

**VALORACIÓN AUTOMÁTICA DEL ANCHO DE PASO DE UNA PERSONA EN
EL CONTEXTO DEL EXAMEN DE FUNCIÓN MOTORA POMA-G**



Trabajo de grado de maestría
Ing. Yamir Hernando Bolaños Muñoz

Director:

Ph.D. Carlos Felipe Rengifo Rodas

Co-director:

Ph.D. Pablo Eduardo Caicedo Rodríguez

Universidad del Cauca
Facultad de Ingeniería Electrónica y Telecomunicaciones
Maestría en Automática
Popayán, septiembre de 2020

Índice

1. Introducción.....	5
1.1. Objetivos.....	5
Objetivos específicos.....	5
2. Materiales y métodos.....	6
2.1. Definición de requerimientos.....	6
2.2. Descripción funcional del sistema electrónico	8
2.3. Arquitectura de sistema electrónico.....	9
2.4. Selección de componentes y materiales.....	11
2.5. Desarrollo de sistema electrónico	19
2.6. Algoritmo para estimación del ancho de paso	21
2.7 Valoración del ancho de paso en el contexto de POMA-G.....	28
2.8. Proceso de Validación de sistema electrónico mediante Vicon.....	30
2.9. Hipótesis del error y propuesta de mejoras en sistema electrónico.	34
3. Resultados evaluación del sistema electrónico.....	36
3.1. Descripción de la realización del experimento de evaluación	36
4. Conclusiones.....	41
5. Trabajos futuros	41
6. Referencias bibliográficas	42

Lista de ilustraciones

Ilustración 1. Modelo en V para desarrollo de proyectos de I+D	6
Ilustración 2. Definición grafica ancho de paso y longitud de paso.....	7
Ilustración 3. Principio de funcionamiento dispositivo electrónico	9
Ilustración 4: Arquitectura general de sistema electrónico	10
Ilustración 5. Módulo de carga de batería con chip MCP73831	19
Ilustración 6. Diagrama esquemático diseño electrónico	19
Ilustración 7. Modulo Nodo Sensor Ensamblado junto con sensores y accesorios.....	20
Ilustración 8. Prototipo Electrónico Nodos sensores.....	21
Ilustración 9. Formato de datos descargados desde el sistema electrónico	22
Ilustración 10. Grafica datos en bruto capturados por sistema electrónico	23
Ilustración 11. Selección de datos de interés a procesar.....	24
Ilustración 12. Estructura de un filtro que no genera desfase entre la señal de entrada y la señal de salida.....	25
Ilustración 13. Respuesta de un filtro digital de fase cero.....	26
Ilustración 14. Señal de sensores pie izquierdo filtrada y segmentada	27
Ilustración 15. Resultado estimación de ancho de pasos durante marcha corta.....	27
Ilustración 16. Respuesta de Algoritmo de procesamiento de datos	29
Ilustración 17. Gráfica función de salida algoritmo correlación sistema electrónico y examen POMA-G punto 16.	29
Ilustración 18. Ejemplo de un entorno de Captura de marcha con sistema Vicon.....	30
Ilustración 19. Circuito de inicio externo de captura de movimiento de la consola Lock de Vicon	31
Ilustración 20. Diagrama general conexión sistema electrónico a consola Lock de Vicon	31
Ilustración 21. Adecuación de espacio de pruebas para validación de sistema electrónico con Vicon	32
Ilustración 22. Fase de alistamiento, ubicación de marcadores reflectivos en participante y sistema electrónico desarrollado.....	33
Ilustración 23. Participante durante marcha en proceso de validación de sistema electrónico.....	33

Ilustración 24. Efectos de condición de pronación o supinación en la medida de distancia de los sensores TOF	34
Ilustración 25. Concepto grafico de mejora a la respuesta del sistema electrónico desarrollado.	35
Ilustración 26. Gráfico de cajas y bigotes.....	39

Lista de tablas

Tabla 1: Requerimientos funcionales de sistema electrónico para estimación de distancia entre talones.....	7
Tabla 2: Características principales unidad de control.....	12
Tabla 3: Matriz de selección de Unidad de control.....	13
Tabla 4: Características sensores de distancia.....	14
Tabla 5. Sensores de fuerza tipo FSR.....	15
Tabla 6: Características módulos de comunicación Inalámbrica.	16
Tabla 7: Dimensionamiento batería del sistema.....	17
Tabla 8: Características circuitos integrados de gestión de carga batería Li-Ion.	18
Tabla 9. Numeral 16 del examen POMA, Traducido de [14]	28
Tabla 10. Resultados de pruebas de validación	34
Tabla 11. Información demográfica por participante en experimento de validación, fuente propia.....	36
Tabla 12.Tabla resumen de información de los participantes.	36
Tabla 13. Tabla de resultados obtenidos – Promedio anchos de paso de participantes	38
Tabla 14. Encuesta de percepción de uso a participantes del experimento, fuente propia.....	40

1. Introducción

Durante las últimas dos décadas ha existido una gran preocupación por el problema de las caídas en población adulta mayor, siendo este un problema de salud mundial según la Organización Mundial de la Salud (OMS) [1]. Como acciones para evaluar el riesgo de caída se utilizan diferentes exámenes de función motora como: *Berg Balance Scale (BBS)*, *Timed Up and Go (TUG)* y *Performance Oriented Mobility Assessment (POMA)*. Sin embargo, estas valoraciones entregan resultados altamente dependientes de la experticia del evaluador [2]. En el presente trabajo de investigación se propone un sistema electrónico que soporta el diagnóstico y disminuye la subjetividad en la medición de ancho de paso, que es uno de los puntos que evalúa POMA. Es importante indicar que si bien existen sistemas de captura de movimiento de alta precisión, los cuales son basados en cámaras detectoras de infrarrojo y marcadores reflectivos (e.g. VICON y *Optitrack*), que miden del ancho de paso, estos son costosos y de difícil manipulación. Las anteriores limitaciones han motivado el presente trabajo de investigación, en el cual se propone un sistema electrónico portable y de tamaño reducido basado en cámaras *Time of Flight (TOF)* y tecnología *Programmable-System-on-a-Chip (PSoC)*. Se ha seleccionado POMA dado que es la técnica de valoración estándar en nuestro medio.

1.1. Objetivos

A continuación, se listan los objetivos del presente proyecto de investigación.

Objetivo General

Proponer una herramienta para la valoración automática del ancho de paso de un ser humano en el contexto del examen de función motora POMA-G.

Objetivos específicos

- Diseñar un sistema electrónico para la medición del ancho de paso de un ser humano durante su ciclo de marcha.
- Formular un algoritmo que procese la información obtenida con el sistema electrónico de medición y entregue un resultado de acuerdo con el indicador establecido en el punto 16 del examen de función motora POMA.
- Validar el sistema propuesto en una muestra de adultos mayores con el apoyo de profesionales de la salud y un sistema óptico de captura de movimiento.

2. Materiales y métodos

En este apartado se presenta el sistema electrónico propuesto, el cual se utilizó para medir la distancia entre talones durante el proceso de marcha humana. Así mismo, se detalla la validación del prototipo y los resultados obtenidos.

Al respecto del desarrollo de prototipo se propone el uso de una metodología basada en el modelo en V [3], este permite definir claramente fases de: desarrollo, tres iniciales especificación de requisitos, diseño general y diseño de detalle permiten la implementación de un prototipo, luego las fases de: test unitario, test de integración y validación, están orientadas a la verificación funcional del prototipo, el modelo contempla la posibilidad de realizar iteraciones entre fases de modo que se pueda realizar ajustes necesarios a fin de obtener un prototipo funcional, la Ilustración 1 presenta la estructura del modelo adoptado en el proyecto de investigación.

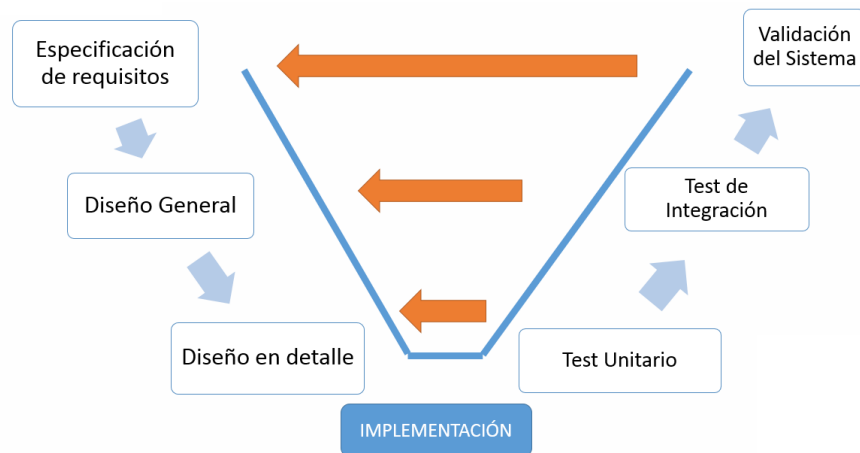


Ilustración 1. Modelo en V para desarrollo de proyectos de I+D, fuente propia.

2.1. Definición de requerimientos

Antes de proponer un sistema electrónico de medición es importante entender la variable biomecánica asociada al presente trabajo de investigación, esta corresponde al ancho de paso de la marcha humana, el cual se define como la distancia entre talones cuando estos están en contacto con el suelo [4], esta no debe confundirse con la variables longitud de paso, la cual se define como la distancia entre un puntos iniciales de contacto entre un pie y el otro[5], (ver Ilustración 2). El ancho de paso se utiliza en el ítem 16 del examen de función motora POMA-G como insumo para valorar el riesgo de caída.

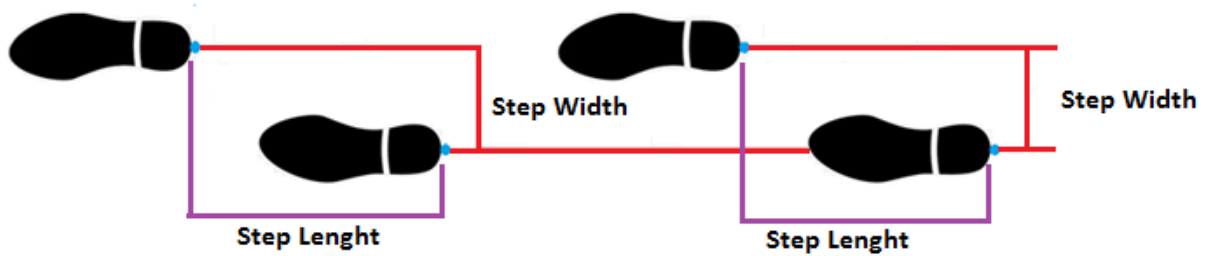


Ilustración 2. Definición grafica ancho de paso y longitud de paso.[5][6].

