



**UNIVERSIDAD DE CONCEPCIÓN
FACULTAD DE INGENIERÍA
DEPARTAMENTO DE INGENIERÍA ELECTRICA**



**ANÁLISIS DE DATOS DE ACELERACIÓN Y ÁNGULO EN EXÁMENES DE
LA PRUEBA TIME UP AND GO PARA LA IDENTIFICACIÓN DE
PATRONES DE MOVIMIENTO**

POR

Diego Antonio Alvarado Zárate

Informe Final Memoria de Título presentada a la Facultad de Ingeniería de la Universidad de Concepción para optar al grado académico de Ingeniero/a Civil Biomédica

Profesores Guía
Pablo Esteban Aqueveque Navarro

Comisión
Sergio Kendrick Sobarzo Guzmán
Paulina Cecilia Ortega Bastidas

Abril presentación
Concepción
(Chile)

© 2024 Diego Antonio Alvarado Zárate

© 2024 Diego Antonio Alvarado Zárate

Cualquier parte de esta memoria puede reproducirse o transmitirse en cualquier forma, medio o procedimiento, siempre y cuando se haga la respectiva referencia al autor.



Agradecimientos

Quiero expresar mi sincero agradecimiento a todos aquellos que contribuyeron al éxito de este proyecto. Un agradecimiento especial a mi asesor por su orientación y apoyo a lo largo de todo el proceso de investigación. También estoy agradecido a los participantes que dedicaron su tiempo y esfuerzo para hacer posible este estudio.

Aprecio la ayuda recibida de colegas y amigos que proporcionaron ideas valiosas y comentarios. Además, reconozco el apoyo del personal académico y técnico que contribuyó al desarrollo del proyecto.

Este trabajo no habría sido posible sin los recursos y las instalaciones proporcionadas por Universidad de Concepción. Agradezco el acceso a el dispositivo de medición inercial, QMUV y el entorno de investigación que facilitó la recopilación y el análisis de datos.

Finalmente, expreso mi gratitud a mi familia por su aliento inquebrantable y comprensión durante los desafíos de este proyecto. Su apoyo ha sido fundamental para lograr la conclusión exitosa de este.

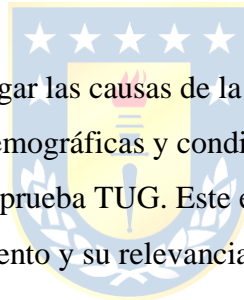


Resumen

Este documento presenta un estudio sobre la evaluación del movimiento humano utilizando una Unidad de Medición Inercial. El estudio incluye la recopilación de datos de participantes, el procesamiento de señales y un análisis exhaustivo de los resultados. Se destaca la importancia de mantener la calidad de la señal y considerar factores ergonómicos para garantizar resultados precisos. En cuanto a los hallazgos, se observa una inclinación durante el giro en individuos sanos, sugiriendo posibles ajustes posturales. Además, se propone un clasificador Support Vector Machine (SVM) para tareas de clasificación binaria, con un rendimiento del 92.31%.

Las conclusiones señalan la necesidad de investigar más a fondo la inclinación durante el giro, especialmente en relación con adultos mayores, y sugieren considerar variables demográficas y ergonómicas en futuras investigaciones. Se resalta la importancia de un enfoque integral al evaluar la prueba Time Up and Go (TUG), teniendo en cuenta tanto aspectos cuantitativos como cualitativos del movimiento.

El trabajo futuro propone investigar las causas de la inclinación, optimizar la calidad de la señal, evaluar el impacto de variables demográficas y condiciones de superficie, y realizar un estudio detallado de la inclinación en la prueba TUG. Este enfoque integral busca mejorar la comprensión de los patrones de movimiento y su relevancia en diferentes contextos.



Abstract

This document presents a study on the assessment of human movement using an Inertial Measurement Unit. The study encompasses participant data collection, signal processing, and a comprehensive analysis of the results. Emphasis is placed on maintaining signal quality and considering ergonomic factors to ensure accurate outcomes. Regarding findings, an inclination during turning is observed in healthy individuals, suggesting potential postural adjustments. Additionally, a Support Vector Machine (SVM) classifier is proposed for binary classification tasks, achieving a performance of 92.31%.

Conclusions highlight the need for further investigation into turning inclination, especially concerning older adults, and suggest considering demographic and ergonomic variables in future research. The importance of a comprehensive approach in evaluating the Time Up and Go (TUG) test is emphasized, considering both quantitative and qualitative aspects of movement.

Future work proposes researching the causes of inclination, optimizing signal quality, assessing the impact of demographic variables and surface conditions, and conducting a detailed study of inclination in the TUG test. This comprehensive approach aims to enhance understanding of movement patterns and their relevance in different contexts.

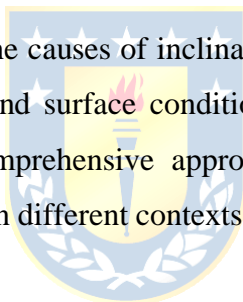


Tabla de Contenidos

| | |
|--|-----------|
| CAPÍTULO 1. INTRODUCCIÓN | 10 |
| 1.1. INTRODUCCIÓN GENERAL..... | 10 |
| 1.2. OBJETIVOS..... | 13 |
| 1.2.1 <i>Objetivo General</i> | 13 |
| 1.2.2 <i>Objetivos Específicos</i> | 14 |
| 1.3. ALCANCES Y LIMITACIONES | 14 |
| 1.4. METODOLOGÍA..... | 14 |
| 1.4.1 <i>Diseño de la investigación</i> | 14 |
| 1.4.2 <i>Población</i> | 16 |
| 1.4.3 <i>Muestra y muestreo</i> | 17 |
| 1.4.4 <i>Técnicas de recolección de datos</i> | 17 |
| 1.4.5 <i>Procedimiento de recolección de datos</i> | 17 |
| 1.4.6 <i>Técnicas de procesamiento de datos</i> | 18 |
| 1.4.7 <i>Análisis de datos</i> | 18 |
| 1.4.8 <i>Consentimiento Informado</i> | 19 |
| CAPÍTULO 2. MARCO TEÓRICO | 20 |
| 2.1. DATOS SOCIODEMOGRÁFICOS Y EPIDEMIOLOGÍA DE LAS CAÍDAS EN ADULTOS MAYORES..... | 20 |
| 2.2. BIOMECÁNICA DE LA MARCHA HUMANA | 20 |
| 2.2.1 <i>Marcha humana</i> | 20 |
| 2.2.2 <i>Equilibrio</i> | 22 |
| 2.3. SENSORES INERCIALES | 23 |
| 2.4. PRUEBAS CLÍNICAS UTILIZADAS..... | 24 |
| 2.5. INVESTIGACIONES CON SENSORES INERCIALES PARA EL MOVIMIENTO HUMANO | 25 |
| 2.6. DISCUSIÓN | 30 |
| CAPÍTULO 3. PROCEDIMIENTO | 33 |
| 3.1. INTRODUCCIÓN | 33 |
| 3.2. PREPARACIÓN DEL ENTORNO DE TRABAJO | 34 |
| 3.3. ADQUISICIÓN DE DATOS..... | 35 |
| 3.4. DISCUSIÓN | 36 |
| CAPÍTULO 4. RESULTADOS | 37 |
| 4.1. INTRODUCCIÓN | 37 |
| 4.2. RESULTADOS | 37 |
| 4.2.1 <i>Datos de los participantes</i> | 37 |
| 4.2.2 <i>Señal Obtenida</i> | 38 |
| 4.2.3 <i>Procesamiento de Señales y Filtrado</i> | 38 |
| 4.2.4 <i>Análisis de medidas estadísticas</i> | 40 |
| 4.3. ANÁLISIS DE LAS ESTADÍSTICAS CON RELACIÓN A LAS DIFERENTES FASES | 42 |
| 4.3.1 <i>Fase de Levantarse</i> | 42 |
| 4.3.2 <i>Fase de Caminata de Ida</i> | 42 |
| 4.3.3 <i>Fase de Giro de 3 Metros</i> | 42 |
| 4.3.4 <i>Fase de Caminata de Vuelta</i> | 42 |
| 4.3.5 <i>Fase de Giro Antes de Sentarse</i> | 43 |
| 4.3.6 <i>Fase de Sentarse</i> | 43 |
| 4.3.7 <i>Análisis del Tiempo Total</i> | 43 |
| 4.3.8 <i>Análisis de la Velocidad de Ida</i> | 43 |
| 4.3.9 <i>Análisis de la Velocidad de Vuelta</i> | 43 |
| 4.3.10 <i>Análisis de la Velocidad de Giro 3 Metros</i> | 44 |
| 4.3.11 <i>Análisis de la Velocidad de Giro Antes de Sentarse</i> | 44 |
| 4.3.12 <i>Clasificador</i> | 44 |
| CAPÍTULO 5. CONCLUSIONES | 45 |

| | |
|--|-----------|
| 5.1. CONCLUSIONES | 45 |
| 5.2. TRABAJOS FUTUROS..... | 45 |
| CAPÍTULO 6. GLOSARIO | 47 |
| CAPÍTULO 7. REFERENCIAS..... | 48 |
| ANEXO A. CONSENTIMIENTO INFORMADO | 51 |
| ANEXO B. INFORMACIÓN DE PARTICIPANTES | 56 |



Lista de Tablas

| | |
|--|----|
| Tabla 2-1 Características del sensor inercial y magnético | 23 |
| Tabla 2-2 Medidas de resultado representativas de 7 subpruebas..... | 27 |
| Tabla 4-1 Medidas de tendencia central de los participantes del estudio | 37 |
| Tabla 4-2 Estadísticas Descriptivas Actualizadas de las Características del Movimiento. | 40 |
| Tabla 0-1 Datos de los participantes del estudio..... | 56 |



Lista de Figuras

| | |
|--|----|
| Figura 1-1 Grafico de esperanza de vida..... | 13 |
| Figura 2-1 Diagrama de Time Up and Go..... | 25 |
| Figura 2-2 Posición de los 5 sensores inerciales..... | 26 |
| Figura 3-1 Diagrama del entorno de trabajo. En la numeración encontramos dividido en 2, donde el numero 1 representa el circuito de la prueba y el número 2 se encuentra una cámara con el computador..... | 34 |
| Figura 3-2 Diagrama de flujo de código de adquisición de datos..... | 35 |
| Figura 4-1 Gráfico de las señales adquiridas, del sujeto 40, contiene las señales de aceleración, velocidad angular y ángulos de orientación obtenidos de manera directa y desde los cuaterniones. | 38 |
| Figura 4-2 Gráficos obtenidos de la segmentación del paciente 40..... | 40 |



Capítulo 1. Introducción

1.1. Introducción General

La expectativa de vida a nivel mundial ha ido en aumento de manera significativa, como se puede apreciar en la Figura 1-1 en donde se compara de manera muy resumida la esperanza de vida actual, con la esperanza de vida de una época anterior y la proyección para el año 2050, es aquí donde se aprecia un incremento significativo en la longevidad de la población mundial. Una de las principales consecuencias de este aumento son los factores que perjudican la calidad de vida de las personas mayores que se encuentran comprendidas en los grupos, debido a las diferentes enfermedades, lesiones, fragilidad y las recuperaciones con mayores dificultades que presentan a partir de cierta edad, lo que incorpora muchas complicaciones y riesgos en su vida cotidiana.

Dentro de las afecciones se encuentran, enfermedades cardíacas, respiratorias crónicas, diferentes tipos de Cáncer, enfermedades neurodegenerativas y diabetes, las cuales son las principales causas de muerte en las personas mayores, esto trae complicaciones en este sector de la población, lo que incorpora efectos secundarios en las personas mayores, como vendría siendo la pérdida de facultades móviles, disminuyendo así la movilidad, la musculatura, la coordinación, entre otras características clave, que impiden y disminuyen su movilización, manteniendo su independencia, esto genera otro problema que complica a este sector, el cual es el riesgo de que la persona padezca una caída.

Es sumamente importante tener en cuenta esto que es prevalente a nivel mundial, el cual representa un 11% de las muertes por lesiones no intencionales, que lo posiciona como la segunda causa, constituyendo un problema real de salud pública, implicando un coste económico considerable, las caídas representan un rol importante en la morbilidad y mortalidad en personas mayores de 65 años, afectando mayormente a las mujeres. [1]

Profundizando en las incidencias de este sector de la población, se enfrentan a una incidencia de entre el 30 y 40% cada año, lo que aumenta a medida que sube la longevidad de las personas, en donde se alcanza el porcentaje de 50% aproximadamente al llegar a los 80 años, esto se considera con consecuencias más agravadas si se tiene en cuenta que las caídas sufridas por ese grupo de personas, donde se consideran los antecedentes, cerca del 60% de ellos presentan en sus registros caídas anteriores, incrementando los riesgos asociados a las caídas, sin descartar que lo más probable es que en un futuro manifiesten otro incidente de una caída. [1]

Entre las consecuencias que estos eventos pueden ocasionar en las personas mayores, van desde lesiones leves, dolor en la zona o zonas afectadas, hasta fracturas, siendo la más grave de ellas la fractura de cadera, la que se asocia de mayor medida con la mortalidad, lo que aumenta la preocupación si se considera que en las personas mayores las fracturas de cadera se producen en un 90% por las caídas. Si se observa el estudio realizado en finlandeses desde 65 años, que relaciona la mortalidad en este sector de la población con las fracturas de cadera, donde se compara con grupos de la misma edad y el riesgo de muerte asociado, se observa que, considerando la recuperación postoperatoria, el riesgo de muerte en las personas al final del primer año fue de un 27,3%, lo que aumentaba hasta un 79,0% al final del seguimiento. Con esto los investigadores del estudio concluyeron que, en comparación a personas mayores sin fracturas de cadera, como población general, las personas que sufrían dichas fracturas, las probabilidades de muerte aumentaban 3 veces más, considerando que son muertes por complicaciones asociadas a las fracturas, en todas sus categorías de causa de muerte. [2]

Para prevenir caídas en pacientes, se implementan diversas medidas de evaluación que permiten identificar y cuantificar el riesgo de caída. Estas evaluaciones se basan en estándares establecidos y utilizan diferentes pruebas para medir la movilidad, el equilibrio y otros factores relacionados con el riesgo de caídas. Entre las pruebas más comunes se encuentran: Escala de Equilibrio de Berg (BBS), Prueba de Alcance Funcional (FRT), Timed Up and Go (TUG), Escala de Morse, Índice de Katz para las Actividades de la Vida Diaria (ADL), Evaluación de la Fuerza Muscular y del Equilibrio Dinámico. Todas estas son algunas de las pruebas que miden el riesgo de caídas de una persona, sin embargo, la prueba TUG se destaca entre estas opciones debido a su simplicidad, rapidez y efectividad. A diferencia de otras evaluaciones que pueden requerir más tiempo, equipo especializado o capacitación extensa, la TUG ofrece una manera fácil y eficiente de medir la movilidad y el equilibrio del paciente. Esta prueba no solo proporciona resultados rápidos y precisos, sino que también es altamente accesible, permitiendo a los profesionales de la salud realizar evaluaciones en una amplia variedad de entornos clínicos y comunitarios. Por estas razones, la TUG es frecuentemente la prueba de elección para evaluar el riesgo de caídas en pacientes de diferentes perfiles [3].

