

**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

AGRADECIMIENTOS

CONTENIDO

	pág.
1 INTRODUCCIÓN	10
1.1 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	14
1.2 JUSTIFICACIÓN	19
1.3 DEFINICIÓN DE LOS OBJETIVOS	21
1.3.1 Objetivo general	21
1.3.2 Objetivos específicos	21
1.4 Presentación del documento	22
2 MARCO DE REFERENCIA	22
2.1 ANTECEDENTES	22
2.2 Niveles de madurez tecnológica (TRL)	25
2.3 Variables cinéticas	27
2.4 Variables cinemáticas	27
2.5 Timed Up and Go	28
2.6 Planos y ejes del cuerpo humano	29
2.6.1 Plano sagital	30
2.6.2 Plano frontal	30
2.6.3 Plano transversal	31
2.7 Telemetría y teléfonos inteligentes	31
2.8 Protocolos de seguridad informática y web	32
2.9 Arquitectura de software	32
2.10 Interfaces Humano Máquina (HMI)	33
3 LEVANTAMIENTO DE REQUERIMIENTOS FUNCIONALES	33

3.1	Requerimientos funcionales a nivel de TRL 6	33
3.2	REQUERIMIENTOS NO FUNCIONALES.	35
3.2.1	Población objetivo	37
4	DESARROLLO DE LA APLICACIÓN MÓVIL	38
4.1	REQUISITOS DE SOFTWARE	39
4.2	DIAGRAMA FUNCIONAL DE LA APLICACIÓN.	39
4.2.1	Requerimientos funcionales y no funcionales del aplicativo móvil	40
4.3	FUNCIONAMIENTO DE LA APLICACIÓN	41
4.3.1	Gestión de datos en local	41
4.3.2	Funcionamiento sin conexión a internet	42
4.3.3	Funcionamiento con conexión a internet	44
4.3.4	Ejecución de la prueba	45
4.3.5	Inicio de sesión modo Online	47
5	MIGRACIÓN A LA NUBE	49
6	Principales cambios en la lógica de segmentación temporal	51
6.1	Cambios generales de preprocesamiento	55
6.1.1	Inicio de la fase sentado–parado	55
6.1.2	Detección de la marcha inicial	56
6.1.3	Inicio del primer giro	57
6.1.4	Detección de la marcha de retorno	57
6.1.5	Inicio del segundo giro	58
6.1.6	Transición final pie–sentado y final de la prueba	58
6.1.7	Resumen conceptual	59
7	Plataforma de la marcha humana	59

7.1	Arquitectura de la plataforma	59
7.1.1	Limitaciones de la plataforma	61
7.2	Escalabilidad	62
8	Pruebas de validación	62
8.1	Protocolo para la toma de datos	63
8.2	Ánalisis de los resultados	65
8.3	Consideraciones	67
9	Conclusiones de la validación (BTS GSensor vs. aplicación Android)	67
9.1	Tiempo total del TUG	68
9.2	Análisis por subfases del TUG	68
9.3	Implicaciones metodológicas	69
10	RESULTADOS	70
10.1	Ánalisis de acuerdo entre métodos	70
10.2	Confiabilidad inter-método	71
11	Discusión	71
11.1	Validez clínica del tiempo total del TUG	71
11.2	Análisis por subfases y limitaciones de segmentación	72
11.3	Influencia del sujeto con marcha patológica simulada	72
12	CONCLUSIONES	73
13	Trabajos futuros	75
13.1	Optimización y extensión de los algoritmos de segmentación	75
13.2	Validación clínica con poblaciones patológicas reales	75
13.3	Ampliación del ecosistema de subsistemas de marcha	76

13.4 Evolución de la plataforma web y análisis longitudinal	76
13.5 Escalabilidad, interoperabilidad y despliegue	77
14 RECOMENDACIONES	78
REFERENCIAS	78
BIBLIOGRAFÍA COMPLEMENTARIA	83
ANEXOS	84

LISTA DE TABLAS

	pág.
1 Métricas de acuerdo entre la aplicación Android y el BTS GSensor para el TUG	65
2 Coeficiente de correlación intraclass ICC(2,1) entre la aplicación y el BTS GSensor (paciente–ensayo)	66
3 Coeficiente de correlación intraclass ICC(2,1) usando el promedio de ensayos por paciente	66

LISTA DE FIGURAS

	pág.
1 Kuleshova, A. (2022). Interfaz aplicativo Android.	16
2 Kuleshova, A. (2022). Interfaz aplicativo PC.	16
3 Kuleshova, A. (2022). Interfaz aplicativo Android Inicio.	17
4 Kuleshova, A. (2022). Interfaz aplicativo PC Inicio.	18
5 Esquema de las subetapas de la prueba <i>Timed Up and Go</i> [4].	29
6 Plano sagital del cuerpo humano.	30
7 Plano frontal del cuerpo humano.	30
8 Plano transversal del cuerpo humano.	31
9 Diagrama funcional de la aplicación móvil.	42
10 Pantalla bienvenida y Principal	43
11 Pantalla de historial de pruebas y configuración	44
12 Sujetadores para celular, comercial y diseñado.	46
13 Pantallas de inicio de sesión Online y Offline	49
14 Señal prueba sin cono	52
16 Detección del inicio sentado–parado y del comienzo de la primera fase de marcha.	52
15 Señal giro con cono	53
17 Detección del giro 1 y del comienzo de la segunda fase de marcha.	53
18 Detección del giro 2, de la transición parado–sentado y del fin de la prueba.	54
19 Arquitectura cliente-servidor de la plataforma web de la marcha humana.	61
20 Colocación del celular para la toma de datos.	64

LISTA DE ANEXOS

Anexo A. Encuesta aplicada a los participantes 120

.....
Anexo B. Resultados estadísticos complementarios 122

.....
Anexo C. Fotografías del montaje experimental 125

GLOSARIO

ACELERÓMETRO: Sensor que mide la aceleración lineal en uno o varios ejes.

API: Conjunto de funciones y procedimientos que permite la comunicación entre diferentes componentes de software.

BASE DE DATOS RELACIONAL: Sistema que almacena datos en tablas estructuradas utilizando relaciones entre ellas.

SENSOR INERCIAL (IMU): Dispositivo que combina acelerómetro y giroscopio para medir orientación y movimiento.

TELEMETRÍA: Técnica que permite medir y transmitir datos a distancia mediante medios electrónicos.

RESUMEN

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

SUMMARY

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

1 INTRODUCCIÓN

Las caídas se consideran un síndrome geriátrico por excelencia, siendo comunes entre las personas mayores. Cada año, estas causan lesiones graves que van desde la hospitalización del paciente hasta su muerte, siendo los adultos mayores de 60 años los más afectados [10].

Con el objetivo de anticiparse a este problema, los profesionales de la salud han desarrollado varias pruebas para determinar el riesgo potencial de sufrir una caída. Entre estas pruebas se encuentra el *Timed Up and Go*, que está relacionado con el deterioro de la salud general, la discapacidad en las actividades de la vida diaria y las caídas [3].

De esta manera, la prueba Timed Up and Go (TUG) se ha consolidado como uno de los instrumentos clínicos más utilizados para valorar equilibrio, marcha, movilidad básica y riesgo de caídas en adultos y adultos mayores. Su simplicidad —levantarse de una silla, caminar tres metros, girar, regresar y sentarse— la convierte en una prueba accesible, rápida y clínicamente validada en múltiples poblaciones y que se ha demostrado su correlación como predictor de caídas, mostrando una correlación moderada con el riesgo de caídas con una confiabilidad (ICC 0,80-0,99). No obstante, su validez y sensibilidad varían entre poblaciones, condiciones socioeconómicas e incluso género, siendo las mujeres quienes tienden a sufrir más caídas que los hombres [26].

A pesar de ello, la versión tradicional del TUG presenta una limitación fundamental: la medición se realiza típicamente con un cronómetro, registrando únicamente el tiempo total de la prueba. Esto impide obtener información precisa sobre cada una de las fases

del movimiento (levantarse, marcha inicial, giro medio, marcha de retorno y sentarse), y dificulta la detección temprana de alteraciones en el patrón motor del paciente. Diversos estudios han demostrado que la instrumentación de la prueba mediante sensores iniciales puede revelar variaciones sutiles que no son perceptibles a simple vista, y que tienen un alto valor diagnóstico y pronóstico [2].

Por otra parte, la tecnología avanza cada vez más rápido, año tras año e incluso mes a mes, debido a la feroz competencia a nivel global entre las grandes empresas tecnológicas. Esto ha posibilitado que la sociedad tenga a disposición tecnologías más potentes a precios cada vez más bajos, como es el caso de los teléfonos celulares, que han evolucionado, incorporando características que van más allá de su propósito genérico. Hoy en día, los teléfonos inteligentes son utilizados como herramientas multidisciplinarias, desde GPS hasta asistentes personales, gracias a la amplia variedad de componentes que incluyen. Esta evolución, por lo tanto, ha facilitado que los teléfonos inteligentes sean implementados en el campo de la ciencia, aprovechando su gran potencial en el procesamiento de datos.

En los últimos años los teléfonos inteligentes han sido utilizados para poder obtener datos más precisos de pruebas, como la del *Timed Up and Go*, obteniendo resultados con un Coeficiente de Correlación Intraclass (ICC) de alrededor de 0.9, demostrando así, ser una alternativa económica y de fácil acceso ante tecnologías de mayor costo para la adquisición de datos biométricos como el Vicon MX o el BTS GSensor [17].

En este proyecto se desarrolló una aplicación móvil el cual consistió en la continuación del trabajo de maestría del ingeniero Arturo Pérez Kuleshova, titulado “Sistema portable de telemetría haciendo uso de teléfonos inteligentes para la caracterización de la prueba *Timed Up and Go*” [18]. En dicho trabajo se logró diseñar un prototipo capaz de recoger

las señales necesarias para determinar los tiempos de duración de cada sub-fase de la prueba, por medio de una aplicación móvil Android. Dicha aplicación consistía de una interfaz sencilla pero funcional con botones interactivos que permitían al usuario comenzar y detener la prueba (Ver Figura 1), así como ver los datos en bruto de las señales y exportar los datos tomados en archivo “.txt”.

Una vez recopilados los datos, estos debían ingresarse manualmente a una computadora donde serían procesados por una aplicación de escritorio desarrollada en el lenguaje de programación C#, la cual arrojaba un informe general de la prueba con los tiempos de cada sub-fase de la prueba en cuestión, también daba la posibilidad de generar dos gráficos de las señales tomadas, mostrando las aceleraciones de los giroscopios y las señales integradas(Ver Figura 2).

De esta manera, en este trabajo se desarrolló una aplicación que reemplaza la anterior la cual cuenta con una interfaz más moderna y amigable, siguiendo las metodologías de experiencia de usuario UX/UI, envío de datos al servidor del grupo de investigación de control industrial (GICI), gestión de almacenamiento de pruebas por usuario, autenticación de usuario por medio de petición http a la API del servidor, gestión de información por paciente, gestión de sesiones por paciente (Inicio y cierre de sesión), modo de uso con y sin conexión a internet, tutorial de uso de la aplicación y ejecución de la prueba.

Así mismo, se participó activamente en el desarrollo de la plataforma web de la marcha humana desarrollada y gestionada por el grupo de investigación GICI, plataforma donde se alojarán los datos de los subsistemas desarrollados como parte de trabajos de grado relacionados con el estudio de la marcha humana. De esta manera, se desarrolló un sistema de gestión de usuario dentro de la plataforma, otorgando permisos dependiendo del rol del usuario, así mismo, se desarrolló la lógica del “backend” que recibe los archivos

CSV de los subsistemas y el servicio que procesa los datos de las pruebas enviadas por el subsistemas Timed Up and Go, rescatando gran parte de la lógica para la detección de las fases de la prueba desarrollado por el trabajo de maestría antes mencionado. Finalmente, se desarrolló la integración de un explorador de archivos por paciente y fecha, un sistema de autenticación seguro, y un módulo de generación dinámica de reportes.

La solución propuesta alcanza un Nivel de Madurez Tecnológica (TRL) 6, al haber sido validada en un entorno relevante con datos reales capturados por pacientes voluntarios sanos mayores de edad y validación de datos por pruebas simultáneas con la IMU TBS GSensor disponible en el laboratorio SERH de la Universidad del Valle. Esto demuestra viabilidad técnica, estabilidad operativa y pertinencia clínica, abriendo la posibilidad de continuar su evolución hacia TRL 7–8 mediante estudios piloto y escalabilidad institucional.

Finalmente, este proyecto no solo ofrece una herramienta útil para la práctica clínica, sino que también contribuye al ecosistema de investigación en biomecánica y salud digital, permitiendo analizar patrones de movimiento con un nivel de resolución que tradicionalmente estaba reservado a laboratorios especializados. Con este aporte la prueba del *Timed Up and Go* se podría ejecutar en zonas remotas o en simultaneo desde varios lugares, enviando los datos al servidor de manera remota donde un especialista puede ver los resultados de la prueba y dar su propio análisis de manera inmediata. De esta manera, la plataforma constituye un paso significativo hacia la integración de tecnologías accesibles en la evaluación funcional de pacientes, anticipando un futuro donde la salud digital y la instrumentación biomédica sean parte fundamental del cuidado clínico cotidiano.

1.1 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

Las caídas se describen usualmente como “sucisos involuntarios que hacen perder el equilibrio y dar con el cuerpo en el suelo o en otra superficie firme que lo detenga” [5]. Según la OMS, las caídas representan la segunda causa de defunción por traumatismos involuntarios, ubicándose solo por detrás de las colisiones de tránsito. Para el año 2021, más del 80 % de las caídas mortales se registraban en países de ingresos medianos y bajos, y de estas, el 60 % ocurrieron en regiones del Pacífico Occidental y Asia Oriental, afectando principalmente a personas mayores de 60 años [5].

Aunque la tasa de mortalidad es bastante alta para este problema, no es la única consecuencia cuando ocurre una caída, ya que aproximadamente 37,3 millones de caídas registradas cada año requieren hospitalización; la mayoría de estas caídas reducen la movilidad de quienes las sufren, lo que en conjunto resulta, según la OMS, en una “pérdida total de 38 millones de años de vida ajustados en función de la discapacidad (AVAD)” y donde el 40 % de estos años de vida perdidos corresponden a niños. Sin embargo, este porcentaje no refleja con exactitud la proporción de caídas, ya que los adultos mayores, por probabilidad, tienen menos años de vida que perder [5].

Con esto en mente, los profesionales de la salud utilizan la prueba del *Timed Up and Go*, la cual permite valorar el riesgo de caída de una persona. Esta prueba consiste en medir el tiempo que tarda una persona en levantarse de una silla, caminar una distancia de 3 metros, girar sobre su propio eje formando un ángulo de 180°, caminar de regreso y volver a sentarse. Estas acciones se pueden dividir en “subfases” o “etapas”. Los resultados de la prueba ayudan a los fisioterapeutas a determinar el riesgo de caída que pueda tener una persona. Sin embargo, durante la prueba no solo se tiene en cuenta el tiempo

total de duración, ya que otros factores como la velocidad de la marcha o el largo de la zancada influyen en las conclusiones finales que determine el profesional de la salud [16].

Existen muchas investigaciones acerca del uso de teléfonos móviles como herramienta que ayude a medir de manera más precisa los tiempos de las subfases durante el desarrollo de la prueba. De esta manera, se tiene información más precisa que le permite a los fisioterapeutas dar un mejor diagnóstico. El uso de un teléfono inteligente durante la ejecución de la prueba es una opción fiable y barata, ya que existen otros estudios que utilizan cámaras para detectar el movimiento de los pacientes durante la prueba, sin embargo, este método requiere de dispositivos costosos y un set completo para poder realizarla. Es por esta razón, que el uso de un celular es ideal para ayudar a los profesionales de la salud a mejorar su diagnóstico, teniendo a la mano un herramienta portátil y fiable.

En el trabajo de maestría desarrollado por el ingeniero Arturo Perez Kuleshova, se utilizaron los sensores iniciales de un teléfono inteligente para identificar cada una de las etapas en una prueba de *Timed Up and Go* y poder medir sus respectivos tiempos. En este trabajo, el ingeniero logró desarrollar una aplicación tanto móvil como de escritorio para la toma y posterior procesamiento de datos en las respectivas aplicaciones (Ver figuras 2 y 1), obteniendo resultados satisfactorios en estos objetivos.

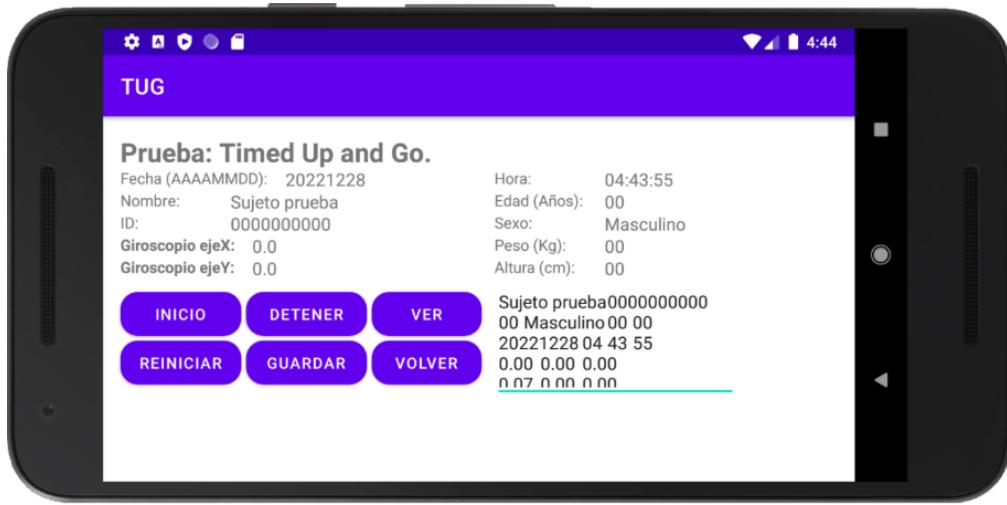


Figura 1: Kuleshova, A. (2022). Interfaz aplicativo Android.

