

**VALIDACIÓN DE UN DISPOSITIVO PARA PREVENCIÓN DE CAÍDAS EN EL ÁREA
DE HOSPITALIZACIÓN DE LACARDIO**

SOFÍA SOTO PUENTES

Práctica profesional

Tutores

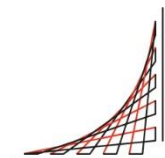
MSc Jefferson Steven Sarmiento Rojas

MSc Pedro Antonio Aya Parra

PhD Olga Lucía Cortés Ferreira



**Universidad del
Rosario**



**ESCUELA
COLOMBIANA
DE INGENIERÍA
JULIO GARAVITO**

**UNIVERSIDAD DEL ROSARIO
ESCUELA COLOMBIANA DE INGENIERÍA JULIO GARAVITO
PROGRAMA DE INGENIERÍA BIOMÉDICA
BOGOTÁ D.C
2021**

RESUMEN

Introducción: En Colombia, la tasa de incidencia en caídas de pacientes en el área de hospitalización durante el primer semestre del 2018 fue de 1,70 por mil pacientes y en Bogotá en el primer semestre de 2016 fue de 1,09 por mil pacientes. LaCardio posee alternativas para minimizar este riesgo, sin embargo, en este mismo año prevalecen las caídas y se les atribuye a varios factores. Entre ellos está el poco personal de enfermería, condiciones médicas, cirugías, conexiones a equipos o sondas, debilidad muscular, entre otros.

Teniendo en cuenta la literatura revisada se muestra que el problema de caídas en hospitalización predomina y que, se puede llegar a alternativas de bajo costo, funcionales y seguras tanto para los pacientes como para el personal hospitalario. Por lo tanto, este proyecto pretende validar la capacidad de identificación de posición anatómica de un dispositivo basado en IoT con el fin de prevenir las caídas en pacientes adultos en el área de hospitalización.

Objetivo: Validar la capacidad de identificación de posición anatómica de un dispositivo basado en IoT con el fin de prevenir las caídas en pacientes adultos en el área de hospitalización.

Metodología: El proyecto se dividió en 4 fases: Investigación, Prueba piloto con voluntarios, Bases de datos e interfaz gráfica y Prueba de factibilidad. En la fase uno, se realizó una familiarización con el dispositivo, una revisión de literatura y la escritura del problema. La segunda fase integró una serie de actividades para las pruebas con voluntarios en el ambiente simulado hospitalario incluyendo la clasificación de las posiciones, protocolo, toma de datos y métodos de validación. La tercera fase incluyó la creación de dos bases de datos junto con ajustes de la interfaz gráfica. Por último, se analizaron los resultados de las encuestas y se finalizó la escritura del documento.

Resultados: Se encuentra en primera instancia la clasificación de posiciones determinadas, con sus respectivas repeticiones y ajustes realizados. En segunda instancia, los resultados de la prueba de correlación junto con sus gráficos de dispersión. También, la evaluación de sensibilidad y especificidad en las pruebas piloto del ambiente simulado y la revalidación de los datos con un método estadístico y un algoritmo de toma de decisión. Por último, se encuentran las bases de datos generadas, así como la interfaz gráfica. Además, se observan los resultados de la prueba de factibilidad, es decir las encuestas. Se añadieron resultados de pruebas adicionales realizadas.

Conclusión: Se halló que es necesario la utilización de dos dispositivos por paciente para obtener una correcta clasificación de posiciones que pueden anteceder caídas, en el presente proyecto, se utilizó el epigastrio y el muslo arrojando una sensibilidad de aproximadamente 91%. Sin embargo, la utilización de dos dispositivos aumenta la complejidad y costo de la propuesta.

TABLA DE CONTENIDO

1. INTRODUCCIÓN	7
2. OBJETIVOS	9
2.1. General.....	9
2.2. Específicos	9
3. METODOLOGÍA	10
3.1. Fases del proyecto	12
3.1.1. Investigación.....	13
3.1.2. Prueba piloto con voluntarios	13
3.1.3. Bases de datos e interfaz gráfica.....	18
3.1.4. Prueba de factibilidad.....	19
4. RESULTADOS.....	21
4.1. Clasificación de posiciones determinadas.....	21
4.2. Prueba de correlación	21
4.3. Prueba piloto con voluntarios en ambiente simulado	24
4.4. Bases de datos e interfaz gráfica	32
4.5. Prueba de factibilidad	35
4.6. Pruebas adicionales.....	35
5. DISCUSIÓN	36
5.1. Clasificación de posiciones determinadas.....	36
5.2. Prueba de correlación	36
5.3. Prueba piloto con voluntarios en ambiente simulado	36
5.4. Prueba de factibilidad	38
5.5. Pruebas adicionales.....	39
6. RECOMENDACIONES Y TRABAJOS FUTUROS	40
7. CONCLUSIONES	41
REFERENCIAS	42
ANEXOS.....	44

LISTA DE TABLAS

Tabla I. Secuencia de ejercicios.....	15
Tabla II. Matriz de confusión	17
Tabla III. Parámetros estadísticos para la posición de sedestación	21
Tabla IV. Parámetros estadísticos para la posición de bipedestación	21
Tabla V. Parámetros estadísticos para la posición de semi <i>fowler</i>	21
Tabla VI. Resultados prueba de correlación de Pearson	22
Tabla VII. Matriz de confusión de sedestación.....	24
Tabla VIII. Matriz de confusión de bipedestación.....	24
Tabla IX. Matriz de confusión de semi <i>fowler</i>	24
Tabla X. Sensibilidad y especificidad de posiciones	25
Tabla XI. Caracterización del segundo dispositivo.....	25
Tabla XII. Estadística descriptiva de la segunda prueba	26
Tabla XIII. Matriz de confusión 2 de sedestación	26
Tabla XIV. Matriz de confusión 2 de bipedestación.....	26
Tabla XV. Matriz de confusión 2 de semi <i>fowler</i>	26
Tabla XVI. Sensibilidad y especificidad para la segunda prueba	27
Tabla XVII. Estadística descriptiva de la tercera prueba	27
Tabla XVIII. Matriz de confusión 3 de sedestación.....	28
Tabla XIX. Matriz de confusión 3 de bipedestación.....	28
Tabla XX. Matriz de confusión 3 de semi <i>fowler</i>	28
Tabla XXI. Sensibilidad y especificidad para la tercera prueba	28
Tabla XXII. Reporte detallado de curva ROC (sensor 1).....	30
Tabla XXIII. Reporte detallado de curva ROC (sensor 2)	31
Tabla XXIV. Puntos de corte (sensor 2) con mayor sensibilidad	32
Tabla XXV. Rangos por método de árbol de decisión	32
Tabla XXVI. Resultados de encuesta con escala Likert.....	35
Tabla XXVII. Resultados de valores del giroscopio	35

LISTA DE FIGURAS

Fig. 1. Dispositivo desarrollado por el grupo de investigación.....	10
Fig. 2. Protocolos de comunicación del dispositivo.....	11
Fig. 3. Diagrama de flujo del funcionamiento del código	11
Fig. 4. Capas del sistema	12
Fig. 5. Fase I. Investigación.....	13
Fig. 6. Sistema de coordenadas en un individuo [19].....	14
Fig. 7 Posición del dispositivo	15
Fig. 8. Ejercicios solicitados al voluntario.....	16
Fig. 9. Diagrama de flujo de lógica implementada	16
Fig. 10. Posición del segundo dispositivo	17
Fig. 11. Fase II. Pruebas con voluntarios	18
Fig. 12. Fase III. Bases de datos e interfaz gráfica.....	19
Fig. 13. Fase IV. Prueba de factibilidad	20
Fig. 14. Diagrama de dispersión de la posición sedestación.....	22
Fig. 15. Diagrama de dispersión para la posición bipedestación	23
Fig. 16. Diagrama de dispersión para la posición semi <i>fowler</i>	23
Fig. 17. Densidad de ángulos para el sensor 1	29
Fig. 18. Densidad de ángulos para el sensor 2.....	29
Fig. 19. Curva ROC para el sensor 1.....	30
Fig. 20. Curva ROC para el sensor 2.....	31
Fig. 21. Base de datos relacional.....	33
Fig. 22. Base de datos no relacional.....	33
Fig. 23. Página de inicio de interfaz.....	34
Fig. 24. Interfaz gráfica proyectada en la central de enfermería.....	34

LISTA DE ANEXOS

Anexo 1. Aprobación del comité de ética.....	44
Anexo 2: Encuesta de factibilidad para voluntarios	45
Anexo 3: Tabla resumen de pruebas piloto	46
Anexo 4: Reporte detallado para sensor 1	47
Anexo 5: Reporte detallado para sensor 2	48
Anexo 6: Árbol de decisión	49

1. INTRODUCCIÓN

La Fundación Cardioinfantil, ahora llamada LaCardio, es un instituto prestador de salud (IPS), ubicado en Bogotá y cuenta con un alto nivel hospitalario orientado hacia el tratamiento y cuidado de pacientes con problemas de alta complejidad cardiovascular, trasplantes, entre otras. LaCardio tiene entre sus objetivos, la implementación de la práctica basada en la evidencia y de alta calidad (Acreditación nacional e internacional - *Joint Commission International*), la cual está conformada por propósitos para garantizar la seguridad del paciente dentro de una institución hospitalaria [1]. El sexto objetivo de los estándares comprende minimizar el riesgo de daño al paciente causado por caídas; esto debido a que, según la Organización Mundial de la Salud (OMS), es la segunda causa mundial de muerte por traumatismos involuntarios y se calcula que por año hay 684.000 muertes [2] [3].

En Colombia, la tasa de incidencia en caídas de pacientes en el área de hospitalización durante el primer semestre del 2018 fue de 1,70 por mil pacientes y en Bogotá en el primer semestre del año 2016, fue de 1,09 por mil pacientes [4] [5]. LaCardio posee alternativas para minimizar este riesgo; en particular, poseen un programa de prevención de caídas intrahospitalarias, una implementación de una guía de práctica clínica de prevención de caídas (*Registered Nurses Association of Ontario*), la cual incluye la minimización de altura de las camas y camas equipadas con barandas que la rodean. Cuentan además con estrategias de prevención ambientales, evaluación de riesgo de pacientes, uso de timbres para asistencia, etc. Sin embargo, en este mismo año, LaCardio continúa en la búsqueda de minimización del riesgo dado que en el año 2019, la tasa de incidencia fue de 0,69 por mil pacientes en el área de hospitalización con mayor prevalencia en la población adulta mayor (85,7%). A estos eventos adversos se les atribuye varios factores; entre ellos está el poco personal de enfermería, condiciones médicas, cirugías, conexiones a equipos o sondas, debilidad muscular, etc [6].

Por este motivo, alrededor del mundo, se buscan soluciones que ataquen la problemática. Como ejemplo, un estudio realizado en Portugal, desarrolló un algoritmo de detección de caídas mediante un sensor. No obstante, este no era en tiempo real y no prevenía las caídas [7], predominando así el problema principal y dirigiéndose a las mismas consecuencias, es decir lesiones o fracturas ocasionadas por caídas. En Australia, elaboraron un sistema de sensorica con bluetooth de acelerometría triaxial portátil para determinar el riesgo de caídas, ellos concluyen que se han demostrado las capacidades de las señales de acelerometría para el riesgo de caídas. Pero, generalmente los estudios se concentran en una evaluación clínica sin supervisión y no con una rutina dirigida de movimientos [8]. Adicionalmente, al utilizar transmisión por bluetooth se restringe a un área determinada y existiría una mayor necesidad de equipos tecnológicos (computadores, celulares, etc).

Por lo que, predomina el evento de caída, donde no solo es afectada la salud del paciente, si no que representa muchos más gastos para el hospital. Esto se debe a que se origina un aumento del tiempo de hospitalización, sumando nuevos procesos como imágenes diagnósticas o servicios terapéuticos. Se tiene conocimiento que cada país en promedio gasta entre 6.000 y 29.000 millones de dólares por año [9].

En consecuencia, los hospitales están en busca de alternativas para mitigar el riesgo, según Kang *et al.*, una de estas es el internet de las cosas (IoT, por sus siglas en inglés), esta describe un conjunto de objetos tales como sensores o softwares con el objetivo de conectar e intercambiar datos

con otros objetos a través de internet. Asimismo, los autores afirman que esta modalidad genera mayor calidad de atención al paciente, reducción de costos hospitalarios, aumento de la eficiencia del personal de enfermería y que a su vez, el IoT está expandiéndose continuamente y actualmente, se están realizando numerosos estudios [10]. Adicionalmente, a esta información previamente expuesta, se le pueden sumar las afirmaciones realizadas por [8], donde afirman que las señales entregadas por los sensores son de gran utilidad en sistemas de detección de caídas.

En la literatura se encuentran soluciones a la problemática utilizando IoT, en particular, Ganesh *et al.*, llevaron a cabo una camilla inteligente basada en IoT para adultos mayores que no solo prevenía las caídas, sino que monitoreaba los signos vitales del paciente y su posición. Esta posición se obtenía mediante sensores de presión en puntos críticos, los cuales contribuían también a la prevención de úlceras. Para la prevención de caída, se utilizaban celdas de carga, las cuales estaban ubicadas en los bordes de la camilla, una vez se activaban, una alarma era enviada al personal [11]. Aunque es un sistema funcional, sus limitaciones estaban en el costo de la solución y su complejidad de implementación en un área de hospitalización.

Una solución distinta pero con el mismo propósito fue dada por Mei Yee *et al.*, ellos emplearon un sensor propio basado en IoT donde extraían características como aceleración, distancia y ángulos de referencia; al igual que [8], utilizaban una rutina supervisada para validar su dispositivo, sin embargo, empleaban un sistema de transmisión *wifi*. Adicionalmente, clasificaban entre caída y no caída, consiguiendo así, la generación de alertas, las cuales eran enviadas a un dispositivo móvil, al igual que Ganesh *et al.* [11] [12]. Estas alertas eran satisfactorias en el sentido de que notificaban el evento adverso, sin embargo, no disminuye los costos del hospital con algún tipo de prevención del evento.

Teniendo en cuenta la literatura previamente revisada se pudo observar la existencia de un vacío en términos de impacto de prevención de caídas, pues diversas soluciones están enfocadas a la notificación de caída. Por lo cual, el problema de caídas en hospitalización prevalece y se puede llegar a alternativas de bajo costo, funcionales y seguras tanto para los pacientes como para el personal hospitalario. Por lo tanto, este proyecto pretende validar la capacidad de identificación de posición anatómica de un dispositivo basado en IoT con el fin de prevenir las caídas en pacientes adultos en el área de hospitalización de LaCardio. Esto resulta beneficioso para el paciente debido a que aumenta la calidad de atención y estadía; y de la misma manera, beneficia al hospital disminuyendo costos por eventos adversos como son las caídas.

2. OBJETIVOS

2.1. General

Validar la capacidad de identificación de posición anatómica de un dispositivo basado en IoT con el fin de prevenir las caídas en pacientes adultos en el área de hospitalización.

