilizada como referencia anatómica para la ubicación de sensores inerciales en la región lumbar.

m-CTSIB: *Modified Clinical Test of Sensory Interaction on Balance* (Prueba Clínica de Interacción Sensorial Modificada), version simplificada de CTSIB, que permite evaluar el equilibrio en 4 condiciones..

ML: *Mediolateral* Eje medio-lateral del movimiento.

MV: *Mean Velocity*, velocidad media de oscilación postural calculada a partir del recorrido del movimiento.

OAPF: Condición de Ojos Abiertos sobre Piso Firme del protocolo m-CTSIB..

OAPI: Condición de Ojos Abiertos sobre Piso Inestable del protocolo m-CTSIB..

OCPF: Condición de Ojos Cerrados sobre Piso Firme del protocolo m-CTSIB..

OCPI: Condición de Ojos Cerrados sobre Piso Inestable del protocolo m-CTSIB..

quat: *quaternion*, orientación expresada en cuaterniones.

RMS: *Root Mean Square* (valor cuadrático medio), métrica que cuantifica la magnitud efectiva de una señal, utilizada para describir la intensidad de aceleraciones, velocidades angulares y oscilaciones posturales.

S1: Primera vértebra sacra, referencia anatómica empleada junto a L5 para describir la región lumbosacra.

SPL: *Sway path length*, longitud total del trayecto de oscilación postural, en los ejes AP y ML.

T7: Séptima vértebra torácica, referencia anatómica utilizada para la ubicación del sensor inercial en el tronco.

TAV: *Total angular Velocity*, Velocidad angular total, calculada a partir de la velocidad angular.

Vel: *Velocity*, Velocidad angular.

VT: Eje Vertical del movimiento.



Capítulo 1. Introducción

El equilibrio es la capacidad básica para realizar las actividades diarias necesarias para la independencia funcional de una persona en todas las etapas de la vida. Mantener la estabilidad al realizar tareas como caminar, estar de pie o girar requiere interacciones complejas entre los sistemas sensoriales (visual, vestibular y somatosensorial) y el sistema nervioso central [13, 14]. Aunque el equilibrio puede empeorar con la edad lo que hace que las personas mayores sean más susceptibles a las caídas y debido a diferentes afecciones neuromusculares [13], también es importante en la vida de personas más jóvenes y en mejor forma porque un buen control postural sirve para prevenir lesiones y mejorar la movilidad general [15].

A nivel mundial, las caídas representan una de las principales causas de morbilidad y mortalidad, especialmente en adultos mayores, quienes son particularmente vulnerables debido al deterioro del equilibrio y la fuerza muscular asociado con el envejecimiento. Se estima que, en 2021, alrededor de 37.3 millones de personas requirieron atención médica por caídas, lo que representa una carga significativa para los sistemas de salud debido al elevado número de hospitalizaciones y tratamientos de rehabilitación necesarios cada año [16]. En Chile, el envejecimiento de la población está en aumento, y se proyecta que para el año 2050, más del 30 % de la población tendrá más de 60 años, lo que aumentará la incidencia de problemas de equilibrio y, por ende, el riesgo de caídas [17].

Además de los adultos mayores, el equilibrio también puede verse comprometido en personas con enfermedades neurológicas, como el Parkinson, esclerosis múltiple y neuropatías periféricas, o trastornos vestibulares [18, 19]. Estos problemas afectan

el control postural, incrementan el riesgo de caídas y reducen la independencia, lo cual resalta la importancia de evaluar el equilibrio de manera precisa y continua para poder diseñar programas de intervención efectivos.

En la práctica clínica, las pruebas de equilibrio, como el CTSIB y su versión modificada (m-CTSIB), se utilizan para evaluar la interacción de los sistemas sensoriales en el mantenimiento del equilibrio [20, 21]. No obstante, estas evaluaciones suelen ser subjetivas y cualitativas, basándose en la observación del evaluador, lo que puede introducir sesgos en la interpretación de los resultados. Para obtener mediciones más precisas, se emplean tecnologías como posturógrafos y plataformas de fuerza que cuantifican el desplazamiento del centro de presión (CoP). Sin embargo, estos sistemas tienden a ser costosos y requieren equipos especializados, limitando su uso en entornos clínicos y de rehabilitación [22].

En este contexto, surge la necesidad de contar con herramientas más accesibles e igualmente objetivas a la hora de evaluar el equilibrio, estas deben permitir complementar las evaluaciones clínicas tradicionales y apoyar a cuantificar el movimiento. Es por esto, que el uso de sensores inerciales (IMU) ha surgido como una alternativa de bajo costo y portátil para la evaluación del equilibrio postural. Los IMUs pueden medir la aceleración lineal, la velocidad angular y los ángulos de orientación del segmento corporal (inclinación anteroposterior (pitch), inclinación mediolateral (roll) y rotación axial (yaw)), proporcionando una evaluación detallada del control postural en tiempo real [23]. El uso de 1 o más sensores inerciales, puede ofrecer información precisa y relevante para la evaluación del equilibrio, facilitando su implementación en entornos clínicos [24].

Capítulo 2. Objetivos

2.1. Hipótesis

Es posible cuantificar de manera precisa el equilibrio estático en tiempo real utilizando sensores inerciales ubicados en la región lumbar y el tronco, con algoritmos basados en métricas de aceleración (Jerk) y ángulos de navegación.

2.2. Objetivo General

Desarrollar y validar algoritmos basados en sensores inerciales para la cuantificación precisa del equilibrio estático en tiempo real, evaluando su precisión y confiabilidad frente a métodos clínicos estándar.

2.3. Objetivos Específicos

1. Desarrollar algoritmos para el análisis de los datos obtenidos, enfocándose en las métricas Jerk y Ángulos de navegación, para cuantificar el equilibrio estático.
2. Implementar los algoritmos desarrollados en un entorno experimental para evaluar su funcionalidad.
3. Comparar las métricas derivadas de sensores inerciales con las obtenidas mediante métodos clínicos estándar de evaluación del equilibrio.

Capítulo 3. Marco teórico

3.1. Introducción

En el presente capítulo se revisará el estado del arte en la evaluación del equilibrio, abordando tanto los conceptos fisiológicos como las tecnologías emergentes. A partir de esta revisión, se identifican las brechas actuales en la literatura, fundamentando la necesidad de desarrollar un enfoque más profundo para la medición del equilibrio postural utilizando sensores inerciales (IMU) en entornos clínicos.

3.2. Equilibrio Postural

El equilibrio postural (o balance postural) se define como la capacidad del cuerpo para mantener una posición estable, tanto en reposo (equilibrio estático) como en movimiento (equilibrio dinámico) [13]. Este equilibrio es utilizado en el día a día, ya que permite a las personas moverse con seguridad y adaptarse a cambios en el entorno, reduciendo así el riesgo de caídas [25].

El control postural implica la capacidad de mantener, alcanzar o restaurar una posición equilibrada mediante ajustes automáticos y voluntarios [13]. Para ello, es fundamental que el centro de masa del cuerpo se mantenga dentro de la base de soporte, ajustando continuamente la postura ante perturbaciones internas o externas [26]. Para prevenir caídas, es necesario un control postural eficiente, sin este, se pueden producir lesiones graves, como fracturas y pérdida de movilidad, afectando

negativamente la calidad de vida [27, 16]. Por esta razón, programas de rehabilitación y ejercicios se enfocan en mejorar la estabilidad, especialmente en personas mayores o con condiciones médicas que impactan el equilibrio [15].

Para mantener este control, el cuerpo emplea distintas estrategias en función de la magnitud y dirección de las perturbaciones. Por ejemplo, si una persona está de pie y siente que pierde el equilibrio hacia adelante, inicialmente moverá los tobillos para estabilizarse. Si la fuerza de la perturbación supera la capacidad de ajuste de los tobillos, el cuerpo activará movimientos en la cadera. Si estos ajustes tampoco son suficientes, la persona dará un paso hacia adelante como estrategia para recuperar la estabilidad. En la Figura 3.1, se ilustran las estrategias posturales a nivel de tobillo, cadera y paso que el cuerpo utiliza según la intensidad de la perturbación [1].

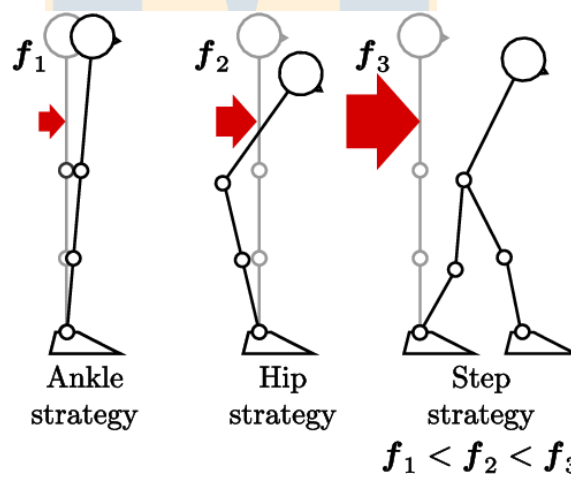


Figura 3.1: Estrategias de control postural: tobillo, cadera y paso [1].

3.2.1. Equilibrio Estático y Dinámico

El equilibrio estático es la capacidad de una persona para mantener una postura estable mientras está en una posición fija [28]. Implica el control y la coordinación de

los músculos y las articulaciones para evitar caídas y mantener una postura erguida cuando el cuerpo no está en movimiento. Es necesario para desarrollar actividades diarias como estar de pie, mantenerse sentado o permanecer en una posición fija durante un período prolongado, permitiendo prever caídas en estas situaciones [29].

El equilibrio dinámico se refiere a la capacidad del cuerpo para mantener la estabilidad durante el movimiento, como al caminar, correr, girar o subir escaleras. A diferencia del equilibrio estático, este requiere una coordinación precisa de movimientos que permite al cuerpo adaptarse y responder a perturbaciones externas, como un empujón o superar una grieta en el suelo [25]. Este tipo de equilibrio se ve comprometido al realizar actividades diarias y deportivas que demandan desplazamientos del centro de gravedad y ajustes constantes en la postura. Permite anticipar y reaccionar eficazmente a los cambios en el entorno, manteniendo la coordinación de músculos y articulaciones para lograr movimientos suaves y controlados, lo que ayuda a prevenir caídas en situaciones desfavorables [13].

3.2.2. Equilibrio funcional

El equilibrio funcional se refiere a la capacidad de mantener la estabilidad mientras se realizan actividades diarias que requieren movimiento y coordinación, como caminar, levantarse, girar o alcanzar objetos. A diferencia del equilibrio postural, estático o dinámico, el equilibrio funcional combina tanto la estabilidad en reposo como durante el movimiento. Este tipo de control postural es fundamental para la independencia, ya que permite realizar transiciones seguras entre diferentes posiciones y adaptarse a cambios en el entorno [13]. El entrenamiento del equilibrio funcional se enfoca en ejercicios que simulan actividades diarias para mejorar la coordinación

y reducir el riesgo de caídas [30].

3.2.3. Sistemas fisiológicos que componen al equilibrio

El equilibrio humano es el resultado de la interacción coordinada de varios sistemas en el cuerpo que trabajan de manera integrada para mantener la estabilidad postural y realizar movimientos precisos [13]. A continuación se definen los sistemas que permiten mantener el equilibrio tanto en situaciones estáticas como dinámicas.

3.2.3.1. Sistema Vestibular

Se encuentra ubicado en el oído interno del cuerpo, una de sus funciones principales es la de detectar los movimientos y la orientación espacial de la cabeza [31]. Además, es capaz de detectar cambios en la gravedad y rotaciones de la cabeza, lo que permite al cuerpo ajustar su postura para preservar la estabilidad [31].

Contribuye a la corrección postural y la planificación de movimientos. También, se encarga de la percepción del equilibrio en situaciones de baja visibilidad o posición inestable [32]. La importancia de este el equilibrio y la orientación espacial, se evidencia en personas con trastornos vestibulares que tienen dificultades para mantener la estabilidad, afectando la capacidad de realizar actividades cotidianas que requieren movimientos o cambios de posición [33]. Si este sistema está dañado o no funciona correctamente, pueden surgir problemas como vertigo, mareos y una sensación de inestabilidad, aumentando el riesgo de caídas y disminuyendo la calidad de vida de las personas que lo padezcan [34].

3.2.3.2. Sistema Visual

El sistema visual proporciona información sobre la posición y movimiento del cuerpo en relación con el entorno, permitiendo al cerebro percibir la dirección, velocidad y orientación corporal [35, 36]. Esta información se utiliza para detectar cambios en la postura y realizar ajustes necesarios para mantener la estabilidad. Al observar elementos del entorno, como el horizonte, el cerebro puede corregir desalineaciones del cuerpo mediante respuestas musculares [36].

La anticipación y la planificación de los movimientos también dependen en gran medida de la visión. A través de ella, se pueden prever cambios en el entorno que podrían afectar al equilibrio, como la presencia de un obstáculo en el camino. Esta capacidad de anticipación permite al cerebro ajustar los movimientos del cuerpo para evitar perder el equilibrio [34].

3.2.3.3. Sistema Somatosensorial

El sistema somatosensorial, en particular su parte propioceptiva, proporciona al cerebro información continua sobre la posición y el movimiento del cuerpo, permitiendo una percepción espacial sin necesidad de la visión [26, 37]. Tiene receptores en músculos, tendones y articulaciones que detectan cambios en la longitud muscular y la posición articular, integrando esta información con señales visuales y vestibulares para coordinar el equilibrio y los movimientos [38].

Se encarga de facilitar ajustes posturales automáticos ante cambios en la superficie de apoyo, permitiendo mantener la estabilidad de forma inconsciente [38]. También se utiliza constantemente en la planificación y ejecución de movimientos efi-

cientes, especialmente en situaciones desafiantes. Las lesiones neurológicas o musculoesqueléticas pueden comprometer la propiocepción, resultando en torpeza e inestabilidad, lo que incrementa el riesgo de caídas [38].

3.2.3.4. Control Neurofísico del Equilibrio

El sistema nervioso central, es el encargado de ir procesando la información de los sistemas visual, vestibular y propioceptivo y coordinando las respuestas necesarias para mantener la estabilidad del cuerpo [39]. En este, se integran y evalúan las señales de los diferentes sistemas sensoriales para generar una percepción coherente de la posición del cuerpo en el espacio [14]. El cerebro, especialmente el cerebelo y el tronco encefálico, participan activamente en este proceso. El cerebelo es responsable de la coordinación de movimientos finos y la precisión postural, ajustando las respuestas motoras en tiempo real para mantener el cuerpo equilibrado al controlar el centro de masa dentro de la base de soporte. El tronco encefálico actúa como un centro de integración para las señales vestibulares, visuales y propioceptivas, y coordina los reflejos que ayudan a mantener la postura y el equilibrio [40].

En la Figura 3.2 se encuentra la conexión entre los diferentes sistemas que componen el equilibrio [2].

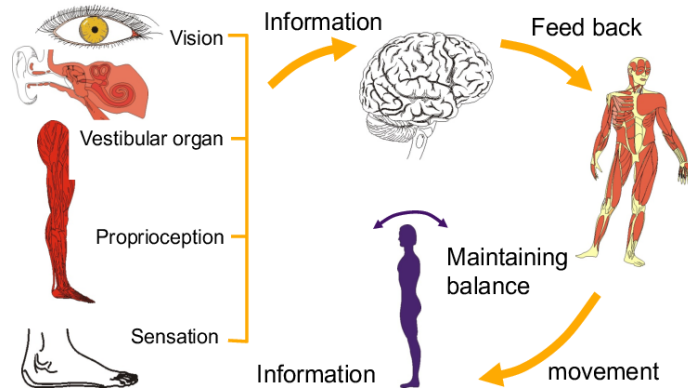


Figura 3.2: Sistemas fisiológicos que componen el equilibrio [2].

3.3. Pruebas clínicas para la medición de equilibrio

En el ámbito clínico y de rehabilitación, la evaluación continua del equilibrio se utiliza para identificar deficiencias específicas y desarrollar programas de intervención que mejoren la estabilidad de los pacientes [13]. Esto resulta especialmente relevante en casos de lesiones, enfermedades neuromusculares o los efectos del envejecimiento, que pueden comprometer la capacidad de mantener el equilibrio y aumentar el riesgo de caídas [21].

Dado que mantener el equilibrio es el resultado de la interacción compleja de varios sistemas corporales, en la práctica clínica se han desarrollado múltiples evaluaciones estandarizadas que ofrecen una visión integral del control postural y permiten identificar deficiencias en los sistemas involucrados [41]. Pruebas como el Test Clínico de Interacción Sensorial (CTSIB) y el Timed Up and Go (TUG) son utilizadas para evaluar la estabilidad y guiar estrategias de prevención y rehabilitación de acuerdo con las necesidades individuales [21, 34].

3.3.1. Escala de balance de Berg

La Escala de balance de Berg o BBS, es una prueba clínica ampliamente utilizada para evaluar el equilibrio y el riesgo de caídas, especialmente en adultos mayores y personas con trastornos neurológicos, como el Parkinson o secuelas de accidentes cerebrovasculares. La BBS, desarrollada por Katherine Berg en 1989 [42, 43].

La estructura de la BBS se basa en la puntuación de 14 tareas específicas, donde cada una se valora de 0 (incapaz de realizar la tarea) a 4 (realiza la tarea de manera independiente y segura). El puntaje total máximo es de 56, con interpretaciones que van desde bajo riesgo de caídas (41-56 puntos) hasta alto riesgo (0-20 puntos) [43]. En la Tabla 3.1, se encuentran las actividades que se realizan en la prueba.

Tabla 3.1: Actividades de la Escala de Balance de Berg.

Categoría	Componente	Puntuación
Equilibrio sentado	Sentarse sin apoyo	0-4
Equilibrio de pie	Mantenerse de pie sin apoyo	0-4
	Mantenerse de pie con ojos cerrados	0-4
	Mantenerse de pie con pies juntos	0-4
	Mantenerse de pie sobre un pie	0-4
	Girar para mirar hacia atrás	0-4
	Recoger un objeto del suelo	0-4
	Mantenerse de pie en tándem	0-4
	Alcanzar hacia adelante con un brazo extendido	0-4
Equilibrio dinámico	Pasar de sentado a de pie	0-4
	Pasar de pie a sentado	0-4
	Transferencia	0-4
	Giro de 360 grados	0-4
	Subir un escalón	0-4
Total		0-56

La BBS ha demostrado una alta validez y fiabilidad, lo que la respalda como una herramienta confiable para evaluar el equilibrio. Presenta una alta fiabilidad test-

retest (coeficiente de correlación intraclase, $ICC > 0.90$), asegurando consistencia en las mediciones realizadas en diferentes momentos [43]. Además, posee una validez concurrente sólida, siendo comparable con otras herramientas de medición del equilibrio, como plataformas de fuerza y escalas funcionales [42]. Su sensibilidad y especificidad también son destacables, permitiendo predecir de manera efectiva el riesgo de caídas, especialmente en adultos mayores.

Es considerada un “gold standar” en la evaluación del equilibrio gracias a su aplicabilidad clínica, es fácil de administrar y no requiere equipos sofisticados, además puede implementarse tanto en entornos clínicos como comunitarios [42]. También, cuenta con una capacidad predictiva, los puntajes obtenidos están fuertemente correlacionados con el riesgo de caídas, lo que permite implementar estrategias de intervención tempranas y efectivas. Además, evalúa tareas funcionales que reflejan actividades de la vida diaria, haciendo que sus resultados sean prácticos y directamente útiles para los pacientes y profesionales [42].

Aunque la BBS tiene varias ventajas, como los nombrados anteriormente, también tiene sus limitaciones. Es una herramienta cualitativa y subjetiva que puede no ser lo suficientemente sensible para detectar pequeños cambios en el equilibrio en personas con un nivel funcional más alto. Además, se enfoca en tareas específicas, lo que podría no capturar todos los aspectos del equilibrio en poblaciones con problemas más complejos [42].

3.3.2. Test clínico de interacción sensorial

El Test clínico de interacción sensorial o CTSIB, es una prueba diseñada para evaluar cómo interactúan los sistemas sensoriales —visual, vestibular y somato-

sensorial— en el mantenimiento del equilibrio [20]. Fue propuesta inicialmente por Shumway-Cook y Horak en 1986 [44] y se utiliza desde entonces en los estudios de equilibrio. Durante la prueba, se observa y registra la capacidad de la persona para mantener la estabilidad bajo las siguientes 6 diferentes condiciones:

- Superficie firme, ojos abiertos
- Superficie firme, ojos cerrados
- Superficie firme, domo visual
- Superficie inestable, ojos abiertos
- Superficie inestable, ojos cerrados
- Superficie inestable, domo visual

Estas permiten identificar qué sistema sensorial es más dependiente para la estabilidad postural o cuáles presentan deficiencias [45]. Cada condición se realiza durante 30 segundos. Si el participante pierde el equilibrio durante la prueba, se repite un total de tres veces, calculando el promedio de todos los intentos.

La prueba requiere únicamente materiales básicos: una superficie firme, una superficie de espuma y un cronómetro [44]. Su diseño permite evaluar la capacidad del cuerpo para adaptarse a alteraciones o pérdidas de información sensorial, siendo particularmente efectiva en el diagnóstico de personas con riesgo de caídas y trastornos vestibulares [46].

3.3.2.1. Test clínico de interacción sensorial modificado

El Test clínico de interacción sensorial modificado o m-CTSIB es la prueba simplificada del CTSIB que evalúa la estabilidad postural de un individuo bajo cuatro condiciones específicas:

- Superficie firme, ojos abiertos
- Superficie firme, ojos cerrados
- Superficie inestable, ojos abiertos
- Superficie inestable, ojos cerrados

El m-CTSIB elimina el uso del domo visual, simplificando la implementación de la prueba y haciéndola más accesible y rápida de ejecutar [10]. Cada condición se realiza durante 30 segundos, permitiendo completar la prueba en 5 a 10 minutos utilizando una superficie firme, una superficie de espuma y un cronómetro.

Se ha demostrado que la densidad de la espuma influye directamente en el comportamiento del participante durante la evaluación. Por esta razón, las recomendaciones para su uso deben ser específicas según el protocolo aplicado [27].

Tanto CTSIB como m-CTSIB, proporcionan una evaluación cualitativa comparable a otras escalas de balance, como la BBS. Estas herramientas permiten observar y puntuar el desempeño del paciente bajo diferentes condiciones sensoriales, ayudando a identificar déficits específicos en el control postural [44, 10]. Sin embargo, por sí solas, estas pruebas se limitan principalmente a medir el tiempo que el paciente puede mantener la estabilidad en cada condición, lo que puede ser insuficiente para un análisis más detallado del equilibrio estático.

3.4. Sistemas tecnológicos para la evaluación del equilibrio

La instrumentación de las pruebas de equilibrio responde a la necesidad de complementar la evaluación clínica con datos cuantitativos que proporcionen una visión más objetiva y precisa del control postural [8]. Mediante el uso de tecnologías avanzadas, como sensores inerciales, plataformas de fuerza y sistemas ópticos de captura de movimiento, se convierten evaluaciones cualitativas, realizadas en pruebas tradicionales como el CTSIB, Romberg o Timed Up and Go, en análisis cuantitativos basados en datos objetivos. Esto permite registrar métricas específicas, como desplazamientos, aceleraciones y variabilidad postural, mejorando la capacidad para detectar patrones de movimiento, identificar deficiencias posturales y evaluar el riesgo de caídas de manera más precisa [47, 48].

El propósito principal de esta instrumentalización es aumentar la objetividad de las evaluaciones y reducir el sesgo asociado con observaciones subjetivas. Además, facilita la comparación entre pruebas, el seguimiento de la progresión del paciente y el diseño de diagnósticos más personalizados y planes de tratamiento efectivos [49, 48].

A continuación, se describen algunos de los sistemas que se pueden utilizar.

3.4.1. Posturógrafos

Un posturógrafo es un dispositivo clínico y de investigación diseñado específicamente para evaluar el equilibrio y el control postural de manera cuantitativa. Este

sistema combina una plataforma de fuerza, que mide cómo se distribuye el peso y cómo se desplaza el Centro de Presión (CoP), con tecnologías complementarias, como entornos visuales móviles, que pueden desorientar al paciente para simular diferentes condiciones de equilibrio [30]. Gracias a su diseño, el posturógrafo permite analizar de manera precisa las respuestas posturales ante perturbaciones externas o cambios en las condiciones sensoriales.

En la Figura 3.3 se puede ver el uso de un posturógrafo [3].



Figura 3.3: Posturógrafo SMART Equitest [3].

La posturografía es la técnica derivada que se emplea exclusivamente con este dispositivo. Consiste en la evaluación de la estabilidad postural mediante pruebas estáticas y dinámicas específicamente diseñadas para los posturógrafos. Estas pruebas permiten medir los parámetros del equilibrio, como el desplazamiento del CoP, la variabilidad postural y las oscilaciones en distintas condiciones, proporcionan-

do información cuantitativa para evaluar deficiencias posturales y riesgos de caídas [33, 50].

3.4.2. Plataformas de fuerza

Las plataformas de fuerza son utilizadas para medir fuerzas y momentos ejercidos en el suelo por los pies, proporcionando un análisis detallado del *CoP*, su desplazamiento y variabilidad [22]. Estas métricas son útiles para evaluar la estabilidad en condiciones tanto estáticas como dinámicas y se utilizan en la investigación clínica para la prevención de caídas en adultos mayores [8].

La Figura 3.4 muestra el análisis del *CoP* utilizando una plataforma de fuerza en tres posturas diferentes (pies paralelos, semi-tándem, y tándem). El análisis establográfico incluye la trayectoria del *CoP* en los ejes antero-posterior (AP) y medio-lateral (ML), junto con su espectro de frecuencias, permitiendo evaluar la estabilidad postural y el control del equilibrio [4].

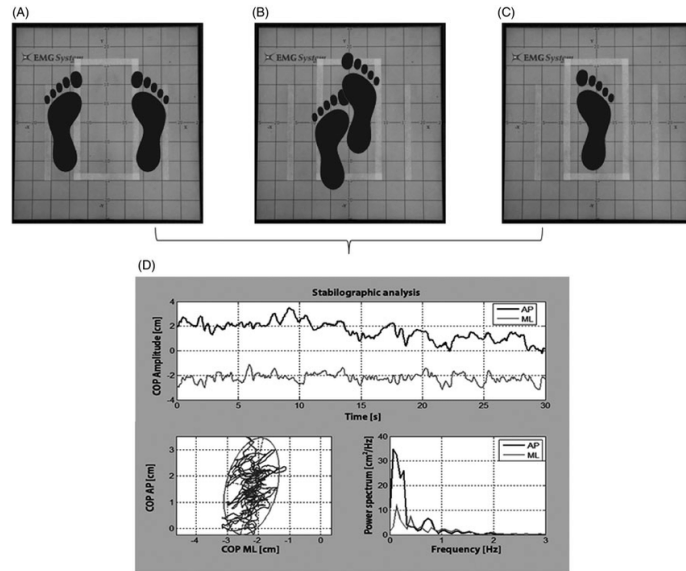


Figura 3.4: Análisis del *CoP* utilizando una plataforma de fuerza en distintas posturas [4].

3.4.3. Sistemas ópticos de captura de movimiento

Los sistemas ópticos de captura de movimiento utilizan cámaras de alta frecuencia y marcadores para registrar con precisión los movimientos en tres dimensiones [51]. Estos sistemas permiten medir la cinemática del cuerpo, capturando datos que ayudan en el análisis del equilibrio y la marcha, aunque su uso está limitado por su costo y la necesidad de un entorno controlado [52].