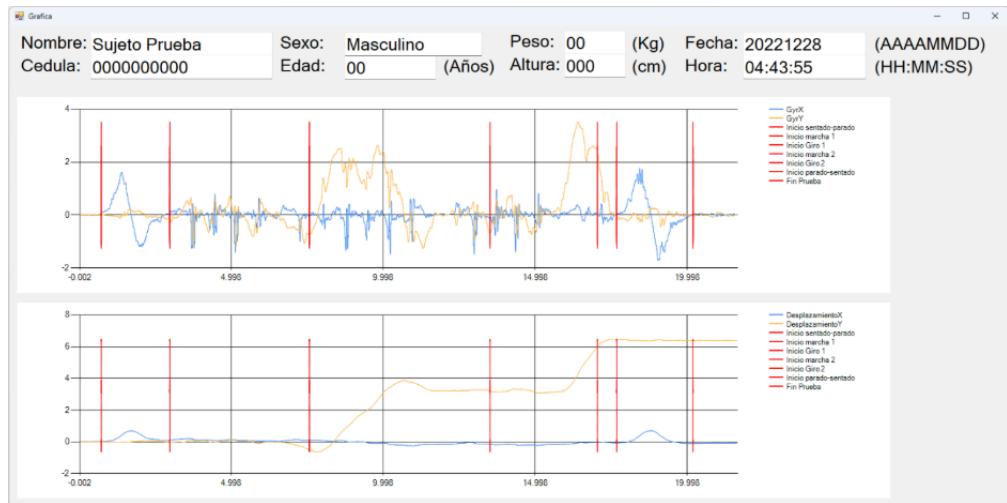


Figura 2: Kuleshova, A. (2022). Interfaz aplicativo PC.

Igualmente, se lograron identificar correctamente las variables biomecánicas presentes en la ejecución de la prueba. El trabajo define correctamente los filtros que permiten suprimir el ruido generado en la señal y definir de manera más clara el inicio de cada fase. Asimismo, el trabajo logra formular de manera efectiva los algoritmos necesarios para la detección autónoma y efectiva de cada etapa de la prueba, teniendo en cuenta cada

posible evento que se pueda producir durante la ejecución de la misma.

La aplicación desarrollada tenía como nombre “TUG”, acrónimo de la prueba *Timed Up and Go*. Aunque la aplicación ofrecía resultados fiables en la medición de los tiempos de las etapas del test, era susceptible a mejoras. La aplicación contaba con una interfaz poco amigable con el usuario, careciendo de autonomía ya que los datos debían ser transferidos manualmente al computador para que la aplicación de escritorio pudiera realizar los cálculos y no contaba con una base de datos para la persistencia de información los usuarios (Ver Figuras 3 y 4).

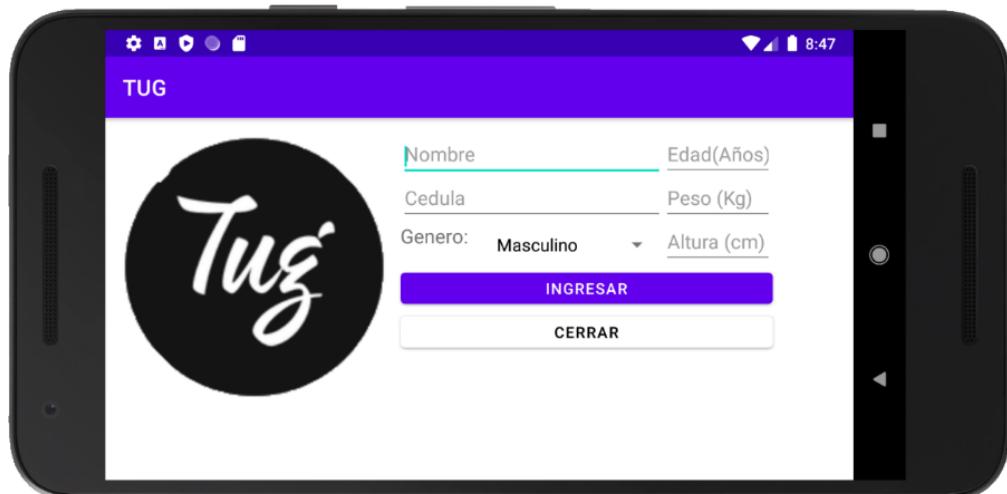


Figura 3: Kuleshova, A. (2022). Interfaz aplicativo Android Inicio.

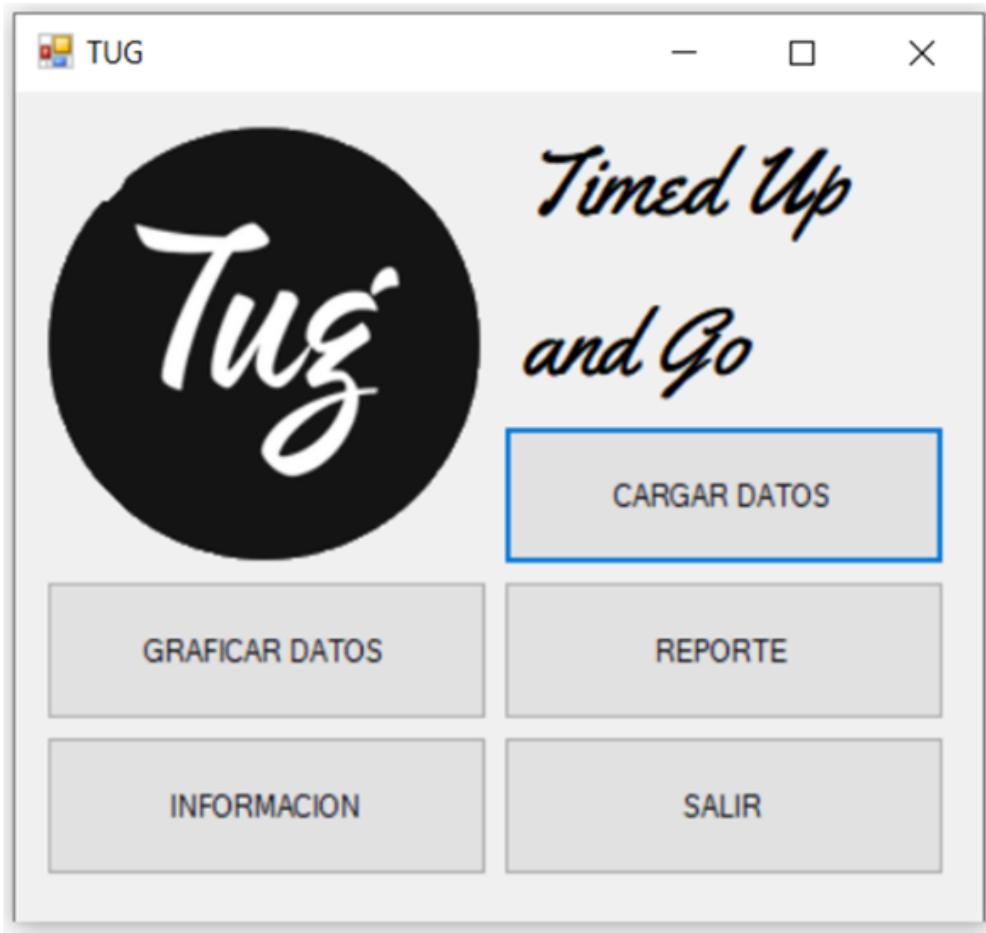


Figura 4: Kuleshova, A. (2022). Interfaz aplicativo PC Inicio.

Todas estas características permitían catalogar a la aplicación en un nivel tecnológico TRL 4, dado que la aplicación había sido probada satisfactoriamente en un entorno de laboratorio con la correcta integración de todos sus componentes, pero aún no había sido probada en entornos reales de mano de los fisioterapeutas. La prueba *Timed Up and Go* es ampliamente utilizada por los fisioterapeutas; no obstante, es una prueba fácil de realizar y solo requiere el uso de un cronómetro para medir la duración total de la misma. Por esta razón, la aplicación debe operar de manera autónoma para que los fisioterapeutas obtengan beneficios al usarla. Anteriormente, se necesitaba más trabajo por parte del fisioterapeuta, ya que debía realizar todo manualmente, incluso la transferencia de datos

del celular a la aplicación de escritorio. Además, la interfaz gráfica era poco amigable, lo que dificultaba su uso.

Para lograr que el profesional de la salud obtenga beneficios al usar la aplicación se debía lograr la automatización de la aplicación, mejorando la experiencia del usuario con la interfaz gráfica para que sea fácil de usar y, una vez realizada la prueba, enviando automáticamente los datos a la nube donde serán gestionados por los administradores del grupo GICI. Esto ahorra tiempo al fisioterapeuta y proporciona información precisa sobre los parámetros más relevantes durante la ejecución de la prueba.

Es por esto que, pensando en brindar a los fisioterapeutas de la Universidad del Valle una herramienta portátil, de fácil uso y autónoma, que era necesario escalar la aplicación “TUG” a un TRL 6, contando con todas las funcionalidades especificadas en el documento así como haber sido probada en condiciones reales con voluntarios como pacientes. En este contexto, surge la siguiente pregunta de investigación: ¿Cómo escalar la aplicación *Timed Up and Go* a un TRL 6 en la escala tecnológica, de forma que funcione en condiciones reales y gestione la información en la nube?

1.2 JUSTIFICACIÓN

Las caídas han demostrado ser un problema importante de salud pública a nivel mundial, donde los más afectados y con consecuencias más graves son los adultos mayores de 60 años. Según la publicación Forensis 2020, publicación anual que compila el comportamiento de las lesiones de causa externa a través de análisis descriptivos y según variables sociodemográficas, tiempo, modo y lugar en el territorio colombiano, las caídas son la causa más común de lesiones en adultos mayores, lo que se debe principalmente a “una menor movilidad, deterioro de la función neuromuscular y uso frecuente de medi-

camentos y sustancias relacionadas que aumentan el riesgo de caídas” [6].

En el caso de los adultos mayores, la caída desde su propia altura es la principal causa de muerte por muertes violentas. Este problema no es fácil de solucionar, dado que no hay forma de prever exactamente cuándo ocurrirá una caída, debido a su naturaleza accidental. De este modo, el presente trabajo dió continuidad al trabajo desarrollado por el ingeniero Arturo Pérez, teniendo en cuenta los niveles de madurez tecnológica (TRL) establecidos por la NASA a mediados de los años 70's [1]. Se buscará elevar el proyecto de su estado actual en lo que se considera un TRL 4 a un TRL 6.

La aplicación actualmente se considera en un nivel TRL 4 principalmente a su falta de autonomía y a la falta de pruebas bajo entornos reales. Los datos deben transferirse manualmente a un ordenador para su procesamiento, además, la interfaz gráfica no es muy amigable, lo que afecta su usabilidad. Además, carece de una base de datos que recopile información de los usuarios y su desempeño con la prueba, desperdiando así una valiosa fuente de datos que podrían ser utilizados para mejorar la predictibilidad de la prueba por medio de análisis estadísticos.

Aunque la aplicación registra el tiempo total y las sub-fases de la prueba, desaprovecha el potencial de los dispositivos móviles para capturar datos adicionales, como el largo de la zancada y el nivel de balanceo del usuario, que serían relevantes para mejorar el diagnóstico de la prueba por parte de los fisioterapeutas. Por último, si bien la aplicación fue probada en usuarios reales, no se realizaron pruebas en laboratorios de la mano de los fisioterapeutas ni haciendo pruebas de validación con IMU's comerciales.

Por estas razones, es necesario llevar el proyecto a un nivel de madurez tecnológico-

ca más alto, a un TRL 6. Esto implica desarrollar una aplicación autónoma y amigable, aprovechando mejor las capacidades de los teléfonos móviles y contando con una base de datos analizable por los fisioterapeutas. Además, se realizarán pruebas en laboratorio con voluntarios sanos mayores de edad como pacientes y con la participación de profesionales de la salud, para su implementación en los laboratorios de fisioterapia de la Universidad del Valle. Finalmente, se harán pruebas de validación para comparar los resultados con el BTS GSensor. La aplicación contribuirá a aumentar la predictibilidad de la prueba *Timed Up and Go* gracias a su portabilidad, facilidad de uso y autonomía. De esta manera, se espera reducir la tasa de caídas en adultos mayores diagnosticados en los laboratorios de fisioterapia de la Universidad del Valle a largo plazo.

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.

1.4 Presentación del documento

2 MARCO DE REFERENCIA

2.1 ANTECEDENTES

En el presente trabajo se pretende mejorar la fiabilidad de los resultados obtenidos en la prueba *Timed Up and Go* utilizando un dispositivo celular para medir los tiempos de cada una de las subfases, además de otros parámetros de interés como el grado de balanceo, la velocidad promedio de la marcha y el largo de la zancada. Para cumplir con este objetivo, primero se debe tener certeza de que un dispositivo celular tendrá el suficiente rango de precisión para medir estos parámetros.

En el trabajo “*A Scoping Review of the Validity and Reliability of Smartphone Accelerometers When Collecting Kinematic Gait Data*” [25], liderado por la investigadora Clare Strongman, se consideraron más de 3056 estudios para valorar la efectividad de los teléfonos inteligentes en la recopilación de datos de marcha cinemática. El estudio concluye que el uso de teléfonos inteligentes proporciona una alternativa económica y confiable para recopilar datos cinemáticos. Además, otros estudios han demostrado que no existen diferencias significativas en cuanto a la toma de datos cinemáticos entre teléfonos celulares de gama media y alta y el Vicon MX, una reconocida cámara de captura de movimientos [9]. De esta manera, queda justificado el uso de celulares inteligentes con el ánimo de proporcionar a los profesionales de la salud resultados más fiables mediante la medición de parámetros en la marcha para el test *Timed Up and Go*.

En el estudio liderado por la investigadora Clare Strongman, se menciona la importancia de elegir adecuadamente el tiempo de muestreo. Las frecuencias de captura usadas

por los *smartphones* varían entre 15 Hz y 100 Hz, sin embargo, según el teorema de Nyquist, se recomienda una frecuencia mínima de 24 Hz con el fin de capturar satisfactoriamente los cambios más rápidos producidos durante la marcha y que pueden ser de interés en los resultados a evaluar. Del mismo modo, se indica que no se debe seleccionar el máximo tiempo de muestreo que el dispositivo celular pueda proporcionar, ya que esto aumenta la probabilidad de que haya ruido en los datos capturados, sino que se deben muestrear los datos a diferentes frecuencias para determinar cuál es la más adecuada.

“Instrumented Timed Up and Go Test (iTUG)—More Than Assessing Time to Predict Falls: A Systematic Review” [15] este estudio, liderado por la investigadora Ortega Bastidas Paulina, es similar al liderado por la investigadora Clare Strongman [25], a diferencia que en este se analizan específicamente 40 estudios relacionados con la prueba *Timed up and Go* utilizando instrumentos de medición para incrementar la predictibilidad de la prueba, a lo que ellos llaman iTUG (*instrumented Timed Up and Go*). Cerca del 75 % de los estudios usaron sensores inerciales como tecnología de medición, adultos mayores sanos y adultos mayores que padecían de enfermedad de parkinson fueron las poblaciones que más se analizaron.

En el estudio, la mayoría de las propuestas utilizaron un sólo sensor en la parte baja de la espalda debido a su cercanía con el centro de gravedad de las personas, esto facilita la implementación del iTUG test en el entorno clínico debido a la portabilidad y facilidad de uso que conlleva trabajar con sensores portátiles, específicamente con teléfonos inteligentes [15]. Además, se resalta la efectividad que conlleva segmentar los tiempos en subfases para la identificación de problemas específicos en personas mayores con deficiencias sensoriales o de equilibrio. Finalmente, el estudio muestra la posibilidad que existe de incrementar el valor de la predictibilidad de la prueba “*Timed Up and Go*” a través de la

implementación de instrumentación dado que provee un mayor número de características y parámetros relacionados con el desempeño del paciente.

“Sistema portable de telemetría haciendo uso de teléfonos inteligentes para la caracterización de la prueba *Timed Up and Go*” es el título del trabajo del ingeniero Arturo Perez Kuleshova. En él, se lograron diseñar los algoritmos necesarios para la caracterización de las sub-etapas de la prueba *Timed Up and Go*, además, se diseñó la aplicación móvil y de escritorio, implementando una HMI (Human Machine Interface) para poder obtener los datos de los usuarios que realizaron la prueba. Las señales que tomó el celular implementado en este proyecto tuvieron que ser filtradas, dado que presentaban mucho ruído, luego de la implementación de los filtros y algoritmos necesarios, se logró finalmente segmentar cada una de las sub-etapas y los tiempos que al paciente le tomaba realizarlas. El trabajo concluye invitando a desarrollar mejoras en el procesamiento de datos, almacenamiento en la nube e interfaz gráfica y que de esta manera, pueda ser implementado en un laboratorio real [18].