La prueba TUG presenta deficiencias como sensibilidad a factores externos, evaluación limitada del equilibrio, incapacidad para detectar problemas sutiles, dependencia del tiempo,

exclusión de factores cognitivos, variabilidad entre evaluadores, falta de adaptación para todas las poblaciones y evaluación parcial de la funcionalidad diaria.

La incorporación de laboratorios de marcha y sensores inerciales en la prueba TUG ayuda a solucionar algunas de sus deficiencias al proporcionar datos precisos y detallados sobre la cinemática del movimiento, mejorar la evaluación del equilibrio, detectar problemas sutiles en la marcha, y ofrecer consistencia y objetividad en la medición de la movilidad. Los laboratorios de marcha permiten un análisis integral de los patrones de movimiento utilizando múltiples cámaras y plataformas de fuerza, mientras que los sensores inerciales ofrecen datos en tiempo real sobre aceleración, velocidad y orientación, permitiendo una evaluación más precisa y detallada del riesgo de caídas.

Los laboratorios de marcha ofrecen una evaluación exhaustiva y detallada de los patrones de movimiento, utilizando equipos sofisticados que proporcionan datos precisos y complejos, lo cual es ideal para diagnósticos clínicos avanzados y estudios científicos. Sin embargo, estos laboratorios tienen desventajas significativas, como un alto costo, necesidad de tiempo y recursos considerables, accesibilidad limitada y entorno controlado que puede no reflejar el comportamiento cotidiano del paciente. En contraste, los sensores inerciales son portátiles, fáciles de usar y mucho más económicos. Permiten evaluaciones rápidas y en tiempo real de la movilidad y el equilibrio, ofreciendo una solución accesible y práctica para una amplia gama de pacientes y entornos. Aunque los datos proporcionados por los sensores inerciales no son tan detallados como los de un laboratorio de marcha, su implementación sencilla y su capacidad para realizar monitoreos continuos los convierten en una herramienta preferida para evaluaciones rutinarias del riesgo de caídas.

Es por eso por lo que en la prueba del TUG los sensores inerciales ofrecen una mejora sustancial de bajo costo e implementación, fácilmente aplicable en diversos centros de salud, que debido a la información que proporciona sobre los datos detallados y precisos de la cinemática del movimiento, evaluando el equilibrio y brindando la posibilidad de detectar problemas mucho más sutiles, asegurando la objetividad y consistencia en el proceso de evaluación de la prueba en las mediciones obtenidas. Estas ventajas generan una evaluación más completa y precisa del riesgo de caídas, que permite una mejora en la intervención y el manejo del riesgo de los pacientes.

El presente estudio pretende evaluar y desarrollar más a fondo los modelos predictivos de caídas en base a datos obtenidos de sujetos sanos utilizando sensores inerciales. Se espera que, mediante la incorporación de esta tecnología, se puedan identificar patrones y desarrollar

intervenciones preventivas más efectivas para los adultos mayores, aprovechando la precisión y el detalle que ofrecen los sensores inerciales en la evaluación de la movilidad y el equilibrio.

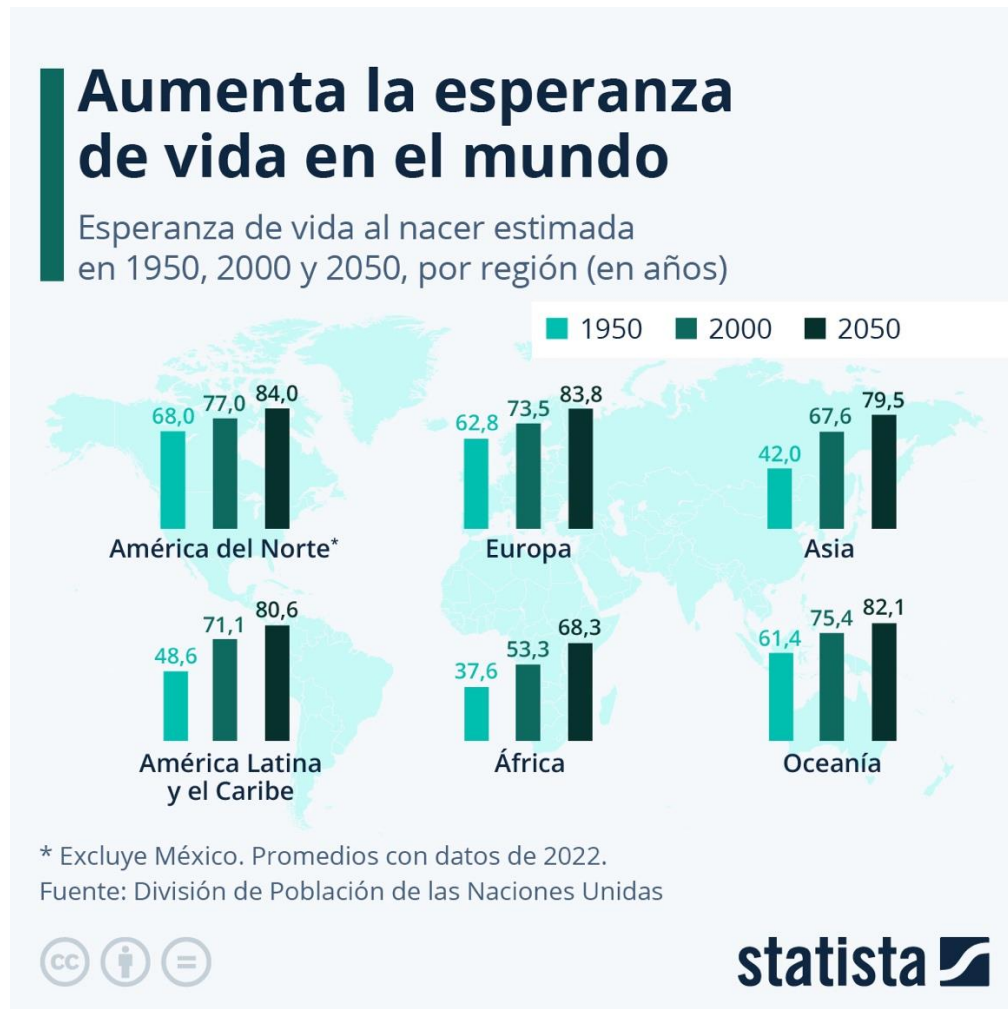


Figura 1-1 Gráfico de esperanza de vida.

Proyección de la esperanza de vida desde los años 1950 hasta el año 2050

Obtenido de [4].

1.2. Objetivos

1.2.1 Objetivo General

Determinar el patrón de movimiento estándar en individuos de hasta 60 años durante la prueba TUG, utilizando sensores inerciales, para establecer una referencia en la detección de desviaciones anormales.

1.2.2 Objetivos Específicos

- Recoger datos de movimiento con el sensor inercial de la Universidad de Concepción durante la prueba TUG. [5]
- Analizar la variabilidad de los datos para definir un rango de normalidad en los patrones de movimiento.
- Verificar la precisión y exactitud del sensor inercial QMUV en la captura de patrones de movimiento estándar. [5]
- Evaluar la eficacia del sensor inercial QMUV en la monitorización y detección de patrones de movimiento durante la prueba TUG.

1.3. Alcances y Limitaciones

- i. **Alcance:** Este estudio tiene el potencial de identificar patrones de movimiento normales durante la prueba TUG en una variedad de pacientes, lo que podría ofrecer una base para investigar el comportamiento del movimiento humano y detectar alteraciones en la marcha.
- ii. **Limitación:** La muestra puede verse limitada por la disponibilidad de participantes y la necesidad de representar diversos grupos etarios, lo que podría afectar la representatividad de los datos y su generalización a la población más amplia. Este estudio sienta las bases para investigaciones futuras que podrían expandir la muestra y diversificar los grupos etarios para mejorar la generalización de los resultados.

1.4. Metodología

La metodología es el conjunto de métodos y técnicas que guían la investigación científica, asegurando la validez y fiabilidad de los resultados. En esta sección, se describen en detalle los procedimientos empleados para llevar a cabo el estudio.

1.4.1 Diseño de la investigación

- **Enfoque Cuantitativo Observacional de Corte Transversal:**

Este estudio adopta un enfoque cuantitativo observacional de corte transversal. El enfoque cuantitativo permite la medición precisa y objetiva de variables específicas, en este caso, los patrones de movimiento durante la prueba Timed Up and Go (TUG) utilizando sensores inerciales.

El diseño de corte transversal implica la recopilación de datos en un solo punto temporal, lo que facilita la evaluación de la prevalencia y características de los patrones de movimiento en una muestra de individuos de 19 a 31 años. Este diseño es especialmente adecuado para estudios que buscan describir el estado actual de un fenómeno sin manipulación de variables independientes. Además, su implementación es eficiente y económica, permitiendo la recolección de una gran cantidad de datos en un período relativamente corto.

- **Justificación del Diseño:**

El diseño observacional es elegido debido a su capacidad para proporcionar una visión integral de los patrones de movimiento sin intervenir en el comportamiento natural de los sujetos. Esto es crucial para capturar datos realistas y representativos. Aunque este diseño no establece relaciones causales, es ideal para identificar correlaciones y tendencias significativas, lo cual es fundamental en etapas exploratorias y descriptivas de la investigación.

- **Utilización de Sensores Inerciales:**

Los sensores inerciales se seleccionan por su precisión en la medición de movimientos tridimensionales, permitiendo una evaluación detallada de la cinemática del movimiento. Estos dispositivos son portátiles, accesibles y proporcionan datos en tiempo real, lo que facilita la recolección continua de información durante la prueba TUG. La elección de sensores inerciales responde a la necesidad de obtener datos precisos y detallados sobre la movilidad y el equilibrio, superando las limitaciones de métodos tradicionales.

- **Prueba Timed Up and Go (TUG):**

La prueba TUG es ampliamente utilizada para evaluar el riesgo de caídas en individuos mayores. Su simplicidad, rapidez y efectividad la hacen ideal para este estudio. La incorporación de sensores inerciales en la prueba TUG mejora la sensibilidad y especificidad de las evaluaciones, proporcionando datos más ricos y detallados sobre los patrones de movimiento.

Con este enfoque metodológico, se pretende desarrollar modelos predictivos de caídas basados en datos de sujetos sanos, utilizando la tecnología de sensores inerciales. Estos modelos podrán ser evaluados y mejorados continuamente, con el objetivo de prevenir caídas y mejorar la calidad de vida en poblaciones mayores [6].

1.4.2 Población

La población de estudio estará compuesta por individuos jóvenes adultos, de edades comprendidas entre los 19 y 31 años, residentes en la región del Bio-Bio. La selección de esta población se basa en la facilidad de acceso y reclutamiento proporcionada por la población estudiantil universitaria de la región. Además, el enfoque en jóvenes adultos saludables establece una línea de base para el desarrollo de modelos predictivos de caídas, que podrán ser comparados con datos futuros de poblaciones mayores.

A. *Criterios de Inclusión:*

- *Edad:* Participantes deben tener entre 19 y 31 años.
- *Salud:* Los individuos deben estar sanos, sin condiciones médicas que afecten la movilidad.
- *Movilidad:* Los participantes deben ser capaces de caminar de manera independiente sin la ayuda de dispositivos de movilidad.

B. *Criterios de Exclusión:*

- Presencia de cualquier condición médica que interfiera con la realización segura de la prueba TUG.
- Uso de medicamentos que afecten la coordinación o el equilibrio.
- Historia reciente de lesiones que afecten la marcha.

C. *Justificación de la Población Elegida:*

La elección de individuos jóvenes y sanos como población de estudio permite la recopilación de datos de referencia sobre patrones de movimiento normales. Esta información es crucial para el desarrollo inicial de modelos predictivos de caídas. Posteriormente, estos modelos pueden ser adaptados y validados en poblaciones mayores, que son las más vulnerables a sufrir caídas. Además, estudiar una población joven y saludable minimiza las variaciones en los datos causadas por enfermedades o discapacidades, proporcionando una base sólida para la comparación futura.

1.4.3 Muestra y muestreo

A. *Tamaño de la Muestra:*

Este estudio utilizará una muestra no probabilística de conveniencia, compuesta por 60 participantes. La muestra estará equitativamente dividida entre hombres y mujeres para asegurar la representatividad de ambos sexos en los patrones de movimiento observados.

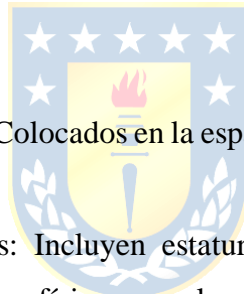
B. *Método de Muestreo:*

El muestreo de conveniencia se elegirá debido a la facilidad de acceso a los participantes y la eficiencia en la recolección de datos. Los participantes serán reclutados mediante anuncios en la universidad. Se seleccionarán voluntarios que cumplan con los criterios de inclusión y exclusión previamente definidos.

1.4.4 Técnicas de recolección de datos

A. *Instrumentos y Procedimientos:*

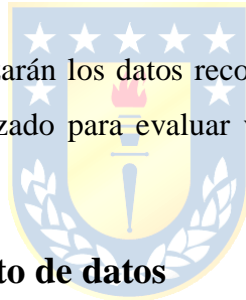
- Sensores Inerciales QMUV: Colocados en la espalda baja, entre las vértebras L3 y L4, para obtener mediciones precisas.
- Mediciones Antropométricas: Incluyen estatura, longitud de las piernas y peso para correlacionar las características físicas con el rendimiento en la prueba TUG.
- Cámara de Video: Para registrar visualmente todo el procedimiento de la prueba, la cual es la que se encuentra integrada en el smartphone Xiaomi Redmi Note 10S, con una cámara de 64MP a una resolución de 1080p [5].



1.4.5 Procedimiento de recolección de datos

1. Consentimiento Informado: Antes de participar, cada sujeto recibirá un formulario detallando los objetivos, procedimientos, riesgos, beneficios y confidencialidad del estudio. Se requerirá que los participantes firmen el formulario para confirmar su consentimiento voluntario.
2. Preparación del Sensor Inercial: El sensor QMUV se colocará en la parte baja de la espalda, entre las vértebras L3-L4, asegurándolo firmemente para evitar desplazamientos durante la prueba.

3. Configuración de la Cámara: La cámara se instalará en un lugar estratégico para registrar los movimientos del sujeto durante la prueba.
4. Calibración del Sensor Inercial: Antes de iniciar, se calibrará el sensor con el participante en posición erguida, brazos relajados y pies juntos.
5. Instrucciones Previas a la Prueba: Se mostrará al participante la silla y la línea de 3 metros que demarca el recorrido de la prueba.
6. Demostración de la Prueba: Se realizará una demostración de la prueba para que el participante comprenda el procedimiento.
7. Registro de la Prueba: Se comenzará a grabar con la cámara simultáneamente con la señal de inicio, capturando todos los movimientos relevantes.
8. Realización de Intentos: Se efectuarán tres intentos: un ensayo inicial seguido de dos intentos cronometrados, seleccionando el mejor tiempo.
9. Conclusión de la Prueba: Al finalizar la prueba TUG, se detendrá la grabación y se retirarán los sensores.
10. Análisis de Datos: Se analizarán los datos recogidos por el sensor QMUV y la cámara mediante software especializado para evaluar variables como velocidad, aceleración y tiempo de reacción.



