

**APLICACIÓN PARA LA MONITORIZACIÓN DE LA PRUEBA TIMED UP
AND GO, CON UN TELÉFONO INTELIGENTE, GESTIÓN DE
INFORMACIÓN EN LA NUBE Y NIVEL DE MADUREZ TECNOLÓGICA**

6

John Sebastian Chamorro Narváez

Universidad del Valle
Facultad de Ingeniería
Escuela de Ingeniería Eléctrica y Electrónica
Santiago de Cali
2025

**APLICACIÓN PARA LA MONITORIZACIÓN DE LA PRUEBA TIMED UP
AND GO, CON UN TELÉFONO INTELIGENTE, GESTIÓN DE
INFORMACIÓN EN LA NUBE Y NIVEL DE MADUREZ TECNOLÓGICA**

6

John Sebastian Chamorro Narváez

Trabajo de grado para optar por el título de:
Ingeniero Electrónico

Directores:

Dr.-Ing. Esteban Rosero

José Miguel Ramírez Scarpetta, Ph.D.

Grupo de Investigación en Control Industrial (GICI)

Universidad del Valle

Facultad de Ingeniería

Escuela de Ingeniería Eléctrica y Electrónica

Santiago de Cali

2025

Nota de aceptación:

Firma del director del trabajo

Firma del evaluador

Firma del evaluador

Santiago de Cali, _____.

DEDICATORIA

Este trabajo está dedicado a mis tres hermanos, mi padre y mi madre, quienes han estado presentes de manera constante a lo largo de todas las etapas de mi vida, brindándome apoyo, comprensión y fortaleza, incluso en esta fase adulta, para poder culminar este proceso académico.

De manera muy especial, dedico este trabajo a mi compañera de vida, por su paciencia, aliento y acompañamiento incondicional, y por ofrecerme apoyo y serenidad en aquellos momentos en los que el camino académico y personal se hizo más exigente.

A todos ellos, mi más sincero agradecimiento y cariño.

AGRADECIMIENTOS

Agradezco de manera especial a mis directores de trabajo de grado, el Dr.-Ing. Esteban Rosero y José Miguel Ramírez Scarpetta, Ph.D., por su acompañamiento académico, orientación técnica y disposición permanente durante el desarrollo de este proyecto. Sus aportes y exigencia intelectual fueron fundamentales para la consolidación y calidad del presente trabajo.

Expreso igualmente mi agradecimiento a la Universidad del Valle, mi alma máter, por brindarme una formación académica sólida y un entorno propicio para el desarrollo profesional y personal. De manera particular, agradezco a la Escuela de Ingeniería Eléctrica y Electrónica por el apoyo institucional y académico recibido a lo largo de mi proceso formativo.

Agradezco al Grupo de Investigación GICI por proporcionar el espacio académico, los recursos y el acompañamiento necesarios para el desarrollo de este trabajo, así como por fomentar un ambiente de investigación colaborativo y riguroso.

Finalmente, agradezco profundamente a mi familia por su apoyo constante, comprensión y motivación a lo largo de todo este proceso, siendo un pilar fundamental para alcanzar este logro académico.

CONTENIDO

pág.

1	INTRODUCCIÓN	12
1.1	Planteamiento del problema	14
1.2	Justificación	16
1.3	Definición de los objetivos	17
1.3.1	Objetivo general	17
1.3.2	Objetivos específicos	17
2	MARCO DE REFERENCIA	18
2.1	antecedentes	18
2.1.1	Trabajo previo y limitaciones	19
2.2	Prueba <i>Timed Up and Go</i> e instrumentación	19
2.3	Sensores inerciales en teléfonos inteligentes	20
2.4	Variables de interés en iTUG	21
2.5	Niveles de madurez tecnológica (TRL)	21
2.6	Plataforma, nube y consideraciones de seguridad	22
2.7	Confiabilidad, validez y acuerdo en estudios de medición	22
2.7.1	ICC(2,1) y criterios de interpretación	23
2.7.2	Bland–Altman: sesgo y límites de concordancia	23
2.7.3	Métricas de error (MAE, RMSE, MAPE)	24

2.7.4	Error de medición: SEM y MDC	24
3	DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DEL SISTEMA	25
3.1	Levantamiento de requerimientos orientado a TRL 6	25
3.1.1	Definición de población objetivo y escenarios de prueba	27
3.1.2	Requerimientos funcionales del sistema	27
3.1.3	Requerimientos no funcionales	28
3.2	Desarrollo de la aplicación móvil	29
3.2.1	Requisitos de software y compatibilidad	29
3.2.2	Diagrama funcional y navegación principal	29
3.3	Funcionamiento de la aplicación	30
3.3.1	Gestión de datos en local y persistencia por paciente	30
3.3.2	Modo <i>offline</i> : ejecución sin conexión	31
3.3.3	Modo <i>online</i> : autenticación y sincronización con servidor	31
3.4	Ejecución de la prueba TUG	33
3.4.1	Ubicación del dispositivo	34
3.4.2	Calibración	35
3.4.3	Inicio y finalización automática	36
3.5	Resumen del capítulo	36
4	PROCESAMIENTO DE DATOS Y ARQUITECTURA DEL SERVIDOR	37
4.1	Adaptación de la lógica de segmentación temporal	37
4.1.1	Cambios generales de preprocesamiento	38
4.1.2	Detección de la transición sentado–parado	40
4.1.3	Detección de la marcha inicial	40
4.1.4	Detección del primer giro	40
4.1.5	Detección de la marcha de retorno	41

4.1.6	Detección del segundo giro	41
4.1.7	Transición final parado–sentado y fin de la prueba	41
4.1.8	Resumen conceptual de la adaptación	42
4.2	Plataforma de la marcha humana	42
4.2.1	Arquitectura de la plataforma	42
4.2.2	Limitaciones actuales	43
4.3	Cálculo de variables biomecánicas	43
4.3.1	Transformación de aceleraciones al marco mundo	44
4.3.2	Proyección a ejes clínicos	44
4.3.3	Rangos de aceleración por fase	44
4.3.4	Velocidad angular de giro	44
4.3.5	Flexión y extensión del tronco	45
4.4	Resumen del capítulo	45
5	RESULTADOS Y VALIDACIÓN	46
5.1	Pruebas de validación en laboratorio	46
5.1.1	Protocolo para la toma de datos	47
5.1.2	Preparación de datos y fuentes de referencia	49
5.2	Análisis de acuerdo entre métodos	49
5.3	Confiabilidad inter-método mediante ICC	50
5.4	Interpretación clínica y discusión de aceptabilidad de LoA	52
5.5	Consideraciones metodológicas y limitaciones	53
5.6	Conclusiones de la validación	54
6	CONCLUSIONES Y TRABAJOS FUTUROS	55
6.1	Trabajos futuros	58
	REFERENCIAS	60

BIBLIOGRAFÍA COMPLEMENTARIA	65
A ANEXOS	66
A.1 Arquitectura general del sistema	66
A.2 Arquitectura del microservicio TUG	67
A.3 Marcos de referencia y ejes anatómicos	68
A.3.1 Marco del dispositivo	68
A.3.2 Marco mundo	68
A.3.3 Ejes anatómicos clínicos	69
A.4 Variables calculadas por el microservicio TUG	69
A.5 Protocolo experimental resumido	70
A.6 Código fuente del sistema	71

LISTA DE TABLAS

pág.

5.1	Métricas de acuerdo entre la aplicación Android y el BTS GSensor para el TUG	50
5.2	Coeficiente de correlación intraclase ICC(2,1) entre la aplicación y el BTS GSensor (paciente–ensayo)	51
5.3	Coeficiente de correlación intraclase ICC(2,1) usando el promedio de ensayos por paciente	51

LISTA DE FIGURAS

pág.

2.1	Esquema de las subetapas de la prueba <i>Timed Up and Go</i> [5].	20
3.1	Diagrama funcional de la aplicación móvil.	30
3.2	Pantallas iniciales de la aplicación.	32
3.3	Historial y configuración del sistema.	33
3.4	Pantallas de autenticación y registro.	34
3.5	Sujetadores utilizados para fijación del dispositivo.	35
4.1	Señales de aceleración y desplazamiento durante una prueba sin cono. . .	38
4.2	Señales de aceleración y desplazamiento durante una prueba con giro marcado.	39
4.3	Arquitectura cliente–servidor de la plataforma de la marcha humana. . . .	43
5.1	Colocación del celular sobre el BTS GSensor para la toma de datos durante la validación.	48

GLOSARIO

ACELERÓMETRO: Sensor que mide la aceleración lineal de un cuerpo en uno o varios ejes, incluyendo tanto aceleraciones debidas al movimiento como a la gravedad.

API (Application Programming Interface): Conjunto de definiciones, protocolos y funciones que permite la comunicación e intercambio de datos entre diferentes componentes o servicios de software.

BASE DE DATOS RELACIONAL: Sistema de gestión de datos que organiza la información en tablas relacionadas entre sí mediante claves primarias y foráneas, facilitando la integridad y consistencia de los datos.

BLAND–ALTMAN: Método estadístico utilizado para evaluar el grado de acuerdo entre dos métodos de medición cuantitativos, basado en el análisis del sesgo y los límites de concordancia.

COEFICIENTE DE CORRELACIÓN INTRACLASE (ICC): Estadístico utilizado para cuantificar la confiabilidad o concordancia entre mediciones realizadas por diferentes métodos u observadores, considerando tanto la variabilidad entre sujetos como el error de medición.

GIROSCOPIO: Sensor que mide la velocidad angular de rotación de un cuerpo alrededor de uno o varios ejes.

IMU (Inertial Measurement Unit): Sensor inercial que integra acelerómetros y giroscopios, y en algunos casos magnetómetros, para estimar movimiento, orientación y cambios posturales.

MDC (Minimal Detectable Change): Cambio mínimo en una medición que puede interpretarse como un cambio real, por encima del error de medición, con un nivel de confianza

estadística predefinido.

MICROSERVICIO: Arquitectura de software en la cual una aplicación se compone de servicios independientes, especializados y desacoplados, que se comunican entre sí mediante interfaces bien definidas.

PLATAFORMA CLIENTE–SERVIDOR: Modelo de arquitectura de software donde los clientes realizan solicitudes y un servidor centralizado gestiona la lógica, el procesamiento y el almacenamiento de los datos.

SENSOR INERCIAL: Dispositivo electrónico utilizado para medir aceleraciones lineales, velocidades angulares y orientación espacial, comúnmente empleado en aplicaciones de análisis del movimiento humano.

TELEMETRÍA: Técnica que permite la adquisición, transmisión y análisis remoto de datos medidos por sensores, utilizando medios electrónicos y redes de comunicación.

TIMED UP AND GO (TUG): Prueba clínica funcional utilizada para evaluar movilidad, equilibrio y riesgo de caídas, basada en el tiempo que tarda un individuo en levantarse de una silla, caminar una distancia fija, girar, regresar y sentarse nuevamente.

TRL (Technology Readiness Level): Escala que clasifica el nivel de madurez tecnológica de un sistema, desde conceptos básicos (TRL 1) hasta sistemas completamente operativos en entornos reales y comerciales (TRL 9).

RESUMEN

En este trabajo se presenta el desarrollo y validación de una aplicación móvil Android para la instrumentación de la prueba funcional Timed Up and Go (TUG), orientada a la evaluación de la movilidad mediante el uso de sensores inerciales integrados en teléfonos inteligentes. El sistema desarrollado incluye una aplicación móvil capaz de operar en modo local y en línea, un servidor con mecanismos de autenticación y persistencia de datos, y un microservicio especializado para el procesamiento automático de señales crudas y el cálculo de variables de interés asociadas al TUG, alcanzando un nivel de madurez tecnológica cercano a TRL 6.

La validación del sistema se realizó mediante pruebas experimentales en el laboratorio del Servicio de Rehabilitación Humana de la Universidad del Valle, comparando las mediciones de tiempo obtenidas por la aplicación con un sensor inercial comercial de referencia (BTS GSensor). Se analizaron el tiempo total del TUG y las subfases de la prueba utilizando métricas de acuerdo (Bland–Altman), error absoluto y relativo, y el coeficiente de correlación intraclass (ICC). Los resultados evidencian un alto grado de concordancia y una confiabilidad excelente para el tiempo total del TUG, con diferencias sistemáticas pequeñas y límites de concordancia estrechos, situados por debajo de los valores de *minimal detectable change* reportados en la literatura, lo que respalda su relevancia clínica.

En contraste, el análisis por subfases mostró una confiabilidad más limitada, atribuible principalmente a la sensibilidad de la segmentación temporal automática y a la corta duración de estos eventos. En conjunto, los resultados indican que la aplicación es una alternativa válida, de bajo costo y fácil implementación para la medición del tiempo total del TUG, mientras que el análisis detallado por subfases debe considerarse exploratorio

y sujeto a futuras mejoras algorítmicas y validaciones clínicas ampliadas.

Palabras clave: Timed Up and Go, teléfonos inteligentes, telemetría, TRL 6, aplicaciones móviles.