La Figura 3.5 muestra un sistema de captura de movimiento de OptiTrack[®] utilizado para análisis biomecánico [5].

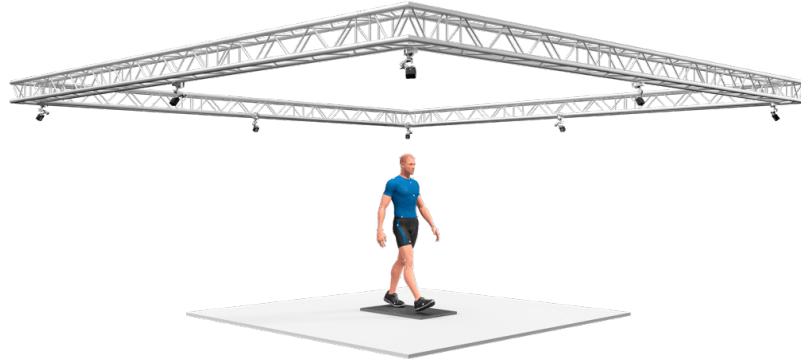


Figura 3.5: Sistema de captura de movimiento de OptiTrack[®] [5].

3.4.4. Unidades de medición inercial (IMU)

Las unidades de medición inercial (IMU) o sensores inerciales, son dispositivos que se utilizan para medir y analizar el movimiento en tres dimensiones, utilizando acelerómetros, giroscopios y, a menudo, magnetómetros. Estos sensores han ganado popularidad en aplicaciones de biomecánica, incluyendo la evaluación del equilibrio y la marcha, debido a su capacidad para proporcionar información detallada sobre la aceleración lineal, la velocidad angular y la orientación absoluta del cuerpo. En comparación con sistemas de medición avanzados como las plataformas de fuerza, las IMUs ofrecen una opción más económica y portátil para el análisis postural [53, 47].

- Acelerómetros: Miden la aceleración lineal, proporcionando información sobre la rapidez de los movimientos y la estabilidad [23].

- Giroscopios: Evalúan la velocidad de rotación, permitiendo un análisis detallado de la orientación en los planos *pitch*, *roll* y *yaw* [48].

- Magnetómetros: Ayudan a corregir la orientación absoluta en relación con el campo magnético terrestre, mejorando la precisión en entornos complejos [54].

Estas características convierten a las *IMUs* en una herramienta valiosa tanto para la investigación como para la evaluación clínica del equilibrio, facilitando la detección de deficiencias posturales que pueden producir caídas [55]. En la Figura 3.6 se muestra la disposición de los ejes y las rotaciones medidas por un sensor tri-axial [6].

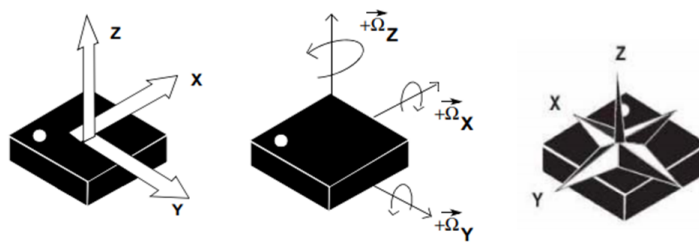


Figura 3.6: Disposición de los ejes en un IMU tri-axial [6].

3.4.5. Métricas de Evaluación Postural

Como se explicó anteriormente, para evaluar cuantitativamente el equilibrio estático, se utilizan los diferentes dispositivos de medición. Es por esto que existen varias métricas para cuantificar el equilibrio estático. A continuación se explicarán en detalle algunas de ellas.

3.4.5.1. Centro de presión

El CoP es una medida utilizada en el análisis del equilibrio, esta representa el punto de aplicación de la fuerza resultante del cuerpo sobre la superficie de soporte [53]. A través del seguimiento del CoP, se puede evaluar la capacidad del sistema postural para mantener la estabilidad, ya que este debe permanecer dentro de un área de control alrededor del CoM para prevenir la pérdida de equilibrio [47]. Las

plataformas de fuerza, plantillas con sensores de presión y los sensores inerciales permiten rastrear el movimiento del CoP, proporcionando datos sobre la velocidad, dirección y variabilidad del CoP durante la evaluación del equilibrio [22, 56].

La Figura 3.7 muestra un análisis comparativo del Centro de Presión (CoP) y las trazas del acelerómetro (ACC) en sujetos con equilibrio normal y aquellos con fallos vestibulares unilaterales. Las trazas indican que los individuos con disfunción vestibular (B) presentan un mayor desplazamiento tanto en el CoP como en las mediciones del acelerómetro en comparación con los individuos sanos (A), lo que sugiere una mayor inestabilidad postural [7].

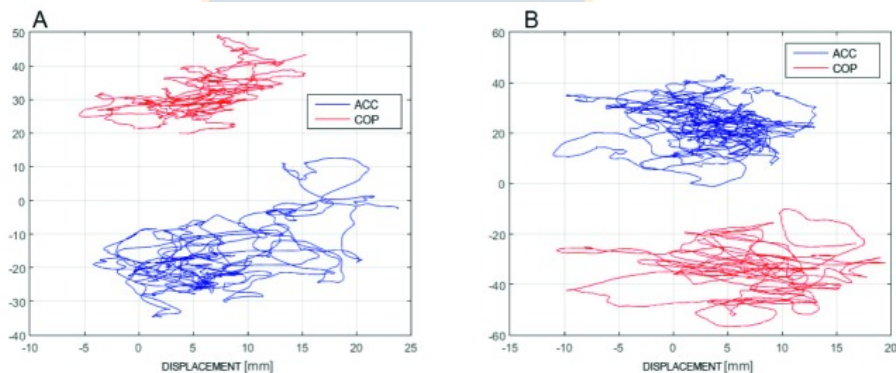


Figura 3.7: Trazas del acelerómetro (ACC) y del centro de presión (CoP) en el plano horizontal durante una postura con los ojos abiertos en una plataforma rígida. (A) Sujeto saludable representativo y (B) sujeto con fallo vestibular unilateral [7].

3.4.5.2. Área de Sway

El área de sway se refiere al área total de oscilación del CoP durante la evaluación del equilibrio. Cuanto mayor es el área de sway, menor es la estabilidad del paciente, ya que indica un mayor desplazamiento del CoP para mantener la postura. Las plataformas de fuerza son particularmente útiles para medir esta métrica, ya que pueden registrar la dirección y amplitud de las oscilaciones del CoP en tiempo real

[32]. Esta métrica es frecuentemente utilizada para evaluar el control postural en adultos mayores y personas con trastornos vestibulares [8, 57].

La Figura 3.8 muestra un ejemplo del uso de sensores inerciales para medir la aceleración del tronco y las trayectorias de oscilación durante la postura quieta y la iniciación del paso. Este diseño experimental, permite identificar diferencias significativas en las oscilaciones medio-laterales y antero-posteriores entre sujetos control y aquellos con enfermedad de Parkinson sin tratar, destacando cómo la métrica del sway puede ser un indicador clave de estabilidad postural [8].

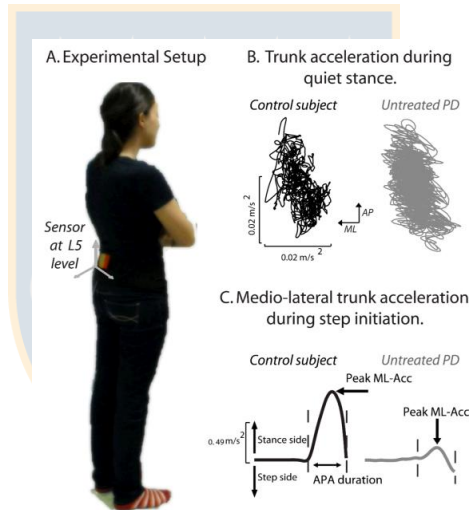


Figura 3.8: (A) Configuración experimental con sensor inercial colocado en la región lumbar (L5). (B) Trayectorias de aceleración horizontal durante postura quieta en sujetos control y pacientes con enfermedad de Parkinson sin tratar. (C) Aceleración medio-lateral del tronco durante la iniciación del paso [8].

3.4.5.3. Ángulos de Navegación

Los ángulos de navegación —pitch, roll y yaw— representan una medida adicional para evaluar el control postural. Estos ángulos describen la orientación del cuerpo en tres dimensiones: la inclinación hacia adelante o atrás (pitch), la inclinación lateral

(roll) y la rotación horizontal (yaw). Aunque tradicionalmente se han utilizado en el análisis de la marcha y el movimiento, su aplicación en la evaluación del equilibrio estático aún está en fases exploratorias, sugiriendo un potencial para evaluar la estabilidad postural en tiempo real ya que permiten capturar cómo el cuerpo mantiene su orientación frente a perturbaciones menores [22, 55].

3.4.5.4. Jerk

El “Jerk” se refiere a la tasa de cambio de la aceleración a lo largo del tiempo, y su análisis ha emergido como una métrica útil para evaluar el control postural [23]. Al capturar las variaciones rápidas en la aceleración, el jerk proporciona una medida más sensible del equilibrio, ya que refleja la capacidad del sistema nervioso central para realizar ajustes finos y rápidos en respuesta a perturbaciones externas [23, 9]. Un valor elevado de Jerk suele indicar un control postural menos eficiente, ya que sugiere movimientos más bruscos e inestables para corregir la postura [22, 58].

Aunque su uso en la evaluación del equilibrio aún se encuentra en fase de investigación, estudios preliminares han demostrado que el análisis del Jerk puede ayudar a identificar deficiencias en el control postural. Esta métrica ha mostrado potencial para detectar patrones sutiles de inestabilidad, lo que la convierte en una herramienta prometedora para la evaluación de pacientes con riesgo de caídas [23, 55].

3.5. Uso de IMUs en la Evaluación del Equilibrio

En la última década, los estudios con unidades de medición inercial (IMU) han aumentado considerablemente, dado su uso en la caracterización de diversas patologías

mediante pruebas como las mencionadas anteriormente [59]. Estos sensores ofrecen una alternativa más accesible en la evaluación del equilibrio, en comparación con sistemas avanzados como las cámaras de captura de movimiento o las plataformas de fuerza [53, 60].

El uso de sensores inerciales se ha extendido al estudio de diversas partes del cuerpo, como rodillas y caderas, para evaluar con precisión la cinemática, la posición y la flexión de las articulaciones [61, 62, 63, 64]. Asimismo, se ha explorado la estimación de la posición del pie mediante IMUs, lo cual permite analizar su trayectoria y desplazamiento en tiempo real [65, 66]. Estos datos ayudan a identificar posibles anomalías en el movimiento, facilitando el diagnóstico de afecciones relacionadas con el sistema músculo-esquelético [62]. Además, el uso de múltiples sensores inerciales en distintas localizaciones anatómicas permite una recopilación detallada de características de la morfología humana, contribuyendo al diagnóstico y evaluación de procesos de rehabilitación [63, 67]. Al igual que se pueden utilizar varios sensores, también se ha ido estudiando el uso de un único IMU que se pueda posicionar en la espalda baja para medir diferentes parámetros del equilibrio [24, 68, 69, 70].

La Figura 3.9 muestra las ubicaciones comunes para la colocación de sensores inerciales en el cuerpo, utilizadas en estudios biomecánicos para el análisis del equilibrio y la postura. Los sensores en la región lumbar ($L5$) y el tronco superior ($T4$) son los más utilizados debido a su capacidad para capturar datos representativos del movimiento del centro de masa. Además, la colocación en extremidades y articulaciones permite un análisis detallado de la cinemática en actividades funcionales [9].

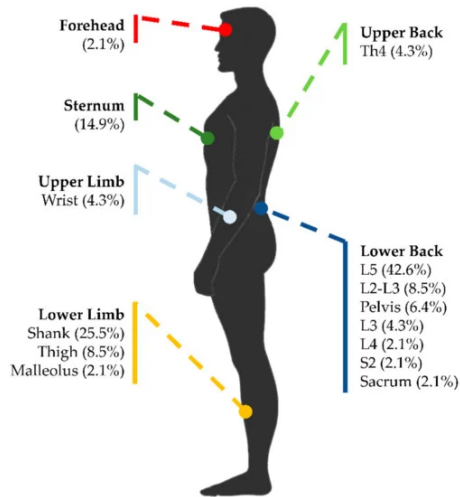


Figura 3.9: Ubicaciones recomendadas para la colocación de sensores inerciales (IMU) en distintas partes del cuerpo para el análisis del control postural y la evaluación del equilibrio. Los porcentajes indican la frecuencia de uso de cada ubicación en estudios biomecánicos al 2019 [9].

En el estudio realizado por Alessandrini et al. [7], se evaluó el uso de un acelerómetro triaxial portátil para medir el control postural en pacientes con fallo vestibular unilateral (UVF). El dispositivo se colocó en la región lumbar, cerca del centro de masa, y se utilizó durante pruebas de posturografía estática en pacientes con UVF y en individuos sanos. Los resultados mostraron una alta concordancia entre el acelerómetro y la plataforma de fuerza, especialmente en términos de las frecuencias de sway anteroposterior y mediolateral, con valores de correlación superiores a 0.8 en ambos planos. El estudio también encontró que los pacientes con UVF presentaban un área de sway en el plano anteroposterior hasta un 50% mayor que la de los sujetos sanos, reflejando la mayor inestabilidad propia de este grupo. Además, el acelerómetro demostró una alta fiabilidad test-retest, con un coeficiente de correlación intraclass (ICC) de aproximadamente 0.9 para la mayoría de las medidas, lo que sugiere que el dispositivo proporciona datos consistentes y comparables a las plataformas de fuerza. Estos hallazgos respaldan el uso del acelerómetro como una

herramienta accesible y precisa para evaluar la estabilidad postural en condiciones de equilibrio estático.

Felius et al. [24] evaluó la confiabilidad del uso de una unidad de medición inercial (IMU) para medir el equilibrio en personas en rehabilitación tras un accidente cerebrovascular. Se midieron 35 características de oscilación postural en varias condiciones, tanto de sentado como de pie, utilizando datos de acelerómetro y giroscopio. Los resultados mostraron que muchas de estas características presentaban una alta confiabilidad en mediciones únicas y repetidas, lo que sugiere que la medición con solo un IMU es suficiente para monitorear la progresión de los pacientes.

En el estudio de Nassajpour et al. [10], se emplearon sensores inerciales para evaluar el equilibrio de los participantes bajo las cuatro condiciones del test m-CTSIB. Los sensores se colocaron estratégicamente en los tobillos y la región lumbar para capturar movimientos en los ejes medial-lateral (ML), anterior-posterior (AP) y vertical (VT). Los datos recopilados incluyeron aceleraciones, desplazamientos del centro de presión (COP) y la variación de la aceleración (Jerk). En particular, la métrica del Jerk se utilizó para cuantificar la rapidez de los cambios en la aceleración, ofreciendo una medida adicional de la inestabilidad postural, especialmente en situaciones más desafiantes.

Posteriormente, los datos se procesaron para extraer características como la desviación estándar, la entropía, las frecuencias dominantes y el Jerk. Utilizando modelos de aprendizaje automático —regresión lineal múltiple (MLR), soporte vectorial de regresión (SVR) y XGBoost—, se estimaron la velocidad promedio del CoP (AV), la longitud del recorrido (PL) y el Jerk. Estas estimaciones se compararon con las puntuaciones obtenidas del sistema Falltrak II, que sirvió como referencia (“ground

truth”). Validaciones cruzadas, como Leave-One-Out y 5 pliegues, demostraron que el modelo XGBoost basado en datos del sensor lumbar y el Jerk tuvo el mejor desempeño, con una correlación alta ($r = 0.96$) y un error medio absoluto ($MAE = 0.23$). La inclusión del Jerk permitió detectar variaciones sutiles en la estabilidad postural, destacando su relevancia para evaluar el control del equilibrio en los ejes ML y AP, especialmente con sensores en los tobillos y la región lumbar.

En la Figura 3.10, se observan las variaciones en el trayecto del CoP y la velocidad promedio en las cuatro condiciones del test m-CTSIB: ojos abiertos sobre superficie firme, ojos cerrados sobre superficie firme, ojos abiertos sobre superficie de espuma, y ojos cerrados sobre superficie de espuma. Estos datos permiten evaluar cómo diferentes condiciones sensoriales afectan la estabilidad postural del sujeto, destacando la importancia del sistema visual y somatosensorial en el control del equilibrio [10].

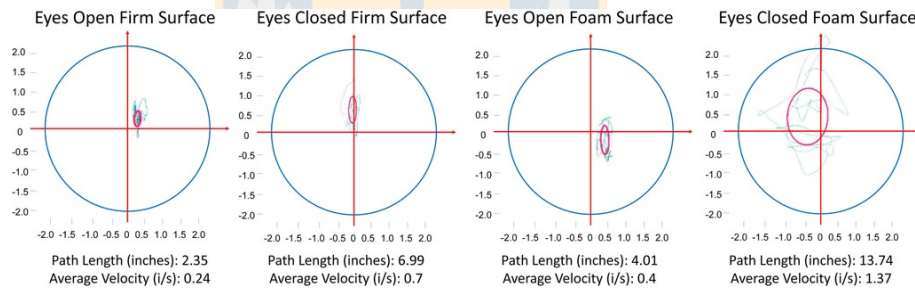


Figura 3.10: Variaciones en la longitud del trayecto (PL) y la velocidad promedio (AV) del Centro de Presión (CoP) en las cuatro condiciones del test m-CTSIB. Las líneas verdes representan la trayectoria del CoP durante la prueba, mientras que los círculos rosados indican la desviación estándar del CoP en cada condición [10].

En el estudio de Alsubaie et al. [57], se les realizó la prueba de Roomberg, a un total de 62 participantes con y sin historial de caídas. Utilizando un IMU, en la espalda baja a la altura de las crestas ilíacas (L4) se registró el desplazamiento angular y la velocidad en los planos de pitch y roll, así como la aceleración lineal en las direcciones antero-posterior (A/P) y medio-lateral (M/L), a una frecuencia de

100 Hz. Las tareas realizadas con los ojos cerrados y sobre una superficie de espuma presentaron mayores valores de desplazamiento angular en pitch y roll, así como velocidades más altas en comparación con las realizadas en una superficie firme.

En un estudio reciente, Nkizi y Thamsuwan [11] evaluaron el riesgo de caída en adultos mayores activos mediante el uso de unidades inerciales (IMU), analizando su relación con el puntaje de la Escala de Balance de Berg (BBS), dicotomizando según condición (scores of 0–3, indicating potential balance difficulties, were re-coded as 1 (poor balance), while the score of 4, representing good balance, was re-coded as 0 (good balance).). Para ello, instrumentaron sensores en la cabeza, el tronco y la región lumbar (L5/S1), y calcularon múltiples métricas cinemáticas y dinámicas, incluyendo aceleraciones lineales, velocidades angulares RMS, longitud total del trayecto, volumen del movimiento y Jerk lineal en los ejes antero-posterior, medio-lateral y vertical.

El Jerk fue definido como la derivada temporal de la aceleración y fue interpretado como un indicador de cambios abruptos en el movimiento, asociado a la rapidez y al control de las respuestas compensatorias del equilibrio. En el análisis de regresión logística, ajustado por edad, sexo, peso y altura, las componentes de Jerk mostraron coeficientes variables dependiendo del eje de análisis y de la ubicación del sensor. En particular, el Jerk antero-posterior medido en el tronco presentó una asociación positiva con el riesgo de caída durante tareas dinámicas, mientras que en la región lumbar su contribución fue menor en comparación con métricas espaciales como la longitud del trayecto y el volumen del movimiento [11].

Adicionalmente, el modelo logístico global alcanzó un área bajo la curva ROC (AUC) cercana a 0.73, evidenciando una capacidad discriminativa aceptable para

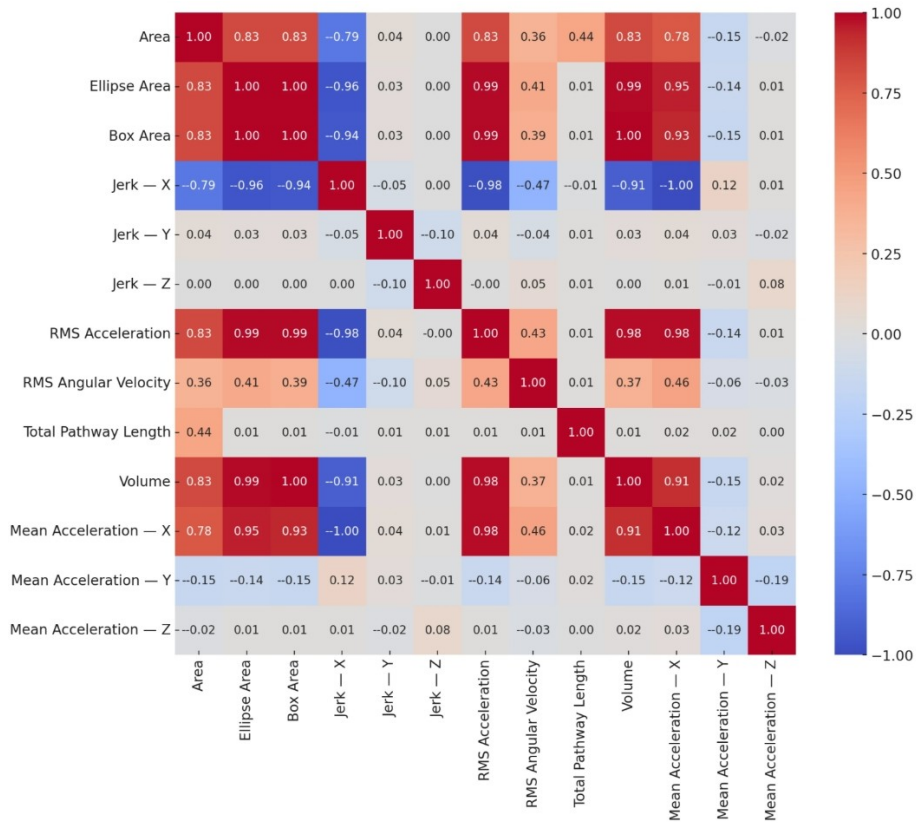


Figura 3.11: Matriz de correlación entre métricas derivadas de sensores inerciales reportada por Nkizi y Thamsuwan [11].

identificar riesgo de caída a partir de métricas inerciales. Esta capacidad predictiva se ve respaldada por las asociaciones entre métricas dinámicas y espaciales observadas en la Figura 3.11, donde las componentes de Jerk presentan relaciones consistentes con variables clínicas y de desempeño postural. En conjunto, estos resultados apoyan el uso del Jerk como una métrica sensible al control dinámico del equilibrio y justifican su inclusión en modelos predictivos basados en la BBS, particularmente cuando se considera de manera conjunta la ubicación del sensor y las demandas específicas de la tarea.

El estudio de Allum et al. [12] se investigó la inestabilidad del tronco con ángulos de navegación (pitch, yaw y roll) en 11 pacientes con pérdida vestibular unilateral

aguda (aUVN) y 8 individuos sanos como grupo de control. Utilizando el sistema SwayStar™, los investigadores midieron las velocidades y desplazamientos angulares del tronco mientras los participantes realizaban tareas de equilibrio, como caminar con los ojos cerrados y superar obstáculos. Los resultados mostraron que los pacientes con aUVN presentaban un aumento significativo en los desplazamientos angulares en el plano de pitch, con un incremento medio del 42 %, seguido por el plano de yaw con un 36 %, en comparación con el grupo de control. Por otro lado, el plano de roll mostró un aumento del 21 %, siendo el menos afectado. Además, se observó una correlación directa entre las respuestas reducidas del reflejo vestibulo-ocular (VOR), medidas a través del test de impulso cefálico (vHIT), y las mayores inestabilidades en los planos de yaw y roll. Este estudio permite confirmar que la pérdida vestibular impacta de manera diferencial en los distintos ángulos de movimiento del tronco, para poder darle importancia de considerar estos ángulos específicos para un análisis más preciso del equilibrio estático en pacientes con disfunciones vestibulares.

La Figura 3.12 muestra el dispositivo SwayStar, utilizado para analizar la estabilidad postural mediante la medición de los ángulos de navegación (pitch, roll, yaw). Este tipo de sensor se coloca en la región lumbar y permite evaluar cómo el cuerpo ajusta su postura en respuesta a perturbaciones. La representación gráfica a la derecha muestra cómo se calculan las ganancias en función de la inclinación corporal, lo que facilita la detección de deficiencias en el control postural.

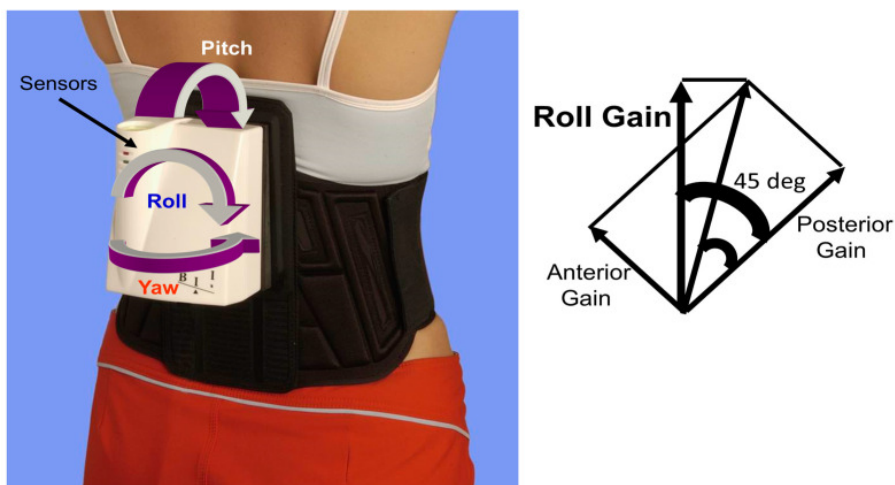


Figura 3.12: Dispositivo SwayStar montado en la espalda de un sujeto para medir los ángulos de navegación (pitch, roll, yaw). A la derecha se muestra un diagrama que ilustra cómo se transforman las ganancias en los ejes anterior y posterior, basándose en la inclinación del cuerpo [12].

3.6. Conclusión

A lo largo del capítulo se han explorado diversas métricas y pruebas clínicas —como la CTSIB, la BBS, y la posturografía— que permiten evaluar el equilibrio postural. Estas herramientas ayudan a comprender cómo el cuerpo mantiene el balance y a identificar deficiencias que podrían aumentar el riesgo de caídas. La combinación de métodos tradicionales y tecnologías avanzadas, como los IMUs, proporciona una evaluación detallada y cuantitativa del equilibrio, que puede ser utilizado para el diagnóstico y tratamiento de alteraciones posturales [32, 47, 22].

Diversos estudios han demostrado la utilidad de los sensores inerciales para caracterizar el control postural mediante el análisis de variables cinemáticas y dinámicas durante tareas de equilibrio. Entre las métricas más utilizadas se encuentran los

ángulos de orientación —*pitch*, *roll* y *yaw*— así como medidas derivadas de la aceleración, como la métrica del *jerk*, que describe la variación temporal de la aceleración y se ha asociado con la estabilidad del movimiento [12, 59, 23]. En muchos de estos estudios se emplean configuraciones con múltiples sensores ubicados en diferentes segmentos corporales, como la cabeza, el tronco y las extremidades, con el fin de obtener mediciones detalladas de la dinámica corporal y estimaciones relacionadas con el desplazamiento del centro de presión [63, 67]. Sin embargo, investigaciones recientes también han demostrado que configuraciones más simples, basadas en un número reducido de sensores, pueden proporcionar información relevante para la evaluación del equilibrio [24, 23].