1.4.6 Técnicas de procesamiento de datos

A. Algoritmos Especializados:

Los datos obtenidos a través de los sensores inerciales serán procesados utilizando algoritmos especializados, que se han desarrollado como el de segmentación de la prueba TUG, para analizar patrones de movimiento. Estos algoritmos se aplicarán después de la recolección de datos para establecer parámetros de referencia basados en la información recogida de la muestra.

1.4.7 Análisis de datos

A. Análisis Estadístico:

- *Descriptivo*: Se efectuará un análisis estadístico descriptivo para determinar la variabilidad entre los sujetos y definir el patrón de movimiento estándar en la prueba TUG.

- *Clasificación y Aprendizaje Automático*: Se aplicarán técnicas de clasificación y aprendizaje automático para identificar desviaciones respecto al patrón estándar.

1.4.8 Consentimiento Informado

A. *Aprobación Ética*:

El consentimiento informado para este estudio ha sido aprobado por un comité de ética, y el formulario completo se encuentra en la sección Anexo A. CONSENTIMIENTO INFORMADO. Se encuentra asociado al proyecto “*Sistema Tecnológico Para La Evaluación De Riesgos Ergonómicos De Trastornos Musculoesqueléticos De Acuerdo Con Normativa Nacional Y Metodologías Internacionales*”, asociado al código “ID20110297”. Este formulario detalla los objetivos, procedimientos, riesgos, beneficios y medidas de confidencialidad del estudio.



Capítulo 2. Marco Teórico

2.1. Datos Sociodemográficos y Epidemiología de las Caídas en Adultos

Mayores

Los adultos mayores, definidos generalmente como personas de 65 años o más, representan una creciente proporción de la población mundial debido al envejecimiento demográfico. Según datos de la Organización Mundial de la Salud (OMS), aproximadamente un 28-35% de las personas mayores de 65 años experimentan una caída cada año, con esta cifra aumentando al 32-42% para aquellos mayores de 70 años. Las caídas son la segunda causa mundial de muerte accidental, y entre los adultos mayores, las caídas pueden resultar en lesiones graves como fracturas de cadera y traumatismos craneales. [7] [8]

2.2. Biomecánica de la marcha humana

La marcha humana se caracteriza por un ciclo repetitivo de movimientos de las extremidades inferiores. Las principales fases de la marcha incluyen la fase de apoyo y la fase de balanceo. En este estudio, se analizarán principalmente las variables biomecánicas relacionadas con la postura y el movimiento de la cadera. Esto incluye la aceleración y los ángulos de orientación de la cadera. Además, se considerarán las transferencias posturales como la transición de sedente a bípedo y el equilibrio durante el bípedo estático y dinámico.

2.2.1 Marcha humana

La marcha humana es una forma de locomoción que implica el movimiento alternativo y rítmico de las extremidades y el tronco, con el objetivo de desplazar el centro de gravedad hacia adelante con un mínimo gasto de energía [9]. La marcha humana es un proceso aprendido que está influenciado por numerosos factores ambientales, como el calzado, el terreno o la velocidad [9], se compone de dos fases principales: la fase de apoyo y la fase de balanceo. Cada una de estas fases se puede subdividir en varios intervalos que describen los movimientos articulares, musculares y posturales que se producen en cada momento. A continuación, se presenta un resumen de los elementos de la marcha y sus fases:

- Fase de apoyo: Es el periodo en el que el pie está en contacto con el suelo. Representa el 60% del ciclo de la marcha. Se divide en cinco intervalos [9]:

- Contacto del talón: Es el instante en que el talón toca el suelo. Se produce una flexión de la rodilla y una dorsiflexión del tobillo. El pie actúa como un amortiguador.
- Apoyo plantar: Es el contacto de la parte anterior del pie con el suelo. Se produce una extensión de la rodilla y una plantiflexión del tobillo. El pie actúa como un estabilizador.
- Apoyo medio: Es el momento en que el trocánter mayor se encuentra verticalmente con el centro del pie. Se produce una ligera flexión de la cadera, la rodilla y el tobillo. El pie actúa como un propulsor.
- Elevación del talón: Es el instante en que el talón se eleva del suelo. Se produce una extensión de la cadera, la rodilla y el tobillo. El pie actúa como un acelerador.
- Despegue del pie: Es el momento en que el pie deja de contactar con el suelo. Se produce una flexión máxima de la cadera, la rodilla y el tobillo. El pie actúa como un lanzador.
- Fase de balanceo: Es el periodo en el que el pie no está en contacto con el suelo. Representa el 40% del ciclo de la marcha. Se divide en tres intervalos [9]:
 - Balanceo inicial: Es el momento en que el pie se separa del suelo. Se produce una flexión de la cadera y la rodilla y una dorsiflexión del tobillo. El pie actúa como un elevador.
 - Balanceo medio: Es el momento en que el pie pasa por debajo del cuerpo. Se produce una extensión de la cadera y una flexión de la rodilla y el tobillo. El pie actúa como un avanzador.
 - Balanceo terminal: Es el momento en que el pie se prepara para el contacto con el suelo. Se produce una extensión de la cadera y la rodilla y una dorsiflexión del tobillo. El pie actúa como un preparador.

La marcha humana es un concepto clave para comprender el funcionamiento del sistema locomotor y su relación con el entorno, implica una coordinación entre los sistemas nervioso, muscular y esquelético, así como una adaptación a las condiciones externas. La biomecánica de la marcha humana aporta herramientas para medir y evaluar los parámetros que definen la marcha normal y patológica, y para proponer soluciones que mejoren la calidad de vida de las personas.

2.2.2 Equilibrio

El equilibrio es una condición física que se da cuando un cuerpo rígido no tiene aceleración lineal ni angular respecto a un marco de referencia inercial. Esto implica que las fuerzas y los torques externos que actúan sobre el cuerpo se entre sí [10]. El equilibrio es un concepto clave en el análisis de datos de aceleración y ángulo en exámenes de la prueba time up and go para la identificación de patrones de movimiento, ya que permite estudiar cómo se distribuyen las fuerzas y los momentos que intervienen en el mantenimiento de la postura y el desplazamiento [11] [12].

Para medir la aceleración y el ángulo de un cuerpo en movimiento, se pueden utilizar sensores como acelerómetros, giroscopios o magnetómetros, que registran las variaciones de velocidad lineal, velocidad angular y orientación del cuerpo, respectivamente [10] [11]. Estos sensores se pueden colocar en diferentes partes del cuerpo, como la cabeza, el tronco o las extremidades, para obtener información sobre la dinámica del movimiento y el equilibrio [12]. Los datos obtenidos se pueden procesar mediante técnicas de análisis estadístico, filtrado digital o transformada de Fourier, para extraer los parámetros relevantes que caracterizan el movimiento y el equilibrio, como la frecuencia, la amplitud, la fase o la potencia [13].

El análisis de los datos que proporcionan las unidades de medición inercial puede aplicarse a diferentes tipos de exámenes que evalúan el equilibrio y el movimiento de las personas. Por ejemplo, los exámenes de marcha consisten en medir la aceleración y el ángulo del cuerpo durante la caminata, para analizar la velocidad, la cadencia, el ciclo de marcha, la simetría y la estabilidad [10] [11]. Los exámenes posturales consisten en medir la aceleración y el ángulo del cuerpo durante la posición de pie o sentado, para analizar el balanceo, el desplazamiento del centro de gravedad, la respuesta a perturbaciones o la fatiga [14]. Los exámenes de equilibrio consisten en medir la aceleración y el ángulo del cuerpo durante diferentes tareas que implican mantener o recuperar el equilibrio, como permanecer sobre una superficie inestable, inclinarse hacia un lado o realizar un giro [15].

El análisis de estos datos puede servir para identificar patrones de movimiento, ya que el equilibrio y el movimiento varían según la edad, el género, el estado de salud o el nivel de actividad física [11] [14]. Por ejemplo, se puede comparar el equilibrio y el movimiento de niños, adultos y personas mayores, para observar cómo cambian los parámetros de aceleración y ángulo con el desarrollo y el envejecimiento [15]. También se puede comparar el equilibrio y el movimiento de personas sanas y personas con enfermedades o lesiones que afectan al sistema nervioso o

musculoesquelético, para detectar alteraciones o disfunciones que dificultan el control postural o la coordinación motora.

El sensor inercial que se desarrolló en la Universidad de Concepción [5] tiene un acelerómetro, un giroscopio y un magnetómetro de tres ejes cada uno. También tiene un procesador interno que combina los datos magnéticos e inerciales con un filtro Kalman extendido para dar la orientación en cuaterniones sin problemas de singularidades que tienen las representaciones de Euler y navegación. La orientación se da en ángulos con una precisión de 1 grado. El sensor toma datos a 100Hz con un microcontrolador ARM Cortex-M0+ de 32-bit y bajo costo y los manda por Bluetooth 3.0 a una aplicación de software hasta 20 m de distancia sin oclusión. El sensor funciona con una batería LiPo de 500 mAh que dura 10 h. Se coloca el sensor en las vértebras lumbares L3-L4 más o menos, para todo esto el sensor cuenta con una serie de características las cuales se encuentra en la Tabla 2-1 [5].

Esta tecnología permite obtener datos cuantitativos del equilibrio dinámico durante la marcha y las transferencias posturales, evaluando la estabilidad mediante parámetros como la variabilidad de la aceleración y las velocidades durante la prueba. Estos datos son cruciales para comprender mejor la biomecánica del equilibrio y desarrollar intervenciones efectivas para prevenir caídas y mejorar la movilidad en adultos mayores.

Tabla 2-1 Características del sensor inercial y magnético

| Sensor | Ejes | Rango | Banda de Frecuencia | Resolución | Frecuencia de salida |
|--------------|------|-----------------|---------------------|------------------------------|----------------------|
| Acelerómetro | XYZ | $\pm 16G$ | 62.5 Hz | 14bits($\approx 1.95mG$) | 100 Hz |
| Giroscopio | XYZ | $\pm 2000dps$ | 32 Hz | 16bits($\approx 0.062dps$) | 100 Hz |
| Magnetómetro | XY | $\pm 1300\mu T$ | 10 Hz | 13bits($\approx 317\mu T$) | 20 Hz |
| - | Z | $\pm 2500\mu T$ | 10 Hz | 15bits($\approx 152\mu T$) | 20 Hz |

Fuente: Información obtenida de [5].

2.3. Sensores Inerciales

Los sensores inerciales son dispositivos que permiten medir y analizar el movimiento de un cuerpo en el espacio, mediante la captación de la aceleración lineal y la velocidad angular, como se ha mencionado anteriormente [11]. Estos sensores se componen de acelerómetros, giróscopos y magnetómetros, que registran las variaciones de la posición, la orientación y la velocidad del cuerpo respecto a un sistema de referencia [16]. Los sensores inerciales tienen múltiples aplicaciones, en el

ámbito de la biomecánica, los sensores inerciales son una herramienta útil para estudiar el movimiento humano de forma objetiva y cuantitativa [12] [16].

Estos dispositivos ofrecen ventajas como su bajo costo, su portabilidad, su facilidad de uso y su capacidad para medir el movimiento en entornos naturales y dinámicos [16]. Sin embargo, también presentan algunos desafíos, como la calibración, la sincronización, la integración de datos o la corrección de errores [17].

Los sensores inerciales son, por tanto, un concepto clave para comprender el movimiento humano desde una perspectiva biomecánica. Su uso permite obtener información relevante sobre las características y los patrones del movimiento, así como sobre los factores que lo afectan o lo modifican. Los sensores inerciales son una tecnología en constante desarrollo y mejora, que abre nuevas posibilidades para el estudio y la intervención en el campo de la biomecánica.

2.4. Pruebas Clínicas Utilizadas

Entre las pruebas clínicas utilizadas en este estudio se encuentra la prueba TUG, que evalúa la movilidad y el equilibrio funcional. La prueba consiste en cronometrar a un individuo mientras se levanta de una silla, camina 3 metros, gira, regresa a la silla y se sienta nuevamente. Esta prueba permite obtener una visión general de la capacidad funcional y el riesgo de caídas en adultos mayores.

Se realizan dos intentos y se elige el mejor tiempo como se puede apreciar en la Figura 2-1. El participante puede usar su producto de apoyo habitual para caminar si es necesario [18].

La prueba TUG se relaciona con el deterioro de la salud global, la discapacidad en las actividades de la vida diaria y las caídas [19]. Se plantea como una alternativa a otras pruebas como la Batería Corta de Desempeño Físico (SPPB) o la velocidad de la marcha sobre 4 metros para la detección precoz de la fragilidad [20].

La prueba puede tener algunas limitaciones, como la variabilidad en el procedimiento (uso de reposabrazos, señal de 3 metros, apoyo de la espalda) o la dificultad para realizarla en personas con deterioro cognitivo [20]. Por eso, es importante seguir unas pautas estandarizadas y registrar las observaciones pertinentes. Se puede aplicar al tema “Análisis de datos de aceleración y ángulo en exámenes de marcha, posturales y equilibrio para la identificación de patrones de movimiento” porque permite obtener datos cuantitativos y cualitativos sobre el desempeño físico de las personas mayores. Estos datos se pueden analizar mediante técnicas estadísticas o de inteligencia artificial para identificar patrones de movimiento que se relacionen con la fragilidad, el riesgo de caídas o el pronóstico

funcional [14]. Así, se podría diseñar intervenciones personalizadas y eficaces para mejorar la calidad de vida de las personas mayores.

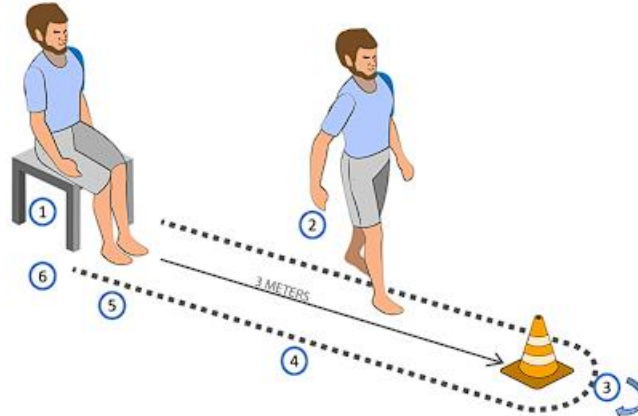


Figura 2-1 Diagrama de Time Up and Go.

Actividades realizadas en la prueba de 3 metros "Time Up and Go". 1 = estar de pie, 2 = primer caminar, 3 = giro de 3 metros, 4 = segundo caminar, 5 = giro antes de sentarse y 6 = estar sentado.