ABSTRACT

This work presents the development and validation of an Android mobile application for the instrumentation of the Timed Up and Go (TUG) functional test, aimed at mobility assessment using inertial sensors embedded in smartphones. The proposed system comprises a mobile application capable of operating in both offline and online modes, a backend server with authentication and data persistence mechanisms, and a dedicated microservice for automated processing of raw sensor signals and extraction of clinically relevant TUG variables, achieving a technological readiness level close to TRL 6.

System validation was conducted through experimental testing at the Human Rehabilitation Service laboratory of Universidad del Valle, comparing time measurements obtained by the mobile application against a commercial inertial reference sensor (BTS GSensor). Both total TUG time and individual subphases were analyzed using agreement metrics (Bland–Altman analysis), absolute and relative error measures, and the intraclass correlation coefficient (ICC). Results demonstrated a high level of agreement and excellent reliability for total TUG time, with small systematic differences and narrow limits of agreement, well below the *minimal detectable change* values reported in the literature, supporting its clinical relevance.

In contrast, subphase analysis showed lower reliability, mainly due to the sensitivity of automatic temporal segmentation and the short duration of these events. Overall, the findings indicate that the proposed mobile application represents a valid, low-cost, and easily deployable alternative for measuring total TUG time, while subphase-level analysis should be considered exploratory and subject to further algorithmic refinement and extended clinical validation.

Keywords: Timed Up and Go, smartphones, telemetry, TRL 6, mobile applications.

Capítulo 1

INTRODUCCIÓN

Las caídas constituyen uno de los principales problemas de salud en la población adulta mayor y se consideran un síndrome geriátrico de alta relevancia clínica, debido a su asociación con deterioro funcional, hospitalización y aumento de la mortalidad [11]. En respuesta a esta problemática, se han desarrollado diversas pruebas clínicas orientadas a la evaluación de la movilidad y el riesgo de caídas.

Entre estas pruebas, el *Timed Up and Go* (TUG) se ha consolidado como una de las herramientas más utilizadas en la práctica clínica por su simplicidad, rapidez de aplicación y bajo requerimiento de recursos. La prueba permite evaluar de manera global el equilibrio y la movilidad funcional mediante la medición del tiempo requerido para levantarse de una silla, caminar una distancia corta, girar, regresar y sentarse nuevamente [4]. Diversos estudios han demostrado que el TUG presenta una correlación moderada con el riesgo de caídas y una alta confiabilidad interevaluador e intraevaluador en diferentes poblaciones, con valores de coeficiente de correlación intraclass (ICC) reportados entre 0.80 y 0.99 [28].

No obstante, la versión tradicional del TUG presenta una limitación importante, ya que la medición suele realizarse mediante un cronómetro, registrando únicamente el tiempo total de la prueba. Este enfoque impide el análisis detallado de las subfases del movimiento, tales como las transiciones posturales, la marcha y los giros, lo que dificulta la detección temprana de alteraciones sutiles en el patrón motor. En este contexto, diversos trabajos han demostrado que la instrumentación del TUG mediante sensores inerciales permite obtener información cinemática adicional con alto valor diagnóstico y pronóstico [2].

El avance de los teléfonos inteligentes, que incorporan sensores inerciales y capacidades de procesamiento cada vez más potentes, ha permitido el desarrollo de soluciones accesibles para la evaluación funcional. Estudios recientes han reportado que aplicaciones móviles pueden alcanzar niveles de confiabilidad cercanos a los de sistemas de referencia de mayor costo, como plataformas de captura de movimiento o sensores inerciales dedicados, obteniendo valores de ICC cercanos a 0.9 para la medición del tiempo total del TUG [19].

En este Trabajo de Grado se desarrolló una aplicación móvil Android para la instrumentación de la prueba TUG, como continuación y mejora de un trabajo de maestría previo [20]. La aplicación permite la gestión de pacientes, la ejecución de pruebas en modo local u online, el almacenamiento estructurado de los datos y el envío seguro de la información a un servidor central. Adicionalmente, se participó en el desarrollo de una plataforma web y microservicios asociados, en colaboración con el grupo de investigación GICI, para el procesamiento automático de los datos crudos provenientes de los sensores y la extracción de variables temporales y cinemáticas relevantes.

Finalmente, se realizó un proceso de validación comparando las mediciones obtenidas por la aplicación móvil con las de un sensor inercial de referencia (BTS GSensor), con el objetivo de evaluar la confiabilidad y el grado de acuerdo entre ambos métodos. Los resultados obtenidos permiten establecer el alcance, las fortalezas y las limitaciones del sistema desarrollado, así como su potencial aplicación en contextos clínicos y de investigación.

1.1 Planteamiento del problema

Las caídas se definen como sucesos involuntarios que provocan la pérdida del equilibrio y ocasionan que el cuerpo impacte el suelo u otra superficie firme [6]. De acuerdo con la Organización Mundial de la Salud (OMS), las caídas constituyen una de las principales causas de traumatismos involuntarios y representan una problemática de salud pública con impacto significativo, especialmente en población mayor de 60 años y en países de ingresos medianos y bajos [6]. Además de la mortalidad asociada, una proporción considerable de caídas deriva en hospitalización y reducción de la movilidad, lo cual incrementa el riesgo de dependencia y deterioro funcional [6].

En la práctica clínica, una estrategia frecuente para estimar el riesgo de caída y el estado funcional del paciente es la aplicación de pruebas de movilidad, como el *Timed Up and Go* (TUG). Esta prueba mide el desempeño del paciente al levantarse de una silla, caminar tres metros, realizar un giro de 180°, regresar y sentarse nuevamente. Aunque el tiempo total del TUG aporta información relevante, el análisis por subfases y variables de marcha (p. ej., velocidad, estabilidad o características del patrón motor) puede complementar la interpretación clínica y apoyar la toma de decisiones [18].

La instrumentación de la prueba mediante sensores permite capturar señales cinemáticas de interés y estimar automáticamente los tiempos de cada subfase. Sin embargo, las soluciones basadas en equipamiento especializado pueden resultar costosas o poco accesibles, lo que limita su adopción en entornos con recursos restringidos. En este contexto, el uso de teléfonos inteligentes como plataforma de adquisición representa una alternativa viable por su disponibilidad, portabilidad e integración de sensores inerciales.

Como antecedente directo, el trabajo de maestría de Pérez Kuleshova desarrolló un prototipo basado en Android para capturar señales y estimar los tiempos por subfases del TUG, complementado con un aplicativo de escritorio para el procesamiento posterior [20]. Si bien dicho prototipo cumplió con la adquisición y el análisis básico, presentaba limitaciones para su uso operativo: dependencia de transferencia manual de datos, ausencia de persistencia estructurada por paciente, baja autonomía del flujo clínico y falta de integración con una plataforma centralizada.

Por lo anterior, se identifica la necesidad de evolucionar la solución hacia un sistema autónomo, usable y conectado, que permita gestionar pacientes y pruebas, almacenar información de forma estructurada, y centralizar el procesamiento y la consulta de resultados. En consecuencia, la pregunta de investigación que orienta este Trabajo de Grado es:

¿Cómo escalar una solución móvil para instrumentar la prueba Timed Up and Go hacia un nivel de madurez tecnológica que permita su operación en condiciones relevantes, con gestión de pacientes y almacenamiento centralizado, y con validación frente a un sensor de referencia?

1.2 Justificación

Las caídas constituyen un problema de salud pública con consecuencias importantes en términos de lesiones, discapacidad y demanda de servicios de salud. En el contexto colombiano, reportes como Forensis evidencian que las caídas representan una causa frecuente de lesión en adultos mayores, asociándose con factores como deterioro neuromuscular, menor movilidad y otras condiciones que incrementan el riesgo [7]. En este escenario, contar con herramientas de evaluación funcional accesibles y sistemáticas puede apoyar la detección oportuna de deterioro y contribuir al seguimiento de la movilidad en población vulnerable.

Desde una perspectiva de desarrollo tecnológico, el marco de Niveles de Madurez Tecnológica (TRL) proporciona una guía para evolucionar prototipos desde pruebas controladas hasta validación en entornos relevantes [1]. El antecedente directo de este proyecto alcanzó un nivel de integración funcional en laboratorio, pero mantenía limitaciones operativas para su adopción: baja autonomía del flujo de trabajo (procesamiento posterior en computador), carencia de una base de datos organizada por paciente y ausencia de conectividad para centralizar información [20].

En consecuencia, este Trabajo de Grado se justifica por la necesidad de:

- Desarrollar una aplicación móvil con mayor usabilidad y autonomía, capaz de gestionar pacientes y almacenar pruebas localmente.
- Habilitar un modo en línea con autenticación para el envío seguro de resultados hacia una plataforma central, facilitando la gestión y el análisis institucional de la información.

- Implementar procesamiento en servidor mediante servicios especializados para extraer variables temporales y cinemáticas de interés a partir de datos crudos.
- Realizar validación experimental comparando las mediciones obtenidas por la aplicación con un sensor inercial de referencia, fortaleciendo la confiabilidad del sistema en un entorno relevante.

De este modo, el proyecto contribuye tanto a la práctica académica y clínica (medición estructurada y trazable del TUG) como al ecosistema de investigación, al centralizar datos que pueden utilizarse en análisis posteriores y en el desarrollo de mejoras algorítmicas orientadas a poblaciones reales.

1.3 Definición de los objetivos

1.3.1 Objetivo general

Escalar la aplicación Timed Up and Go a un TRL 6 en la escala tecnológica, con gestión de la información en la nube.

1.3.2 Objetivos específicos

- Especificar los requerimientos a nivel de TRL 6, para el sistema de monitorización de la prueba *Timed Up and Go*.
- Desarrollar la aplicación móvil *Timed Up and Go*.
- Desarrollar la aplicación web con almacenamiento en la nube.
- Validar la correcta funcionalidad de la aplicación *Timed Up and Go* y probarla en un ambiente cercano al real.

Capítulo 2

MARCO DE REFERENCIA

2.1 antecedentes

El uso de teléfonos inteligentes en evaluación de marcha ha aumentado debido a su disponibilidad, portabilidad e incorporación de sensores inerciales. En una revisión exploratoria, Strongman et al. reportan evidencia de validez y confiabilidad en el uso de acelerómetros de *smartphones* para capturar información cinemática de la marcha, destacando su potencial como alternativa de bajo costo frente a tecnologías especializadas [27]. Adicionalmente, se han reportado resultados comparables para variables cinemáticas entre dispositivos móviles y sistemas de captura de movimiento, lo cual respalda su aplicabilidad en contextos clínicos y de investigación [9].

En particular, la instrumentación de la prueba *Timed Up and Go* (iTUG) ha mostrado un incremento del valor informativo frente al TUG tradicional, ya que permite extraer características temporales y cinemáticas asociadas a subfases del movimiento. Una revisión sistemática enfocada en iTUG destaca que la mayoría de propuestas emplean sensores inerciales y que la ubicación en la región lumbar baja es frecuente por su cercanía al centro de masa, facilitando la implementación clínica [17].

2.1.1 Trabajo previo y limitaciones

Como antecedente directo, el trabajo de maestría de Pérez Kuleshova desarrolló un prototipo basado en *smartphone* para capturar señales inerciales y estimar los tiempos de subfases del TUG, complementado con un aplicativo de escritorio para el procesamiento posterior [20]. Aunque se logró la adquisición y segmentación básica de subetapas, el flujo presentaba limitaciones para su adopción operativa: dependencia de transferencia manual de datos al computador, ausencia de persistencia estructurada por paciente y falta de integración con una plataforma centralizada. Asimismo, el trabajo plantea como líneas de mejora la optimización del procesamiento, una interfaz más usable y mecanismos de almacenamiento en la nube.

Este Trabajo de Grado retoma dicho antecedente y lo extiende hacia una solución autónoma y conectada: (i) aplicación móvil con gestión de pacientes y pruebas en modo local y online; (ii) envío autenticado al servidor; (iii) procesamiento en servidor mediante microservicio para extracción de variables temporales y cinemáticas.

2.2 Prueba *Timed Up and Go* e instrumentación

El TUG es una prueba funcional ampliamente utilizada para evaluar movilidad básica mediante el tiempo requerido para levantarse de una silla, caminar tres metros, girar, regresar y sentarse [2]. Aunque el tiempo total es el indicador más empleado, el análisis por subfases puede aportar información adicional al discriminar en qué componente del movimiento se concentra el desempeño del paciente (por ejemplo, transición sentado–de

pie, giros o marcha) [16].

La instrumentación del TUG mediante sensores inerciales permite estimar automáticamente el tiempo total y los tiempos por subfase, así como variables asociadas a aceleración y rotación, incrementando la riqueza del análisis clínico y de investigación [17].