2.2. Específicos

1. Caracterizar los rangos de valores del dispositivo de acuerdo a las posiciones definidas (semi *fowler*, sedestación y bipedestación) mediante estadística descriptiva para la notificación de posiciones que antecedan una caída.
2. Evaluar la sensibilidad y especificidad de posiciones determinadas por el dispositivo a través de una prueba piloto en un ambiente simulado hospitalario.
3. Generar bases de datos para la trazabilidad de datos y comunicación dentro del sistema con el propósito de notificar la posición anatómica en tiempo real.
4. Analizar la factibilidad y utilidad del dispositivo en prevención de caídas a través de encuestas al personal involucrado.

3. METODOLOGÍA

Las caídas son eventos adversos de control obligatorio por el Ministerio de Protección Social y son un problema recurrente en diversos hospitales a nivel nacional [13]. Los resultados de una revisión de la literatura demostraron que el uso de sensores intrahospitalarios se ha limitado a sensores de presión ubicados en cama y/o sillas con muy bajo impacto en términos de prevención del evento o también, en el uso de sensores portables que detectan una caída y no la prevención del evento [14].

Por dicha razón, el departamento de Investigación de LaCardio junto con el programa de Ingeniería biomédica de la Universidad del Rosario, se encuentran desarrollando un dispositivo bajo el paradigma de IoT con el fin de responder en tiempo real a cambios de posición que pueden conllevar a caídas intrahospitalarias. Este desarrollo se inició en el año 2019.

Se propone dar solución mediante un dispositivo, el cual pretende prevenir caídas mediante la notificación del personal de enfermería en el área de hospitalización por medio de alertas (visuales y sonoras) en los monitores de la central. El dispositivo se muestra en la figura 1, un ortoedro con dimensiones de 7 cm de largo y 4,5 cm de alto, elaborado mediante impresión 3D en ácido poliláctico (PLA). Del mismo modo en la figura, se observa la vista interior del dispositivo, en la etiqueta 3A se encuentra botón de encendido y el puerto de conexión para batería. En la etiqueta 3B, se observa la batería recargable, compuesta de dos celdas con capacidad de 500 mAh a 3.7 V. Y por último, en la etiqueta 3C, el microcontrolador junto con la tarjeta ESP8266MOD, la cual permite transmitir la información adquirida por el sensor vía wifi y un sensor acelerómetro-giroscopio con 6 grados de libertad (acelerómetro de 3 ejes y giroscopio de 3 ejes) o unidad de medición inercial (IMU), que permite obtener las posiciones del voluntario. Estas dos tarjetas están unidas por un bifenilo policlorado (PCB).

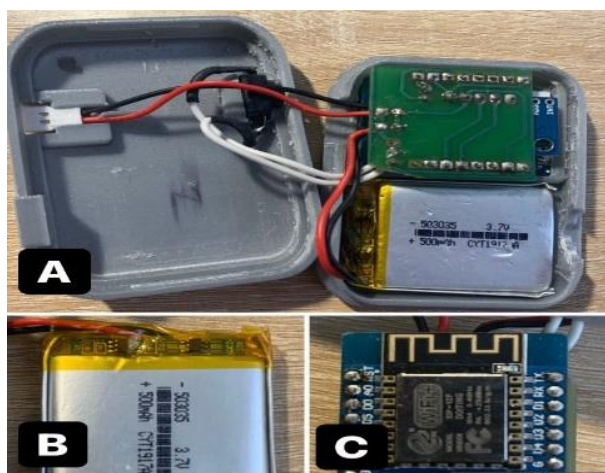


Fig. 1. Dispositivo desarrollado por el grupo de investigación

El protocolo de comunicación del sistema se observa en la figura 2. Donde el sensor IMU, mediante el protocolo de comunicación circuito inter-integrado (I2C), se comunica con el microcontrolador (WeMos D1 mini) para así, realizar la transferencia de datos a través de la tarjeta de comunicación (ESP8266MOD) utilizando el protocolo Message Queuing Telemetry Transport (MQTT) a la plataforma Node-RED, para finalmente, comunicarlo al servidor web, esto a través de Hypertext Transfer Protocol (HTTP).

La plataforma Node-RED es una herramienta de programación visual que permite conectar dispositivos de hardware y servicios en línea. Esta plataforma conecta gráficamente bloques predefinidos (nodos) con el fin de desarrollar una tarea y esta conexión se conoce como flujo [15].

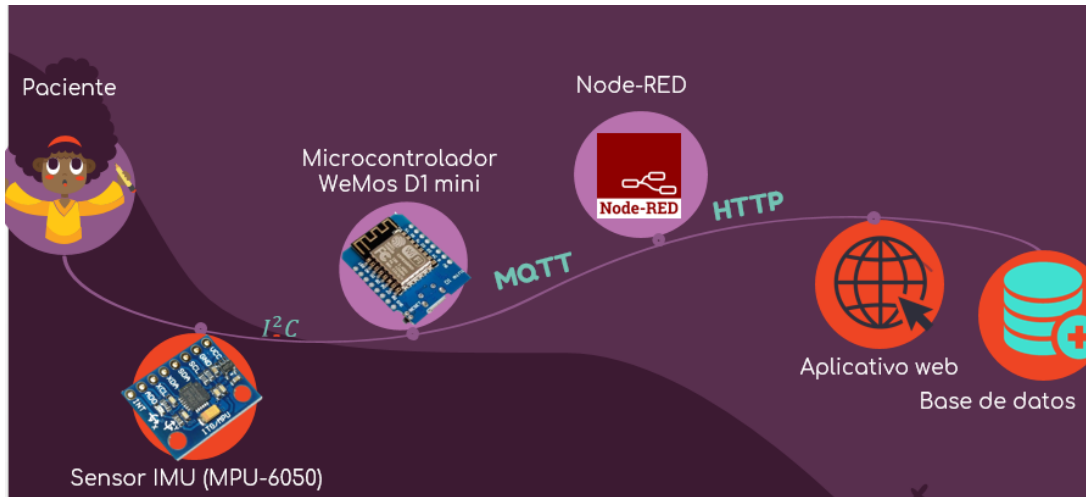


Fig. 2. Protocolos de comunicación del dispositivo

El funcionamiento del algoritmo implementado en el dispositivo de prueba se observa en el diagrama de la figura 3.

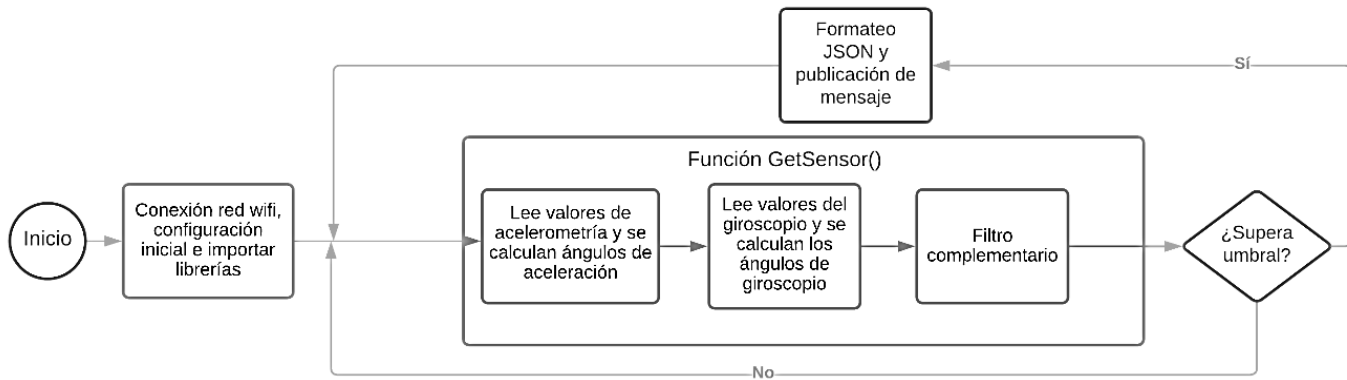


Fig. 3. Diagrama de flujo del funcionamiento del código

En IoT se sigue una arquitectura por capas. La arquitectura es la estructura de la solución o sistema, esto contiene los aspectos físicos y virtuales. Los niveles de esta, son las denominadas capas, las cuales permiten una mejor comprensión acerca del funcionamiento de la aplicación [16]. Por tal motivo, las capas del sistema IoT son las siguientes:

Capa de aplicación: sistema de salud, en específico, área de hospitalización.

Capa de servicios: se encuentra la interfaz web donde se visualizan las notificaciones generadas por el sistema, igual que, el estado en tiempo real de la posición anatómica del sujeto. Se

encuentran las bases de datos (relacional y no relacional) que permiten obtener una trazabilidad y una comunicación entre Node-RED y la interfaz.

Capa de red: se recibe la información de las variables de posición anatómica, de igual manera, se generarán alertas cuando estas variables se encuentren en un rango de posición establecido que pueda anteceder a una caída. El dispositivo se encarga de publicar a través del protocolo MQTT, el estado de las variables de la posición a la plataforma Node-RED. Y las bases de datos utilizan el protocolo HTTPS con comandos como *get* y *post* para su comunicación.

Capa de percepción: se encuentran las tarjetas de desarrollo WeMos D1 R1 y un sensor IMU (MPU 6050) para realizar el monitoreo de posición anatómica.

Estas capas se observan gráficamente en la figura Fig. 4.

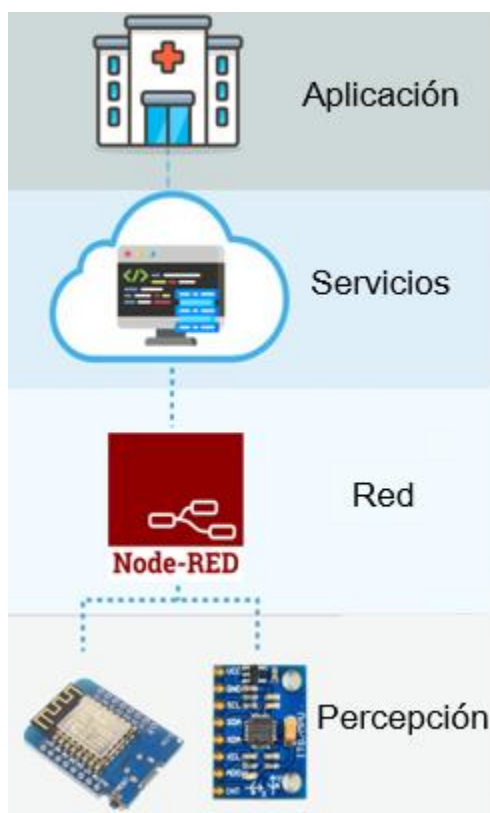


Fig. 4. Capas del sistema

3.1. Fases del proyecto

El proyecto se dividió en 4 fases: investigación, prueba piloto con voluntarios, bases de datos e interfaz gráfica y prueba de factibilidad. En la fase uno se realizó una familiarización con el dispositivo, una revisión de literatura y la escritura del problema. La segunda fase integró una serie de actividades para las pruebas con voluntarios en el ambiente simulado hospitalario. La tercera fase

introdujo la creación de dos bases de datos junto con ajustes de la interfaz gráfica. Por último, se analizaron los resultados de las encuestas.

3.1.1. Investigación

En primer lugar, se realizó una familiarización con el dispositivo previamente desarrollado por el grupo de investigación de LaCardio. Posteriormente, se hizo una capacitación del sistema web existente, incluyendo su programación y manejo relacionado al dispositivo.

Se revisó literatura sobre tecnologías similares en el área y luego, se llevó a cabo la escritura de la introducción y objetivos del proyecto. En la figura 5, se observa el diagrama de Gantt de la fase I.

Nombre de la tarea	Fecha de inicio	Julio		Agosto			
		Semana 3	Semana 4	Semana 1	Semana 2	Semana 3	Semana 4
Fase I. Investigación							
Familiarización con el dispositivo	Semana 3						
Capacitación de la página web junto con su programación existente	Semana 3						
Revisión de literatura sobre tecnología similar	Semana 1						
Escritura de la introducción, objetivos y metodología del documento	Semana 1						

Fig. 5. Fase I. Investigación

3.1.2. Prueba piloto con voluntarios

En esta fase, dos voluntarios adultos realizaron una secuencia de ejercicios dirigidos (bipedestación, sedestación y semi *fowler*) en un ambiente simulado. Se realizó con este número de voluntarios debido a la emergencia sanitaria y se disponía de dos voluntarios. Esta primera subfase se realizó para obtener el rango de datos (ángulos) para cada posición y así, clasificar los valores arrojados.

Donde bipedestación se refiere a la capacidad de mantenerse erguido sobre las extremidades inferiores, es decir estar de pie [17]. Sedestación se refiere a la posición básica de estar sentado y semi *fowler*, hace referencia al paciente semi sentado, formando un ángulo de 30° con respecto al eje horizontal [18].

Se empleó una muestra de 10 datos por cada posición y para cada sensor, recalando que se tuvo a disposición 6 sensores; obteniendo así, 60 datos por posición aproximadamente. Se obtuvo una muestra de 10 debido a que con el grupo de investigación, se notó que al sobrepasar el registro 7

aproximadamente, los datos eran muy similares entre sí. Para cada posición, se reportó el dato generado por el dispositivo (ángulo en eje X, Y, y Z).

Se calculó el promedio por posición junto con su desviación estándar y rango. Esto para conocer la estadística descriptiva de los datos. El rango final generado por el eje X, se determinó como el dato clave para la programación del dispositivo de prueba y fueron programados en la plataforma de Node-RED. Es importante resaltar que el sistema de coordenadas es el yaw (eje Y), pitch (eje X) y roll (eje Z). El ángulo del eje Y se descartó debido a que no tiene significancia en estas posiciones, es decir no es relevante la dirección (izquierda o derecha) para la clasificación, este hace referencia al eje yaw en el sistema de coordenadas mostrado en la figura 6. Asimismo, el ángulo del eje Z, no se utilizó debido a que el algoritmo desarrollado utiliza el tiempo para determinar este valor y representa al eje roll en el sistema, por estas dos razones, no hace relevancia en la categorización.

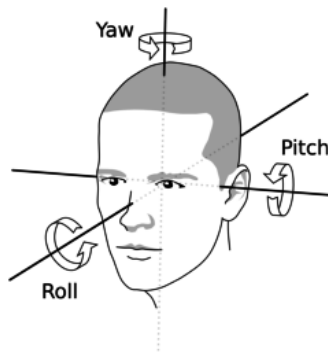


Fig. 6. Sistema de coordenadas en un individuo [19]

Además, se realizó un test de correlación de Pearson, con el fin de validar los valores arrojados por el dispositivo de prueba con un dispositivo comparador *Gold Standard* (Metamotion®) [20]. Este sensor fue una IMU de 10 ejes, la cual fue una fusión de giroscopio, acelerómetro, magnetómetro y sensor; utilizaba el protocolo *bluetooth*, contenía una batería de 70-100mAH micro-USB recargable y sus dimensiones fueron 27 mm × 27 mm x 4 mm [21].

Para cada una de las posiciones determinadas, se realizó con al menos 40 repeticiones por posición en el eje X. La muestra se escogió por conveniencia, esta se refiere a una técnica de muestreo no probabilístico y no aleatorio donde se selecciona mediante la facilidad de acceso, disponibilidad de las personas, entre otras [22]. Se posicionaron los dos dispositivos en el pecho del voluntario y se encendieron al mismo tiempo. Para la obtención de hora registrada por el dispositivo de prueba, se ajustó en Arduino una función que arrojaba la hora exacta (*timestamp*) del computador junto con el respectivo dato que arrojaba el dispositivo.