Fuente: Investigadores Universidad de Concepción [5]

2.5. Investigaciones con Sensores Inerciales para el movimiento humano

En la revisión de investigaciones previas, se consideraron 5 publicaciones de diferentes investigadores sobre el uso de sensores inerciales, cada uno de ellos utiliza diferentes métodos, posiciones de los sensores y clasificación de los datos, junto con algoritmos diferentes [5] [21] [22].

La publicación realizada por los investigadores de [21] incluye 5 sensores inerciales (peso: 10 g, tamaño: 36 • 24,5 • 10 mm) de Xsens sobre la parte baja de la espalda de cada participante, la parte superior de las piernas y la parte inferior de las piernas para la recopilación de datos del sensor (Figura 2-2 Posición de los 5 sensores inerciales.). [21]

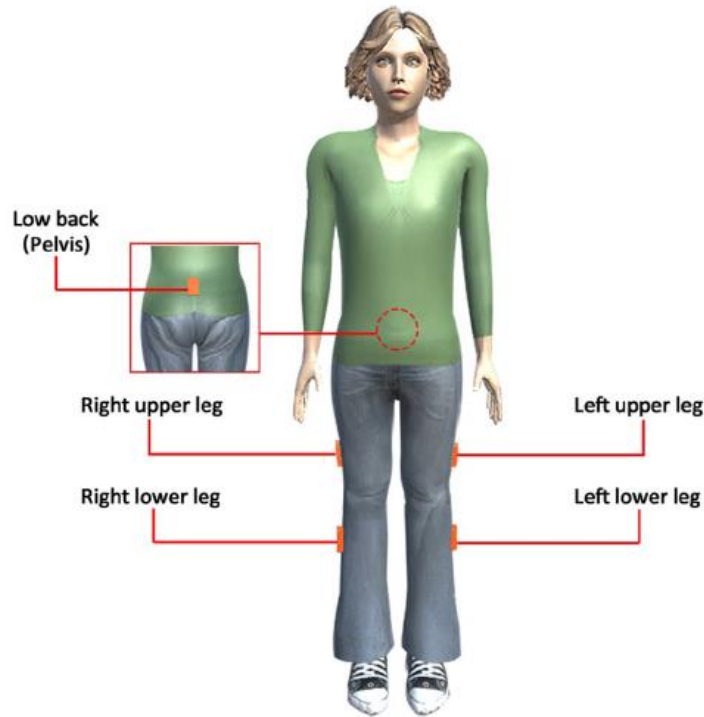


Figura 2-2 Posición de los 5 sensores inerciales.

Posición de los 5 sensores inerciales obtenida de la referencia [23]

Los sensores IMU que utilizaron permitían obtener mediciones con 9 grados de libertad (3 ejes aceleración, velocidad angular de 3 ejes y magnetismo de 3 ejes) y su tasa de muestreo de datos fue de 100 Hz. Ellos le dieron como enfoque principal el cubrir una gama de los principales factores de riesgo de caídas, para esto, utilizaron una batería de pruebas completa pero práctica para multifactorial. La evaluación del riesgo de caídas se diseñó a la medida sobre la base de un marco teórico del sistema de equilibrio humano (fisiológico, funciones psicológicas e integradas) [21].

Es simple y rápido para las personas mayores realizarlo con dispositivos portátiles. Toda la batería de pruebas incluye siete subpruebas (Tabla 2-2) y cada subprueba cumple los siguientes criterios: (1) Simple y rápido de administrar; (2) Factible de emprender para las personas mayores; (3) Válido y pruebas fiables para evaluar los factores de riesgo correspondientes; (4) Medidas cuantitativas, que deben ser principalmente obtenidas de sensores inerciales portátiles de acelerómetros y giroscopios o aplicaciones digitales.

En dicho trabajo realizaron estudios anteriores en los cuales, probaron cada una de las subpruebas, las cuales son: (1) Prueba de integración sensorial: Estar de pie y en silencio en cuatro condiciones experimentales diferentes (Ojos abiertos o cerrados × superficie firme o de espuma). La puntuación de equilibrio, calculada a partir del ángulo de inclinación anteroposterior y medio lateral

de la parte inferior de la espalda (aproximación del centro de masa) en diferentes condiciones, proporciona una indicación del rendimiento individual de los tres sistemas sensoriales responsables de mantener el equilibrio. (2) Límites de Estabilidad - alcance delantero. (3) Sit-to-Stand cinco veces. (4) Time Up and Go. (5) Función Motora. (6) Prueba de reacción de elección. y (7) Prueba de miedo a caerse a través de escala computarizada de eficacia en caídas. El desempeño en las primeras cinco subpruebas se midió usando sensores de inercia portátiles y las últimas dos subpruebas se realizaron a través de sus aplicaciones digitales desarrolladas que se ejecutan en una Tablet PC.

Tabla 2-2 Medidas de resultado representativas de 7 subpruebas

| Subpruebas en la batería de pruebas | Medidas Representativas |
|--|---|
| Prueba de integración sensorial | Dominio del tiempo: puntuación de equilibrio; Aceleración RMS y velocidad angular; tirón en la aceleración o la velocidad angular. Dominio de frecuencia: mediana, centroide y densidad espectral de potencia de aceleración y velocidad angular (direcciones anteroposteriores, medio lateral) |
| Límites de Estabilidad | Distancia de alcance hacia adelante; velocidad angular RMS; Arranque en velocidad angular |
| Sit-to-Stand cinco veces | Transiciones sentado-de pie-sentado, sentado de pie y de pie sentado: duraciones; velocidad angular; arranque |
| Prueba Time Up and Go | Patrón de marcha: velocidad de la marcha; tiempo y duración del paso; aceleración; velocidad angular (direcciones anteroposteriores, medio lateral y vertical). Fase de giro: tiempo de sintonización; velocidad angular |
| Función Motora | Rango de movimiento: flexión de rodilla; extensión de rodilla |
| Prueba de reacción de elección | Velocidad de procesamiento de la información; Tiempo de reacción sencillo |
| Escala computarizada de eficacia en caídas | Puntuación internacional de la escala de eficacia de caídas |

Fuente: Información obtenida de [21].

De lo anterior, los datos que obtuvieron de los entrenamientos de sus algoritmos de clasificación se identificaron de manera bastante acertada cuáles personas de la población de estudio se caían y cuáles no. El clasificador SVM fue el que presentó una mayor precisión global, llegando a un 89,4% (92,7% de sensibilidad y 84,9% de especificidad), es por eso que en este método, se puede rescatar que, los sensores de medición inercial se posicionan como una gran promesa en la evaluación del riesgo de caídas en las personas mayores, pudiendo gracias al algoritmo de clasificación,

identificar a las personas en riesgo de manera confiable, para que se apliquen las intervenciones apropiadas y los programas de prevención se pueden aplicar para reducir el riesgo de caídas en adultos mayores y, en última instancia, mejorar su calidad de vida [21].

De todo esto se obtiene que, los sensores inerciales son una buena herramienta para poder caracterizar problemas en el equilibrio y problemas en la marcha. Los investigadores, al utilizar 5 sensores obtuvieron una gran cantidad de datos para la clasificación, pero estos pueden ser reducidos, minimizando los gastos y posibles variaciones que haya entre cada paciente.

Una de las investigaciones de las cuales se revisó, es la desarrollada por los investigadores de la Universidad de Concepción, [5] que han producido varios estudios sobre los sensores inerciales para la detección del movimiento humano, dentro de los diversos estudios, se encuentra el citado en [5], el cual presenta un método para segmentar las diferentes etapas de la prueba Time Up and Go, el cual se logró a través de pruebas experimentales. La unidad de medición inercial para las mediciones experimentales que llevaron a cabo tiene las especificaciones que se encuentran en la Tabla 2-1, se encontraba ubicado en la parte inferior de la espalda, entre L3-L4 [5].

El estudio experimental se realizó con un total de 27 personas, divididas en diferentes clasificaciones, 25 de los participantes eran jóvenes sanos, 18 hombres y 7 mujeres, que se encontraban entre 25 y 33 años, y los 12 participantes restantes eran mayores, entre 59 y 93 años, de los cuales 7 eran hombres y 5 mujeres. Todas las personas que participaron en el estudio fueron reclutadas en la ciudad de Concepción, Chile. Para el estudio, no se consideraron personas con los siguientes diagnósticos médicos: cualquier trastorno que pudiera alterar la capacidad de caminar, ya sea, proveniente de un déficit neurológico, vestibular, del músculo esquelético o sistémico; enfermedades o condiciones médicas que pudieran interferir con su estudio, como enfermedades cardiovasculares, respiratorias o metabólicas; y por último no haber recibido algún tipo de operación relacionada con extremidades inferiores, tronco debido a que esto podría alterar la muestra, con un periodo de tiempo de mayor a dos años, a esto se le incluye que también quedaron excluidos los que usaban dispositivos asistenciales para la marcha y la presencia de alteraciones visuales graves que pudieran alterar el patrón de marcha [5].

Los resultados que obtuvieron luego de hacer las evaluaciones con los diferentes pacientes y de probar los algoritmos de segmentación desarrollados por ellos fue que con una sola una unidad de medición inercial ubicada en la parte posterior lograron detectar los principales eventos de la marcha y eventos espaciotemporales, junto con factores cinemáticos inmersos en la prueba TUG, con una

gran correlación entre el procedimiento clínico convencional, que se basaba en la vista sobre adultos jóvenes y mayores [5].

Por consecuencia, el sensor y algoritmo de segmentación utilizado resulta ser una herramienta tecnológica de fácil uso para el cuidado de la salud profesionales puede ofrecer medidas objetivas para la segmentación de las actividades como estar de pie, caminar, girar y sentarse en relación con eventos críticos relacionados con el riesgo de caídas [5].

De ello, es posible incorporar algoritmos de clasificación a los análisis ya entregados, teniendo un muy amplio abanico de posibilidades para el progreso con los sensores inerciales.

En [22], los investigadores analizaron diversos sistemas de detección de caídas y caracterizaron las causas y consecuencias de estas. Propusieron una definición de un sistema de detección de caídas como "un dispositivo de asistencia que es capaz de detectar, procesar y comunicar datos de alarma en caso de una caída en condiciones de la vida real de manera efectiva". La intención detrás de esta definición es enfatizar no solo la estructura y el propósito de un sistema de detección de caídas, sino también su uso práctico. En otras palabras, un sistema de detección de caídas es efectivo si es capaz de funcionar en escenarios de la vida real. Además, se mencionan los aspectos relacionados con la mitigación de las consecuencias de las caídas, como la reducción del tiempo de respuesta, y se destaca la importancia de la confiabilidad del sistema, medida por el número de falsos positivos y falsos negativos generados. Los sistemas de detección de caídas se clasifican según el despliegue de sus sensores y las técnicas de procesamiento de datos utilizadas.

Como conclusión, los investigadores de [22] indicaron que, el envejecimiento es inevitable, ya sea que termine sin patologías, con patologías leves o severas, siempre es digno envejecer con buena calidad de vida. Los esfuerzos para alcanzar este objetivo no descansan únicamente en la fuerza médica; por lo tanto, es el esfuerzo conjunto entre profesionales de la salud y científicos para abordar los problemas de salud pública. Desde esta perspectiva, se ha abordado en este artículo de revisión un problema antiguo-reciente en el ámbito de la salud pública: el problema de las caídas en las personas mayores. El tema se abordó según dos líneas de investigación:

- Detección de caídas.
- Prevención de caídas.

El artículo trata sobre las caídas de personas mayores y sus causas, propone una clasificación en cuatro niveles de sistemas relacionados con las caídas, basados en si son portátiles, no portátiles o de fusión, y en cómo se despliegan sus sensores. Esta clasificación proporciona una visión global de

estudios anteriores sobre las caídas de personas mayores, con énfasis en los sistemas de fusión. También se mencionan las soluciones basadas en teléfonos inteligentes [22].

Los investigadores de [23] han enfocado su trabajo en sistemas inteligentes de vida asistida por el ambiente (AALS), basados en la tecnología de la internet de las cosas (IoT) para personas mayores. Según el Programa Nacional para el Cuidado de la Salud de las Personas mayores (NPHCE), la población de personas mayores en la India aumentará hasta el 12% de la población nacional para 2025, y entre el 8% y el 10% requerirá la máxima atención. Esto hace que el uso del aprendizaje automático en áreas de, como la detección de caídas, tenga un gran potencial de impacto en la sociedad.

Los investigadores han trabajado en el desarrollo de un sistema de detección de caídas que utiliza el perfil biológico de una persona para clasificarla en una categoría de riesgo, en función de su probabilidad de sufrir una caída [23].

Las tres categorías que se han definido son de alto riesgo, riesgo medio y riesgo bajo. La categorización así, derivada, junto con los parámetros de un sensor portátil, se aplica luego a los algoritmos de Machine learning para detectar caídas. Ellos realizaron una revisión extensa de la literatura del trabajo reciente en el área de los sistemas de detección de caídas, con un enfoque en la aplicación del aprendizaje automático basados en sensores portátiles. El resto del documento está organizado de la siguiente manera. Primero, presentan los requisitos deseables de un sistema portátil de detección de caídas, luego una descripción general de los sistemas de detección de caídas basados en sensores ambientales, sistemas basados en visión y sensores portátiles, a continuación, profundizan un poco más en los recientes avances en sistemas de detección de caídas, basados en dispositivos portátiles. En este, presentan una encuesta de literatura sobre mecanismos basados en umbrales y algoritmos, basados, a su vez, en aprendizaje automático para la clasificación y detección de caídas. Se observó que diferentes documentos examinaron diferentes parámetros de rendimiento de los algoritmos de Machine learning, y aquí presentan un resumen de los resultados. Por último, la literatura existente muestra que, varios parámetros biológicos, fisiológicos y ambientales afectan el riesgo de caída de un sujeto [23].

2.6. Discusión

El marco teórico es una parte fundamental de la investigación, ya que permite situar el problema de estudio en el contexto de los conocimientos existentes y establecer las bases conceptuales y metodológicas para su abordaje. En este caso, el problema de estudio consiste en analizar los datos de aceleración y ángulo en la prueba TUG para la identificación de patrones de movimiento. La revisión

de la literatura existente ha permitido identificar las principales teorías, enfoques y modelos que se han utilizado para este fin, Estos conocimientos previos sirven de base para la comprensión y el desarrollo de la investigación, ya que orientan el planteamiento de los objetivos, las hipótesis y las preguntas de investigación, así como el diseño y la ejecución del estudio. Además, el marco teórico también permite contrastar los resultados obtenidos con los hallazgos de otros estudios y discutir las implicaciones y las limitaciones de la investigación.

La presente sección se enfoca en la biomecánica de la marcha, el equilibrio y la aplicación de sensores inerciales, aspectos cruciales para comprender el movimiento humano y prevenir caídas, especialmente en adultos mayores. Se destaca la marcha como un proceso aprendido influenciado por factores ambientales, subrayando su relevancia en la calidad de vida. Se analizan las fases de apoyo y balanceo, proporcionando un detallado desglose de los elementos y movimientos involucrados.