A pesar del creciente interés en el uso de sensores inerciales para la evaluación del equilibrio postural, la literatura actual presenta algunas limitaciones. En primer lugar, muchos estudios utilizan configuraciones instrumentales complejas con múltiples sensores distribuidos en distintas partes del cuerpo, como la cabeza, el tronco y las extremidades, con el fin de obtener una caracterización más detallada del movimiento corporal durante tareas de equilibrio. Si bien este enfoque permite capturar con mayor precisión la dinámica postural, también aumenta la complejidad del sistema y puede dificultar su implementación en contextos clínicos de rutina [22? , 67]. En segundo lugar, varios trabajos se centran en la validación de métricas específicas o en poblaciones particulares, lo que limita la comparabilidad entre estudios y dificulta la identificación de un conjunto reducido de métricas robustas y generalizables para la evaluación del equilibrio postural [8, 59, 47]. En consecuencia, aún existe una brecha en la integración de sistemas basados en sensores inerciales con herramientas clínicas ampliamente utilizadas, así como en la identificación de configuraciones instrumentales simples que permitan una evaluación objetiva y accesible del control

postural.

En base al análisis bibliográfico presentado, se propone un sistema portátil de evaluación del equilibrio postural basado en sensores inerciales, orientado a la cuantificación objetiva del control postural durante tareas estáticas. Para hacer más accesible el análisis del equilibrio en entornos clínicos y de investigación, este estudio propone el uso de dos sensores inerciales: uno en la región lumbar y otro en el tronco. Esta configuración permite capturar con mayor precisión tanto los movimientos del tronco como la variación de la aceleración (Jerk), proporcionando así un análisis más detallado del control postural y las posibles oscilaciones que pueden indicar inestabilidad [10, 68]. Esta estrategia de instrumentación, centrada solo en dos puntos anatómicos, ofrece un equilibrio entre precisión y simplicidad, facilitando la implementación en entornos con recursos limitados.

Además, se propone realizar un listado de métricas derivadas de la literatura, y a modo de simplificar la visión del equilibrio, seleccionar las cuales permitan identificar de mejor forma los cambios en la estabilidad postural. De este modo, el sistema propuesto integra los principales aportes de la literatura revisada, diferenciándose por su enfoque minimalista y su énfasis en métricas sensibles a alteraciones vestibulares y del control postural.

Capítulo 4. Sistema propuesto

4.1. Descripción general del sistema

El sistema desarrollado tiene como propósito la cuantificación objetiva del equilibrio estático mediante sensores inerciales portables, integrando de forma coherente los procesos de adquisición, procesamiento, extracción, selección y visualización de métricas posturales. A diferencia de un enfoque puramente algorítmico, el trabajo culmina en el diseño de un sistema completo de evaluación, orientado a su uso como herramienta de apoyo para profesionales clínicos.

La arquitectura del sistema fue concebida bajo un enfoque modular y secuencial, permitiendo una trazabilidad clara desde las señales crudas hasta un conjunto reducido de indicadores clínicamente interpretables. El sistema opera durante la ejecución del protocolo m-CTSIB y está preparado para caracterizar el comportamiento postural bajo los distintos niveles de demanda sensorial.

El sistema realiza la adquisición de datos y su visualización inmediata mediante una interfaz desarrollada en Python, de las señales inerciales durante la ejecución del protocolo. No obstante, el cálculo de métricas clínicas y el procesamiento avanzado de las señales se realizan de forma posterior utilizando MATLAB R2024a. En esta etapa del desarrollo, el sistema no implementa procesamiento causal ni estimación instantánea de métricas finales, priorizando la integridad y reproducibilidad del análisis.

La Figura 4.1 muestra el diagrama general de la arquitectura propuesta y el

flujo de procesamiento de la información. Los IMU proporcionan señales crudas que incluyen orientación expresada en quat, Acc y Vel. Estas señales son sometidas a un proceso de filtrado para reducir ruido y artefactos de medición. A partir de las señales filtradas se estiman los ángulos de navegación del segmento corporal, describiendo su orientación en los ejes anteroposterior, mediolateral y rotacional. Posteriormente, se calculan métricas cinemáticas y de control postural, incluyendo Jerk, patrón de oscilación (o SPL), velocidad media (o MV), área de la elipse al 95 % (o Ellipse 95 %) y valor angular total (o TAV). Finalmente, las métricas obtenidas son sometidas a un proceso de ranking y selección, con el fin de identificar aquellas más sensibles y representativas del control postural.

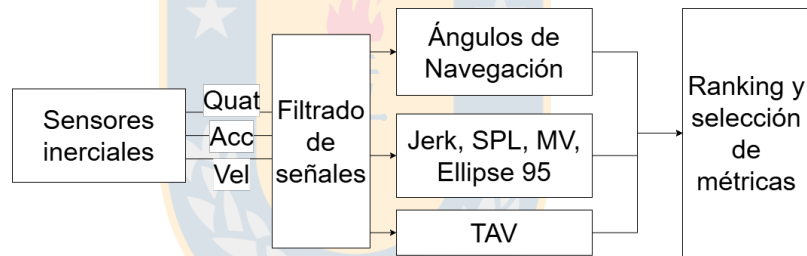


Figura 4.1: Diagrama de flujo del sistema propuesto. Quat: cuaterniones; Acc: aceleración lineal; Vel: velocidad angular; SPL: Sway Path Length; MV: Mean Velocity; Ellipse 95: área que contiene el 95 % de la oscilación; TAV: Trunk Angular Velocity.

4.2. Adquisición de datos

La adquisición de datos se realiza mediante dos sensores inerciales tri-axiales ubicados en la espalda baja (L5–S1) y en el tronco (T7), posiciones comúnmente utilizadas para la evaluación del control postural. Cada sensor registra aceleración lineal y velocidad angular durante la ejecución de las cuatro condiciones del protocolo m-CTSIB, las cuales imponen un incremento progresivo de la demanda sensorial.

Las señales son transmitidas de forma inalámbrica mediante comunicación Bluetooth hacia un computador central, donde son almacenadas de manera estructurada para su posterior procesamiento. Este bloque se encarga exclusivamente de la captura confiable de los datos, sin aplicar transformaciones que puedan afectar la integridad de la señal original.

4.3. Preprocesamiento de señales

Las señales inerciales crudas son sometidas a una etapa de preprocesamiento con el fin de reducir el ruido y asegurar la calidad de los datos. Este bloque incluye el filtrado temporal de las señales y la preparación de las mismas para el cálculo de métricas cinemáticas y dinámicas.

El preprocesamiento garantiza que las métricas extraídas reflejen de manera confiable el comportamiento postural, evitando artefactos derivados del ruido de medición o de variaciones no fisiológicas.

4.4. Cálculo de métricas de equilibrio

A partir de las señales preprocesadas, el sistema calcula un conjunto amplio de métricas de equilibrio, que describen distintos aspectos del control postural. Estas métricas incluyen indicadores basados en aceleración, Jerk, velocidad angular y sway, considerando componentes anteroposteriores (AP), mediolaterales (ML) y medidas globales.

El cálculo de métricas constituye la salida principal del bloque de procesamien-

to, generando un conjunto de variables cuantitativas que representan la magnitud, variabilidad y dinámica de las oscilaciones posturales durante cada condición del protocolo.

4.5. Selección y ranking de métricas

Dado el elevado número de métricas derivadas, el sistema incorpora un módulo de selección automática, cuyo objetivo es identificar un subconjunto reducido de métricas informativas e interpretables. Para ello, se implementa un procedimiento de ranking multicriterio que evalúa simultáneamente:

- la sensibilidad al incremento de la dificultad sensorial,
- la magnitud del cambio entre condiciones,
- la consistencia del comportamiento a lo largo del protocolo,
- y la estabilidad de la métrica en condiciones estables.

Este bloque produce como salida un conjunto final de métricas seleccionadas, comunes para ambos sensores, optimizadas para su despliegue en la interfaz de evaluación y para análisis posteriores.

4.6. Salida del sistema e integración a entornos clínicos

El sistema finaliza con la entrega de métricas cuantitativas y visualizaciones diseñadas para facilitar su interpretación por parte del usuario final. Las métricas seleccionadas son desplegadas en una interfaz gráfica que permite visualizar tanto valores numéricos como representaciones bidimensionales del comportamiento dinámico del equilibrio.

De este modo, el sistema no se limita al desarrollo de algoritmos de procesamiento, sino que propone una plataforma integrada de cuantificación del equilibrio, con potencial aplicación clínica para la evaluación objetiva, el seguimiento y el apoyo a la toma de decisiones en contextos de prevención del riesgo de caída.

En el Anexo F se encuentra el link para acceder a los códigos utilizados del sistema.

Capítulo 5. Metodología

A continuación, se detallan todos los procesos que se llevaron a cabo para validar el sistema propuesto en el estudio realizado. En la Fig. 5.1 se puede observar el diagrama de metodología.

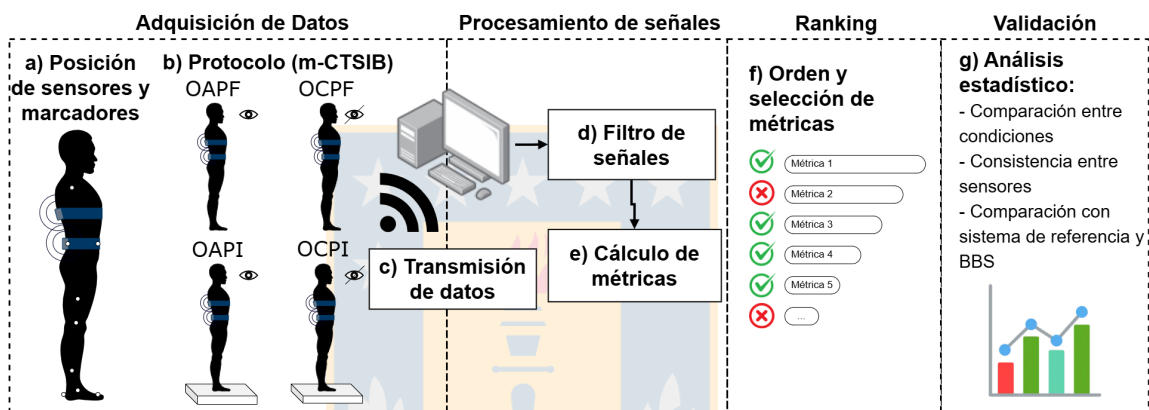


Figura 5.1: Diagrama general del flujo metodológico del estudio. El proceso incluye (a) la adquisición de datos mediante sensores inerciales durante (b) la ejecución del protocolo m-CTSIB y (c) transmisión de datos, el preprocesamiento, en donde se realiza (d) un filtrado de las señales y (e) el cálculo de métricas de equilibrio, un ranking en donde (f) se seleccionan las métricas relevantes mediante un ranking multicriterio y, finalmente, (g) la validación de los resultados mediante comparación entre el mismo sistema, con un sistema de referencia y escalas clínicas.

5.1. Recolección de datos

Al inicio de la evaluación, los participantes fueron informados detalladamente sobre la finalidad, procedimientos, beneficios y posibles riesgos del estudio. Posteriormente, se les pidió que firmen un consentimiento informado, conforme a las normativas éticas aprobadas por el Comité de Ética, Bioética y Bioseguridad de la

Vicerrectoría de Investigación y Desarrollo de la Universidad de Concepción (código CEBB 1757-2024), que se encuentra en el Anexo A.

Luego, se registraron los parámetros antropométricos de los participantes (peso y altura), junto con su edad. Posteriormente, se recopilaron antecedentes clínicos relevantes, tales como historial de caídas, presencia de enfermedades neuromusculares y tratamientos previos.

A continuación, a los participantes se les aplica la prueba de m-CTSIB instrumentada, que evalúa el equilibrio estático bajo cuatro condiciones específicas:

- Superficie firme, ojos abiertos (OAPF)
- Superficie firme, ojos cerrados (OCPF)
- Superficie inestable, ojos abiertos (OAPI)
- Superficie inestable, ojos cerrados (OCPI)

Cada condición se debe realizar una vez por 30 segundos. En caso de que el participante no logre completar los 30 segundos, se le otorgarán 2 intentos adicionales y se promediarán los tiempos de los 3 intentos. En aquellos casos en que un participante realizara más de un intento para una misma condición experimental, se consideraron los tres intentos para el análisis. Las métricas derivadas de cada intento fueron calculadas de manera independiente y posteriormente utilizadas para el análisis comparativo.

Durante esta evaluación, se integraron dos sistemas de medición complementarios: dos sensores inerciales tri-axiales y un sistema de captura de movimiento OptiTrack® con 10 cámaras Prime^x 22 con 24 marcadores pasivos reflectantes, contando con una

capacidad de obtener un volumen de $10[m^2]$. La superficie inestable se realiza con una espuma de densidad $26 [Kg/cm^3]$, de medidas $47 \times 73 \times 10 [cm]$.

Los sensores inerciales se colocarán en la región lumbar (L5-S1) y el tronco (T7), para registrar datos de aceleración en los ejes X, Y y Z, velocidad angular y cuaterniones. La ubicación en L5-S1 se seleccionó debido a que esta región se encuentra próxima al centro de masa corporal y permite representar de mejor manera la oscilación global del cuerpo durante tareas de equilibrio estático. Por otra parte, la ubicación en T7 permite registrar el comportamiento cinemático del tronco superior, aportando información sobre estrategias segmentarias de estabilización postural. En conjunto, ambas ubicaciones permiten caracterizar tanto el control postural global como las oscilaciones segmentarias del tronco [9]. Simultáneamente, se colocarán marcadores reflectantes en las ubicaciones anatómicas y en otros puntos del cuerpo según el protocolo del sistema OptiTrack® (conventional lower), agregando 8 marcadores para el tronco y brazos, con el fin de registrar la trayectoria de los marcadores en tres dimensiones mediante cámaras de captura de movimiento.

Ambos sistemas capturan los datos a una frecuencia de muestreo de $100 [Hz]$, esta integración permitirá una validación cruzada entre las métricas obtenidas por los sensores inerciales y las proporcionadas por el sistema OptiTrack®, asegurando un análisis detallado y preciso del equilibrio estático.

En la Fig. 5.2 se presenta un ejemplo del sistema de medición utilizado durante las evaluaciones experimentales.

Además, como referencia clínica del equilibrio funcional, se aplicó a los participantes la Escala de Balance de Berg (BBS), la cual consta de 14 ítems que evalúan distintas tareas de equilibrio en sedestación y bipedestación, con un puntaje total

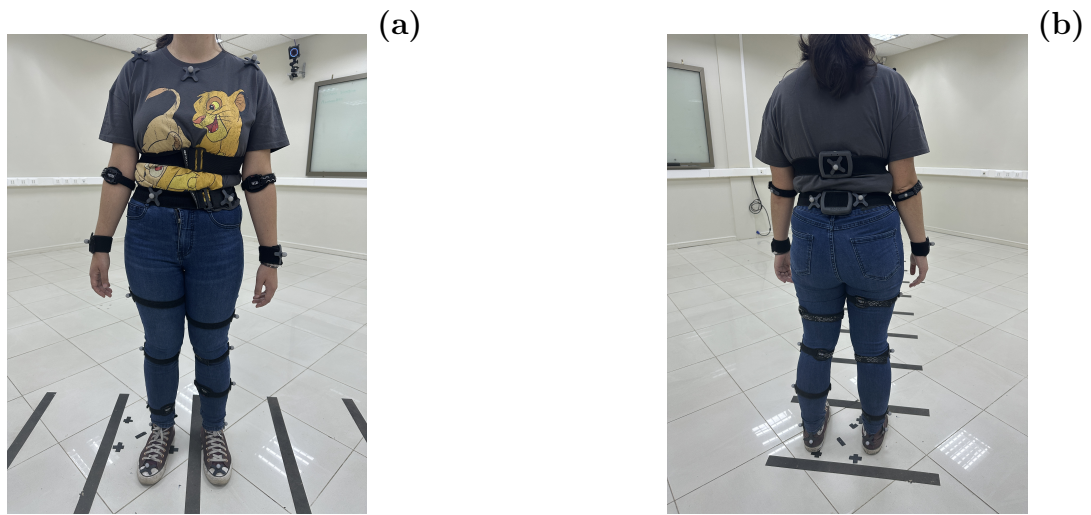


Figura 5.2: Integración de los marcadores reflectantes junto a los sensores inerciales utilizados para la adquisición de datos: (a) vista frontal y (b) vista posterior.

que varía entre 0 y 56 puntos. En la literatura, puntajes inferiores a 45 puntos han sido asociados a un mayor riesgo de caídas en adultos mayores, siendo este umbral utilizado comúnmente como criterio clínico de clasificación de personas con y sin riesgo [42].

5.2. Desarrollo de algoritmo

5.2.1. Pre-procesamiento de señales

Una vez completadas todas las pruebas del protocolo m-CTSIB, los datos en bruto obtenidos desde los sensores inerciales fueron procesados utilizando el software MATLAB R2024a (MathWorks Inc., USA). El procesamiento consideró, en primer lugar, la sincronización temporal con el sistema de captura de movimiento OptiTrack[®], con el fin de asegurar una alineación más precisa entre ambos sistemas y permitir la comparación directa de las métricas derivadas. Para ello, se emplearon

marcas de inicio y fin temporales comunes.

Posteriormente, se llevó a cabo una etapa de preprocesamiento orientada a la limpieza y acondicionamiento de las señales. Esta etapa incluyó la detección y eliminación de valores aberrantes, junto con la atenuación del ruido de alta frecuencia mediante un filtro Butterworth de cuarto orden pasa-bajo con una frecuencia de corte de 3,5 [Hz] para la espalda baja, y un filtro pasa banda con frecuencias entre 0,2 [Hz]-3,5 [Hz] para atenuar además el ruido que la respiración pueda generar [71]. Este filtrado se aplicó de manera independiente para cada condición experimental (superficie firme o inestable, con ojos abiertos o cerrados), siguiendo recomendaciones de la literatura para el análisis de equilibrio estático [8], y con el objetivo de preservar únicamente los componentes cinemáticos relevantes dentro del rango fisiológico de oscilación del cuerpo humano.

5.2.2. Cálculo de métricas

Una vez filtradas las señales provenientes de los sensores inerciales, se procedió al cálculo de un conjunto de métricas cinemáticas, dinámicas y espaciales orientadas a cuantificar la estabilidad postural. Estas métricas permiten describir la orientación del tronco y espalda baja, la variabilidad del movimiento postural y la magnitud de oscilación en el plano AP-ML. A continuación, se detalla cada métrica y su respectiva formulación.

Los ángulos de navegación (roll, pitch y yaw) se obtuvieron a partir de los cuaterniones estimados por el sensor inercial mediante su conversión a ángulos de Euler, utilizando la convención ZYX (yaw-pitch-roll) representada en la ecuación (5.1), (5.2) y (5.3). Esta representación permite interpretar la orientación del segmento corporal

en ejes anatómicamente relevantes y facilita el análisis de las oscilaciones posturales y del control del equilibrio [72].

$$[\phi = \arctan 2 (2(wx + yz), 1 - 2(x^2 + y^2))] \quad (5.1)$$

$$[\theta = \arcsin (2(wy - zx))] \quad (5.2)$$

$$[\psi = \arctan 2 (2(wz + xy), 1 - 2(y^2 + z^2))] \quad (5.3)$$

donde:

- ϕ corresponde al ángulo roll,
- θ corresponde al ángulo pitch,
- ψ corresponde al ángulo yaw,
- w corresponde al componente escalar del cuaternion,
- x, y, z corresponde a los componentes vectoriales del cuaternion.

La variación instantánea de la aceleración (Jerk), estimada a partir de la derivada temporal de la aceleración en los ejes AP y ML, según la ecuación (5.4). Esta métrica permite cuantificar la rapidez con la que varían las fuerzas involucradas en el control postural, siendo un indicador sensible de la suavidad del movimiento y del esfuerzo neuromuscular asociado a los ajustes de equilibrio [73].

En el análisis del equilibrio estático, el jerk se calculó en los ejes AP y ML, dado que estos planos concentran las principales oscilaciones posturales durante la bipedestación. Estudios previos han demostrado que métricas basadas en Jerk derivadas de acelerometría permiten discriminar cambios en la estabilidad postural y detectar alteraciones del control del equilibrio, particularmente en el eje mediolateral [72, 74].

$$Jerk = \frac{1}{2} \int_0^t \left(\frac{dAcc_{AP}}{dt} \right)^2 + \left(\frac{dAcc_{ML}}{dt} \right)^2 \left[\frac{m^2}{s^5} \right] \quad (5.4)$$

donde:

- $dAcc_{AP}$ corresponde a la derivada de la aceleración en el eje anteroposterior,
- $dAcc_{ML}$ corresponde a la derivada de la aceleración en el eje mediolaeral,
- t corresponde al tiempo total de la prueba.

La velocidad angular total media (TAV) se calculó como el promedio temporal de la magnitud euclidiana del vector de velocidad angular medido por el giróscopo del sensor inercial, según la ecuación (5.7). Esta métrica cuantifica la actividad rotacional global del segmento y se ha propuesto como un indicador sensible del control postural [75].

$$\boldsymbol{\omega}(i) = \begin{bmatrix} \omega_x(i) \\ \omega_y(i) \\ \omega_z(i) \end{bmatrix} \quad (5.5)$$

$$\|\boldsymbol{\omega}(i)\| = \sqrt{\omega_x^2(i) + \omega_y^2(i) + \omega_z^2(i)} \quad (5.6)$$

$$TAV = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \|\boldsymbol{\omega}(i)\| \quad (5.7)$$

donde:

- $\boldsymbol{\omega}(i) = [\omega_x(i), \omega_y(i), \omega_z(i)]^T$ corresponde al vector de velocidad angular medido

por el gir6scopo en la i -6sima muestra,

- $\omega_x(i)$, $\omega_y(i)$ y $\omega_z(i)$ corresponden a las componentes de la velocidad angular en los ejes x , y y z , respectivamente,
- $\|\boldsymbol{\omega}(i)\|$ corresponde a la magnitud euclidiana del vector de velocidad angular,
- N corresponde al n6mero total de muestras del ensayo,
- TAV representa la velocidad angular total media del segmento analizado.

El valor cuadr6tico medio (RMS) se implement6 de manera transversal en el c6lculo de m6tricas, dado que constituye una medida robusta de la magnitud efectiva de la se1al y permite cuantificar la energ6a o dispersi6n total asociada a la oscilaci6n postural. El RMS es ampliamente utilizado en el an6lisis del equilibrio ya que integra la amplitud de las oscilaciones evitando la cancelaci6n de valores positivos y negativos, una limitaci6n inherente al uso del valor medio aritm6tico en se1ales oscilatorias [9]. En este estudio, el RMS no act6a como una m6trica independiente, sino como un operador estad6stico aplicado a diversas se1ales cinem6ticas (aceleraci6n, jerk y velocidad angular), con el objetivo de sintetizar su comportamiento temporal en un 6nico valor escalar representativo de la inestabilidad. Su c6lculo se detalla en la ecuaci6n (5.8).

$$\text{RMS} = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i^2} \quad (5.8)$$

donde:

- N corresponde a la cantidad de muestras,

- x corresponde a la variable a evaluar.

La desviación estándar de la aceleración se incluyó como una métrica que cuantifica la variabilidad de la oscilación postural a lo largo del tiempo. Esta medida permite describir cuán dispersos son los valores de aceleración respecto a su promedio, lo que puede reflejar la estabilidad con la que el sistema neuromuscular controla las oscilaciones del tronco.

En este estudio, la desviación estándar se utilizó como un operador aplicado a distintas señales y ejes de interés, con el fin de caracterizar la variabilidad de las oscilaciones posturales, y se calculó según la ecuación (5.9).

$$DE_x = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N (x_i - \bar{x})^2}, \quad (5.9)$$

en donde,

- x_i corresponde a la i -ésima muestra de aceleración en el eje analizado,
- \bar{x} corresponde al valor medio de la aceleración durante la prueba,
- N corresponde al número total de muestras de la señal.

El rango de la señal (definido como la diferencia entre el valor máximo y mínimo) se incluyó como una métrica destinada a cuantificar la amplitud máxima de las oscilaciones posturales durante las pruebas. Esta medida permite identificar excursiones extremas del movimiento, asociadas a episodios de mayor inestabilidad o correcciones posturales de gran magnitud [8, 9].

En este estudio, el rango se utilizó como un operador aplicado a distintas señales

y ejes de interés, y se calculó según la ecuación (5.10).

$$\text{Rango}_x = \text{máx}(x_i) - \text{mín}(x_i), \quad (5.10)$$

donde:

- x_i corresponde a cada muestra de aceleración en el eje analizado,
- $\text{máx}(x_i)$ es el valor máximo observado durante la prueba,
- $\text{mín}(x_i)$ es el valor mínimo registrado.

La longitud del recorrido de oscilación (*sway path length*, SPL) se incluyó como una métrica destinada a cuantificar el desplazamiento total de las oscilaciones posturales en el plano AP–ML. Esta métrica refleja la cantidad total de movimiento que el sistema neuromuscular debe generar para mantener la estabilidad durante la prueba y se calculó según la ecuación (5.11) [9].

$$\text{SPL} = \sum_{i=2}^N \sqrt{(x_i - x_{i-1})^2 + (y_i - y_{i-1})^2}. \quad (5.11)$$

donde:

- x_i y y_i corresponden a las aceleraciones instantáneas en los ejes AP y ML,
- N es el número total de muestras,

La velocidad media de oscilación (MV) se incluyó como una métrica destinada a cuantificar la rapidez con la que varían las oscilaciones posturales en el plano AP–ML. Esta métrica se obtiene normalizando la longitud total del recorrido de oscilación por

la duración de la prueba y es conceptualmente equivalente a la velocidad media del centro de presión utilizada en posturografía tradicional, considerándose uno de los indicadores más sensibles del control postural [15, 8, 9]. Es calculada según (5.12).

$$MV = \frac{SPL}{T} = \frac{SPL}{(N - 1) \Delta t}, \quad (5.12)$$

donde,

- SPL corresponde a la longitud total del recorrido de oscilación,
- T es la duración total de la señal,
- N es el número de muestras,
- Δt es el intervalo temporal entre muestras.

El área de la elipse de confianza al 95 % (A_{95}) se utilizó como una métrica destinada a cuantificar la dispersión espacial de las oscilaciones posturales en el plano AP–ML. Esta métrica describe el área dentro de la cual se concentra aproximadamente el 95 % de área de oscilación, proporcionando una estimación robusta del tamaño de la estrategia de control postural empleada durante la prueba [9]. El área de la elipse de confianza se calculó según la ecuación (5.15).

$$\sigma_x^2 = \text{Var}(x), \quad \sigma_y^2 = \text{Var}(y), \quad \sigma_{xy} = \text{Cov}(x, y), \quad (5.13)$$

$$A_{95} = \pi \chi_{2,0,95}^2 \sqrt{\det(\Sigma)}, \quad (5.14)$$

$$A_{95} \approx 2\pi \sigma_x \sigma_y \sqrt{1 - \rho^2}, \quad (5.15)$$

en donde,

- σ_x^2 y σ_y^2 corresponden a las varianzas de las aceleraciones en los ejes AP y ML,
- σ_{xy} es la covarianza entre ambos ejes,
- Σ es la matriz de varianza-covarianza bidimensional,
- $\chi_{2,0,95}^2$ es el valor crítico del chi-cuadrado para dos grados de libertad al 95 % de confianza,
- ρ es el coeficiente de correlación entre los ejes AP y ML.