Para el registro de hora del Metamotion®, no se realizó ningún ajuste debido a que automáticamente lo arrojaba, sin embargo es importante recalcar que se tomó en cuenta la hora del dispositivo donde este envía los datos; es decir, que ambos dispositivos tendrán como hora cero, aproximadamente la misma hora, teniendo en cuenta que la diferencia está en el rango de milisegundos. Se ajustaron los valores para compararlos uno a uno, por tiempo y volumen de datos, se calculó el promedio por segundo de los datos arrojados por el Metamotion®, debido a su alta frecuencia de muestreo (100Hz).

La hora arrojada por cada dispositivo contiene hasta milésimas de segundo, el Metamotion® presenta los ángulos en yaw, pitch y roll, y contienen 3 decimales. Mientras que, el dispositivo de prueba presenta los ángulos sin decimales. En consecuencia, al hacer el promedio de los valores del Metamotion®, se aproximaba, para así, obtener una comparación directa.

Seguido a esto, se realizó una prueba piloto en un ambiente simulado de LaCardio, cada voluntario firmó previamente un consentimiento informado, teniendo previa autorización del comité de ética de la institución (anexo 1). Además, se esperaba una muestra de al menos 10 voluntarios debido a que en el protocolo aprobado por el comité de ética, esta fue la muestra estipulada y nuevamente, fue una muestra a conveniencia. Para la utilización del dispositivo de prueba, se hizo una desinfección con un limpiador de superficies antibacterial, seguido a esto, se programó mediante el programa Arduino con un código de calibración, donde el sensor se posicionó en una superficie plana y el código definió como 0, todos sus valores a esta posición. Este proceso transcurrió durante 4 minutos aproximadamente y se realizó solo una vez por dispositivo.

Luego, se procedió a posicionarlo en su banda como se presenta en la figura 7. Se le solicitó al voluntario realizar una serie de movimientos previamente planeados con el grupo de investigación. Estos movimientos o ejercicios son las posiciones que anteceden un riesgo de caída, es decir sedestación, bipedestación y semi *fowler*. Las secuencias se pueden observar en la tabla I y se repitieron 3 veces, con el fin de obtener al menos 90 datos por posición.



Fig. 7 Posición del dispositivo

Tabla I. Secuencia de ejercicios

Secuencia	Posición
1	Semi <i>fowler</i>
1	Sedestación en el borde de la cama al lado derecho
1	Bipedestación
2	Semi <i>fowler</i>
2	Sedestación al borde de la cama en el lado izquierdo
2	Bipedestación
3	Sedestación en silla
3	Bipedestación
4	Sedestación al borde de la cama en el lado izquierdo
4	Semi <i>fowler</i>
4	Sedestación al borde de la cama en el lado derecho
5	Bipedestación
5	Semi <i>fowler</i>
5	Sedestación en el borde de la cama al lado derecho

Cada ejercicio se realizó durante 5 segundos con el fin de obtener uniformidad en la toma o registro de datos y que además, el voluntario contara con un determinado tiempo entre cada ejercicio. En total la prueba tuvo una duración de aproximadamente 10 minutos. Los ejercicios se pueden observar gráficamente en la figura 8. Se tuvo dos investigadores a cargo del voluntario, uno de ellos le solicitó al voluntario realizar la secuencia específica dirigida y fueron registradas en un formato de evaluación. El observador restante se definió como el *Gold Standard* de la prueba, pues fue quien confirmaba las posiciones en las que el voluntario se encontraba [23].



Fig. 8. Ejercicios solicitados al voluntario

Para el análisis estadístico, se calculó en una tabla de dos filas y dos columnas, los parámetros de sensibilidad y especificidad, las fórmulas que se utilizaron son la (1) y (2). Esto se realizó para las posiciones anatómicas previamente mencionadas, se tomaron las anotaciones realizadas por los investigadores y se compararon una a una.

$$\text{Sensibilidad} = \frac{\text{verdaderos positivos}}{\text{verdaderos positivos} + \text{falsos negativos}} * 100 \quad (1)$$

$$\text{Especificidad} = \frac{\text{verdaderos negativos}}{\text{verdaderos negativos} + \text{falsos positivos}} * 100 \quad (2)$$

Teniendo en cuenta que, un verdadero positivo se obtiene cuando el voluntario realiza la posición y el algoritmo lo confirma. Un falso negativo, el voluntario realiza la posición y el algoritmo no lo detecta. Falso positivo, el voluntario no realiza la posición y el algoritmo arroja que sí. Y, un verdadero negativo, el voluntario no realiza la posición y el algoritmo lo confirma. Esta lógica se observa en el diagrama de flujo en la figura 9.

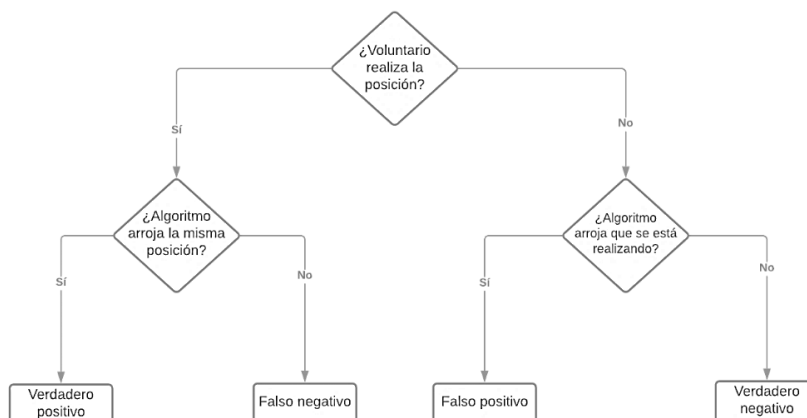


Fig. 9. Diagrama de flujo de lógica implementada

La matriz de confusión completada para cada posición se muestra en la tabla II.

Tabla II. Matriz de confusión

	Sensor positivo	Sensor negativo
Observador positivo	Verdaderos positivos	Falsos positivos
Observador negativo	Falsos negativos	Verdaderos negativos

Las pruebas se repitieron con el fin de obtener un 80% de sensibilidad en cada posición. Este valor umbral se decidió debido a que en la práctica clínica se considera útil una sensibilidad del 95%, por tanto, se definió con el grupo de investigación un valor cercano a este, pues el presente proyecto es el inicio de un proyecto más estructurado. Dado que los valores del ángulo en el eje X para la posición de bipedestación y sedestación son muy similares, se optó por agregar el parámetro de aceleración en la primera prueba piloto, este se incluyó en el código como la raíz de la suma de los cuadrados en cada eje. Se introdujo un parámetro de sensibilidad y cuando este se superaba, se activaba una bandera y de esta forma, se diferenció la posición de sedestación y bipedestación. En la primera repetición, se encontró que aunque los valores de especificidad no fueron muy bajos y se acercaban al 80%, la sensibilidad en las posiciones de sedestación y bipedestación no fue muy elevada.

Se determinó hacer uso de dos dispositivos por voluntario, añadiendo uno de estos, en el muslo del voluntario, como se muestra en la figura 10. Esta nueva posición fue seleccionada debido a que al obtener los ángulos en el muslo, se mostró una notoria diferencia entre las posiciones que no eran clasificadas satisfactoriamente con el dispositivo ubicado en el epigastrio, es decir sedestación y bipedestación.



Fig. 10. Posición del segundo dispositivo

Por último, en esta fase se realizaron dos tipos de validación de datos, es decir validación de los rangos programados en la plataforma. Se hizo uso de dos métodos, uno estadístico mediante análisis de curvas ROC y por otro lado, un método algorítmico de toma de decisión, específicamente, un árbol de decisión.

Para el método estadístico, se necesitó descartar una posición para realizar el análisis del primer dispositivo y para el segundo dispositivo, se unieron dos posiciones. En el método de toma de

decisión, se realizaron distintos modelos variando parámetros del árbol y escogiendo el de mejor puntaje de entrenamiento y prueba. Se utilizó el 80% de los datos para el entrenamiento y se obtuvo la matriz de confusión para el entrenamiento. Estos métodos fueron incluidos con el fin de comparar cada uno de los valores límites de los rangos y observar si están acordes a la programación.

A continuación, se muestra el plan de trabajo diseñado para esta fase donde se abordan actividades claves con relación a los objetivos planteados. En ese aspecto, en la figura 11, se observa el diagrama de Gantt para esta fase planteada.

Nombre de la tarea	Fecha de inicio	Agosto				Septiembre			
		Semana 1	Semana 2	Semana 3	Semana 4	Semana 1	Semana 2	Semana 3	Semana 4
Fase II. Pruebas con voluntarios									
Clasificación de posiciones	Semana 2								
Definición plan de movimientos y toma de datos (protocolo)	Semana 2								
Toma de datos	Semana 3								
Métodos de validación de datos	Semana 2								
Escritura de resultados parciales	Semana 3								

Fig. 11. Fase II. Pruebas con voluntarios

3.1.3. Bases de datos e interfaz gráfica

En primer lugar, se creó la base de datos relacional, es decir aquella que almacena y proporciona acceso a puntos de datos relacionados entre sí, esta es estructurada en forma de tabla, donde cada fila es un registro con ID única. Cada registro tiene un valor para cada columna, esto simplifica la creación de relaciones entre los puntos de datos [24]. Esto se hizo para el almacenamiento de los valores que arrojan los dispositivos, es decir los valores del ángulo en el eje X, los pasos detectados del individuo junto con su fecha y hora.

Esta base de datos fue creada debido a que se pretendía obtener una trazabilidad de los valores arrojados por los dispositivos. Se realizó mediante un documento PHP (*Hypertext Preprocessor*), un servicio de almacenamiento en la nube, este permitió la conexión entre Node-RED y la base de datos. Esto se realizó mediante el protocolo de comunicación HTTP, utilizando el comando *post* y *get*, que permiten intercambiar datos entre las diferentes plataformas. El protocolo utilizado proporciona una respuesta rápida y los datos llegan completos al destino deseado, esto último es esencial para la aplicación pues de esto dependerá la trazabilidad.

De igual forma, se creó la base de datos no relacional, la cual se caracteriza por no trabajar con estructuras definidas, en otras palabras, no se almacenan en tablas ni en registros secuenciales [25]. Esta se realizó para el envío de notificaciones y no tiene la función de almacenar datos sino que, al recibir un dato específico, se comunica con la interfaz gráfica que se proyecta en el área de hospitalización (central de enfermería). Se decidió realizarla en un modelo no relacional, debido a que no se pretendía guardar los datos de las alarmas arrojadas por el paciente.

Se creó la base de datos no relacional en la plataforma *Firestore Realtime Database*, la cual es alojada en la nube y permite almacenar y sincronizar datos entre usuarios en tiempo real [26]. Para esta aplicación, es crucial el mínimo tiempo posible de sincronización de los datos en tiempo real. En la aplicación se mostró el número que se envió de la alerta siendo 1, sedestación; 2, bipedestación y 3, semi *fowler*.

Esta interfaz se compone de cada uno de los pacientes, donde se encuentra la imagen y en texto la posición anatómica en tiempo real. Además, se tiene un código de colores para generar alertas visuales, esta aparece en rojo cuando la persona está en posición de bipedestación y en amarillo cuando se encuentra en sedestación. Adicionalmente, la interfaz cuenta con alertas sonoras y visuales en forma de notificación emergente en el monitor.

En la figura 12, se encuentra el diagrama de Gantt para esta fase.

		Septiembre				Octubre			
Nombre de la tarea	Fecha de inicio	Semana 1	Semana 2	Semana 3	Semana 4	Semana 1	Semana 2	Semana 3	Semana 4
Fase III. Bases de datos e interfaz gráfica									
Creación de base de datos relacional para almacenamiento de datos	Semana 4								
Creación de base de datos no relacional para envío de notificaciones	Semana 1								
Ajustes interfaz gráfica	Semana 2								

Fig. 12. Fase III. Bases de datos e interfaz gráfica

3.1.4. Prueba de factibilidad

Se realizaron encuestas sobre el uso del dispositivo al personal involucrado como voluntarios, enfermeros, entre otros (anexo 2). Se utilizó este método puesto que se obtiene información de primera mano sobre la percepción del dispositivo y es un documento que recoge de forma organizada indicadores de variables [27]. Estas encuestas involucraron la escala de Likert, debido a que es posible determinar el nivel de acuerdo o desacuerdo de los encuestados y esto se hace necesario al introducir un nuevo dispositivo a un área hospitalaria.

Las encuestas midieron la percepción, usabilidad y funcionalidad del sistema por parte de los voluntarios. Estas tuvieron como variables la comodidad, fallas en estructura física, riesgos, usabilidad y utilidad. Estas variables se seleccionaron con el propósito de determinar la percepción del dispositivo de prueba, fue compuesta de 5 afirmaciones y fueron puntuadas en una escala de 1 a 5, siendo 1 totalmente en desacuerdo y 5, totalmente de acuerdo.

Para el análisis de esta fase, se calculó la media y desviación estándar de la edad de los voluntarios (al menos 10) con el fin de conocer la estadística descriptiva de la muestra poblacional y se halló la media de los resultados de cada una de las afirmaciones, con el objetivo de clasificar tal

afirmación en la misma escala mencionada. En la figura 13, se observa la fase con su diagrama de Gantt correspondiente.

Nombre de la tarea	Fecha de inicio	Octubre				Noviembre			
		Semana 1	Semana 2	Semana 3	Semana 4	Semana 1	Semana 2	Semana 3	Semana 4
Fase IV. Prueba de factibilidad									
Realización de encuestas	Semana 4								
Escritura completa de resultados	Semana 1								
Escritura de discusión de resultados	Semana 2								
Definir mejoras y conclusiones	Semana 2								
Documento final	Semana 3								

Fig. 13. Fase IV. Prueba de factibilidad

4. RESULTADOS

4.1. Clasificación de posiciones determinadas

En las tablas III, IV y V se observan los cálculos estadísticos (promedio, desviación estándar y rango) para cada posición anatómica definida y su respectivo eje (X, Y y Z). Se obtuvieron 90 datos para sedestación; 53, para bipedestación y 50 para semi *fowler*.

Tabla III. Parámetros estadísticos para la posición de sedestación

	Promedio	Desviación estándar	Rango
Eje x	79,66°	6,68°	65,00 – 98,00°
Eje y	7,38°	7,18°	-5,00 – 50,00°
Eje z	-21,92°	86,74°	-516,00 – 368,00°

Las desviaciones estándar para sedestación son bajas para el eje X y Y, sin embargo para el eje Z es muy alta. Y de la misma manera, se puede observar el rango del eje Z, el cual es muy amplio. Estos valores atípicos registrados en el eje Z, fueron generados debido a que en el código se utilizaba el tiempo para el cálculo del valor en este eje, por lo que, al aumentar el tiempo, este también aumentaba.

Tabla IV. Parámetros estadísticos para la posición de bipedestación

	Promedio	Desviación estándar	Rango
Eje x	79,65°	6,30°	63,00 – 105,00°
Eje y	2,40°	11,08°	-86,00 – 27,00°
Eje z	54,36°	88,39°	-59,00 – 55,70°

En bipedestación, se observa un amplio rango tanto del eje Y como del eje Z. El promedio en el eje X, es muy cercano al promedio de sedestación, de la misma forma sucede con el rango.