Estudios recientes han utilizado teléfonos inteligentes para sensar parámetros de las subfases durante la prueba utilizando estos resultados y analizando patrones de marcha para poder predecir la aparición de enfermedades tempranas como Parkinson y demencia [22] [11]. Para el alcance del proyecto no se incurrirá en el diagnóstico de las señales obtenidas, dado que el objetivo radica en ofrecer a los profesionales de la salud una herramienta que les permita brindar predicciones más confiables por medio del análisis de resultados más fiables y precisos utilizando tecnologías de fácil acceso.

2.2 Niveles de madurez tecnológica (TRL)

Los niveles de madurez tecnológica, del inglés *Technology Readiness Levels* (TRL), es un concepto creado por la NASA a mediados de los años 70 con el objetivo de saber lo lejos que estaba una tecnología de ser desplegada en el espacio. El concepto sería adoptado más adelante por el departamento de defensa de los estados unidos, agencias gubernamentales, militares y la agencia espacial europea [23]. Hoy en día es utilizada en proyectos tecnológicos para saber en qué etapa se encuentra un proyecto tecnológico y qué necesita para que llegue al mercado.

El TRL consta de nueve niveles que van desde las primeras ideas que se tienen del funcionamiento de un proyecto hasta las pruebas y certificaciones necesarias para que el producto terminado pueda ser lanzado al mercado. Con base a esto se da una breve descripción de lo que se espera de un proyecto por cada nivel:¹

TRL 1. Es el nivel de madurez más bajo de un proyecto de innovación. Aquí es donde comienza la idea de investigación científica básica y se inicia la transición a la investigación o idea aplicada.

TRL 2. La idea o investigación ya se ha aterrizado y los principios científicos están enfocados en áreas específicas de aplicación para definir el concepto.

TRL 3. En este nivel se realizan las actividades de investigación y desarrollo incluyendo pruebas analíticas, pruebas de concepto a escala de laboratorio, orientadas a demostrar la factibilidad técnica de los proyectos de innovación.

TRL 4. Los componentes que integran determinado proyecto de innovación han sido identificados y se busca establecer si dichos componentes individuales cuentan con las capacidades para actuar de manera integrada, funcionando conjuntamente en un sistema.

¹La descripción de los niveles de madurez tecnológica se ha tomado de la página euro-funding.com

En esta etapa se espera un prototipo a nivel banco de laboratorio, en donde se pueda medir con algún grado de seguridad. Dicho prototipo debe ser escalable y cuyas ventajas competitivas y comparativas puedan ser medibles.

TRL 5. Los elementos básicos de la innovación son integrados de manera que la configuración final es similar a su aplicación final, es decir que está listo para ser usado en la simulación de un entorno real. Se mejoran los modelos tanto técnicos como económicos del diseño inicial, se ha identificado adicionalmente aspectos de seguridad, limitaciones ambientales y/o regulatorios entre otros.

TRL 6. Se cuenta con prototipos piloto capaces de desarrollar todas las funciones necesarias dentro de un sistema determinado, habiendo superado pruebas de factibilidad en condiciones de operación o funcionamiento real. Además, se espera que la tecnología o prototipo pueda ser capaz de funcionar en las condiciones reales en las que se pretende este funcione, por ejemplo, a nivel industrial.

TRL 7. El sistema se encuentra o está próximo a operar en escala pre-comercial. Es posible llevar a cabo la fase de identificación de aspectos relacionados con la fabricación, la evaluación del ciclo de vida, y la evaluación económica de las tecnologías, contando con la mayor parte de funciones disponibles para pruebas.

TRL 8. Los sistemas están integrados, han sido probados en su forma final y bajo condiciones supuestas, habiendo alcanzado en muchos casos, el final del desarrollo del sistema.

TRL 9. En esta fase la innovación está en su fase final y es operable en un sin número de condiciones operativas, está probada y disponible para su comercialización y/o producción disponible para la sociedad. Entrega de producto o tecnología para producción en serie y comercialización.

2.3 Variables cinéticas

Dado que el presente trabajo tiene la intención de desarrollar el prototipo final que previamente desarrolló en su trabajo de maestría el ingeniero A. Pérez Kuleshova [18], se toman como referencia las variables cinéticas y cinemáticas:

- El valor de la fuerza de agarre no está relacionado con el riesgo de caídas, mientras que una disminución de ésta en el tiempo sí lo está.
- Menor fuerza de extensión de la rodilla está relacionada con un mayor riesgo.
- Una mayor oscilación postural está relacionada con mayor riesgo de caídas.
- La dimensión fractal de la marcha permite discriminar personas que se caen de las que no, siendo la dimensión fractal una medida numérica adimensional que expresa el grado de irregularidad, en este caso, de la marcha.

2.4 Variables cinemáticas

Como se mencionó en el anterior apartado, se toman como referencias las mismas variables cinemáticas implementadas en el marco teórico del trabajo del ingeniero A. Pérez Kuleshova:

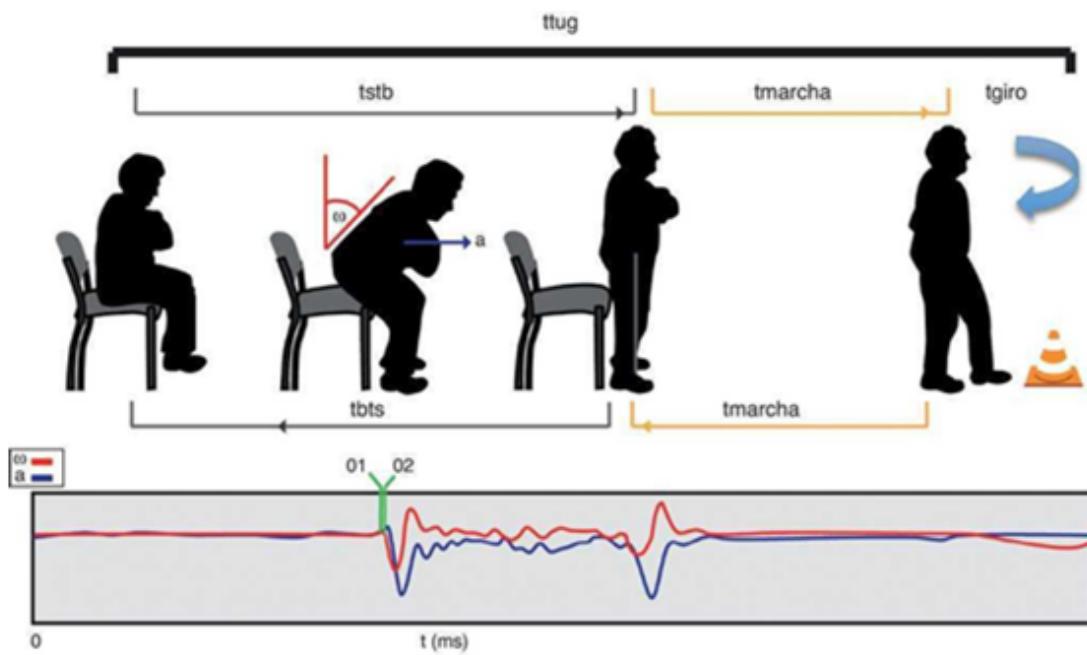
- Una mayor variabilidad del paso de la marcha está relacionada con mayor riesgo de caídas.
- Un menor número de pasos por paseo está relacionado con mayor riesgo de caídas.
- La velocidad de la marcha es similar en personas mayores que se caen y las que no.
- En cuanto a la duración de la marcha, una mayor exposición a paseos cortos está relacionada con mayor riesgo de caídas.

- Con la repetición, el margen de estabilidad antero-posterior aumenta por aprendizaje.
- Un mayor tiempo de reacción al pisar o pulsar con un dedo está relacionado con un mayor riesgo de caídas.
- Las caídas pueden distinguirse de actividades de la vida diaria mediante el registro de la señal de aceleración y utilizando un único umbral determinado por los datos obtenidos de las caídas.

2.5 Timed Up and Go

La prueba del *Timed Up and Go* es ampliamente usada para evaluar la movilidad y el riesgo que tiene una persona de sufrir una caída. Para comenzar la prueba primero se necesita una silla sin reposabrazos en donde va a estar sentado el paciente, cuando se le indique, el paciente deberá levantarse de la silla sin ayudarse de las manos, una vez de pie, debe caminar hacia adelante una distancia de tres metros, donde se puede ubicar un cono que sirve como referencia para indicar el final del recorrido hacia adelante. Una vez llegue al punto de referencia, debe girar sobre su mismo eje y devolverse nuevamente a la silla, girar 180 grados sobre su eje craneocaudal, para finalmente sentarse de nuevo sobre la silla [2].

Aunque la prueba del *Timed Up and Go* solo consiste en medir el tiempo total de la prueba, no significa que la medición de otros parámetros en las subtareas de la prueba no sean de utilidad y relevancia en el análisis de resultados. La medición de los tiempos de las subtareas puede ayudar a identificar si el tiempo total que tuvo el paciente se debe a una demora en todos las sub fases de la prueba o solamente en algunas en particular [14]. En la figura 5 se muestra el proceso de la prueba *Timed Up and Go*.



Rev Esp Geriatr Gerontol. 2017;52:249-52

Figura 5: Esquema de las subetapas de la prueba *Timed Up and Go* [4].

2.6 Planos y ejes del cuerpo humano

Son líneas de referencia que se usan para dividir el cuerpo humano para su estudio. Se pueden identificar 3 planos específicos en los que se pueden clasificar los diferentes movimientos articulares y todos los movimientos anatómicos se realizan alrededor de estos ejes [7].

2.6.1 Plano sagital

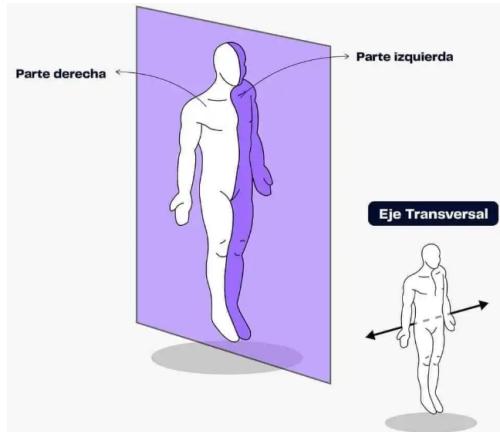


Figura 6: Plano sagital del cuerpo humano.

El plano sagital secciona el cuerpo de adelante hacia atrás. Divide el cuerpo en dos mitades, derecha e izquierda. Como se aprecia en la figura 6.

2.6.2 Plano frontal

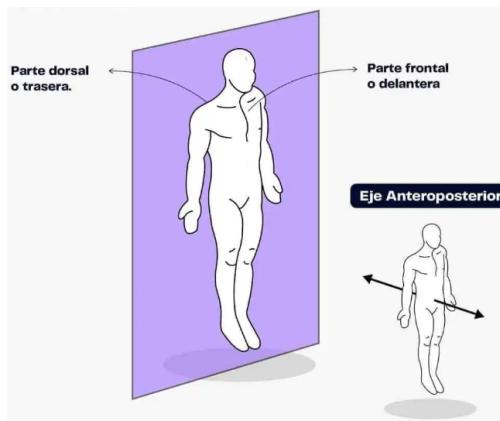


Figura 7: Plano frontal del cuerpo humano.

El plano frontal secciona el cuerpo lateralmente de lado a lado, dividiéndolo en dos. Una anterior y otra posterior. Como se ve en la figura 7.

2.6.3 Plano transversal

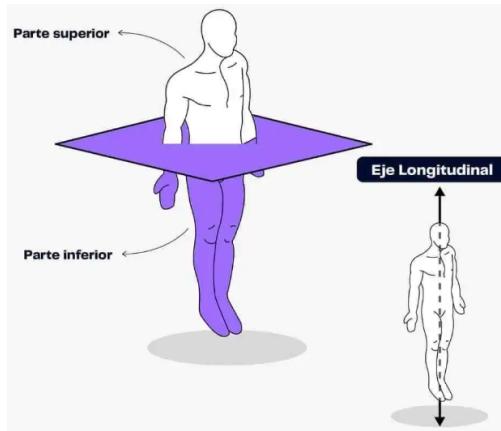


Figura 8: Plano transversal del cuerpo humano.

El plano transversal es aquel que divide el cuerpo en dos partes sin simetría: una superior o craneal y otra inferior o caudal. La figura 8 muestra este plano.²

2.7 Telemetría y teléfonos inteligentes

La telemetría es un sistema de comunicación a distancia que permite recoger, procesar y transmitir información de un dispositivo electrónico a otro. Esto es posible gracias a la utilización de sensores y transductores que permiten enviar, recibir y almacenar la información entre distintos dispositivos electrónicos [24].

En un sistema de telemetría se pueden encontrar características como acelerómetros, GPS y sensores.

Debido al gran avance de la tecnología y la competencia del mercado, los teléfonos inteligentes son dispositivos que hoy en día cuentan con este tipo de tecnologías equipadas

²Ilustraciones de los planos sagital, frontal y transversal tomadas de la página mundoentrenamiento.com

internamente, en donde, además de los ya mencionados, se pueden encontrar giroskopios, magnetómetros, sensores de proximidad o lector de huellas. Además, estudios han demostrado que estas tecnologías embebidas pueden ser utilizadas para medir señales de movimiento que van desde propósitos comerciales hasta clínicos [25].

2.8 Protocolos de seguridad informática y web

Los protocolos de seguridad informática o “*cyber security*”, son diseñados para mantener segura la información e integridad informática de una organización, aplicación o proceso en la nube. Para garantizar que una organización mantenga protegidos sus datos, se deben implementar varios protocolos y programas de software que trabajen bien en conjunto. De esta manera existen varias protocolos que se deben seguir para mantener segura la información de una organización o aplicación, tales como la implementación de *firewalls*, encriptamiento de datos y educación en seguridad informática para los administradores de la aplicación con el ánimo de evitar ataques como el *phising* o el *malware* [12].

2.9 Arquitectura de software

La arquitectura de software son un conjunto de artefactos que contiene principios, directrices, políticas, modelos, estándares y procesos, relacionándolos entre sí. La arquitectura de software es la estructura de todas las demás subestructuras de un sistema de información que consta de entidades y sus propiedades visibles externamente, y las relaciones que existen entre ellas [8].

La arquitectura de software ayuda a los colaboradores y a futuros colaboradores de un proyecto informático a entender mejor el comportamiento estructural del mismo. De esta manera, se tiene un entendimiento general del sistema, lo que permite encontrar

vulnerabilidades, posibles mejores procedimentales y volverlo escalable en el largo plazo. Una efectiva arquitectura de software permite una evolución continua del sistema, lo que permite depurar el sistema y realizar mantenimiento de manera eficaz cuando el software lo requiera. Algunas de estas prácticas incluyen la documentación de los elementos de la arquitectura y las relaciones que tienen entre sí, evaluación constante de la arquitectura buscando siempre que encaje con los intereses de la organización y analizar el sistema en busca de posibles errores o implementación de procesos más óptimos. Siguiendo estos lineamientos se aumenta la predictibilidad de la calidad del producto final, se ahorra tiempo y dinero además de garantizar la evolución rentable del sistema [27].

2.10 Interfaces Humano Máquina (HMI)

HMI, del inglés *Human Machine Interface* se refieren a un panel que permite a un usuario comunicarse con una máquina, software o sistema. Técnicamente, se puede referir a cualquier pantalla que tenga interacción con una persona, aunque se utiliza normalmente en la industria. De esta manera, son interfaces que permiten al usuario interactuar y controlar a una máquina o programa de software para que realice o procese ciertas señales o datos de interés [19].

3 LEVANTAMIENTO DE REQUERIMIENTOS FUNCIONALES

3.1 Requerimientos funcionales a nivel de TRL 6

Una de las principales causas de fracaso en los proyectos tecnológicos se debe a la falta de planificación o el uso de una correcta metodología, lo que provoca un aumento en los costos previstos, hace que el proyecto sea poco mantenable, escalable y propicia la aparición de fallas y errores en el código que se desarrolla [13]. Por esta razón gran parte

de los proyectos tecnológicos que se llevan a cabo a gran escala utilizan estrategias de organización tales como las metodologías ágiles o la metodología RUP.

Para asegurar el correcto desarrollo del proyecto se hará uso de la metodología RUP, comenzando por evaluar y definir los requerimientos necesarios para alcanzar el nivel de madurez tecnológica (TRL) 6.

Los niveles de madurez tecnológica, del inglés *Technology Readiness Levels* (TRL), son un concepto creado por la NASA a mediados de los años 70 para determinar qué tan lejos estaba una tecnología de ser desplegada al espacio, poco a poco se fue adoptando en la industria militar y comercial. Hoy en día es utilizada en proyectos tecnológicos para determinar en qué etapa se encuentra un proyecto antes de salir al mercado.