Atendiendo lo planteado en el primer objetivo específico, se busca concebir un sistema electrónico que mida la distancia entre talones durante el proceso de marcha. Como fase inicial del diseño se establecen los requerimientos iniciales presentados en la Tabla 1.

Tabla 1: Requerimientos funcionales de sistema electrónico para estimación de distancia entre talones

ID requisito	Descripción	Justificación
R-01	El sistema debe ser portable y de tamaño reducido (máximo 6x3x6 cm).	Facilitar su instalación en el calzado del participante y adicionalmente interferir lo menos posible con su patrón de marcha.
R-02	La electrónica debe ser alimentada por una batería recargable.	Característica importante para facilitar el uso, reducir tamaño y costo en los ciclos de uso del sistema.
R-03	El sistema debe proporcionar el estado y nivel de carga de la batería.	Es importante para no incurrir en prácticas incorrectas, como por ejemplo utilizar la batería con poca carga o exceder su tiempo de carga.
R-04	El sistema electrónico debe contar con un sensor que mida la distancia entre talones durante la marcha con una frecuencia de muestreo de al menos 25Hz [7].	Indispensable para asegurar que la distancia entre talones sea medida cuando estos se encuentran simultáneamente en contacto con el suelo. Un muestreo muy lento puede conllevar a que el sistema no detecte estos eventos.
R-05	El sistema electrónico debe almacenar cómo mínimo 1000 medidas de distancia por caminata.	Según la bibliografía consultada, un adulto mayor pierde velocidad en la marcha. Un valor promedio puede ser de 0.8m/s [8]. Teniendo en cuenta la frecuencia de muestreo se establece la relación para determinar el espacio de memoria mínimo.

R-06	La electrónica debe contar con un medio de comunicación inalámbrica con alcance mínimo de 10 metros en línea de vista, que le permita intercambiar información con una aplicación de escritorio.	Se requiere de una unidad con alta capacidad de procesamiento por lo cual se hará esta tarea en un computador personal (PC), por ende, es indispensable enviar los datos a este dispositivo evitando incomodidades al participante con conexiones cableadas. La distancia mínima obedece a que las pruebas se realizarán en interiores donde el participante típicamente realiza una marcha corta, en promedio de 10 m.
R-07	Se debe desarrollar una aplicación de escritorio que permita configurar y descargar información desde las unidades de sensado.	Se hace necesario para poder establecer diferentes configuraciones según la prueba a realizar y finalmente permitir el procesamiento de datos.

2.2. Descripción funcional del sistema electrónico

Antes de presentar la implementación del sistema electrónico es importante realizar una descripción funcional del mismo. Esto permitirá contextualizar los apartados subsiguientes del documento. Es así entonces que se plantea una arquitectura modular basada en tres elementos, dos de ellos llamados nodos de detección, cada uno de los cuales contiene un sensor de presión resistivo y otro de distancia basado en el principio TOF. Estos sensores miden la distancia a un punto fijo y con resolución de 1mm, cada nodo sensor se ubica en un pie del participante. El tercer elemento de la arquitectura, denominado concentrador, es un dispositivo electrónico que crea una red inalámbrica con los nodos sensores y se comunica con un computador personal, en el cual se ejecuta un software de adquisición de datos. El principio de funcionamiento se presenta en la Ilustración 3. El sensor de fuerza de cada nodo se instala en la planta del talón y su función es detectar el momento en que el talón toca el suelo. El sensor TOF se debe instalar en el talón apuntando de forma perpendicular a la dirección de la marcha. El objetivo de este será medir la distancia de cada talón a una barrera lateral paralela a la dirección de marcha. Luego la diferencia entre las distancias permitirá estimar el ancho de paso.

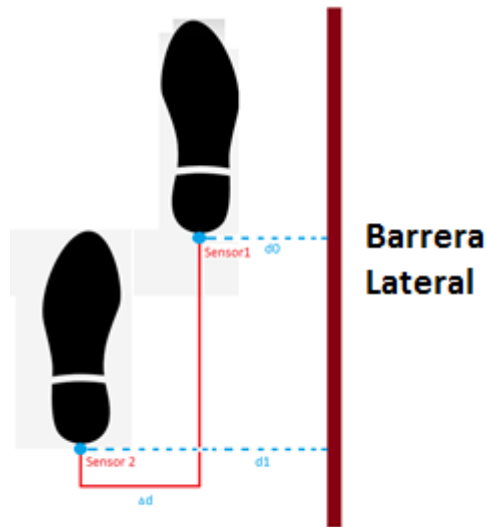


Ilustración 3. Principio de funcionamiento dispositivo electrónico, fuente propia. La línea roja del lado derecho de la imagen representa la barrera lateral que se utiliza como superficie reflectante para los sensores TOF.

2.3. Arquitectura de sistema electrónico

Una vez se han definido los requerimientos iniciales del sistema, se propone la arquitectura basada en bloques funcionales presentada en la Ilustración 4. Dicha arquitectura está conformada por dos bloques principales. El de la izquierda marcado en línea punteada hace referencia a un módulo hardware o nodo sensor que tendrá la función de adquisición de datos relacionados con la distancia entre el talón y la barrera reflectante. Este se implementará dos veces para disponer de un dispositivo para cada pie. El bloque denominado unidad concentradora gestiona los nodos sensores a través de una conexión inalámbrica en estrella. Esta unidad tiene dos funciones principales, la primera es establecer una señal de sincronización entre los nodos (iniciar y terminar la captura de datos al mismo tiempo), la segunda funcionalidad es permitir la recolección de los datos capturados de cada nodo sensor y transmitirlos finalmente a un PC. A continuación, se realizará una descripción detallada de cada bloque y de los elementos de diseño propuestos.

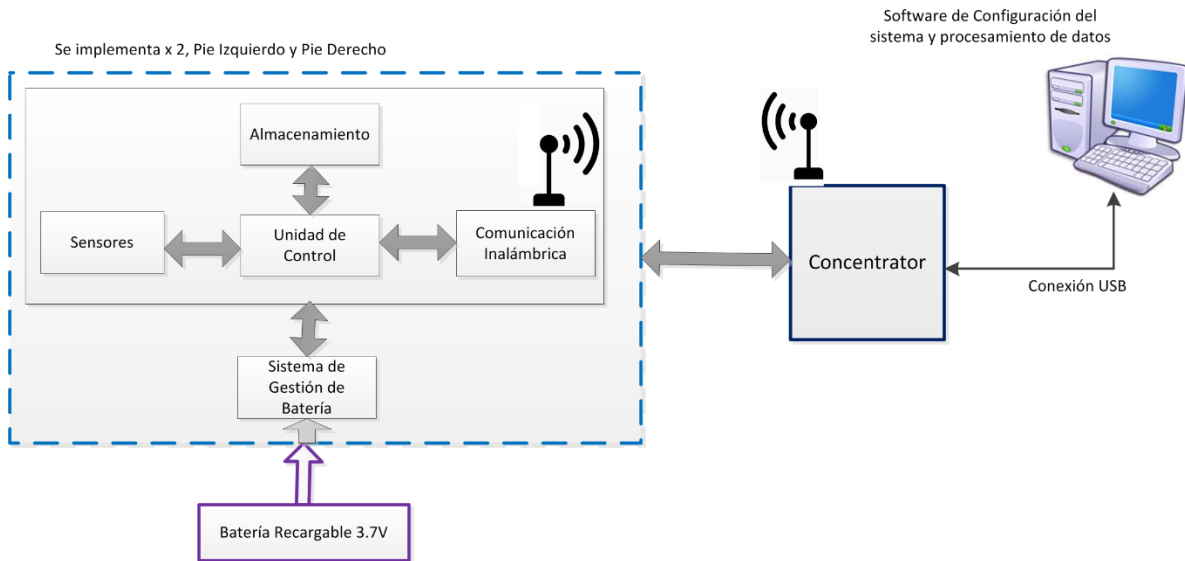


Ilustración 4: Arquitectura general de sistema electrónico

- **Unidad de control:** Está conformada por un dispositivo de control embebido (MCU, PSoC o FPGA), y será quien controle todos los demás bloques de la unidad hardware de sensado, realizando la adquisición de manera local de los datos generados por los sensores, almacenándolos y transmitiendo la información mediante el bloque de comunicaciones hacia la estación de procesamiento final, en este caso un PC.
- **Sensores:** Este bloque estará conformado por uno o varios transductores que permitan la detección de los instantes en que el pie impacta el suelo y la medición de la distancia entre talones durante la marcha de una persona.
- **Almacenamiento:** Debe almacenar de forma temporal información proveniente de la digitalización de los sensores, de modo que esta esté disponible para descarga desde el software que se ejecuta en el PC. Para determinar la capacidad mínima de almacenamiento se deberá establecer tanto el número de muestras por segundo como la duración típica de una prueba. Con base en esta información se realizará la selección del dispositivo.
- **Comunicación Inalámbrica:** Este bloque debe permitir una comunicación rápida y sin pérdidas de información entre el hardware y la aplicación de escritorio. A través de este

módulo se enviarán al PC las muestras entregadas por los sensores, y además permitirá controlar el inicio y la terminación de la adquisición de datos.

- **Sistema de gestión de batería:** Generalmente un sistema de gestión de batería debe: (1) monitorear el nivel de carga, (2) medir la temperatura externa con una tasa de muestreo de al menos 0.2 Hz para evitar deterioro de la batería por sobre calentamiento y posibles explosiones, y (3) controlar el proceso de carga. Todas estas tareas pueden ser realizadas utilizando un único circuito integrado, el cual puede ser seleccionado a partir de una amplia gama de opciones existente en el mercado. Como parámetros de selección se tendrá en cuenta aspectos como consumo de energía de todo el dispositivo y tiempo de carga requerido.
- **Batería:** Esta permitirá la portabilidad del sistema electrónico. La capacidad mínima será determinada por la sumatoria del consumo promedio de los demás elementos. Adicionalmente, esta debe ser recargable para satisfacer los requerimientos presentados en la Tabla 1.

2.4. Selección de componentes y materiales

Para materializar el diseño es necesario seleccionar los componentes electrónicos para cada uno de los bloques funcionales de la arquitectura general. Para este proceso se realizó una búsqueda de tecnológicas y diferentes opciones de dispositivos, posteriormente, para responder a las necesidades de implementación de los bloques considerados como críticos por su nivel de importancia y las múltiples opciones de componentes electrónicos, se estructuraron dos tablas. La primera contendrá los aspectos técnicos más relevantes para el proyecto y la segunda será una matriz de decisión que permitirá convertir valores cualitativos en cuantitativos. Para la matriz de selección se parte de una lista de criterios, a cada uno de los cuales se le asigna un peso; entre mayor sea este valor, mayor será la importancia de la característica. Adicionalmente, la suma de los pesos debe ser igual al 100%, Para completar la matriz de selección se obtiene un ponderado a partir de la información técnica suministrada por el fabricante del dispositivo

evaluado. Aquel que logre el mayor puntaje será el utilizado en la fase prototipado del sistema electrónico.