Tabla V. Parámetros estadísticos para la posición de semi fowler

	Promedio	Desviación estándar	Rango
Eje x	35,53°	4,42°	20,00 – 50,00°
Eje y	-1,17°	13,48°	-16,00 – 86,00°
Eje z	-204,77°	118,50°	-592,00 – 930,00°

El rango del eje Z para semi *fowler* es el más amplio de todas las posiciones, esto debido al parámetro del tiempo que se utiliza para calcularlo y la desviación estándar del eje X, es la menor de todas las posiciones.

4.2. Prueba de correlación

Se decidió realizar la prueba estadística de Pearson debido a que su función es determinar si existe una relación lineal entre dos variables, en este caso los valores del dispositivo de prueba y los valores del Metamotion®, y que además, esta relación sea estadísticamente significativa.

En la prueba de correlación, se realizó la captura de datos en las 3 posiciones determinadas. Se obtuvieron 46 datos del dispositivo de prueba por posición y aproximadamente 5785 datos del Gold Standard. Estas muestras fueron obtenidas por conveniencia. Al realizar el ajuste de volumen de datos, se obtuvieron 46 datos para el Gold Standard. Los resultados de correlación por posición se encuentran en la tabla VI. Se calculó el coeficiente de Pearson utilizando el programa estadístico SPSS con su respectivo R^2 lineal.

Tabla VI. Resultados prueba de correlación de Pearson

Parámetro	Coefficiente de Pearson	R^2 lineal
Posición Sedestación	0,96	0,92
Bipedestación	0,95	0,91
Semi fowler	0,98	0,96

Adicionalmente, en la figura 14, 15 y 16 se observan los gráficos de dispersión para cada posición (sedestación, bipedestación y semi *fowler*; respectivamente) con su respectivo ajuste lineal. Las gráficas fueron obtenidas mediante el programa estadístico SPSS y se observa una fuerte relación positiva, es decir una pendiente positiva en cada una de ellas.

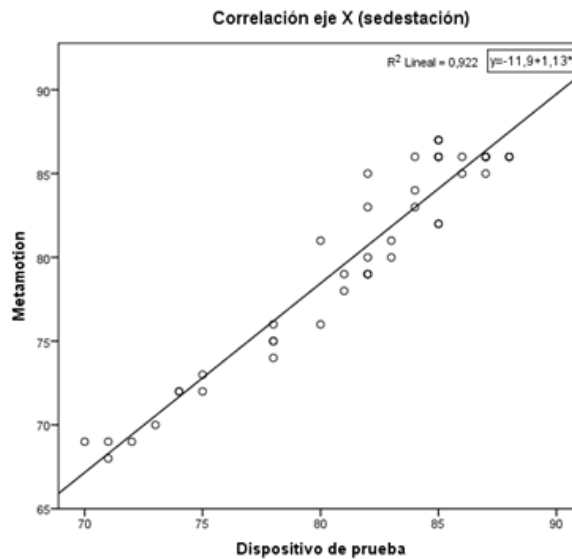


Fig. 14. Diagrama de dispersión de la posición sedestación

Se observó una relación alta para sedestación en los ángulos del eje X, es decir una correlación positiva. Se puede observar que los valores tienden a conformar una línea recta con pendiente positiva.

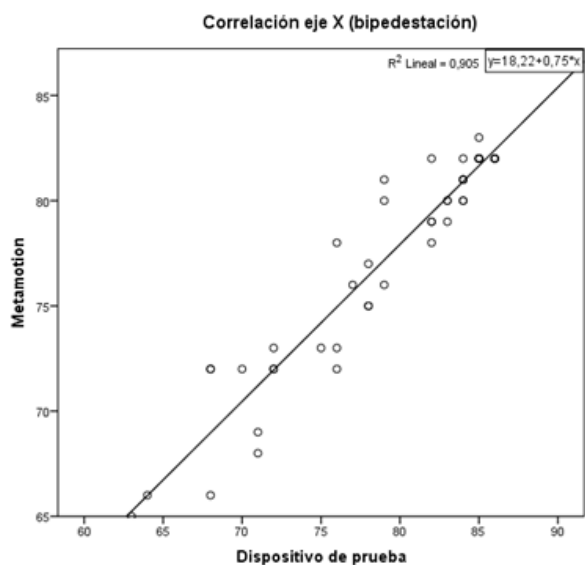


Fig. 15. Diagrama de dispersión para la posición bipedestación

Se observó de la misma forma, una correlación alta positiva, se pudo observar con el ajuste lineal que existen valores donde la diferencia entre el valor que arrojó el dispositivo de prueba y el Metamotion® es cero.

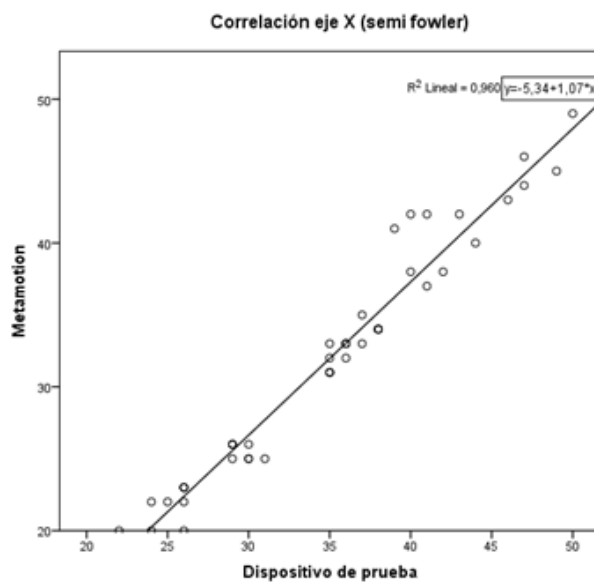


Fig. 16. Diagrama de dispersión para la posición semi fowler

Como en todas las demás posiciones, se observó una correlación fuerte con pendiente positiva. Los valores entraron en el rango correspondiente a la posición y asimismo, fueron arrojados de manera similar en el dispositivo de prueba y el Metamotion®.

4.3. Prueba piloto con voluntarios en ambiente simulado

En la evaluación de sensibilidad y especificidad de posiciones determinadas por el dispositivo a través de una prueba piloto en un ambiente simulado hospitalario se obtuvieron 360 datos en total, es decir 36 muestras por voluntario. Se tuvo un total de 13 voluntarios con edad promedio de $32,54 \pm 11,96$ años. Para la posición semi *fowler*, se alcanzaron 90 datos; para sedestación, 150; y para bipedestación, 120. En cada posición se completó la matriz de confusión, las cuales se observan en las tablas VII, VIII y IX. Donde VP hace referencia a verdadero positivo; FN, falso negativo; FP, falso positivo y VN, verdadero negativo.

Tabla VII. Matriz de confusión de sedestación

Observador \ Reporte del código	Presente	Ausente	Total
Positivo	VP = 95	FP = 57	152
Negativo	FN = 55	VN = 153	208
Total	150	210	360

Se observó que los valores de falsos positivos y negativos son altos para la posición sedestación.

Tabla VIII. Matriz de confusión de bipedestación

Observador \ Reporte del código	Presente	Ausente	Total
Positivo	VP = 64	FP = 51	115
Negativo	FN = 56	VN = 189	245
Total	120	240	360

De la misma forma, los valores de falsos positivos y negativos son altos. Adicionalmente, se mostró que los verdaderos positivos en bipedestación son muy bajos y apenas superan el 50% del total de presentes.

Tabla IX. Matriz de confusión de semi *fowler*

Observador \ Reporte del código	Presente	Ausente	Total
Positivo	VP = 86	FP = 7	93
Negativo	FN = 4	VN = 263	267
Total	90	270	360

Los valores de falsos negativos y positivos son bajos en comparación con las otras posiciones, y es la posición con la más alta cifra de verdaderos negativos.

Asimismo, se calculó la sensibilidad y especificidad con sus respectivos intervalos de confianza (IC del 95%) para cada posición y se presenta en la tabla X. Estos intervalos de confianza describen la variabilidad entre la medida obtenida y la medida real. En otras palabras, corresponde a un rango de valores, en el que se encuentra con alta probabilidad, el valor real de una determinada variable. Por lo que, un intervalo de confianza de 95% indica

que dentro del rango dado se encuentra el valor real de un parámetro con 95% de certeza [28]. Estos valores fueron calculados mediante calculadoras estadísticas en línea.

Tabla X. Sensibilidad y especificidad de posiciones

Parámetro \ Posición	Sedestación	Bipedestación	Semi fowler
Sensibilidad	63,33%	53,33%	95,56%
IC (95%)	55,08 – 71,04%	44,01 – 62,49%	89,01 – 98,78%
Especificidad	72,86%	78,75%	97,41%
IC (95%)	66,31 – 78,75%	73,03 – 83,75%	94,73 – 98,95%

Teniendo en cuenta que sensibilidad hace referencia a la probabilidad de que el resultado de una prueba sea positivo cuando la situación está presente y especificidad a la probabilidad de que el resultado de una prueba sea negativo cuando la situación no está presente.

Al añadir un segundo dispositivo, se añadió un eje de referencia más al voluntario, lo que facilitaba la clasificación de las tres posiciones determinadas. Se realizó la misma caracterización realizada para la primera ubicación. En el sensor ubicado en el epigastrio, se conservaron los ángulos encontrados previamente y para el sensor ubicado en el muslo, en la posición sedestación se encontró un rango de -5 a 45° y de bipedestación mayor a 55°, esta información fue extraída de la tabla XI, donde se tuvo una muestra de 22 para cada posición y se halló la estadística descriptiva para los ángulos del eje X.

Tabla XI. Caracterización del segundo dispositivo

	Promedio	Desviación estándar	Rango
Sedestación	17,45°	12,74°	-5,00 – 45,00°
Bipedestación	81,45°	11,21°	55,00 – 104,00°

Es importante resaltar que solo se hizo la caracterización del segundo dispositivo para dos posiciones, pues fueron las que no se pudieron diferenciar con el dispositivo en el epigastrio.

Para la segunda repetición, se obtuvieron 360 datos en total, sin embargo, los datos de un voluntario se descartaron dado que tuvo errores en la ejecución de los ejercicios; estos errores fueron determinados por el investigador denominado *Gold Standard*. Por lo que, finalmente resultaron 288 datos. Para la posición sedestación, se alcanzaron 120 datos; para bipedestación, 96; y para semi *fowler*, 72. En la tabla XII, se encuentra la estadística descriptiva de los datos.

Tabla XII. Estadística descriptiva de la segunda prueba

Posición Parámetro	Sedestación	Bipedestación	Semi fowler
Promedio	Sensor 1: 71,93° Sensor 2: 29,05°	Sensor 1: 72,64° Sensor 2: 88,48°	Sensor 1: 34,97° Sensor 2: 20,67°
Mediana	Sensor 1: 74,00° Sensor 2: 24,00°	Sensor 1: 73,50° Sensor 2: 88,50°	Sensor 1: 36,00° Sensor 2: 12,00°
Desviación estándar	Sensor 1: 18,53° Sensor 2: 23,35°	Sensor 1: 24,15° Sensor 2: 19,50°	Sensor 1: 10,98° Sensor 2: 53,15°
Rango intercuartil	Sensor 1: 66,00 - 80,00° Sensor 2: 18,00 - 34,75°	Sensor 1: 62,25 - 85,25° Sensor 2: 83,25 - 95,00°	Sensor 1: 26,25 - 41,75° Sensor 2: 7,00 - 18,75°

Mediante la estadística descriptiva de esta segunda prueba, se notó la gran similitud del promedio y mediana del sensor 1 en las posiciones de sedestación y bipedestación. La desviación estándar en todas las posiciones y sensores se encuentran en el mismo rango con excepción del sensor 2 en semi fowler. En cada posición se completó la matriz de confusión, las cuales se observan en las tablas XIII, XIV y XV.

Tabla XIII. Matriz de confusión 2 de sedestación

Reporte del código	Presente	Ausente	Total
Observador			
Positivo	VP = 95	FP = 5	100
Negativo	FN = 25	VN = 163	188
Total	120	168	288

Se pudo observar que los verdaderos positivos aumentaron y de la misma forma, los falsos positivos y negativos disminuyeron, con mayor significancia en la cifra de los falsos positivos.

Tabla XIV. Matriz de confusión 2 de bipedestación

Reporte del código	Presente	Ausente	Total
Observador			
Positivo	VP = 73	FP = 9	82
Negativo	FN = 23	VN = 183	206
Total	96	192	288

De la misma manera, aumentaron los verdaderos positivos disminuyendo los falsos positivos y negativos. Sin embargo, los falsos negativos seguían teniendo una cifra significativa.

Tabla XV. Matriz de confusión 2 de semi fowler

Reporte del código	Presente	Ausente	Total
Observador			
Positivo	VP = 71	FP = 35	106
Negativo	FN = 1	VN = 181	182
Total	72	216	288

Los falsos negativos fueron casi nulos y los falsos positivos aumentaron significativamente con respecto a la anterior repetición de la prueba.

Asimismo, se calculó la sensibilidad y especificidad para cada posición, los resultados se muestran en la tabla XVI.

Tabla XVI. Sensibilidad y especificidad para la segunda prueba

Parámetro \ Posición	Sedestación	Bipedestación	Semi fowler
Sensibilidad	79,17%	76,04%	98,61%
IC (95%)	70,80 – 86,04%	66,25 – 84,17%	92,50 – 99,96%
Especificidad	97,02%	95,31%	83,80%
IC (95%)	93,19 – 99,03%	91,29 – 97,83%	78,19 – 88,45%

La especificidad aumentó también para cada una de las posiciones aunque para semi fowler disminuyó un poco. Sin embargo y debido a que la sensibilidad en la posición de bipedestación se mantiene por debajo del 80%, es decir del umbral definido por el grupo. Se decidió nuevamente realizar ajustes y repetir la prueba piloto en el ambiente simulado de LaCardio. Para el ajuste, se ampliaron los rangos de cada una de las posiciones para que todos los valores arrojados por los dispositivos en las posiciones determinadas sean clasificados, estos valores se observan en el anexo 3.

Para esta prueba, se obtuvieron 360 datos en total; para la posición sedestación, se alcanzaron 150 datos; para bipedestación, 120; y para semi fowler, 90. En la tabla XVII, se observa la estadística descriptiva por posición.