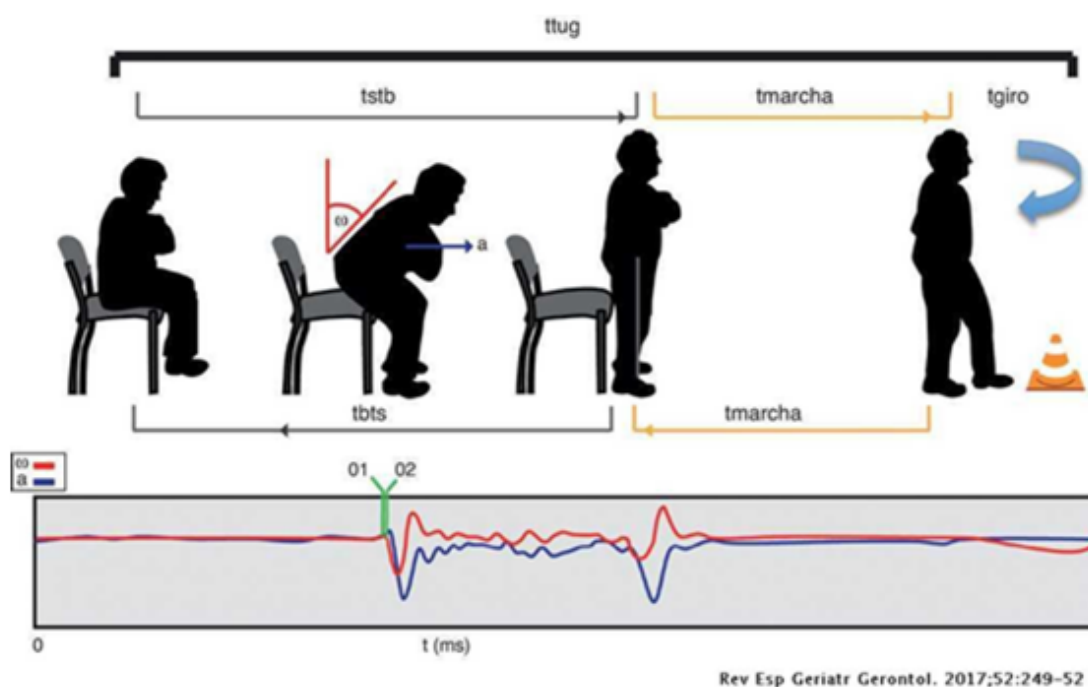


Figura 2.1: Esquema de las subetapas de la prueba *Timed Up and Go* [5].

2.3 Sensores inerciales en teléfonos inteligentes

Los teléfonos inteligentes integran acelerómetros y giroscopios útiles para capturar señales de movimiento. En la literatura se resalta la importancia de la frecuencia de muestreo para representar adecuadamente la dinámica de la marcha; sin embargo, frecuencias excesivamente altas pueden incrementar el ruido y el costo computacional, por lo que suele recomendarse justificar experimentalmente el valor seleccionado [27]. Estas

consideraciones son relevantes para aplicaciones móviles orientadas a instrumentación clínica.

2.4 Variables de interés en iTUG

La instrumentación del TUG permite extraer variables temporales y cinemáticas que complementan el tiempo total. En este Trabajo de Grado, el procesamiento incluye: tiempo total, tiempos por subfase, aceleración en ejes antero–posterior, medio–lateral y vertical, variables de rotación (picos y promedios) y métricas asociadas a flexión–extensión durante transiciones posturales. La literatura respalda que la segmentación por subfases y la extracción de características pueden aumentar la capacidad descriptiva del TUG instrumentado, especialmente para identificar componentes del movimiento que presentan mayor deterioro [17].

2.5 Niveles de madurez tecnológica (TRL)

Los niveles de madurez tecnológica (*Technology Readiness Levels*, TRL) fueron propuestos inicialmente por la NASA y adoptados posteriormente por múltiples organizaciones como un marco para describir el avance de una tecnología desde su concepción hasta su despliegue [23]. En este trabajo se busca alcanzar TRL 6, entendido como la validación de un prototipo funcional en un entorno relevante, con pruebas en condiciones cercanas a la operación real [1].

2.6 Plataforma, nube y consideraciones de seguridad

Dado que el alcance incluye envío de datos y almacenamiento centralizado, se consideran conceptos de telemetría (captura, transmisión y almacenamiento de señales) [25], así como prácticas básicas de seguridad para autenticación y protección de la información en servicios web [13]. Además, se contemplan principios de arquitectura de software como soporte para escalabilidad, mantenibilidad y separación de responsabilidades (aplicación, servidor y microservicios) [8, 29].

2.7 Confiabilidad, validez y acuerdo en estudios de medición

La **confiabilidad** describe el grado en que una medición es consistente y reproducible bajo condiciones comparables. En estudios de instrumentos y comparación entre métodos, una métrica ampliamente utilizada es el **coeficiente de correlación intraclase** (ICC), que evalúa la proporción de variabilidad atribuible a diferencias reales frente al error de medición [24, 15].

La **validez** en comparación entre métodos requiere cuantificar **acuerdo** y no únicamente asociación. Para ello, el método de **Bland–Altman** evalúa el sesgo promedio entre métodos y define límites de concordancia al 95 % que describen el rango esperado de discrepancia [3].

2.7.1 ICC(2,1) y criterios de interpretación

El ICC(2,1) corresponde a un modelo de dos vías con efectos aleatorios y medición única, apropiado cuando se desea **acuerdo absoluto** entre métodos y se asume que los evaluadores/métodos son representativos de una población mayor [24, 15]. Para interpretación práctica, se emplean guías de clasificación (pobre, moderada, buena, excelente) [12].

2.7.2 Bland–Altman: sesgo y límites de concordancia

Sea $d_i = M_{app,i} - M_{ref,i}$ la diferencia entre métodos para la observación i . El sesgo es \bar{d} y la desviación estándar de las diferencias es:

$$SD_d = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (d_i - \bar{d})^2}.$$

Los límites de concordancia al 95 % se definen como:

$$LoA_{low} = \bar{d} - 1,96 \cdot SD_d, \quad LoA_{high} = \bar{d} + 1,96 \cdot SD_d,$$

y permiten juzgar intercambiabilidad en función de si el rango es clínicamente aceptable [3].

2.7.3 Métricas de error (MAE, RMSE, MAPE)

Para complementar Bland–Altman, se reportan:

$$MAE = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n |d_i|, \quad RMSE = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n d_i^2}, \quad MAPE = \frac{100}{n} \sum_{i=1}^n \left| \frac{d_i}{M_{ref,i}} \right|.$$

Estas métricas resumen la magnitud del error; el MAPE debe interpretarse con cautela en subfases cortas, donde el denominador puede amplificar el porcentaje.

2.7.4 Error de medición: SEM y MDC

El **error estándar de medición** (SEM) cuantifica la imprecisión típica:

$$SEM = SD \cdot \sqrt{1 - ICC}.$$

A partir del SEM se define el **cambio mínimo detectable** (MDC), como umbral para distinguir cambio real de variación por error:

$$MDC_{95} = 1,96 \cdot \sqrt{2} \cdot SEM,$$

conceptos ampliamente utilizados en medición clínica y rehabilitación [30].

Capítulo 3

DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DEL SISTEMA

Este capítulo describe el proceso de diseño e implementación del sistema desarrollado para la instrumentación de la prueba *Timed Up and Go* (TUG). Se presenta el levantamiento de requerimientos orientado al cumplimiento de un nivel de madurez tecnológica TRL 6, la definición de población objetivo y escenarios de uso, y el desarrollo de la aplicación móvil Android. Finalmente, se detalla el funcionamiento del sistema en modo *offline* y *online*, incluyendo el flujo de ejecución de la prueba, la gestión de usuarios, el almacenamiento local y el envío autenticado de datos al servidor.

3.1 Levantamiento de requerimientos orientado a TRL 6

Una de las causas recurrentes de problemas en proyectos tecnológicos es la falta de planificación y de un proceso de ingeniería que permita especificar, controlar y validar requerimientos, lo que incrementa riesgos como sobrecostos, baja mantenibilidad y fallas durante el desarrollo [14]. En este Trabajo de Grado se adoptó la metodología RUP como guía para el levantamiento y refinamiento de requerimientos, priorizando aquellos que

permiten escalar el prototipo hacia condiciones de operación relevantes.

Los niveles de madurez tecnológica (*Technology Readiness Levels*, TRL) se utilizan para describir el avance de una tecnología desde su concepción hasta su despliegue. En particular, TRL 6 establece que el sistema debe contar con un prototipo piloto capaz de ejecutar las funciones necesarias, y haber sido probado de manera satisfactoria en un entorno relevante, bajo condiciones cercanas a la operación real [23]. Para el presente trabajo, esta definición implica tres compromisos principales:

1. **Prototipo funcional completo:** el sistema debe integrar adquisición de señales, gestión de pacientes y pruebas, almacenamiento y envío de información, y generación de resultados a partir de datos crudos.
2. **Pruebas de factibilidad en condiciones relevantes:** el sistema debe ser probado en un entorno de laboratorio con voluntarios, siguiendo un protocolo de uso reproducible y comparando resultados frente a un sensor de referencia (BTS GSensor) disponible en el laboratorio SERH.
3. **Operación en condiciones reales de uso:** la solución debe permitir ejecución en escenarios con conectividad limitada, por lo cual debe operar en modo *offline* con almacenamiento local y sincronización posterior, y en modo *online* con autenticación y persistencia centralizada.

A partir de estos lineamientos, se definieron requerimientos funcionales y no funcionales del sistema, tomando como referencia (i) las necesidades del laboratorio SERH, (ii) la operación esperada en escenarios de campo (con o sin conectividad) y (iii) las variables reportadas por sistemas comerciales como el BTS GSensor, con el objetivo de facilitar el contraste y la validación posterior.

3.1.1 Definición de población objetivo y escenarios de prueba

Para contextualizar el diseño del sistema, se realizó una entrevista al personal de fisioterapia del Servicio de Rehabilitación Humana (SERH) de la Universidad del Valle. Las principales conclusiones para el diseño del sistema fueron:

- La prueba TUG se aplica de forma frecuente en población mayor, en particular a partir de los 55 años, con predominio de pacientes mujeres, coherente con el contexto clínico de evaluación de movilidad.
- En el SERH, las pruebas relacionadas con marcha se realizan en un ambiente controlado: superficie plana, silla estable sin reposabrazos y señalización del recorrido.
- En general no se realizan salidas de campo como parte del servicio regular, aunque existen contextos institucionales donde la evaluación podría extenderse fuera del laboratorio, lo cual respalda el interés en soluciones portátiles.

En este Trabajo de Grado, la validación técnica se realizó con adultos sanos mayores de edad, debido a que el objetivo principal no es el diagnóstico clínico, sino la verificación de funcionamiento y la evaluación de acuerdo de medición frente a un sensor de referencia. En consecuencia, el sistema desarrollado no pretende reemplazar al BTS GSensor, sino complementarlo como alternativa portátil para escenarios donde no se dispone de equipamiento especializado o donde se requiere captura descentralizada con posterior análisis centralizado.

3.1.2 Requerimientos funcionales del sistema

Los requerimientos funcionales se definieron para cubrir la operación completa del sistema (aplicación móvil + servidor), asegurando autonomía, trazabilidad y posibilidad de validación. Se resumen a continuación:

- **Gestión de pacientes y sesiones:** registrar pacientes en el dispositivo, iniciar y cerrar sesión por paciente, y asociar pruebas a un paciente específico.
- **Ejecución guiada del TUG:** ofrecer un flujo que incluya verificación de sensores, calibración, indicación de inicio y finalización automática de la prueba.
- **Adquisición de datos crudos:** capturar señales de acelerómetro y giroscopio durante la prueba, almacenarlas en formato estructurado y asociarlas a metadatos del paciente.
- **Almacenamiento local:** guardar pruebas por paciente en el dispositivo cuando no exista conexión, incluyendo historial y estado de sincronización.
- **Modo online y autenticación:** permitir inicio de sesión con credenciales, obtención de token y envío autenticado de pruebas al servidor.
- **Confirmación de envío y manejo de errores:** reportar al usuario el estado de envío y conservar datos localmente ante fallos de red, *timeout* o errores de procesamiento.

3.1.3 Requerimientos no funcionales

Los requerimientos no funcionales se orientaron a garantizar que el prototipo sea usable, mantenible y adecuado para TRL 6:

- **Usabilidad:** interfaz amigable e intuitiva, siguiendo buenas prácticas UX/UI para minimizar errores operativos.
- **Operación sin conectividad:** funcionamiento *offline* con almacenamiento local y sincronización posterior.
- **Seguridad:** autenticación para el envío de datos al servidor y protección de información sensible.

- **Compatibilidad:** ejecución en Android 10 o superior, asegurando soporte para sensores y librerías actuales.
- **Escalabilidad y mantenibilidad:** diseño modular que permita evolucionar funcionalidades y facilitar mantenimiento.

3.2 Desarrollo de la aplicación móvil

A partir de los requerimientos definidos, se implementó una aplicación Android orientada a la captura de datos del TUG y a la gestión de pacientes y pruebas. La aplicación se diseñó para operar en dos modalidades: (i) *offline*, donde el registro y almacenamiento se realiza localmente; y (ii) *online*, donde se habilita autenticación y sincronización con el servidor.