Requerimientos para alcanzar un nivel 6 en la escala de madurez tecnológica:

TRL 6. Se cuenta con prototipos piloto capaces de desarrollar todas las funciones necesarias dentro de un sistema determinado, habiendo superado pruebas de factibilidad en condiciones de operación o funcionamiento real. Además, se espera que la tecnología o prototipo pueda ser capaz de funcionar en las condiciones reales en las que se pretende este funcione, por ejemplo, a nivel industrial [23].

Con el ánimo de abarcar los requerimientos del TRL 6, se desglosará en sus partes fundamentales, dando una breve explicación del trabajo que se llevará a cabo para poder suplir estas condiciones.

En la primera parte de los requerimientos se especifica que se debe contar con “prototipos piloto capaces de desarrollar las funciones necesarias dentro de un sistema determinado”. De esta manera, se especifican los requerimientos funcionales y no funcionales del proyecto junto con los requerimientos sugeridos por los fisioterapeutas de la Universidad del Valle del laboratorio SERH en la Subsección 3.2, así como los diagramas de funcionalidad ajustados a los requerimientos de los profesionales de la salud.

Más adelante, se menciona que el prototipo debe haber “superado pruebas de factibi-

lidad en condiciones de operación o funcionamiento real". Actualmente, como se menciona en la Subsección 3.2, se realizan pruebas relacionadas a la marcha en el laboratorio "SERH", Universidad del Valle sede San Fernando, en donde se utiliza una IMU comercial de marca BTS, capaz de llevar a cabo la medición de varias pruebas de la marcha entre ellas incluida la prueba del *Timed Up and Go*. Durante todo el desarrollo de este trabajo, se tendrá como referencia la funcionalidad de dicho sensor inercial comercial, donde las pruebas finales del prototipo desarrollado en el actual trabajo se compararán con los resultados arrojados en pacientes que hagan la misma prueba utilizando dicho sensor comercial. De esta manera se llevarán a cabo las pruebas de factibilidad en condiciones de operación y funcionamiento real, como especifica esta parte del TRL 6.

Finalmente, se pide que el prototipo logre funcionar en las "condiciones reales en donde se pretende este funcione". El principal objetivo de desarrollar una aplicación móvil, junto con su plataforma digital para la observación de los resultados tomados por el celular, es que se pueda usar en ambientes remotos y que los resultados puedan ser analizados por expertos en la materia sin la necesidad de transportar todo el equipo electrónico a dichas localidad, lo cual tomaría mucho recursos económicos y temporales. Por esta razón, la aplicación será probada tanto dentro como fuera de las instalaciones del SERH y se determinará la factibilidad del modelo como fuente alternativa de la prueba en localidades remotas, de esta manera se dará por alcanzado el nivel de madurez tecnológica (TRL) 6.

3.2 REQUERIMIENTOS NO FUNCIONALES.

Con el ánimo de definir la población objetivo y los requerimientos necesarios para desarrollar una aplicación móvil que permita la correcta toma de datos de la prueba *Timed Up and Go*, se procede a entrevistar al grupo de laboratoristas de las instalaciones del "Servicio de Rehabilitación Humana" (SERH).

Las preguntas que se realizaron a los fisioterapeutas, son las siguientes:

1. ¿Qué rango de edades son las personas a las que más se les realiza el test *Timed Up and Go*?
 - En promedio, el test se le realiza a las personas mayores de 55 años, en su mayoría pacientes mujeres, lo que concuerda con los datos globales para este test.
2. ¿Qué días realizan la prueba del *Timed Up and Go* en las instalaciones del SERH?
 - Los dispositivos con los que cuentan las instalaciones del SERH son relativamente nuevos y, desde el 17 de mayo de 2024, se empezó a brindar el servicio de diagnóstico de la marcha de manera semanal los días viernes.
3. ¿Las pruebas relacionadas con la marcha solamente se realizan en las instalaciones del SERH o se hacen en algún otro departamento de la Facultad de Salud de la Universidad del Valle?
 - Todas las pruebas, tanto investigativas como de servicio médico, son realizadas en las instalaciones del SERH. El programa adulto mayor realizado en la Universidad del Valle sede Meléndez es el único lugar donde este tipo de pruebas (las relacionadas con la movilidad) se realizan a pacientes fuera de las instalaciones del SERH.
4. ¿La Facultad de Fisioterapia hace algún tipo de salidas de campo para realizar pruebas relacionados con la marcha fuera de las instalaciones de la Universidad del Valle?
 - No se realizan salidas de campo.
5. ¿Qué escenarios se consideran propicios para realizar la prueba del *Timed Up and Go*?
 - Cualquier escenario que cuente con una superficie plana sin desniveles, al menos cinco metros de largo (para hacer la marcha en la prueba), una silla estable y sin

reposabrazos, y las debidas señalizaciones para indicar al paciente hasta dónde debe caminar antes de devolverse a su silla y volver a sentarse.

6. ¿En las instalaciones del SERH se realiza alguna variante de la prueba *Timed Up and Go* para diagnosticar la dependencia de la marcha de la persona?

- La prueba es estándar y no se realizan variantes de la misma para determinar el grado de dependencia de la persona al caminar. Esta prueba no se realiza con pacientes que presenten daño temporal, es decir, que hayan sufrido un accidente y tengan problemas para caminar, ya que estos pacientes, con terapia, irán recuperando su movilidad e independencia al caminar.

De acuerdo con la asesoría brindada por los fisioterapeutas del laboratorio SERH y tomando como referencia las variables que calcula la IMU *BTS G-Sensor*, se enlistan las variables que se deberán trabajar para satisfacer los requerimientos de los fisioterapeutas:

- | | |
|-------------------------------|---|
| - Duración de las fases | - Aceleraciones Antero-Posterior |
| - Aceleración Lateral | - Aceleración Vertical |
| - Amplitud angular del tronco | - Variación de ángulos registrados por giroscopio |

3.2.1 Población objetivo

Luego de realizar la visita a las instalaciones del “SERH” de la Universidad del Valle y efectuar la debida entrevista al personal de fisioterapia de este laboratorio, se logra determinar la población objetivo y se obtienen varias conclusiones.

1. La población objetivo para llevar a cabo la prueba del *Timed Up and Go* son mayores de edad sanos sin riesgos de caída ni reducción de la movilidad temporal, o sea,

personas que hayan sufrido un accidente y por medio de terapias puedan volver a recuperar su movilidad. El rango de edades son personas entre los 26 y 48 años.

2. Es importante reiterar que las instalaciones del SERH cuentan con un sensor inercial marca BTS, el cual es capaz de realizar el diagnóstico de varias pruebas de marcha, entre ellas la del *Timed Up and Go*. El actual proyecto no pretende ser un sustituto de este sensor, sino un complemento donde se pueda utilizar en ubicaciones remotas donde no sea posible transportar todo el set que se requiere para poder utilizar el sensor BTS. De igual manera, como se acaba de mencionar, el dispositivo comercial BTS es capaz de realizar **diagnósticos**, en el caso de la aplicación desarrollada, esto no será posible debido a los alcances del trabajo de grado; sin embargo, brindará todas las herramientas para que un fisioterapeuta cualificado pueda realizar el diagnóstico de una manera más precisa.
3. Para el diseño de la interfaz de la aplicación móvil y web, se tomará como referencia la interfaz gráfica que proporciona el software comercial de la marca BTS en su presentación para aplicaciones médicas (ya que existe uno para aplicaciones deportivas).

De esta manera se define la población objetivo y se determina un número promedio de pruebas que se deben llevar a cabo para poder determinar una correlación con los resultados obtenidos con el sensor *BTS G-Sensor*. Se recomienda entonces realizar pruebas con al menos 5 individuos de cualquier sexo.

4 DESARROLLO DE LA APLICACIÓN MÓVIL

Utilizando la información recolectada a lo largo de la Subsección 3.1, se procede a desarrollar la aplicación móvil que permitirá la recolección de datos.

4.1 REQUISITOS DE SOFTWARE

En el trabajo [18] el ingeniero Arturo Perez en el apartado de requerimientos de usuario define que la aplicación “TUG” desarrollada en su trabajo investigativo, puede ejecutarse en dispositivos con sistema Android 5.0 en adelante y que tengan en funcionamiento el acelerómetro y el giroscopio.

Para el año 2022 el porcentaje de usuarios que utilizaban una versión de Android 5.0 o más antiguas era menos del 5% [20], para el año siguiente, eran menos del 2% de los usuarios que utilizaban estas versiones. Así mismo, cerca del 60% de los usuarios Android poseían versiones superiores a la decimo primera, mientras que la versión más usada fue la versión Android 13, con el 22.4% [21].

Las versiones de Android 5.0 o inferiores se consideran obsoletas por la poca cantidad de usuarios activos que cuentan con ellas. Las versiones más recientes cuentan con características que en la actualidad se consideran básicas, incluyendo mejoras en los sensores inerciales, que serán utilizadas en el presente proyecto. Por esta razón se determina que para que la aplicación pueda correr en la mayoría de los dispositivos activos a la fecha, el sistema operativo mínimo con el que deberán contar los usuarios es Android 10.0, ya que presenta las características mínimas de compatibilidad con las versiones más modernas.

4.2 DIAGRAMA FUNCIONAL DE LA APLICACIÓN.

La interfaz del aplicativo móvil tiene como objetivo guiar al usuario para la ejecución de la prueba, almacenamiento y envío de datos al servidor. Se procede entonces a realizar los cambios correspondientes en el diagrama funcional ilustrado en la Figura Figura 9,

antes de proceder a aplicar dichos cambios en la aplicación. Entre los cambios registrados se encuentra el envío de datos a la plataforma digital de la marcha humana y la calibración de la aplicación antes de comenzar la prueba.

Para poder realizar de manera adecuada el diagrama funcional de la aplicación se deben primero listar los requerimientos funcionales y no funcionales de la aplicación móvil con el objetivo de visualizar el panorama completo del aplicativo.

4.2.1 Requerimientos funcionales y no funcionales del aplicativo móvil

Requerimientos Funcionales del aplicativo móvil:

- Procesamiento de datos personales de los usuarios.
- Medición del tiempo de las sub-fases.
- Consulta del estado de envío de datos.
- Verificación del estado de los datos.
- Eliminación de los datos registrados.
- Almacenamiento de los datos en local y remoto.
- Los usuarios podrán iniciar sesión localmente, ejecutar y guardar en local cuando no se tenga conexión a internet.
- Calibración del dispositivo antes de realizar la prueba.
- Medición de las aceleraciones de interés.
- Inicio y cancelación de la prueba.
- Envío de los datos registrados.
- Indicador sonoro de inicio de la prueba
- Detección automática del final prueba (Después de 5 segundos de inactividad).

Requerimientos no funcionales del aplicativo móvil:

- Interfaz amigable con el usuario siguiendo las metodologías de *UI/UX design*.
- Funcionamiento de la aplicación aún sin conexión a internet (Los datos registrados se subirán a la plataforma una vez se restablezca la conexión a internet).
- Protección de datos personales.
- Escalabilidad.
- Mantenibilidad.
- Operabilidad en dispositivos móviles, Android igual o superior a 10.0.
- Aplicación interactiva con el usuario.
- Guía práctica de la usabilidad de la aplicación.

4.3 FUNCIONAMIENTO DE LA APLICACIÓN

4.3.1 Gestión de datos en local

Como parte de los requerimientos funcionales de la aplicación se tiene la posibilidad de poder utilizar la aplicación sin tener conexión a internet, de esta manera, la prueba se puede realizar incluso en localidades remotas con mala o nula conexión. Para poder garantizar el almacenamiento segmentado de las pruebas que se registren, se hace necesario desarrollar un sistema de “inicio de sesión”, de esta manera la aplicación podrá almacenar localmente los datos de las pruebas por usuario, así que si el “usuario1” ingresa a la aplicación, éste podrá ejecutar la prueba y estas se registrarán con los datos personales de ese usuario, en consecuencia, solamente podrá ver las pruebas que bajo ese usuario se hayan guardado, teniendo así un sistema organizado que facilita el envío y persistencia de los datos en la base de datos del servidor.

Con esta introducción, se procede a explicar el funcionamiento para ambos casos, con y sin conexión a internet.

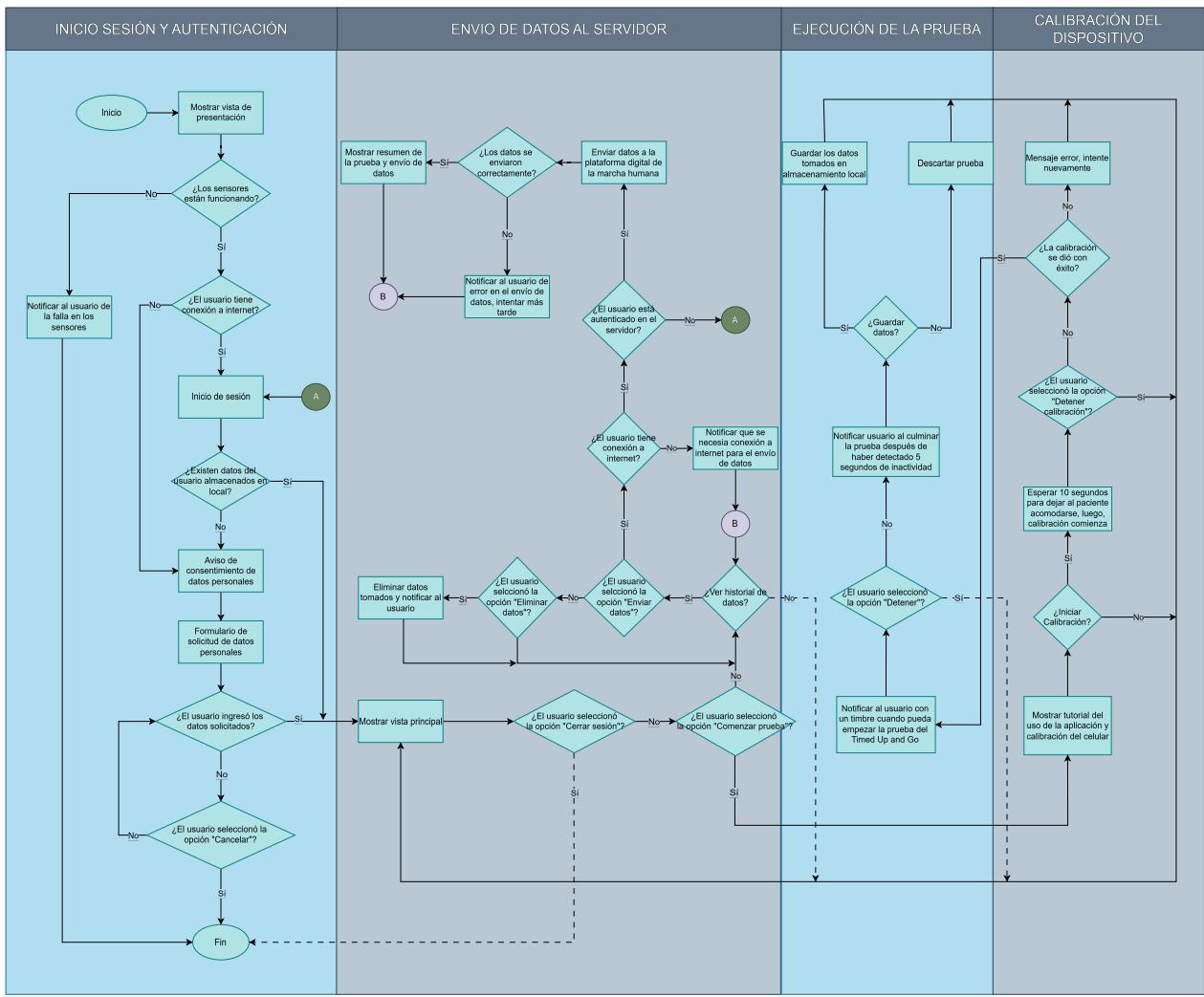


Figura 9: Diagrama funcional de la aplicación móvil.

4.3.2 Funcionamiento sin conexión a internet

Al ejecutar la aplicación, se da inicio a la pantalla de presentación (Ver Figura 10a), una vez que el paciente presione el botón “Comenzar”, se hará una rápida validación del estado de los sensores iniciales del teléfono celular, si estos presentan alguna falla se notificará al usuario que hubo un problema con estos y que la aplicación los requiere para su correcto funcionamiento. Una vez se realice el chequeo de los sensores se procede a realizar el chequeo de conexión a internet, en caso de que el celular se encuentre sin

conexión a internet se notificará al usuario que se encuentra sin conexión y se procederá a ingresar en modo “*Offline*”. En este modo es preciso que el usuario vuelva a ingresar todos sus datos personales para garantizar que cada prueba que se ejecute esté vinculada a un usuario real. Una vez ingresados, se ingresará a la pantalla de inicio de la aplicación, donde se encontrarán 3 tarjetas principales con las opciones de “Comenzar la prueba”, “Ver tutorial” y “Subir pruebas” (Ver Figura 10b), además de un navegador principal con las opciones de navegar a la pantalla de inicio, ver el historial de las pruebas tomadas y enviadas y para acceder a las configuraciones de la aplicación (Ver Figura 11a y Figura 11b).