Dado que el área de la elipse de confianza depende de la duración de la señal y de la magnitud global de las oscilaciones posturales, se calculó una versión normalizada del área ($A_{95,\text{norm}}$), obtenida al dividir el área por la duración total de la prueba. Esta normalización permite realizar comparaciones más equitativas entre sujetos y condiciones, al expresar la dispersión espacial de la oscilación por unidad de tiempo, según la ecuación (5.16).

$$A_{95,\text{norm}} = \frac{A_{95}}{T}, \quad (5.16)$$

donde T corresponde al tiempo total de la prueba.

Todas las métricas descritas anteriormente, fueron seleccionadas debido a su capacidad para reflejar cambios en la estabilidad postural y en la demanda de control neuromuscular bajo distintas condiciones sensoriales. Estudios recientes han demostrado que variables derivadas de acelerometría y giroscopía, como el RMS, el Jerk y las métricas basadas en las oscilaciones posturales, permiten identificar variaciones en los ajustes posturales automáticos y en las estrategias de control empleadas por el sistema nervioso central para mantener el equilibrio [74, 76]. Por lo tanto,

su inclusión en este trabajo proporciona una aproximación cuantitativa clínicamente relevante para caracterizar la estabilidad postural.

5.2.2.1. Selección de métricas

Dado el elevado número de métricas disponibles derivadas a partir de las señales inerciales, se implementó un procedimiento de selección orientado a identificar un conjunto reducido de métricas informativas e interpretables para la cuantificación del equilibrio estático y así, su despliegue en la interfaz de evaluación sea interpretable. En lugar de basar la selección únicamente en significancia estadística, se utilizó un enfoque multicriterio que considera simultáneamente sensibilidad a la demanda sensorial, consistencia a través de condiciones, estabilidad intraensayo y calidad de los datos disponibles.

Para cada métrica se calculó un puntaje de ranking compuesto, combinando los siguientes criterios: la sensibilidad al incremento de dificultad del protocolo m-CTSIB, evaluada mediante la diferencia de medianas entre la condición más estable (OAPF) y la más desafiante (OCPI); el tamaño del efecto no paramétrico, cuantificado mediante el coeficiente de Cliff, con el fin de estimar la magnitud de las diferencias sin asumir normalidad; la monotonidad del comportamiento a lo largo de las cuatro condiciones del protocolo, estimada mediante la correlación de Spearman entre la mediana de la métrica y el orden creciente de dificultad de las condiciones; y la estabilidad intraensayo, aproximada mediante el coeficiente de variación (CV) en la condición OAPF, penalizando métricas excesivamente variables en condiciones estables.

Cada uno de estos criterios fue ponderado mediante factores de peso definidos

empíricamente, priorizando aquellos indicadores que reflejan la capacidad de una métrica para discriminar cambios en el control postural. En particular, se asignó mayor peso al tamaño del efecto (Cliff's delta), debido a que este indicador permite cuantificar la magnitud de las diferencias entre condiciones sin asumir normalidad en los datos, característica común en mediciones biomecánicas. En segundo lugar, se priorizó la sensibilidad al cambio entre condiciones del protocolo m-CTSIB, ya que una métrica útil para la evaluación del equilibrio debe responder al incremento de la dificultad sensorial. La monotonicidad fue considerada como un indicador de consistencia del comportamiento de la métrica frente al aumento progresivo de la dificultad de las tareas, mientras que la estabilidad intraensayo se incorporó con menor peso para penalizar métricas excesivamente variables en condiciones estables, sin que este criterio domine el proceso de selección.

Los criterios utilizados, junto con sus indicadores y pesos relativos, se resumen en la Tabla 5.1

Tabla 5.1: Criterios utilizados para el ranking y selección de métricas de equilibrio estático.

Criterio	Indicador	Peso
Sensibilidad a la condición	Diferencia de medianas (OCPI-OAPF)	0.25
Tamaño del efecto	Cliff's delta	0.45
Monotonicidad	Correlación de Spearman	0.20
Estabilidad intraensayo	Coefficiente de variación (CV) en OAPF	0.10

5.2.2.2. Integración IMU-MoCap

Para iniciar el proceso de comparación entre las métricas derivadas de los sensores inerciales y aquellas obtenidas del sistema MoCap (OptiTrack[®]), se utilizaron marcas de tiempo comunes al inicio y al final de cada ensayo para alinear tempo-

ralmente ambas señales. Posteriormente, las señales fueron segmentadas utilizando dichas marcas, seleccionando el intervalo correspondiente al período efectivo de medición.

Luego, para garantizar la coherencia espacial entre las mediciones obtenidas desde el sistema de captura de movimiento y los sensores inerciales, se construyeron modelos de cuerpo rígido con los marcadores del sistemas optoelectrónico, tanto para el tronco y la región lumbar. La construcción del cuerpo rígido se basó en la posición tridimensional de los marcadores colocados en anatomías específicas: (1) un conjunto de marcadores ubicados en ambos hombros y la región escapular (T7) para la estimación del movimiento del tronco, y (2) 4 marcadores posicionados sobre la pelvis para la estimación de la región lumbar.

El centro geométrico del cuerpo rígido del tronco se definió a partir del punto medio entre los marcadores acromiales izquierdo y derecho. A partir de este punto, se establecieron los ejes anatómicos locales utilizando vectores normalizados entre marcadores: el eje AP se definió desde el punto medio hacia el marcador de tronco posterior, el eje ML entre hombro izquierdo y derecho, y el eje vertical (VT) se obtuvo mediante el producto cruzado entre los dos vectores anteriores, asegurando así un sistema ortonormal.

El cuerpo rígido lumbar se obtuvo mediante una metodología equivalente, utilizando marcadores en ambas crestas ilíacas y un marcador sacro para definir el origen y los ejes locales. Estos cuerpos rígidos permitieron transformar las señales de posición desde los marcadores a un marco anatómico, posibilitando comparaciones más directas entre IMU y MoCap, y asegurando la consistencia de los análisis.

En la Fig. 5.3 Se muestra el resultado de estos cuerpos rígidos en el programa

Motive (OptiTrack[®]).

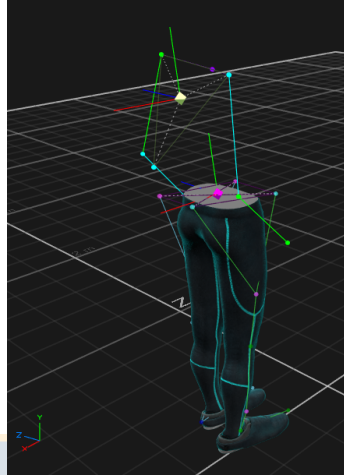


Figura 5.3: Cuerpos rígidos del tronco (centroide amarillo) y la pelvis (centroide magenta), representados en el software Motive (OptiTrack[®]). A partir de estos cuerpos rígidos se obtuvieron las orientaciones segmentarias y las posiciones tridimensionales necesarias para el cálculo de métricas cinemáticas y de oscilación postural mediante el sistema MoCap.

Una vez definidos los cuerpos rígidos, se construyeron las matrices de transformación necesarias para expresar las señales del MoCap en el mismo marco anatómico utilizado por las IMUs. Las posiciones registradas por las cámaras fueron rotadas y trasladadas según estas matrices, permitiendo obtener ángulos y aceleraciones equivalentes a los estimados por los sensores inerciales.

Tanto las señales del MoCap como las de la IMU fueron finalmente expresadas en un sistema común de coordenadas (x, y, z) , lo que permitió el cálculo paralelo de métricas comparables en ambos sistemas. En el caso del MoCap, los ángulos se obtuvieron a partir de la orientación del cuerpo rígido y las aceleraciones mediante derivación numérica de las posiciones tridimensionales; mientras que para la IMU se utilizaron directamente los cuaterniones y lecturas del acelerómetro. Una vez unificadas a las señales de los IMU, las métricas angulares (yaw, pitch, roll), dinámicas

traslacionales (Jerk, RMS de Jerk, Aceleraciones) y de oscilación espaciales (longitud de oscilación, área de la elipse de confianza), permitiendo evaluar la concordancia, precisión y validez de las estimaciones derivadas desde los sensores inerciales respecto del sistema de captura de referencia.

Cabe destacar que no se hace una comparación directa de métricas basadas en velocidad angular entre ambos sistemas, ya que el sistema MoCap no mide velocidades angulares de forma directa, y su estimación requeriría derivaciones sucesivas de señales angulares, lo cual introduce amplificación del ruido y reduce la confiabilidad de dichas métricas. Por este motivo, las métricas rotacionales basadas en velocidad angular (TAV y RMS de la velocidad angular) fueron utilizadas exclusivamente en el análisis con IMU, mientras que la validación cruzada entre sistemas se centró en métricas cinemáticas y dinámicas derivables en ambos sistemas.

5.2.3. Análisis y validación de datos

Para evaluar la precisión, sensibilidad y validez de las métricas generadas por el algoritmo desarrollado, se implementó un análisis estadístico exhaustivo estructurado en cinco etapas:

1. Caracterización descriptiva de los datos
2. Comparación entre condiciones de las pruebas m-CTSIB
3. Comparación entre ubicaciones de los sensores inerciales
4. Validación cruzada con un sistema de referencia
5. Análisis del valor predictivo clínico frente al riesgo de caída.

En primer lugar, se evaluó la distribución de cada métrica (Jerk, cinemática angular y métricas de oscilación) mediante la prueba de Shapiro–Wilk, debido a su alta potencia estadística en muestras pequeñas y moderadas y a su sensibilidad ante desviaciones en las colas de la distribución, habitual en señales de acelerometría y posturografía [77]. Dado que una parte importante de las métricas no presentó distribución normal, la caracterización descriptiva se realizó utilizando la mediana y el rango intercuartílico [Q1–Q3], ya que estos parámetros proporcionan estimaciones de tendencia central y variabilidad, menos afectadas por valores extremos o distribuciones asimétricas.

Para la comparación entre las cuatro condiciones sensoriales del m-CTSIB, se aplicó ANOVA de medidas repetidas cuando los datos cumplieron los supuestos de normalidad. En caso contrario, se utilizó el test no paramétrico de Friedman. Cuando el análisis global indicó diferencias significativas ($p < 0,05$), se realizaron comparaciones post-hoc mediante la prueba de Wilcoxon pareado, aplicando corrección de Holm para controlar el error por comparaciones múltiples.

Adicionalmente, se evaluó el efecto de la ubicación del sensor (tronco vs. región lumbar) sobre cada métrica. Para ello, se calcularon las diferencias entre sensores en cada condición y se evaluó la normalidad de dichas diferencias mediante Shapiro–Wilk. Cuando las diferencias presentaron distribución normal, se aplicó la prueba *t* de Student pareada; en caso contrario, se utilizó la prueba de rangos con signo de Wilcoxon. Este análisis permitió determinar si la selección del segmento corporal influye en la cuantificación del equilibrio y en la sensibilidad de las métricas derivadas.

Posteriormente, se llevó a cabo una validación concurrente entre las métricas calculadas desde los sensores inerciales y aquellas calculadas a partir del sistema de

captura de movimiento OptiTrack[®]. Para cuantificar la concordancia entre métodos se utilizó el coeficiente de correlación intraclase (ICC, modelo 2.1, acuerdo absoluto) y la correlación de Spearman. De manera complementaria, se construyeron gráficos de Bland–Altman para evaluar el sesgo sistemático y los límites de acuerdo entre ambos sistemas, proporcionando una caracterización completa del comportamiento relativo de las mediciones.

Finalmente, con el objetivo de analizar la capacidad predictiva de las métricas inerciales frente al riesgo de caída, se ajustaron modelos de regresión logística binaria utilizando como variable dependiente la dicotomización del puntaje BBS (BBS < 45: riesgo de caída; BBS \geq 45: sin riesgo). Cada métrica se evaluó en modelos univariados, a partir de los cuales se obtuvieron las curvas ROC (Receiver Operating Characteristic) y el área bajo la curva (AUC). Además, se determinó el umbral óptimo de clasificación, junto con la sensibilidad, especificidad y valor predictivo positivo (PPV), permitiendo estimar el rendimiento diagnóstico de cada métrica de manera independiente.

En conjunto, estos análisis permitieron evaluar rigurosamente la validez, sensibilidad y relevancia clínica de las métricas derivadas desde sensores inerciales, establecer su concordancia con un sistema óptico de referencia y explorar su potencial para identificar individuos con mayor riesgo de caída. Los resultados obtenidos sientan las bases para el desarrollo de modelos multivariados más robustos que integren información instrumentada y evaluaciones clínicas, fortaleciendo el aporte de tecnologías portátiles en la valoración objetiva del equilibrio.

5.2.4. Ajustes finales de la interfaz

Con el fin de integrar los algoritmos desarrollados en una aplicación funcional para la evaluación clínica, se implementaron ajustes finales en la interfaz del sistema implementado inicialmente, orientados a la visualización clara y en tiempo real de las métricas obtenidas durante las pruebas de equilibrio. Esta etapa incluyó la optimización del flujo de datos entre los sensores inerciales y la plataforma de visualización, asegurando una latencia mínima y una actualización continua de las variables cinemáticas calculadas.

Se diseñó un módulo específico para el despliegue de las métricas seleccionadas, y para las señales de Jerk en los ejes AP y ML. Estos permiten que, de manera complementaria, el usuario (kinesiólogo o profesional clínico) pueda identificar cambios abruptos en la estabilidad, así como la evolución temporal de las métricas durante la ejecución de las diferentes condiciones del protocolo mCTSIB.

Igualmente, se implementaron mecanismos de registro automático y exportación de datos para facilitar posteriores análisis estadísticos y asegurar la trazabilidad de las evaluaciones realizadas.

5.3. Alcances y limitaciones

El estudio propone una evaluación cuantitativa del equilibrio estático, mediante el uso de dos sensores inerciales, lo que proporciona una alternativa más accesible y portátil en comparación con métodos tradicionales como los posturógrafos. Además, permite complementar la evaluación clínica tradicional mediante la obtención de

métricas inerciales objetivas, sensibles a cambios en la demanda sensorial, sin pretender reemplazar las pruebas clínicas ni establecer diagnósticos.

Una de las principales limitaciones fue que el estudio se realizó únicamente en el Laboratorio de Ingeniería civil Biomédica de las dependencias de la Universidad de Concepción, por lo que las pruebas fueron reducidas a un entorno más controlado, ya que es un espacio cerrado con condiciones constantes de luz, ruido y superficie de apoyo. Estas condiciones no representa la variabilidad del entorno real, como hospitales o entornos comunitarios.

Por otra parte, aunque los sensores inerciales proporcionan una opción más accesible y portátil en comparación con los sistemas tradicionales, su precisión podría verse limitada en comparación con sistemas de captura de movimiento avanzados como OptiTrack[®], que fue utilizado como referencia en este estudio.

Finalmente, debido a que la población analizada corresponde a grupos específicos de personas, la comparación con otras poblaciones clínicas debe realizarse con cautela. No obstante, el enfoque metodológico y el diseño del sistema sientan las bases para futuras aplicaciones clínicas orientadas al monitoreo, seguimiento y apoyo a la evaluación del equilibrio postural en distintos contextos de atención.

5.3.1. Población y Muestra

El estudio se realizó con participantes residentes de la Región del Biobío, Chile, seleccionados a través de una convocatoria abierta en instituciones locales. Esto asegura una representatividad regional al incluir personas con características socio-económicas y clínicas diversas.

Criterios de inclusión:

- Personas mayores de 18 años.
- Disponibilidad para asistir a las sesiones de evaluación en el laboratorio.
- Capacidad para comprender y seguir las instrucciones del protocolo experimental.
- Consentimiento informado firmado.

Criterios de exclusión:

- Condiciones médicas o físicas que limiten la realización de las pruebas, como fracturas menos de 6 meses o dolor intenso.
- Uso de dispositivos de asistencia para la movilidad, como bastones o andadores.

Los participantes se dividirán en subgrupos por edad:

- 18-39 años.
- 40-59 años.
- 60 años o más.

Además, se agrega un grupo de personas con disfunciones del equilibrio, para tener variabilidad en la muestra.

5.3.2. Cálculo del tamaño muestral y muestra final

El dimensionamiento de la muestra se basó en los requerimientos estadísticos de los análisis de validez concurrente, orientados a evaluar la asociación entre las métri-

cas derivadas de sensores inerciales y las medidas de referencia (sistema OptiTrack[®] y Escala de Balance de Berg).

El tamaño muestral mínimo (n) se estimó mediante la fórmula estándar para estudios de correlación:

$$n = \left(\frac{Z_{\alpha/2} + Z_{\beta}}{r} \right)^2 + 3 \quad (5.17)$$

donde se consideró un nivel de significancia del 5% ($Z_{\alpha/2} = 1,96$), una potencia estadística del 95% ($Z_{\beta} = 1,645$) y una correlación esperada de $r = 0,80$, de acuerdo con la literatura previa [8]. Bajo estos supuestos, se obtuvo un tamaño muestral mínimo aproximado de $n \approx 24$ participantes.

Sin embargo, con el fin de asegurar la robustez de análisis complementarios, como regresión logística y curvas ROC para la estimación del riesgo de caída, se definió y alcanzó un tamaño muestral efectivo de 60 participantes, el cual supera ampliamente el mínimo requerido para los análisis de correlación.

La muestra incluyó adultos con distintos niveles de desempeño postural, incorporando tanto sujetos sanos como un subgrupo con disfunciones del equilibrio. Esta heterogeneidad permitió abarcar un amplio rango de estabilidad, favoreciendo la evaluación de la sensibilidad de las métricas inerciales frente a diferentes niveles de control postural [78].

Ética:

Las pruebas a llevar a cabo se encuentra aprobadas por el Comité de Ética, Bioética y Bioseguridad de la Vicerrectoría de Investigación y Desarrollo de la Universidad de Concepción (código CEBB 1757-2024). Vinculado al Proyecto FONDEF ID24I10422 titulado “Sistema portable y de bajo costo para la evaluación del movi-

miento de las personas”.



Capítulo 6. Resultados

6.1. Adquisición de Datos

6.1.1. Interfaz

Para adquirir los datos, se diseñó un sistema con dos sensores inerciales, conectados por medio de Bluetooth a un esp32. Con su propia interfaz para adquirir estos datos.

La interfaz de adquisición fue desarrollada en lenguaje Python utilizando la librería *PyQt6* [79], lo que permitió la implementación de una plataforma gráfica dedicada para la configuración de las pruebas, el control del inicio y término de las mediciones, y el almacenamiento estructurado de los datos adquiridos.

En la Figura 6.1 se muestra la interfaz gráfica utilizada durante el proceso experimental.

6.1.2. Datos obtenidos

El estudio incluyó un total de 60 participantes, distribuidos en cuatro grupos. Tres de ellos correspondieron a grupos definidos por rango de edad: grupo A (> 60 años), grupo B (40 – 59 años) y grupo C (18 – 39 años). El cuarto grupo (grupo D) estuvo compuesto por personas que presentaban disfunciones en su equilibrio, independiente de su edad cronológica.

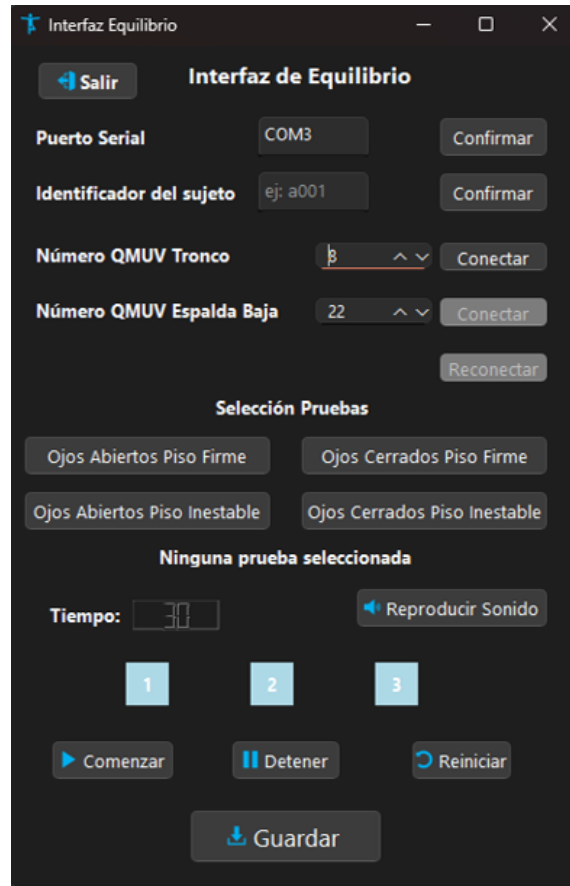


Figura 6.1: Interfaz gráfica utilizada para la adquisición de datos.

La Tabla 6.1 resume las principales características antropométricas y demográficas de los participantes incluidos en el estudio. En el Anexo B se encuentran los antecedentes clínicos de los participantes pertenecientes al grupo D.

Tabla 6.1: Resumen de características de los participantes (media \pm DE)

Grupo	n	Edad [años]	Peso [kg]	Altura [m]	Sexo (M/F)
A	15	71 \pm 7	79,47 \pm 18,79	1,60 \pm 0,11	3/12
B	15	52 \pm 6	78,26 \pm 14,36	1,64 \pm 0,11	6/9
C	15	25 \pm 5	69,26 \pm 9,34	1,65 \pm 0,05	3/11
D	15	66 \pm 12	70,66 \pm 13,58	1,58 \pm 8,53	7/8

Para cada sujeto se registraron mediciones en las cuatro condiciones del pro-

protocolo m-CTSIB: OAPF, OCPF, OAPI y OCPI. Las pruebas fueron seleccionadas considerando la integridad de los datos adquiridos. Aquellas pruebas que presentaron pérdida de información, interrupciones en la señal o registros incompletos en cualquiera de los sistemas (IMU o MoCap) fueron excluidos del análisis.

Tras este proceso de control de calidad, únicamente se incluyeron en el análisis aquellas pruebas en las que se obtuvieron señales completas y válidas tanto del sistema de sensores inerciales como del sistema de captura óptico de movimiento (MoCap).

6.2. Código principal y procesamiento de señales

6.2.1. Preprocesamiento de señales

Las señales adquiridas mediante los sistemas IMU y MoCap fueron sincronizadas temporalmente utilizando marcas acústicas comunes al inicio y al final de cada condición experimental, lo que permitió una alineación precisa entre ambos sistemas.

Posteriormente, las señales inerciales de aceleración lineal y velocidad angular, junto con las trayectorias tridimensionales obtenidas mediante MoCap, fueron procesadas mediante los procedimientos de filtrado descritos en la sección de Metodología. Esto permitieron mitigar los componentes no correspondientes a la oscilación postural y asegurando la consistencia temporal entre condiciones.

Dado que los sistemas IMU y MoCap miden diferentes magnitudes físicas (aceleraciones lineales versus posiciones espaciales), las señales no fueron comparadas de forma directa. En su lugar, se transformaron según la métrica considerada en va-

riables derivadas comparables, orientadas a describir el comportamiento global del control postural durante las tareas de equilibrio estático.

6.2.2. Cálculo de métricas cinemáticas, dinámicas y espaciales del control postural

Una vez completadas las etapas de sincronización y filtrado, las métricas de equilibrio fueron calculadas a cada condición del protocolo m-CTSIB. En particular, todas las métricas se obtuvieron utilizando la señal completa de cada prueba, sin aplicar ventanas deslizantes, con el fin de caracterizar el comportamiento global del control postural durante cada condición experimental.

A partir de las señales procesadas se calcularon métricas cinemáticas basadas en la orientación del segmento, obtenidas a partir de la conversión de cuaterniones a ángulos de navegación (roll, pitch y yaw) según la Ec. (5.1), (5.2), (5.3).

Por otra parte, se calcularon métricas dinámicas traslacionales y rotacionales, incluyendo el Jerk lineal y angular definidos mediante derivación temporal (Ec. (5.4)), además de métricas utilizadas en la literatura como el valor cuadrático medio (RMS), la desviación estandar y el rango de Jerk y aceleraciones, calculadas según las Ec. (5.8), (5.9), (5.10). Adicionalmente, se obtuvieron métricas rotacionales globales del segmento, tales como la velocidad angular total media (TAV), definida en la Ec. (5.7), junto con el RMS de la magnitud de la velocidad angular.

Finalmente, se calcularon las métricas espaciales de oscilación postural en el plano AP-ML, incluyendo la longitud de trayectoria, la velocidad media y el área de la elipse de confianza al 95 %, calculadas según las Ecs. (5.11), (5.12) y (5.15), respectivamen-

te. Todas las métricas fueron calculadas de forma independiente para cada sujeto, sensor y condición experimental.

En el Anexo C, se encuentra un ejemplo de los valores de las métricas anteriormente calculadas.

6.2.3. Selección de métricas para la cuantificación del equilibrio

Como se explicó anteriormente, se realizó un ranking de las métricas calculadas con el objetivo de identificar aquellas con mayor capacidad descriptiva del control postural. En las Tablas 6.2 y 6.3 se presentan los resultados del ranking para el sensor ubicado en el tronco y en la espalda baja, respectivamente.

Tabla 6.2: Ranking de las 20 métricas con mayor puntaje para el sensor en el tronco.

Métrica	Δ Med	Cliff's δ	ρ	CV	Score
Rango de oscilación eje AP	0.24	0.82	1.00	0.54	0.85
RMS de oscilación eje AP	0.04	0.82	1.00	0.46	0.83
DE del oscilación eje AP	0.04	0.82	1.00	0.46	0.83
Jerk eje AP	1.30	0.79	1.00	4.86	0.82
Área de la elipse de confianza 95 %	0.02	0.78	1.00	3.17	0.82
Área de la elipse 95 % normalizada	0.00	0.78	1.00	3.17	0.82
RMS del jerk eje ML	0.17	0.79	1.00	0.80	0.81
Jerk total	1.50	0.78	1.00	13.31	0.81
Pico a pico del Jerk eje AP	1.48	0.74	1.00	0.84	0.79

Continúa en la página siguiente

Métrica	Δ Med	Cliff's δ	ρ	CV	Score
Rango del ángulo pitch	0.70	0.73	1.00	0.53	0.77
RMS del Jerk total	0.18	0.78	1.00	1.25	0.77
SPL	4.09	0.78	1.00	1.25	0.76
Velocidad media de oscilación	0.14	0.78	1.00	1.25	0.76
P-P del Jerk total	0.85	0.70	1.00	1.64	0.76
RMS del ángulo pitch	0.15	0.76	0.80	0.50	0.76
Jerk eje ML	0.26	0.67	1.00	38.20	0.74
P-P del Jerk eje ML	0.65	0.65	1.00	2.72	0.69
RMS de la velocidad angular	0.47	0.62	1.00	0.87	0.68
Jerk angular total	18.12	0.53	1.00	17.21	0.68
RMS de jerk eje AP	0.07	0.67	1.00	2.13	0.67

(*) Nota: Presenta las métricas seleccionadas.

Tabla 6.3: Ranking de las 20 métricas con mayor puntaje para el sensor en la espalda.