3.2.1 Requisitos de software y compatibilidad

El prototipo previo [20] proponía compatibilidad desde Android 5.0, sin embargo, versiones antiguas son actualmente minoritarias y presentan limitaciones en seguridad y soporte. Reportes de distribución de versiones muestran una adopción mayoritaria en versiones modernas, lo cual respalda la selección de Android 10 como versión mínima para este desarrollo, buscando un equilibrio entre cobertura de dispositivos y compatibilidad con componentes actuales [21].

3.2.2 Diagrama funcional y navegación principal

Con el fin de formalizar el flujo de usuario y la operación interna, se elaboró un diagrama funcional de la aplicación móvil (Figura 3.1). Este diagrama resume los módulos principales: inicio/registro de paciente, tutorial de uso, calibración, ejecución de prueba, almacenamiento local, historial y sincronización con servidor.

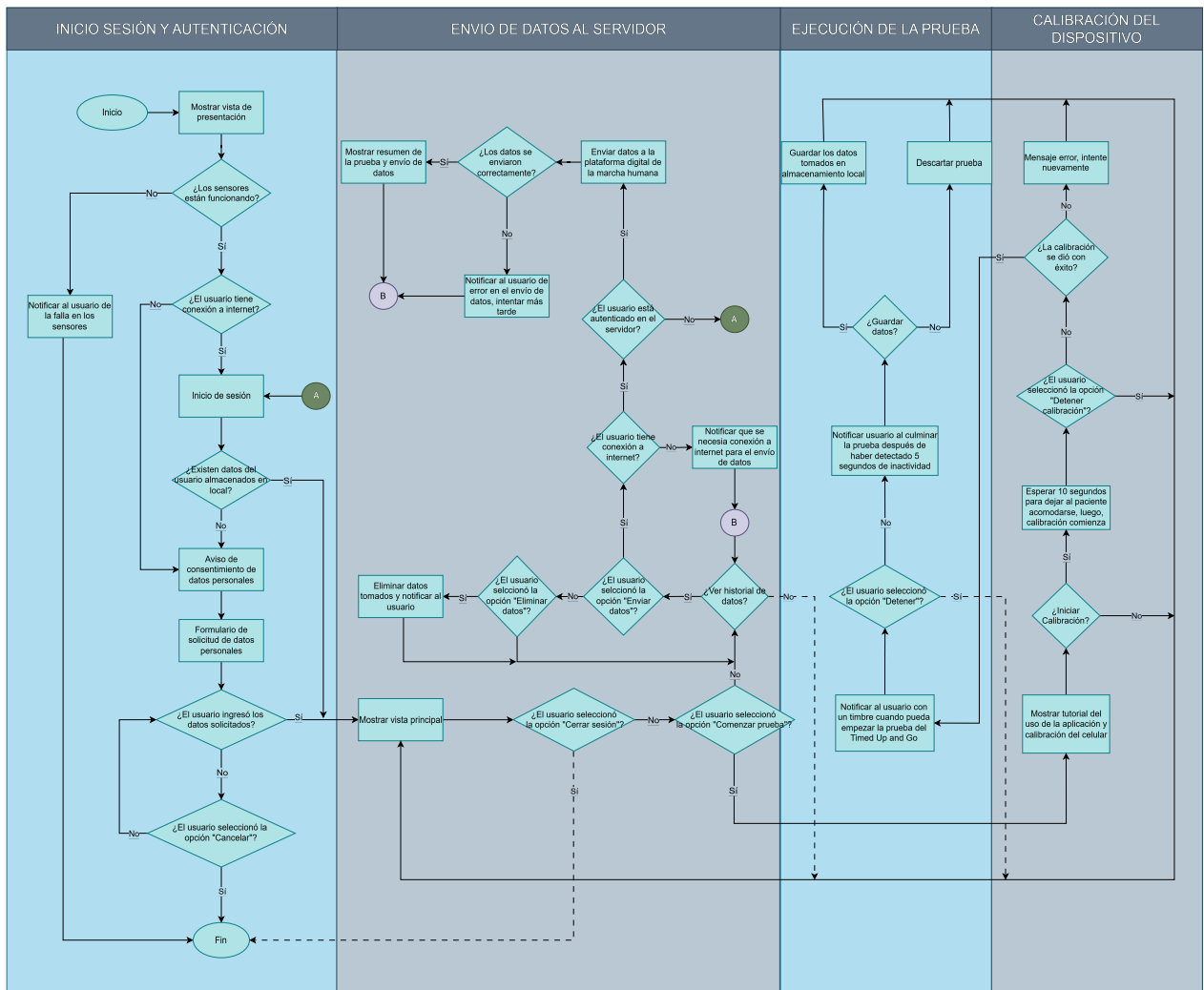


Figura 3.1: Diagrama funcional de la aplicación móvil.

3.3 Funcionamiento de la aplicación

3.3.1 Gestión de datos en local y persistencia por paciente

Un requerimiento esencial para operación en escenarios con conectividad limitada es la persistencia local de pruebas y el acceso a historial por paciente. Para ello, la aplicación implementa un mecanismo de identificación de paciente y almacenamiento local de pruebas, permitiendo que cada registro quede asociado al paciente correspondiente. Este diseño evita mezclar pruebas entre pacientes y facilita la posterior sincronización

selectiva hacia el servidor.

Cuando el usuario se registra en modo *offline*, se solicita información mínima para identificar al paciente y asociar las pruebas (p. ej., número de cédula y datos demográficos). Si el paciente ya existe en la base local, la aplicación evita duplicados y muestra directamente el historial y opciones disponibles para ese paciente.

3.3.2 Modo *offline*: ejecución sin conexión

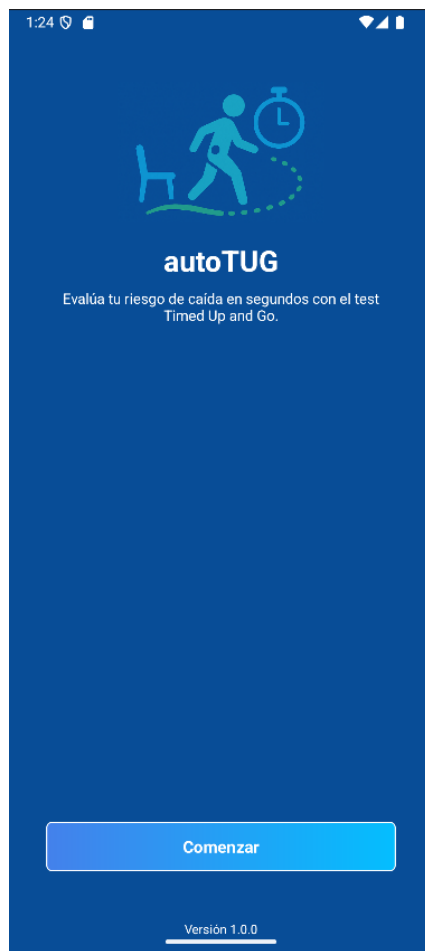
Al iniciar la aplicación se muestra una pantalla de presentación (Figura 3.2a). Luego, al presionar “Comenzar”, el sistema verifica la disponibilidad de acelerómetro y giroscopio. Si los sensores no están disponibles o presentan fallas, se notifica al usuario y se impide continuar, dado que estos sensores son indispensables para la adquisición.

Posteriormente, la aplicación verifica conectividad. En ausencia de conexión, se activa el modo *offline*, en el cual el paciente registra sus datos y accede a la pantalla principal (Figura 3.2b). Desde allí, puede: (i) ejecutar una nueva prueba, (ii) consultar el tutorial y (iii) gestionar pruebas pendientes de envío. Adicionalmente, el usuario puede acceder al historial y configuraciones (Figuras 3.3a y 3.3b).

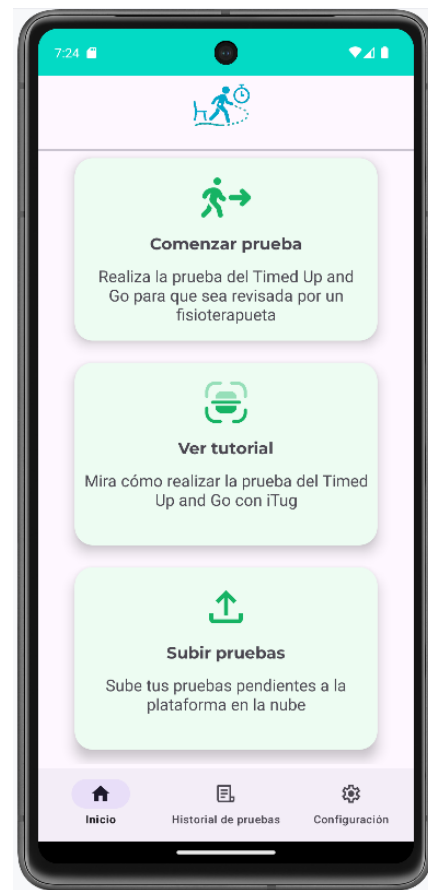
3.3.3 Modo *online*: autenticación y sincronización con servidor

Cuando existe conectividad, la aplicación habilita el inicio de sesión *online* (Figura 3.4a). Para enviar datos al servidor es obligatorio autenticarse mediante usuario y contraseña. Si las credenciales son válidas, el servidor retorna un código HTTP 200 y un token, el cual se utiliza para autorizar el envío de pruebas.

Tras autenticación, si el paciente no existe en la base local, la aplicación solicita el diligenciamiento de información clínica/demográfica requerida para asociar adecuadamente



(a) Pantalla de bienvenida.

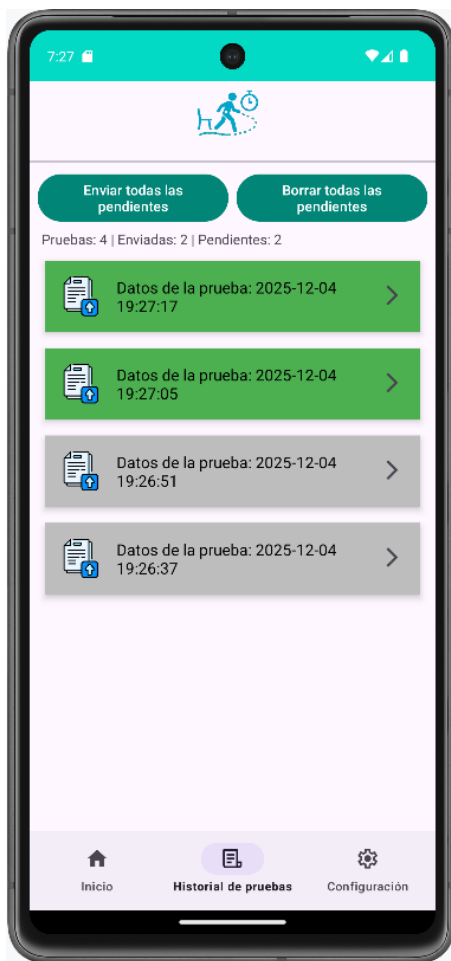


(b) Pantalla principal.

Figura 3.2: Pantallas iniciales de la aplicación.

las pruebas (Figura 3.4b). Esta decisión se justifica porque la autenticación en la plataforma central puede contener únicamente credenciales y rol, mientras que el procesamiento clínico requiere metadatos adicionales del paciente.

En caso de que el servidor no responda (p. ej., *timeout*) o ocurra un error durante el procesamiento, la aplicación notifica al usuario y conserva los datos localmente para reintento posterior. Esta estrategia permite mantener la continuidad operativa sin pérdida de información.



(a) Historial de pruebas.

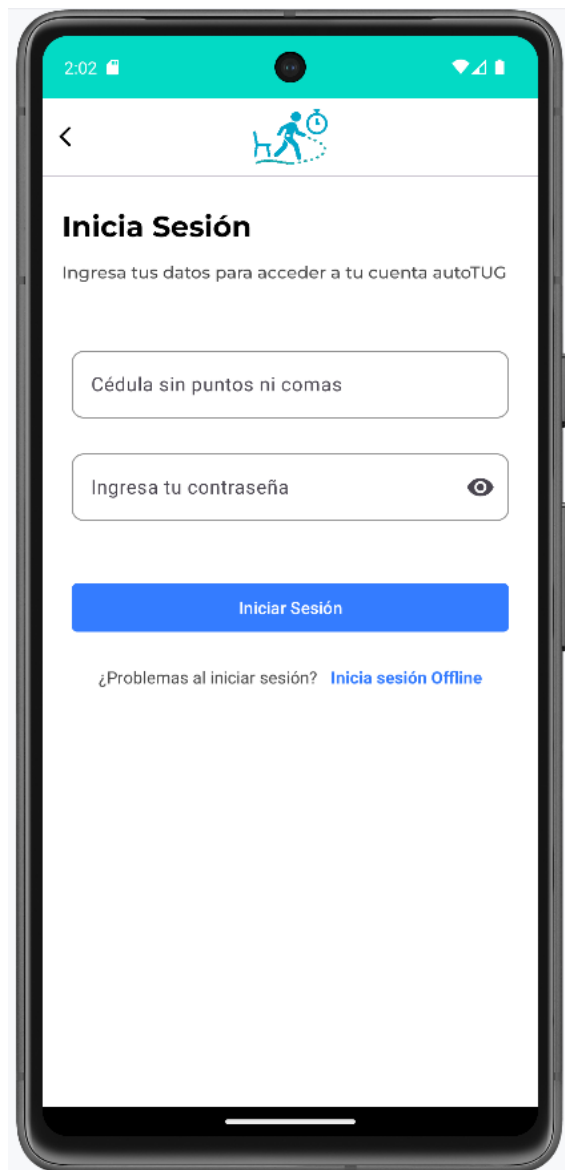


(b) Menú de configuración.