Tabla XVII. Estadística descriptiva de la tercera prueba

Parámetro \ Posición	Sedestación	Bipedestación	Semi fowler
Promedio	Sensor 1: 100,38° Sensor 2: 18,56°	Sensor 1: 85,28° Sensor 2: 74,15°	Sensor 1: 38,44° Sensor 2: 4,94°
Mediana	Sensor 1: 96,50° Sensor 2: 18,50°	Sensor 1: 81,00° Sensor 2: 74,00°	Sensor 1: 39,00° Sensor 2: 4,50°
Desviación estándar	Sensor 1: 25,38° Sensor 2: 15,54°	Sensor 1: 29,71° Sensor 2: 24,19°	Sensor 1: 12,05° Sensor 2: 14,19°
Rango intercuartil	Sensor 1: 86,75 - 108,25° Sensor 2: 11,00 – 26,00°	Sensor 1: 73,25 – 89,75° Sensor 2: 67,00 – 83,00°	Sensor 1: 29,00 – 43,00° Sensor 2: -1,25 – 10,00°

Los valores de la tabla confirman las afirmaciones por las cuales se decidió añadir un dispositivo en el muslo del voluntario. Se mostró que para el sensor 1, es decir el posicionado en el epigastrio, el promedio y la mediana, dan valores cercanos en la posición de sedestación y bipedestación. De la misma manera, sucede con el sensor 2 y las posiciones sedestación y semi fowler. Adicionalmente, se observó que la desviación estándar para la mayoría de mediciones oscilaba en 20°. Y el rango intercuartil, estaba dentro de lo

estructurado previamente en la caracterización. En cada posición se completó la matriz de confusión, las cuales se observan en las tablas XVIII, XIX y XX.

Tabla XVIII. Matriz de confusión 3 de sedestación

Reporte del código	Presente	Ausente	Total
Observador			
Positivo	VP = 147	FP = 25	172
Negativo	FN = 3	VN = 185	188
Total	150	218	360

Se pudo observar que los valores de verdaderos positivos aumentaron considerablemente y de la misma manera, disminuyeron las cifras de falsos negativos y positivos. Pero en mayor volumen, los falsos negativos.

Tabla XIX. Matriz de confusión 3 de bipedestación

Reporte del código	Presente	Ausente	Total
Observador			
Positivo	VP = 99	FP = 2	101
Negativo	FN = 21	VN = 238	259
Total	120	240	360

Del mismo modo, aumentaron los valores de verdaderos positivos y negativos con la disminución de falsos positivos y negativos. En esta posición, se observaron más falsos negativos que positivos.

Tabla XX. Matriz de confusión 3 de semi fowler

Reporte del código	Presente	Ausente	Total
Observador			
Positivo	VP = 84	FP = 3	87
Negativo	FN = 6	VN = 267	273
Total	90	270	360

Los valores de falsos positivos y negativos no aumentaron ni disminuyeron significativamente e igualmente sucedió con los verdaderos positivos y negativos.

Asimismo, se calculó la sensibilidad y especificidad para cada posición, los resultados se muestran en la tabla XXI.

Tabla XXI. Sensibilidad y especificidad para la tercera prueba

Posición	Sedestación	Bipedestación	Semi fowler
Parámetro			
Sensibilidad	98,00%	82,50%	93,33%
IC (95%)	94,27 – 99,59%	74,50 – 88,83%	86,05 – 97,51%
Especificidad	88,10%	99,17%	98,89%
IC (95%)	82,93 – 92,15%	97,02 – 99,90%	96,79 – 99,77%

Se pudo notar que tanto sensibilidad como especificidad aumentaron en porcentaje, alcanzando un umbral deseado, es decir mayor o igual al 80%. En el anexo 3, se observa una tabla resumen de las pruebas realizadas con sus ajustes respectivos.

Adicionalmente, se graficó la distribución de la densidad de los ángulos del eje X en las distintas posiciones con cada uno de los sensores. Para el sensor 1, el cual es ubicado en el epigastrio y el sensor 2, ubicado en el muslo. Se observan en las figuras 17 y 18.

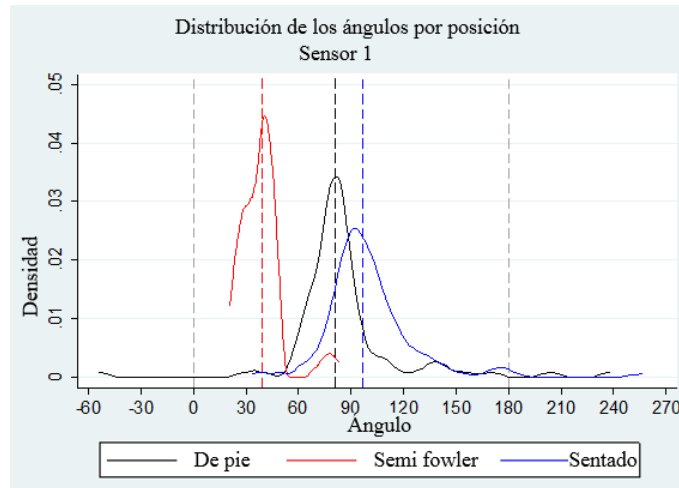


Fig. 17. Densidad de ángulos para el sensor 1

En esta gráfica se mostró la densidad de los datos, los sobrelapes que presentan las curvas corresponden a falsos positivos y negativos de la prueba, los cuales son cuantificados en las matrices de confusión.

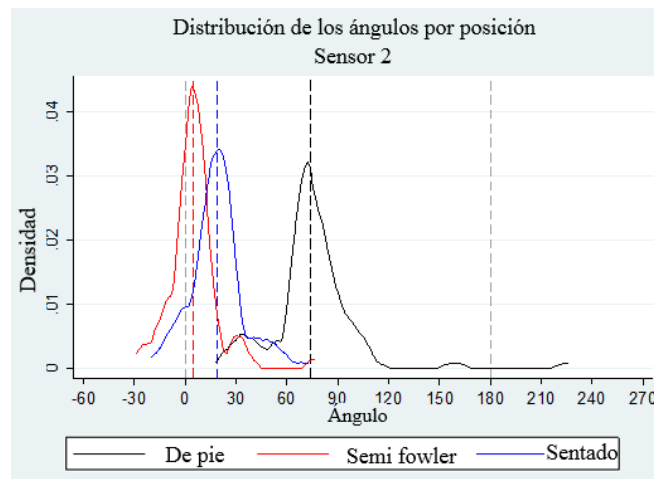


Fig. 18. Densidad de ángulos para el sensor 2

Del mismo modo, se pudieron observar los sobrelapes mencionados anteriormente. Las líneas punteadas para cada curva presentan el valor con mayor repetición en la posición. Además, se mostró un límite en 180 con una línea punteada gris, donde se encontró que algunos valores sobrepasaban este límite tanto el sensor 1 como el 2.

También se decidió realizar las curvas ROC, ya que estas son una representación gráfica que ilustra la relación entre sensibilidad y especificidad de un sistema clasificador. A pesar de ello y debido a las ilustraciones de densidad (superposición), se decidió unir dos clasificaciones para una curva y para la otra, se descartó una clasificación.

Para la primera gráfica (sensor 1), se descartó la posición de bipedestación. Debido a que para la clasificación, este no fue utilizado para determinar la posición bipedestación. Por lo que, solo se hizo distinción entre sedestación y semi *fowler*. En la figura 19, se observa.

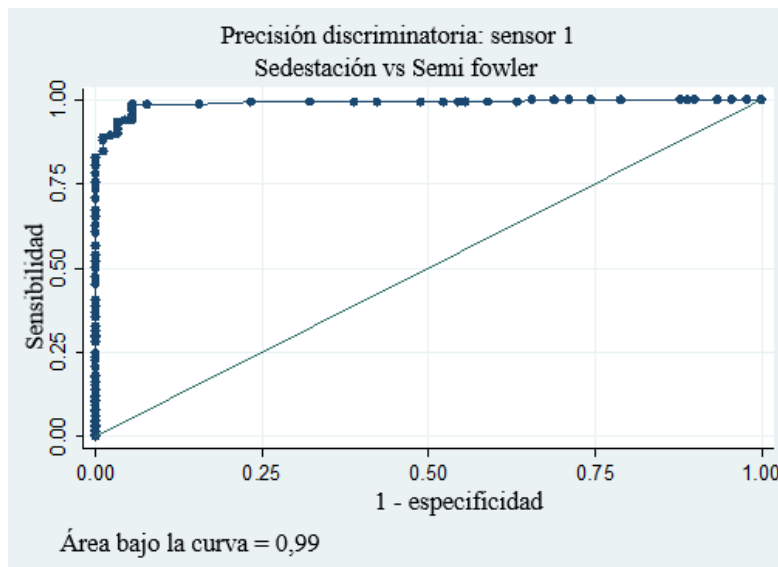


Fig. 19. Curva ROC para el sensor 1

Se calculó el área bajo la curva que representa la capacidad de que el modelo pueda distinguir entre clase sedestación y semi *fowler*, debido a que es 0,99, se traduce en el 99% de capacidad de distinción. En los ejes se observa sensibilidad vs 1- especificidad, esto se interpreta en falsos negativos vs falsos positivos. Además de la curva, se obtuvo el reporte detallado que se puede consultar en el anexo 4. En la tabla XXII, se observan las filas más significativas, es decir, donde se encuentran los valores más altos de clasificación correcta.

Tabla XXII. Reporte detallado de curva ROC (sensor 1)

Punto de corte	Sensibilidad	Especificidad	Clasificado correctamente
($\geq 54^\circ$)	98,67%	94,44%	97,08%
($\geq 64^\circ$)	98,00%	94,44%	96,67%
($\geq 67^\circ$)	97,33%	94,44%	96,25%

El punto de corte se refiere al ángulo en el eje X que utiliza como criterio, con este calcula su respectiva sensibilidad y especificidad y un porcentaje de cuántos valores fueron clasificados correctamente. En la segunda gráfica (sensor 2), se unieron las posiciones de sedestación y semi *fowler*, debido a la superposición que se apreció en la figura 18. Por lo que, solo se hizo distinción entre bipedestación y las demás posiciones. En la figura 20, se observa.

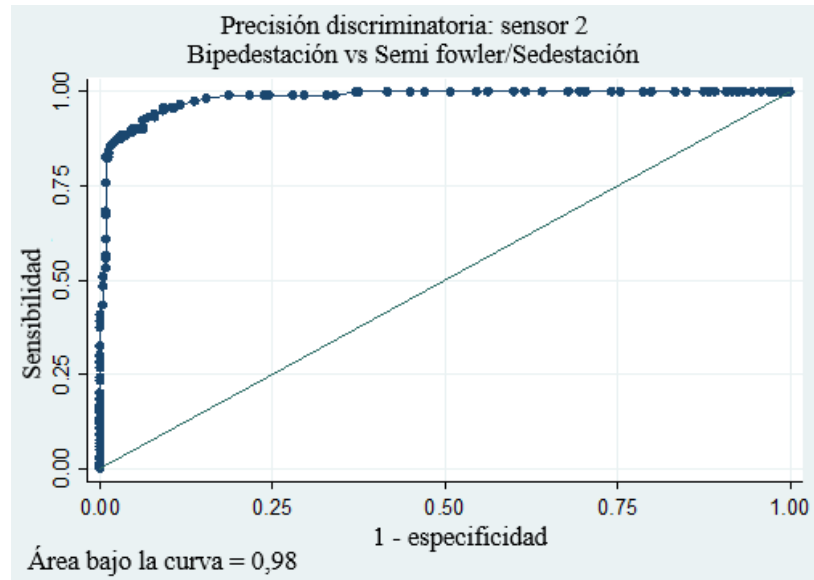


Fig. 20. Curva ROC para el sensor 2

Del mismo modo, se presentó el área bajo la curva y reportó un 98% de capacidad para distinguir entre las dos clases, es decir bipedestación contras las otras dos posiciones. Se tiene la misma relación de ejes que en la gráfica ROC para el sensor 1. De la misma forma, además de la curva, se obtuvo el reporte detallado que se puede consultar en el anexo 5. En la tabla XXIII, se observan las filas más significativas, es decir, donde se encuentran los valores más altos de clasificación correcta.

Tabla XXIII. Reporte detallado de curva ROC (sensor 2)

Punto de corte	Sensibilidad	Especificidad	Clasificado correctamente
($\geq 54^\circ$)	87,50%	97,50%	94,17%
($\geq 55^\circ$)	86,67%	97,92%	94,17%
($\geq 58^\circ$)	85,83%	98,33%	94,17%

Se obtuvo el punto de corte, es decir el ángulo en el eje X con su respectiva sensibilidad y especificidad, además se obtuvo el porcentaje clasificado correctamente. En el anexo 5 se puede notar que conforme disminuye la sensibilidad, aumenta la especificidad.

Sin embargo, en la práctica clínica adquiere mayor importancia el porcentaje de sensibilidad, es decir la probabilidad de que acierte en un verdadero positivo. Por lo que, se

seleccionaron dos puntos de corte en donde coincidía mayor porcentaje de sensibilidad y especificidad con un porcentaje alto de clasificación correcta. Se observan en la tabla XXIV.

Tabla XXIV. Puntos de corte (sensor 2) con mayor sensibilidad

Punto de corte	Sensibilidad	Especificidad	Clasificado correctamente
($\geq 38^\circ$)	93,33%	92,92%	93,06%
($\geq 39^\circ$)	92,50%	93,75%	93,33%

Por otro lado, se incluyó un algoritmo de toma de decisiones denominado árbol de decisión, este modelo permite agrupar observaciones con valores similares para una variable respuesta. Se hizo cambios en el parámetro de máxima profundidad, el cual es la longitud del camino más largo desde la raíz del árbol hasta una hoja. Y también en el parámetro de criterion, que es la función para medir la calidad de una división.

Se decidió por una profundidad de 4 y criterion “*entropy*”, debido a su puntaje tanto de entrenamiento como de prueba, estos fueron de 0,94 y 0,93, respectivamente. Se utilizó el 80% de los datos para el entrenamiento, es decir 288 datos. Además, se obtuvo la matriz de confusión para el entrenamiento y clasificó correctamente 88 de 98 datos de bipedestación, 62 de 66 datos de semi *fowler* y 119 de 124 datos de sedestación. La clasificación de la mayoría de muestras, se observa en la tabla XXV.

Tabla XXV. Rangos por método de árbol de decisión

Posición Sensor	Sedestación	Bipedestación	Semi <i>fowler</i>
Sensor 1	$50,00 \leq X \leq 86,50^\circ$	$50,00 \leq X \leq 96,50^\circ$	$\leq 50,00^\circ$
Sensor 2	$\leq 25,50^\circ$	$\geq 64,50^\circ$	$\leq 11,00^\circ$

Aunque los puntos de corte para este método son un poco más específicos y solo se muestran los rangos de la mayoría de muestras, se notó que se incorporaron en los rangos tanto del método estadístico como el programado en la plataforma. El árbol de decisión se encuentra en el anexo 6.

4.4. Bases de datos e interfaz gráfica

La interfaz gráfica es clave para la notificación de un riesgo de caída, es decir cuando un paciente se encuentre en una posición que puede anteceder una caída. Esta interfaz necesita de una base de datos para comunicarse con la plataforma que genera la codificación de alertas y adicionalmente, se tiene otra base de datos de almacenamiento para obtener una trazabilidad de los datos.

La estructura de la base de datos relacional, es decir donde se encuentra el almacenamiento de valores arrojados por los dos dispositivos, se puede observar en la figura 21.