Métrica	Δ Med	Cliff's δ	ρ	CV	Score
Jerk eje AP	0.77	0.75	1.00	6.42	0.80
Jerk total	0.99	0.76	1.00	13.76	0.79
RMS del Jerk eje ML	0.12	0.75	1.00	0.90	0.76
P-P del Jerk eje AP	0.94	0.73	1.00	0.84	0.75
P-P del Jerk total	0.61	0.71	1.00	1.24	0.74
Jerk global total	10.61	0.65	1.00	29.59	0.74

Continúa en la página siguiente

Métrica	Δ Med	Cliff's δ	ρ	CV	Score
RMS del Jerk	0.13	0.76	1.00	1.27	0.74
SPL	3.25	0.75	1.00	1.28	0.73
Velocidad media de oscilación	0.11	0.75	1.00	1.28	0.73
Jerk eje ML	0.30	0.62	1.00	28.17	0.72
RMS del Jerk en pitch	0.15	0.62	1.00	4.28	0.71
RMS de la velocidad angular	0.39	0.69	1.00	0.88	0.70
RMS del Jerk angular	0.46	0.65	1.00	1.94	0.70
P-P de la velocidad angular	1.48	0.64	1.00	1.33	0.70
RMS del Jerk en yaw	0.34	0.62	1.00	2.19	0.69
P-P del Jerk en pitch	1.34	0.59	1.00	5.94	0.69
TAV	0.30	0.68	1.00	0.82	0.69
RMS del Jerk en roll	0.27	0.65	1.00	1.25	0.68
Rango del ángulo yaw	1.29	0.50	1.00	1.20	0.67
P-P del Jerk eje ML	0.63	0.60	1.00	1.79	0.67

(*) Nota: Presenta las métricas seleccionadas.

De los resultados del ranking y del análisis de correlación entre métricas, se observa que tanto en el sensor de tronco como en el de espalda baja las métricas asociadas a la dinámica del movimiento -Jerk, RMS de Jerk y PP de Jerk- alcanzaron los mayores puntajes. Este comportamiento evidencia una alta sensibilidad de estas variables al aumento de la demanda sensorial y una respuesta consistente a lo largo de las distintas condiciones del protocolo.

De manera complementaria, las métricas globales de oscilación, tales como la

longitud de trayectoria (SPL) y el área de la elipse de confianza al 95 %, se ubicaron sistemáticamente en posiciones superiores del ranking, indicando su relevancia para caracterizar el desempeño postural global. Adicionalmente, se observó que métricas rotacionales derivadas del giroscopio, como la velocidad angular total (TAV) y el RMS de velocidad angular, también aportaron información relevante, sugiriendo que la actividad rotacional del segmento complementa las métricas traslacionales de oscilación.

Finalmente, se seleccionó un conjunto de diez métricas, procurando cubrir dominios funcionales complementarios y minimizando redundancias entre variables altamente correlacionadas. Para ello, se utilizó un umbral de $|r| > 0,99$, evitando reportar métricas equivalentes (por ejemplo, seleccionando SPL en lugar de reportar simultáneamente SPL y MV, y utilizando el elipse al 95 % en lugar de elipse al 95 % y su versión normalizada). Adicional a esto, se mantiene la consistencia entre métricas en los ejes AP y ML, optando por un descriptor único para ambos ejes, con el fin de conseguir consistencia a la hora de reportar los resultados.

Por último, se consideró que las métricas seleccionadas deben tener un buen puntaje para ambos sensores, llegando a un consenso, en donde se considera el menor valor como el representativo. Esta selección permite reportar de forma compacta y trazable la cuantificación del equilibrio, manteniendo sensibilidad a las condiciones y facilitando la interpretación por el usuario final. En la tabla 6.4 se presentan las métricas seleccionadas con los resultados obtenidos por el ranking anteriormente presentado, junto a su puntaje de consenso.

A modo ilustrativo, el comportamiento numérico de las métricas seleccionadas, la Tabla 6.5 muestra los valores obtenidos para un sujeto representativo (a028),

Tabla 6.4: Ranking de consenso de métricas considerando sensores en espalda y tronco. El puntaje de consenso corresponde al mínimo entre ambos sensores.

Métrica	Puntaje espalda	Puntaje tronco	Puntaje Consenso
Jerk eje AP	0.80	0.82	0.80
Jerk total	0.79	0.81	0.79
P-P del Jerk eje AP	0.75	0.79	0.75
P-P del Jerk total	0.74	0.76	0.74
SPL	0.73	0.76	0.73
Jerk eje ML	0.72	0.74	0.72
RMS de la velocidad angular	0.70	0.68	0.68
TAV	0.69	0.67	0.67
P-P del Jerk eje ML	0.67	0.69	0.67
Área de la elipse de confianza 95 %	0.65	0.82	0.65

diferenciando los sensores de tronco y espalda baja en cada condición del protocolo m-CTSIB. Se observa un aumento progresivo de las métricas dinámicas y espaciales a medida que se incrementa la dificultad sensorial, consistente con los resultados globales reportados para la muestra completa.

Tabla 6.5: Valores representativos de las métricas inerciales seleccionadas para un sujeto ejemplo (a028), diferenciando sensores de tronco y espalda baja en cada condición del protocolo m-CTSIB.

Métrica	OAPF		OCPF		OAPI		OCPI	
	Tronco	Espalda	Tronco	Espalda	Tronco	Espalda	Tronco	Espalda
Jerk $\left[\frac{m^2}{s^5}\right]$	0.73	0.86	0.82	0.69	1.66	1.12	2.61	1.52
Jerk eje AP $\left[\frac{m^2}{s^5}\right]$	0.47	0.54	0.61	0.46	1.33	0.62	2.33	1.21
Jerk eje ML $\left[\frac{m^2}{s^5}\right]$	0.26	0.32	0.21	0.24	0.33	0.50	0.29	0.29
P-P Jerk $\left[\frac{m}{s^3}\right]$	0.57	0.81	1.23	1.27	1.13	0.79	1.57	1.40
P-P Jerk eje AP $\left[\frac{m}{s^3}\right]$	1.08	1.42	2.04	1.91	2.10	1.47	2.56	2.23
P-P Jerk eje ML $\left[\frac{m}{s^3}\right]$	0.92	1.19	0.90	0.98	1.11	1.21	0.96	0.89
SPL $\left[\frac{m}{s^2}\right]$	5.73	6.23	5.65	5.30	8.17	7.05	10.20	8.01
RMS Vel. Ang. $\left[\frac{rad}{s}\right]$	0.78	0.68	0.85	0.66	0.86	0.69	1.18	0.82
TAV $\left[\frac{rad}{s}\right]$	0.68	0.55	0.57	0.52	0.74	0.57	0.99	0.70
Área Elipse 95 % $\left[\frac{m^2}{s^4}\right]$	0.01	0.02	0.01	0.02	0.02	0.05	0.03	0.02

6.2.4. Comportamiento del Jerk en el plano AP-ML

Considerando que el Jerk para ambos sensores, se mantiene como la métrica con mejor ranking, la presentación visual de la información se mantendrá acorde al Jerk, en este caso en ambos ejes (AP-ML). Esta representación permite explorar y visualizar la dirección predominante del movimiento y la organización espacial de las compensaciones posturales.

La Figura 6.2 muestra un ejemplo representativo de la trayectoria del Jerk proyectado en el plano AP-ML para la región de la espalda baja y el tronco durante dos pruebas de equilibrio estático.

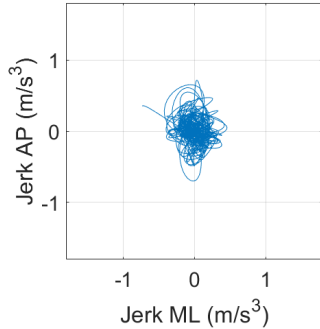
En ambas regiones, la representación bidimensional del Jerk permite identificar patrones de dispersión espacial asociados a la magnitud y rapidez de las compensaciones posturales, los cuales no resultan evidentes al analizar únicamente las señales temporales de forma unidimensional. En este sentido, el análisis en el plano AP-ML aporta información complementaria sobre la organización y estabilidad del control dinámico del equilibrio.

6.3. Análisis Estadístico

6.3.1. Test de Normalidad

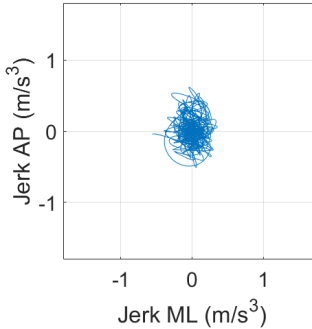
La normalidad de las distribuciones se evaluó mediante el test de Shapiro–Wilk para cada métrica y condición del protocolo m-CTSIB. En la mayoría de los casos se obtuvieron valores de $p < 0,05$, lo que indicó desviaciones significativas respecto

Jerk en el plano AP-ML (Espalda)



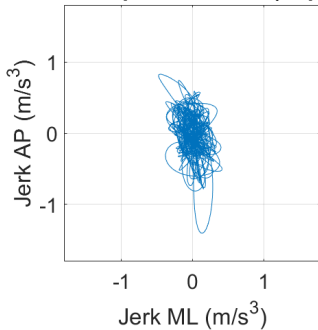
(a) Trayectoria del Jerk en el plano AP-ML para la región de la espalda baja en la condición OAPF.

Jerk en el plano AP-ML (Tronco)



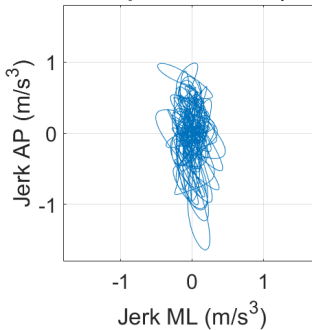
(b) Trayectoria del Jerk en el plano AP-ML para la región de la espalda baja en la condición OAPF.

Jerk en el plano AP-ML (Espalda)



(c) Trayectoria del Jerk en el plano AP-ML para la región de la espalda baja en la condición OCPI.

Jerk en el plano AP-ML (Tronco)



(d) Trayectoria del Jerk en el plano AP-ML para la región de la espalda baja en la condición OCPI.

Figura 6.2: Ejemplo representativo de la proyección del Jerk en el plano AP-ML para los sensores ubicados en (a y c) la espalda baja y (b y d) el tronco durante las condiciones menos desafiantes (a) y (b), y la condición más desafiante (c) y (d).

a una distribución normal. Este comportamiento fue consistente a través de distintas métricas y condiciones experimentales, particularmente en aquellas asociadas a mayor demanda sensorial.

En consecuencia, se rechazó el supuesto de normalidad y se optó por el uso de métodos estadísticos no paramétricos en los análisis posteriores, incluyendo el test de Friedman para la comparación entre condiciones y la correlación de Spearman

para la validación entre sistemas de medición.

6.3.2. Caracterización descriptiva de los datos

Previamente a los análisis comparativos y de validación, se realizó una caracterización descriptiva de las métricas de equilibrio obtenidas a partir de los sensores inerciales y del sistema de captura de movimiento. Esta etapa tuvo como objetivo describir el comportamiento general de los datos, su variabilidad y su distribución bajo las distintas condiciones del protocolo m-CTSIB.

Para cada métrica y condición experimental, se calcularon medidas de tendencia central y dispersión. Dado el comportamiento no normal de la mayoría de las variables, la descripción de los datos se realizó principalmente mediante la mediana y el rango intercuartílico (Q1-Q3), complementadas con medidas de variabilidad como la desviación estándar, el rango y el coeficiente de variación en condiciones estables. En las Tablas 6.6 y 6.7, se encuentran los valores de la métrica de Jerk.

La inspección descriptiva de los datos evidenció un incremento progresivo de la magnitud del Jerk a medida que aumentó la dificultad de las condiciones del protocolo m-CTSIB, particularmente al pasar de tareas con ojos abiertos a ojos cerrados y sobre superficie inestable. Este comportamiento fue consistente en ambos sensores inerciales, observándose valores más elevados en la condición OCPI para todos los grupos etarios.

Adicionalmente, se observó una mayor dispersión de los datos en las condiciones de mayor demanda sensorial, reflejada en el ensanchamiento del rango intercuartílico, especialmente en los grupos de mayor edad. En particular, el grupo D presentó no

solo medianas más elevadas, sino también una mayor variabilidad intra-grupo, lo que sugiere estrategias de control postural más heterogéneas bajo condiciones desafiantes. Estas tendencias fueron más pronunciadas en el sensor ubicado en el tronco, lo que indica una mayor amplificación de las oscilaciones posturales a nivel proximal.

Tabla 6.6: Mediana [Q1–Q3] del Jerk medido en la espalda baja para cada grupo y condición del protocolo m-CTSIB.

Grupo	OAPF	OCPF	OAPI	OCPI
Grupo A	0.81 [0.51–0.86]	1.04 [0.67–1.64]	0.85 [0.63–2.10]	1.49 [1.22–3.28]
Grupo B	0.43 [0.35–0.45]	0.60 [0.42–0.78]	0.76 [0.63–1.06]	1.25 [0.98–1.90]
Grupo C	0.45 [0.39–0.69]	0.60 [0.44–1.00]	0.84 [0.64–1.02]	1.20 [1.09–1.68]
Grupo D	0.97 [0.50–1.86]	1.88 [0.64–3.26]	3.00 [0.87–7.16]	3.39 [2.14–8.71]

Tabla 6.7: Mediana [Q1–Q3] del Jerk medido en el tronco para cada grupo y condición del protocolo m-CTSIB.

Grupo	OAPF	OCPF	OAPI	OCPI
Grupo A	0.68 [0.50–0.91]	1.20 [0.73–1.84]	1.27 [0.92–3.47]	2.21 [1.43–5.33]
Grupo B	0.46 [0.32–0.60]	0.60 [0.43–1.03]	1.02 [0.70–1.87]	1.87 [1.15–3.06]
Grupo C	0.56 [0.48–0.79]	0.64 [0.52–0.83]	0.87 [0.65–1.17]	1.51 [0.98–2.37]
Grupo D	1.14 [0.58–2.13]	1.83 [0.77–3.97]	4.16 [0.92–7.37]	6.27 [2.92–13.32]

Al analizar de forma descriptiva el conjunto completo de métricas de equilibrio, se observó un incremento progresivo de sus valores medianos a medida que aumentó la dificultad de las condiciones del protocolo m-CTSIB, desde OAPF hasta OCPI. Este patrón fue consistente en métricas dinámicas, angulares y de oscilación postural, lo que confirma una respuesta coherente del sistema frente a mayores demandas sensoriales.

Las métricas basadas en Jerk, tanto lineales como angulares, presentaron los mayores incrementos relativos y una mayor dispersión bajo condiciones desafiantes, evidenciada por el ensanchamiento del rango intercuartílico. En contraste, las métri-

cas angulares y de oscilación mostraron aumentos más graduales, reflejando ajustes posturales de menor velocidad y mayor amplitud.

Los valores detallados de las medidas descriptivas para todas las métricas y condiciones se presentan en las tablas incluidas en el Anexo D, mientras que en esta sección se enfatizan las tendencias generales observadas, las cuales fundamentan los análisis comparativos y de validación que se desarrollan posteriormente.

6.3.3. Comparación entre condiciones

El análisis de Friedman mostró que múltiples métricas presentaron diferencias estadísticamente significativas entre las cuatro condiciones del protocolo m-CTSIB ($p < 0,05$). Las métricas que evidenciaron diferencias más consistentes incluyeron:

- Jerk (IMU y MoCap).
- Métricas de oscilación en los ejes AP y ML (RMS y STD).
- Área de la elipse de confianza al 95 %.
- Longitud de trayectoria (SPL).

En particular, las métricas asociadas al Jerk y a la oscilación espacial presentaron los mayores tamaños de efecto, con valores de Kendall's W elevados ($W \approx 0.60-0.70$), lo que indica una alta sensibilidad a los cambios en la demanda sensorial. En contraste, las métricas angulares basadas en rangos y valores RMS de roll, pitch y yaw mostraron tamaños de efecto bajos a moderados ($W \approx 0.08-0.25$), reflejando una menor capacidad discriminativa entre condiciones.

En conjunto, los valores de Kendall's W oscilaron entre 0.25 y 0.70, lo que sugiere que las condiciones sensoriales influyen de manera sistemática sobre la estabilidad postural, con un impacto más marcado en métricas dinámicas y espaciales que en métricas puramente angulares.

Los análisis post-hoc (Wilcoxon con corrección por comparaciones múltiples) mostraron diferencias significativas principalmente entre:

- Superficie firme vs superficie inestable: OAPF/OCPF < OAPI/OCPI.
- Ojos abiertos vs ojos cerrados: OAPF < OAPI y OCPF < OCPI.

6.3.4. Comparaciones pareadas entre condiciones

El análisis entre condiciones mediante el test de Friedman mostró diferencias estadísticamente significativas para la mayoría de las métricas evaluadas en ambos sensores inerciales (tronco y espalda baja). En particular, las métricas dinámicas asociadas al Jerk (RMS y global), la velocidad angular total media (TAV) y las métricas espaciales de oscilación (SPL, MV y área de la elipse al 95 %) presentaron valores de $p < 0,001$ y tamaños de efecto elevados (Kendall's $W \approx 0,5 - 0,7$).

Las comparaciones post-hoc evidenciaron diferencias significativas entre prácticamente todas las combinaciones de condiciones, destacando un incremento progresivo de los valores de las métricas al aumentar la dificultad sensorial del protocolo (de OAPF a OCPI).

En contraste, las métricas angulares basadas en RMS y rango de yaw, pitch y roll mostraron tamaños de efecto bajos ($W < 0,15$), indicando una menor sensibilidad a los cambios de condición.

6.3.5. Comparación entre grupos etarios

El análisis inter-grupo mostró que las métricas que presentaron diferencias estadísticamente significativas entre grupos etarios correspondieron principalmente a variables dinámicas y espaciales. En particular, las métricas de Jerk (RMS y global) y las métricas de oscilación medio-lateral (RMS, desviación estándar y rango) presentaron diferencias significativas entre grupos en condiciones OAPF y OCPF, con valores de Kruskal-Wallis $p < 0,05$ y tamaños de efecto pequeños a moderados (Kendall's $W \approx 0,10 - 0,20$).

Las comparaciones post-hoc indicaron menores valores de Jerk y oscilación en los grupos de menor edad (Grupo B y Grupo C) en comparación con el Grupo A. En contraste, las métricas angulares simples (RMS y rango de yaw, pitch y roll) presentaron una menor frecuencia de diferencias inter-grupo y tamaños de efecto reducidos ($W < 0,1$).

La Figura 6.3 muestra la evolución de la mediana de RMS Jerk para cada grupo etario a lo largo de las cuatro condiciones del protocolo m-CTSIB. Se observa un incremento progresivo de la mediana al aumentar la dificultad de la tarea, particularmente al introducir superficie inestable y restricción visual. Se puede observar, que grupos de mayor edad presentan valores consistentemente más elevados en todas las condiciones, con una separación más marcada en OAPI y OCPI, lo que es coherente con los resultados obtenidos mediante los análisis estadísticos no paramétricos.

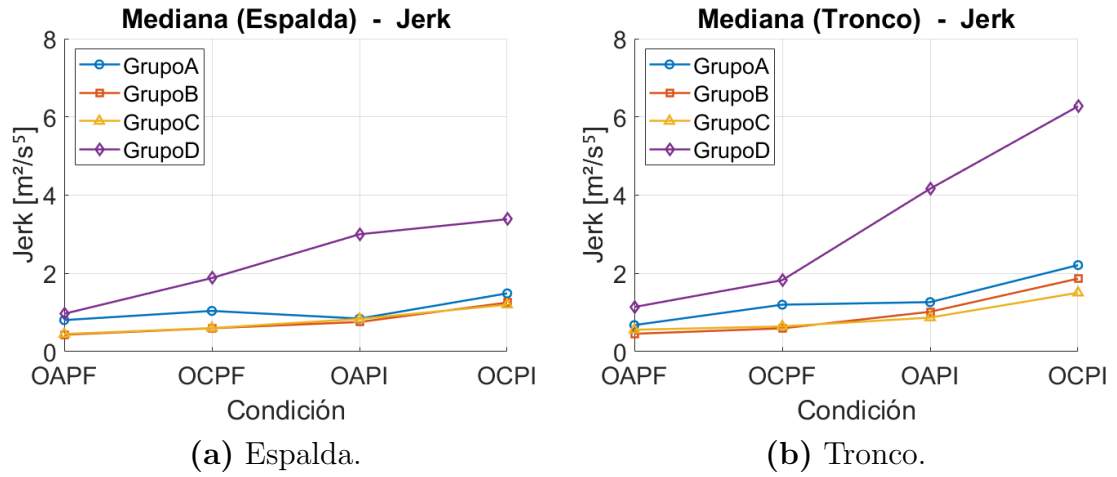


Figura 6.3: Medianas de Jerk por grupo etario y condición del m-CTSIB para los sensores de espalda baja y tronco.

6.3.6. Validación IMU vs MoCap

La validación entre el sistema IMU y el sistema MoCap mostró un desempeño diferencial según el tipo de métrica analizada. Las métricas lineales de Jerk presentaron una concordancia global alta entre sistemas, evidenciada por coeficientes elevados de correlación de Spearman y valores de ICC en rangos moderados a altos, siendo el RMS del Jerk la métrica con mejor desempeño global en ambos sensores (Tabla 6.8). Estos resultados indican que las métricas lineales de Jerk preservan tanto el orden relativo entre sujetos como la similitud numérica entre sistemas.

Tabla 6.8: Concordancia global entre IMU y MoCap para métricas lineales de Jerk.

Métrica	Sensor	ρ	ICC	Nivel de acuerdo
RMS Jerk	Espalda	0.86	0.87	Alto
RMS Jerk	Tronco	0.87	0.88	Alto
Jerk total	Espalda	0.86	0.74	Moderado–alto
Jerk total	Tronco	0.87	0.76	Moderado–alto
P-P Jerk	Ambos	~ 0.80	0.77	Moderado–alto

En contraste, las métricas angulares basadas en RMS presentaron asociaciones bajas a moderadas y una concordancia absoluta limitada, particularmente en el eje yaw, donde los valores de ICC fueron cercanos a cero o negativos, lo que sugiere una ausencia de acuerdo absoluto entre sistemas (Tabla 6.9). No obstante, las métricas basadas en rangos angulares de pitch y roll mostraron un mejor desempeño, con asociaciones y concordancias moderadas a altas.

Tabla 6.9: Concordancia global entre IMU y MoCap para métricas angulares.

Métrica	Sensor	ρ	ICC	Interpretación
RMS Roll	Ambos	0.39–0.51	0.25–0.44	Baja concordancia
RMS Pitch	Ambos	0.44–0.48	~ 0.31	Baja concordancia
RMS Yaw	Ambos	0.29–0.47	≤ 0	No intercambiable
Rango Roll	Ambos	0.61–0.64	0.62–0.78	Moderada–alta
Rango Pitch	Ambos	0.68–0.77	0.81–0.83	Alta
Rango Yaw	Tronco	0.49–0.57	0.48	Moderada

Para las métricas de oscilación, se evaluó únicamente la asociación monotónica mediante la correlación de Spearman, dado que las señales IMU y MoCap no comparten necesariamente la misma escala. En este caso, las métricas en dirección anteroposterior y aquellas relacionadas con el trayecto de oscilación (SPL y MV) mostraron asociaciones moderadas a altas, mientras que las métricas medio-laterales y basadas en elipsoide presentaron mayor variabilidad según sensor y condición (Tabla 6.10). En el anexo E, se encuentran los valores de todas las métricas evaluadas en ambos sensores.

Al analizar los diagramas de dispersión IMU vs MoCap (Figuras 6.4 y 6.5), se observa una relación monotónica positiva entre ambos sistemas en todas las condiciones del protocolo m-CTSIB. La dispersión de los puntos alrededor de la recta de ajuste es reducida en condiciones de menor exigencia postural (OAPF y OCPF),

Tabla 6.10: Asociación monotónica global (Spearman) entre IMU y MoCap para métricas de oscilación.

Métrica	Dirección	ρ	Interpretación
RMS / STD	AP	0.68–0.71	Moderada–alta
Rango	AP	0.70–0.72	Alta
SPL / MV	AP–ML	0.81–0.83	Alta
RMS / STD	ML	0.29–0.56	Baja–moderada
Área de Elipse 95 %	AP–ML	0.52–0.68	Moderada

mientras que en condiciones más desafiantes (OAPI y OCPI) se aprecia una mayor variabilidad, asociada a valores elevados de la métrica Jerk. Este patrón sugiere que, si bien la asociación entre sistemas se mantiene, la precisión relativa tiende a disminuir levemente a medida que aumenta la magnitud del movimiento.

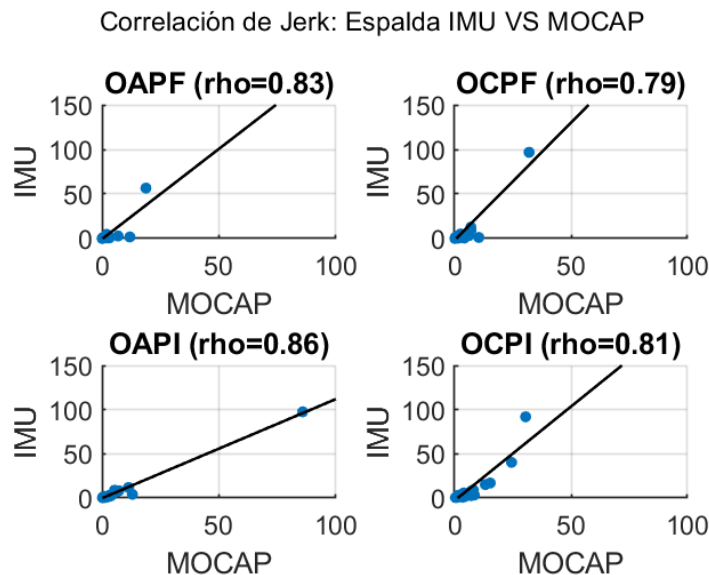


Figura 6.4: Diagramas de dispersión IMU vs MoCap para la métrica Jerk, estratificados por condición del protocolo m-CTSIB (OAPF, OCPF, OAPI y OCPI). Cada punto representa un sujeto ($n=60$); la línea continua corresponde al ajuste lineal. Se indica el coeficiente de correlación de Spearman (ρ).

La Figura 6.6 muestra los gráficos de Bland–Altman para la métrica Jerk, comparando las estimaciones obtenidas mediante IMU y MoCap para los sensores ubicados

Correlación de Jerk: Tronco IMU VS MOCAP

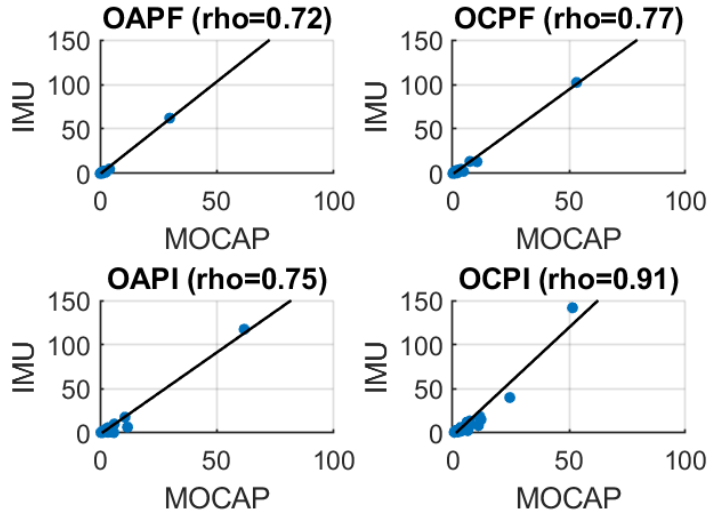


Figura 6.5: Diagramas de dispersión IMU vs MoCap para la métrica Jerk, estratificados por condición del protocolo m-CTSIB (OAPF, OCPF, OAPI y OCPI). Cada punto representa un sujeto ($n=60$); la línea continua corresponde al ajuste lineal. Se indica el coeficiente de correlación de Spearman (ρ).