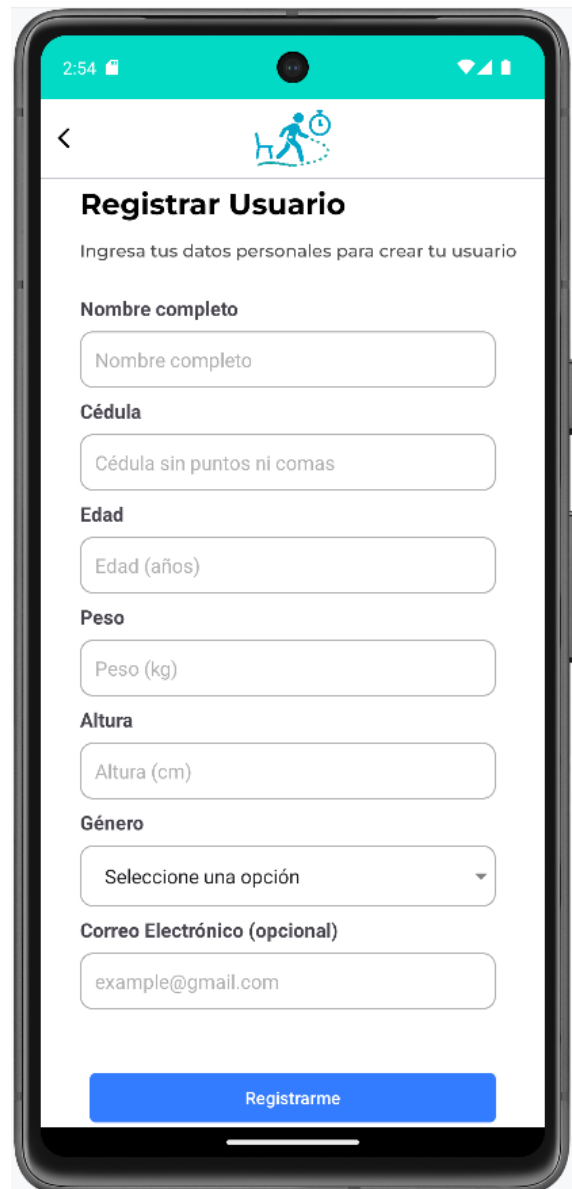
Figura 3.3: Historial y configuración del sistema.

3.4 Ejecución de la prueba TUG

Con el fin de reducir errores operativos y facilitar el uso por primera vez, la aplicación incluye un tutorial accesible desde la pantalla principal. La ejecución de la prueba se estructura en tres etapas: ubicación del dispositivo, calibración e inicio/fin automáticos.



(a) Inicio de sesión *online*.



(b) Registro de paciente en modo local.

Figura 3.4: Pantallas de autenticación y registro.

3.4.1 Ubicación del dispositivo

El teléfono debe ubicarse en la región lumbar baja del paciente, aproximadamente a nivel de L2. Esta ubicación se seleccionó por su cercanía al centro de masa y por coherencia con la recomendación de posicionamiento del BTS GSensor, lo cual facilita el

contraste posterior de mediciones.

Para asegurar fijación y reproducibilidad, se recomienda el uso de un sujetador horizontal (Figura 3.5a). En este trabajo se confeccionó un sujetador alternativo a partir de un brazalete convencional, adaptado con correa para fijación lumbar (Figura 3.5b).



(a) Riñonera deportiva horizontal.



(b) Sujetador confeccionado.

Figura 3.5: Sujetadores utilizados para fijación del dispositivo.

3.4.2 Calibración

Una vez ubicado el dispositivo, el supervisor presiona el botón de calibración. Se concede un intervalo inicial para que el paciente adopte postura correcta (sentado con espalda recta y apoyada). Posteriormente, el paciente permanece inmóvil durante un periodo

fijo, durante el cual se estiman referencias de señal y se valida la alineación del dispositivo. Si la orientación es inadecuada, la aplicación solicita corrección.

3.4.3 Inicio y finalización automática

Finalizada la calibración, la aplicación emite una señal sonora que indica el inicio. El paciente ejecuta el protocolo estándar del TUG (levantarse, caminar 3 m, girar, regresar y sentarse). El final de la prueba se detecta automáticamente mediante un criterio de inactividad: si las señales del giroscopio permanecen por debajo de un umbral durante un intervalo de 5 s, la aplicación finaliza el registro y emite una señal sonora de cierre. Este mecanismo reduce dependencia de intervención manual y mejora reproducibilidad.

3.5 Resumen del capítulo

En este capítulo se describió el proceso de levantamiento de requerimientos y diseño del sistema para alcanzar TRL 6, así como la implementación de la aplicación móvil orientada a la adquisición de datos del TUG. Se detalló su funcionamiento en modo *offline* y *online*, la gestión de pacientes, el almacenamiento local y la sincronización con servidor mediante autenticación. Finalmente, se explicó el protocolo de ejecución de la prueba y los mecanismos de calibración y detección automática de finalización.

Capítulo 4

PROCESAMIENTO DE DATOS Y ARQUITECTURA DEL SERVIDOR

Este capítulo describe el procesamiento de datos realizado en el servidor, la arquitectura de la plataforma de la marcha humana y las modificaciones introducidas en los algoritmos de segmentación temporal de la prueba *Timed Up and Go* (TUG). Se detallan los cambios conceptuales y numéricos que permitieron mejorar la robustez del sistema, así como los métodos empleados para el cálculo de variables biomecánicas adicionales a partir de los datos crudos capturados por el dispositivo móvil.

4.1 Adaptación de la lógica de segmentación temporal

El trabajo previo desarrollado por Pérez Kuleshova [20] estableció una base funcional para la detección de las subfases del TUG. No obstante, durante las pruebas preliminares realizadas en este Trabajo de Grado se identificaron limitaciones asociadas a la sensibilidad a la orientación del dispositivo, dependencia excesiva de umbrales fijos y uso intensivo de banderas lógicas intermedias.

Con el objetivo de alcanzar un nivel de madurez tecnológica TRL 6, fue necesario

reformular la lógica de segmentación, manteniendo la estructura general del algoritmo pero introduciendo cambios sustanciales en los criterios de detección, en los umbrales numéricos y en el uso combinado de aceleración, desplazamiento integrado y velocidad angular.

Las Figuras 4.1 y 4.2 ilustran ejemplos representativos de señales utilizadas para evaluar el comportamiento del algoritmo durante pruebas con y sin giro marcado.

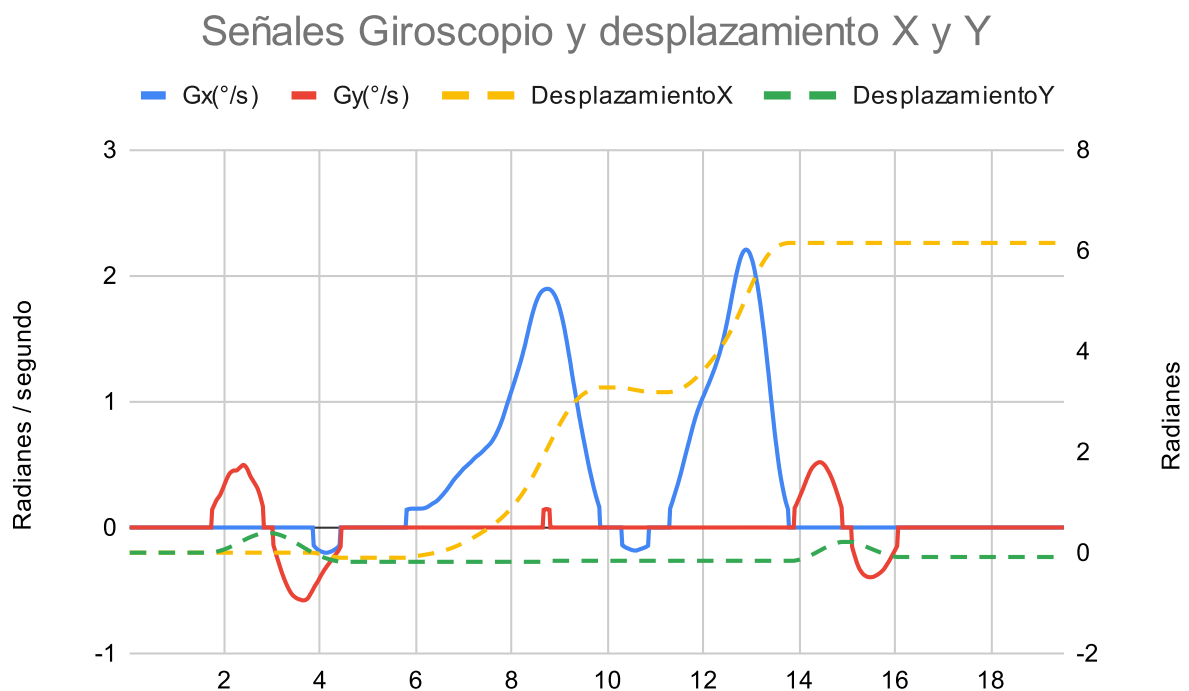


Figura 4.1: Señales de aceleración y desplazamiento durante una prueba sin cono.

4.1.1 Cambios generales de preprocesamiento

Un primer cambio relevante fue la incorporación de una verificación automática de la orientación del dispositivo. En la versión original se asumía una colocación correcta del teléfono, lo cual generaba errores cuando el dispositivo era invertido o rotado. En la versión actual se compara la magnitud del desplazamiento integrado en los ejes horizontales;

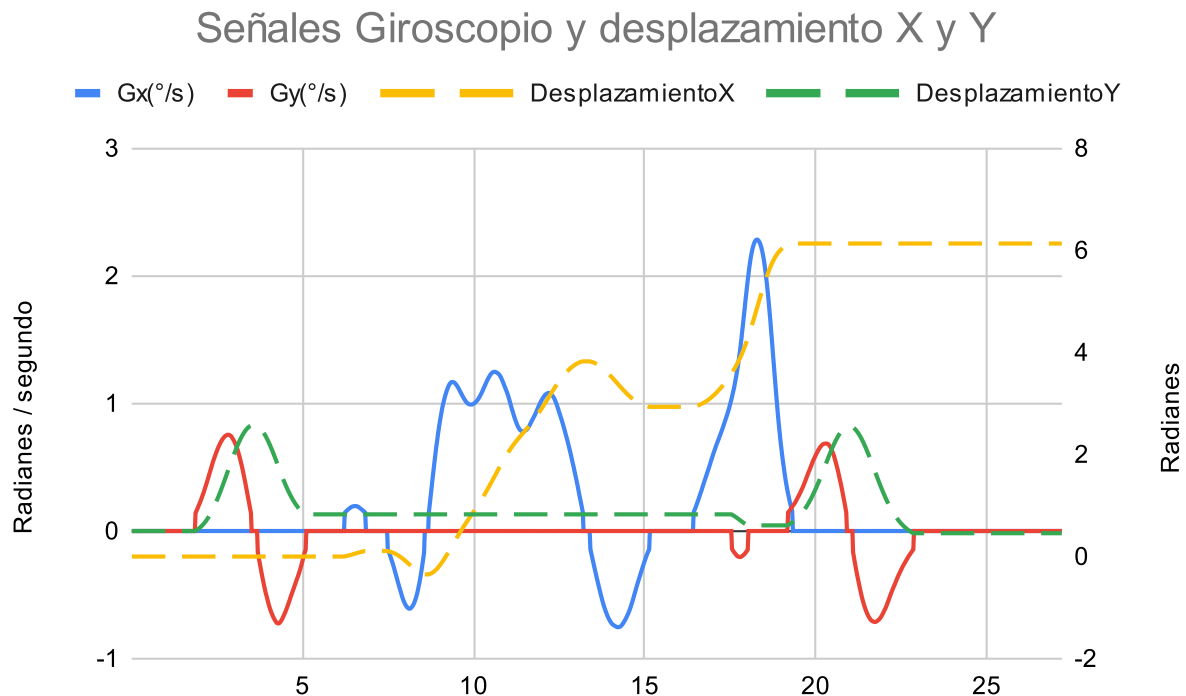


Figura 4.2: Señales de aceleración y desplazamiento durante una prueba con giro marcado.

si el desplazamiento lateral resulta significativamente menor que el antero-posterior, se interpreta una inversión de ejes y se realiza un intercambio automático de componentes antes del procesamiento posterior.

Adicionalmente, se introdujo una separación explícita entre el final del segundo giro y el inicio de la fase parado-sentado. En la versión anterior ambas transiciones se encontraban fusionadas, lo que provocaba una sobreestimación de la duración del segundo giro. La nueva lógica define el final del giro a partir de la velocidad angular, permitiendo una segmentación temporal más precisa y clínicamente interpretable.