Inicialmente se hace una investigación sobre diferentes dispositivos que ofrecen características adecuadas para el bloque de unidad de control. En la Tabla 2 se presentan tres opciones de MCU y una lista de parámetros técnicos indispensables para el desarrollo del proyecto.

Tabla 2: Características principales unidad de control

Características	Dispositivo		
	PIC32MX274F256	Atmega328p	PSoC 5Lp CY8C5888LTI-LP097
Fabricante	Microchip	Atmel	Cypress
Arquitectura	32 bit	8 bit	32bit ARM
RAM	256KB	32KB	64KB
ROM	64KB	2KB	256KB
USART	2	1	4
I2C	2	1	2
SPI	2	1	2
Capacidad instrucciones por Segundo - MIPS	64 MIPS	8 MIPS	84 MIPS
Lenguaje de programación	Ensamblador, C, C++	Ensamblador, C, C++	C, C++
Entorno de desarrollo	Mplab X, X32	Atmel Studio	PSoC Creator
Costo	4.7 USD	6 USD	6.5 USD

Luego de listar aspectos técnicos se hace la matriz de selección, para el caso de la unidad de control se proponen cuatro criterios:

- **Costo:** Relaciona la percepción de precio de compra con el beneficio para el desarrollador, entre más alta la relación costo beneficio mayor será el puntaje. Para las referencias seleccionadas, el dispositivo PSoC presenta la mayor flexibilidad dada la arquitectura interna que permite configurar distintos bloques y asignarlos según

requerimientos. El PIC32 presenta buenas características, pero requiere de más tiempo de aprendizaje. Por último, está el chip de AVR Atmega que si bien es versátil, las características de memoria y procesamiento son bastante limitadas.

- **Disponibilidad:** Facilidad con la que se puede contar con el componente en nuestro país, Esto es importante tanto para la fase de pruebas como para eventuales reparaciones.
- **Curva de Aprendizaje:** Percepción del tiempo que requiere el desarrollador del proyecto para aprender a programar el dispositivo.
- **Capacidad de procesamiento:** Este criterio se evaluará con base en el número de instrucciones por segundo que puede ejecutar el dispositivo (Tabla 2). El valor se toma haciendo una regla de tres simple y asignando 10 l dispositivo que presenta la mayor capacidad de procesamiento.

La Tabla 3, la cual muestra que el dispositivo con mayor puntaje es el PSoC 5Lp.


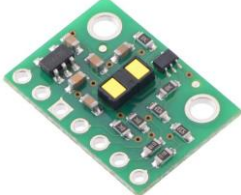
Tabla 3: Matriz de selección de Unidad de control.

Ítems	Criterio	Peso	PIC 32		AVR Atmega		PSoC 5Lp CY8C5888LTI-LP097	
			Valor	Ponderado	Valor	Ponderado	Valor	Ponderado
			(1 - 10)		(1 - 10)		(1 - 10)	
1	Costo	10	7	70	6	60	9	90
2	Disponibilidad	20	8	160	10	200	8	160
3	Curva de aprendizaje	40	8	320	9	360	9	360
4	Capacidad de procesamiento	30	8	240	1	30	10	300
Total		100		790		650		910

Continuando con la selección de componentes, se realiza el mismo proceso para el sensor, que mide la distancia a la barrera lateral y el sensor que permite detectar el contacto entre el talón y el suelo. En el primer caso se opta por una tecnología basada en laser para medir la distancia

entre talones debido a que ofrece ventajas como tamaño reducido, buena precisión, alta resolución en la medida, bajo consumo energético y costo moderado. La Tabla 4 presenta tres opciones de sensores, dos de tecnología TOF y uno de tecnología LIDAR (*Light Detection and Ranging*) junto a las características técnicas más relevantes para el proyecto.


Tabla 4: Características sensores de distancia.

Dispositivo	VL53L0X	VL53L1X	TF Mini – Micro LIDAR
			
Características			
Alimentación	2.8V-3.5V	2.6 – 5.5V	4.5V-6V
Rango	0.2m-2m	0.2-4m	0.3m-12m
Resolución	1mm	1mm	5mm
Tipo de salida	Digital bus I2C	Digital bus I2C	Digital mediante Serial UART
Frecuencia muestreo	33Hz	50 HZ	100Hz
Costo	9.5 USD	12 USD	45 USD

De las referencias mencionadas, inicialmente se descarta el sensor TF 02, dado que presenta un error absoluto de hasta 6 centímetros para distancias entre 0 y 5 metros. Este valor es inadmisibles para medidas de ancho de paso que están entre 8 y 20 cm. De las dos opciones restantes se opta por el sensor TOF VL53L1X, el cual presenta una resolución de 1 mm y un error de distancia del 1%; además, en comparación a su homólogo el VL53L0X, la frecuencia de muestreo puede ir hasta 50hz.

Para detectar los instantes en los que el talón toca el piso durante la marcha, se optó por sensores de fuerza de tipo resistivo, los cuales presentan buenas características para manipulación y tienen tamaño reducido. En la Tabla 5 se presentan dos opciones, de las cuales se eligió el FSR 402, debido a su forma en disco que facilita la colocación dentro del zapato del usuario, sin generarle molestias, además de tener un costo reducido.

Tabla 5. Sensores de fuerza tipo FSR.

Dispositivo	FSR 402	FSR 400
	Características	
Dimensiones	1,5cm De diámetro	4 x 4 cm, Largo x Ancho
Tipo de Salida	Analógica	Analógica
Rango	0.2N a 20 N	0.2N a 20 N
Tiempo de respuesta	Menor a 3uS	Menor a 3uS
Costo	7 USD	10 USD

Para el bloque de comunicación inalámbrica se optó por una red de área personal (WPAN). En propuestas iniciales se planteó una comunicación Bluetooth, pero estos dispositivos no permiten conformar redes multipunto, característica indispensable para sincronizar los nodos sensores mediante una comunicación tipo *broadcast* (enviar un mensaje al mismo tiempo a todos los nodos sensores para que sincronicen la captura de información). Según lo anterior se cambió a una propuesta tecnología que permitiera conformar una red tipo estrella. En la Tabla 6 se presentan dos opciones de módulos transceptores de RF de tamaño reducido, bajo consumo con características adecuadas para las necesidades del proyecto.

Tabla 6: Características módulos de comunicación Inalámbrica.

Dispositivo Características	HC-11	HM-12
	Interfaz de comunicación	Serial TTL
Especificación del protocolo.	RF modulación FSK	RF modulación FSK
Frecuencia	433Mhz	433Mhz
Alcance	100 metros Línea de vista	1000 metros Línea de vista
Alimentación	3.3V	3.3V
Consumo corriente	3.5mA	16mA
Costo	3 USD	4 USD

Luego de analizar las características y las condiciones de distancia bajo las cuales va a operar el sistema electrónico (en promedio 15 metros entre dispositivo concentrador y nodos de sensado) y partiendo de pruebas básicas en laboratorio (Comunicación, tasa de transferencia, y consumo de potencia) se optó por el módulo de referencia HC-11 como transceptor para conformar la red inalámbrica entre los nodos sensores y el dispositivo concentrador.

Como medio de almacenamiento de información existen varias opciones que van desde memorias EEPROM externas, hasta memorias *Flash* de alta capacidad, pasando por memorias de estado sólido tipo microSD. Considerando la conveniencia con relación al tiempo de desarrollo, nivel de implementación y sobre todo el tiempo que puede tardar la unidad de control en almacenar cada dato adquirido, se optó por almacenar la información en la unidad de control (PSoC 5LP CY8C5888LTI-LP097), la cual cuenta con 32KB de memoria RAM. Mediante pruebas se pudo constatar que este recurso es suficiente para almacenar hasta 2000 muestras del sensor de fuerza (1.95Kbyte, medida de ADC a 8 Bits) e igual número de muestras del

sensor de distancia (3.9Kbyte, dos bytes por muestra para almacenar distancias en mm desde 20mm hasta 2000mm), en total 5.85Kbytes. De esta manera se permite al sistema operar solo con la RAM y luego hacer un volcado de la información a la unidad concentradora, lo que simplifica el diseño, además de aumentar la velocidad de almacenamiento. En consecuencia, para este bloque no se realiza un proceso de selección, considerando que queda como un bloque interno a la unidad de control.

Finalmente, se selecciona, a partir de características eléctricas del prototipo, una batería recargable de iones de litio. A continuación, se listan las características que justifican su elección:

- Son baterías ampliamente utilizadas en dispositivos electrónicos portables.
- Pueden durar hasta 3000 ciclos de carga.
- Presentan una excelente relación de acumulación de energía en relación con el peso y volumen.
- El voltaje por celda es estándar de 3.7 lo que las hace ideales para proyectos con electrónica digital que opere a 3.3v.
- Hay gran oferta en el mercado de diferentes capacidades y tamaños.
- Baja tasa de auto descarga.

La máxima corriente que deberá entregar la batería se calcula como la sumatoria de los consumos máximos de los componentes que esta alimenta. La Tabla 7 muestra el resultado obtenido que permitirá establecer un valor de referencia en cuanto consumo eléctrico.

Tabla 7: Dimensionamiento batería del sistema

Dispositivo	Consumo (mA)
PSoC 5Lp CY8C5888LTI-LP097	8
Sensor TOF V153L1X	20
Sensor FSR 402	0.2
Modulo RF HC-11	4
Regulador LDO	0.5
Total	32.7

Según la tabla anterior, una batería de Li-Ion de 3.7V con capacidad de 600mAh permitirá operar el dispositivo durante 18 horas, con un tiempo de carga de máximo 30 minutos.

Con el estimado de la capacidad de la batería se puede hacer la selección de un circuito integrado que pueda cumplir con la tarea de gestión de monitoreo y carga. En la Tabla 8 se presentan dos opciones comerciales y sus principales características.

Tabla 8: Características circuitos integrados de gestión de carga batería Li-Ion.

Dispositivo	TP4056	MCP73831
Características		
Voltaje de entrada	0.3v – 8V	Máximo 7V
Voltaje salida	4.2V \pm 1.5%	4.2-4.35-4.4-4.5V Programable, \pm 0.75%
Capacidad de carga	1000mA	1000mA, configurable
Indicadores de carga	Full Charge	Charging, Full Charge
Empaquetado	SOP-8 PP	MSOP-10
Funciones	Control por sobre carga	Control Automático de fin de carga, Corriente de carga programable, monitor de temperatura
Costo	0.3 USD	0.88 USD

Según los datos de los integrados para gestión de carga de la batería, se selecciona el MCP73831 dado que es de tamaño reducido y tiene la funcionalidad de programar la corriente de carga. En la Ilustración 5, se presenta un módulo comercial para cargar las baterías directamente a través de una conexión USB, que puede provenir de un cargador estándar de 5V o desde un puerto USB de Computador.