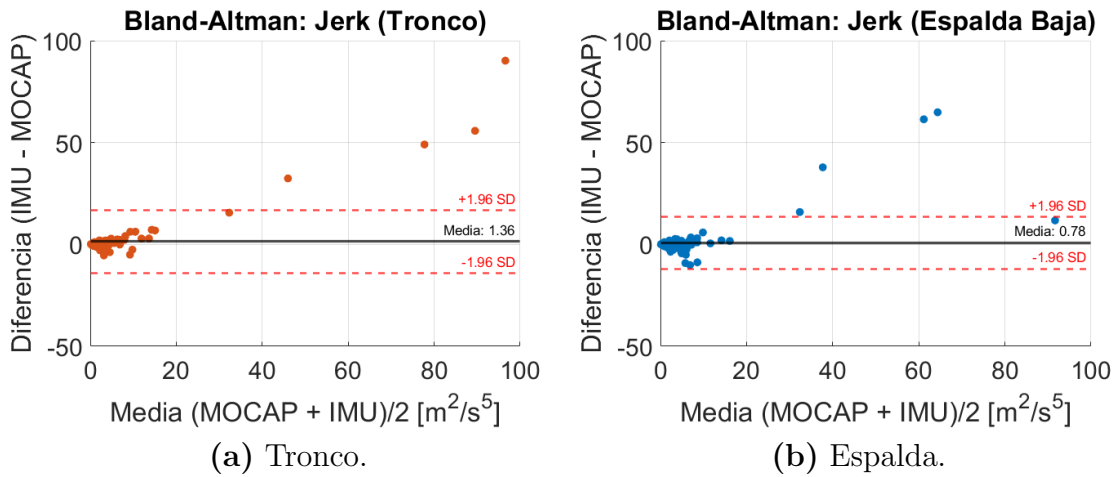


Figura 6.6: Gráficos de Bland–Altman para la métrica Jerk obtenida a partir de IMU y MoCap. En (a) se muestra la comparación para el sensor en el tronco y en (b) para el sensor en la espalda. La línea negra continua representa el sesgo medio (IMU–MoCap), mientras que las líneas rojas discontinuas indican los límites de acuerdo al 95 % ($\text{media} \pm 1.96 \text{ DE}$).

en el tronco y la espalda. En ambos casos, el sesgo medio fue bajo y positivo, indicando que, en promedio, los IMUs tienden a estimar valores levemente superiores a los del sistema de captura óptica (tronco: media $\approx 1,22$; espalda: media $\approx 0,73$).

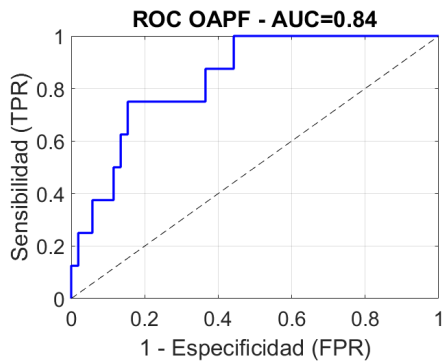
La mayoría de los puntos se ubica dentro de los límites de acuerdo del 95 %. Sin embargo, se observa una mayor dispersión de las diferencias para valores elevados de la media. Este comportamiento es más evidente en el sensor ubicado en el tronco, donde algunos sujetos presentan diferencias positivas de mayor magnitud. Además, la variabilidad de las diferencias tiende a aumentar en correspondencia con valores más altos de la métrica Jerk.

6.3.7. Constructo Equilibrio, comparación con BBS

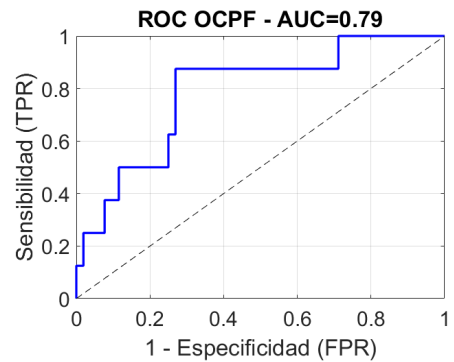
Las Figuras 6.7 y 6.8 muestran las curvas ROC asociadas a los modelos de regresión logística basados en la métrica Jerk para cada condición del protocolo m-CTSIB, utilizando los sensores ubicados en la espalda baja y en el tronco, respectivamente.

En el caso del sensor ubicado en la espalda (Figura 6.7), las curvas ROC se sitúan por encima de la diagonal de no discriminación en todas las condiciones evaluadas. La condición OAPF presenta la mayor separación respecto a la diagonal, lo que se corresponde con el mayor valor de AUC observado para esta configuración. En las condiciones con mayor demanda sensorial, las curvas mantienen una forma similar, aunque con valores de sensibilidad y especificidad ligeramente inferiores en comparación con la condición OAPF.

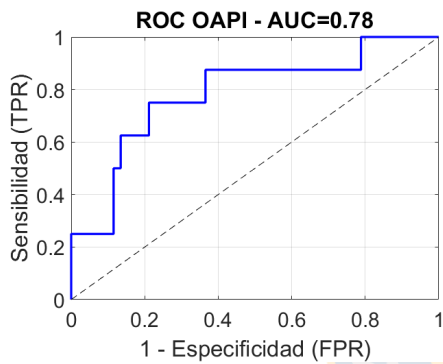
Para el sensor ubicado en el tronco (Figura 6.8), las curvas ROC también se encuentran por encima de la línea de no discriminación en las distintas condiciones



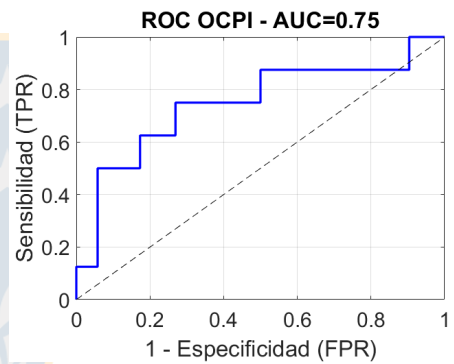
(a) Condición: Ojos abiertos, superficie firme



(b) Condición: Ojos cerrados, superficie firme



(c) Condición: Ojos abiertos, superficie inestable



(d) Condición: Ojos cerrados, superficie inestable

Figura 6.7: Curvas ROC obtenidas a partir de modelos de regresión logística univariados utilizando la métrica Jerk medida con el sensor ubicado en la espalda baja, para la discriminación de sujetos con y sin riesgo de caída según la Escala de Berg (punto de corte: 45). Cada subfigura corresponde a una condición del protocolo m-CTSIB: (a) OAPF, (b) OCPF, (c) OAPI y (d) OCPI.

analizadas. La condición OAPI presenta una curva más convexa en comparación con las demás, asociada a valores de sensibilidad y especificidad más elevados. En las otras condiciones, las curvas mantienen una forma similar, con valores de AUC que indican una capacidad de discriminación entre participantes con y sin riesgo de caída.

La Tabla 6.11 resume los valores del área bajo la curva (AUC), junto con sus intervalos de confianza al 95% y el valor p asociado, para las condiciones OAPF

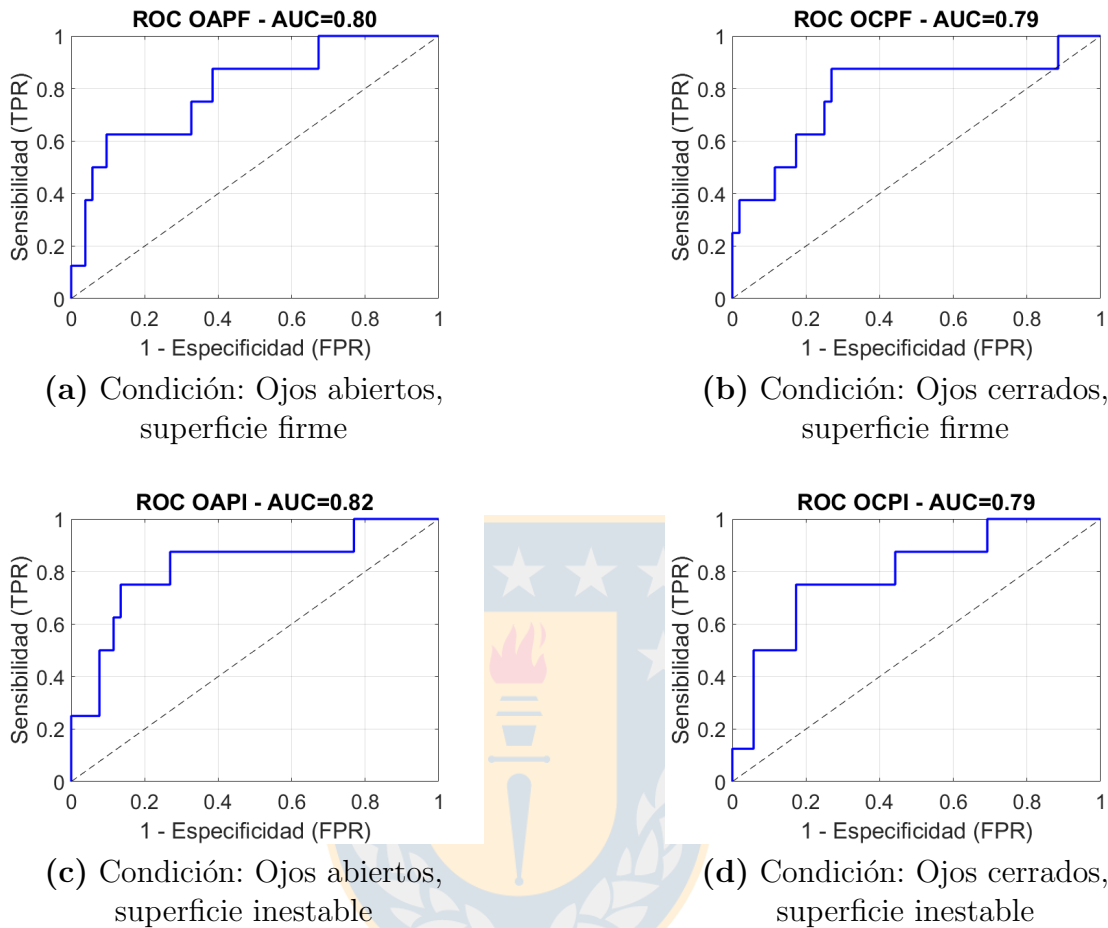


Figura 6.8: Curvas ROC obtenidas a partir de modelos de regresión logística univariados utilizando la métrica Jerk medida con el sensor ubicado en el tronco, para la discriminación de sujetos con y sin riesgo de caída según la Escala de Berg (punto de corte: 45). Cada subfigura corresponde a una condición del protocolo m-CTSIB: (a) OAPF, (b) OCPF, (c) OAPI y (d) OCPI.

y OCPI del protocolo m-CTSIB. Para el sensor de la espalda, los valores de AUC oscilan entre 0.73 y 0.84 en OAPF y entre 0.73 y 0.79 en OCPI, dependiendo de la métrica considerada. En el caso del sensor del tronco, los valores de AUC se sitúan entre 0.71 y 0.80 en la condición OAPF y entre 0.69 y 0.80 en la condición OCPI. Entre las métricas evaluadas, Jerk y SPL presentan los valores de AUC más altos en la condición OAPF para el sensor lumbar, mientras que en la condición OCPI se observan valores de AUC similares entre ambas ubicaciones de sensores para la

mayoría de las métricas.

Tabla 6.11: Capacidad discriminativa de métricas inerciales para identificar riesgo de caída ($BBS < 45$) en las condiciones extremas del protocolo m-CTSIB: OAPF (condición estable) y OCPI (condición más desafiante).

Métrica	Condición	AUC (IC95 %, p)	
		Espalda	Tronco
Jerk	OAPF	0.84 (0.68–0.95), 0.001	0.80 (0.61–0.97), 0.002
Jerk	OCPI	0.75 (0.50–0.93), 0.029	0.79 (0.59–0.95), 0.006
P-P Jerk	OAPF	0.73 (0.53–0.89), 0.047	0.73 (0.53–0.92), 0.015
P-P Jerk	OCPI	0.73 (0.54–0.89), 0.013	0.78 (0.58–0.94), 0.006
SPL	OAPF	0.84 (0.70–0.96), <0.001	0.79 (0.59–0.94), 0.007
SPL	OCPI	0.76 (0.52–0.94), 0.020	0.80 (0.61–0.96), 0.004
RMS Vel. Ang	OAPF	0.78 (0.60–0.92), 0.004	0.71 (0.49–0.89), 0.027
RMS Vel. Ang	OCPI	0.79 (0.59–0.94), 0.007	0.69 (0.44–0.91), 0.071

6.4. Interfaz final

Con base en los resultados del análisis estadístico y de validación entre sistemas, se presenta en la Fig. 6.9 la interfaz final del sistema. En esta versión se incorpora, respecto al diseño inicial, un módulo destinado a la visualización de las señales de Jerk en los ejes antero–posterior (AP) y medio–lateral (ML), tanto para el sensor ubicado en el tronco como en la espalda.

Las métricas desplegadas en la interfaz corresponden a aquellas que demostraron mayor robustez estadística y relevancia funcional en los análisis previos, incluyendo métricas dinámicas de Jerk y métricas espaciales de oscilación seleccionadas mediante el ranking. De este modo, la interfaz prioriza variables que mostraron sensibilidad a las condiciones posturales, capacidad discriminativa entre grupos y consistencia entre sistemas de medición, facilitando su interpretación clínica y operativa.

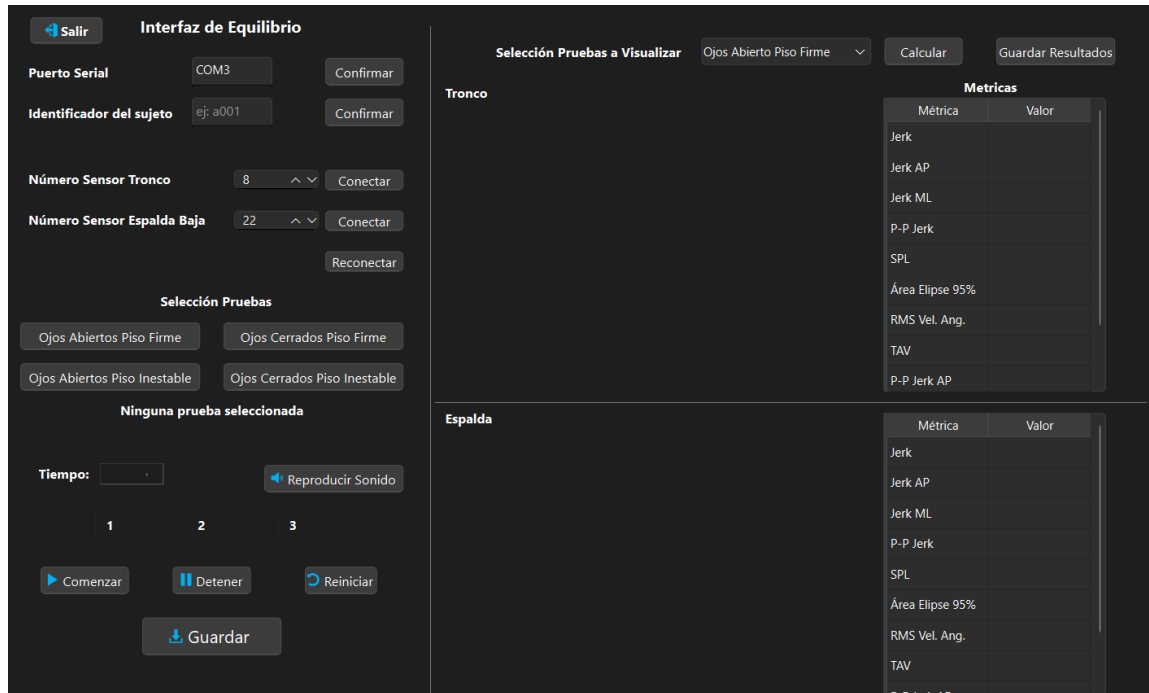


Figura 6.9: Interfaz gráfica final utilizada para la adquisición de datos y el despliegue de información.

6.5. Conclusión

En este capítulo se presentaron y analizaron de manera sistemática los resultados obtenidos a partir de señales adquiridas mediante sensores inerciales (IMU) y un sistema de captura de movimiento (MoCap) durante las distintas condiciones del protocolo m-CTSIB. En conjunto, los análisis confirmaron que las métricas dinámicas (derivadas de Jerk) y las métricas espaciales de oscilación postural son sensibles a cambios en la disponibilidad sensorial, permitiendo caracterizar de manera consistente el comportamiento del control postural bajo distintas demandas.

El análisis intra-grupo evidenció diferencias significativas entre condiciones, particularmente al comparar superficie firme versus inestable, así como visión disponible

versus restringida. Este patrón respalda la validez del protocolo experimental para modular la dificultad del equilibrio y generar respuestas posturales diferenciables a nivel de métricas. Además, el análisis inter-grupo mostró que un subconjunto de métricas —principalmente dinámicas y espaciales— presenta capacidad discriminativa entre grupos etarios, lo que sugiere su potencial utilidad para identificar cambios asociados al envejecimiento y/o deterioro del control del equilibrio.

La comparación entre sistemas IMU y MoCap mostró un desempeño diferencial según el tipo de métrica. Las métricas lineales de Jerk presentaron alta concordancia entre métodos, evidenciada por asociaciones monotónicas elevadas y valores de ICC en rangos moderados a altos, lo cual sugiere que estas variables son comparables entre sistemas tanto en términos de orden relativo entre sujetos como de similitud numérica. En contraste, las métricas angulares presentaron un comportamiento más dependiente del eje y de la ubicación del sensor, con concordancia limitada en particular para yaw, lo que indica que estas mediciones no son directamente intercambiables entre IMU y MoCap bajo el procesamiento implementado. Para las métricas de oscilación, se observó una asociación consistente en el orden relativo entre sujetos (Spearman), especialmente en la dirección antero–posterior y en métricas integrales del trayecto (SPL y MV), lo que respalda su utilidad comparativa aun cuando la escala absoluta entre sistemas pueda diferir.

El análisis mediante regresión logística y curvas ROC evidenció valores de AUC moderados a altos en varias métricas, particularmente en aquellas relacionadas con la dinámica del movimiento, como Jerk y métricas derivadas de la oscilación postural. Igualmente, se observó que el desempeño de las métricas varía según la condición del protocolo m-CTSIB y la ubicación del sensor, con diferencias en los valores de AUC entre el sensor ubicado en la región lumbar y el sensor ubicado en el tronco. En

general, ambas ubicaciones mostraron capacidad discriminativa en las condiciones evaluadas, con valores de AUC comprendidos aproximadamente entre 0.69 y 0.84 para las métricas analizadas.

En conjunto, los hallazgos respaldan el uso de IMUs como una herramienta práctica para cuantificar equilibrio en tareas estáticas, especialmente mediante métricas dinámicas (Jerk) y espaciales (trayectoria y elipse), que mostraron sensibilidad a la demanda sensorial y consistencia entre sistemas. Si bien MoCap continúa siendo el método de referencia, los resultados sugieren que el sistema inercial propuesto puede utilizarse para evaluación funcional y seguimiento, con especial cautela en métricas angulares dependientes de yaw, donde la intercambiabilidad entre métodos es limitada.



Capítulo 7. Conclusión

El presente trabajo tuvo como objetivo desarrollar, validar y evaluar un sistema de cuantificación del equilibrio estático basado en procesamiento de señales inerciales, mediante la estimación de métricas cinemáticas, dinámicas y espaciales relevantes para el control postural. Para ello, se implementó un pipeline completo que integró sensores inerciales (IMU) ubicados en el tronco y la región lumbar, junto con un sistema de referencia OptiTrack[®], permitiendo analizar de manera paralela y comparativa múltiples parámetros posturales bajo distintas condiciones sensoriales del protocolo m-CTSIB. De este modo, el trabajo no se limitó al desarrollo algorítmico, sino que culminó en el diseño de una solución funcional que facilita la medición objetiva del equilibrio y su visualización, orientada a apoyar el trabajo clínico.

Los resultados demostraron que las métricas dinámicas y espaciales derivadas de las señales inerciales -incluyendo jerk lineal, métricas de oscilación y descriptores como la elipse de confianza - presentan patrones coherentes con la literatura sobre control postural y son sensibles a variaciones inducidas por cambios en la superficie de apoyo y la disponibilidad visual. En particular, estas métricas discriminaron de forma consistente entre condiciones experimentales, confirmando su capacidad para reflejar aumentos en la demanda del control postural.

En términos de validación externa, la comparación entre IMU y el sistema de captura de movimiento evidenció que las métricas de jerk lineal presentan una concordancia elevada entre métodos, caracterizada por asociaciones monotónicas altas y un acuerdo absoluto adecuado, manteniéndose de forma estable a través de las distintas condiciones del protocolo. En contraste, las métricas angulares simples y

algunas componentes del jerk angular mostraron mayor variabilidad y menor acuerdo absoluto, lo que sugiere que su uso requiere una selección cuidadosa de variables y una interpretación dependiente del eje y del procesamiento implementado.

Respecto a la relación con la Escala de Balance de Berg (BBS), los análisis de regresión logística y las curvas ROC mostraron que diversas métricas derivadas de sensores inerciales presentan capacidad discriminativa moderada a alta para diferenciar entre participantes con y sin riesgo de caída. Entre las métricas evaluadas, aquellas relacionadas con la dinámica del movimiento, como Jerk y métricas derivadas de la oscilación postural, presentaron los valores de AUC más elevados en varias condiciones del protocolo m-CTSIB. En particular, la condición de ojos abiertos sobre superficie inestable (OAPI) presentó valores de AUC relativamente altos para varias métricas, evidenciando su utilidad para caracterizar el control postural bajo mayores demandas sensoriales.

No obstante, estos resultados deben interpretarse considerando que el riesgo de caída es un fenómeno multifactorial, influenciado también por variables clínicas y funcionales como la edad, la fuerza muscular o la velocidad de la marcha, las cuales no fueron incluidas en los modelos utilizados en este estudio.

Además, los resultados evidenciaron que el sensor ubicado en el tronco y el sensor en la región lumbar aportan información complementaria para la evaluación del equilibrio. De manera general, el tronco tendió a capturar con mayor sensibilidad cambios bajo restricción visual, mientras que la región lumbar mostró un mejor desempeño en condiciones de base estable, lo que respalda el potencial del uso combinado de ambos sensores para fortalecer futuras estrategias de evaluación.

En conjunto, esta tesis respalda el uso de sensores inerciales como una herra-

mienta válida y accesible para la evaluación objetiva del equilibrio estático, con potencial aplicación en contextos clínicos y de prevención. La integración de métricas instrumentadas con evaluaciones tradicionales como la BBS abre la posibilidad de desarrollar herramientas de apoyo a la decisión clínica más sensibles al cambio y útiles para seguimiento.

7.1. Trabajo futuro

Como líneas de trabajo futuro, se propone extender el sistema desarrollado hacia modelos multivariados que integren simultáneamente métricas dinámicas, espaciales y angulares, con el objetivo de mejorar la capacidad predictiva respecto al riesgo de caída. Asimismo, resulta relevante incorporar en estos modelos variables clínicas y funcionales, tales como la edad, la fuerza muscular o la velocidad de la marcha, considerando que el riesgo de caída es un fenómeno multifactorial. Igualmente, resulta pertinente ampliar el análisis a tareas dinámicas de equilibrio y marcha, incorporando protocolos funcionales que permitan evaluar la generalización de las métricas seleccionadas.

Desde una perspectiva clínica, se plantea validar el sistema en poblaciones específicas (por ejemplo, personas con enfermedad de Parkinson, vestibulopatías o antecedentes de caídas), así como evaluar su utilidad en estudios longitudinales para el seguimiento de la evolución del equilibrio y la respuesta a intervenciones terapéuticas.

Finalmente, se considera como proyección la optimización de la interfaz y la automatización de reportes, con el fin de facilitar su uso en entornos clínicos reales como herramienta de apoyo a la decisión.

Bibliografía

- [1] S. Kanamiya and T. Ota, “Ankle and hip balance control strategies with perturbed standing posture,” *Gait & Posture*, vol. 38, no. 4, pp. 872–876, 2013.
- [2] E. Lindell, “Dizziness and benign paroxysmal positional vertigo among older adults - health-related quality of life and associated factors,” 2020. [Online]. Available: <https://api.semanticscholar.org/CorpusID:226092183>
- [3] Interempresas, “Posturógrafo neurocom smart equitest,” 2024, accedido: 10 de noviembre de 2024. [Online]. Available: <https://www.interempresas.net/Medico-hospitalario/FeriaVirtual/Producto-Posturografo-Neurocom-Smart-equitest-102631.html>
- [4] M. Latash and D. Levin, “Balance tasks performed on a force platform,” 2017. [Online]. Available: https://www.researchgate.net/figure/Balance-tasks-performed-on-a-force-platform-A-two-legged-stance-B-semi-tandem-C_fig1_314635637
- [5] OptiTrack. (2024) Motion capture systems. [Online]. Available: <https://www.optitrack.com/>
- [6] Industria Embebida Hoy. (2024) Sensor de movimiento y posición de nueve ejes. [Online]. Available: <https://www.industriaembebidahoy.com/sensor-de-movimiento-y-posicion-de-nueve-ejes/>
- [7] M. Alessandrini, A. Micarelli, A. Viziano, I. Pavone, G. Costantini, C. Casali, F. Paolizzo, and G. Saggio, “Body-worn triaxial accelerometer coherence and

- reliability related to static posturography in unilateral vestibular failure,” *Acta Otorhinolaryngologica Italica*, vol. 37, no. 3, pp. 231–236, Jun 2017.
- [8] M. Mancini and F. B. Horak, “The relevance of clinical balance assessment tools to differentiate balance deficits,” *European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine*, vol. 48, no. 2, pp. 273–283, 2012. [Online]. Available: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/22523225/>
- [9] M. Ghislieri, L. Gastaldi, S. Pastorelli, S. Tadano, and V. Agostini, “Wearable inertial sensors to assess standing balance: A systematic review,” *Sensors (Basel)*, vol. 19, no. 19, p. 4075, September 2019. [Online]. Available: <https://doi.org/10.3390/s19194075>
- [10] M. Nassajpour, M. Shuqair, A. Rosenfeld, M. I. Tolea, J. E. Galvin, and B. Ghorraani, “Objective estimation of m-ctsib balance test scores using wearable sensors and machine learning,” *Frontiers in Digital Health*, vol. 6, p. 1366176, Apr. 2024.
- [11] Y. Nkizi and O. Thamsuwan, “Fall risk assessment in active elderly through the use of inertial measurement units: Determining the right postural balance variables and sensor locations,” *Applied Sciences*, vol. 14, no. 23, 2024. [Online]. Available: <https://www.mdpi.com/2076-3417/14/23/11312>
- [12] J. H. J. Allum, C. Candraia, and F. Honegger, “Trunk instability in the pitch, yaw, and roll planes during clinical balance tests: Axis differences and correlations to vhit asymmetries following acute unilateral vestibular loss,” *Brain Sciences*, vol. 14, no. 7, p. 664, 2024.
- [13] 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, no. suppl_2, pp. ii7–ii11, 2006.