El equilibrio, esencial para la marcha, se define como la condición física en la que un cuerpo rígido no experimenta aceleración, y se explora su medición mediante sensores inerciales. Estos dispositivos, como acelerómetros, giroscopios y magnetómetros, se presentan como herramientas versátiles para evaluar el movimiento humano de manera objetiva y cuantitativa. Se destaca el desarrollo de un sensor inercial específico en la Universidad de Concepción, con sus características técnicas detalladas.

La aplicación práctica de estos conceptos se evidencia en la prueba TUG, diseñada para medir el tiempo que una persona tarda en realizar una serie de acciones relacionadas con la marcha. Se resalta su utilidad para detectar el deterioro de la salud y la discapacidad, así como su relación con el riesgo de caídas. Se mencionan las limitaciones de la prueba y la importancia de seguir pautas estandarizadas.

La sección también aborda investigaciones que emplean sensores inerciales, enfocándose en la detección de caídas. Se destacan distintos enfoques y algoritmos de clasificación utilizados en estudios previos, con especial énfasis en la efectividad de los sensores para identificar patrones de movimiento y riesgo de caídas en adultos mayores. Se discuten temas relevantes como la confiabilidad de los sistemas y la necesidad de intervenciones personalizadas.

La propuesta incluye los siguientes aspectos clave:

A. *Implementación de Sensores Inerciales en Evaluaciones de Marcha:*

- Colocación de sensores inerciales en la región lumbar, entre L3 y L4 para recopilar datos de aceleración y ángulo durante la marcha.

- Uso del sensor inercial para medir parámetros como velocidad de la marcha, duración del paso, aceleración y velocidad angular.
- Aplicación de algoritmos de segmentación para identificar eventos críticos de la marcha, como el levantarse de la silla, la marcha, el giro y el sentarse.

B. Evaluación de Datos y Detección de Patrones de Riesgo:

- Análisis detallado de los datos recopilados mediante técnicas de procesamiento estadístico y de aprendizaje automático.
- Identificación de patrones de movimiento y parámetros asociados con el riesgo de caídas en personas mayores.
- Desarrollo de algoritmos de clasificación para determinar la probabilidad de riesgo de caídas basada en los datos de los sensores.



Capítulo 3. Procedimiento

3.1. Introducción

En este capítulo, se detallarán los procedimientos implementados para la adquisición de datos, abarcando tanto el diseño del protocolo de recopilación como los dispositivos y métodos empleados. Se proporcionará una visión completa del proceso desde la toma inicial de datos hasta la obtención de las señales, destacando las consideraciones cruciales que guiaron cada paso.

Primero, se describirán las estrategias utilizadas para minimizar los posibles sesgos y garantizar la consistencia en la adquisición de datos. Se prestará especial atención a los documentos y protocolos establecidos para orientar a los participantes, asegurando la uniformidad en la ejecución del procedimiento.

A continuación, se abordarán los instrumentos de medición empleados, con énfasis en la elección y configuración de los sensores inerciales específicos. Además, se proporcionarán detalles sobre los algoritmos aplicados durante la adquisición, subrayando su relevancia en la captura de datos de calidad. Se discutirá la justificación detrás de la selección de estos algoritmos y su contribución al proceso de recopilación.

En relación con los desafíos encontrados durante la adquisición de datos, se analizarán las irregularidades identificadas entre los pacientes, particularmente aquellas relacionadas con la indumentaria utilizada. En este contexto, el ruido se refiere a las interferencias y variaciones no deseadas en los datos recolectados, causadas por la variabilidad en la vestimenta de los pacientes. La presencia de este ruido adicional genera inconsistencias en los datos, afectando la precisión y la fiabilidad de los resultados. Para mitigar este inconveniente, se propone la implementación de filtros adicionales que ayuden a contrarrestar las irregularidades causadas por la ropa, mejorando así la calidad de las señales recogidas.

Finalmente, se presentarán los filtros utilizados, argumentando su elección en función de la naturaleza específica de las irregularidades observadas. Cada filtro se describirá en términos de su configuración y aplicación práctica, subrayando su papel en la mejora de la calidad de las señales recopiladas.

3.2. Preparación del Entorno de Trabajo

La preparación del entorno de trabajo es esencial para la ejecución del proyecto, asegurando que todos los recursos necesarios estén disponibles y accesibles. Esto incluye la configuración de herramientas, organización del espacio y definición de protocolos operativos.

El sistema central consta de un computador con conexión serial vía Bluetooth, permitiendo que el sensor inercial Qmuv se conecte y transmita datos en tiempo real. Además, se utiliza una cámara de celular posicionada en la parte posterior del área de prueba para capturar imágenes en tiempo real.

Para resaltar la postura durante el levantamiento de la silla, se ha optado por una silla sin reposabrazos, proporcionando libertad de movimiento. Una marca situada a tres metros de la silla actúa como referencia para que los participantes ejecuten un giro al llegar a dicha marca.

El sensor inercial Qmuv, adherido en la región de las vértebras T3-T4 en la espalda, se conecta al computador vía Bluetooth, permitiendo la recopilación de datos cruciales para el análisis.

La Figura 3-1 ilustra el entorno de trabajo, destacando el circuito de 3 metros que debe realizar el participante y la ubicación de la cámara y el computador conectados al sensor.

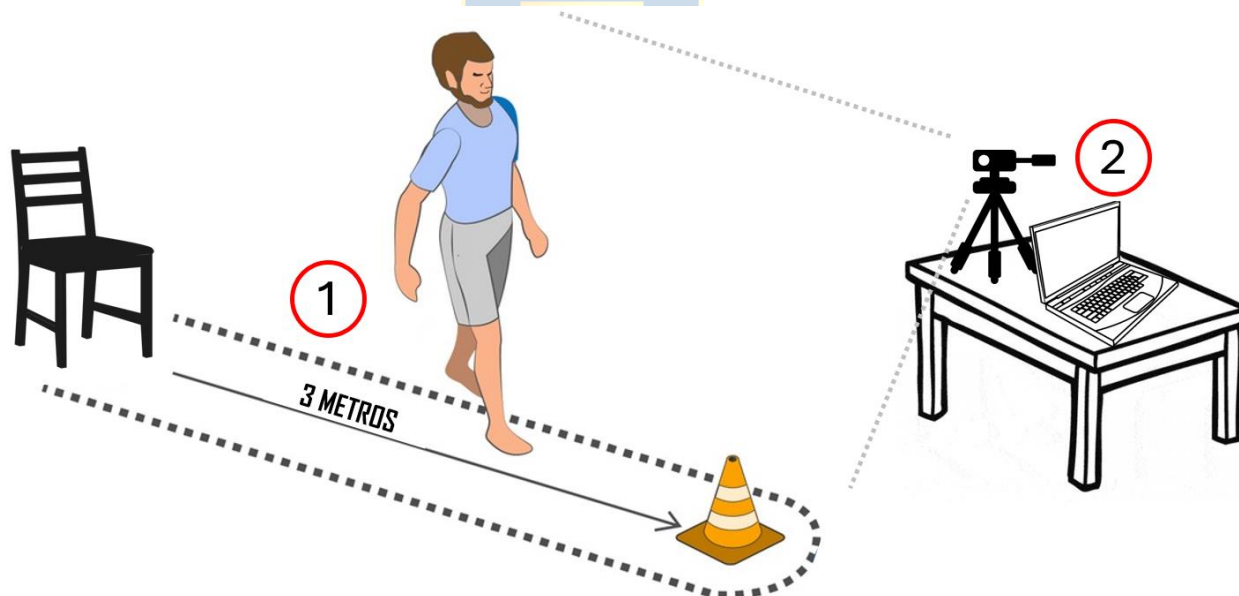


Figura 3-1 Diagrama del entorno de trabajo. En la numeración encontramos dividido en 2, donde el numero 1 representa el circuito de la prueba y el número 2 se encuentra una cámara con el computador.

Fuente: Modificación de [5].

3.3. Adquisición de Datos

El procedimiento de adquisición de datos se realizó en los laboratorios de la carrera de Ingeniería Civil Biomédica de la Universidad de Concepción con 60 participantes. Se les explicó detalladamente el protocolo del TUG (Timed Up and Go) y se respondió a sus inquietudes. El documento de consentimiento informado, aprobado por el comité de ética, se encuentra en el Anexo A. CONSENTIMIENTO INFORMADO.

Para mantener la anonimidad, a cada participante se le asignó un ID, y todos los datos obtenidos se agruparon bajo este ID sin incluir información personal identificable.

Durante la prueba TUG, se explicó que debían partir desde una posición sentada, caminar hasta una marca, girar y regresar a la silla, repitiendo este ciclo tres veces. Se registró el mejor tiempo y se verificó que los datos se adquirieran correctamente para evitar fallos del sensor.

Después de la prueba, se tomaron medidas antropométricas, incluyendo peso, edad, estatura y largo de ambas piernas. Los participantes debían quitarse el calzado para estas mediciones.

La adquisición de datos se realizó utilizando software Python y una librería proporcionada por los investigadores de la Universidad de Concepción [5] [24]. Esto permitió la conexión con la unidad de medición inercial y la visualización en tiempo real de las variables, verificando así el correcto funcionamiento del sensor.

Se permitió a cada participante ver los gráficos de sus pruebas, proporcionando una visión superficial de su desempeño. La Figura 3-2 muestra la lógica del código utilizado para la adquisición de datos.

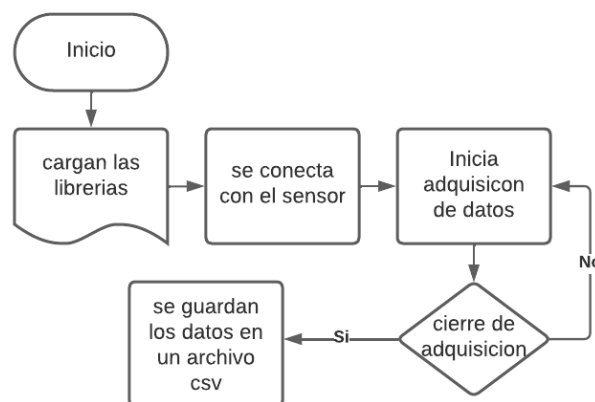


Figura 3-2 Diagrama de flujo de código de adquisición de datos.

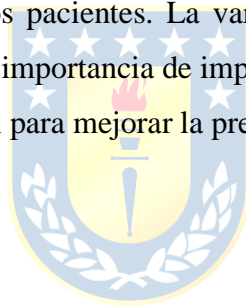
Elaboración propia.

3.4. Discusión

En el capítulo anterior, se ha proporcionado una visión detallada de los procedimientos implementados para la adquisición de datos en un estudio con 60 participantes en el ámbito de la ingeniería biomédica. Se presentaron en detalle el protocolo de recopilación, los dispositivos utilizados y los métodos empleados, destacando las consideraciones cruciales que guiaron cada paso del proceso.

El compromiso con la uniformidad en la ejecución del procedimiento se refleja en la atención especial a los documentos y protocolos establecidos para orientar a los participantes. La elección y configuración de sensores inerciales específicos, junto con los algoritmos aplicados durante la adquisición, fueron fundamentales para garantizar la calidad de los datos obtenidos.

Entre los desafíos encontrados durante la adquisición de datos, se destacan las irregularidades relacionadas con la indumentaria de los pacientes. La variabilidad en la vestimenta generó ruido adicional en los datos, lo que subraya la importancia de implementar filtros adicionales. La discusión sobre cómo abordar este ruido es crucial para mejorar la precisión y fiabilidad de los resultados.



Capítulo 4. Resultados

4.1. Introducción

En este capítulo se presenta un análisis de los datos recopilados mediante sensores inerciales durante la prueba TUG. El análisis se centra en la interpretación de los parámetros de aceleración y ángulo para identificar las diferentes fases de la prueba y analizar el comportamiento de los datos a lo largo de la misma. Los resultados obtenidos no solo proporcionan una comprensión más profunda de la biomecánica de la prueba, sino que también tienen importantes aplicaciones prácticas para el desarrollo de estrategias efectivas en la prevención de caídas y la mejora de la movilidad en poblaciones en riesgo. Este enfoque permite evaluar a los participantes de manera integral, facilitando la identificación de necesidades específicas y la implementación de intervenciones personalizadas.

4.2. Resultados.

Los resultados se pueden dividir en dos categorías principales: datos antropométricos y datos de la prueba. Los datos antropométricos incluyen información sobre las características físicas de los pacientes, como sexo, edad, peso y estatura. Por otro lado, los datos de la prueba TUG proporcionan información sobre la aceleración, la velocidad angular y la posición en ángulos con respecto a los ejes, los cuales se utilizan para realizar los análisis biomecánicos.

4.2.1 Datos de los participantes

En el contexto de la investigación, la Tabla 4-1 presenta los resúmenes estadísticos de los participantes, incluyendo su edad, peso, altura, Largo de la Pierna Izquierda (LPI) y Largo de la Pierna Derecha (LPD). La edad de los participantes es bastante uniforme, con una variación máxima de 5 años alrededor de la media. La altura muestra una desviación estándar 0.1 metro (10 centímetros), mientras que el largo de las piernas varía dentro de un rango de 6 centímetros.

Tabla 4-1 Medidas de tendencia central de los participantes del estudio

| | Edad [Años] | Peso [Kg] | Altura [m] | LPI [cm] | LPD [cm] |
|---------------------|-------------|-----------|------------|----------|----------|
| Media | 23.03 | 72.89 | 1.68 | 92.92 | 92.88 |
| Desviación Estándar | 2.57 | 16.27 | 0.10 | 6.60 | 6.61 |

Fuente: Elaboración propia.

4.2.2 Señal Obtenida

De lo obtenido al realizar las 3 pruebas a cada participante se obtuvo una señal que representa el movimiento de las personas durante la prueba del TUG, el cual se ve reflejado en la Figura 4-1 en la cual se ve representada las curvas sin procesar, graficando las aceleraciones, las velocidades angulares y las orientaciones de interés, las cuales para una ejemplificación fueron normalizadas para una comparación más correcta.