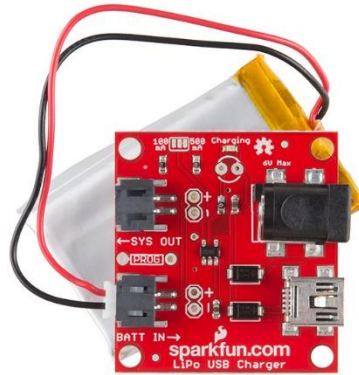


Ilustración 5. Módulo de carga de batería con chip MCP73831,[9]

2.5. Desarrollo de sistema electrónico

Una vez seleccionados los elementos que conformarán el prototipo electrónico, se diseñó el esquemático de la Ilustración 6 utilizando el software *Autodesk Eagle*, versión de prueba. Dicho esquemático incluye etiquetas alusivas a la función de cada componente.

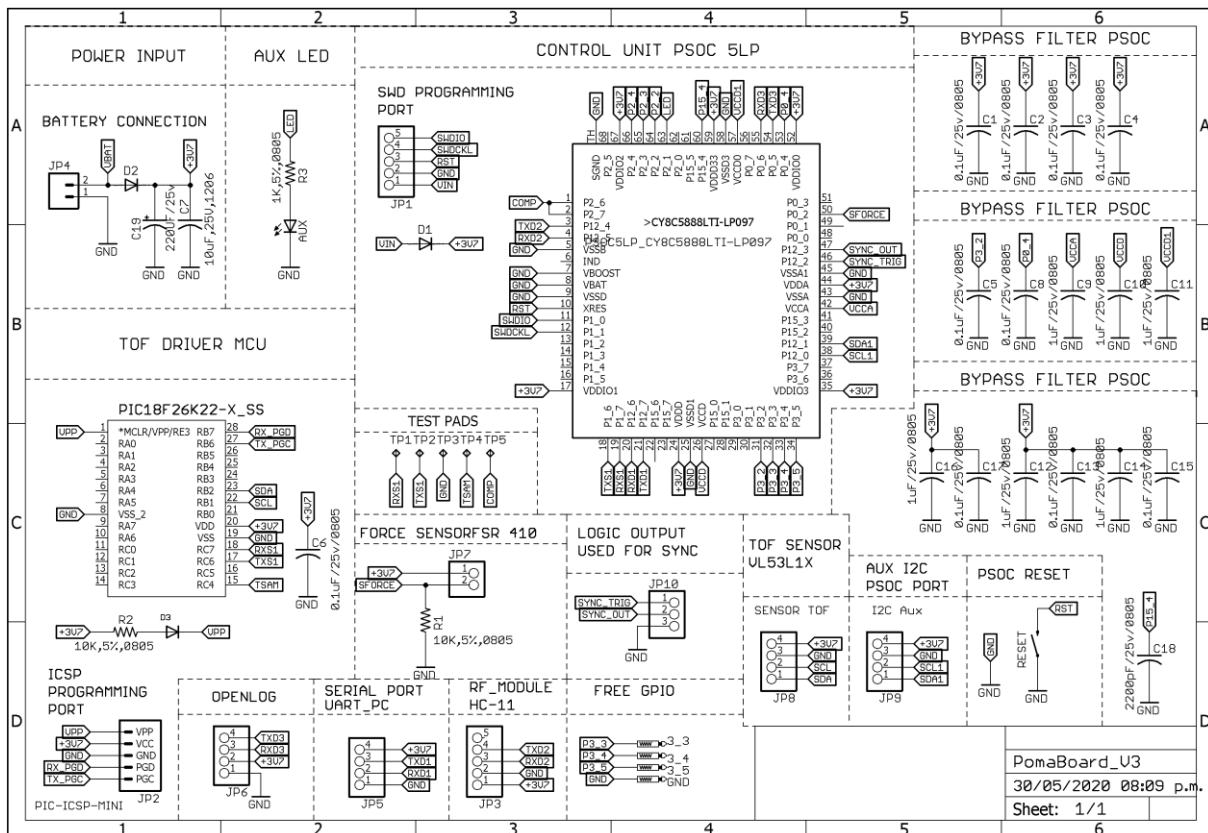


Ilustración 6. Diagrama esquemático diseño electrónico, fuente propia.

mediante un aditamento plástico (c) en ángulo recto que tiene como propósito garantizar la dirección de sensado hacia la barrera lateral. Cada nodo sensor cuenta con una carcasa plástica que facilita su manipulación y también la sujeción mediante bandas elásticas en la parte inferior interna de las canillas del participante (b).



Ilustración 8. Prototipo Electrónico Nodos sensores, fuente propia.

2.6. Algoritmo para estimación del ancho de paso

A continuación, se describen los pasos del algoritmo que estima el ancho de paso a partir de los valores entregados por los sensores FSR y TOF de cada nodo de sensado:

- 1. Selección de datos.** La Ilustración 9 muestra los datos entregados por los nodos de sensado. Cada fila representa una muestra y las columnas son las variables en el siguiente orden: distancia medida por el sensor del talón derecho, fuerza normal ejercida por el talón derecho, distancia medida por el talón izquierdo, fuerza normal ejercida por el talón izquierdo. Los valores de distancia se entregan en milímetros, mientras que los de fuerza en una escala de 0 a 255 (resolución ADC 8bits), este último no es necesario escalarlo a unidades de ingeniería debido a que solo se utiliza para detectar el pico máximo de fuerza que ejerce el talón al tocar el suelo.

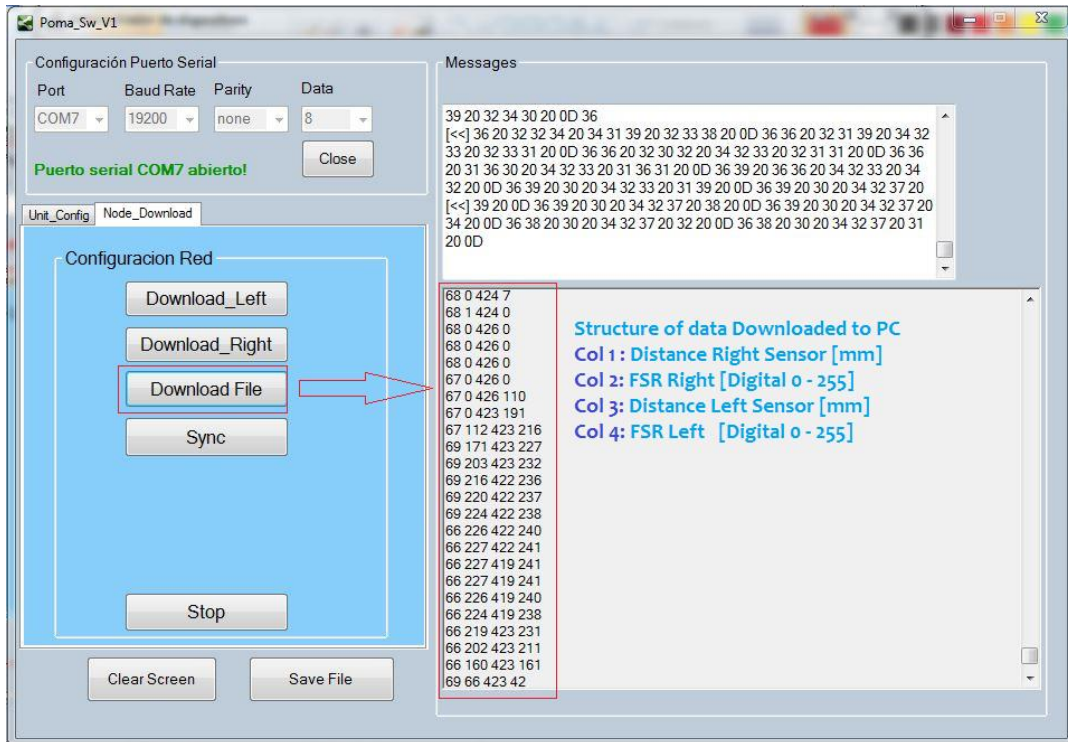


Ilustración 9. Formato de datos descargados desde el sistema electrónico, fuente propia.

En la Ilustración 10 se presentan los datos tal y como se descargan desde la unidad concentradora. En esta gráfica se puede ver, en colores negro y verde, la información de los sensores de fuerza de los talones izquierdo y derecho respectivamente. Los trazos en azul y rojo indican la distancia de los talones izquierdo y derecho a la barrera lateral, respectivamente. El eje X de la gráfica indica el número de la muestra y el eje Y, el valor instantáneo de cada variable. Las primeras muestras presentan poca variación en la fuerza de ambos talones. Esto indica que el participante permanece de pie pero que no ha iniciado la marcha. Después de la muestra 450 se observan picos intercalados en los sensores FSR, además de valores entre 400 y 600 mm en los sensores TOF. Los picos en el sensor FSR indican que el respectivo talón golpeó el suelo, evento conocido como *heel strike* [4]. Estos eventos definen los instantes en los cuales se debe tomar el valor de distancia para luego realizar la resta de estas y así estimar el ancho de paso.

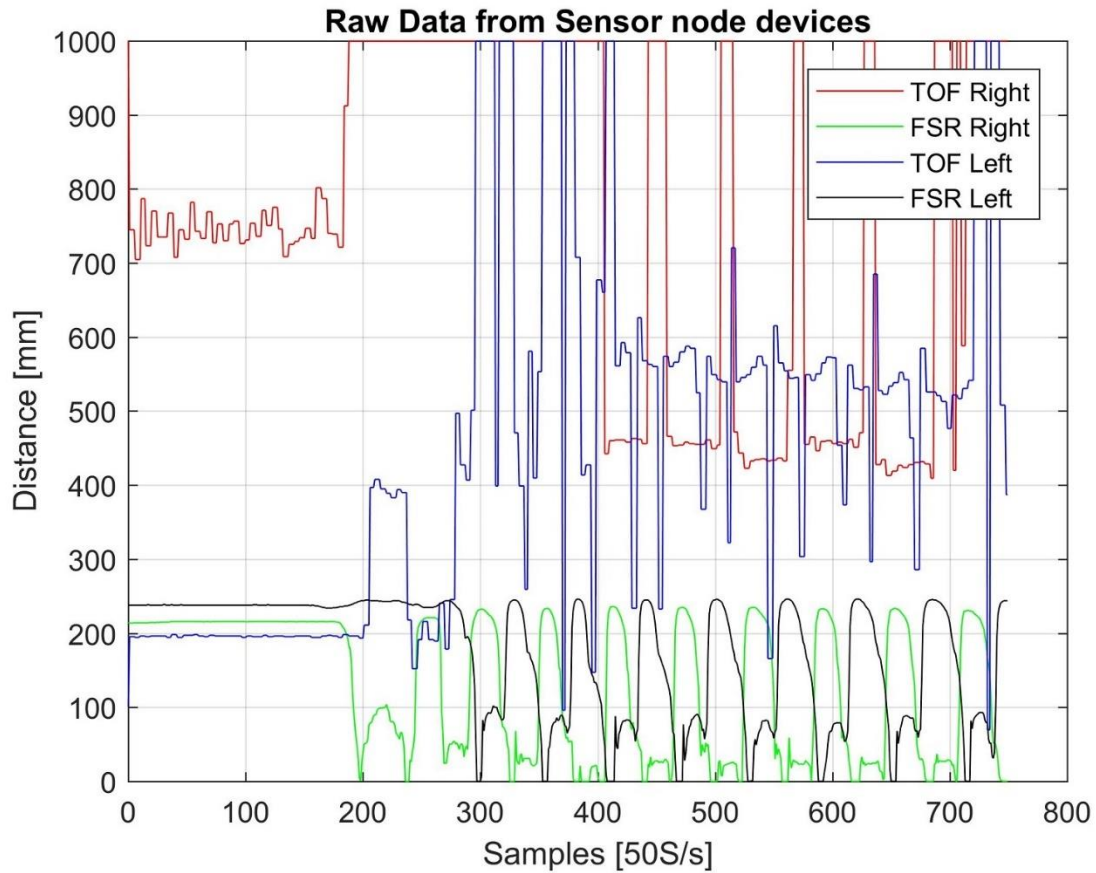


Ilustración 10. Gráfica datos en bruto capturados por sistema electrónico, fuente propia.