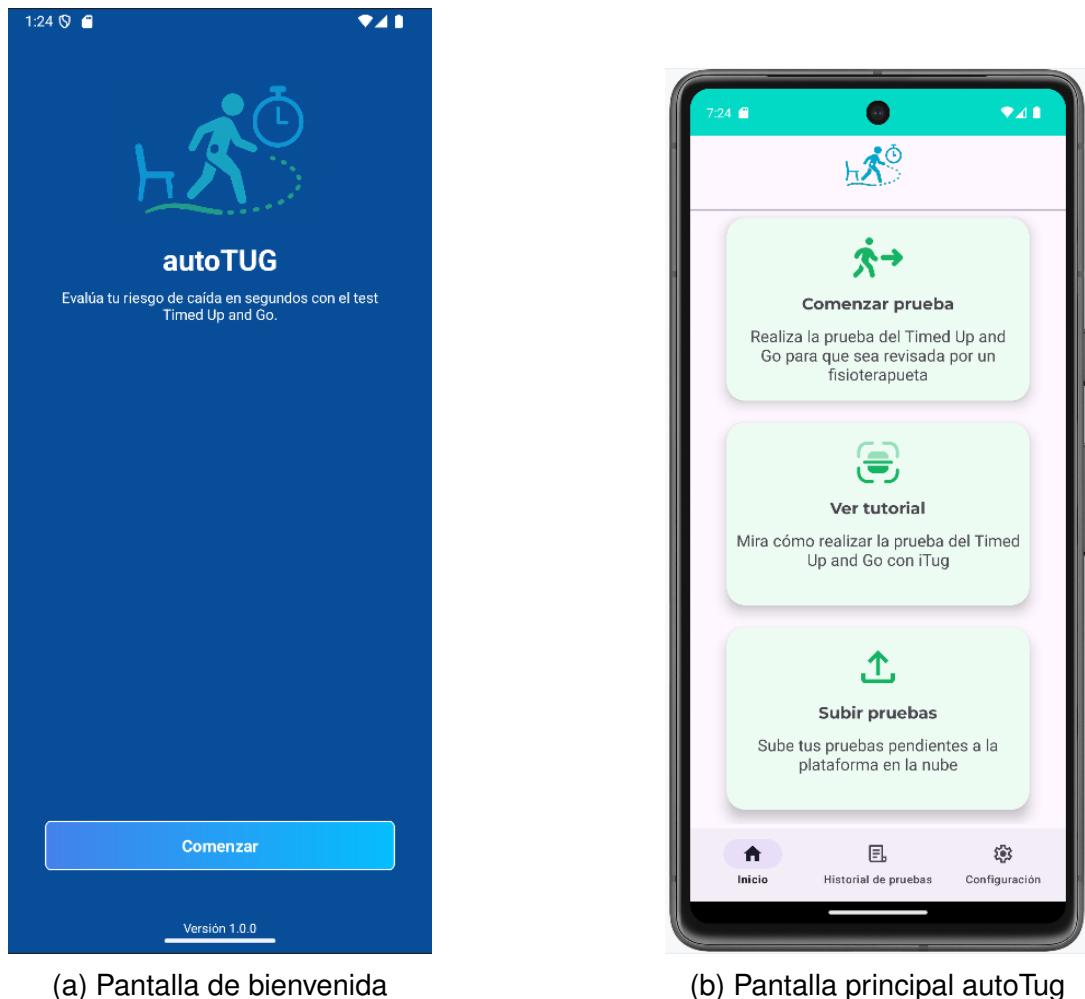
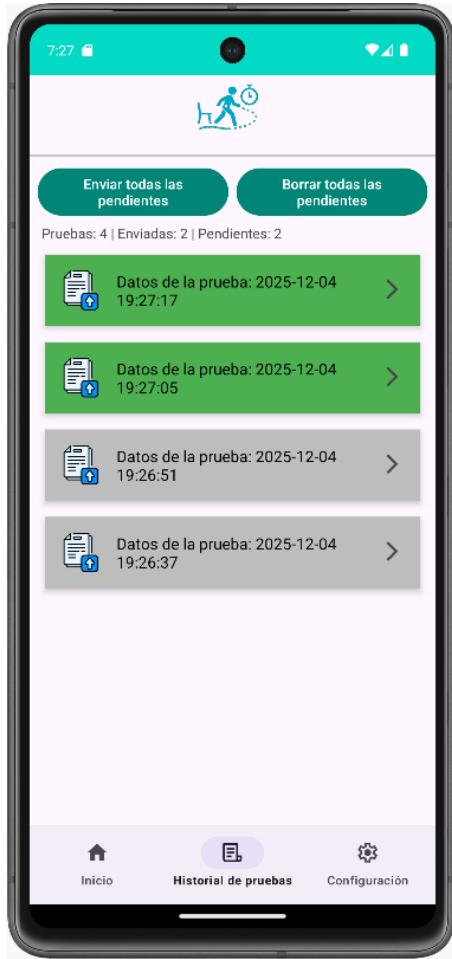


Figura 10: Pantalla bienvenida y Principal



(a) Historial de las pruebas tomadas



(b) Menu de configuraciones

Figura 11: Pantalla de historial de pruebas y configuración

4.3.3 Funcionamiento con conexión a internet

El funcionamiento con conexión a internet es muy similar al de sin conexión, lo único que cambia son las validaciones que se deben hacer con el servidor, es decir, cuando el usuario quiera enviar las pruebas tomadas al servidor, la aplicación verificará si el dispositivo está conectado a internet, de ser así, verificará si el usuario tiene una sesión activa con el servidor, esto es necesario dado que para poder enviar datos al servidor, este solicitará un token de seguridad único entregado el usuario cuando éste inicie sesión.

Si el usuario cuenta con este token la aplicación hará una petición POST al servidor enviando los datos para que este haga la persistencia en la base de datos general de la plataforma de la marcha, si la transacción es satisfactoria se le mostrará un resumen al usuario de la prueba, mostrando los tiempos principales de las fases, en caso de que haya ocurrido un error se le notificará al usuario que hubo un error ya sea porque el servidor no se encuentra en funcionamiento o porque éste envió un error de procesamiento, esto se da cuando hubo un error al ejecutar la prueba, por lo tanto el usuario deberá repetir la prueba.

(PEGAR AQUÍ IMÁGENES DE RESPUESTA SATISFACTORIA CON EL RESUMEN DE LA PRUEBA Y LAS RESPUESTAS DE EXCEPCIÓN, DEBEN HABER POR LO MENOS DOS RESPUESTAS DE EXCEPCIÓN, CUANDO OCURRE UN TIMEOUT SERVIDOR CAÍDO, O CUANDO EL SERVIDOR NO PUDO HACER EL CALCULO CORRECTO DE TODAS LAS VARIABLES PRUEBA TOMADA INCORRECTAMENTE)

4.3.4 Ejecución de la prueba

Con el ánimo de que la prueba pueda ser ejecutada por cualquier persona incluso si es la primera vez que éste está usando la app, se le mostrará un pequeño tutorial cuando el usuario oprima por primera vez la opción “Comenzar prueba” en desde la pantalla de inicio (Ver Figura 10b), en dicho tutorial se le explicará el protocolo a seguir para poder ejecutar correctamente la prueba, comenzando primero con las recomendaciones para poder ejecutar la prueba, las cuales son contar con una segunda persona para poder oprimir el botón “Calibrar” cuando el paciente ya tenga ubicado el celular en la espalda baja. Luego de las recomendaciones el protocolo es el siguiente:

Ubicación del celular. Para poder ejecutar la prueba de manera correcta se debe tener un sujetador horizontal que permita sujetar el celular en la espalda baja del paciente, en

el mercado se pueden conseguir riñoneras deportivas como se muestra en la Figura 12a. Debido a que se tuvo inconvenientes para adquirir este producto, para este proyecto se decidió confeccionar uno a partir de los sujetadores de brazo convencionales (Ver Figura 12b), y se reutilizaron los orificios para pasar por ahí una correa. El celular deberá colocarse en la espalda baja del paciente, en la vertebra L2, ya que esta es la ubicación que se recomienda colocar el sensor en el manual de usuario del BTS GSensor, y que se corroboró con las pruebas realizadas con la aplicación es el mejor lugar para obtener resultados más claros en cuanto a la detección de las sub-fases de la prueba.



(a) Riñonera deportiva horizontal.



(b) Sujetador celular confeccionado.

Figura 12: Sujetadores para celular, comercial y diseñado.

Calibración. Una vez ubicado el celular, el asistente o supervisor de la prueba deberá

oprimir el botón calibrar que aparecerá en pantalla, acto seguido el paciente deberá sentarse en la silla con la espalda recta y recostado en el espaldar de la silla, la aplicación le dará 10 segundos al paciente para ubicarse una vez oprimido el botón de calibrar, acto seguido comenzará la calibración del dispositivo el cual consta de 5 segundos con el paciente completamente quieto, durante este tiempo la aplicación recopilará la información de los sensores para poder determinar cual es el punto de referencia cuando el paciente se encuentre quieto, además de determinar si el dispositivo se encuentra alineado o si éste se encuentra muy torcido y se deba corregir la ubicación.

Ejecución de la prueba. Una vez terminada la calibración, sonará un beep lo que le indicará al paciente que puede comenzar a realizar la prueba. El paciente procederá a levantarse de la silla, recorrer una distancia de 3 metros, dar un giro de 180°, devolverse a la silla, girar nuevamente para volverse a sentar, donde deberá permanecer quieto hasta que la aplicación vuelva a sonar el beep, indicando que la prueba a finalizado. Esta detección automática del final de la prueba se determinó a los 5 segundos de inactividad en los giroscopios tanto del eje X como del eje Y.

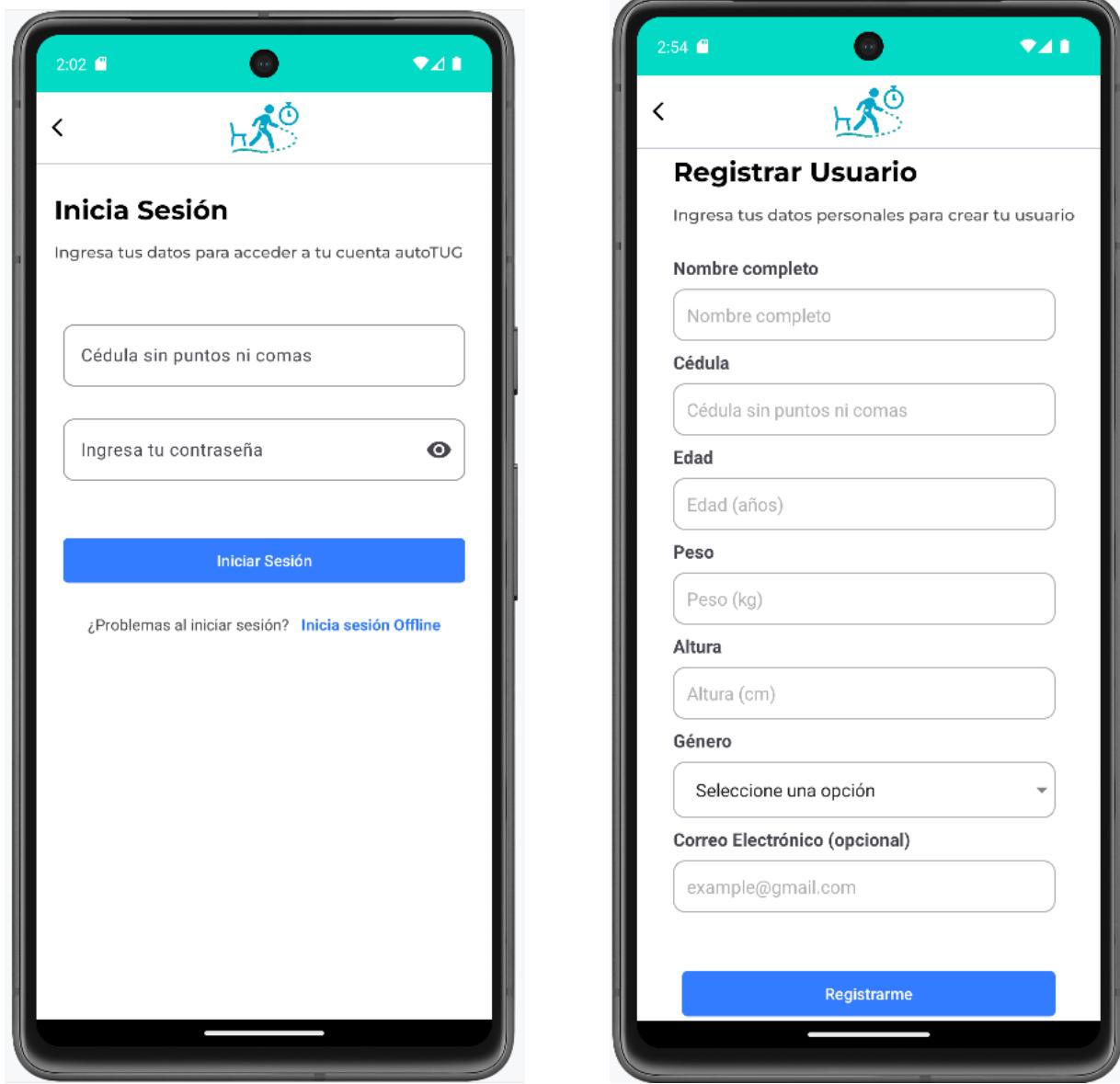
4.3.5 Inicio de sesión modo Online

Como se mencionó en la subsección Subsubsección 4.3.3, cuando el usuario disponga de conexión a internet este podrá autenticarse desde un principio con el servidor, la aplicación detectará automáticamente la conexión a internet y le mostrará la pantalla de Inicio de sesión (Ver Figura 13a). Para poder iniciar sesión se deberá contar con un usuario y una contraseña, el usuario será la cédula de ciudadanía del paciente o su correo electrónico, mientras que la clave será proporcionada por los administradores de la plataforma.

Una vez ingresados los datos, se mandará una petición al servidor para la autenticación de las credenciales, de ser correctas, se devolverá una respuesta http con código 200, y dentro del body del JSON de respuesta se enviará un token de seguridad que se solicitará a la aplicación al momento de enviar los datos de las pruebas tomadas.

Si la autenticación salió de manera correcta, se hará una última validación interna antes de mostrar la pantalla de inicio, se verificará si el usuario que acaba de iniciar sesión existe dentro de la base de datos local del dispositivo, si no se encuentra información del usuario se le solicitará al paciente llenar la información por medio de un formulario con los datos necesarios para realizar la prueba, esto es requerido dado que al momento de crear el usuario en la base de datos, este solamente se crea con número de usuario, correo, contraseña y rol del usuario, sin embargo, para las pruebas clínicas se necesita más información acerca del paciente, por este motivo, se solicita esta información al paciente incluso si logra iniciar sesión correctamente, de esta manera, el usuario se crea dentro de una base de datos interna del celular con SQLite, y dicha información es la que se enviará adjunta con los datos raw de las señales capturadas al momento de ejecutar la prueba.

En el caso de que el usuario no tenga conexión a internet, o sí tenga conexión pero haya un problema con el servidor, el paciente podrá iniciar sesión en modo Offline, pero para esto tendrá que volver a ingresar sus datos personales nuevamente en el formulario (Ver Figura 13b). Una vez ingresados podrá ejecutar la prueba y almacenarlas en local ligadas a ese usuario, y una vez se recupere la conexión con el servidor se podrán enviar para ser almacenadas.



(a) Pantalla de inicio de sesión

(b) Formulario registro del paciente en local

Figura 13: Pantallas de inicio de sesión Online y Offline

5 MIGRACIÓN A LA NUBE

En el trabajo de maestría del ingeniero Arturo Pérez Kuleshova, se evidenció que la mejor forma para detectar el inicio de cada fase de la prueba era analizando las señales de los giroscopios del dispositivo celular, y la manera en cómo se ubicó el celular dado

que los celulares con más largos en el eje horizontal que en el vertical, esto podría causar problemas en las fases de sentado-parado y parado-sentado, ya que los extremos podrían chocar con la propia espalda o con los glúteos del paciente, por esta razón, se decidió colocar el celular de manera horizontal para la ejecución de la prueba.

Esta posición conlleva a un ajuste en los ejes naturales del celular, al rotar 90 grados, los ejes X y Y son intercambiados de la siguiente manera:

$$\text{Smartphone}(X, Y) = \text{Smartphone}'(X, Y) = (Y, -X)$$

Con lo anterior, el eje craneocaudal corresponde al eje X tanto en el acelerómetro como en el giroscopio, el eje laterolateral corresponde al eje Y y el eje anteroposterior corresponde al eje Z.

El acelerómetro mide la aceleración (m/s^2) del dispositivo en la dirección correspondiente y el giróscopo mide la velocidad angular ($^{\circ}/\text{s}$) del dispositivo, tomando de referencia los otros ejes respecto al eje a medir [18].

Por medio de análisis se determinó que las señales de los giroscópicos de los ejes X y Y eran las mejores para determinar el comienzo y final de cada fase, siendo las señales en el eje X quien mejor determinaban el inicio de la prueba y de la primer marcha, por medio de la integración de la señal en Y se lograba obtener el desplazamiento de esta variable, el susuario al dar media vuelta para volver de regreso a la silla, est supone un desplazamiento de 3π radianes, y para la segunda vuelta antes de sentarse, obtenemos 6π radianes, siendo el desplazamiento de la señal la mejor opción para determinar el comienzo y fin de cada giro.