- [14] —, *Postural Control*. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 2009, pp. 3212–3219. [Online]. Available: https://doi.org/10.1007/978-3-540-29678-2_4708
- [15] T. E. Prieto, J. B. Myklebust, R. G. Hoffmann, E. G. Lovett, and B. M. Myklebust, “Measures of postural steadiness: differences between healthy young and elderly adults,” *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 43, no. 9, pp. 956–966, 1996.
- [16] World Health Organization. (2021) Falls Fact Sheet. Acceso el 11 de octubre de 2024. [Online]. Available: <https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/falls>
- [17] Instituto Nacional de Estadísticas de Chile. (2022) Cerca de un tercio de la población de Chile en 2050 estaría compuesta por personas mayores. Acceso el 11 de octubre de 2024. [Online]. Available: <https://www.ine.gob.cl/estadisticas/sociales/demografia-y-vitales/demografia-y-migracion/2022/09/27/cerca-de-un-tercio-de-la-poblaci%C3%B3n-de-chile-en-2050-estar%C3%ADa-compuesta-por-personas-mayores>
- [18] G. Ronconi, D. Gatto, M. Ariani, S. Codazza, F. Ingravalle, G. Ferriero, D. Coraci, and P. Ferrara, “Is there any relationship between scoliosis, cervical pain and postural imbalance in parkinson’s disease? a cross-sectional pilot study,” *European Journal of Translational Myology*, vol. 34, no. 2, p. 12354, April 18 2024.

- [19] M. Paramento, E. Passarotto, M. C. Maccarone, M. Agostini, P. Contessa, M. Rubega, E. Formaggio, and S. Masiero, “Neurophysiological, balance and motion evidence in adolescent idiopathic scoliosis: A systematic review,” *PLoS ONE*, vol. 19, no. 5, p. e0303086, 2024.
- [20] H. S. Cohen, A. P. Mulavara, J. Stitz, H. Sangi-Haghpeykar, S. P. Williams, B. T. Peters, and J. J. Bloomberg, “Screening for vestibular disorders using the modified clinical test of sensory interaction and balance and tandem walking with eyes closed,” *Otolaryngology–Head and Neck Surgery*, vol. 40, no. 5, pp. 658–665, Jun. 2019.
- [21] N. Chaikereee, V. Saengsirisuwan, B. Chinsongkram, and R. Boonsinsukh, “Interaction of age and foam types used in clinical test for sensory interaction and balance (ctsib),” *Gait & Posture*, vol. 41, no. 1, pp. 313–315, 2015.
- [22] A. Godfrey, S. Lord, and B. Galna, “Wearable inertial sensors for balance and mobility assessment in clinical applications: A systematic review,” *Sensors*, vol. 15, no. 12, pp. 28 690–28 719, 2015. [Online]. Available: <https://www.mdpi.com/1424-8220/15/12/28690>
- [23] X. Li, H. Xu, and J. T. Cheung, “Gait-force model and inertial measurement unit-based measurements: A new approach for gait analysis and balance monitoring,” *Journal of Exercise Science & Fitness*, vol. 14, no. 2, pp. 60–66, 2016.
- [24] R. Felius, M. Geerars, S. Bruijn, N. Wouda, J. Van Dieën, and M. Punt, “Reliability of imu-based balance assessment in clinical stroke rehabilitation,” *Gait & Posture*, vol. 98, pp. 62–68, 2022. [Online]. Available: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636222004702>

- [25] A. Shumway-Cook and M. H. Woollacott, *Motor control: Theory and practical applications*. Lippincott Williams & Wilkins, 2000.
- [26] R. J. Peterka, “Sensorimotor integration in human postural control,” *Journal of Neurophysiology*, vol. 88, no. 3, pp. 1097–1118, 2002.
- [27] H. S. Cohen and H. Sangi-Haghpeykar, “Differences in responses on the modified clinical test of sensory interaction and balance on medium firm and medium density foam in healthy controls and patients with vestibular disorders,” *Biomed Hub*, vol. 5, no. 1, pp. 1548–1555, 2020.
- [28] K. M. Guskiewicz and D. H. Perrin, “Research and clinical applications of assessing balance,” *Journal of Sport Rehabilitation*, vol. 5, no. 1, pp. 45–63, 1996.
- [29] F. B. Horak and L. M. Nashner, “Central programming of postural movements: adaptation to altered support-surface configurations,” *Journal of Neurophysiology*, vol. 55, no. 6, pp. 1369–1381, 1986.
- [30] N. Vanicek, S. A. King, R. Gohil, I. C. Chetter, and P. A. Coughlin, “Computerized dynamic posturography for postural control assessment in patients with intermittent claudication,” *Journal of Visualized Experiments*, no. 82, p. e51077, 2013.
- [31] K. E. Cullen, “The vestibular system: Multimodal integration and encoding of self-motion for motor control,” *Trends in Neurosciences*, vol. 35, no. 3, pp. 185–196, 2012.
- [32] L. M. Nashner, P. S. Black, and C. Wall, “Adaptation to altered support and visual conditions during stance: Patients with vestibular deficits,” *Journal of Neuroscience*, vol. 2, no. 5, pp. 536–544, 1982.

- [33] M. Janc, M. Sliwinska-Kowalska, P. Politanski, M. Kaminski, M. Jozefowicz-Korczynska, and E. Zamyslowska-Szmytke, "Posturography with head movements in the assessment of balance in chronic unilateral vestibular lesions," *Scientific Reports*, vol. 11, no. 1, p. 6196, 2021.
- [34] F. B. Horak, "Postural compensation for vestibular loss," *Annals of the New York Academy of Sciences*, vol. 1164, pp. 76–81, May 2009.
- [35] E. A. Keshner, "Visual contributions to human balance control: adaptation to changes in visual conditions," *Neuroscience Letters*, vol. 366, no. 1, pp. 40–45, 2004.
- [36] M. S. Redfern, L. Yardley, and A. M. Bronstein, "Visual influences on balance," *Journal of Anxiety Disorders*, vol. 15, no. 1, pp. 81–94, 2001, the Interface of Balance Disorders and Anxiety. [Online]. Available: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S088761850000438>
- [37] U. Proske and S. C. Gandevia, "The proprioceptive senses: their roles in signaling body shape, body position and movement, and muscle force," *Physiological Reviews*, vol. 92, no. 4, pp. 1651–1697, 2012.
- [38] J. E. Aman, N. Elangovan, I. L. Yeh, and J. Konczak, "The effectiveness of proprioceptive training for improving motor function: a systematic review," *Frontiers in Human Neuroscience*, vol. 8, p. 1075, January 2015. [Online]. Available: <https://doi.org/10.3389/fnhum.2014.01075>
- [39] C. D. MacKinnon, "Sensorimotor anatomy of gait, balance, and falls," in *Handbook of Clinical Neurology*. Elsevier, 2018, vol. 159, pp. 3–26.

- [40] K. Takakusaki, “Functional neuroanatomy for posture and gait control,” *Journal of Movement Disorders*, vol. 10, no. 1, pp. 1–17, 2017.
- [41] v. Kozinc, S. Löfler, C. Hofer, U. Carraro, and N. Šarabon, “Diagnostic balance tests for assessing risk of falls and distinguishing older adult fallers and non-fallers: A systematic review with meta-analysis,” *Diagnostics*, vol. 10, no. 9, 2020. [Online]. Available: <https://www.mdpi.com/2075-4418/10/9/667>
- [42] M. Di Monaco and C. Castiglioni, *Berg Balance Testing*. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing, 2021, accessed: 2024-10-11. [Online]. Available: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK574518/>
- [43] K. Dunning, *Berg Balance Scale*. Cham: Springer International Publishing, 2018, pp. 563–565. [Online]. Available: https://doi.org/10.1007/978-3-319-57111-9_1928
- [44] A. Shumway-Cook and F. B. Horak, “Assessing the influence of sensory interaction on balance. suggestions from the field,” *Physical Therapy*, vol. 66, no. 10, pp. 1548–1550, 1986.
- [45] B. Hathiram, “The clinical test for the sensory interaction of balance,” *Otorhinolaryngology Clinics*, vol. 4, pp. 41–45, 04 2012.
- [46] E. Antoniadou, X. Kalivioti, K. Stolakis, A. Koloniari, P. Megas, M. Tyllianakis, and E. Panagiotopoulos, “Reliability and validity of the mctsib dynamic platform test to assess balance in a population of older women living in the community,” *Journal of Musculoskeletal and Neuronal Interactions*, vol. 20, no. 2, pp. 185–193, 2020.

- [47] F. Horak, L. King, and M. Mancini, “Role of body-worn movement monitor technology for balance and gait rehabilitation,” *Physical Therapy*, vol. 95, no. 3, pp. 461–470, March 2015. [Online]. Available: <https://doi.org/10.2522/ptj.20140253>
- [48] K. Shazad, Z. Liu, and J. Lee, “Evaluation of balance and fall risk in older adults using inertial sensors,” *Journal of Biomechanics*, vol. 52, pp. 98–105, 2017. [Online]. Available: <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2017.01.045>
- [49] J. Forbes, S. Munakomi, and H. A. Cronovich, *Romberg Test*, ser. StatPearls [Internet]. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing, 2024, available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK563187/>.
- [50] F. Quijoux, A. Nicolai, I. Chairi, I. Bargiotas, D. Ricard, A. Yelnik, L. Oudre, F. Bertin-Hugault, P.-P. Vidal, N. Vayatis, S. Buffat, and J. Audiffren, “A review of center of pressure (cop) variables to quantify standing balance in elderly people: Algorithms and open-access code,” *Physiological Reports*, vol. 9, no. 22, p. e15067, 2021. [Online]. Available: <https://physoc.onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.14814/phy2.15067>
- [51] M. Topley and J. G. Richards, “A comparison of currently available optoelectronic motion capture systems,” *Journal of Biomechanics*, vol. 106, p. 109820, 2020. [Online]. Available: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0021929020302438>
- [52] J. S. Furtado, H. H. T. Liu, G. Lai, H. Lacheray, and J. Desouza-Coelho, “Comparative analysis of optitrack motion capture systems,” in *Advances in Motion Sensing and Control for Robotic Applications*, F. Janabi-Sharifi and W. Melek, Eds. Cham: Springer International Publishing, 2019, pp. 15–31.

- [53] A. Noamani, N. Riahi, A. H. Vette, and H. Rouhani, "Clinical static balance assessment: A narrative review of traditional and imu-based posturography in older adults and individuals with incomplete spinal cord injury," *Sensors*, vol. 23, no. 21, p. 8881, 2023. [Online]. Available: <https://doi.org/10.3390/s23218881>
- [54] L. Atallah, B. Lo, and G.-Z. Yang, "Sensor placement for activity detection using wearable accelerometers," *IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems*, vol. 6, no. 4, pp. 338–348, 2012. [Online]. Available: <https://ieeexplore.ieee.org/document/6065008>
- [55] A. Melendez-Calderon, C. Shirota, and S. Balasubramanian, "Estimating movement smoothness from inertial measurement units," *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, vol. 8, p. 558771, 2021.
- [56] Z. Hao, X. Cheng, H. Jiang, J. Yang, Y. Li, W. L. A. Lo, Q. Yu, and C. Wang, "The associations between lumbar proprioception and postural control during and after calf vibration in people with and without chronic low back pain," *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, vol. 12, p. 1329437, 2024. [Online]. Available: <https://www.frontiersin.org/articles/10.3389/fbioe.2024.1329437/full>
- [57] S. F. Alsubaie, S. L. Whitney, J. M. Furman, G. F. Marchetti, K. H. Sienko, and P. J. Sparto, "Reliability of postural sway measures of standing balance tasks," *Journal of Applied Biomechanics*, vol. 35, no. 1, pp. 11–18, 2019. [Online]. Available: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC6328343/>
- [58] L. B. Horn, T. Rice, J. L. Stoskus, K. H. Lambert, E. Dannenbaum, and M. R. Scherer, "Measurement characteristics and clinical utility of the clinical test of

sensory interaction on balance (ctsib) and modified ctsib in individuals with vestibular dysfunction,” *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, vol. 96, pp. 1747–1748, 2015.

- [59] V. V. Shah, C. Curtze, M. Mancini, P. Carlson-Kuhta, J. G. Nutt, C. M. Gomez, M. El-Gohary, F. B. Horak, and J. McNames, “Inertial sensor algorithms to characterize turning in neurological patients with turn hesitations,” *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 68, no. 9, pp. 2615–2625, Sep. 2021.
- [60] S. Díaz, J. B. Stephenson, and M. A. Labrador, “Use of wearable sensor technology in gait, balance, and range of motion analysis,” *Applied Sciences*, vol. 10, no. 1, 2020. [Online]. Available: <https://www.mdpi.com/2076-3417/10/1/234>
- [61] K. Lebel, P. Boissy, H. Nguyen, and C. Duval, “Inertial measurement systems for segments and joints kinematics assessment: towards an understanding of the variations in sensors accuracy,” *BioMedical Engineering OnLine*, vol. 16, p. 56, 2017. [Online]. Available: <https://biomedical-engineering-online.biomedcentral.com/articles/10.1186/s12938-017-0347-6>
- [62] T. F. de Almeida, E. Morya, A. C. Rodrigues, and A. F. O. de Azevedo Dantas, “Development of a low-cost open-source measurement system for joint angle estimation,” *Sensors*, vol. 21, no. 19, p. 6477, September 2021. [Online]. Available: <https://www.mdpi.com/1424-8220/21/19/6477>
- [63] G. Grouvel, L. Carcreff, F. Moissenet, and S. Armand, “A dataset of asymptomatic human gait and movements obtained from markers, imus, insoles

- and force plates,” *Scientific Data*, vol. 10, p. 180, 2023. [Online]. Available: <https://doi.org/10.1038/s41597-023-02077-3>
- [64] N. Oliveira, J. Park, and P. Barrance, “Using inertial measurement unit sensor single axis rotation angles for knee and hip flexion angle calculations during gait,” *IEEE Journal of Translational Engineering in Health and Medicine*, vol. 11, pp. 80–86, 2022.
- [65] N. Okkalidis, K. Nikolopoulos, E. Papageorgiou, and C. Stylios, “Multi-segment foot modeling using inertial measurement units for gait analysis,” *Journal of Biomechanics*, vol. 94, pp. 32–40, 2019. [Online]. Available: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0021929019303990>
- [66] T. Jocham, J. Schröder, R. Rupp, J. Kirschke, and S. I. Wolf, “Estimating foot trajectories using inertial measurement units: Accuracy and reliability for clinical applications,” *Gait & Posture*, vol. 101, pp. 182–190, 2024. [Online]. Available: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636223014820>
- [67] A. Kristoffersson and M. Lindén, “A systematic review of wearable sensors for monitoring physical activity,” *Sensors*, vol. 22, no. 2, p. 573, 2022.
- [68] S. Abellaneda, C. Alonso, and M. L. García, “Risk of falls in older adults assessed through inertial sensors and depth camera during the timed up and go test: A preliminary study,” *Journal of Geriatric Physical Therapy*, vol. 47, pp. e278–e285, 2024.
- [69] T. Wang, M. Liu, B. Bao, S. Zhang, L. Yang, H. Yang, K. Guo, and D. Meng, “Balance evaluation system using wearable imu sensing,” *Measurement and*

Control, vol. 0, no. 0, p. 00202940241258828, 2024. [Online]. Available: <https://doi.org/10.1177/00202940241258828>

- [70] P. Parik-Americano, J. P. Pinho, F. C. d. Santos, G. S. Umemura, L. R. Battistella, and A. Forner-Cordero, “Lower limb exoskeleton during gait and posture: Objective and subjective assessment procedures with minimal instrumentation,” *IEEE Transactions on Medical Robotics and Bionics*, vol. 5, no. 4, pp. 1025–1036, 2023.
- [71] A. Cesareo *et al.*, “Assessment of breathing parameters using an inertial measurement unit imu-based system,” *Sensors*, 2025, respiratory frequency estimation with IMU. [Online]. Available: <https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC6339050/>
- [72] M. Mancini, A. Salarian, P. Carlson-Kuhta, C. Zampieri, L. King, L. Chiari, and F. B. Horak, “Isway: a sensitive, valid and reliable measure of postural control,” *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, vol. 9, no. 1, p. 59, 2012.
- [73] T. Flash and N. Hogan, “The coordination of arm movements: an experimentally confirmed mathematical model,” *Journal of Neuroscience*, vol. 5, no. 7, pp. 1688–1703, 1985.
- [74] S. Kongsawasdi, P. Bunjan, M. Wongjak, W. Saenmueng, and K. Wantanajittikul, “Evaluating postural sway in the elderly using inertial measurement units: A study on center of mass measurements via accelerometers and gyroscopes,” *Journal of Clinical Medical Research*, vol. 17, no. 4, pp. 200–207, 2025.
- [75] L. A. Vos, M. R. Prins, E. Plompen, J. H. van Dieën, and I. Kingma, “Trunk angular velocity: A convenient, valid and responsive substitute for force plate-

based measures of dynamic postural stability,” *PLoS ONE*, vol. 20, no. 5, p. e0323993, 2025.

- [76] N. Baker, C. Gough, and S. J. Gordon, “Inertial sensor reliability and validity for static and dynamic balance in healthy adults: A systematic review,” *Sensors*, vol. 21, no. 15, p. 5167, Jul. 2021.
- [77] S. S. Shapiro and M. B. Wilk, “An analysis of variance test for normality (complete samples),” *Biometrika*, vol. 52, no. 3–4, pp. 591–611, 1965.
- [78] E. L. McGough, L.-Y. Hsu, H. Thompson, and L. Teri, “Concurrent validity of postural sway measures in older adults with cognitive impairment,” *Physical & Occupational Therapy in Geriatrics*, vol. 36, no. 4, pp. 399–410, 2018.
- [79] Python Software Foundation, “Python language reference, version 3.x,” 2024, accessed: 2025-01-15. [Online]. Available: <https://www.python.org>

Anexo A. Consentimiento informado





Universidad de Concepción

Facultad de Ingeniería

Departamento de Ingeniería Eléctrica

Sistema Portable y de Bajo Costo para la Evaluación del Movimiento de las personas

Investigador Responsable: Pablo Esteban Aqueveque Navarro

Estimado (a) participante:

Ud. ha sido invitado/a participar en el estudio **Sistema Portable y de Bajo Costo para la Evaluación del Movimiento de las personas**, a cargo de **Pablo Esteban Aqueveque Navarro**, académico del **Departamento de Ingeniería Eléctrica**. Los coinvestigadores del proyecto son: Paulina Cecilia Ortega Bastidas, Sebastián Antonio Dubó Araya y Pedro Pablo Pinacho Davidson.

A. Propósito de la investigación: El objetivo de esta investigación es Desarrollar y validar un sistema de sensores y algoritmos de IA que permita evaluar la capacidad de medición de riesgo de caídas y de marcha utilizando un sistema de sensores inerciales para el análisis de movimiento en condiciones clínicas reales. De esta forma, es necesario desarrollar el sistema tecnológico hardware y software para realizar pruebas clínicas que permitan validar a escala real un sistema de evaluación de marcha y de riesgo de caídas basado en sensores inerciales. Con el objetivo de pasar el sistema existente de TRL4 a TRL7. Para esto, es necesario generar algoritmos que permitan identificar patrones normales específicos e índices cuantitativos que reflejen la calidad de la marcha, equilibrio y riesgo de caídas y que puedan ser identificados a partir de algoritmos de IA en base a los datos de los sensores inerciales. Para finalmente, evaluar la efectividad del sistema de análisis de movimiento basado en un sensor inercial con la obtención de datos de ambiente clínico real y algoritmos que permita identificar los indicadores de cada prueba clínica.

B. Descripción de su participación: Si usted decide participar del estudio, se le pedirá que acepte su participación a través del presente consentimiento informado. Su participación consistirá en realizar 4 pruebas clínicas utilizando un sensor inercial y un sistema de medición "gold-standard" basado en marcadores pasivos, ambos métodos no invasivos.

Para comenzar, se le medirá frecuencia cardiaca, saturometría de pulso y presión arterial; se aplicará el Mini Mental Test y se les medirán variables antropométricas como peso, talla, largo del calzado y longitud de extremidades inferiores). Luego se le ubicará el sensor inercial en la espalda baja con un cinturón elasticado sin provocar molestias y marcadores pasivos en las piernas considerando su comodidad.

Cuando haya finalizado la implementación de los dispositivos, se le aplicará la primera prueba clínica, llamada Timed Up & Go (TUG), la cual consiste en ponerse de pie desde una silla, caminar tres metros, girar, regresar a la silla caminando y sentarse en la silla nuevamente, esto debe realizarse 3 veces. Luego la segunda prueba es el Test 10 metros marcha (T10M), que consiste en



Universidad de Concepción

Facultad de Ingeniería

Departamento de Ingeniería Eléctrica

Sistema Portable y de Bajo Costo para la Evaluación del Movimiento de las personas

Investigador Responsable: Pablo Esteban Aqueveque Navarro

caminar 10 metros de forma lineal desde un punto de partida hasta un punto de finalizado que le será indicado, esto debe realizarse 3 veces. Luego la tercera prueba que es el Sensory Test, que consiste en 4 sub pruebas de 30 segundos cada una:

1. Posición erguida en una superficie firme con ojos abiertos.
2. Posición erguida en una superficie firme con ojos cerrados.
3. Posición erguida en una superficie inestable con ojos abiertos.
4. Posición erguida en una superficie inestable con ojos cerrados.

Cada sub-test debe ser repetida 3 veces.

Para finalmente sin el sistema de marcadores o “gold-standard” realizar la última prueba clínica Escala de Balance de Berg (EBB). La cual consiste en 14 sub pruebas que serán puntuadas de 0 a 4, logrando un máximo de 56 puntos. Esta puntuación será realizada por un personal de la salud:

1. De sedestación a bipedestación: levantarse sin ayuda de las manos.
2. Bipedestación sin ayuda: permanecer de pie durante 2 minutos sin agarrarse.
3. Sedestación sin apoyar la espalda, pero con los pies sobre el suelo o sobre un taburete o escalón: sentarse con los brazos junto al cuerpo durante 2 minutos.
4. De bipedestación a sedestación: sentarse.
5. Transferencias: debe pasar primero a un asiento con apoyabrazos y a continuación a otro asiento sin apoyabrazos.
6. Bipedestación sin ayuda con ojos cerrados: cerrar los ojos y permanecer erguido durante 10 segundos.
7. Permanecer de pie sin agarrarse con los pies juntos: cerrar los ojos y permanecer erguido durante 1 minuto
8. Llevar el brazo extendido hacia adelante en bipedestación: levantar el brazo en 90° y llévelo hacia adelante sin dar el paso.
9. En bipedestación, recoger un objeto del suelo: recoger un objeto situado delante de los pies.
10. En bipedestación, girarse para mirar atrás: mirar atrás a la izquierda y luego a la derecha.
11. Girar 360°: dar una vuelta completa hacia un lado, pausa, dar otra vuelta hacia el lado contrario.
12. Subir alternante los pies a un escalón o taburete en bipedestación sin agarrarse: situar cada pie alternativamente sobre un taburete, repetir 4 veces por pie.



Universidad de Concepción

Facultad de Ingeniería

Departamento de Ingeniería Eléctrica

Sistema Portable y de Bajo Costo para la Evaluación del Movimiento de las personas

Investigador Responsable: Pablo Esteban Aqueveque Navarro

13. Bipedestación con los pies en tándem: situar un pie delante del otro durante 30 segundos.
14. Bipedestación sobre un pie: apoyarse sobre un pie sin agarrarse.

Considere que, entre cada prueba, se realizará una pausa de máximo 10 minutos.

Si usted tiene más de 65 años, se le solicitará venir 7 días después de la primera medición y se volverán a repetir las mediciones realizadas en la primera sesión con el sensor inercial propuesto, los cuales incluyen el TUG y el test T10M. Al finalizar las pruebas, se le aplicará el cuestionario de satisfacción de los adultos mayores.

C. Posibles riesgos: Usted podría experimentar alguna caída, sin embargo, estaremos preparados con personal de la salud que lo acompañará en cada prueba. Además, tendremos personal capacitado para asistirlo de inmediato. No obstante, usted es libre de dejar el estudio en cualquier momento, sin necesidad de dar explicación alguna.

D. Beneficios: Proporcionar evaluaciones objetivas para ambos tests sensorizados, permitiendo orientar de mejor manera el tratamiento, lo que la convierte en una valiosa herramienta para evaluar el riesgo de caídas y la marcha en adultos, frente al uso de un cronómetro y la observación experta de quien aplica el test. Concentra en una sola interfaz todos los test y escalas necesarias para la evaluación completa de los factores biomecánicos de interés de una manera inteligente, incorporando algoritmos altamente sofisticados. Además, finalizadas las pruebas, se le ofrecerá al paciente participar de charlas educativas relacionadas con la prevención de las caídas de forma presencial y por medio de plataformas de telerehabilitación.

E. Confidencialidad y resguardo de la información: Toda la información derivada de su participación será manejada con estricta confidencialidad. Sólo el equipo responsable de la investigación tendrá acceso a los datos por usted proporcionados. La información será resguardada según todos los requerimientos que las leyes chilenas explicitan (ley 20.120). Asimismo, tanto en el análisis como en la publicación y difusión científica de los resultados, no se identificará la identidad de ninguno de los/as participantes ni su respectiva organización, para así resguardar el anonimato y confidencialidad. La información que entregue mediante su participación sólo será utilizada con fines



Universidad de Concepción

Facultad de Ingeniería

Departamento de Ingeniería Eléctrica

Sistema Portable y de Bajo Costo para la Evaluación del Movimiento de las personas

Investigador Responsable: Pablo Esteban Aqueveque Navarro

científicos y relativos a esta investigación y no será usada con fines ajenos a los explícitamente expresados en este documento.

F. Voluntariedad: La participación en esta investigación es absolutamente voluntaria y usted puede retirarse en cualquier momento del estudio, sin que ello tenga ninguna consecuencia informando oportunamente al investigador que le realiza el estudio.

G. Derechos del/de la participante: **El participante tendrá derecho a obtener información sobre los resultados de su participación o de los objetivos del proyecto, solicitándose al investigador que le realiza el estudio por medio de su correo electrónico o al director del proyecto Pablo Aqueveque Navarro (paaqueve@udec.cl).** Para cualquier duda que no me haya sido satisfactoriamente resuelta por el investigador responsable me podré dirigir a la Dra. Andrea Rodríguez T. Presidenta del Comité de Ética, Bioética y Bioseguridad de la Universidad de Concepción. Correo: secrevid@udec.cl.

He recibido y comprendido la información de este documento. He podido aclarar todas mis dudas y otorgo el consentimiento para participar en el estudio: **“Sistema Portable y de Bajo Costo para la Evaluación del Movimiento de las personas”** Comprendo y acepto la información que se entregó anteriormente y declaro conocer los objetivos del estudio.

En atención a estas consideraciones, libremente marque la que corresponda.