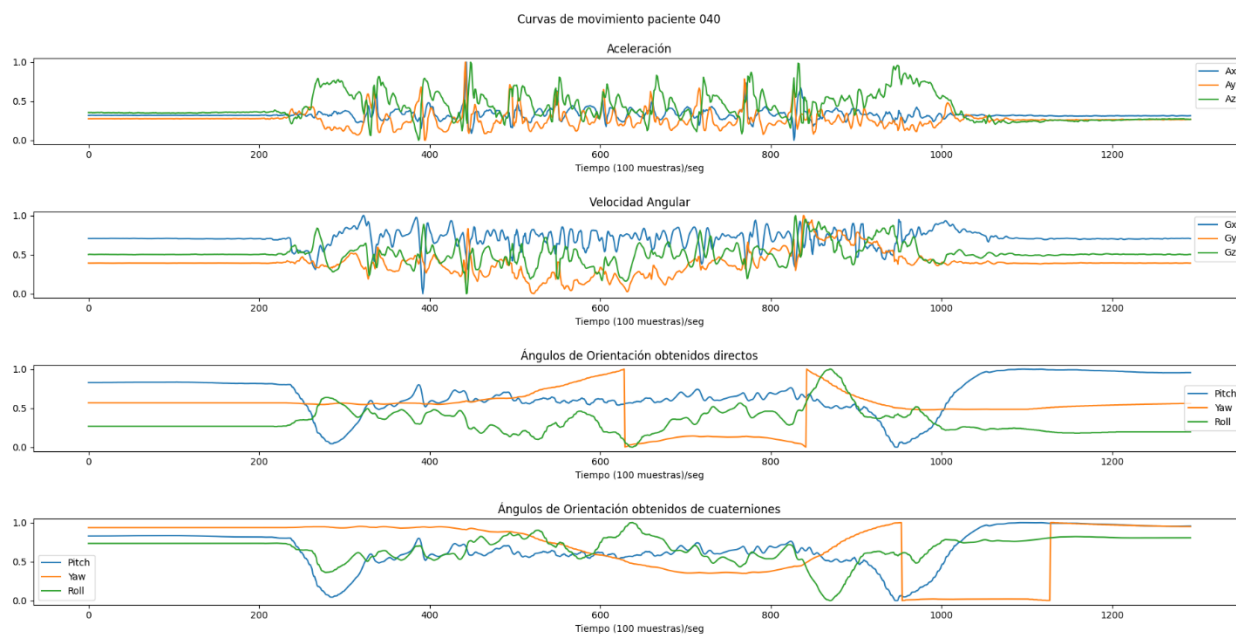


Figura 4-1 Gráfico de las señales adquiridas, del sujeto 40, contiene las señales de aceleración, velocidad angular y ángulos de orientación obtenidos de manera directa y desde los cuaterniones.

Fuente: Elaboración propia.

4.2.3 Procesamiento de Señales y Filtrado

En la sección de procesamiento de señales, se detalla la implementación de diversos códigos de programación en el lenguaje Python [24] para llevar a cabo el procesamiento y filtrado de las señales adquiridas durante las pruebas realizadas. Este procesamiento es esencial para garantizar la calidad de los datos y facilitar análisis posteriores.

Para el procesamiento de las señales, como se puede apreciar en la Figura 4-1, se muestran 4 gráficos diferentes, donde 2 de ellos representan la misma curva obtenida de dos maneras diferentes, una siendo la que proporciona el sensor de manera nativa y la otra es la que se obtiene desde los cuaterniones [5].

Como se pudo apreciar en el resultado de la prueba, la curva del grado de inclinación con respecto al eje perpendicular al suelo se encuentra invertida, por lo que se tuvo que corregir para facilitar el trabajo de los diferentes algoritmos, al igual que debido a un sobre giro del paciente en la prueba debido a la resolución del instrumento se tuvo que ajustar a cómo debería haber quedado la curva, estas modificaciones fueron hechas, multiplicando la señal por -1 y sumándole 1 y el otro fue evaluando cuando la señal llegaba a un punto máximo para después empezar en un punto mínimo hasta donde volvía al punto máximo, con esto se pretendió mantener una curva mucho más visual al momento de observarla y que fuera más fácil para los algoritmos detectar los diferentes puntos.

Se implementó un suavizado utilizando un filtro específico (filtro de media móvil y suavizado), el cual fue propuesto por los autores en el trabajo previo [5]. Este filtro se seleccionó debido a su capacidad para adaptarse a la naturaleza de las señales recolectadas durante las pruebas de segmentación. Dada la diversidad en la composición de los datos obtenidos, con variaciones significativas entre las pruebas, se requería un filtrado más robusto para lograr una segmentación precisa.

La adaptación del filtro mencionado fue necesaria para garantizar una segmentación adecuada en las condiciones específicas de las pruebas realizadas. La naturaleza variada de los datos requería ajustes cuidadosos para optimizar la capacidad del filtro para lidiar con diferentes patrones de movimiento y condiciones ambientales.

Dado que los datos presentaban una composición muy heterogénea, se implementó un filtrado específico para ciertos conjuntos de datos. Este enfoque permitió mejorar la segmentación y garantizar que las señales resultantes fueran más representativas del movimiento real observado durante las pruebas, estas pruebas se pueden ver en Figura 4-2.

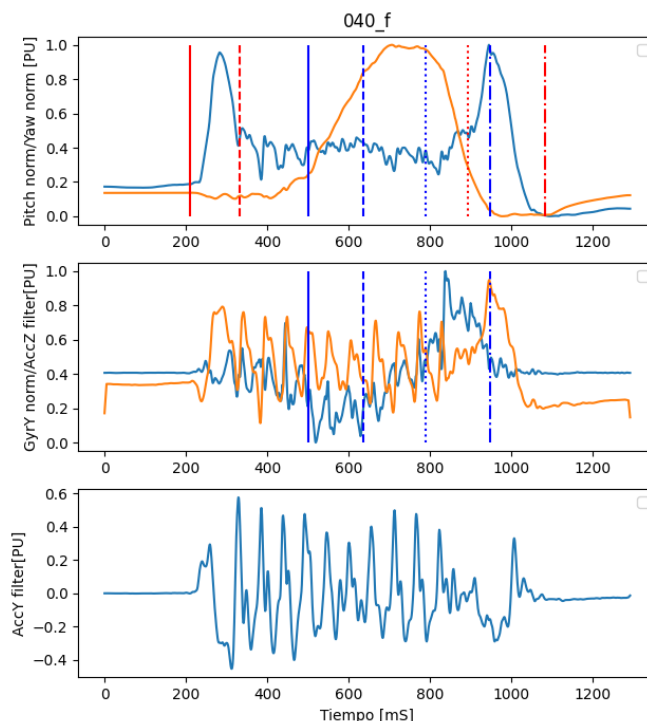


Figura 4-2 Gráficos obtenidos de la segmentación del paciente 40

Elaboración propia.

4.2.4 Análisis de medidas estadísticas

Los datos recolectados durante las pruebas fueron organizados y guardados en un archivo CSV para facilitar su análisis. Este paso fue crucial para realizar evaluaciones cuantitativas sobre las diferentes características del movimiento. A continuación, se describe el proceso de análisis de medidas estadísticas sobre estas características en la Tabla 4-2.

Tabla 4-2 Estadísticas Descriptivas Actualizadas de las Características del Movimiento.

| Características | Media | Desviación Estándar | Mínimo | 25% | 50% (Mediana) | 75% | Máximo |
|-----------------|----------|---------------------|----------|----------|---------------|----------|----------|
| Standing[s] | 1.356066 | 0.331797 | 0.680000 | 1.130000 | 1.320000 | 1.560000 | 2.400000 |
| First | 1.637541 | 0.545337 | 1.220000 | 1.220000 | 1.490000 | 2.010000 | 3.180000 |
| Walking[s] | | | | | | | |
| 3 meter Turn[s] | 1.213443 | 0.317608 | 0.650000 | 0.940000 | 1.250000 | 1.450000 | 1.900000 |
| Second | 1.649672 | 0.481769 | 0.880000 | 1.340000 | 1.560000 | 1.880000 | 3.190000 |
| Walking[s] | | | | | | | |
| Pre Sitting | 1.171475 | 0.227573 | 1.060000 | 1.060000 | 1.170000 | 1.320000 | 1.590000 |
| Turn[s] | | | | | | | |
| Sitting[s] | 1.73295 | 0.449599 | 0.650000 | 1.400000 | 1.720000 | 2.040000 | 2.620000 |

| | | | | | | | |
|------------------|------------|-----------|------------|------------|------------|------------|------------|
| Total, Time[s] | 8.033770 | 0.996946 | 6.370000 | 7.320000 | 7.830000 | 8.520000 | 11.190000 |
| Speed | 2.040636 | 0.679243 | 0.943396 | 1.492537 | 2.013423 | 2.459016 | 4.347826 |
| Going[m/s] | | | | | | | |
| Speed | 1.965179 | 0.535025 | 0.940439 | 1.595745 | 1.923077 | 2.238806 | 3.409091 |
| Back[m/s] | | | | | | | |
| Speed 3 Meter | 217.435451 | 47.514988 | 140.000000 | 184.062500 | 204.187500 | 243.250000 | 331.562500 |
| Turn[dps] | | | | | | | |
| Speed Turn | 272.673156 | 59.872001 | 183.687 | 237.437500 | 261.125000 | 296.250000 | 540.187500 |
| Pre-Sitting[dps] | | | | | | | |

Fuente: Elaboración propia.

La literatura existente subraya la importancia de analizar las fases de la prueba TUG para evaluar el equilibrio y la movilidad. Por ejemplo, estudios han demostrado que tiempos más largos en fases específicas como "Standing" y "3 meter Turn" pueden indicar problemas de equilibrio y riesgo de caídas en adultos mayores. [25] [26] [27] [28]

En este estudio, los tiempos medios y las desviaciones estándar obtenidas son consistentes con estos hallazgos. La fase de "Standing" tiene una media de 1.356 segundos, lo que es comparable con los datos de estudios similares que indican tiempos promedios en un rango similar para adultos jóvenes y saludables. Las desviaciones estándar relativamente bajas sugieren una variabilidad limitada entre los participantes, lo cual es esperado en una población homogénea de estudiantes universitarios. [25] [26] [27] [28]

La velocidad de caminata (tanto "Speed Going" como "Speed Back") y las velocidades angulares durante los giros ("Speed 3 Meter Turn" y "Speed Turn Pre-Sitting") son indicadores clave de la agilidad y la estabilidad postural. Las velocidades observadas en este estudio (medias de 2.041 m/s y 1.965 m/s para caminar, y 217.435 dps y 272.673 dps para giros) se alinean con la literatura, que sugiere que velocidades más altas están asociadas con mejor movilidad y menor riesgo de caídas. [25] [26] [27] [28]

Estos resultados proporcionan una base sólida para futuras investigaciones y aplicaciones prácticas en la evaluación de la movilidad y el diseño de intervenciones para mejorar el equilibrio y prevenir caídas en poblaciones de riesgo.

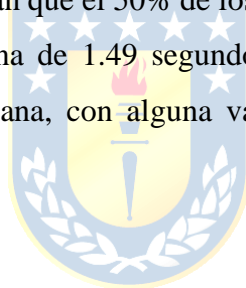
4.3. Análisis de las Estadísticas con Relación a las Diferentes Fases

4.3.1 Fase de Levantarse

El análisis de la fase de levantarse en la prueba Time Up and Go (TUG) para individuos de entre 20 y 30 años muestra una media de tiempo de 1.36 segundos, una desviación estándar de 0.33 segundos, un rango de tiempos entre 0.68 y 2.4 segundos, y cuartiles que indican que el 50% de los participantes se levantaron en un tiempo entre 1.13 y 1.56 segundos. Estos resultados sugieren una excelente capacidad de movilidad y un riesgo muy bajo de caídas en comparación con la literatura existente sobre adultos mayores.

4.3.2 Fase de Caminata de Ida

En la fase de la primera caminata de la prueba TUG, los datos revelan una media de inicio de caminata de 1.64 segundos, una desviación estándar de 0.55 segundos, un rango de tiempos entre 1.22 y 3.18 segundos, y cuartiles que muestran que el 50% de los participantes iniciaron la caminata entre 1.22 y 2.01 segundos, con una mediana de 1.49 segundos. Esto indica una buena capacidad de movilidad en una población joven y sana, con alguna variabilidad en la coordinación motora o decisión de iniciar el movimiento.



4.3.3 Fase de Giro de 3 Metros

Para la fase de giro de 3 metros, los resultados son una media de 1.21 segundos, una desviación estándar de 0.32 segundos, un rango de tiempos entre 0.65 y 1.9 segundos, y cuartiles que indican que el 50% de los participantes completaron el giro entre 0.94 y 1.45 segundos, con una mediana de 1.25 segundos. Estos tiempos reflejan una buena capacidad de coordinación y equilibrio.

4.3.4 Fase de Caminata de Vuelta

Para la fase de la segunda caminata, la media fue de 1.65 segundos, la desviación estándar de 0.48 segundos, el rango de tiempos entre 0.88 y 3.19 segundos, y cuartiles que muestran que el 50% de los participantes completaron esta caminata entre 1.34 y 1.88 segundos, con una mediana de 1.56 segundos. Esto sugiere una buena capacidad de movilidad al regresar a la silla después del giro.

4.3.5 Fase de Giro Antes de Sentarse

En la fase de giro previo a sentarse, los resultados muestran una media de 1.17 segundos, una desviación estándar de 0.23 segundos, un rango de tiempos entre 1.06 y 1.59 segundos, y cuartiles que indican que el 50% completaron el giro entre 1.06 y 1.32 segundos, con una mediana de 1.17 segundos. Esto indica una buena capacidad de coordinación y equilibrio con tiempos rápidos y consistentes.

4.3.6 Fase de Sentarse

Para la fase de sentarse, la media fue de 1.73 segundos, la desviación estándar de 1.45 segundos, el rango de tiempos entre 0.65 y 2.62 segundos, y cuartiles que muestran que el 50% de los participantes se sentaron entre 1.4 y 2.04 segundos, con una mediana de 1.72 segundos. La alta variabilidad sugiere diferencias individuales en la técnica o decisión de cuándo iniciar el movimiento para sentarse.

4.3.7 Análisis del Tiempo Total

El tiempo total para completar la prueba TUG muestra una media de 8.03 segundos, una desviación estándar de 0.99 segundos, un rango de tiempos entre 6.37 y 11.19 segundos, y cuartiles que indican que el 50% de los participantes completaron la prueba entre 7.32 y 8.52 segundos, con una mediana de 7.83 segundos. Estos resultados sugieren una buena capacidad de movilidad y coordinación en el grupo estudiado.

4.3.8 Análisis de la Velocidad de Ida

Para la velocidad de ida, la media fue de 2.04 m/s, la desviación estándar de 0.68 m/s, el rango de velocidades entre 0.94 y 4.35 m/s, y cuartiles que muestran que el 50% de los participantes mantuvieron una velocidad entre 1.49 y 2.46 m/s, con una mediana de 2.01 m/s. Esto refleja una buena capacidad de aceleración y velocidad de caminata en jóvenes sanos.

4.3.9 Análisis de la Velocidad de Vuelta

Para la velocidad de vuelta, la media fue de 1.97 m/s, la desviación estándar de 0.54 m/s, el rango de velocidades entre 0.94 y 3.41 m/s, y cuartiles que indican que el 50% mantuvieron una velocidad entre 1.6 y 2.24 m/s, con una mediana de 1.92 m/s. Esto sugiere una buena capacidad de aceleración y velocidad al regresar.

4.3.10 Análisis de la Velocidad de Giro 3 Metros

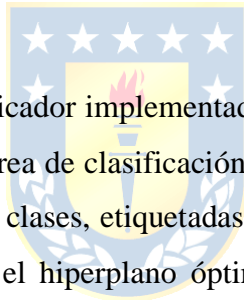
Para la velocidad de giro de 3 metros, la media fue de 217.44 grados por segundo (dps), la desviación estándar de 47.51 dps, el rango de velocidades entre 140 y 331.56 dps, y cuartiles que muestran que el 50% mantuvieron una velocidad entre 184.06 y 243.25 dps, con una mediana de 204.19 dps. Esto indica una buena capacidad de giro con tiempos de respuesta rápidos.