Al final del informe se destaca que los resultados fueron satisfactorios, sin embargo, para la continuación en este trabajo de grado se evidenció que los algoritmos requerían ajustes, dado que bajo ciertas condiciones, los tiempos de las fases no podían ser calculadas automáticamente.

6 Principales cambios en la lógica de segmentación temporal

A continuación, se describen con mayor detalle los cambios realizados en la lógica de segmentación del algoritmo, comparando la versión original con la versión actualizada del proceso. El objetivo de esta descripción es resaltar las diferencias conceptuales más relevantes, haciendo énfasis en la modificación de umbrales numéricos, en la redefinición de las condiciones lógicas que determinan el comienzo y finalización de cada fase, y en la incorporación de nuevos criterios relacionados con la velocidad angular para detectar los giros con mayor fiabilidad.

Señales Giroscopio y desplazamiento X y Y

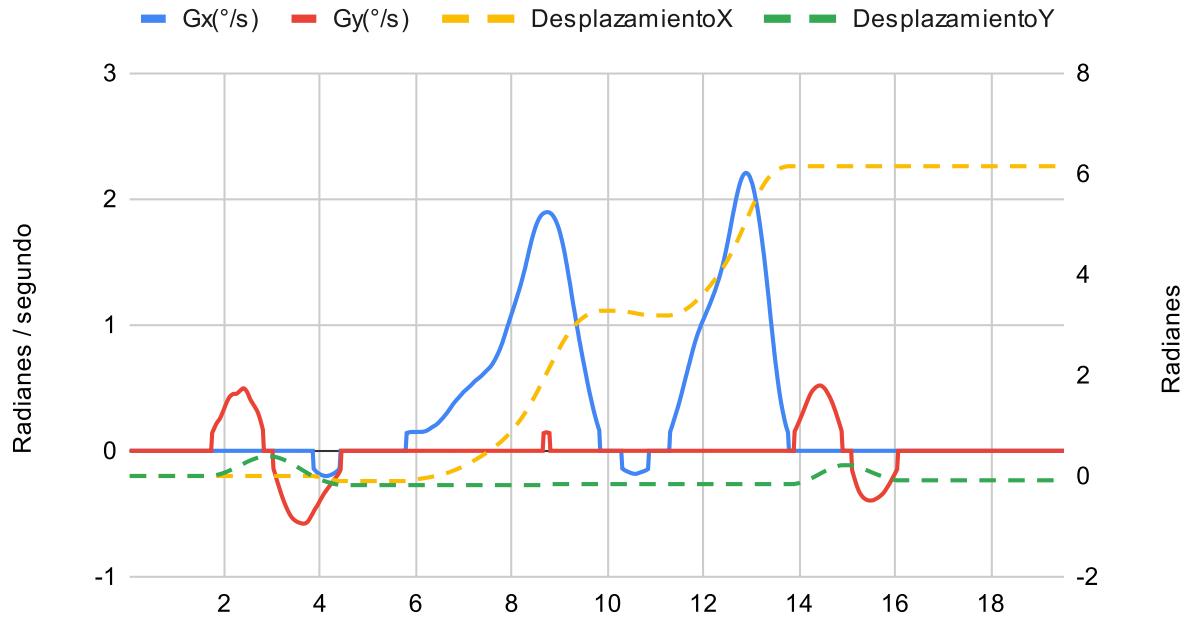
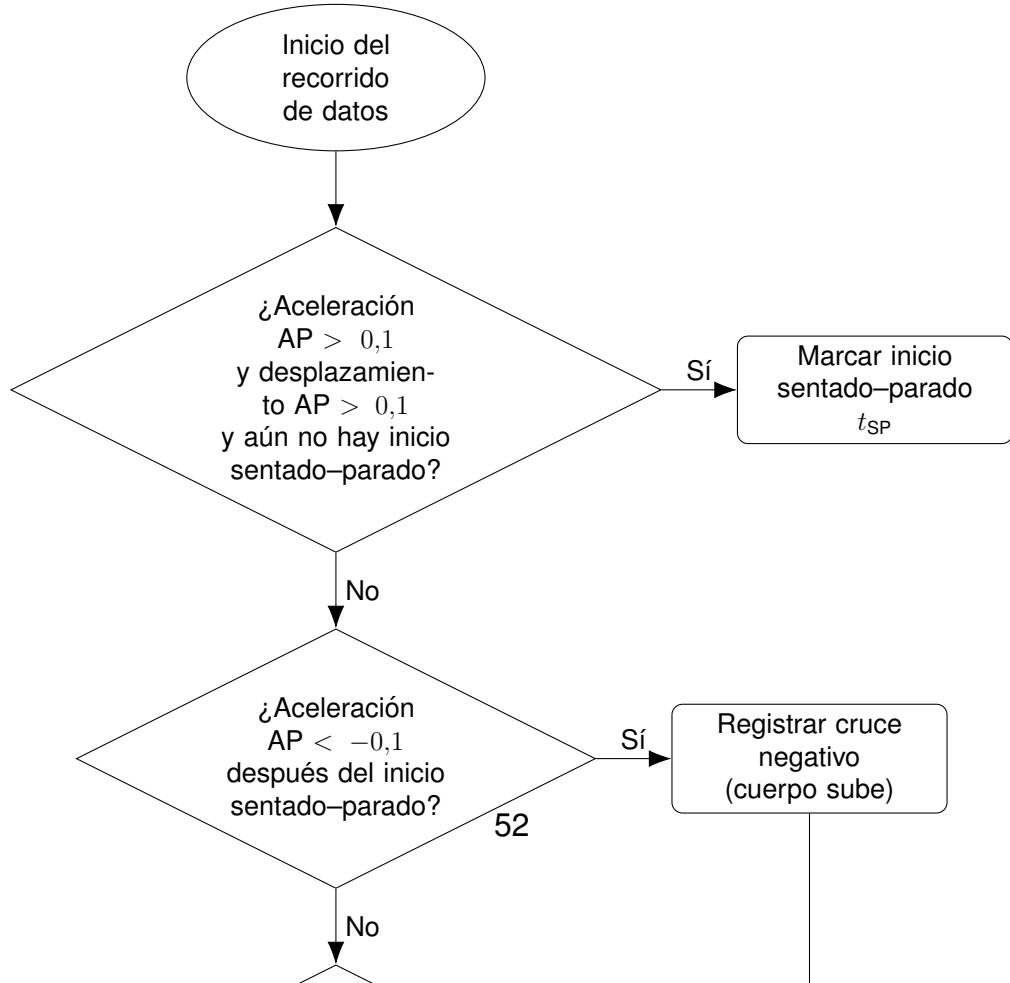


Figura 14: Señal prueba sin cono



Señales Giroscopio y desplazamiento X y Y

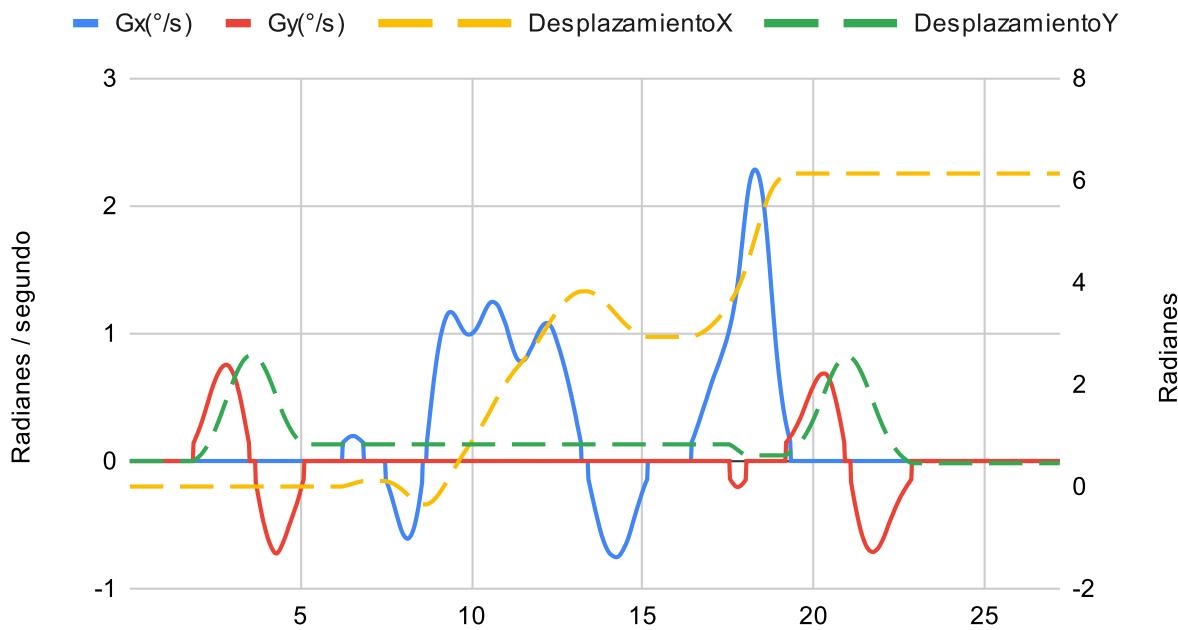
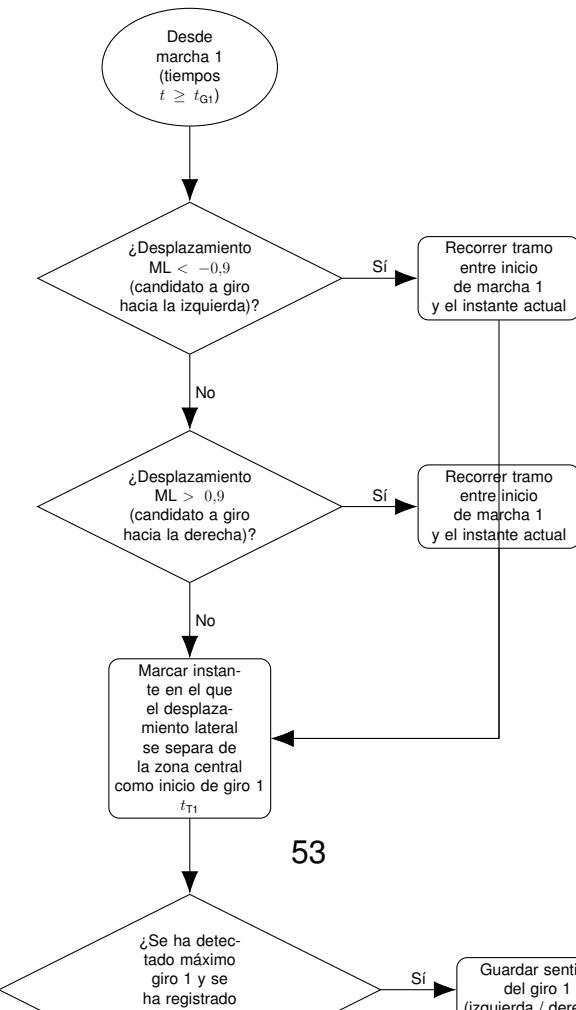


Figura 15: Señal giro con cono



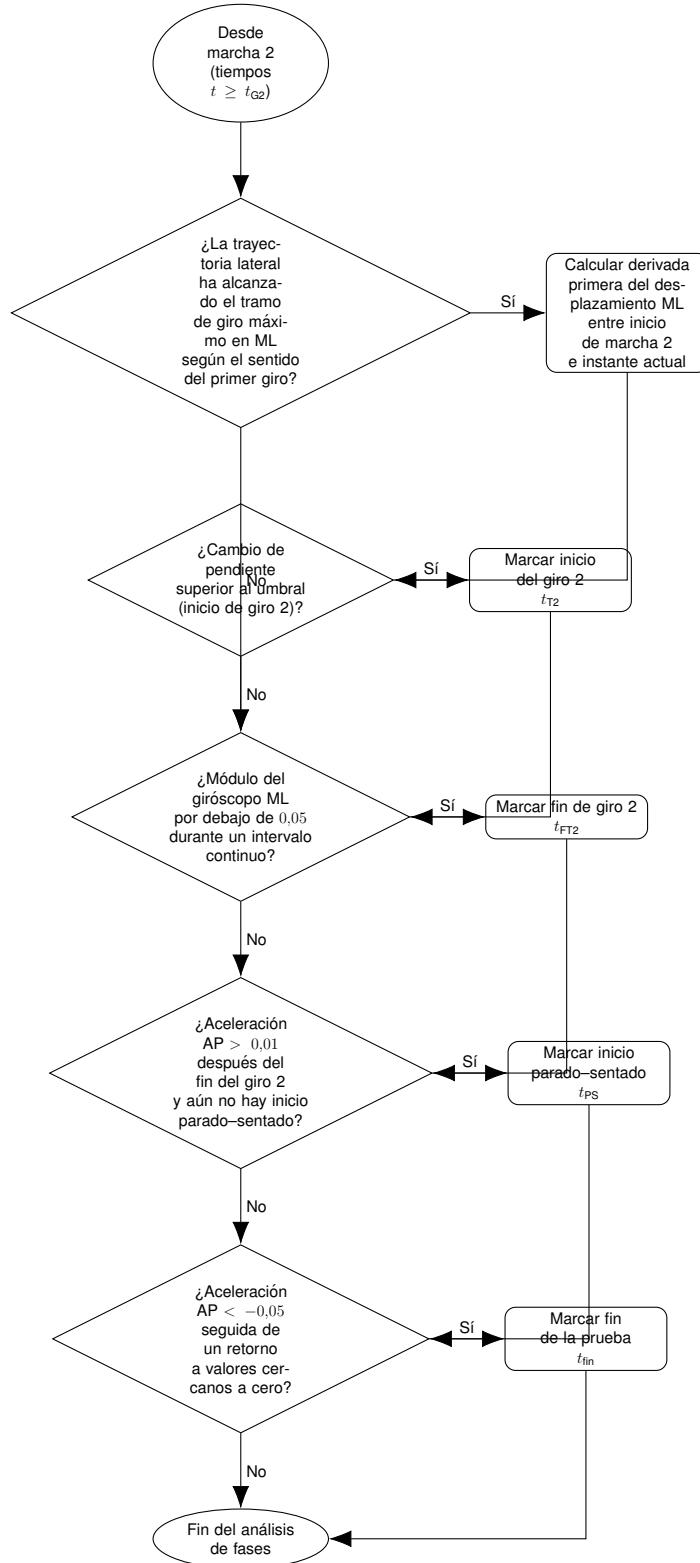


Figura 18: Detección del giro 2, de la transición parado–sentado y del fin de la prueba.

6.1 Cambios generales de preprocesamiento

Un primer cambio importante consiste en la introducción de una comprobación automática de la orientación de los ejes del sensor. En la versión original era necesario asumir que el teléfono estaba correctamente orientado, mientras que en la versión actual se verifica la magnitud relativa de los desplazamientos integrados en los dos ejes horizontales. Si el desplazamiento lateral resulta ser significativamente menor que el desplazamiento antero-posterior, se interpreta que los ejes han sido invertidos, lo cual puede ocurrir si el dispositivo es colocado al revés o con rotación. En ese caso se realiza un intercambio automático de componentes y su posterior reintegración, garantizando así que el procesamiento posterior trabaje siempre con las mismas referencias físicas. Este cambio aumenta considerablemente la robustez del algoritmo y elimina fallos que antes dependían exclusivamente de la correcta posición del dispositivo.

Otro cambio general consiste en separar explícitamente el instante en el cual termina el segundo giro. En la versión previa, tanto el giro como el movimiento de sentado formaban una única transición final, de manera que la duración del segundo giro incluía parte del proceso posterior a la rotación. En contraste, la versión actual define un final del segundo giro basado en el acercamiento de la velocidad angular hacia valores inferiores a un pequeño umbral alrededor de cero, y sólo a partir de ese punto comienza la fase pie-a-sentado. Esta separación temporal permite medir de forma más precisa ambas fases.

6.1.1 Inicio de la fase sentado–parado

La fase sentado–parado estaba definida originalmente por un umbral fijo aplicado directamente sobre la aceleración, de manera que el inicio se detectaba cuando la señal superaba aproximadamente un valor de 0,05. En la versión actual dicho valor se incrementó

aproximadamente al doble, de modo que sólo se detecten movimientos suficientemente marcados. Asimismo, la lógica actual requiere simultáneamente que el desplazamiento integrado en el eje de avance sea mayor que un pequeño valor umbral. Esto implica que ya no es suficiente simplemente con que exista un cambio aceleracional aislado, sino que debe verificarse un movimiento real del cuerpo. El cambio en los umbrales no sólo reduce falsos comienzos, sino que además elimina la sensibilidad a oscilaciones de alta frecuencia presentes durante el arranque de la señal.

En la lógica antigua, el final de la fase sentado–parado y el comienzo de la marcha se deducían a partir de una secuencia de cruces por umbrales positivos y negativos. Esta secuencia se basaba en detectar primero un cambio negativo, después un cambio positivo y finalmente una estabilización positiva. Ahora, la versión actual emplea solamente un cruce negativo seguido de un cruce por valores próximos a cero. Esto disminuye la dependencia de un nuevo pico positivo, que podía no registrarse con claridad dependiendo del tipo de teléfono y de la forma de levantarse de cada sujeto. De este modo, la transición queda determinada por un patrón más robusto y menos dependiente de oscilaciones específicas de la señal.