+ Options		id	x1	x2	pasos	fecha	hora
<input type="checkbox"/>	Edit Copy Delete	1	14	6	3	2021-11-11	10:10:40
<input type="checkbox"/>	Edit Copy Delete	2	15	5	4	2021-11-11	10:10:42
<input type="checkbox"/>	Edit Copy Delete	3	16	16	4	2021-11-11	10:10:42
<input type="checkbox"/>	Edit Copy Delete	4	17	27	4	2021-11-11	10:10:43
<input type="checkbox"/>	Edit Copy Delete	5	18	38	5	2021-11-11	10:10:44
<input type="checkbox"/>	Edit Copy Delete	6	19	49	5	2021-11-11	10:10:44

Fig. 21. Base de datos relacional

La columna “id” es una columna secuencial que diferencia un registro de otro; “x1”, guarda el valor para el sensor 1 y el sensor 2, se encuentra la columna “x2”; “pasos”, se refiere a los pasos del paciente y cada registro contiene su respectiva fecha y hora.

Para la base de datos no relacional, se obtuvo una base en tiempo real denominada “urcaidas”, donde tiene una rama llamada “AlertaCaidas” y como subramas tiene cada paciente, en la figura 22 se muestra el ejemplo del paciente 2 y se encuentra en bipedestación que corresponde al número de alerta 2.



Fig. 22. Base de datos no relacional

Como resultado de la interfaz gráfica, se obtuvo una página de inicio y autenticación mostrada en la figura 23, esta es llamada “Clinical Care”. En su página principal, se encuentra una descripción del proyecto y en el lado izquierdo se observa el panel de pestañas, entre ellas se halla la correspondiente al presente proyecto denominada “DASHBOARD CAÍDAS”.

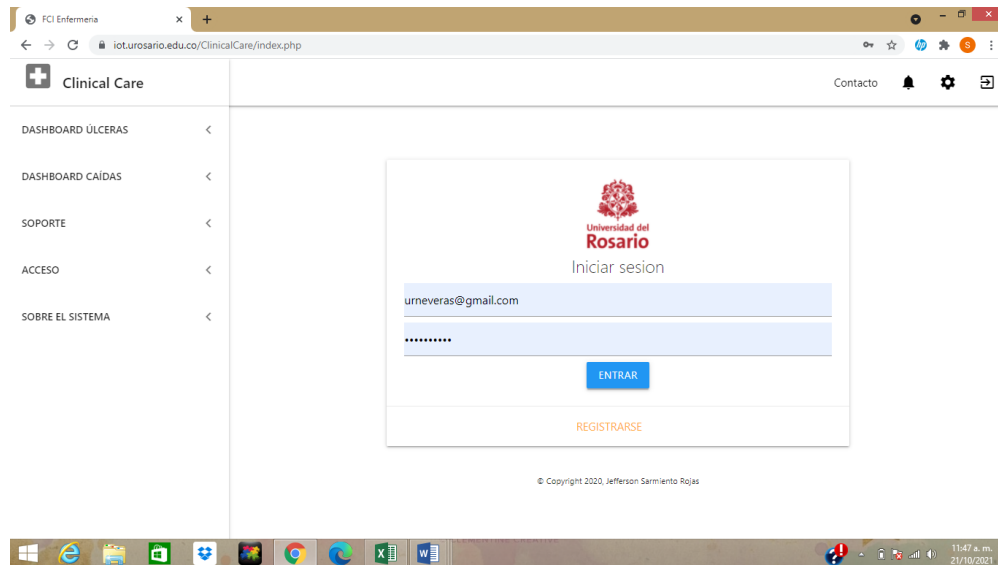


Fig. 23. Página de inicio de interfaz

Al abrir la pestaña, se da con la figura 24, se observa la imagen y el texto de la posición anatómica de cada paciente en tiempo real en conjunto con el código de colores mencionado en la sección 3.

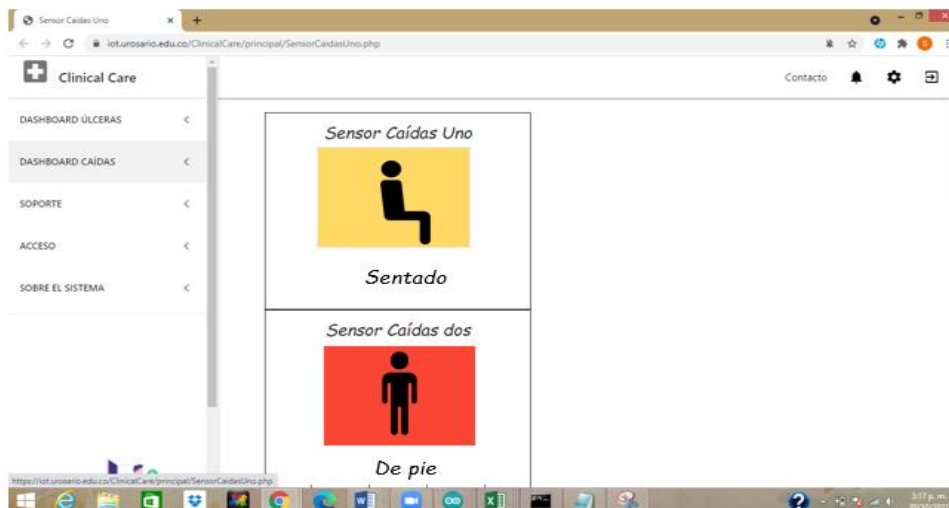


Fig. 24. Interfaz gráfica proyectada en la central de enfermería

Las imágenes que identificaban la posición en tiempo real se pueden observar en cada uno de los recuadros, estas cambiaban dependiendo del número que recibía. Estos mensajes de un único número fueron configurados desde la plataforma Node-RED utilizando los rangos encontrados. De la misma forma funciona el código de colores, siendo rojo la posición bipedestación como se observa en uno de los recuadros y amarillo, sedestación. Las alertas de riesgo de caída aparecían en forma de notificación emergente en pantalla cuando el individuo se encontraba en peligro, es decir cuando estaba en sedestación y bipedestación. Esta notificación fue visual como sonora.

4.5. Prueba de factibilidad

Se aplicó una encuesta con la escala de *Likert* a los voluntarios, esta se puede consultar en el anexo 2. Esta escala se mide del 1 al 5, donde 1 se refiere a que la persona está en total desacuerdo y 5, totalmente de acuerdo. Los resultados se muestran en la tabla XXVI. Se tuvo en total 13 voluntarios incluyendo personal de enfermería, investigación y estudiantes; con una edad promedio de $32,54 \pm 11,96$ años.

Estas afirmaciones fueron extraídas del protocolo aprobado por el comité de ética y fueron seleccionadas para medir ciertas características, entre estas la comodidad, fallas en estructura física, riesgos, usabilidad y utilidad.

Tabla XXVI. Resultados de encuesta con escala Likert

Afirmaciones	Promedio
1. Me sentí cómodo con el dispositivo situado en el torso y NO me generó dolor	5,00
2. NO me preocupa que el sensor se me caiga	4,15
3. NO me preocupa que el sensor me pase corriente	4,77
4. Me gustaría saber que tengo un sensor para prevenir caídas durante mi estadía en hospitalización	5,00
5. Encuentro de gran utilidad un sensor para pacientes hospitalizados	5,00

4.6. Pruebas adicionales

Se incluyó el parámetro de giroscopio, en otras palabras la velocidad angular, para determinar el evento de caída, ya que el dispositivo al generar un movimiento abrupto, tal y como una caída, la velocidad angular arroja un pico alto que se puede utilizar como umbral para alertar el evento adverso. Para esta prueba, se utilizó un voluntario y se obtuvieron 40 muestras, donde la mitad de estas son los valores en reposo y la otra mitad, cuando se genera una caída.

Se registraron los valores para cada eje con su respectiva clasificación y se calculó la diferencia entre reposo y caída. Con estos valores se calculó el promedio, desviación estándar y rango intercuartil, estos resultados se pueden observar en la tabla XXVII.

Tabla XXVII. Resultados de valores del giroscopio

	Promedio	Desviación estándar	Rango intercuartil
Eje x	21526,65 RPS	10348,68 RPS	11957,25 – 31955,00 RPS
Eje y	10005,40 RPS	8683,32 RPS	3969,00 – 15500,75 RPS
Eje z	10594,00 RPS	8054,55 RPS	5250,75 – 15282,00 RPS

RPS: revoluciones por segundo

Adicionalmente, se incluyó el parámetro de aceleración para producir un podómetro, este es calculado mediante la raíz de la suma de los cuadrados de la aceleración en cada eje y se ajustó un umbral. Cuando este umbral es superado, suma un paso al podómetro.

5. DISCUSIÓN

5.1. Clasificación de posiciones determinadas

Al realizar el registro de los valores arrojados por el dispositivo, se pudo observar que el eje Y para efectos de clasificación no iba a ser relevante debido a que este arrojaba la medición del ángulo yaw del sistema de coordenadas en la persona, es decir que realiza la medición del movimiento de las manecillas del reloj o en sentido contrario, con eje en la cabeza. El eje Z se descartó debido a que en el código desarrollado, se utiliza el tiempo para calcular la medición por lo que, para efectos de categorización, no es significativo; además, su desviación estándar es muy alta, por consiguiente refleja su insignificancia. Por lo cual, se decide solo hacer uso del eje X, siendo este el pitch en el sistema de coordenadas.

5.2. Prueba de correlación

Se realizó únicamente para el eje X puesto que fue el valor clave de programación en la plataforma, además se eligió realizarlo por posiciones ya que se necesitaba validar estas posiciones específicas. Dando como resultado promedio 0,96 de precisión (coeficiente de Pearson) de los valores arrojados por el dispositivo de prueba, esto indica que existe una relación lineal fuerte entre las variables. Por lo tanto, se puede afirmar que los valores arrojados en el eje X, son confiables y de igual manera, precisos y exactos.

Además, según Hilal *et al.*, los cuales desarrollaron un sistema de prevención de caídas y de la misma manera que el presente proyecto, afirman que las posiciones que anteceden caídas son los semi *fowlers*, sedestación y con mayor razón, bipedestación. Del mismo modo, realizan la clasificación de ángulos del paciente con respecto a la cama; dando como resultado semi *fowler*, de 20 a 70°, sedestación, 70 a 100° y bipedestación, 90 a 95° [29]. En este sentido, los rangos determinados por posición están acordes a este artículo.

5.3. Prueba piloto con voluntarios en ambiente simulado

Para la primera prueba con voluntarios, los valores de sensibilidad y especificidad para sedestación y bipedestación no fueron elevados, se le pudo atribuir a que no todos los individuos realizaban los movimientos con la misma velocidad, por consiguiente, no todos superaban el umbral de sensibilidad determinado las mismas veces o en los mismos movimientos y esto conllevaba a errores, incluyendo falsos positivos y negativos. Se prefirió no utilizar parámetros que dependieran de la forma de ejecución de los ejercicios, si no que fueran independientes a estos.

Para la segunda repetición de pruebas con los dos dispositivos ubicados en el voluntario (epigastrio y muslo), se mostró mediante la estadística descriptiva de los datos, que los rangos programados están acorde con los rangos intercuartiles. La alta desviación estándar del sensor 2 en semi *fowler* pudo deberse a que existían datos atípicos, sin embargo, estos valores no se tuvieron en cuenta para la clasificación de esta posición. Adicionalmente, aumentaron tanto los valores de sensibilidad como de especificidad para todas las posiciones, a excepción de la especificidad de semi *fowler*. Esto se pudo atribuir a que al mejorar un parámetro, otro empeora.

Sin embargo, existieron parejas de valores que no fueron clasificadas, esto implicaba falsos positivos y negativos. Asimismo, cuando el voluntario cambiaba de bipedestación a semi *fowler*, al levantar la pierna, se clasificaba en bipedestación por lo que, generaba falsos positivos.

Para la tercera repetición, se ajustaron estos errores mencionados anteriormente y se clasificaron todos los posibles valores arrojados en las posiciones determinadas. En la estadística descriptiva, se pudo notar que los valores dieron acorde a lo programado; adicionalmente, mostró que el sensor 1 (epigastrio) no diferenció la posición sedestación y bipedestación, puesto que eran valores cercanos. Del mismo modo, sucedió con el sensor 2 (muslo) junto con las posiciones semi *fowler* y sedestación.

En la evaluación de sensibilidad y especificidad, en promedio aumentaron, teniendo como resultado de sensibilidad del dispositivo de prueba para estas posiciones 91,28% y especificidad 95,39%. Esto supera el umbral objetivo acordado en el grupo de investigación.

Por lo demás, las gráficas de densidad indicaron que es necesario tener dos dispositivos. Esto porque el ubicado en el epigastrio (sensor 1), mostró que para sentado y de pie no hubo distinción pero que semi *fowler* sí tuvo valores alejados. Esto mismo sucedió para el ubicado en el muslo (sensor 2), debido a que sentado y semi *fowler* tuvieron valores cercanos y no se encontró la distinción, no obstante, de pie se diferenció de estos anteriores.

En el proceso de realización de las curvas ROC, se mostró de la misma forma que con las gráficas de densidad, que existía un solapamiento en los datos en cada dispositivo. Para el análisis de la primera curva, el punto de corte que arrojó la cifra más alta de clasificación correcta para el sensor 1 es mayor o igual a 54° , es decir que para la distinción entre sedestación y semi *fowler*, este sería el dato clave. Haciendo la comparación con la programación realizada, se encontró que se utilizó como criterio mayor a 46° , por lo que la diferencia no fue alta, pues fue de tan solo 8° .

En la segunda curva ROC (sensor 2), los puntos de corte con mayor porcentaje de clasificación estuvieron entre 54° y 58° , esto para diferenciar bipedestación de las demás clasificaciones. Se realizó la comparación; se programó para valores mayores a 65° , por consiguiente la diferencia no fue significativa tampoco para esta medición, pues fue de 7° aproximadamente. Los puntos de corte con mayor sensibilidad (similar especificidad) fueron $\geq 38^\circ$ y $\geq 39^\circ$, con 93,3 y 92,5 %, respectivamente. Este resultado tiene valor clínico y debe ser tenido en cuenta en la programación de siguientes ensayos con los prototipos siguientes.

En el método del algoritmo de toma de decisión, no se excluyó ninguna posición para la clasificación por puntos de corte. La tabla XXV, solo muestra los rangos de la mayoría de los datos, por lo que hubo rangos un poco diferentes que fueron clasificados correctamente y no se presentaron. Sin embargo, se realizó la comparación con el anterior método presentado y la programación realizada. Para la posición de sedestación, se encontró que el sensor 1 se ubicó entre 50° a 87° aproximadamente, contrastando con ambos métodos este solo tuvo una diferencia de $\pm 4^\circ$.

Para el sensor 2, se tuvo un punto de corte menor a $25,5^\circ$, se encontró que está alejado del punto de corte del método estadístico y de la programación. No obstante, se encuentra dentro del rango programado y el promedio de estos valores fue de 19° aproximadamente. Para la posición de bipedestación, se halló que el punto de corte del sensor 2 fue aproximadamente 65° , se hizo la comparación y contrastando con la plataforma fue el mismo punto. Para el método estadístico, estuvo a tan solo 7° . El sensor 1 no se comparó debido a que no se utilizó en la programación para esta posición específica.

En la posición semi *fowler*, en el sensor 1, se descubrió un punto de corte menor o igual a 50° , este valor fue muy cercano a ambos métodos, pues tan solo se alejó $\pm 4^\circ$. El sensor 2, mostró un

punto de corte menor o igual a 11° , aunque fue muy alejado de los valores programados y hallados en el anterior método, se encuentran en el rango y pudo deberse a que el promedio de estos valores fue aproximadamente 5° .