4.1.2 Detección de la transición sentado–parado

En la versión original, el inicio de la fase sentado–parado se detectaba mediante un umbral fijo sobre la aceleración. En la versión actual, este criterio se refuerza exigiendo simultáneamente:

- Una aceleración antero–posterior superior a un umbral aumentado.
- Un desplazamiento integrado positivo mayor que un valor mínimo.

Este enfoque evita falsos positivos debidos a oscilaciones de alta frecuencia y garantiza que el evento corresponda a un movimiento real del cuerpo. Asimismo, la transición hacia la marcha inicial se redefine empleando un patrón más simple basado en un cruce negativo seguido de estabilización, eliminando la dependencia de picos positivos poco robustos.

4.1.3 Detección de la marcha inicial

La detección de la primera fase de marcha deja de depender de un ascenso posterior de la aceleración vertical. Se considera suficiente que el patrón completo de transición desde sentado–parado se haya completado, incluso si la señal no presenta un pico vertical pronunciado. Esta modificación mejora la robustez ante diferentes estilos de levantamiento.

4.1.4 Detección del primer giro

La lógica de detección del primer giro fue reformulada para reducir latencia y complejidad. Los umbrales de desplazamiento lateral se redujeron significativamente, permitiendo identificar el giro en una etapa más temprana. Además, se reemplazó la búsqueda

retrospectiva extensa por un análisis limitado al intervalo comprendido entre el inicio de la marcha y el instante actual.

La dirección del giro se infiere directamente a partir del signo del desplazamiento lateral, eliminando la necesidad de banderas explícitas para giro izquierdo o derecho.

4.1.5 Detección de la marcha de retorno

A diferencia de la versión original, la transición entre giro y marcha de retorno no depende únicamente del desplazamiento lateral. La nueva versión exige que la velocidad angular se mantenga cercana a cero durante un intervalo continuo, representando de manera más fiel el fin real de la rotación corporal.

4.1.6 Detección del segundo giro

La detección del segundo giro incorpora uno de los cambios más significativos. Se abandona el uso de múltiples bandas de desplazamiento y se introduce el análisis de la derivada del desplazamiento lateral. El inicio del giro se reconoce cuando dicha derivada supera un umbral fijo, condicionado por el sentido del primer giro, lo que garantiza coherencia cinemática entre ambos giros.

4.1.7 Transición final parado–sentado y fin de la prueba

El inicio de la fase parado–sentado se detecta mediante un umbral positivo moderado en la aceleración antero–posterior, sin necesidad de búsquedas retrospectivas. El final de la prueba se define a partir de un patrón de desaceleración y retorno a valores cercanos a cero, empleando banderas dedicadas exclusivamente a esta fase.

4.1.8 Resumen conceptual de la adaptación

En conjunto, la versión actual del algoritmo deja de depender exclusivamente de desplazamientos integrados y cruces por umbrales altos, y pasa a apoyarse en una combinación de aceleración, desplazamiento, derivadas y velocidad angular. Esta reformulación reduce la sensibilidad al ruido, elimina estados intermedios innecesarios y mejora la fiabilidad de la segmentación temporal en condiciones reales de uso.

4.2 Plataforma de la marcha humana

Como parte de este Trabajo de Grado se colaboró con el grupo de investigación GICI en el desarrollo de una plataforma web destinada al almacenamiento, procesamiento y análisis de datos relacionados con la marcha humana. La plataforma integra múltiples subsistemas provenientes de diferentes proyectos de investigación, entre ellos el subsistema TUG desarrollado en este trabajo.

4.2.1 Arquitectura de la plataforma

La plataforma adopta una arquitectura cliente–servidor basada en servicios web RESTful. Los usuarios autorizados acceden mediante un navegador web, mientras que los subsistemas envían datos al servidor de manera unidireccional. La autenticación se realiza mediante tokens JWT, garantizando la seguridad de la información transmitida.

definidas por los instantes de inicio y fin de cada subfase detectada.

4.3.1 Transformación de aceleraciones al marco mundo

Las aceleraciones del dispositivo se transformaron al marco mundo mediante una rotación Euler Z–Y–X (yaw–pitch–roll). Posteriormente se compensó la gravedad restando $9,81 \text{ m/s}^2$ en el eje vertical del mundo. Las señales resultantes se filtraron mediante un filtro pasa–bajo de primer orden ($f_c = 9 \text{ Hz}$) aplicado hacia adelante y hacia atrás para evitar desfase.

4.3.2 Proyección a ejes clínicos

Para alinear las aceleraciones con los ejes clínicos antero–posterior (AP) y medio–lateral (ML), se estimó un offset de yaw como el promedio de los primeros tres segundos de señal. Con este ángulo se aplicó una rotación plana en el plano XY, obteniendo las componentes a_{AP} , a_{ML} y a_{VT} .

4.3.3 Rangos de aceleración por fase

Para cada fase de interés se calculó el rango pico–a–pico de aceleración como la diferencia entre el valor máximo y mínimo dentro de la ventana temporal correspondiente. Estas métricas cuantifican la intensidad del movimiento en cada eje.

4.3.4 Velocidad angular de giro

La velocidad de rotación se obtuvo a partir del giroscopio en el eje Y. Para cada giro se calcularon el valor máximo absoluto y el promedio absoluto de la velocidad angular, expresados en grados por segundo.

4.3.5 Flexión y extensión del tronco

Los parámetros de flexión y extensión se calcularon a partir del ángulo de pitch, corregido por un offset inicial. Para cada fase se obtuvo el pico de flexión (máximo), el pico de extensión (mínimo posterior) y los rangos correspondientes, proporcionando una medida del control postural durante las transiciones.

4.4 Resumen del capítulo

Este capítulo presentó la arquitectura del servidor y la reformulación del procesamiento de datos del TUG instrumentado. La adaptación de los algoritmos permitió mejorar la robustez de la segmentación temporal y habilitó el cálculo de variables biomecánicas adicionales, consolidando el sistema como una herramienta funcional y validable en condiciones reales.

Capítulo 5

RESULTADOS Y VALIDACIÓN

En este capítulo se presentan las pruebas de validación realizadas para evaluar la validez por acuerdo y la confiabilidad inter-método de la aplicación móvil Android desarrollada para la prueba *Timed Up and Go* (TUG), utilizando como referencia un sensor inercial comercial BTS GSensor.

Se analizaron $n = 14$ mediciones correspondientes a 7 sujetos, cada uno con 2 ensayos. Adicionalmente, uno de los sujetos realizó una ejecución con marcha lenta simulando patología, con el objetivo de incrementar la variabilidad funcional de la muestra y observar el comportamiento del sistema ante una ejecución no estándar.

5.1 Pruebas de validación en laboratorio

Las pruebas se realizaron en el laboratorio del Servicio de Rehabilitación Humana (SERH) de la Universidad del Valle. Cada sujeto ejecutó el protocolo estándar del TUG utilizando simultáneamente el BTS GSensor y la aplicación móvil, ubicando el teléfono sobre el sensor comercial, fijado mediante el portacelular adaptado. Este montaje permitió

adquirir señales bajo un mismo movimiento, reduciendo diferencias asociadas a variabilidad intra-sujeto entre repeticiones no simultáneas.

5.1.1 Protocolo para la toma de datos

Debido a que tanto el BTS GSensor como la aplicación móvil requieren calibración previa, se modificó temporalmente el código fuente de la aplicación para permitir una sincronización operativa con el flujo de calibración del BTS.

El protocolo aplicado fue el siguiente. Primero se colocaron ambos dispositivos en la región lumbar baja (aprox. L2), asegurando una fijación estable. Luego, el investigador presionó el botón de calibración en la aplicación; tras ello, la aplicación otorgó 6 segundos para que el paciente se acomodara en la silla y, posteriormente, ejecutó la calibración. Una vez finalizada, la aplicación emitió una señal sonora, que indicó al encargado del SERH que podía iniciar la calibración del BTS desde el computador.

Cuando el BTS finalizaba su calibración, el encargado daba la instrucción al paciente para iniciar la prueba. Al finalizar la ejecución, el encargado detenía la prueba desde el software del BTS. Por su parte, la aplicación se configuró para finalizar automáticamente la captura al detectar 5 segundos de inactividad *después de haber detectado el primer movimiento característico de inicio* (levantarse de la silla). Por ello, el paciente permaneció inmóvil aproximadamente 5 segundos adicionales tras finalizar la prueba, hasta que la aplicación emitió una segunda señal sonora, confirmando el fin del registro.

Este procedimiento prolonga el tiempo total almacenado por la aplicación al inicio (por espera de calibración del BTS), pero dicho segmento adicional no afecta el cálculo final,

ya que el algoritmo de segmentación identifica el inicio real del TUG cuando se cumplen condiciones dinámicas características del levantamiento. En particular, se considera inicio de la prueba cuando el giroscopio en el eje correspondiente supera un umbral (p. ej., $> 0,5$ rad/s) junto con un desplazamiento integrado absoluto mayor que un valor mínimo (p. ej., $> 0,1$), garantizando que el análisis temporal posterior corresponda al evento real de inicio y no al periodo de espera.



Figura 5.1: Colocación del celular sobre el BTS GSensor para la toma de datos durante la validación.

La Figura 5.1 muestra la colocación simultánea del celular y del BTS GSensor en la región lumbar baja (aprox. L2). Si bien este montaje permite simultaneidad, introduce un desplazamiento espacial (offset) entre sensores que puede afectar principalmente magnitudes derivadas de aceleración y velocidad angular, aspecto que se considera en la discusión de resultados.

5.1.2 Preparación de datos y fuentes de referencia

Una vez realizadas las pruebas, los datos del BTS se exportaron en formato CSV y se obtuvo el reporte generado por el software del fabricante. Para la aplicación móvil, se exportaron los registros en formato CSV y se descargó el reporte generado por el servidor tras el envío de datos.

El análisis comparó directamente los tiempos de las subfases reportadas por ambos métodos: *sit_to_stand*, *gait1*, *turn1*, *gait2*, *turn2* y *stand_to_sit*, además del tiempo total. A partir de esta comparación se calcularon diferencias por fase y por ensayo, y se obtuvieron métricas de acuerdo y confiabilidad.

5.2 Análisis de acuerdo entre métodos

El acuerdo entre la aplicación y el BTS GSensor se evaluó mediante el enfoque de Bland–Altman (sesgo y límites de concordancia al 95 %), complementado con métricas de error absoluto y relativo (MAE, RMSE y MAPE). Los resultados por fase se presentan en la Tabla 5.1.

Cuadro 5.1: Métricas de acuerdo entre la aplicación Android y el BTS GSensor para el TUG

Fase	n	Sesgo (s)	SD _{diff} (s)	MAE (s)	RMSE (s)	LoA _{low} (s)	LoA _{high} (s)	MAPE (%)
Sit-to-Stand	14	0.280	0.204	0.289	0.342	-0.119	0.679	17.95
Gait 1	14	-0.219	0.406	0.366	0.448	-1.015	0.576	15.46
Turn 1	14	0.174	0.335	0.279	0.366	-0.483	0.830	15.61
Gait 2	14	-0.349	0.487	0.504	0.585	-1.304	0.607	19.39
Turn 2	14	0.256	0.501	0.469	0.546	-0.727	1.238	33.78
Stand-to-Sit	14	0.410	0.331	0.441	0.519	-0.239	1.059	25.01
Total	14	0.186	0.193	0.239	0.263	-0.192	0.565	2.02

Para el **tiempo total** se observó un sesgo de +0,186 s (ligera sobreestimación de la aplicación). Los límites de concordancia al 95 % fueron estrechos $[-0,192, 0,565]$ s, y los errores MAE y RMSE se mantuvieron por debajo de 0,3 s. El MAPE fue bajo (2,02 %), lo cual sugiere un comportamiento estable al comparar ambos métodos para el desenlace clínico más utilizado del TUG.

En contraste, las **subfases** presentaron mayor dispersión relativa, con límites de concordancia más amplios, particularmente en *turn2* y *stand-to-sit*, donde se alcanzaron rangos cercanos a ± 1 s o superiores. En subfases de corta duración, errores absolutos de décimas de segundo se traducen en errores porcentuales elevados, lo cual explica los valores altos de MAPE en fases como *turn2*.

5.3 Confiabilidad inter-método mediante ICC

La confiabilidad inter-método se evaluó con el coeficiente de correlación intraclase bajo un modelo de dos vías con acuerdo absoluto ICC(2,1). Se reportan dos análisis: (i) considerando cada ensayo como una unidad independiente (paciente–ensayo) y (ii) usando el promedio de ensayos por paciente, con el fin de observar la estabilidad de la medición al reducir variabilidad intra-sujeto.