6.1.2 Detección de la marcha inicial

En comparación con la versión original, la detección de la marcha inicial en la versión nueva deja de depender de un último ascenso de la aceleración vertical. Toda la lógica ahora considera suficiente que el patrón completo de cruce negativo y estabilización se haya producido, incluso si la señal no vuelve a niveles positivos significativos. Con esta modificación se evita que ciertos registros, en los cuales el usuario inicia la marcha sin impulso vertical evidente, generen errores de detección.

6.1.3 Inicio del primer giro

Un cambio relevante aparece también en la detección del primer giro. En la versión previa se usaban umbrales relativamente altos de desplazamiento lateral, lo cual obligaba a que el usuario hubiera recorrido una parte considerable de la trayectoria antes de que el algoritmo reconociera el giro. Además, la lógica anterior dependía de una búsqueda hacia atrás sobre la señal integrada para determinar con exactitud cuándo había ocurrido el cambio de dirección. En la versión actual, los umbrales son notablemente menores, por lo que el giro puede identificarse antes. También se reemplaza la búsqueda invertida por una búsqueda limitada a la ventana comprendida entre el inicio de la marcha y el instante actual, lo que simplifica el procesamiento y evita tener que procesar secciones extensas del registro tras cada condición de giro.

Además, desaparece la necesidad de emplear banderas explícitas para distinguir entre giro hacia la izquierda o hacia la derecha en esta primera fase. En su lugar, la dirección se deduce directamente del signo del desplazamiento, lo que hace la lógica más compacta y menos dependiente de múltiples estados intermedios.

6.1.4 Detección de la marcha de retorno

A diferencia de la lógica anterior, donde el inicio de la marcha de retorno dependía únicamente del desplazamiento lateral una vez terminado el primer giro, la nueva versión emplea información adicional sobre la velocidad angular y exige una serie de muestras consecutivas en torno al valor cero antes de determinar que la rotación ha terminado. Esto implica que la transición entre giro y marcha deja de estar gobernada exclusivamente por un cruce de desplazamiento y pasa a estar controlada por un comportamiento dinámico más realista: un giro termina cuando el cuerpo deja de rotar, no únicamente cuando atraviesa un valor fijo. Por tanto, esta fase incorpora una lógica dinámica que combina comportamiento del desplazamiento con comportamiento de su velocidad.

6.1.5 Inicio del segundo giro

La detección del segundo giro es probablemente donde se introdujeron los ajustes más profundos. En la versión original se empleaba una lógica basada en bandas de desplazamiento, donde cada banda activaba una bandera distinta y estas banderas se combinaban para determinar el instante del giro. En contraste, la nueva versión calcula la derivada del desplazamiento y emplea esta derivada para identificar cuándo el movimiento lateral cambia de forma significativa. La transición hacia el giro se reconoce cuando esta derivada supera un umbral fijo, indicando que el usuario ha comenzado a modificar su trayectoria. Además, la dirección tomada durante el primer giro condiciona los valores umbrales empleados para el segundo giro, haciendo que esta fase sea coherente con la lectura real del movimiento. De esta forma, la detección depende de la secuencia de giros y no únicamente de umbrales estáticos. Asimismo, desaparecen prácticamente todas las banderas internas asociadas a “zonas” del giro, que en la versión original complicaban la lógica.

6.1.6 Transición final pie–sentado y final de la prueba

Finalmente, la lógica que detecta el inicio de la última fase también se simplifica considerablemente. Mientras que en la versión inicial se realizaba una búsqueda sobre el historial reciente, ahora la nueva versión identifica el inicio del movimiento cuando la aceleración supera un umbral positivo relativamente pequeño. En la práctica, esto evita búsquedas hacia atrás y depende solamente del instante local. El final de la prueba continúa definiéndose mediante cambios de signo, pero con banderas nuevas dedicadas exclusivamente a esta fase, sin reutilizar estados internos previos. En conjunto, la separación entre el final del segundo giro y la entrada en la posición sentada permite que cada fase disponga de criterios independientes, evitando que los movimientos finales queden mezclados con la rotación.

6.1.7 Resumen conceptual

Podría resumirse que la versión actual reestructura la lógica no solamente cambiando valores numéricos, sino modificando profundamente la manera en que los movimientos se interpretan. El algoritmo deja de depender sólo del desplazamiento integrado y de secuencias de cruces por umbrales altos, y pasa a apoyarse en una combinación de desplazamiento, derivada del movimiento y velocidad angular. Los umbrales se ajustan a valores más realistas, eliminando dependencia de picos poco robustos y evitando que pequeñas oscilaciones sean interpretadas como movimientos significativos. Por tanto, la nueva lógica distingue mejor cada fase, reduce el número de banderas intermedias y mejora la capacidad del sistema para segmentar la prueba con mayor fiabilidad clínica.

7 Plataforma de la marcha humana

Como parte del trabajo de grado se encuentra el desarrollo de una plataforma web para el análisis de los datos tomados por la aplicación móvil, dicha plataforma está siendo desarrollada por el grupo de investigación GICI, y en este apartado se describen las actividades realizadas hasta el momento en conjunto con el equipo de desarrollo de la plataforma.

7.1 Arquitectura de la plataforma

Para la arquitectura de la plataforma web se propuso una arquitectura cliente-servidor, en la cual los usuarios (fisioterapeutas y administradores) podrán acceder a la plataforma por medio de un navegador web, y el servidor se encargará de gestionar las peticiones de los usuarios, así como de almacenar y procesar los datos tomados por la aplicación móvil. La base de datos estará alojada en la nube para permitir el acceso remoto a los datos desde cualquier lugar con conexión a internet.

Cabe resaltar que la plataforma albergará la información de varios trabajos de grado e investigación relacionados con el análisis de la marcha humana, por lo que la arquitectura deberá ser escalable y flexible para permitir la integración de nuevos módulos y funcionalidades en el futuro. Para dichos trabajos nos referirémos como “subsistemas”.

De esta manera, la plataforma web estará compuesta por varios subsistemas, cada uno con su propia funcionalidad y objetivos específicos, pero todos ellos integrados en una única plataforma para facilitar el acceso y análisis de los datos relacionados con la marcha humana. Para la comunicación entre los subsistemas y la plataforma web se utilizarán API's RESTful, las cuales permitirán el envío y recepción de datos de manera segura y eficiente.

Antes de poder enviar los datos al servidor, cada subsistema deberá autenticar a los usuarios por medio de un sistema de autenticación basado en tokens JWT (JSON Web Tokens), el cual permitirá verificar la identidad de los usuarios. Los usuarios que podrán enviar sus datos al servidor serán creados directamente desde la plataforma de la marcha por los administradores, quienes serán los encargados de proporcionar usuario y contraseña a los pacientes. De esta manera, cuando los pacientes hayan realizado las pruebas en cada subsistema, éstos deberán primero autenticarse con el servidor desde cada subsistema, obtener un token JWT, y luego enviar los datos al servidor por medio de una API RESTful. La comunicación con el servidor desde cada subsistema será unidireccional, es decir, los subsistemas sólo podrán enviar datos al servidor, pero no podrán recibir datos desde el mismo, ya que los administradores y fisioterapeutas serán los encargados de analizar los datos desde la plataforma web.

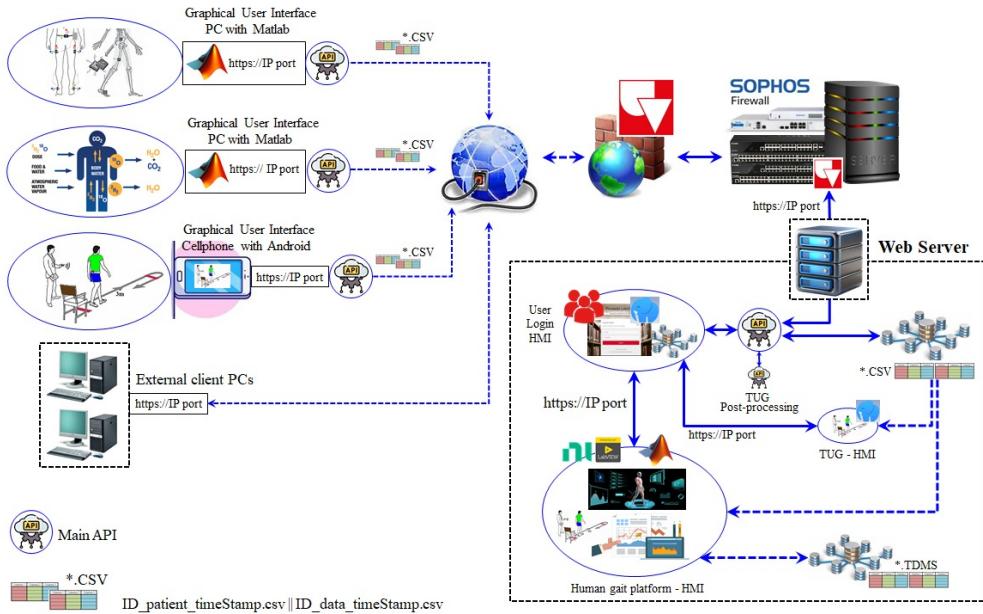


Figura 19: Arquitectura cliente-servidor de la plataforma web de la marcha humana.

Como se observa en la Figura 19, toda comunicación entre los subsistemas y la plataforma tendrá que pasar por el firewall de la plataforma La Plataforma de Procesamiento Distribuido para Emulación de Procesos en Ingeniería (PERI), con el fin de garantizar la seguridad de los datos que se envían al servidor.

7.1.1 Limitaciones de la plataforma

Desde un principio se consideró la opción de otorgar a los pacientes la libertad de crear su propio usuario directamente desde la aplicación, sin embargo, debido a que para el desarrollo de la plataforma no se tenía total libertad de codificación, no se pudo llegar a un acuerdo para la creación de los usuarios directamente desde la aplicación, debido a las limitaciones de la plataforma y a la preocupación de saturación de usuarios por parte de la aplicación, por ende, los pacientes solamente podrán ser creados desde la plataforma de la marcha por los administradores, y serán estos los que proporcionarán

usuario y contraseña.

Por otro lado, dado que actualmente la plataforma funciona solo con un servidor, el número máximo de peticiones que un usuario puede realizar al día es de 10, es decir que solamente podrá enviar 10 pruebas realizadas al servidor al día por usuario, si los subsistemas intentan enviar más de 10 al día por usuario, el servidor arrojará una respuesta de error.

7.2 Escalabilidad

Dado que el grupo de investigación GICI decidió desarrollar su propio servidor por medio de un computador físico, la plataforma web tiene ciertas limitaciones en cuanto a la escalabilidad, ya que el servidor tiene un límite de almacenamiento y procesamiento, por lo que si se desea aumentar la capacidad de almacenamiento y procesamiento, se deberá adquirir un nuevo servidor con mayores capacidades, dificultando la escalabilidad y flexibilidad.

8 Pruebas de validación

Para las pruebas de validación se realizaron pruebas en el laboratorio del Servicio de Rehabilitación Humana (SERH), de la Universidad del Valle, en donde se contó con la colaboración de 5 sujetos de prueba sanos, quienes realizaron la prueba ‘Timed Up and Go’ con el BTS GSensor disponible en el laboratorio, al mismo tiempo, se colocó encima de éste el teléfono celular sujeto con el portacelular adaptado (Ver imagen tal), de esta manera, la aplicación tomaría los datos bajo la misma prueba, lo que permite comparar los resultados obtenidos.

8.1 Protocolo para la toma de datos

Dado que tanto el BTS GSensor como la aplicación móvil disponen de un tiempo de calibración antes de empezar la prueba, se modificó el código fuente de la aplicación para poder permitir que ambos dispositivos se encuentren calibrados y empezar la prueba. Para esto, se decidió proceder de la siguiente manera. Primero se colocan ambos dispositivos como se mencionó anteriormente, acto seguido el investigador presiona el botón de calibrar en la aplicación, una vez presionado, la aplicación dará 6 segundos para que el paciente se ubique en la silla, una vez transcurrido este tiempo comenzará la calibración del dispositivo, una vez calibrado suena un beep indicando que el dispositivo se encuentra calibrado, esta es la señal para que el encargado del laboratorio SERH presione el botón de calibrar el BTS desde el computador, una vez que el BTS esté calibrado, éste dará la indicación al paciente para que pueda comenzar la prueba. Una vez el paciente termine la prueba, el encargado del laboratorio presionará el botón de terminar prueba desde el computador. La aplicación se modificó para esta prueba de validación de tal manera que detecte el fin de la prueba una vez que detecte 5 segundos de inactividad después de haber sensado el primer movimiento característico, es decir desde que el paciente se levantó de su silla, por esto motivo, el paciente sigue inmóvil durante otros cinco segundos una vez que el encargado del laboratorio haya terminado la prueba, cuando la aplicación detecte que terminó la prueba, volverá a sonar un beep, indicando que la prueba ha terminado y los datos tomados correctamente. Acto seguido, el paciente se para de la silla para que el investigador pueda presionar el botón de ‘Guardar’ o ‘Descartar prueba’, según considere. Gracias a este protocolo, la aplicación móvil guardará por un mayor tiempo los datos tomados, debido a que éste debe esperar a que el BTS calibre una vez que la aplicación ya haya calibrado, sin embargo, cuando los datos se envíen al servidor, este tiempo extra al principio no tendrá mayor relevancia dado que el algoritmo

de la detección de las fases es capaz de determinar el principio de la prueba una vez se cumplan las características contempladas durante el desarrollo del algoritmo, dado que al momento de que el paciente se levante, la señal en el giroscopio en el eje X tomará valores por encima de 0.5 radianes/s y un desplazamiento absoluto superior a 0.1 radianes, se determina que es ahí donde comienza la prueba, por lo que los tiempos de ahí en adelante deben ser coherentes con los tiempos tomados por el BTS GSensor.



Figura 20: Colocación del celular para la toma de datos.

La Figura 20 muestra la colocación del celular encima del BTS GSensor, para la toma de datos durante las pruebas de validación. Ambos dispositivos se sitúan en la parte baja de la espalda, a la altura de la L2, asegurándose que ambos dispositivos queden bien sujetos para evitar movimientos indeseados durante la prueba.

8.2 Análisis de los resultados

Una vez tomadas las pruebas, se procedió a analizar los resultados obtenidos por ambos dispositivos, para esto se exportaron los datos tomados por el BTS GSensor en formato .csv, y se descargó el reporte generado por el Software de computador, mientras que para la aplicación móvil, también se exportaron los datos tomados en formato .csv y se descargó el reporte generado por el servidor web una vez los datos fueron enviados al servidor.

Para el análisis de los resultados, se compararon los tiempos obtenidos por ambos dispositivos para cada una de las fases de la prueba ‘Timed Up and Go’, es decir, se compararon los tiempos obtenidos para la fase sentado–parado, marcha 1, giro 1, marcha 2, giro 2 y parado–sentado. Para esto, se creó una tabla en Google Sheets, en donde se almacenaron los tiempos obtenidos por ambos dispositivos para cada fase, y luego se calcularon las diferencias entre ambos tiempos para cada fase y cada sujeto de prueba.

Cuadro 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

Como se observa en la Tabla 1, el tiempo total del TUG presenta un sesgo mínimo y límites de concordancia estrechos, mientras que las subfases exhiben mayor variabilidad relativa.

Cuadro 2: Coeficiente de correlación intraclass 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 3: Coeficiente de correlación intraclass 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]	Baja
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]	Baja
Stand-to-Sit	0.276	[-0.16, 0.77]	Baja
Total	0.993	[0.77, 1.00]	Excelente

Las Tablas 2 y 3 muestran los valores de ICC(2,1) para cada fase del TUG, tanto considerando cada ensayo individual como el promedio por paciente. El tiempo total exhibe una confiabilidad excelente en ambos casos, mientras que las subfases presentan variabilidad en la confiabilidad, con varias fases en rangos bajos a moderados. Esto se debe especialmente en la sensibilidad de las subfases a errores en la segmentación temporal automática, de acuerdo a los algoritmos planteados para la detección de cada fase.

Los valores de ICC presentados en las Tablas 2 y 3 confirman una confiabilidad excelente para el tiempo total del TUG y limitada para algunas subfases.

Es importante destacar que la inclusión de un sujeto con una marcha patológica simulada incrementó la heterogeneidad de la muestra, lo cual contribuyó a valores elevados

de ICC en el tiempo total, mientras que en las subfases el efecto fue limitado debido a la mayor sensibilidad de estas a errores de segmentación temporal.

8.3 Consideraciones

Si bien es cierto que se logró realizar la prueba por medio de la aplicación móvil y el BTS GSensor al mismo tiempo, existen todavía diferencias que se deben tener en cuenta para la conclusión final de los resultados, como el periodo de muestreo de cada dispositivo, siendo 100 Hz para el BTS GSensor y de 50Hz para el dispositivo móvil, sin embargo, teniendo en cuenta que los movimientos del cuerpo humano no suelen ir más allá de los 10 Hz, no se debería tener mayor complicación con este periodo de muestreo. La otra consideración que sí puede influir notablemente en los resultados es la posición espacial de los dispositivos, ya que, el celular al estar encima del GSensor, se genera un offset en el eje de la persona, por lo que las velocidades angulares y aceleraciones pueden verse afectados en su cálculo final, además de que los dispositivos nunca van a estar totalmente alineados en el plano frontal.