Según la gráfica anterior, es importante resaltar que los datos por sí solos, tal como se obtienen del sistema, deben ser recortados para tomar solo la parte donde el participante está en proceso de marcha. En la Ilustración 11 se muestra el resultado de este proceso, en el que se pueden ver cinco pares de picos en los sensores de fuerza.

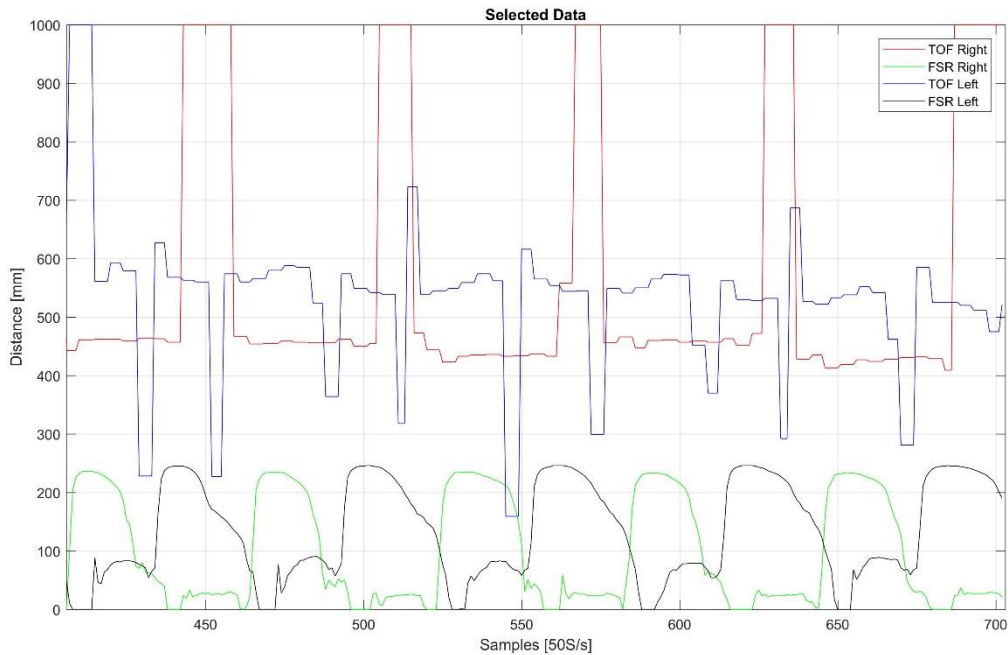


Ilustración 11. Selección de datos de interés a procesar, fuente propia.

2. **Filtrado de datos:** Consiste en aplicar un filtro de media móvil de quinto orden a las señales entregadas por los sensores TOF. Los datos de los sensores FSR no es necesario filtrarlos. Para que el filtro no genere desfase entre la señal de entrada y la señal de salida, se aplica el procesamiento en cuatro etapas indicado en la Ilustración 12 [11]–[13]. La etapa denominada “Filtro” corresponde a un filtro de media móvil convencional y *Time Reverse* es un procedimiento que genera una secuencia de valores donde la última muestra se convierte en la primera y viceversa. El procesamiento indicado en la Ilustración 12 se realiza en Matlab utilizando la función `FILTFILT`, es importante aclarar que por efectos de convenio académico se cuenta con versión licenciada del software, para aplicaciones prácticas se presupuesta implementación de algoritmo en software de uso libre.

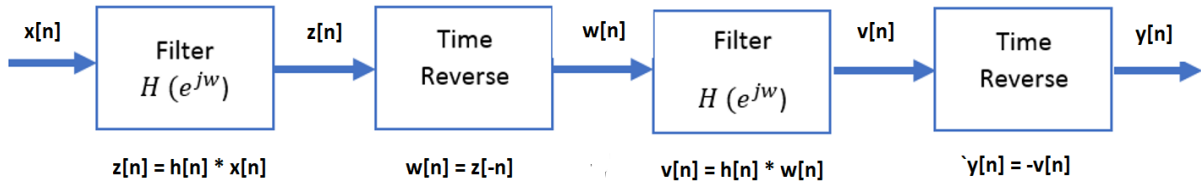


Ilustración 12. Estructura de un filtro que no genera desfase entre la señal de entrada y la señal de salida. El operador * denota la convolución entre señales.

La transformada de Fourier de tiempo discreto (DFT) de $z[n]$ es:

$$Z(e^{j\omega}) = H(e^{j\omega})X(e^{j\omega})$$

Siendo $H(e^{j\omega})$ la función de transferencia del filtro de media móvil cuya respuesta al impulso es $h[n]$, y $X(e^{j\omega})$ la DFT de la señal a filtrar $x[n]$. La DFT de $w[n]$ es:

$$W(e^{j\omega}) = Z(e^{-j\omega})$$

Se reemplaza $Z(e^{-j\omega})$ en la expresión precedente:

$$W(e^{j\omega}) = H(e^{-j\omega})X(e^{-j\omega})$$

La DFT de $v[n]$ es:

$$V(e^{j\omega}) = H(e^{j\omega})W(e^{j\omega})$$

Se reemplaza $W(e^{j\omega})$ en la expresión precedente:

$$V(e^{j\omega}) = H(e^{j\omega})H(e^{-j\omega})X(e^{-j\omega})$$

La DFT de $y[n]$ es:

$$Y(e^{j\omega}) = V(e^{-j\omega})$$

Se reemplaza $V(e^{-j\omega})$ en la expresión precedente:

$$Y(e^{j\omega}) = H(e^{-j\omega})H(e^{j\omega})X(e^{j\omega})$$

Dado que $H(e^{-j\omega})$ y $H(e^{j\omega})$ son complejos conjugados, su producto es igual $|H(e^{j\omega})|$. Así:

$$Y(e^{j\omega}) = |H(e^{j\omega})|X(e^{j\omega})$$

Lo anterior significa que la señal de salida y de entrada solo difieren en sus espectros de magnitud, pero no en los de fase. En la Ilustración 13 se presenta un ejemplo de la respuesta de este tipo de filtro.

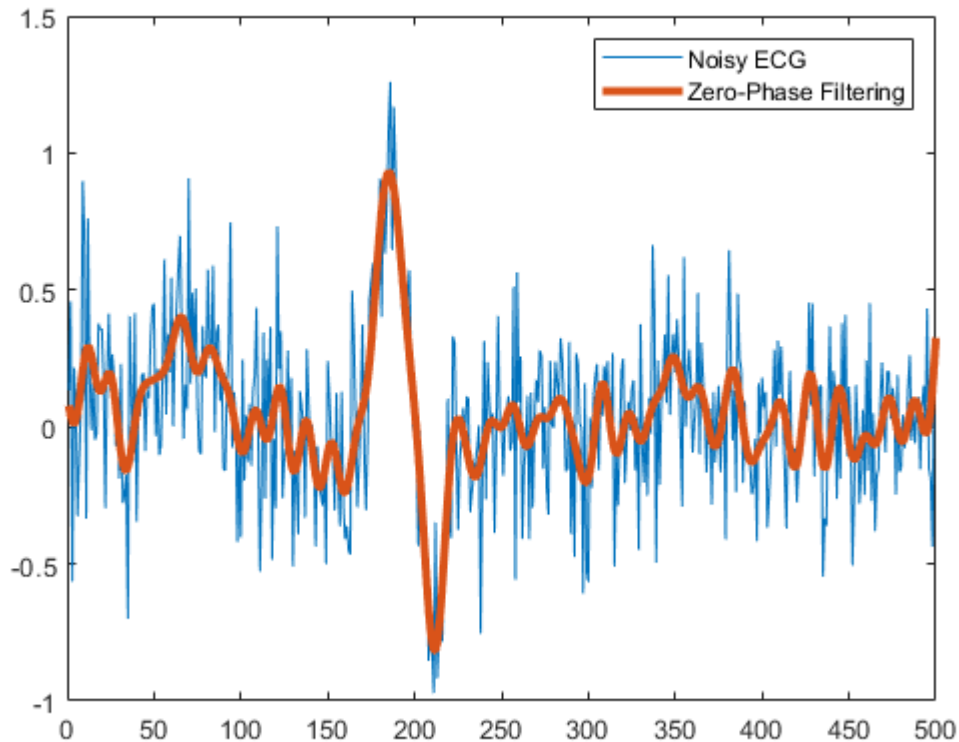


Ilustración 13. Respuesta de un filtro digital de fase cero, [14].

- 3. Segmentación de la señal:** Consiste en identificar los máximos de la señal de fuerza de cada sensor, los cuales indican los instantes de tiempo en los cuales los talones entran en contacto con el suelo. La Ilustración 14 presenta las señales de distancia y de fuerza junto con los instantes donde ocurren los golpes de talón, los cuales se indican con círculos de color verde y azul respectivamente.