Yo ACEPTO

Yo NO ACEPTO

FIRMA – HUELLA PARTICIPANTE



Universidad de Concepción

Facultad de Ingeniería

Departamento de Ingeniería Eléctrica

Sistema Portable y de Bajo Costo para la Evaluación del Movimiento de las personas

Investigador Responsable: Pablo Esteban Aqueveque Navarro

FIRMA –HUELLA DIRECTOR PROYECTO

FIRMA-HUELLA PROFESIONAL

KINESIÓLOGO



Anexo B. Antecedentes clínicos de los participantes

Tabla B.1: Antecedentes clínicos de los participantes

ID	Diagnóstico / Antecedentes
da001	Vértigo, Migraña
da004	Parkinson, HTA, Artrosis bilateral
da005	Parkinson, Artrosis de cadera, Osteoporosis, Depresión
da009	Parkinson, Arritmia cardiaca, Hipotiroidismo
da011	Parkinson, Cáncer de próstata
da014	Diabetes tipo II, HTA, DLP, Parkinson
da015	Parkinson
da016	Diabetes mellitus, HTA, Parkinson
da020	HTA, Resistencia a la insulina, Bradicardia, Secuela ACV (2022), Prostatomegalia
da021	Enfermedad de Parkinson, DM2, Hipotiroidismo, Enfermedad coronaria, HTA
db001	Parkinson
db002	Parkinson
db003	Vértigo vestibular
db005	Vértigo secundario a traumatismo
db008	Hipotiroidismo, Enfermedad celíaca, Asma, Rinitis crónica, Hipofunción vestibular bilateral

Anexo C. Ejemplo de resultados de métricas obtenidas

Tabla C.1: Métricas de equilibrio obtenidas mediante sensores inerciales en las cuatro condiciones experimentales. Sujeto a028.

Métrica	OAPF		OCPF		OAPI		OCPI	
	Tronco	Espalda	Tronco	Espalda	Tronco	Espalda	Tronco	Espalda
RMS Jerk [m/s ³]	0.22	0.24	0.23	0.22	0.33	0.27	0.42	0.32
Jerk [m/s ²]	0.73	0.86	0.82	0.69	1.66	1.12	2.62	1.52
P-P Jerk [m/s ³]	0.57	0.81	1.23	1.27	1.13	0.79	1.57	1.40
RMS Jerk AP [m/s ³]	0.13	0.15	0.12	0.13	0.15	0.18	0.14	0.14
RMS Jerk ML [m/s ³]	0.18	0.19	0.20	0.17	0.30	0.20	0.39	0.29
Jerk AP [m/s ²]	0.47	0.54	0.61	0.46	1.33	0.62	2.33	1.23
Jerk ML [m/s ²]	0.26	0.32	0.21	0.24	0.33	0.50	0.29	0.29
P-P Jerk AP [m/s ³]	1.08	1.42	2.04	1.91	2.10	1.47	2.56	2.23
P-P Jerk ML [m/s ³]	0.92	1.19	0.90	0.98	1.11	1.21	0.96	0.89

Continúa en la siguiente página

Métrica	OAPF		OCPF		OAPI		OCPI	
	Tronco	Espalda	Tronco	Espalda	Tronco	Espalda	Tronco	Espalda
RMS Roll [rad]	0.04	0.09	0.05	0.06	0.04	0.22	0.05	0.13
RMS Pitch [rad]	0.15	0.25	0.22	0.73	0.19	0.85	0.43	0.70
RMS Yaw [rad]	0.17	0.29	0.31	0.57	0.26	0.63	0.07	1.28
Rango Roll [rad]	0.26	0.20	0.32	0.17	0.34	0.66	0.19	0.43
Rango Pitch [rad]	0.83	0.88	1.34	2.48	1.17	2.21	1.91	2.58
Rango Yaw [rad]	0.64	0.84	1.56	1.05	1.25	1.93	0.45	1.71
RMS Vel. angular [rad/s]	0.78	0.61	0.68	0.66	0.86	0.69	1.18	0.82
P-P vel. angular [rad/s]	1.90	1.69	2.71	3.13	2.57	2.31	4.60	2.71
TAV [rad/s]	0.68	0.55	0.58	0.52	0.74	0.57	0.99	0.70
RMS Jerk angular [rad/s ²]	5.16	3.95	4.33	3.42	5.76	4.71	6.77	5.06
Sway RMS AP [m]	0.04	0.07	0.04	0.08	0.05	0.05	0.09	0.08
Sway RMS ML [m]	0.02	0.02	0.02	0.01	0.02	0.06	0.02	0.02
Sway STD AP [m]	0.04	0.07	0.04	0.08	0.05	0.05	0.09	0.08
Sway STD ML [m]	0.02	0.02	0.02	0.01	0.02	0.06	0.02	0.02

Continúa en la siguiente página

Métrica	OAPF		OCPF		OAPI		OCPI	
	Tronco	Espalda	Tronco	Espalda	Tronco	Espalda	Tronco	Espalda
Sway rango AP [m]	0.24	0.30	0.38	0.45	0.31	0.27	0.51	0.52
Sway rango ML [m]	0.11	0.11	0.11	0.13	0.13	0.29	0.12	0.12
SPL [m]	5.74	6.23	5.65	5.30	8.18	7.05	10.20	8.01
MV [m/s]	0.19	0.21	0.19	0.18	0.27	0.24	0.34	0.27
Área elipse 95 % [m ²]	0.01	0.02	0.01	0.02	0.02	0.05	0.03	0.02
Área elipse 95 % norm. [m ² /s]	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00

Anexo D. Medianas de métricas

Tabla D.1: Mediana [IQR] de las métricas de equilibrio en el tronco para todos los grupos etarios combinados bajo las distintas condiciones del protocolo m-CTSIB.

Métrica	OAPF	OCPF	OAPI	OCPI
Jerk	0.60 [0.46–0.97]	0.79 [0.57–1.75]	1.06 [0.78–2.27]	2.10 [1.25–4.73]
RMS Jerk	0.20 [0.17–0.25]	0.23 [0.19–0.34]	0.27 [0.23–0.39]	0.37 [0.29–0.56]
P-P Jerk	0.72 [0.63–1.02]	0.81 [0.68–1.37]	1.08 [0.83–1.66]	1.57 [1.12–2.30]
RMS Jerk AP	0.10 [0.09–0.14]	0.12 [0.10–0.17]	0.14 [0.11–0.19]	0.17 [0.14–0.25]
Jerk AP	0.39 [0.31–0.69]	0.59 [0.39–1.20]	0.87 [0.50–1.72]	1.70 [0.93–3.42]
P-P Jerk AP	1.25 [1.03–1.70]	1.42 [1.19–2.32]	1.81 [1.38–2.76]	2.73 [1.87–3.54]
RMS Jerk ML	0.16 [0.14–0.21]	0.20 [0.16–0.28]	0.24 [0.18–0.34]	0.34 [0.25–0.48]
Jerk ML	0.16 [0.12–0.28]	0.21 [0.14–0.42]	0.30 [0.20–0.55]	0.42 [0.29–0.91]
P-P Jerk ML	0.77 [0.61–1.09]	0.95 [0.72–1.29]	1.08 [0.80–1.64]	1.42 [1.02–2.17]
RMS Roll	0.05 [0.02–0.07]	0.05 [0.03–0.11]	0.06 [0.04–0.10]	0.07 [0.05–0.11]

Continúa en la siguiente página

Métrica	OAPF	OCPF	OAPI	OCPI
RMS Pitch	0.15 [0.11–0.21]	0.22 [0.14–0.33]	0.20 [0.13–0.30]	0.29 [0.22–0.39]
RMS Yaw	0.11 [0.07–0.17]	0.13 [0.08–0.22]	0.16 [0.10–0.25]	0.18 [0.13–0.26]
Rango Roll	0.29 [0.14–0.39]	0.27 [0.18–0.53]	0.35 [0.23–0.53]	0.43 [0.28–0.64]
Rango Pitch	0.77 [0.57–1.00]	0.92 [0.77–1.41]	1.11 [0.64–1.42]	1.47 [1.07–2.18]
Rango Yaw	0.60 [0.35–1.32]	0.70 [0.41–1.48]	0.97 [0.55–1.55]	1.24 [0.75–1.63]
TAV	0.60 [0.52–0.80]	0.70 [0.58–0.90]	0.79 [0.65–1.12]	0.98 [0.77–1.29]
RMS vel. ang.	0.70 [0.58–0.93]	0.82 [0.66–1.07]	0.91 [0.75–1.30]	1.17 [0.89–1.51]
P-P vel. ang.	2.13 [1.62–3.35]	2.69 [1.87–3.59]	3.02 [2.25–4.24]	3.59 [2.69–5.01]
SPL	4.98 [4.33–6.31]	5.74 [4.90–8.46]	6.66 [5.70–9.74]	9.07 [7.21–13.65]
RMS AP	0.03 [0.03–0.04]	0.04 [0.04–0.06]	0.05 [0.03–0.06]	0.07 [0.05–0.09]
RMS ML	0.02 [0.01–0.02]	0.02 [0.01–0.03]	0.02 [0.02–0.03]	0.03 [0.02–0.03]
MV	0.17 [0.14–0.21]	0.19 [0.16–0.28]	0.22 [0.19–0.32]	0.30 [0.24–0.46]
Área de elipse 95 %	0.01 [0.01–0.01]	0.01 [0.01–0.03]	0.02 [0.01–0.03]	0.03 [0.02–0.06]
Jerk Yaw RMS	0.52 [0.33–0.78]	0.64 [0.39–0.92]	0.81 [0.49–1.26]	0.98 [0.64–1.39]
Jerk Yaw P-P	4.25 [2.72–10.06]	5.90 [3.00–10.34]	7.04 [3.97–12.15]	9.47 [4.99–13.40]

Continúa en la siguiente página

Métrica	OAPF	OCPF	OAPI	OCPI
Jerk Pitch RMS	0.63 [0.42–0.78]	0.67 [0.50–0.96]	0.75 [0.58–1.14]	0.95 [0.70–1.34]
Jerk Pitch P-P	4.73 [3.34–6.47]	4.96 [3.63–7.47]	6.15 [4.34–9.77]	7.14 [5.28–10.80]
Jerk Roll RMS	0.22 [0.13–0.33]	0.25 [0.16–0.39]	0.28 [0.20–0.40]	0.35 [0.24–0.53]
Jerk Roll P-P	2.06 [1.40–2.94]	2.31 [1.64–3.26]	2.54 [1.93–3.61]	2.95 [2.22–4.66]
Jerk angular RMS	0.84 [0.62–1.19]	0.97 [0.72–1.41]	1.19 [0.87–1.70]	1.39 [1.08–1.98]
Jerk angular total	10.65 [5.85–21.33]	14.10 [7.77–29.72]	21.19 [11.22–43.25]	28.78 [17.36–59.01]
Jerk angular P-P	3.32 [2.19–5.65]	4.38 [2.35–6.36]	4.75 [2.97–7.76]	5.94 [4.26–8.17]

Tabla D.2: Mediana [IQR] de las métricas de equilibrio en la espalda baja, para todos los grupos etarios combinados bajo las condiciones del protocolo m-CTSIB.

Métrica	OAPF	OCPF	OAPI	OCPI
Jerk	0.53 [0.41–0.86]	0.76 [0.52–1.47]	0.90 [0.65–1.67]	1.51 [1.15–3.15]
RMS Jerk	0.19 [0.17–0.24]	0.23 [0.19–0.31]	0.25 [0.21–0.33]	0.32 [0.28–0.46]
P-P Jerk	0.68 [0.54–0.89]	0.87 [0.73–1.24]	0.98 [0.78–1.33]	1.29 [1.10–1.80]
RMS Jerk AP	0.11 [0.09–0.16]	0.12 [0.10–0.17]	0.15 [0.11–0.20]	0.18 [0.14–0.25]

Continúa en la siguiente página

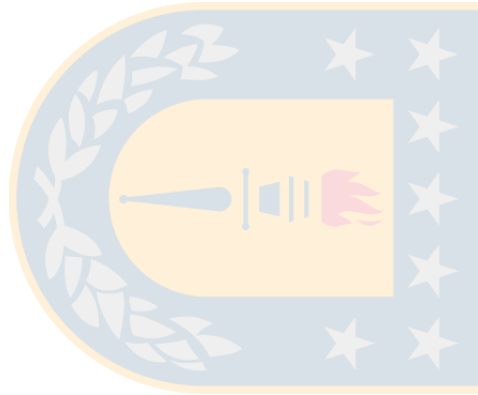
Métrica	OAPF	OCPF	OAPI	OCPI
Jerk AP	0.34 [0.25–0.58]	0.46 [0.35–1.10]	0.58 [0.41–0.91]	1.10 [0.80–2.24]
P-P Jerk AP	1.12 [0.91–1.38]	1.42 [1.11–2.00]	1.63 [1.20–2.11]	2.07 [1.70–3.13]
RMS Jerk ML	0.15 [0.13–0.20]	0.17 [0.15–0.27]	0.20 [0.16–0.25]	0.27 [0.23–0.39]
Jerk ML	0.18 [0.12–0.38]	0.23 [0.16–0.42]	0.33 [0.18–0.58]	0.48 [0.30–0.91]
P-P Jerk ML	0.85 [0.66–1.24]	1.07 [0.79–1.43]	1.13 [0.76–1.55]	1.48 [1.09–2.17]
RMS Roll	0.19 [0.09–0.37]	0.21 [0.10–0.32]	0.28 [0.15–0.45]	0.25 [0.16–0.36]
RMS Pitch	0.52 [0.33–1.06]	0.82 [0.52–1.22]	0.69 [0.49–1.13]	0.86 [0.65–1.42]
RMS Yaw	0.59 [0.24–1.07]	0.78 [0.30–1.31]	0.94 [0.44–1.57]	1.20 [0.60–1.77]
Rango Roll	0.47 [0.20–0.73]	0.48 [0.31–0.75]	0.62 [0.46–0.91]	0.68 [0.48–0.93]
Rango Pitch	1.69 [1.05–2.07]	2.02 [1.56–2.58]	1.93 [1.44–2.56]	2.66 [2.16–3.34]
Rango Yaw	1.11 [0.65–2.16]	1.51 [0.78–2.14]	2.16 [1.30–3.83]	2.40 [1.35–3.77]
TAV	0.54 [0.44–0.67]	0.64 [0.51–0.87]	0.68 [0.55–0.88]	0.84 [0.75–1.16]
RMS vel. ang.	0.63 [0.52–0.78]	0.76 [0.59–1.00]	0.79 [0.64–1.04]	1.02 [0.86–1.37]
P-P vel. ang.	1.82 [1.44–2.54]	2.38 [1.89–3.07]	2.40 [1.93–3.60]	3.31 [2.68–4.69]
RMS Angular jerk	4.18 [3.49–5.51]	4.59 [3.91–6.36]	5.64 [4.60–7.68]	6.70 [5.33–10.28]

Continúa en la siguiente página

Métrica	OAPF	OCPF	OAPI	OCPI
SPL	4.74 [4.13–6.19]	5.53 [4.67–7.50]	5.92 [5.31–8.24]	7.99 [6.96–10.95]
RMS AP	0.07 [0.06–0.10]	0.07 [0.05–0.10]	0.08 [0.06–0.11]	0.10 [0.08–0.12]
RMS ML	0.02 [0.01–0.03]	0.02 [0.01–0.03]	0.03 [0.02–0.04]	0.03 [0.02–0.05]
rango AP	0.36 [0.26–0.43]	0.38 [0.30–0.46]	0.41 [0.29–0.52]	0.51 [0.43–0.66]
rango ML	0.11 [0.09–0.17]	0.13 [0.09–0.20]	0.17 [0.13–0.23]	0.20 [0.14–0.25]
MV	0.16 [0.14–0.21]	0.18 [0.16–0.25]	0.20 [0.18–0.27]	0.27 [0.23–0.36]
Área de Elipse 95 %	0.03 [0.02–0.05]	0.03 [0.02–0.05]	0.04 [0.03–0.06]	0.05 [0.04–0.09]
Jerk Yaw RMS	0.35 [0.24–0.56]	0.44 [0.30–0.57]	0.58 [0.40–0.86]	0.69 [0.52–1.10]
Jerk Yaw P-P	3.42 [2.20–5.21]	3.85 [2.67–5.33]	4.42 [3.32–8.32]	5.87 [4.35–10.70]
Jerk Pitch RMS	0.12 [0.08–0.20]	0.15 [0.09–0.21]	0.21 [0.14–0.31]	0.27 [0.19–0.38]
Jerk Pitch P-P	1.09 [0.74–1.81]	1.33 [0.93–1.93]	2.06 [1.30–2.91]	2.43 [1.64–3.64]
Jerk Roll RMS	0.42 [0.30–0.52]	0.49 [0.34–0.64]	0.53 [0.40–0.86]	0.69 [0.55–1.05]
Jerk Roll P-P	3.37 [2.43–4.52]	3.78 [2.63–5.61]	4.37 [3.38–8.03]	5.81 [4.29–8.79]
Jerk angular RMS	0.54 [0.43–0.78]	0.70 [0.49–1.04]	0.85 [0.61–1.24]	1.00 [0.83–1.66]
Jerk angular total	4.36 [2.74–9.04]	7.31 [3.58–16.21]	10.80 [5.52–22.99]	14.97 [10.23–41.48]

Continúa en la siguiente página

Métrica	OAPF	OCPF	OAPI	OCPI
Jerk angular P-P	2.19 [1.67–4.30]	2.60 [1.82–4.42]	3.15 [2.21–5.41]	4.36 [3.10–6.46]



Anexo E. Resultados de asociacion de IMU y MOCAP

Tabla E.1: Resultados de asociación (Spearman) y concordancia (ICC 2,1; acuerdo absoluto) entre IMU y MoCap por sensor, métrica y condición.

Métrica	Sensor	OAPF			OCPF			OAPI			OCPI		
		ρ	p	ICC	ρ	p	ICC	ρ	p	ICC	ρ	p	ICC
RMS Jerk	Espalda	0.83	$< 10^{-16}$	0.76	0.79	$< 10^{-16}$	0.79	0.86	$< 10^{-16}$	0.97	0.81	$< 10^{-16}$	0.86
RMS Jerk	Tronco	0.72	$< 10^{-16}$	0.90	0.77	$< 10^{-16}$	0.92	0.75	$< 10^{-16}$	0.89	0.91	$< 10^{-16}$	0.87
Jerk	Espalda	0.83	$< 10^{-16}$	0.57	0.79	$< 10^{-16}$	0.58	0.86	$< 10^{-16}$	0.99	0.81	$< 10^{-16}$	0.64
Jerk	Tronco	0.72	$< 10^{-16}$	0.77	0.77	$< 10^{-16}$	0.81	0.75	$< 10^{-16}$	0.81	0.91	$< 10^{-16}$	0.65
P-P Jerk	Espalda	0.71	$< 10^{-16}$	0.79	0.71	$< 10^{-16}$	0.76	0.74	$< 10^{-16}$	0.76	0.65	$4,53 \times 10^{-8}$	0.80
P-P Jerk	Tronco	0.66	$2,28 \times 10^{-8}$	0.73	0.72	$< 10^{-16}$	0.90	0.71	$< 10^{-16}$	0.76	0.88	$< 10^{-16}$	0.82
RMS Roll	Espalda	0.57	$3,28 \times 10^{-6}$	0.33	0.55	$8,08 \times 10^{-6}$	0.35	0.45	$4,02 \times 10^{-4}$	0.44	0.36	$5,30 \times 10^{-3}$	0.56

Continúa en la siguiente página

Métrica	Sensor	OAPF			OCPF			OAPI			OCPI		
		ρ	p	ICC	ρ	p	ICC	ρ	p	ICC	ρ	p	ICC
RMS Roll	Tronco	0.59	$1,03 \times 10^{-6}$	0.70	0.74	$< 10^{-16}$	0.79	0.79	$< 10^{-16}$	0.83	0.79	$< 10^{-16}$	0.84
RMS Pitch	Espalda	0.63	$1,83 \times 10^{-7}$	0.31	0.44	$4,76 \times 10^{-4}$	0.36	0.35	$5,86 \times 10^{-3}$	0.24	0.38	$3,17 \times 10^{-3}$	0.26
RMS Pitch	Tronco	0.69	$< 10^{-16}$	0.68	0.72	$< 10^{-16}$	0.65	0.79	$< 10^{-16}$	0.70	0.77	$< 10^{-16}$	0.73
RMS Yaw	Espalda	0.48	$1,40 \times 10^{-4}$	0.21	0.45	$3,38 \times 10^{-4}$	-0.00	0.39	$2,25 \times 10^{-3}$	-0.00	0.42	$9,21 \times 10^{-4}$	0.07
RMS Yaw	Tronco	0.63	$1,53 \times 10^{-7}$	0.50	0.71	$< 10^{-16}$	0.58	0.76	$< 10^{-16}$	0.80	0.61	$3,76 \times 10^{-7}$	0.68
Rango Roll	Espalda	0.66	$2,27 \times 10^{-8}$	0.82	0.60	$8,78 \times 10^{-7}$	0.59	0.57	$2,82 \times 10^{-6}$	0.84	0.62	$2,83 \times 10^{-7}$	0.78
Rango Roll	Tronco	0.71	$< 10^{-16}$	0.90	0.85	$< 10^{-16}$	0.84	0.73	$< 10^{-16}$	0.93	0.86	$< 10^{-16}$	0.86
Rango Pitch	Espalda	0.69	$< 10^{-16}$	0.69	0.82	$< 10^{-16}$	0.92	0.57	$2,81 \times 10^{-6}$	0.73	0.79	$< 10^{-16}$	0.86
Rango Pitch	Tronco	0.72	$< 10^{-16}$	0.78	0.80	$< 10^{-16}$	0.80	0.82	$< 10^{-16}$	0.82	0.83	$< 10^{-16}$	0.87
Rango Yaw	Espalda	0.52	$2,42 \times 10^{-5}$	0.58	0.61	$4,40 \times 10^{-7}$	-0.00	0.48	$1,49 \times 10^{-4}$	-0.00	0.50	$6,28 \times 10^{-5}$	0.33
Rango Yaw	Tronco	0.56	$4,67 \times 10^{-6}$	0.21	0.69	$< 10^{-16}$	0.63	0.68	$7,07 \times 10^{-9}$	0.87	0.56	$5,01 \times 10^{-6}$	0.70

Continúa en la siguiente página

Métrica	Sensor	OAPF			OCPF			OAPI			OCPI		
		ρ	p	ICC	ρ	p	ICC	ρ	p	ICC	ρ	p	ICC
Jerk Yaw (RMS)	Espalda	0.48	$1,48 \times 10^{-4}$	0.22	0.45	$3,10 \times 10^{-4}$	0.18	0.68	$4,85 \times 10^{-9}$	0.42	0.71	$< 10^{-16}$	0.32
Jerk Yaw (RMS)	Tronco	0.55	$8,88 \times 10^{-6}$	0.51	0.56	$4,19 \times 10^{-6}$	0.75	0.55	$8,30 \times 10^{-6}$	0.67	0.62	$3,30 \times 10^{-7}$	0.72
Jerk Yaw (P-P)	Espalda	0.23	0.08289	0.18	0.29	0.02313	0.14	0.55	$7,06 \times 10^{-6}$	0.23	0.69	$< 10^{-16}$	0.27
Jerk Yaw (P-P)	Tronco	0.46	$2,31 \times 10^{-4}$	0.11	0.51	$3,72 \times 10^{-5}$	0.68	0.44	$4,53 \times 10^{-4}$	0.57	0.45	$3,32 \times 10^{-4}$	0.68
Jerk Pitch (RMS)	Espalda	0.44	$4,54 \times 10^{-4}$	0.31	0.43	$6,16 \times 10^{-4}$	0.26	0.45	$3,62 \times 10^{-4}$	0.65	0.57	$2,84 \times 10^{-6}$	0.44
Jerk Pitch (RMS)	Tronco	0.60	$8,15 \times 10^{-7}$	0.88	0.59	$1,10 \times 10^{-6}$	0.92	0.63	$1,83 \times 10^{-7}$	0.79	0.69	$2,59 \times 10^{-10}$	0.91
Jerk Pitch (P-P)	Espalda	0.31	0.01722	0.51	0.42	$8,23 \times 10^{-4}$	0.28	0.39	$2,37 \times 10^{-3}$	0.56	0.35	0.00635	0.44
Jerk Pitch (P-P)	Tronco	0.68	$4,60 \times 10^{-9}$	0.79	0.59	$1,00 \times 10^{-6}$	0.87	0.62	$3,11 \times 10^{-7}$	0.71	0.67	$7,89 \times 10^{-9}$	0.83
Jerk Roll (RMS)	Espalda	0.78	$< 10^{-16}$	0.80	0.77	$< 10^{-16}$	0.87	0.75	$< 10^{-16}$	0.68	0.78	$< 10^{-16}$	0.94
Jerk Roll (RMS)	Tronco	0.65	$4,66 \times 10^{-8}$	0.84	0.62	$2,36 \times 10^{-7}$	0.81	0.60	$6,07 \times 10^{-7}$	0.89	0.63	$1,62 \times 10^{-7}$	0.89
Jerk Roll (P-P)	Espalda	0.74	$< 10^{-16}$	0.77	0.74	$< 10^{-16}$	0.83	0.61	$4,71 \times 10^{-7}$	0.24	0.78	$< 10^{-16}$	0.87

Continúa en la siguiente página

Métrica	Sensor	OAPF			OCPF			OAPI			OCPI		
		ρ	p	ICC	ρ	p	ICC	ρ	p	ICC	ρ	p	ICC
Jerk Roll (P-P)	Tronco	0.61	$3,62 \times 10^{-7}$	0.91	0.62	$2,74 \times 10^{-7}$	0.78	0.56	$4,21 \times 10^{-6}$	0.87	0.59	$1,50 \times 10^{-6}$	0.88
RMS AP	Espalda	0.70	$< 10^{-16}$	0.02	0.73	$< 10^{-16}$	0.04	0.81	$< 10^{-16}$	0.03	0.61	$3,66 \times 10^{-7}$	0.01
RMS AP	Tronco	0.32	0.01376	0.03	0.45	$3,73 \times 10^{-4}$	0.06	0.48	$1,15 \times 10^{-4}$	0.04	0.31	0.01771	0.02
SPL (trayectoria)	Espalda	0.76	$< 10^{-16}$	0.00	0.76	$< 10^{-16}$	0.01	0.67	$1,04 \times 10^{-8}$	0.01	0.67	$1,00 \times 10^{-8}$	0.01
SPL (trayectoria)	Tronco	0.71	$< 10^{-16}$	0.01	0.76	$< 10^{-16}$	0.01	0.74	$< 10^{-16}$	0.01	0.75	$< 10^{-16}$	0.01
MV (vel. media)	Espalda	0.76	$< 10^{-16}$	0.00	0.76	$< 10^{-16}$	0.01	0.67	$1,04 \times 10^{-8}$	0.01	0.67	$1,00 \times 10^{-8}$	0.01
MV (vel. media)	Tronco	0.71	$< 10^{-16}$	0.01	0.76	$< 10^{-16}$	0.01	0.74	$< 10^{-16}$	0.01	0.75	$< 10^{-16}$	0.01
Área elipse 95 %	Espalda	0.70	$< 10^{-16}$	0.00	0.57	$2,88 \times 10^{-6}$	0.00	0.73	$< 10^{-16}$	0.00	0.69	$9,78 \times 10^{-10}$	0.00
Elipse95 (área)	Tronco	0.41	0.00120	0.00	0.27	0.03403	0.00	0.45	$3,44 \times 10^{-4}$	0.00	0.38	0.00298	0.00

Anexo F. Repositorio

El repositorio con los código utilizados en la presente tesis se encuentra disponible en el siguiente enlace: <https://github.com/idslabudec/TESIS>