9 Conclusiones de la validación (BTS GSensor vs. aplicación Android)

Se validó una aplicación móvil Android para la prueba Timed Up and Go (TUG) comparando sus mediciones de tiempo con un sensor BTS GSensor, considerado como referencia. Se analizaron $n = 14$ mediciones (7 sujetos \times 2 ensayos), incluyendo un ensayo adicional con marcha lenta simulando patología.

9.1 Tiempo total del TUG

Los resultados evidencian un acuerdo elevado entre la aplicación y el sensor de referencia para el **tiempo total** del TUG. El sesgo promedio (aplicación – BTS) fue de +0,186 s, indicando una ligera sobreestimación por parte de la aplicación. Los límites de concordancia al 95 % (Bland–Altman) fueron estrechos, [−0,192, 0,565] s, y los errores globales fueron bajos ($MAE = 0,239$ s; $RMSE = 0,263$ s; $MAPE = 2,02\%$). Adicionalmente, el coeficiente de correlación intraclass ICC(2,1) para el tiempo total fue 0,994, lo cual corresponde a una **confiabilidad excelente** en términos de acuerdo absoluto.

En conjunto, estos hallazgos sustentan que la aplicación es **válida por acuerdo e intercambiable** con el BTS GSensor para el uso clínico centrado en el **tiempo total** del TUG, dado que el desacuerdo esperado se mantiene en el orden de décimas de segundo.

9.2 Análisis por subfases del TUG

En contraste, el análisis por subfases mostró discrepancias relativamente mayores. Por ejemplo, para *stand_to_sit* se observó un sesgo de +0,41 s y límites de concordancia [−0,239, 1,059] s ($MAPE \approx 25\%$), mientras que para *turn2* los límites de concordancia fueron [−0,727, 1,238] s ($MAPE \approx 33,8\%$). Los valores de ICC(2,1) por subfase se ubicaron predominantemente en rangos **pobres a moderados** (p.ej., *sit_to_stand* $\approx 0,37$, *turn2* $\approx 0,39$), sugiriendo que la segmentación temporal automática de la aplicación requiere mejoras para análisis clínico fino por componente.

Por tanto, si bien la aplicación es altamente confiable para el **tiempo total**, su uso para interpretación clínica de **subfases** debe considerarse exploratorio hasta optimizar el algoritmo de detección de eventos (inicio/fin de cada fase) y ampliar el tamaño muestral.

9.3 Implicaciones metodológicas

Dado el tamaño muestral reducido, se recomienda ampliar la muestra e incluir más participantes con patrones de marcha patológicos reales. Asimismo, debido a que existen medidas repetidas por sujeto, se sugiere complementar el análisis de Bland–Altman con métodos para datos repetidos (p.ej., modelos que consideren correlación intra-sujeto) y reportar intervalos de confianza de los parámetros principales (sesgo, LoA e ICC) en futuros estudios.

10 RESULTADOS

En este estudio se evaluó la validez y confiabilidad de una aplicación móvil Android para la prueba Timed Up and Go (TUG), utilizando como referencia un sensor inercial BTS GSensor. Se analizaron siete sujetos, cada uno con dos repeticiones de la prueba, obteniéndose un total de 14 mediciones. Adicionalmente, uno de los sujetos realizó una ejecución con marcha patológica simulada, con el objetivo de incrementar la variabilidad funcional de la muestra.

10.1 Análisis de acuerdo entre métodos

El acuerdo entre la aplicación y el BTS GSensor se evaluó mediante el análisis de Bland–Altman, complementado con métricas de error absoluto y relativo. La Tabla 1 resume el sesgo, la dispersión de las diferencias, los límites de concordancia al 95 % (LoA), el error absoluto medio (MAE), el error cuadrático medio (RMSE) y el error porcentual absoluto medio (MAPE) para cada subfase y para el tiempo total del TUG.

Para el tiempo total, el sesgo promedio fue de +0,186 s, indicando una ligera sobreestimación sistemática de la aplicación respecto al sensor de referencia. Los límites de concordancia se ubicaron entre –0,192 s y +0,565 s, con valores de MAE y RMSE inferiores a 0,3 s y un MAPE del 2,02 %. Estos resultados indican un acuerdo estrecho y errores de magnitud reducida para el tiempo total del TUG.

En contraste, las subfases presentaron mayor variabilidad relativa. Fases como *turn2* y *stand-to-sit* exhibieron límites de concordancia más amplios (hasta $\pm 1,2$ s) y valores elevados de MAPE (hasta 33,8 %), lo que sugiere una menor precisión de la aplicación en la segmentación temporal automática de eventos específicos.

10.2 Confiabilidad inter-método

La confiabilidad entre la aplicación y el BTS GSensor se evaluó mediante el coeficiente de correlación intraclass (ICC) bajo un modelo de dos vías con acuerdo absoluto (ICC(2,1)). Los resultados considerando cada ensayo como una unidad independiente se presentan en la Tabla 2, mientras que la Tabla 3 muestra los valores obtenidos al promediar los ensayos por paciente.

Para el tiempo total del TUG, se obtuvo un valor de ICC(2,1) de 0,994 (IC 95%: [0,94, 1,00]), lo cual corresponde a una confiabilidad excelente. En las subfases, los valores de ICC oscilaron entre pobres y buenos, dependiendo de la fase analizada, siendo particularmente bajos en *sit-to-stand*, *turn2* y *stand-to-sit*.

La reducción del ICC observada al utilizar el promedio por paciente se atribuye a la disminución de la varianza entre sujetos, fenómeno esperado en muestras pequeñas y homogéneas, y no necesariamente a un incremento del error absoluto de medición.

11 Discusión

El objetivo principal de este estudio fue determinar si una aplicación móvil puede proporcionar mediciones confiables y válidas del tiempo del TUG en comparación con un sensor inercial de referencia. Los resultados muestran una clara diferencia entre el desempeño de la aplicación para el tiempo total de la prueba y para el análisis detallado por subfases.

11.1 Validez clínica del tiempo total del TUG

El tiempo total del TUG es el desenlace clínico más utilizado en la práctica, debido a su asociación con movilidad funcional, riesgo de caídas y estado general del paciente. En este estudio, los límites de concordancia para el tiempo total se mantuvieron dentro

de un rango inferior a $\pm 0,6$ s, valor considerablemente menor que los cambios mínimos detectables (MDC) reportados en la literatura para el TUG, que suelen superar los 2 s en diversas poblaciones clínicas.

En consecuencia, las diferencias observadas entre la aplicación y el BTS GSensor pueden considerarse clínicamente irrelevantes, lo que respalda la intercambiabilidad de ambos métodos para la medición del tiempo total del TUG. Este hallazgo se refuerza con un ICC(2,1) cercano a la unidad, indicando que la mayor parte de la variabilidad observada corresponde a diferencias reales entre sujetos y no a error de medición.

11.2 Análisis por subfases y limitaciones de segmentación

A diferencia del tiempo total, las subfases del TUG mostraron errores relativos más elevados y valores de ICC moderados a pobres. Esto puede atribuirse a la sensibilidad de la segmentación temporal automática a la detección precisa de eventos biomecánicos, como el inicio y fin de los giros o de las transiciones posturales.

En subfases de corta duración, errores absolutos del orden de décimas de segundo se traducen en errores porcentuales elevados, lo cual explica los valores altos de MAPE observados. Además, el tamaño muestral reducido limita la estabilidad de los estimadores de ICC para estas fases. Otro punto a tener en cuenta es la posición en la que se encontraba el celular durante la toma de datos, ya que al estar encima del BTS GSensor, se genera un offset en el eje de la persona, lo que puede afectar la precisión de las mediciones de aceleración y velocidad angular, impactando negativamente en la segmentación temporal automática.

11.3 Influencia del sujeto con marcha patológica simulada

La inclusión de un sujeto que realizó la prueba simulando una marcha patológica incrementó deliberadamente la heterogeneidad de la muestra. Este incremento favorece la

estimación del ICC para el tiempo total, al aumentar la varianza entre sujetos, sin introducir un sesgo apreciable en el análisis de Bland–Altman. No obstante, su impacto en las subfases fue limitado, lo que refuerza la hipótesis de que los principales errores en estas fases están relacionados con la segmentación y no con la variabilidad funcional del sujeto.

12 CONCLUSIONES

Los resultados de este estudio permiten concluir que la aplicación móvil desarrollada es una herramienta válida y confiable para la medición del tiempo total de la prueba Timed Up and Go, mostrando un alto grado de acuerdo con el BTS GSensor y una confiabilidad excelente según el coeficiente de correlación intraclass.

Las diferencias observadas entre ambos métodos para el tiempo total se encuentran dentro de márgenes clínicamente aceptables, lo que habilita el uso de la aplicación como una alternativa de bajo costo y fácil implementación para la evaluación funcional de la movilidad.

Sin embargo, el análisis detallado por subfases presentó una confiabilidad limitada, atribuible principalmente a la complejidad de la segmentación temporal automática, y debido a que son sensores diferentes y los algoritmos para la detección de las fases son diferentes, se encuentra una amplia variabilidad en los resultados finales, esto no quiere decir que los datos obtenidos estén errones, para afirmar esto se deberían hacer pruebas con más sujetos de prueba y utilizando otras marcas reconocidas para la ejecución de la prueba. Sin embargo, por los datos arrojados por el presente trabajo de investigación, se concluye que, el uso de la aplicación para interpretación clínica de subfases específicas del TUG debe considerarse exploratorio hasta que se implementen mejoras algorítmicas y se validen en muestras más amplias, diversas y con diferentes patrones de calibración.

Por otro lado, debido a que se desconocían los algoritmos y cálculos implementados en el BTS GSensor, tanto para la detección como para el cálculo de las demás variables de interés, no se obtuvieron datos similares entre las variables arrojadas por el BTS y la aplicación móvil. no se puede afirmar con certeza que los datos obtenidos por este dispositivo sean 100 % confiables, sin embargo, al ser un dispositivo reconocido en el ámbito clínico y de investigación, se asume que los datos obtenidos por este dispositivo son lo suficientemente confiables para ser utilizados como referencia en la validación de la aplicación móvil.

Finalmente, este trabajo sienta las bases para el desarrollo de herramientas móviles confiables en la evaluación funcional, demostrando que, bajo un diseño metodológico adecuado, es posible alcanzar niveles de precisión comparables a sistemas de referencia utilizados en entornos clínicos y de investigación.

13 Trabajos futuros

El presente Trabajo de Grado permitió el desarrollo integral de una aplicación móvil para la evaluación funcional mediante la prueba Timed Up and Go (TUG), así como la implementación de una plataforma servidor y microservicios para el almacenamiento y procesamiento de datos de marcha humana. A partir de los resultados obtenidos y del alcance alcanzado, se identifican diversas líneas de trabajo futuro orientadas a la mejora, expansión y validación clínica del sistema desarrollado.

13.1 Optimización y extensión de los algoritmos de segmentación

Si bien en este trabajo se realizaron mejoras significativas a los algoritmos de detección de fases del TUG heredados de un trabajo de maestría previo, los resultados evidencian que la segmentación automática de subfases continúa siendo un desafío, especialmente en eventos de corta duración como giros y transiciones posturales.

Como trabajo futuro, se propone:

- Incorporar técnicas avanzadas de filtrado adaptativo y detección de eventos basadas en modelos probabilísticos o aprendizaje automático.
- Evaluar el uso de modelos supervisados entrenados con bases de datos ampliadas y anotaciones manuales realizadas por expertos clínicos.
- Implementar estrategias de segmentación multimodal que integren información cinemática y temporal para mejorar la precisión en subfases específicas.

13.2 Validación clínica con poblaciones patológicas reales

El presente estudio incluyó una ejecución con marcha patológica simulada, lo cual permitió aumentar la heterogeneidad funcional de la muestra. Sin embargo, para fortalecer

la validez externa del sistema, se plantea como trabajo futuro la realización de estudios con poblaciones clínicas reales, tales como adultos mayores, pacientes con enfermedad de Parkinson, accidente cerebrovascular o trastornos musculoesqueléticos.

Estos estudios permitirán:

- Evaluar la robustez de los algoritmos ante patrones de marcha alterados.
- Establecer valores normativos y rangos clínicos específicos para las variables extraídas.
- Analizar la sensibilidad del sistema para detectar cambios longitudinales en el desempeño funcional.

13.3 Ampliación del ecosistema de subsistemas de marcha

Actualmente, el microservicio desarrollado para el subsistema TUG permite la extracción automática de múltiples variables relevantes, incluyendo tiempos de subfases, aceleraciones en los ejes antero-posterior, lateral y vertical, velocidades angulares y rangos de flexión-extensión. Como línea futura, se propone extender esta arquitectura modular para integrar nuevos subsistemas relacionados con la marcha humana, tales como análisis de marcha continua, pruebas de equilibrio dinámico o evaluación de doble tarea.

Esta ampliación permitiría consolidar la plataforma como un sistema integral de análisis funcional basado en sensores inerciales.

13.4 Evolución de la plataforma web y análisis longitudinal

La plataforma servidor desarrollada en colaboración con el grupo de investigación GICI constituye una base sólida para el almacenamiento seguro y estructurado de datos clínicos y señales crudas. Como trabajo futuro, se plantea:

- El desarrollo de interfaces web para visualización avanzada de resultados y evolución temporal de los pacientes.
- La implementación de herramientas de análisis longitudinal y generación automática de reportes clínicos.
- La incorporación de mecanismos de control de acceso diferenciados para profesionales de la salud, investigadores y administradores del sistema.

13.5 Escalabilidad, interoperabilidad y despliegue

Finalmente, como proyección a largo plazo, se considera relevante trabajar en la escalabilidad del sistema y su interoperabilidad con otras plataformas de salud digital. Esto incluye la adaptación a estándares de intercambio de información clínica, la optimización del rendimiento del servidor ante un mayor volumen de usuarios y el despliegue del sistema en entornos reales de atención clínica y telemedicina.

En conjunto, estas líneas de trabajo futuro buscan consolidar el sistema desarrollado como una herramienta robusta, escalable y clínicamente relevante para la evaluación funcional de la marcha humana mediante tecnologías móviles.

14 RECOMENDACIONES

REFERENCIAS

- [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] Alejandro Buldón Olalla. Timed up and go (tug). <https://lafisioterapia.net/timed-up-and-go-tug/> (Accedido el 24 de Noviembre de 2023).
- [4] 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.
- [5] 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).
- [6] Instituto Nacional de Medicina Legal y Ciencias Forenses. *Forensis 2020: Datos para la vida*. 2020. Colombia.

- [7] J Fernandez. Planos y ejes de movimiento. [En línea] Disponible en: <https://mundoentrenamiento.com/planos-y-ejes-de-movimiento/>.
- [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] 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.
- [11] Milla Juutinen, Cassia Wang, Justin Zhu, Juan Haladjian, Jari Ruokolainen, Juha Puustinen, and Antti Vehkaoja. Parkinson's disease detection from 20-step walking tests using inertial sensors of a smartphone: Machine learning approach based on an observational case-control study. *PLoS One*, 15(7), 07 2020.
- [12] 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).
- [13] Rodrigo López Rosciano and José Alfredo Pech Montejo. Desarrollo de herramienta de gestión de proyectos rup usando metodología scrum + xp: Prue-

bas. 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.

- [14] 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.
- [15] 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.
- [16] 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.
- [17] 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.
- [18] 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.
- [19] Punzenberger. ¿Qué es una HMI? COPADATA.
[En línea] Disponible en: <https://www.copadata.com/es/>

productos/zenon-software-platform/visualizacion-control/
que-significa-hmi-interfaz-humano-mquina-copa-data/ (consultado el 2 de Diciembre de 2023).

- [20] Iván Ramirez. Android 12 está en menos de 1 de cada 10 móviles según los últimos datos de distribución de versiones de google. Xataka Android. [En línea] Disponible en: <https://www.xatakandroid.com/sistema-operativo/android-12-esta-1-cada-10-moviles-ultimos-datos-distribucion-versiones-google>.
- [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] Michela Russo, Marianna Amboni, Paolo Barone, Maria T. Pellecchia, Maria Romano, Carlo Ricciardi, and Francesco Amato. Identification of a gait pattern for detecting mild cognitive impairment in parkinson's disease. *Sensors*, 23(4):1985, 2023.
- [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] SITRACK. Telemetría y sus aplicaciones. [En línea] Disponible en: <https://landing.sittrack.com/telemetria-y-sus-aplicaciones#> (consultado el 2 de Diciembre de 2023).
- [25] 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.

- [26] 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).
- [27] 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).

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.

ANEXOS

ANEXO A. Encuesta aplicada a los participantes

A continuación se presenta la encuesta utilizada para recopilar información demográfica previa a la prueba.

- Edad del participante
- Género
- Nivel de actividad física
- Historial de caídas durante el último año

Fuente: elaboración propia.

ANEXO B. Fotografías del montaje experimental

Fuente: archivo del investigador.

ANEXO C. Código fuente ejemplo

Fragmento de un archivo de configuración utilizado durante el desarrollo:

```
{  
    "sample_rate": 50,  
    "filter_type": "butterworth",  
    "cloud_sync": true  
}
```

Fuente: elaboración propia.