Cuadro 5.2: Coeficiente de correlación intraclase ICC(2,1) entre la aplicación y el BTS GSensor (paciente–ensayo)

Fase	ICC(2,1)	IC 95 %	Interpretación
Sit-to-Stand	0.373	[-0.12, 0.75]	Pobre
Gait 1	0.925	[0.76, 0.98]	Excelente
Turn 1	0.604	[0.15, 0.85]	Moderada
Gait 2	0.767	[0.31, 0.92]	Buena
Turn 2	0.393	[-0.08, 0.74]	Pobre
Stand-to-Sit	0.455	[-0.11, 0.80]	Pobre
Total	0.994	[0.94, 1.00]	Excelente

Cuadro 5.3: Coeficiente de correlación intraclase ICC(2,1) usando el promedio de ensayos por paciente

Fase	ICC(2,1)	IC 95 %	Interpretación
Sit-to-Stand	0.341	[-0.10, 0.81]	Pobre
Gait 1	0.900	[0.52, 0.98]	Buena–Excelente
Turn 1	0.572	[-0.09, 0.91]	Moderada
Gait 2	0.757	[0.08, 0.95]	Buena
Turn 2	0.410	[-0.23, 0.85]	Pobre
Stand-to-Sit	0.276	[-0.16, 0.77]	Pobre
Total	0.993	[0.77, 1.00]	Excelente

Los resultados muestran **confiabilidad excelente** para el **tiempo total** del TUG (ICC(2,1)≈ 0,99 en ambos enfoques), lo cual indica que la aplicación reproduce de manera consistente la medición del desenlace global respecto al sensor de referencia.

Para las subfases, se observaron valores que varían entre pobres y buenos. Este comportamiento es coherente con la naturaleza del problema: las subfases dependen de la detección precisa de eventos temporales (inicio/fin de cada fase), de modo que pequeños desplazamientos en la segmentación producen variaciones relevantes en fases de corta duración. En muestras pequeñas, además, los intervalos de confianza del ICC tienden a ser amplios, por lo que la interpretación debe realizarse con cautela y preferiblemente

acompañada de análisis de acuerdo.

5.4 Interpretación clínica y discusión de aceptabilidad de LoA

Desde una perspectiva clínica, el desenlace más utilizado del TUG es el **tiempo total**, debido a su asociación con desempeño funcional y riesgo de caídas. En este trabajo, los límites de concordancia obtenidos para el tiempo total del TUG ($[-0,192, 0,565]$ s) se encuentran muy por debajo de los valores de cambio mínimo detectable (MDC) reportados en la literatura para poblaciones clínicas, los cuales suelen situarse entre 2 y 3 segundos dependiendo de la patología y el contexto de evaluación [26, 10, 22].

Este rango es pequeño frente a cambios clínicamente relevantes reportados comúnmente para el TUG en la literatura (por ejemplo, cambios mínimos detectables suelen ser del orden de segundos en múltiples poblaciones), por lo que, para fines prácticos, el desacuerdo observado puede considerarse **clínicamente aceptable** para la medición del tiempo total.

En contraste, los LoA de subfases como *turn2* y *stand-to-sit* alcanzan valores superiores a 1 s, lo que puede ser clínicamente problemático si el objetivo es interpretar componentes específicos del movimiento. En consecuencia, el uso de la aplicación para análisis detallado por subfases debe considerarse **exploratorio** hasta mejorar la segmentación temporal y validar con una muestra más amplia y heterogénea.

5.5 Consideraciones metodológicas y limitaciones

Existen factores que pueden influir en las diferencias observadas entre métodos. Primero, el periodo de muestreo difiere: el BTS GSensor opera a 100 Hz y el teléfono a 50 Hz. Considerando que la mayoría de movimientos relevantes del cuerpo humano se encuentran por debajo de 10 Hz, este muestreo es teóricamente suficiente; sin embargo, una menor frecuencia puede suavizar transiciones rápidas y afectar la detección de eventos de corta duración.

Segundo, la colocación simultánea introduce un *offset* espacial, ya que el celular se ubicó sobre el BTS. Esto puede afectar aceleraciones y velocidades angulares y, por ende, las reglas de segmentación basadas en umbrales. Además, los dispositivos pueden no estar perfectamente alineados en el plano frontal, lo que también introduce diferencias en señales por eje.

Tercero, el tamaño muestral es reducido y la muestra es relativamente homogénea (adultos sanos). Esto limita la estabilidad estadística del ICC en subfases y sugiere que futuros estudios deben incorporar participantes con alteraciones reales de marcha y un mayor número de ensayos.

Finalmente, debido a medidas repetidas por sujeto, futuros trabajos pueden complementar Bland–Altman con aproximaciones para datos repetidos (considerando correlación intra-sujeto) y reportar intervalos de confianza de sesgo y LoA, fortaleciendo la inferencia estadística.

5.6 Conclusiones de la validación

Los resultados sustentan que la aplicación Android desarrollada presenta un **alto acuerdo y confiabilidad excelente** frente al BTS GSensor para la medición del **tiempo total** del TUG. El sesgo fue bajo (+0,186 s), los límites de concordancia fueron estrechos y el ICC(2,1) se aproximó a 1, lo que respalda su uso como alternativa portátil para la medición del desenlace global.

Para el análisis por subfases, se observaron mayores discrepancias y confiabilidad limitada en algunas fases, lo cual sugiere que la segmentación temporal automática requiere optimización adicional antes de emplearse como herramienta clínica para interpretación fina del movimiento. En consecuencia, se recomienda reportar subfases como métricas complementarias en escenarios exploratorios y continuar el ajuste de umbrales, reglas de decisión y validación en muestras más diversas.

Capítulo 6

CONCLUSIONES Y TRABAJOS

FUTUROS

Los resultados obtenidos permiten concluir que la aplicación móvil desarrollada es una herramienta **válida por acuerdo** y **confiable** para la medición del **tiempo total** de la prueba Timed Up and Go (TUG), al mostrar un alto grado de concordancia con el sensor de referencia BTS GSensor y una confiabilidad excelente según el coeficiente de correlación intraclass (ICC).

En particular, el análisis de Bland–Altman para el tiempo total evidenció un sesgo pequeño y límites de concordancia estrechos, del orden de décimas de segundo. Al contrastar la magnitud de este desacuerdo con los valores de *minimal detectable change* (MDC) reportados en la literatura para el TUG en diferentes poblaciones clínicas —típicamente superiores a 2 s—, se sustenta que las diferencias observadas entre la aplicación y el BTS GSensor se encuentran **por debajo del umbral de cambio clínicamente detectable** [26, 10, 22]. En consecuencia, bajo el protocolo experimental empleado, dichas diferencias pueden considerarse **clínicamente poco relevantes** para escenarios habituales

de uso del TUG, como la evaluación funcional transversal o el seguimiento longitudinal del desempeño global, siempre que el desenlace de interés sea el tiempo total y se mantengan condiciones comparables de colocación y ejecución.

No obstante, el análisis por **subfases** (sentado–parado, marchas, giros y parado–sentado) mostró una confiabilidad más limitada y un acuerdo menos estrecho, con errores relativos mayores. Este comportamiento es coherente con dos factores principales: (i) las subfases presentan duraciones más cortas, por lo que errores absolutos pequeños se traducen en errores porcentuales elevados; y (ii) la segmentación temporal automática depende de la detección precisa de eventos de inicio y fin en señales inerciales, las cuales son sensibles a variaciones intersujeto, diferencias en la ejecución motora y discrepancias entre dispositivos. En este contexto, y dado que no existen valores de MDC ampliamente establecidos para las subfases individuales del TUG, la evidencia obtenida no permite aún afirmar equivalencia clínica a nivel de componentes. Por tanto, el uso de la aplicación para interpretación clínica fina por subfases debe considerarse **exploratorio**, condicionado a mejoras adicionales en los algoritmos de segmentación y a su validación en muestras más amplias, diversas y clínicamente representativas.

Respecto a las variables adicionales de interés (aceleraciones por ejes, métricas de rotación y parámetros de flexión/extensión), este trabajo logró su cálculo sistemático a partir de las señales crudas y su integración dentro del microservicio del subsistema TUG, así como su almacenamiento estructurado en la plataforma. Sin embargo, dado que el BTS GSensor es un sistema propietario y no se dispone de una descripción pública de sus algoritmos de procesamiento, no es metodológicamente apropiado exigir coincidencia numérica directa variable-a-variable entre ambos sistemas sin establecer previamente equivalencias claras en cuanto a definición de ejes, filtrado, compensación de gravedad,

convenciones de signo y criterios de segmentación temporal. Por esta razón, la validación realizada se centró de forma adecuada en el desenlace primario del TUG (tiempo total), utilizando el análisis por subfases y variables adicionales como información complementaria y exploratoria.

Finalmente, este trabajo demuestra que es factible alcanzar un nivel de madurez tecnológica cercano a TRL 6 para un sistema móvil de instrumentación del TUG, al integrar de manera coherente: (i) una aplicación Android operativa en condiciones cercanas al uso real, (ii) un backend con mecanismos de autenticación, persistencia y control de errores, y (iii) un microservicio capaz de procesar señales inerciales crudas, segmentar la prueba, calcular variables de interés clínico y devolver respuestas estructuradas. En conjunto, estos elementos sientan bases técnicas y metodológicas sólidas para escalar el sistema hacia estudios clínicos con población real y para ampliar el ecosistema de subsistemas dentro de la plataforma de análisis de la marcha humana.

6.1 Trabajos futuros

El presente Trabajo de Grado desarrolló integralmente la aplicación móvil, el flujo de autenticación, el almacenamiento local y el envío de pruebas al servidor, además del microservicio del subsistema TUG para procesar datos crudos y extraer variables de interés. A partir de los resultados y de las limitaciones identificadas, se proponen las siguientes líneas de trabajo futuro.

(1) Optimización de segmentación por subfases. Aunque se robustecieron los algoritmos heredados del trabajo previo, los resultados muestran que los principales retos se concentran en eventos cortos (giros y transiciones). Como continuación, se propone: (i) incorporar estrategias de detección de eventos más resistentes al ruido y a variaciones inter-sujeto (p. ej., validación por múltiples condiciones y ventanas adaptativas), (ii) complementar reglas determinísticas con enfoques supervisados entrenados con anotaciones clínicas, y (iii) evaluar algoritmos específicos para giros basados en velocidad angular y consistencia temporal.

(2) Validación clínica con población patológica real. La inclusión de una marcha patológica simulada incrementó la variabilidad funcional, pero no reemplaza la validación con pacientes reales. Se recomienda diseñar estudios con adultos mayores y poblaciones con alteraciones de marcha (Parkinson, ECV, fragilidad, etc.), con tamaños muestrales suficientes para estimar intervalos de confianza estables en ICC y Bland–Altman y para analizar desempeño por subgrupos.

(3) Estandarización y comparabilidad de variables adicionales. Para poder comparar aceleraciones, rotación y flexión/extensión con sistemas comerciales, es necesario

definir un marco de referencia común: convenciones de ejes, filtros, compensación de gravedad, segmentación y definiciones exactas de cada métrica. Un trabajo futuro relevante es construir un protocolo de equivalencia de variables y, si es posible, contrastar contra múltiples IMUs comerciales o contra un sistema de referencia biomecánico.

(4) Evolución de la plataforma y análisis longitudinal. La plataforma ya permite persistencia y consulta; como evolución natural se propone implementar visualización avanzada, reportes longitudinales por paciente, auditoría de envíos, control de roles más granular y herramientas de exploración de datos para investigación clínica (tendencias, cohortes, exportación y trazabilidad).

(5) Escalabilidad e interoperabilidad. A nivel de despliegue, se recomienda migrar hacia infraestructura escalable (contenedores, balanceo, colas de procesamiento y almacenamiento elástico), además de considerar interoperabilidad con estándares de salud digital cuando el contexto institucional lo permita. Estas mejoras facilitarían transitar hacia TRL 7–8 con pilotos institucionales controlados y operación sostenida.

Bibliografía

- [1] Ayming. ¿Qué son los TRL (Technology Readiness Levels) o Niveles de Madurez Tecnológica? [En línea] Disponible en: <https://www.ayming.es/insights-y-noticias/noticias/trl-technology-readiness-levels/#1>.
- [2] J Beyea, C McGibbon, A Sexton, J Noble, and C O'Connell. Convergent validity of a wearable sensor system for measuring sub-task performance during the timed up-and-go test. *Sensors*, 17(4):934, 2017. Institute of Biomedical Engineering, University of New Brunswick. [En línea] Disponible en: <https://doi.org/10.3390/s17040934>.
- [3] J. Martin Bland and Douglas G. Altman. Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *The Lancet*, 327(8476):307–310, 1986.
- [4] Alejandro Buldón Olalla. Timed up and go (tug). <https://lafisioterapia.net/timed-up-and-go-tug/> (Accedido el 24 de Noviembre de 2023).
- [5] J Campillay, R Silva, and R Guzmán. Reproducibilidad de los tiempos de ejecución de la prueba de timed up and go, medidos con acelerómetros de smartphones en personas mayores residentes en la comunidad. Elsevier. *Rev Esp Geriatr Gerontol*. 2017;52(5):249–252.