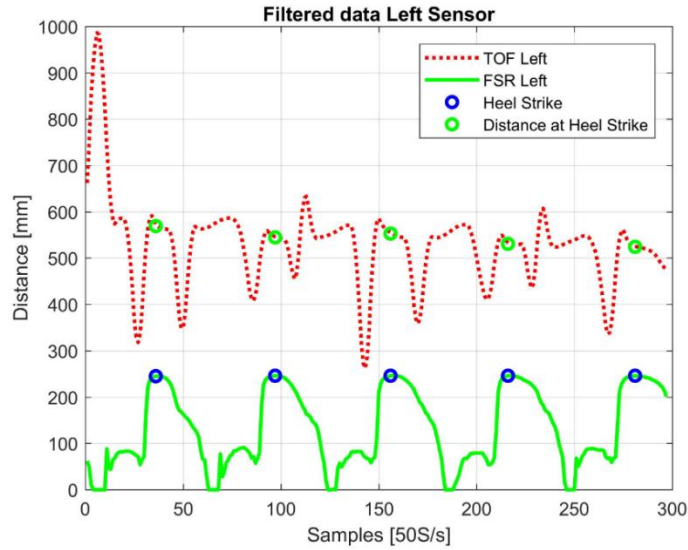


Ilustración 14. Señal de sensores pie izquierdo filtrada y segmentada, fuente propia.

4. Estimación de ancho de paso: En los instantes en que ocurren los máximos de las señales de fuerza se extraen las distancias de los talones a la barrera lateral, para posteriormente ser restados y así determinar el ancho de paso. En la Ilustración 15 se presentan cinco anchos de paso de una marcha corta. La medida ha sido escalada a cm para compararla con los estándares de ancho de paso que indica la bibliografía, los cuales están dados en cm.

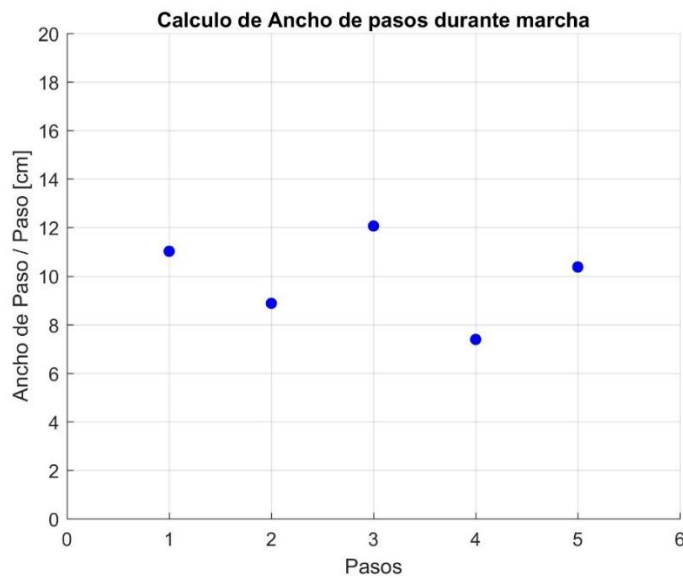


Ilustración 15. Resultado estimación de ancho de pasos durante marcha corta, fuente propia.

2.7 Valoración del ancho de paso en el contexto de POMA-G

Considerando que se cuenta con un sistema electrónico capaz de adquirir datos por medio de sensores de distancia y de presión de talón, se debe plantear una propuesta en relación al segundo objetivo del trabajo de investigación, el cual consiste en formular un algoritmo que procese los datos provenientes de los sensores y evalúe la distancia entre talones de acuerdo al ítem 16 de POMA, Tabla 9.

Tabla 9. Numeral 16 del examen POMA, Traducido de [15]

Numeral Examen	Tarea que realiza el participante	Descripción de la marcha	Puntaje Posible
16	Posición al caminar	Talones separados	0
		Los talones casi se tocan al caminar.	1

Una vez establecida la variable a medir, se definen los valores de referencia para el ancho de paso en marcha normal en adultos mayores. Este aspecto es indispensable y servirá de base para generar la función que mapea el ancho de paso de centímetros al intervalo [0,1]. Es importante aclarar que en POMA la distancia entre talones se evalúa como 0 o como 1.

Con respecto a valores normativos del ancho de paso, la literatura consultada establece que un valor normal está entre 9 y 11 cm para adultos mayores, considerándose normales valores de hasta 21.7 cm [6]. Otros trabajos concluyen que 15cm puede ser un valor normal en la marcha. En este trabajo, las separaciones de talones menores a 20cm se evaluarán con 1, las superiores a 30cm con 0, y a aquellas entre 20 y 30cm se les asignará un valor inversamente proporcional entre 1 a 0. La **¡Error! No se encuentra el origen de la referencia.** presenta la forma de evaluar el ancho de paso:

$$u(x) = \begin{cases} 1 & x < x_{min} \\ m x + b & x_{min} \leq x \leq x_{max} \\ 0 & x > x_{max} \end{cases} \quad [1]$$

Siendo, x el ancho de paso en cm, $x_{min} = 20cm$ y $x_{max} = 30cm$. Las constantes m y b se calculan con las siguientes ecuaciones:

$$m = - \frac{1}{x_{max} - x_{min}} \quad [2]$$

$$b = \frac{x_{min}}{x_{max} - x_{min}} + 1 \quad [3]$$

Luego de calcular los anchos de paso, se utiliza una aplicación desarrollada en Matlab que evalúa la **¡Error! No se encuentra el origen de la referencia.** y genera un resultado acorde con el numeral 16 del examen POMA. En la Ilustración 16 se presenta un ejemplo del mensaje visualizado por el usuario.

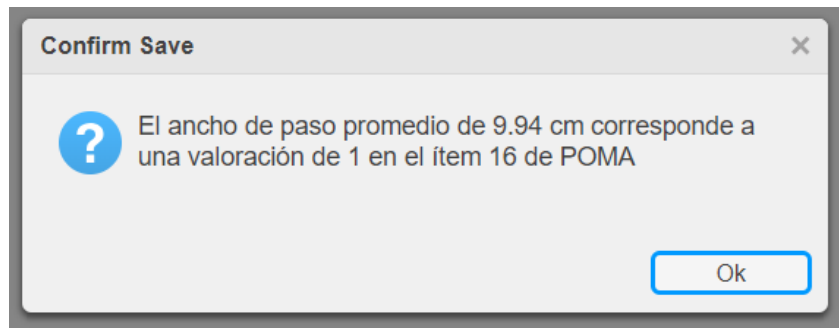


Ilustración 16. Respuesta de Algoritmo de procesamiento de datos, fuente propia.

La Ilustración 17 presenta la ecuación propuesta.

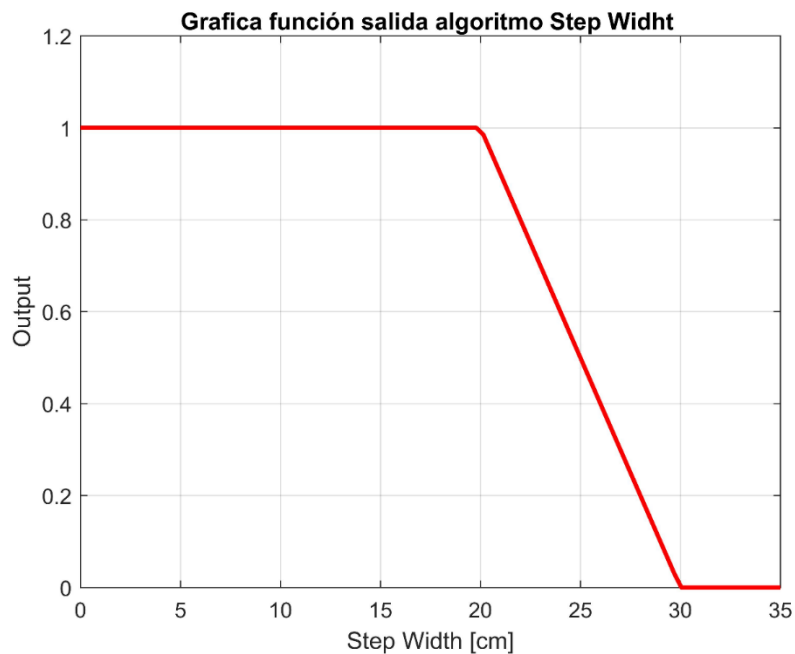


Ilustración 17. Grafica función de salida algoritmo correlación sistema electrónico y examen POMA-G punto 16.

2.8. Proceso de Validación de sistema electrónico mediante Vicon

Para validar el prototipo electrónico desarrollado se utilizó un sistema Vicon [16], el cual está conformado por un grupo de hasta 16 cámaras infrarrojas que se instalan en un recinto cerrado. Mediante algoritmos de triangulación de las distancias calculadas por las cámaras se determina la posición cartesiana de marcadores reflectivos ubicados en el cuerpo del participante, con una resolución de 0.1mm [16]. La Ilustración 18 muestra un ejemplo donde se tiene un participante al cual se le han colocado marcadores en sus extremidades inferiores. Las cámaras capturan el movimiento y en el PC se reconstruye la estructura de las extremidades inferiores para este ejemplo.



Ilustración 18. Ejemplo de un entorno de Captura de marcha con sistema Vicon, tomado de [17].

Para validar el prototipo electrónico desarrollado se requiere que este y el sistema Vicon inicien la captura datos simultáneamente. Este objetivo se logró utilizando el puerto de entrada *Ext Start* de la consola *Lock* de Vicon. Dicho puerto recibe la señal de inicio de captura de movimiento desde un dispositivo externo. En la Ilustración 19 se muestra que la señal de disparo se genera estableciendo una conexión de muy baja impedancia entre *Center Pin* y *Ground Pin*.

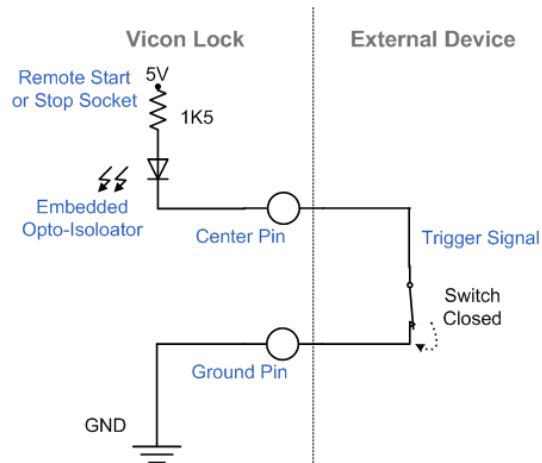


Ilustración 19. Circuito de inicio externo de captura de movimiento de la consola Lock de Vicon.[18]

La tarjeta PSoC donde se implementa el concentrador genera la señal de sincronización a partir de una salida digital tipo FET en drenador abierto conectada al *Center Pin* de la consola Vicon. Para que este esquema funcione las señales de tierra de la consola y del concentrador deben estar conectadas, Ilustración 20.