4.3.11 Análisis de la Velocidad de Giro Antes de Sentarse

Para la velocidad de giro antes de sentarse, la media fue de 272.67 dps, la desviación estándar de 59.87 dps, el rango de velocidades entre 183.69 y 540.19 dps, y cuartiles que indican que el 50% mantuvieron una velocidad entre 237.44 y 296.25 dps, con una mediana de 261.13 dps. Esto refleja una buena capacidad de giro con tiempos de respuesta rápidos y consistentes.

4.3.12 Clasificador

En esta sección se describe el clasificador implementado, que utiliza un modelo de Máquina de Vectores de Soporte (SVM) para una tarea de clasificación binaria, prediciendo si cada instancia de entrada pertenece a una de dos posibles clases, etiquetadas como clase positiva (1) o clase negativa (0). La SVM se enfoca en identificar el hiperplano óptimo que maximiza la distancia entre las instancias de ambas clases en el espacio de características. Durante el entrenamiento, la SVM ajusta los parámetros del hiperplano para lograr una clasificación precisa de las instancias de entrenamiento. La elección del modelo SVM se basa en su eficacia en problemas de clasificación binaria y su capacidad para manejar conjuntos de datos de alta dimensionalidad. En esta implementación, el modelo SVM se entrenó utilizando las características extraídas de las diferentes fases de la prueba TUG, con un enfoque en la maximización de la precisión de la clasificación y la minimización del error de clasificación.



Capítulo 5. Conclusiones

5.1. Conclusiones

Durante el trabajo realizado en esta memoria de título fue posible profundizar en el análisis del movimiento humano mediante la implementación de tecnologías avanzadas, particularmente sensores inerciales y el clasificador SVM. Los resultados obtenidos de la prueba TUG mostraron que los tiempos y velocidades de las distintas fases se mantuvieron dentro de los parámetros esperados para adultos jóvenes de entre 20 y 30 años, confirmando la precisión y fiabilidad del sistema de análisis implementado. La alta precisión del clasificador SVM, con una tasa de acierto del 92.31%, valida su eficacia en la identificación de patrones de movimiento relevantes. Estos hallazgos no solo se alinean con la literatura existente sobre la capacidad de movilidad y el bajo riesgo de caídas en adultos jóvenes, sino que también subrayan la importancia de este tipo de análisis para la mejora de evaluaciones y diagnósticos en entornos clínicos y terapéuticos.

Sin embargo, se observó que, aunque el sistema permite reconocer los tiempos de manera bastante correcta, la gran cantidad de ruido producido por el diseño del sensor dificultó significativamente esta tarea. Este ruido puede ser atribuido a la falta de ergonomía del sensor y al impacto de la ropa del paciente durante la prueba. La interferencia del ruido afecta la precisión de los datos y la fiabilidad de los resultados del análisis de movimiento. Por lo tanto, una mejora en el diseño del sensor, haciéndolo más ergonómico y menos susceptible a interferencias por la ropa, podría aumentar considerablemente la precisión y la fiabilidad de los datos obtenidos. Un diseño de sensor más optimizado podría facilitar la recopilación de datos más limpios y consistentes, lo que a su vez mejoraría la efectividad del análisis de movimiento y la aplicación clínica de estos resultados.

Finalmente, las mejoras en el diseño del dispositivo de medición inercial con los sensores incorporados, la forma de este y la implementación del clasificador SVM representan un avance significativo en el campo del análisis del movimiento humano, ofreciendo un gran potencial para futuras aplicaciones clínicas y terapéuticas.

5.2. Trabajos Futuros

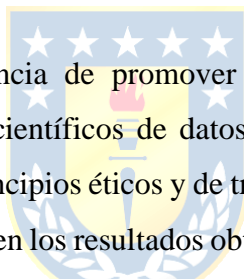
Para continuar avanzando en este campo, se recomienda ampliar la muestra de participantes para incluir una mayor diversidad demográfica, lo cual podría proporcionar una visión más completa y generalizable de los patrones de movimiento en diferentes grupos de población. Asimismo, explorar la integración de modelos de clasificación más avanzados, como redes neuronales profundas y

técnicas de aprendizaje semi-supervisado, podría mejorar la capacidad del sistema para manejar datos más complejos y proporcionar resultados aún más precisos.

Adicionalmente, incorporar factores adicionales como la edad, el nivel de actividad física y condiciones de salud subyacentes en el modelo de clasificación podría enriquecer la capacidad predictiva del sistema y aumentar su aplicabilidad clínica. Esto permitiría la personalización de las evaluaciones de movimiento según las características individuales de cada paciente, mejorando la relevancia y la eficacia de las intervenciones terapéuticas.

Futuras investigaciones deberían enfocarse también en el desarrollo de métodos de procesamiento de señales más robustos, capaces de mitigar el ruido y las interferencias observadas. La optimización del uso de sensores inerciales, combinada con dispositivos portátiles y sistemas de telemedicina, podría facilitar el análisis de datos en tiempo real y a distancia, permitiendo una monitorización continua y personalizada de los pacientes. Estos avances proporcionarían datos más precisos y una mayor accesibilidad para la evaluación del movimiento en diversos entornos, desde clínicas hasta domicilios particulares.

Finalmente, se destaca la importancia de promover la colaboración interdisciplinaria entre ingenieros, médicos, fisioterapeutas y científicos de datos para desarrollar soluciones holísticas y centradas en el paciente. Adherirse a principios éticos y de transparencia en la investigación es crucial para garantizar la validez y la confianza en los resultados obtenidos, maximizando el impacto positivo de estos desarrollos tecnológicos en la salud y el bienestar de los individuos.



Capítulo 6. Glosario

TUG : Time Up and Go.

iTUG : Instrumentation Time Up and Go.

LPI : Longitud de pierna izquierda.

LPD : Longitud de pierna derecha.

SVM : Support Vector Machine



Capítulo 7. Referencias

- [1] A. Valencia G., «Síndrome caídas en el adulto mayor: factores de riesgo y prevención,» *Medicina Familiar*, 12 03 2019.
- [2] J. Panula, H. Pihlajamäki, V. M. Mattila, P. Jaatinen, T. Vahlberg, P. Aarnio y S.-L. Kivelä, «Mortality and cause of death in hip fracture patients aged 65 or older - a population-based study,» *BMC Musculoskeletal Disorders*, vol. 12, n° 105, 2011.
- [3] Biblioteca Nacional de Medicina, «MedlinePlus,» Biblioteca Nacional de Medicina de Estados Unidos, 12 marzo 2024. [En línea]. Available: <https://medlineplus.gov/spanish/pruebas-de-laboratorio/evaluacion-del-riesgo-de-caidas/>. [Último acceso: 12 mayo 2024].
- [4] M. F. Melo, «Aumenta la esperanza de vida en el mundo,» Statista, 22 02 2023. [En línea]. Available: <https://es.statista.com/grafico/29351/esperanza-de-vida-al-nacer-estimada-por-region/>.
- [5] P. Ortega Bastias, P. Aqueveque, B. Gómez, F. Saavedra y R. Cano de la cuerda, «Use of a Single Wireless IMU for the Segmentation and Automatic Analysis of Activities Performed in the 3-m Timed Up & Go Test.,» *Sensor*, vol. 19, n° 1647, p. 22, 2019.
- [6] I. P. Parraguez, *Conceptos generales en bioestadística y epidemiología clínica: estudios observacionales con diseños transversal y ecológico*, 2020.
- [7] Organización Mundial de la Salud, «Envejecimiento y salud,» OMS, 1 octubre 2022. [En línea]. Available: <https://www.who.int/es/news-room/fact-sheets/detail/ageing-and-health>. [Último acceso: 10 diciembre 2022].
- [8] Organización Mundial de la Salud, «Caídas,» OMS, 26 abril 2021. [En línea]. Available: <https://www.who.int/es/news-room/fact-sheets/detail/falls>. [Último acceso: 10 diciembre 2022].
- [9] A. Martín Noguerras, J. L. Calvo Arenillas, J. Orejuela Rodríguez, J. Barbero Rodríguez y C. Sánchez Sánchez, «Fases de la marcha humana,» *Revista Iberoamericana de Fisioterapia y Kinesiología*, vol. 2, n° 1, pp. 44-49, 1999.
- [10] AEMEDI, «Biomecánica con sistemas inerciales,» AEMEDI, 25 11 2020. [En línea]. Available: <https://aemedi.es/biomecánica-inercial.htm>. [Último acceso: 11 05 2023].
- [11] R. Martínez Mendez y M. Romero Huertas, «Uso de sensores inerciales en la medición y evaluación de movimiento humano para aplicaciones en la salud,» Ciudad de Mexico, Universidad Autónoma del Estado de México, 2013, pp. 1-20.
- [12] J. Castellanos Ruíz, L. M. Montealegre Mesa, B. D. Martínez Toro, J. J. Gallo Serna y O. Almanza Fuentes, «Uso de sensores inerciales en fisioterapia: Una aproximación a procesos de evaluación del movimiento humano,» *Universidad y Salud*, vol. 23, n° 1, pp. 55 - 63, 2021.
- [13] K. E. Rodríguez Zapata, «Sistema de Sensores Inerciales para Análisis Biomecánico,» Quito, 2019.
- [14] F. A. Betances Reinoso, T. Lopez Montes, C. Chisea Estomba y V. M. Rodríguez Ontiveros, «Análisis de la marcha y el equilibrio mediante el uso de sensores inerciales: estudio prospectivo, longitudinal, no aleatorio,» *Ciencia y Salud*, vol. 4, n° 1, pp. 11-16, 2020.
- [15] LibreTexts Español, «16.5: Los exámenes de coordinación y marcha,» LibreTexts Español, 2021. [En línea]. Available:

- [https://espanol.libretexts.org/Salud/Anatom%C3%ADa_y_Fisiolog%C3%ADa/Libro%3A_Anatom%C3%ADa_y_Fisiolog%C3%ADa_1e_\(OpenStax\)/Unit_3%3A_Regulaci%C3%B3n%2C_Integraci%C3%B3n_y_Control/16%3A_El_examen_neuro%C3%B3gico/16.05%3A_Los_ex%C3%A1menes_de_coordinaci%C3%B3n](https://espanol.libretexts.org/Salud/Anatom%C3%ADa_y_Fisiolog%C3%ADa/Libro%3A_Anatom%C3%ADa_y_Fisiolog%C3%ADa_1e_(OpenStax)/Unit_3%3A_Regulaci%C3%B3n%2C_Integraci%C3%B3n_y_Control/16%3A_El_examen_neuro%C3%B3gico/16.05%3A_Los_ex%C3%A1menes_de_coordinaci%C3%B3n). [Último acceso: 11 05 2023].
- [16] Biomech, «biomech,» Rivasgroup, [En línea]. Available: <https://biomech-solutions.com/sensores-de-actividad-e-inercial/>. [Último acceso: 11 05 2023].
- [17] Instituto de Biomecánica de Valencia, «Valoración biomecánica,» Tecnologías para la valoración biomecánica, [En línea]. Available: <https://www.ibv.org/tecnologias/valoracion-biomecanica/>. [Último acceso: 11 05 2023].
- [18] M. López, «Timed Up and Go: Test de riesgo de caída en personas mayores,» tufisio.net, 08 04 2019. [En línea]. Available: <https://tufisio.net/timed-up-and-go-riesgo-caida.html>. [Último acceso: 11 05 2023].
- [19] J. Ugarte y F. Vargas, «Sensibilidad y especificidad de la prueba Timed Up and Go. Tiempos de corte y edad en adultos mayores,» *Revista médica de Chile*, vol. 149, n° 9, pp. 1302-1308, 2021.
- [20] . A. Buldón Olalla, «Timed Up and Go (TUG),» Fisioterapia para fisioterapeutas y pacientes – lafisioterapia.net, 12 10 2022. [En línea]. Available: <https://lafisioterapia.net/timed-up-and-go-tug/>. [Último acceso: 11 05 2023].
- [21] H. Qiu, X. Yu, R. Z. U. Rehman y S. Xiong, «Application of Wearable Inertial Sensors and A New Test Battery for Distinguishing Retrospective Fallers from Non-fallers among Community-dwelling Older People,» *Scientific Reports*, vol. 8, n° 16349, 2018.
- [22] K. C. a. R. D. a. A. H. E. H. a. E. Andres, «From Fall Detection to Fall Prevention: A Generic Classification of Fall-Related Systems,» *IEEE Sensors Journal*, vol. 17, n° 3, pp. 812-822, 2017.
- [23] A. Ramachandran y A. Karupiah, «A Survey on Recent Advances in Wearable Fall Detection Systems,» *BioMed Research International*, vol. 2020, p. 17, 2020.
- [24] Python Software Foundation, «Python Programming Language,» [En línea]. Available: <https://www.python.org/>. [Último acceso: 2023].
- [25] V. Putz-Anderson, B. Bernard, S. Burt, L. Cole, C. Fairfields-Estill, L. Fine, K. Grant, C. Gjessing, L. Jenkins, H. J. Joseph, N. Nelson, D. Pfirman, R. Roberts y D. Stetson, *Musculoskeletal Disorders and Workplace Factors*, Cincinnati: National Institute for Occupational Safety and Health (NIOSH), 1997.
- [26] O. Karhu, P. Kansu y I. Kourinka, «Correcting working postures in industry: A practical method for analysis,» *Applied Ergonomics*, vol. 8, n° 4, pp. 199-201, 1977.
- [27] J. S. Moore y A. Garg, «The strain index: A proposed method to analyze jobs for risk of distal upper extremity disorders,» *American Industrial Hygiene Association Journal*, vol. 56, n° 5, pp. 443-458, 1995.
- [28] A. Garg, J. S. Moore y J. M. Kapellusch, «The strain index to analyze jobs for risk of distal upper extremity disorders: Model validation,» de *IEEE International Conference on Industrial Engineering and Engineering Management*, Singapore, 2007.
- [29] «La Marcha,» Terapia-Fisica.com, 2021. [En línea]. Available: <https://www.terapia-fisica.com/la-marcha/>. [Último acceso: 09 05 2023].

- [30] P. Ortega-Bastidas, P. Aqueveque, B. Gómez, S. Luarte-Martínez y R. Cano-de-la-Cuerda, «Instrumented Timed Up and Go Test (iTUG)—More Than Assessing Time to Predict Falls: A Systematic Review,» *Sensors*, vol. 23, n° 3426, 2023.
- [31] Ministerio de Salud, Manual de Prevención de Caídas en el Adulto Mayor, Chile: Ministerio de salud, 2021.
- [32] A. Salarian, F. Horak, C. Zampieri, P. Carlson-Kuhta, J. G. Nutt y K. Aminian, «iTUG, a Sensitive and Reliable Measure of Mobility,» *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 18, n° 3, pp. 303-310, 2010.



Anexo A. CONSENTIMIENTO INFORMADO

A continuación, se muestra el consentimiento informado que firmaron las personas.