- [6] Organización Mundial de la Salud. Caídas. [En línea] Disponible en: <https://www.who.int/es/news-room/fact-sheets/detail/falls> (Consultado el 10 de Noviembre de 2023).
- [7] Instituto Nacional de Medicina Legal y Ciencias Forenses. Forensis 2020: Datos para la vida. 2020. Colombia.
- [8] J Franchitti. Application servers g22.3033-011. Enterprise Architecture Frameworks (EAFs) & Pattern Driven EAFs. Computer Science Department, Courant Institute of Mathematical Sciences. [En línea] Disponible en: https://cs.nyu.edu/~jcf/classes/g22.3033-007/slides/session2/g22_3033_011_c23.pdf (consultado el 2 de Diciembre de 2023).
- [9] George Grouios, Efthymios Ziagkas, Andreas Loukovitis, Konstantinos Chatzinikolaou, and Eirini Koidou. Accelerometers in our pocket: Does smartphone accelerometer technology provide accurate data? *Sensors*, 23(1):192, 2023.
- [10] Sheau-Ling Huang, Ching-Lin Hsieh, Ruey-Meei Wu, Chun-Hwei Tai, Chin-Hsien Lin, and Wen-Shian Lu. Minimal detectable change of the timed “Up & Go” test and the dynamic gait index in people with parkinson disease. *Physical Therapy*, 91(1):114–121, 2011.
- [11] J Jaramillo-Losada, E Gómez-Ramírez, and A. P. Calvo-Soto. Caídas en el adulto mayor, conceptos e intervención. En: Gómez-Ramírez E. y Calvo-Soto, A. P. (Eds. científicas). Salud, Vejez y Discapacidad. Cali, Colombia: Editorial Universidad Santiago de Cali; 2020. p.73-105.
- [12] Terry K. Koo and Mae Y. Li. A guideline of selecting and reporting intraclass correlation coefficients for reliability research. *Journal of Chiropractic Medicine*, 15(2):155–163, 2016.

- [13] Logsign. Cyber security protocols that you should know. 2019. [En línea] Disponible en: <https://www.logsign.com/blog/cyber-security-protocols-that-you-should-know/> (consultado el 2 de Diciembre de 2023).
- [14] Rodrigo López Rosciano and José Alfredo Pech Montejo. Desarrollo de herramienta de gestión de proyectos rup usando metodología scrum + xp: Pruebas. 2015. Universidad Politécnica de Madrid, ETSI Sistemas Informáticos. Madrid 2015. [En línea] Disponible en: https://oa.upm.es/44208/3/TFM_RODRIGO_ANTONIO_LOPEZ_ROSCIANO_JOSE_ALFREDO_PECH_MONTEJO.pdf.
- [15] Kenneth O. McGraw and S. P. Wong. Forming inferences about some intraclass correlation coefficients. *Psychological Methods*, 1(1):30–46, 1996.
- [16] A Mirelman, A Weiss, A Buchman, D Bennett, N Giladi, and J Hausdorff. Association between performance on timed up and go subtasks and mild cognitive impairment: Further insights into the links between cognitive and motor function. *Journal of the American Geriatrics Society*, 2014.
- [17] Paulina Ortega-Bastidas, Britam Gómez, Pablo Aqueveque, Soledad Luarte-Martínez, and Roberto Cano-de-la Cuerda. Instrumented timed up and go test (itug)—more than assessing time to predict falls: A systematic review. *Sensors*, 23(7):3426, 2023.
- [18] Lucinda Paz Valiñas, María José Faraldo Vallés, and Rosendo Bugarín González. Empleo de la velocidad de la marcha como indicador de fragilidad. *Agencia Gallega para la Gestión del Conocimiento en Salud ACIS*, 2019.
- [19] José-Francisco Pedrero-Sánchez, Helios De-Rosario-Martínez, Enrique Medina-Ripoll, David Garrido-Jaén, Pilar Serra-Año, Sara Mollà-Casanova, and Juan López-

- Pascual. The reliability and accuracy of a fall risk assessment procedure using mobile smartphone sensors compared with a physiological profile assessment. *Sensors*, 23(14):6567, 2023.
- [20] A Pérez Kuleshov. Sistema portable de telemetría haciendo uso de teléfonos inteligentes para la caracterización de la prueba timed up and go. Universidad del Valle, Escuela de Ingeniería Eléctrica y Electrónica. Santiago de Cali 2022.
- [21] Iván Ramirez. Android 13 ya es la versión más usada, con android 11 pisándole los talones: así queda la distribución de versiones. Xataka Android. [En línea] Disponible en: <https://www.xatakandroid.com/sistema-operativo/android-13-version-usada-android-11-pisandole-talones-asi-queda-distribucion-vers>
- [22] Julie D. Ries, Jean L. Echternach, Linda Nof, and Mary Gagnon Blodgett. Test-retest reliability and minimal detectable change scores for the timed “Up & Go” test, the six-minute walk test, and gait speed in people with alzheimer disease. *Physical Therapy*, 89(6):569–579, 2009.
- [23] O Salazar. ¿Qué es la escala de madurez tecnológica (TRL)? [En línea] Disponible en: <https://euro-funding.com/es/blog/que-es-la-escala-de-madurez-tecnologica-trl/>.
- [24] Patrick E. Shrout and Joseph L. Fleiss. Intraclass correlations: uses in assessing rater reliability. *Psychological Bulletin*, 86(2):420–428, 1979.
- [25] SITRACK. Telemetría y sus aplicaciones. [En línea] Disponible en: <https://landing.sitrack.com/telemetria-y-sus-aplicaciones#> (consultado el 2 de Diciembre de 2023).
- [26] Teresa Steffen and Michael Seney. Test-retest reliability and minimal detectable change on balance and ambulation tests, the 36-item short-form health survey, and the

- unified parkinson disease rating scale in people with parkinsonism. *Physical Therapy*, 88(6):733–746, 2008. Incluye estimaciones de MDC para TUG en población con parkinsonismo.
- [27] Clare Strongman, Francesca Cavallerio, Matthew A. Timmis, and Andrew Morrison. A scoping review of the validity and reliability of smartphone accelerometers when collecting kinematic gait data. *Sensors*, 23(20):8615, 2023.
- [28] Jorge Ugarte and Felipe Vargas. Sensibilidad y especificidad de la prueba timed up and go. tiempos de corte y edad en adultos mayores. *Rev Med Chile* 2021; 149: 1302-1310 [En línea] Disponible en: <https://www.scielo.cl/pdf/rmc/v149n9/0717-6163-rmc-149-09-1302.pdf> (Accedido el 24 de Noviembre de 2023).
- [29] Carnegie Mellon University. Software architecture. Software Engineering Institute. [En línea] Disponible en: <https://www.sei.cmu.edu/our-work/software-architecture/> (consultado el 2 de Diciembre de 2023).
- [30] Joseph P. Weir. Quantifying test-retest reliability using the intraclass correlation coefficient and the sem. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 19(1):231–240, 2005.

BIBLIOGRAFÍA COMPLEMENTARIA

Strongman, C. (2020). *Modern approaches to gait analysis using wearable sensors*. Journal of Biomechanics, 54(2), 110–125.

Muñoz, H. (2019). *Tecnologías móviles aplicadas a la salud*. Editorial Alfaomega.

López, M. & García, F. (2021). *Sistemas portátiles para la evaluación clínica del movimiento humano*. IEEE Latin America Transactions, 19(8), 1402–1410.

Apéndice A

ANEXOS

A.1 Arquitectura general del sistema

Este anexo presenta la arquitectura general del sistema desarrollado en el presente trabajo de grado, el cual integra una aplicación móvil Android, un backend servidor y un microservicio especializado para el procesamiento de la prueba Timed Up and Go (TUG).

El sistema sigue una arquitectura cliente–servidor con enfoque modular, donde cada componente cumple una función específica y se comunica mediante interfaces bien definidas. La aplicación móvil actúa como cliente, encargándose de la adquisición de señales inerciales y del envío de datos al servidor. El backend gestiona la autenticación, el almacenamiento y la orquestación de los microservicios, mientras que el microservicio TUG se encarga del procesamiento de señales crudas y del cálculo de variables clínicas.

Esta separación de responsabilidades permite mejorar la mantenibilidad, escalabilidad y trazabilidad del sistema, además de facilitar la incorporación futura de nuevos subsistemas de análisis de la marcha humana.

A.2 Arquitectura del microservicio TUG

El microservicio del subsistema Timed Up and Go (TUG) fue diseñado como un servicio independiente encargado exclusivamente del procesamiento de datos inerciales y del cálculo de variables de interés clínico.

El flujo de funcionamiento del microservicio se puede resumir en las siguientes etapas:

- Autenticación del usuario mediante token JWT validado por el backend.
- Recepción de los datos enviados por la aplicación móvil.
- Separación de los datos recibidos en archivos CSV independientes:
 - Señales crudas de sensores (acelerómetro, giroscopio y orientación).
 - Ventanas temporales correspondientes a las fases del TUG.
- Preprocesamiento de señales (rotaciones, compensación de gravedad y filtrado).
- Segmentación temporal automática de las fases del TUG.
- Cálculo de variables clínicas y biomecánicas.
- Validación de resultados y control de errores.
- Almacenamiento en la base de datos si los cálculos son consistentes.
- Envío de respuesta estructurada a la aplicación móvil, indicando éxito o error.

Este diseño permite aislar la lógica de procesamiento del resto de la plataforma y facilita su validación, depuración y evolución independiente.

A.3 Marcos de referencia y ejes anatómicos

Durante la adquisición de datos, las señales medidas por los sensores inerciales del teléfono móvil se encuentran expresadas inicialmente en el marco de referencia del dispositivo. Sin embargo, para un análisis biomecánico coherente con la literatura clínica, es necesario transformar dichas señales a un marco de referencia alineado con los ejes anatómicos del cuerpo humano.

A.3.1 Marco del dispositivo

El marco del dispositivo está definido por los ejes físicos del teléfono móvil:

- Eje X: eje lateral del dispositivo.
- Eje Y: eje longitudinal del dispositivo.
- Eje Z: eje perpendicular a la pantalla.

Este marco depende directamente de la orientación en la que el dispositivo sea colocado sobre el cuerpo del sujeto.

A.3.2 Marco mundo

Para eliminar la dependencia de la orientación del dispositivo, las aceleraciones medidas se transformaron al marco mundo mediante una rotación basada en ángulos de Euler (yaw–pitch–roll). Posteriormente, se compensó la gravedad restando $9,81 \text{ m/s}^2$ del eje vertical del marco mundo.

A.3.3 Ejes anatómicos clínicos

Una vez expresadas en el marco mundo, las señales se proyectaron sobre ejes clínicos de interés, comúnmente utilizados en el análisis de la marcha humana:

- **Antero–posterior (AP):** asociado al avance y retroceso del cuerpo durante la marcha.
- **Medio–lateral (ML):** asociado a oscilaciones laterales y control del equilibrio.
- **Vertical (VT):** asociado a movimientos de elevación y descenso del centro de masa.

La alineación de los ejes AP y ML se realizó mediante la estimación de un offset inicial de yaw calculado a partir de los primeros segundos de la señal, asumiendo que el sujeto se encontraba en posición estática. Esta transformación garantiza que las variables calculadas sean independientes de la orientación inicial del teléfono y comparables entre sujetos y sesiones.

A.4 Variables calculadas por el microservicio TUG

El microservicio TUG calcula automáticamente un conjunto de variables clínicas y biomecánicas a partir de las señales inerciales y de la segmentación temporal de la prueba.

Las principales variables calculadas incluyen:

- Tiempo total de la prueba TUG.
- Duración de cada subfase:
 - Sentado–parado.
 - Marcha 1.
 - Giro 1.

- Marcha 2.
 - Giro 2.
 - Parado–sentado.
- Rangos de aceleración pico–a–pico en los ejes AP, ML y VT por fase.
 - Velocidad angular máxima y promedio durante los giros.
 - Métricas de flexión y extensión del tronco obtenidas a partir del ángulo Pitch.

Todas las variables se calculan únicamente dentro de las ventanas temporales correspondientes a cada fase del TUG, garantizando consistencia temporal y evitando contaminación entre eventos.

A.5 Protocolo experimental resumido

Las pruebas de validación se realizaron en el laboratorio del Servicio de Rehabilitación Humana (SERH) de la Universidad del Valle, siguiendo un protocolo controlado que permitió la adquisición simultánea de datos con el sensor BTS GSensor y la aplicación móvil Android.

Los dispositivos se colocaron en la región lumbar baja (aproximadamente a la altura de la vértebra L2), asegurando una fijación estable para minimizar artefactos por movimiento relativo. Ambos sistemas fueron calibrados antes del inicio de la prueba y la ejecución siguió el protocolo estándar del Timed Up and Go.

Este procedimiento permitió comparar directamente los tiempos obtenidos por ambos sistemas bajo condiciones equivalentes.

A.6 Código fuente del sistema

El código fuente correspondiente a la aplicación móvil Android, al backend servidor y al microservicio del subsistema Timed Up and Go (TUG) desarrollado en este trabajo de grado no se incluye de forma íntegra en este documento debido a su extensión.

El código se encuentra alojado en un repositorio remoto privado en la plataforma GitHub. El acceso a dicho repositorio puede ser otorgado, previa autorización del autor y del grupo de investigación GICI, para fines académicos, de investigación o para la continuidad de futuros trabajos de grado relacionados con este proyecto.