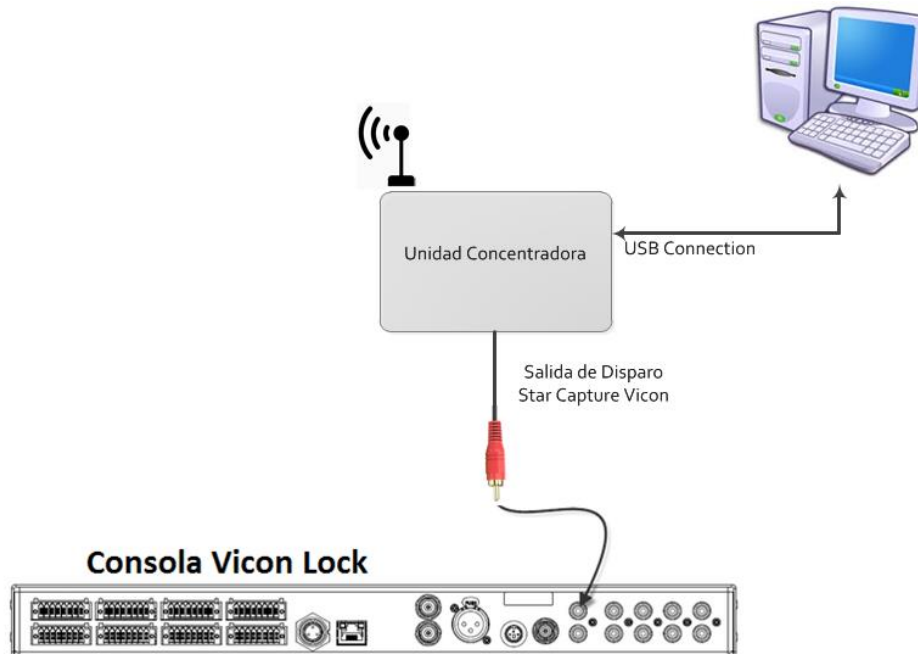


Ilustración 20. Diagrama general conexión sistema electrónico a consola Lock de Vicon, fuente propia.

A continuación, se describe el protocolo de validación realizado:

1. **Instalación de la barrera lateral.** Esta barrera debe ser paralela a la dirección de marcha con el fin de que sirva como superficie reflectante para los sensores TOF. También se debe verificar la correcta disposición de las cámaras del sistema Vicon. La Ilustración 21 presenta una fotografía de la preparación realizada.

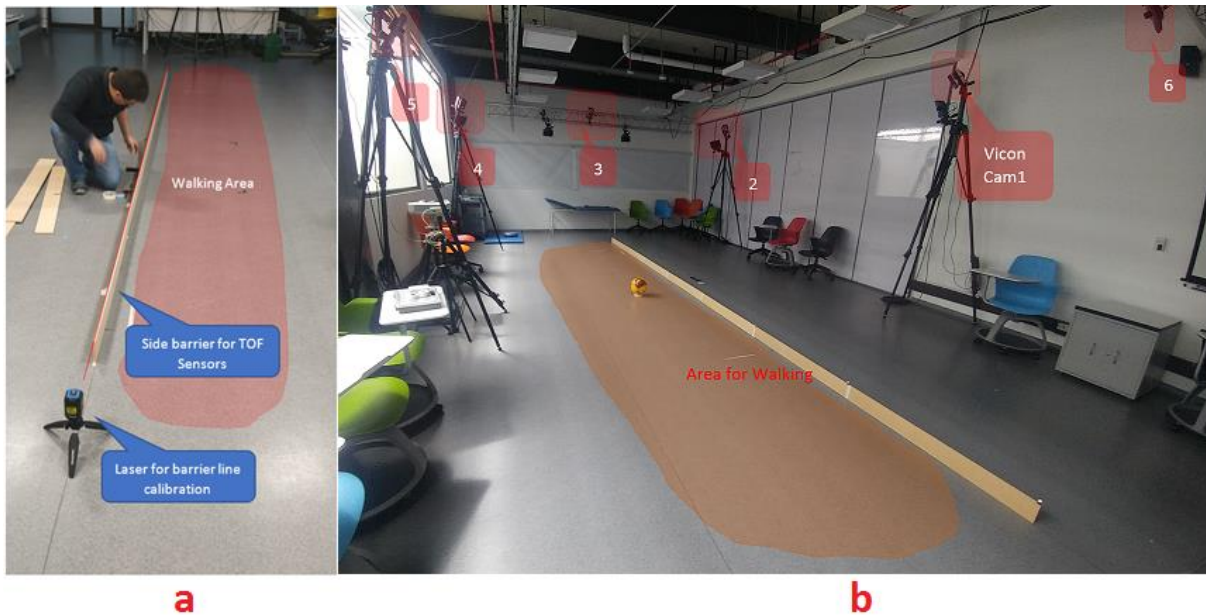


Ilustración 21. Adecuación de espacio de pruebas para validación de sistema electrónico con Vicon, a) Instalación y calibración de barrera reflectante para sensores TOF, b) Espacio para pruebas en laboratorio, se puede ver el área de marcha, la barrera instalada y la ubicación de las cámaras del sistema Vicon, fuente propia.

2. **Calibración de las cámaras Vicon.** Esto se realiza con el fin de determinar las matrices de transformación de coordenadas entre las cámaras. Este proceso se realiza a partir de los movimientos de un instrumento patrón denominado *T-Frame* incluido con el sistema Vicon [19].
3. **Instalación del sistema de medición de ancho de paso.** Los sensores de fuerza se ubican en el talón dentro de cada zapato mientras que los sensores TOF en la parte trasera de estos. Los sensores TOF deben apuntar hacia la barrera lateral.

4. **Instalación de los marcadores reflectivos.** Estos se ubican en las secciones rígidas de los pies del participante dado que allí presentan los menores movimientos durante la marcha. Los marcadores presentados en la Ilustración 22 permiten obtener un modelo 3D del pie y así seguir su desplazamiento durante la marcha.



Ilustración 22. Fase de alistamiento, ubicación de marcadores reflectivos en participante y sistema electrónico desarrollado, Fuente propia.

5. **Captura de movimiento:** Se procede a tomar los datos mediante diferentes capturas que luego serán analizadas. La Ilustración 23 presenta a un participante con los dispositivos de sensado dispuestos en sus pies y realizando la actividad de marcha corta para captura de información.

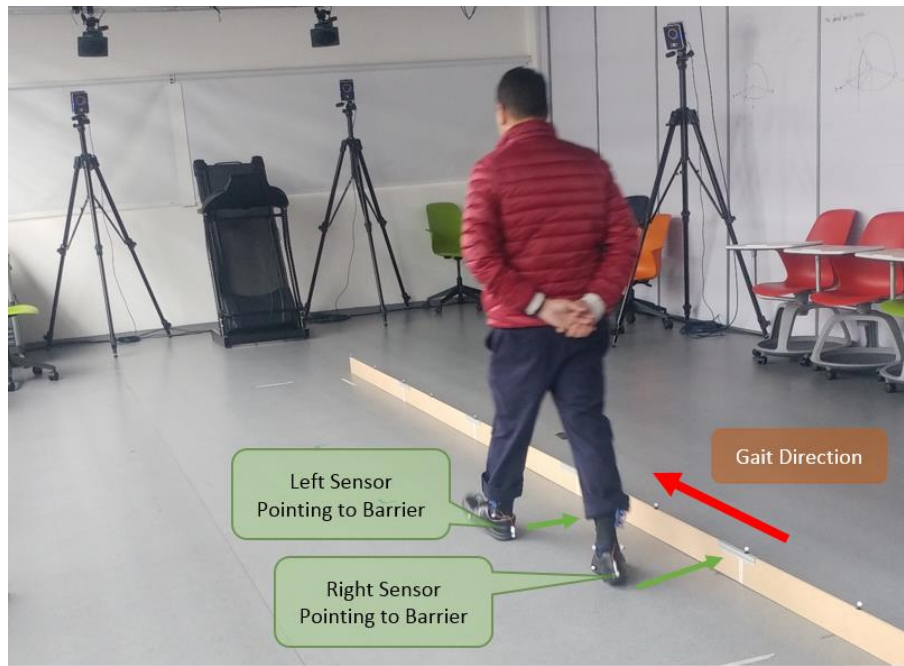


Ilustración 23. Participante durante marcha en proceso de validación de sistema electrónico.

En la Tabla 10 se presentan los resultados del proceso de validación. En esta se tiene la información de cinco pruebas donde cada una corresponde a una marcha corta de entre 4 y 5 pasos. Por cada marcha se estimó el ancho de paso con ambos sistemas (Vicon y el sistema electrónico desarrollado), y se estimó el error tomando como patrón el sistema Vicon.

Tabla 10. Resultados de pruebas de validación

	Prueba 1 [cm]	Prueba 2 [cm]	Prueba 3 [cm]	Prueba 4 [cm]	Prueba 5 [cm]
Vicon	11.01	13.92	12.31	11.56	11.75
Sistema Electrónico	11.31	11.53	10.58	10.53	10.1
Error	3%	17%	14%	9%	14%

2.9. Hipótesis del error y propuesta de mejoras en sistema electrónico.

Según análisis a posibles fuentes de error surge una la hipótesis de que la variación se puede originar a una condición en la marcha humana llamada pronación o supinación [20], efecto en los huesos del cuerpo humano que tienden a rotar, en este caso se trata de una rotación de talón, que genera un cambiando la forma como el pie entra en contacto con el suelo durante la marcha, en la pronación hay una rotación hacia el interior y en supinación ocurre el efecto contrario. El efecto descrito puede generar variaciones en la dirección del haz de luz generada por el sensor TOF, que idealmente debe ser perpendicular al suelo, la Ilustración 24 presenta los posibles efectos, que pueden derivar en medidas mayores en el caso de existir pronación b) o medidas menores a la real en caso de supinación c), afectando la diferencia que permite estimar el ancho de paso.