Los dos métodos presentados anteriormente, revalidaron los datos que se caracterizaron y programaron en la plataforma. Y aunque estos últimos resultados fueron buenos y de gran utilidad en la prevención de caídas, el dispositivo sigue en proceso de miniaturización y lo ideal es que el sistema sea lo más simple posible, esto para disminuir costos, teniendo en cuenta que actualmente la fabricación de cada dispositivo se encuentra alrededor de los 120.000 pesos colombianos. Por consiguiente, se pretende que se llegue a las medidas mínimas para disminuir la complejidad del sistema y que además, el método para sostener los dispositivos, esto es la banda elástica, cambie o se adapte para mayor comodidad y simplicidad.

En la literatura, hay tecnologías similares como la de Saadeh *et al.*, ellos desarrollaron un sensor con dimensiones similares a las del presente proyecto ($6\text{ cm} \times 3.5\text{ cm} \times 2\text{ cm}$), utilizaron el Arduino como microcontrolador y un acelerómetro para determinar un riesgo de caída o una caída [30]. Aunque su sensibilidad y especificidad para el riesgo de caída es de aproximadamente 98% y 99%, respectivamente, su tiempo de alarma antes de la ocurrencia del evento es de 300 a 700 ms [30], por lo cual este no previene la caída de forma ideal; además, utiliza el protocolo de comunicación bluetooth y como se mencionó en la sección 1, este tiene un área limitada para su uso.

Otra tecnología encontrada en la literatura es la de Howcroft *et al.*, los cuales combinan sensores de acelerometría con inteligencia artificial y también, realizan combinaciones de sensores con lugares del cuerpo para determinar cuál tiene mayor sensibilidad y especificidad en la predicción de caídas. Ellos encuentran que el mejor predictor de riesgo de caídas se obtiene al combinar dos partes del cuerpo; del mismo modo que el presente sistema necesita dos partes del cuerpo para ser funcional. Sin embargo, su sensibilidad solo alcanza el 57%, a diferencia del presente que llega alrededor del 91%, esto se puede deber a los distintos lugares de prueba, debido a que los autores utilizan la combinación de partes como cabeza, pelvis y pierna. Ellos, al igual que el presente análisis, concluyen que el tener más de un sensor implica más costo y complejidad del sistema [31].

Algunas limitaciones que se tuvieron durante la realización de las pruebas fue que el internet de LaCardio requiere doble autenticación, en consecuencia, se utilizó una red móvil y cuando esta no tenía la suficiente señal, los valores se demoraban alrededor de 3 segundos en llegar a la plataforma Node-RED. Otra limitación, fue que para programar el dispositivo se necesitaba retirar la tapa, por ello, algunas veces se desoldaban algunos componentes. Asimismo, la banda elástica no estaba adaptada para ser posicionada en el muslo, así pues a algunos voluntarios se les soltaba y era necesario corregirlo. Y además, el dispositivo del epigastrio tendía a moverse de su posición inicial, pues era afectado por la morfología corporal del voluntario.

5.4. Prueba de factibilidad

Para las diversas afirmaciones se encontró que los dispositivos no generaban incomodidad ni dolor, que a las personas les agradaría tener conocimiento de un dispositivo que alerte a la central de enfermería de sus posiciones con el fin de prevenir caídas en su estadía en el área de hospitalización y encontraron de gran utilidad un dispositivo con este objetivo. Esto se afirma ya que cada afirmación estaba conectada a una variable a medir, además, cada afirmación mediante el promedio, se podía clasificar en la escala *Likert*.

No obstante, 6 de los 13 voluntarios puntuaron con una calificación menor a 5 en la segunda afirmación. Por consiguiente, sí les preocupó que el dispositivo se le soltara, esto se pudo atribuir a que la banda elástica con sistema de velcro no estaba adaptada al muslo y así mismo, dependía de la fuerza con la que se ajustaba al pecho, por lo que algunas personas tuvieron la sensación de deslizamiento de los dispositivos.

Por otra parte y aunque se les resolvían las dudas a los voluntarios de si el dispositivo podría generar alguna corriente en su cuerpo, sigue existiendo la preocupación de algunos de ellos que los dispositivos les generara algún tipo de corriente maligna.

5.5. Pruebas adicionales

Para la prueba de caídas, se decidió utilizar como umbral el valor del rango intercuartil inferior del eje X, es decir el valor de la variable tal que la cuarta parte (25%) de los datos son inferiores o iguales a él, debido a que fue el valor mínimo más alto encontrado. Este parámetro mostró un buen desempeño a lo largo de las muestras recogidas, sin embargo, solo se utilizó un voluntario por lo que es necesario realizarlo con un número mayor de voluntarios para confirmar lo anterior.

Además, se encontró que cuando el voluntario realizaba un movimiento brusco tal como estornudar o toser, este arrojaba una alerta de caída en la plataforma, por lo cual se necesita de igual forma, ajustar el parámetro y de ser necesario, agregar más de un eje.

Para el podómetro creado, se encontró que al utilizar el parámetro de aceleración dependía de la velocidad de la persona al desplazarse y al realizar los movimientos, en específico en algunos voluntarios, al cambiar de posición abruptamente, sumaba un paso al podómetro. Por consiguiente y de la misma forma, es necesario realizar las pruebas correspondientes para generar un podómetro funcional y que en el futuro, pueda ser un parámetro adicional en la interfaz proyectada en el área de hospitalización.

Finalmente, para LaCardio, el avance que proporcionó este trabajo de grado presentado al proyecto en conjunto con la Universidad del Rosario es de suma importancia debido a que se obtuvo una confiabilidad alta (sensibilidad de alrededor del 91%) en los dispositivos desarrollados y está un paso más cerca a la implementación en el área de hospitalización. Esto no solo beneficia a los pacientes de esta área, mejorando su estadía y disminuyendo los posibles riesgos; sino que también, se beneficia la institución mediante la disminución de costos por estos eventos adversos.

Actualmente, el sistema que se tiene para prevención de caídas no es lo suficientemente efectivo y con la implementación del dispositivo, estos eventos adversos pueden disminuir, puesto que las notificaciones son en tiempo real y la clasificación con los dispositivos es confiable. Muchas veces cuando el paciente requiere asistencia, no realiza el llamado y esto conlleva a una caída. También el bajo personal de enfermería influye en estos eventos. Sin embargo, con la herramienta proporcionada puede que el personal se percate de la situación y actúe de manera oportuna.

Hoy por hoy, se está llevando a cabo la segunda versión del dispositivo, este tiene las mismas características del actual, no obstante, sus dimensiones son más reducidas.

6. RECOMENDACIONES Y TRABAJOS FUTUROS

Se recomienda que se adapte una solución de programación del dispositivo que no requiera retirar la tapa, esto puede añadirse en el proceso de miniaturización del dispositivo. Además, el botón de encendido es de difícil alcance, por lo que se sugiere que sea amplio o esté en una zona donde sobresalga y sea fácil su manipulación.

También, el dispositivo podría recubrirse con un material hermético para su usabilidad en zonas húmedas. Se aconseja también fabricar una banda elástica para la zona del muslo o idear un sistema de posicionamiento más simple.

Se aconseja abrir un proceso en el departamento de sistemas de LaCardio para la implementación de una red wifi que no requiera doble autenticación y sea especializada para la utilización de los dispositivos en el área de hospitalización.

Igualmente, con respecto a la programación del dispositivo, se pueden realizar pruebas donde se utilicen los rangos encontrados con el método estadístico y el método del algoritmo de toma de decisión para determinar su sensibilidad y especificidad, pues podrían generar mejores resultados que el presente proyecto.

Seguido a esto, se sugiere realizar ensayos clínicos en hospitalización para probar la posible usabilidad en esta área e implementar encuestas al personal, incluyendo preguntas o afirmaciones sobre la interfaz gráfica a implementar en los monitores de la central de enfermería.

7. CONCLUSIONES

- ❖ Para la clasificación de posiciones que pueden anteceder caídas en hospitalización, se necesita de la medición de ángulos en dos ejes, en este caso, se utilizó el epigastrio y el muslo arrojando una sensibilidad de aproximadamente 91%, es decir que se valida el dispositivo como capaz para la clasificación de posiciones determinadas que anteceden una caída. Sin embargo, la utilización de dos dispositivos aumenta la complejidad y costo de la propuesta.
- ❖ Se implementó un protocolo en un ambiente simulado de LaCardio con previo consentimiento informado a los voluntarios y avalado por el comité de ética de la institución. Este protocolo contiene la prueba piloto implementada con su respectivo análisis, la prueba alcanzó un umbral del 90% en sensibilidad en su tercera repetición.
- ❖ Se evaluó la sensibilidad y especificidad de cada una de las posiciones y se realizó un análisis estadístico, donde se validó que los rangos obtenidos para la programación de la plataforma estaban correctos. De la misma manera, se revalidaron los rangos mediante un algoritmo de toma de decisión.
- ❖ Se generaron e implementaron dos bases de datos (relacional y no relacional) conectadas al sistema, obteniendo una trazabilidad de los datos arrojados por los dispositivos así como una comunicación entre la plataforma de programación con la interfaz gráfica que se proyectará en la central de enfermería del área de hospitalización.
- ❖ Dentro de las afirmaciones de la encuesta realizada a los voluntarios, se tuvo un promedio total de 4,8 en la escala de *Likert*. Lo que se pudo observar fue que las personas en general tienen una percepción muy buena con respecto al dispositivo en la utilización en el área de hospitalización, no obstante, dentro de las fallas que encuentran las personas se encuentra el sistema de posicionamiento de los dispositivos y que les produzca un daño.
- ❖ Se evidenció que el parámetro de aceleración es útil para la realización del podómetro y el parámetro de velocidad angular podría ser usado en el reporte de caídas. Sin embargo, para confirmarlo, es necesario realizar un protocolo con las pruebas específicas.

REFERENCIAS

- [1] Fundación Cardioinfantil, "Home - FCI - Fundación Cardioinfantil", FCI - Fundación Cardioinfantil, 2019. [En línea]. Disponible en: <https://cardioinfantil.org/>. [Revisado: 22- Jul- 2021].
- [2] Joint Commission International, *Estándares de acreditación para hospitales de Joint Commission International*, 5th ed. Estados Unidos: Permissions Editor, 2014, p. 31.
- [3] WHO, "Caídas", *Who.int*, 2021. [En línea]. Disponible en: <https://www.who.int/es/news-room/fact-sheets/detail/falls>. [Revisado: 22- Jul- 2021].
- [4] G. Acevedo Saldarriaga y M. Colorado Restrepo, "Incidencia y factores relacionados con la severidad de caídas en pacientes de un hospital de tercer nivel en el año 2018", Magister, Universidad CES, 2020.
- [5] A. Rodríguez Reyes y L. Ortega Herrera, "Indicadores en seguridad del paciente en Colombia", Especialización, Universidad Santo Tomás, 2018.
- [6] CardioGo Mediateca, "CardioGo", *Cardioinfantil.tv*, 2021. [En línea]. Disponible en: <https://www.cardioinfantil.tv/es/videos?idv=28452>. [Revisado: 23- Jul- 2021].
- [7] M. Vilas-Boas, P. Silva, S. Cunha y M. Correia, "Monitoring of bedridden patients: Development of a fall detection tool", *2013 35th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, 2013. Disponible en: <https://ieeexplore.ieee.org/document/6610607/>. [Revisado: 24 Julio 2021].
- [8] M. Narayanan, M. Scalzi, S. Redmond, S. Lord, B. Celler y N. Lovell, "A wearable triaxial accelerometry system for longitudinal assessment of falls risk", *2008 30th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 2008. Disponible en: <https://ieeexplore.ieee.org/document/4649794>. [Revisado: 24 Julio 2021].
- [9] J. Delgado Carreño, M. Forero Lozano y P. Mejía Bautista, "Intervenciones de enfermería en pacientes hospitalizados con riesgo de caídas", Profesional, Universidad de Santander UDES, 2017.
- [10] S. Kang, H. Baek, E. Jung, H. Hwang y S. Yoo, "Survey on the demand for adoption of Internet of Things (IoT)-based services in hospitals: Investigation of nurses' perception in a tertiary university hospital", *Applied Nursing Research*, vol. 47, pp. 18-23, 2019. Disponible en: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0897189718303021>. [Revisado: 24 Julio 2021].
- [11] D. Ganesh, G. Seshadri, S. Sokkanarayanan, S. Rajan y M. Sathiyarayanan, "IoT-based Google Duplex Artificial Intelligence Solution for Elderly Care", *2019 International Conference on contemporary Computing and Informatics (IC3I)*, 2019. Disponible en: <https://ieeexplore.ieee.org/abstract/document/9055551>. [Revisado: 26 Julio 2021].
- [12] L. Mei Yee, L. Chee Chin, C. Yen Fook, M. Binti Dali, S. Nisha Basah y L. Sin Chee, "Internet of Things (IoT) Fall Detection using Wearable Sensor", *International Conference on Biomedical Engineering (ICoBE)*, 2019. Disponible en: <https://iopscience.iop.org/article/10.1088/1742-6596/1372/1/012048/meta>. [Revisado: 26 Julio 2021].
- [13] MinSalud, Seguridad del paciente y la atención segura. pp. 32-33.
- [14] O. Cortés, H. Piñeros, P. Aya, J. Sarmiento e I. Arévalo, "Systematic review and meta-analysis of clinical trials In-hospital use of sensors for prevention of falls", *Medicine*, vol. 100, no. 41, 2021. Disponible en: https://journals.lww.com/md-journal/Fulltext/2021/10150/Systematic_review_and_meta_analysis_of_clinical.23.aspx. [Revisado: 8 Noviembre 2021].
- [15] PickData, "Node-RED, la herramienta de programación visual para el Internet of Things", *Pickdata.net*, 2020. [En línea]. Disponible en: https://www.pickdata.net/es/noticias/node-red-programacion-visual-iot?gclid=Cj0KCQiAsqOMBhDFARIsAFBTN3e5quqXC1_VXWvje0fc-s5wcyLnKSX07ySg-N-NUqagHxS01R38yGcaAqF8EALw_wcB. [Revisado: 08- Nov- 2021].
- [16] Jecrespom, "Modelos de Capas IoT – Aprendiendo Arduino", *Aprendiendo Arduino*, 2018. [En línea]. Disponible en: <https://aprendiendoarduino.wordpress.com/tag/modelos-de-capas-iot/>. [Revisado: 19- Nov- 2021].
- [17] PDM Mobility Store, "¿Qué es la BIPEDESTACIÓN? - Ponerse de pie", *PDM Mobility Store*, 2021. [En línea]. Disponible en: <https://pdmmobilitystore.com/pages/bipedestacion>. [Revisado: 08- Nov- 2021].