FORMULARIO CONSENTIMIENTO

| | | |
|--|---|--|
| Título del estudio | : | “ANÁLISIS DE DATOS DE ACELERACIÓN Y ÁNGULO EN EXÁMENES DE MARCHA, POSTURALES Y EQUILIBRIO PARA LA IDENTIFICACIÓN DE PATRONES DE MOVIMIENTO”. |
| Proyecto Asociado | : | Sistema Tecnológico Para La Evaluación De Riesgos Ergonómicos De Trastornos Musculoesqueléticos De Acuerdo Con Normativa Nacional Y Metodologías Internacionales |
| Código de Proyecto Asociado | : | ID20I10297 |
| Investigador Responsable | : | Pablo Esteban Aqueveque Navarro |
| Lugar en que se realizará el estudio | : | Laboratorios edificio Ingeniería Civil Biomédica - Universidad de Concepción |
| N° de teléfono asociado al estudio | : | (41) 2661262 |
| Correo electrónico Investigador Responsable | : | pablo.aqueveque@udec.cl |

I. SECCIÓN I: INFORMACIÓN

A. Introducción

El propósito de este proyecto es avanzar en la comprensión y el análisis de la marcha humana. Esto tendría un impacto en la detección, evaluación y tratamiento de diferentes enfermedades que alteran

la marcha humana. Lea cuidadosamente este formulario y haga todas las preguntas que le puedan surgir, para asegurar que entienda los procedimientos del estudio, riesgos y beneficios; de tal forma que Usted pueda decidir voluntariamente si desea participar o no.

B. Objetivo del estudio

El objetivo del estudio es implementar un sistema integral que utilice cámaras y sensores inerciales para capturar y analizar datos de movimiento, permitiendo la identificación y caracterización de patrones anormales en la marcha de participantes voluntarios.

C. Participantes del estudio

Los participantes deben estar en condiciones de realizar movimientos básicos de la marcha sin restricciones médicas significativas. Se excluye a personas que presenten a lo menos 1 de estas características: el diagnóstico de un trastorno neurológico, vestibular, músculo esquelético o sistémico, enfermedad que podría alterar la capacidad para caminar; el diagnóstico de cualquier enfermedad cardiovascular, respiratoria o metabólica, enfermedad u otras condiciones que pudieran interferir con el presente estudio; haber sido operado del tronco y las extremidades inferiores al menos dos años antes del presente estudio, el uso de dispositivos de asistencia para la marcha y la presencia de alteraciones visuales graves que puedan alterar el patrón de la marcha.

D. Procedimiento del estudio

El sensor se posiciona a la altura de L3-L4 en la espalda del participante, utilizando un cinturón para asegurarlo. Posterior a la preparación, se procede a calibrar tanto el sensor como los demás aparatos de medición, incluyendo las cámaras de video. Las cámaras se ajustan para garantizar una grabación adecuada.

Se proporciona una explicación detallada de la prueba Time Up and Go al participante. La prueba comienza con el participante sentado en una silla sin brazos. Cuando se indique, el participante camina una distancia de 3 metros hasta llegar a una marca en el suelo, donde gira en 180 grados y regresa a sentarse en la silla. El tiempo que el participante tarda en completar la prueba, desde el momento en que se levanta hasta que se sienta nuevamente, se registra en segundos.

Se toman las medidas de altura, peso corporal y longitud de la pierna del participante como parte de la caracterización inicial. Una vez finalizadas las medidas antropométricas, el participante se sienta en la silla designada para la prueba. Se inicia la captura de datos y se le indica al participante que realice la prueba. Este procedimiento se repite tres veces para cada participante, con el fin de obtener datos consistentes, y esta prueba se repite 3 veces.

Se utiliza un software especializado para analizar los datos capturados, extrayendo parámetros clave como el tiempo de realización, la velocidad y los eventos de marcha. Una vez extraídos los datos, se procede a realizar un análisis comparativo en busca de patrones y diferencias entre los participantes.

E. Riesgos y Beneficios

La participación proporcionará la oportunidad de contribuir al avance científico, obtener información personalizada sobre su marcha y recibir alertas tempranas en caso de detectarse patrones anormales. Además, el estudio tiene el potencial de beneficiar a la comunidad médica y científica en su conjunto al mejorar la comprensión de la marcha y su relación con la salud musculoesquelética. A juicio de los investigadores el estudio no implica ningún tipo de riesgo físico o psicológico para usted. Sin embargo, Durante la ejecución de las pruebas de marcha, existe un riesgo mínimo de tropezar o caer debido a la naturaleza de la actividad. Existen medidas de seguridad, como la presencia de investigadores y el uso de una superficie libre de obstáculos, para reducir este riesgo.

F. Costos y compensaciones

El participante no debe incurrir en ningún costo de la realización del estudio, No existen compensaciones de ningún tipo por su participación en el estudio.

G. Confidencialidad

Su identidad e información personal son secretos y serán confidenciales, aunque se declara que se tomarán videos e imágenes cuidando su identidad. Se utilizará un código asociado a cada participante para resguardar sus datos personales y sólo el investigador responsable tendrá acceso a dicha información.

H. Voluntariedad

Su participación en este estudio es totalmente voluntaria. Usted puede decidir participar o no en este estudio, y podrá retirarse de la investigación en cualquier momento si así lo decidiera.

I. Preguntas

Usted tiene derecho a clarificar todas las dudas que se le presenten, podrá solicitar información más detallada sobre la investigación o algún tema relacionado con el estudio, en el momento que desee. Para dicho fin, por favor comuníquese con el investigador principal, Sr. Pablo Esteban Aqueveque Navarro, teléfono (41) 2661262, correo electrónico paaqueve@udec.cl.

II. SECCIÓN II: ACTA DE CONSENTIMIENTO INFORMADO

He leído, comprendido y discutido la información anterior con el investigador responsable del estudio y mis preguntas han sido respondidas de manera satisfactoria.

Mi participación en este estudio es voluntaria, podré renunciar a participar en cualquier momento, sin causa y sin responsabilidad alguna.

Si durante el transcurso de la investigación, surge información relevante para continuar participando en el estudio, el investigador deberá entregar esta información.

He sido informado y entiendo que los datos obtenidos en el estudio pueden ser publicados o difundidos con fines científicos y/o educativos manteniendo en resguardo mis datos personales.

Si durante el transcurso de la investigación me surgen dudas respecto a la investigación o sobre mi participación en el estudio, puedo contactar con el investigador responsable.

Acepto participar voluntariamente en el estudio de investigación titulado “ANÁLISIS DE DATOS DE ACELERACIÓN Y ÁNGULO EN EXÁMENES DE MARCHA, POSTURALES Y EQUILIBRIO PARA LA IDENTIFICACIÓN DE PATRONES DE MOVIMIENTO”.

Nombre:

Firma:

Fecha:



Anexo B. INFORMACIÓN DE PARTICIPANTES

En este apartado se encuentra el detalle de los datos antropométricos de cada participante del estudio ubicado en la Tabla 0-1, donde se detallan 6 características, Sexo, Edad, Peso, Altura, Largo de la Pierna Izquierda y Largo de la Pierna Derecha (LPD)

Tabla 0-1 Datos de los participantes del estudio.

| Participante | Sexo | Edad | Peso | Altura [m] | LPI [cm] | LPD [cm] |
|--------------|--------|------|--------|---------------|-------------|-------------|
| 1 | Mujer | 26 | 71.20 | 1.63 | 93.00 | 95.00 |
| 2 | Hombre | 21 | 65.80 | 1.77 | 95.00 | 94.00 |
| 3 | Hombre | 25 | 86.30 | 1.76 | 105.00 | 103.00 |
| 4 | Hombre | 24 | 74.00 | 1.83 | 105.00 | 104.00 |
| 5 | Mujer | 22 | 70.40 | 1.66 | 100.00 | 99.00 |
| 6 | Hombre | 20 | 82.90 | 1.71 | 95.00 | 94.00 |
| 7 | Hombre | 20 | 95.60 | 1.78 | 98.00 | 99.00 |
| 8 | Hombre | 23 | 98.50 | 1.77 | 98.00 | 98.00 |
| 9 | Mujer | 22 | 60.50 | 1.63 | 88.00 | 87.00 |
| 10 | Hombre | 24 | 58.60 | 1.78 | 99.00 | 97.00 |
| 11 | Hombre | 31 | 96.00 | 1.78 | 97.00 | 99.00 |
| 12 | Hombre | 26 | 81.70 | 1.77 | 97.00 | 97.00 |
| 13 | Hombre | 24 | 79.40 | 1.71 | 98.00 | 98.00 |
| 14 | Hombre | 24 | 119.60 | 1.75 | 95.00 | 96.00 |
| 15 | Hombre | 22 | 106.90 | 1.72 | 93.00 | 90.00 |
| 16 | Hombre | 29 | 79.90 | 1.86 | 101.00 | 102.00 |
| 17 | Hombre | 22 | 96.20 | 1.77 | 96.00 | 95.00 |
| 18 | Hombre | 22 | 78.60 | 1.77 | 100.00 | 101.00 |
| 19 | Hombre | 22 | 72.70 | 1.81 | 103.00 | 104.00 |
| 20 | Hombre | 22 | 66.80 | 1.63 | 94.00 | 93.00 |
| 21 | Hombre | 20 | 71.70 | 1.77 | 99.00 | 100.00 |
| 22 | Hombre | 24 | 69.30 | 1.66 | 94.00 | 93.00 |
| 23 | Hombre | 24 | 72.70 | 1.73 | 99.00 | 99.00 |
| 24 | Hombre | 25 | 60.40 | 1.67 | 94.00 | 93.00 |

| | | | | | | |
|----|--------|----|--------|------|--------|--------|
| 25 | Hombre | 22 | 62.40 | 1.76 | 105.00 | 103.00 |
| 26 | Hombre | 21 | 63.50 | 1.65 | 96.00 | 96.00 |
| 27 | Hombre | 21 | 70.40 | 1.78 | 100.00 | 103.00 |
| 28 | Hombre | 21 | 69.90 | 1.76 | 101.00 | 101.00 |
| 30 | Mujer | 24 | 93.40 | 1.58 | 95.00 | 94.00 |
| 31 | Mujer | 22 | 62.90 | 1.59 | 92.00 | 92.00 |
| 32 | Hombre | 25 | 77.90 | 1.65 | 92.00 | 92.00 |
| 33 | Mujer | 23 | 48.80 | 1.52 | 89.00 | 89.00 |
| 34 | Mujer | 22 | 73.70 | 1.70 | 99.00 | 99.00 |
| 35 | Mujer | 21 | 49.00 | 1.53 | 90.00 | 91.00 |
| 36 | Hombre | 24 | 73.40 | 1.72 | 92.00 | 92.00 |
| 37 | Mujer | 24 | 70.50 | 1.58 | 85.00 | 86.00 |
| 38 | Mujer | 19 | 63.70 | 1.62 | 92.00 | 92.00 |
| 39 | Mujer | 24 | 55.60 | 1.59 | 93.00 | 93.00 |
| 40 | Mujer | 22 | 70.00 | 1.65 | 87.00 | 87.00 |
| 41 | Hombre | 23 | 95.90 | 1.85 | 98.00 | 98.00 |
| 42 | Mujer | 20 | 50.70 | 1.59 | 87.00 | 87.00 |
| 43 | Mujer | 22 | 62.40 | 1.59 | 83.00 | 83.00 |
| 44 | Hombre | 29 | 103.70 | 1.80 | 95.00 | 96.00 |
| 45 | Mujer | 23 | 76.40 | 1.51 | 83.00 | 83.00 |
| 46 | Mujer | 20 | 60.60 | 1.60 | 84.00 | 84.00 |
| 47 | Mujer | 19 | 59.60 | 1.68 | 93.00 | 93.00 |
| 48 | Mujer | 19 | 61.70 | 1.51 | 83.00 | 83.00 |
| 49 | Mujer | 23 | 56.60 | 1.57 | 83.00 | 82.00 |
| 50 | Hombre | 32 | 70.40 | 1.73 | 93.00 | 94.00 |
| 51 | Mujer | 22 | 50.80 | 1.50 | 78.00 | 78.00 |
| 52 | Mujer | 23 | 54.70 | 1.57 | 82.00 | 82.00 |
| 53 | Mujer | 23 | 55.50 | 1.50 | 80.00 | 80.00 |
| 54 | Mujer | 22 | 84.40 | 1.63 | 93.00 | 93.00 |
| 55 | Mujer | 23 | 70.40 | 1.63 | 90.00 | 90.00 |
| 56 | Mujer | 25 | 98.70 | 1.68 | 91.00 | 90.00 |

| | | | | | | |
|----|-------|----|--------|------|-------|-------|
| 57 | Mujer | 23 | 59.10 | 1.66 | 89.00 | 90.00 |
| 58 | Mujer | 23 | 60.80 | 1.65 | 88.00 | 89.00 |
| 59 | Mujer | 22 | 105.20 | 1.72 | 90.00 | 90.00 |
| 60 | Mujer | 24 | 54.00 | 1.60 | 88.00 | 88.00 |
| 61 | Mujer | 23 | 61.20 | 1.55 | 80.00 | 80.00 |

Fuente: Elaboración propia.



UNIVERSIDAD DE CONCEPCION – FACULTAD DE INGENIERIA
RESUMEN DE MEMORIA DE TITULO

| | |
|--------------------------------------|--|
| Departamento | : Departamento de Ingeniería Eléctrica |
| Carrera | : Ingeniería Civil Biomédica |
| Nombre del memorista | : Diego Antonia Alvarado Zárate |
| Título de la memoria | : Análisis de datos de aceleración y ángulo en exámenes de la prueba time up and go para la identificación de patrones de movimiento |
| Fecha de la presentación oral | : 08/08/2024 |
| Profesor(es) Guía | : Pablo Esteban Aqueveque Navarro |
| Profesor(es) Revisor(es) | : Sergio Kendrick Sobarzo Guzmán Paulina Cecilia Ortega Bastidas |
| Concepto | : |
| Calificación | : |

Resumen

Este documento presenta un estudio sobre la evaluación del movimiento humano utilizando una Unidad de Medición Inercial. El estudio incluye la recopilación de datos de participantes, el procesamiento de señales y un análisis exhaustivo de los resultados. Se destaca la importancia de mantener la calidad de la señal y considerar factores ergonómicos para garantizar resultados precisos. En cuanto a los hallazgos, se observa una inclinación durante el giro en individuos sanos, sugiriendo posibles ajustes posturales. Además, se propone un clasificador Support Vector Machine (SVM) para tareas de clasificación binaria, con un rendimiento del 92.31%.

Las conclusiones señalan la necesidad de investigar más a fondo la inclinación durante el giro, especialmente en relación con adultos mayores, y sugieren considerar variables demográficas y ergonómicas en futuras investigaciones. Se resalta la importancia de un enfoque integral al evaluar la prueba Time Up and Go (TUG), teniendo en cuenta tanto aspectos cuantitativos como cualitativos del movimiento.

El trabajo futuro propone investigar las causas de la inclinación, optimizar la calidad de la señal, evaluar el impacto de variables demográficas y condiciones de superficie, y realizar un estudio detallado de la inclinación en la prueba TUG. Este enfoque integral busca mejorar la comprensión de los patrones de movimiento y su relevancia en diferentes contextos.