- [18] C. González-Pola Viña y D. Domínguez Fernández, "Posiciones anatómicas del paciente en el traslado en ambulancia - Ocronos - Editorial Científico-Técnica", Ocronos - Editorial Científico-Técnica, 2020. [En línea]. Disponible en: <https://revistamedica.com/posiciones-anatomicas-paciente-traslado-ambulancia/>. [Revisado: 09- Nov- 2021].
- [19] T. Jantunen, J. Mesch, A. Puupponen y J. Laaksonen, "On the rhythm of head movements in Finnish and Swedish Sign Language sentences", *Speech Prosody* 2016, 2016. Disponible en: https://www.researchgate.net/publication/305684696_On_the_rhythm_of_head_movements_in_Finnish_and_Swedish_Sign_Language_sentences. [Revisado: 9 Noviembre 2021].
- [20] Juárez, Villatoro y López, Coeficiente de asociación de Pearson. México, 2011, pág. 1.
- [21] MBIENTLAB INC, "MetaMotionR – MBIENTLAB", Mbientlab.com, 2021. [En línea]. Disponible en: <https://mbientlab.com/metamotionr/>. [Revisado: 12- Dic- 2021].
- [22] QuestionPro, "¿Qué es el muestreo por conveniencia?", QuestionPro, 2021. [En línea]. Disponible en: <https://www.questionpro.com/blog/es/muestreo-por-conveniencia/>. [Revisado: 12- Dic- 2021].
- [23] S. Bravo-Grau y J. Cruz Q, "Estudios de exactitud diagnóstica: Herramientas para su Interpretación", *Revista chilena de radiología*, vol. 21, no. 4, pp. 158-164, 2015. Disponible en: <https://scielo.conicyt.cl/pdf/rchradiol/v21n4/art07.pdf>.
- [24] Oracle, "¿Qué es una base de datos relacional?", Oracle.com, 2021. [En línea]. Disponible en: <https://www.oracle.com/co/database/what-is-a-relational-database/#:~:text=En%20una%20base%20de%20datos,entre%20los%20puntos%20de%20datos>. [Revisado: 09- Nov- 2021].
- [25] Ayudaley, "Ayuda Ley Protección Datos", Base de datos no relacional. ¿Qué es? Características y ejemplos. [En línea]. Disponible en: <https://ayudaleyprotecciondatos.es/bases-de-datos/no-relacional/>. [Revisado: 09- Nov- 2021].
- [26] A. Dufetel, "Firebase Realtime Database | Almacena y sincroniza datos en tiempo real", Firebase, 2017. [En línea]. Disponible en: <https://firebase.googleblog.com/2017/10/introducing-cloud-firestore.html>. [Revisado: 09- Nov- 2021].
- [27] J. Casas Anguita, J. Repullo Labrador y J. Donado Campos, "La encuesta como técnica de investigación. Elaboración de cuestionarios y tratamiento estadístico de los datos (I)", *Atención Primaria*, vol. 31, no. 8, pp. 527-538, 2003.
- [28] R. Candia B y G. Caiozzi A., "Intervalos de Confianza", *Revista médica de Chile*, vol. 133, no. 9, p. 1111, 2005. Disponible en: 10.4067/s0034-98872005000900017.
- [29] M. Özcanhan, S. Utku y M. Unluturk, "Neural network-supported patient-adaptive fall prevention system", *Neural Computing and Applications*, vol. 32, no. 13, pp. 9369-9382, 2019. Disponible en: <https://link.springer.com/article/10.1007%2Fs00521-019-04451-y>. [Revisado: 16 Octubre 2021].
- [30] W. Saadeh, S. Butt y M. Altaf, "A Patient-Specific Single Sensor IoT-Based Wearable Fall Prediction and Detection System", *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 27, no. 5, pp. 995-1003, 2019. Disponible en: 10.1109/tnsre.2019.2911602 [Revisado: 18 Octubre 2021].
- [31] J. Howcroft, J. Kofman y E. Lemaire, "Prospective Fall-Risk Prediction Models for Older Adults Based on Wearable Sensors", *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 25, no. 10, pp. 1812-1820, 2017. Disponible en: 10.1109/tnsre.2017.2687100 [Revisado: 18 Octubre 2021].

ANEXOS

Anexo 1. Aprobación del comité de ética

CLIC-4152-2019

Bogotá, 09 de octubre de 2019

Doctora
OLGA CORTES
Investigadora Principal
FUNDACIÓN CARDIOINFANTIL – INSTITUTO DE CARDIOLOGÍA
Bogotá, D.C.

Ref: Evaluación del desarrollo y viabilidad de un sensor de movimiento aplicable a pacientes de alto riesgo en caídas

Estimada doctora Cortes:

Una vez evaluado y discutido el trabajo de investigación en referencia, el cual por el diseño metodológico empleado se considera que no afecta la seguridad de los pacientes y por tanto queda **APROBADO**. Según concepto consignado en el Acta No 33-2019 del 02 de octubre de 2019.

Esperamos de usted las comunicaciones con respecto a cambios en el proyecto, así como una copia del proyecto finalizado.

Dejamos constancia en su carácter de investigador principal de su centro. Que usted no ha participado en la decisión de aprobación.

Deseándole éxito científico, le recordamos que la función de este comité es la protección de los derechos de los sujetos enrolados y la voluntad de apoyar los investigadores.

Cordialmente,

J. SINAY AREVALO LEAL, MD
Presidente Comité de Ética en Investigación Clínica
Correo electrónico: eticainvestigacion@cardioinfantil.org
IRB00007736

Olga Cortes

 **FUNDACIÓN
CARDIOINFANTIL**
INSTITUTO DE CARDIOLOGÍA



Calle 163A # 13B-60 Bogotá, Colombia
Teléfono (571) 667 2727 www.cardioinfantil.org

Anexo 2: Encuesta de factibilidad para voluntarios

Edad: _____ Género: _____

Evaluación del desarrollo y viabilidad de un dispositivo aplicable a pacientes de alto riesgo en caídas

- Cuestionario percepción del voluntario -

El siguiente cuestionario tiene como propósito determinar su percepción respecto al dispositivo. Recuerde que no hay respuestas correctas ni incorrectas. Para tal fin, se le presentarán unas afirmaciones relacionadas con la comodidad y su posible usabilidad en el futuro del dispositivo; usted deberá elegir con una X la opción que más se ajuste a su opinión en una escala Likert de 1 a 5 así:

1	2	3	4	5
Totalmente en desacuerdo	En desacuerdo	Ni de acuerdo ni en desacuerdo	De acuerdo	Totalmente de acuerdo

Afirmaciones	1	2	3	4	5
1. Me sentí cómodo con el dispositivo situado en el torso y NO me generó dolor					
2. NO me preocupa que el sensor se me caiga					
3. NO me preocupa que el sensor me pase corriente					
4. Si un familiar o yo estuviera hospitalizado, me gustaría saber que existe un sensor para prevenir caídas					
5. Encuentro de gran utilidad un dispositivo para caídas en pacientes hospitalizados					

Anexo 3: Tabla resumen de pruebas piloto

Posición	Primera medición N = 360			Segunda medición N = 288				Tercera medición N = 360			
	Rango de ángulos	Sensibilidad (IC95%)	Especificidad (IC95%)	Rango de ángulos	Sensibilidad (IC95%)	Especificidad (IC95%)	Rango de ángulos	Sensibilidad (IC95%)	Especificidad (IC95%)		
Semi fowler	20 – 50°	95,56% (89,01 – 98,78%)	97,41% (94,73 – 98,95%)	Sensor 1	20 – 50°	98,61% (92,50 – 99,96%)	83,80% (78,19 – 88,45%)	Sensor 1	20 – 47°	93,33% (86,05 – 97,51%)	98,89% (96,79 – 99,77%)
				Sensor 2	NA			Sensor 2	-30 – 66°		
Sedestación	63 – 105°*	63,33% (55,08 – 71,04%)	72,86% (66,31 – 78,75%)	Sensor 1	> 63°	79,17% (70,80 – 86,04%)	97,02% (93,19 – 99,03%)	Sensor 1	> 46°	98,00% (94,27 – 99,59%)	88,10% (82,93 – 92,15%)
				Sensor 2	-5 – 40°			Sensor 2	-30 – 66°		
Bipedestación	63 – 105°*	53,33% (44,01 – 62,49%)	78,75% (73,03 – 83,75%)	Sensor 1	> 63°	76,04% (66,25 – 84,17%)	95,31% (91,29 – 97,83%)	Sensor 1	NA	82,50% (74,50 – 88,83%)	99,17% (97,02 – 99,90%)
				Sensor 2	> 58°			Sensor 2	> 65°		

*Se añadió el parámetro de aceleración
Siendo el sensor 1, el ubicado en el epigastrio y el sensor 2, en el muslo.

Anexo 4: Reporte detallado para sensor 1

Punto de corte	Sensibilidad	Especificidad	Correctamente clasificado
(>= 21)	100,00%	0,00%	62,50%
(>= 22)	100,00%	2,22%	63,33%
(>= 23)	100,00%	4,44%	64,17%
(>= 25)	100,00%	6,67%	65,00%
(>= 26)	100,00%	10,00%	66,25%
(>= 27)	100,00%	11,11%	66,67%
(>= 28)	100,00%	12,22%	67,08%
(>= 29)	100,00%	21,11%	70,42%
(>= 30)	100,00%	25,56%	72,08%
(>= 31)	100,00%	28,89%	73,33%
(>= 33)	100,00%	31,11%	74,17%
(>= 34)	100,00%	34,44%	75,42%
(>= 35)	99,33%	36,67%	75,83%
(>= 36)	99,33%	41,11%	77,50%
(>= 37)	99,33%	44,44%	78,75%
(>= 38)	99,33%	45,56%	79,17%
(>= 39)	99,33%	47,78%	80,00%
(>= 40)	99,33%	51,11%	81,25%
(>= 41)	99,33%	57,78%	83,75%
(>= 42)	99,33%	61,11%	85,00%
(>= 43)	99,33%	67,78%	87,50%
(>= 44)	99,33%	76,67%	90,83%
(>= 45)	98,67%	84,44%	93,33%
(>= 46)	98,67%	92,22%	96,25%
(>= 54)	98,67%	94,44%	97,08%
(>= 64)	98,00%	94,44%	96,67%
(>= 67)	97,33%	94,44%	96,25%
(>= 68)	96,67%	94,44%	95,83%
(>= 69)	95,33%	94,44%	95,00%

(>= 73)	94,00%	94,44%	94,17%
(>= 74)	94,00%	95,56%	94,58%
(>= 76)	93,33%	96,67%	94,58%
(>= 77)	92,67%	96,67%	94,17%
(>= 78)	91,33%	96,67%	93,33%
(>= 79)	90,00%	96,67%	92,50%
(>= 80)	89,33%	97,78%	92,50%
(>= 81)	88,67%	98,89%	92,50%
(>= 82)	88,00%	98,89%	92,08%
(>= 83)	84,67%	98,89%	90,00%
(>= 84)	82,67%	100,00%	89,17%
(>= 85)	80,67%	100,00%	87,92%
(>= 86)	78,00%	100,00%	86,25%
(>= 87)	75,33%	100,00%	84,58%
(>= 88)	73,33%	100,00%	83,33%
(>= 89)	70,67%	100,00%	81,67%
(>= 90)	67,33%	100,00%	79,58%
(>= 91)	65,33%	100,00%	78,33%
(>= 92)	62,67%	100,00%	76,67%
(>= 93)	60,67%	100,00%	75,42%
(>= 94)	56,67%	100,00%	72,92%
(>= 95)	54,00%	100,00%	71,25%
(>= 96)	52,00%	100,00%	70,00%
(>= 97)	50,00%	100,00%	68,75%
(>= 98)	47,33%	100,00%	67,08%
(>= 99)	45,33%	100,00%	65,83%
(>= 100)	40,67%	100,00%	62,92%
(>= 101)	38,67%	100,00%	61,67%
(>= 102)	36,67%	100,00%	60,42%
(>= 103)	35,33%	100,00%	59,58%
(>= 104)	32,67%	100,00%	57,92%
(>= 105)	31,33%	100,00%	57,08%
(>= 106)	30,00%	100,00%	56,25%

Anexo 5: Reporte detallado para sensor 2

Punto de corte	Sensibilidad	Especificidad	Correctamente clasificado
(>= 12)	100,00%	45,42%	63,61%
(>= 13)	100,00%	49,17%	66,11%
(>= 14)	100,00%	52,92%	68,61%
(>= 15)	100,00%	55,00%	70,00%
(>= 16)	100,00%	58,33%	72,22%
(>= 17)	100,00%	62,50%	75,00%
(>= 18)	100,00%	62,92%	75,28%
(>= 19)	99,17%	65,83%	76,94%
(>= 20)	99,17%	67,08%	77,78%
(>= 21)	99,17%	70,42%	80,00%
(>= 22)	99,17%	72,08%	81,11%
(>= 23)	99,17%	75,42%	83,33%
(>= 24)	99,17%	76,25%	83,89%
(>= 25)	99,17%	78,33%	85,28%
(>= 26)	99,17%	81,25%	87,22%
(>= 27)	98,33%	84,58%	89,17%
(>= 28)	97,50%	86,25%	90,00%
(>= 29)	96,67%	88,33%	91,11%
(>= 30)	95,83%	89,17%	91,39%
(>= 31)	95,83%	89,58%	91,67%
(>= 33)	95,83%	90,83%	92,50%
(>= 34)	95,00%	90,83%	92,22%
(>= 35)	94,17%	92,08%	92,78%
(>= 37)	93,33%	92,08%	92,50%
(>= 38)	93,33%	92,92%	93,06%
(>= 39)	92,50%	93,75%	93,33%
(>= 40)	90,83%	93,75%	92,78%
(>= 41)	90,00%	93,75%	92,50%
(>= 43)	90,00%	94,58%	93,06%
(>= 44)	90,00%	95,00%	93,33%
(>= 46)	90,00%	95,42%	93,61%

(>= 47)	89,17%	95,42%	93,33%
(>= 49)	88,33%	96,25%	93,61%
(>= 50)	88,33%	96,67%	93,89%
(>= 51)	88,33%	97,08%	94,17%
(>= 53)	87,50%	97,08%	93,89%
(>= 54)	87,50%	97,50%	94,17%
(>= 55)	86,67%	97,92%	94,17%
(>= 58)	85,83%	98,33%	94,17%
(>= 59)	84,17%	98,75%	93,89%
(>= 62)	83,33%	98,75%	93,61%
(>= 63)	82,50%	98,75%	93,33%
(>= 66)	82,50%	99,17%	93,61%
(>= 67)	75,83%	99,17%	91,39%
(>= 68)	68,33%	99,17%	88,89%
(>= 69)	67,50%	99,17%	88,61%
(>= 70)	60,83%	99,17%	86,39%
(>= 71)	56,67%	99,17%	85,00%
(>= 72)	55,83%	99,17%	84,72%
(>= 73)	53,33%	99,17%	83,89%
(>= 74)	50,83%	99,58%	83,33%
(>= 75)	48,33%	99,58%	82,50%
(>= 76)	43,33%	99,58%	80,83%
(>= 77)	40,83%	100,00%	80,28%
(>= 78)	39,17%	100,00%	79,72%
(>= 79)	37,50%	100,00%	79,17%
(>= 80)	32,50%	100,00%	77,50%
(>= 81)	30,00%	100,00%	76,67%
(>= 82)	28,33%	100,00%	76,11%
(>= 83)	26,67%	100,00%	75,56%
(>= 84)	24,17%	100,00%	74,72%
(>= 85)	23,33%	100,00%	74,44%
(>= 87)	20,00%	100,00%	73,33%
(>= 88)	18,33%	100,00%	72,78%

Anexo 6: Árbol de decisión