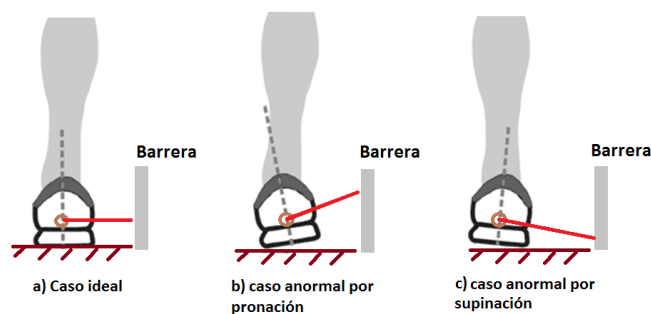
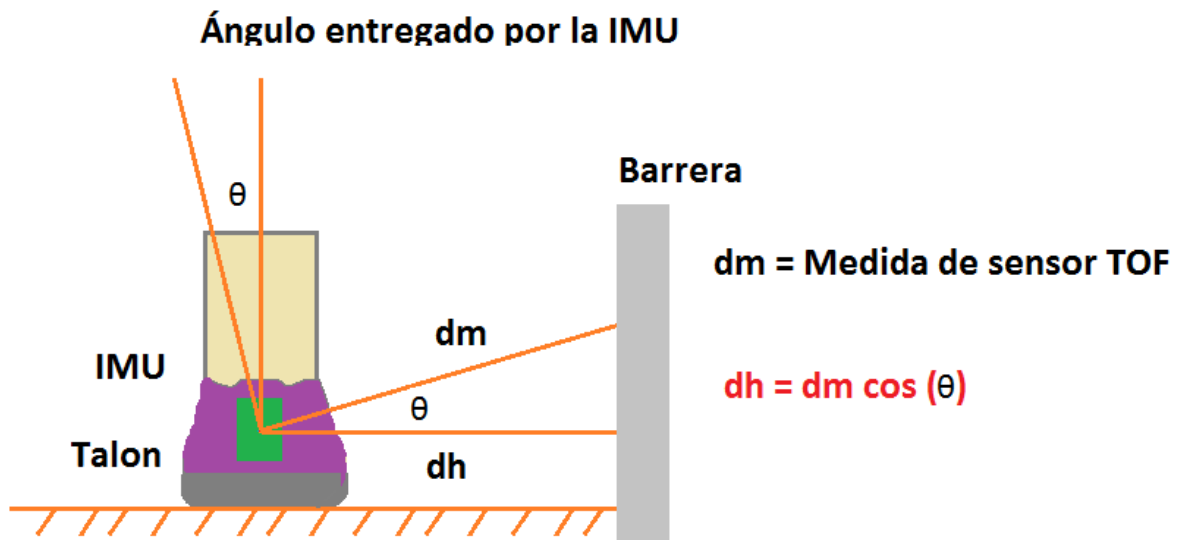


Ilustración 24. Efectos de condición de pronación o supinación en la medida de distancia de los sensores TOF, fuente propia.

Como una posible mejora a la respuesta del sistema electrónico se propone el uso de un sensor inercial, que permita estimar un Angulo de rotación en el talón y mediante relaciones trigonométricas y la definición de rangos en las medidas de distancia realizar una compensación a la medida, esta propuesta puede ser validada para ciertos rangos de distancia tomando en cuenta la distancia del pie a la barrera que deben ser estimados, la anterior propuesta se plantea a desarrollar en un trabajo futuro, en la .



Válido para θ tanto positivo como negativo en un rango a determinar según distancia promedio de la barrera.

Ilustración 25. Concepto gráfico de mejora a la respuesta del sistema electrónico desarrollado.

3. Resultados evaluación del sistema electrónico

En este apartado se presenta resultados del proceso de evaluación del dispositivo electrónico con apoyo de 10 participantes, personas adultas con edades entre los 57 y 75 años, que aceptaron voluntariamente hacer parte de un experimento que se describe a continuación.

3.1. Descripción de la realización del experimento de evaluación

Para capturar datos se diseñó una prueba con 10 personas, a cada una se le ha pedido hacer un total de 10 marchas, que finalmente serán evaluadas según el numeral 16 del examen POMA mediante la aplicación software desarrollada, a continuación, en la Tabla 11, se presenta la tabla de información demográfica de los participantes.

Tabla 11. Información demográfica por participante en experimento de validación, fuente propia.

Nro. Participante	Edad	Sexo	Estatura [cm]	Peso Aproximado [kg]	IMC	Antecedente caídas
Participante 1	64	Masculino	172	78	26,4	NO
Participante 2	58	Femenino	156	62	25,5	NO
Participante 3	68	Femenino	148	56	25,6	NO
Participante 4	58	Masculino	170	86	29,8	NO
Participante 5	57	Femenino	152	60	26,0	NO
Participante 6	62	Femenino	154	64	27,0	NO
Participante 7	60	Masculino	165	90	33,1	NO
Participante 8	70	Femenino	153	54	23,1	NO
Participante 9	75	Masculino	168	90	31,9	NO
Participante 10	68	Masculino	172	87	29,4	NO

En la Tabla 12, se presenta un resumen de los datos demográficos de los participantes.

Tabla 12. Tabla resumen de información de los participantes.

	Edad	Estatura [cm]	Peso Aproximado [kg]	IMC
Mínimo	57	148	54	23.07
Máximo	75	172	90	33.06
Promedio	64	161	72,7	27.75
Desviación estándar	6.06	9.29	14.86	3.16

En seguida se listan los pasos a realizar para la toma de datos según el protocolo planteado en el diseño de la prueba de evaluación del sistema desarrollado, es una serie de 8 pasos que se deben seguir puntualmente y tienen por objeto que los datos sean tomados de forma estandarizada.

1. Se hace una revisión técnica de los dispositivos electrónicos verificando nivel de batería óptimo para dispositivos sensores, correcta conexión y comunicación entre PC y dispositivo concentrador, verificación de comunicación entre dispositivos sensores y concentrador.
2. Se socializa a cada participante el proceso a desarrollar, indicando aspectos como duración de la prueba, movimientos, cantidad de marchas a realizar y recomendaciones de uso del dispositivo.
3. Se diligencia un formulario con información del participante como, sexo, altura, peso, masa corporal, edad.
4. Se realiza la preparación del participante, al cual previamente antes de la prueba en una sesión inicial de socialización se le ha pedido utilizar ropa cómoda y preferiblemente calzar zapatos deportivos que faciliten la instalación de los nodos sensores. Primero se ubica el nodo sensor mediante bandas elásticas en el pie, luego se adhiere el sensor de fuerza mediante cinta doble faz al talón, se procede a calzar el zapato y finalmente instalar el sensor TOF en el talón parte externa del zapato, se repite el procedimiento para cada pie.
5. Se indica al participante la ubicación para el punto de partida.
6. Se activa el sistema electrónico mediante aplicación en PC para iniciar la captura y se da aviso al participante para que inicie el recorrido indicado.
7. Finalizada la marcha se recolecta la información mediante aplicación en PC.

8. Se repiten los pasos 4 a 6, acorde con el número de capturas a realizar (10 por participante).

En la Tabla 13 se consigna en las filas los datos de cada participante (P1 a P10), presentando por cada columna los promedios de ancho de paso de una marcha normal, en total se tomaron diez marchas (M1 a M10), el promedio es obtenido de cuatro anchos pasos por marcha y su valor se expresa en cm, de acuerdo con el algoritmo propuesto y con base en el criterio del numeral 16 del examen POMA en ninguno de los casos se supera el umbral que supone riesgo de caída.

Tabla 13. Tabla de resultados obtenidos – Promedio anchos de paso de participantes

Participante	Promedio Ancho de paso por Marcha en [cm]									
	M1	M2	M3	M4	M5	M6	M7	M8	M9	M10
P1	8,50	12,43	9,96	10,92	9,91	11,82	10,98	11,36	10,70	11,26
P2	11,14	11,71	10,20	10,93	10,25	11,82	10,98	11,37	10,71	11,27
P3	12,57	12,03	11,74	13,11	13,48	13,12	12,19	13,65	12,36	13,65
P4	10,51	11,67	10,60	9,95	10,19	10,57	10,53	9,90	10,53	10,00
P5	9,35	9,85	11,41	10,86	11,25	12,32	11,89	11,02	10,26	11,65
P6	9,63	8,95	11,75	10,12	10,93	9,93	11,83	10,95	11,37	11,99
P7	11,23	11,14	12,58	11,70	11,88	10,73	11,80	13,43	11,90	10,30
P8	9,23	9,03	10,98	10,18	10,18	9,40	10,65	10,38	9,90	8,55
P9	12,51	12,13	12,11	10,58	9,91	11,82	10,98	11,37	10,71	11,27
P10	11,95	12,00	11,50	12,80	13,00	12,30	11,60	11,44	11,00	12,96

La Ilustración 26 corresponde a un gráfico de cajas que permite apreciar de forma rápida los resultados obtenidos por participante, anchos de paso máximos, mínimos.

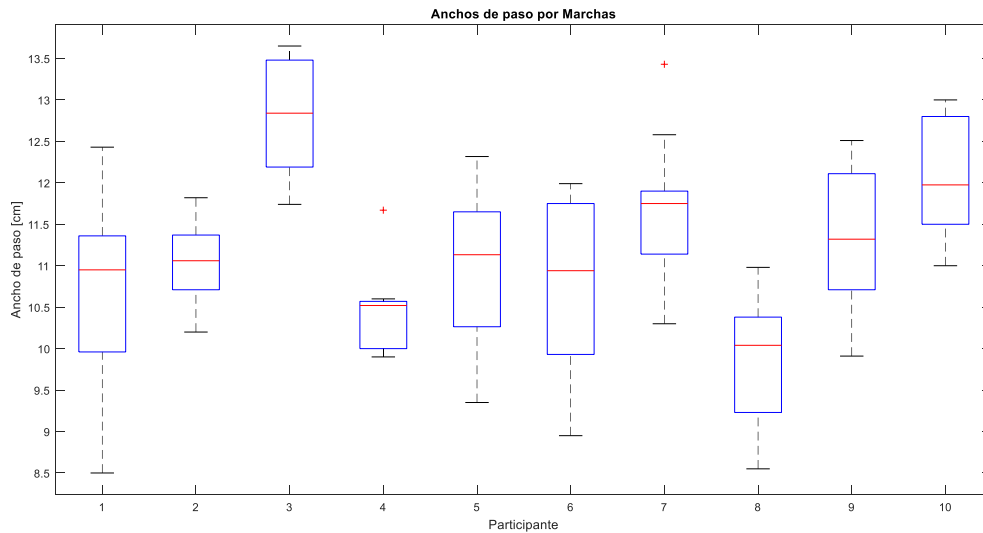


Ilustración 26. Gráfico de cajas y bigotes, fuente propia

Adicionalmente en la Tabla 14 se realiza una encuesta de tres preguntas cuyo objetivo es conocer la percepción de los participantes sobre el uso del dispositivo. Es primer aspecto es la comodidad al usar el nodo sensor ubicado en los pies, el segundo es la comodidad del sensor ubicado en el talón y el tercero es la sensación de alteración en la marcha normal debido al uso del dispositivo.

Tabla 14. Encuesta de percepción de uso a participantes del experimento, fuente propia

Nro	Preguntas	Participante										Valor Promedio
		P1	P2	P3	P4	P5	P6	P7	P8	P9	P10	
1	En un rango de 1 a 10, Por favor indique que tan cómodo se sintió al usar los dispositivos en los pies, donde 1 es muy incómodo y 10 es muy cómodo.	8	9	8	7	8	8	9	10	8	8	8,3
2	En un rango de 1 a 10, por favor indique si siente incomodidad al usar en sensor que se ubica en el talón, donde 1 es muy incómodo y 10 es muy cómodo.	8	10	9	9	9	10	8	10	8	9	9
3	Según su percepción, ¿siente que el dispositivo afecta o cambia la sensación al realizar la marcha?, califique en un valor de 1 a 10, donde 1 indica que afecta mucho la marcha y 10 si no siente que afecta o altera la marcha.	8	9	9	9	9	10	8	10	9	9	9

Finalmente, a continuación, se colocan algunos comentarios que se recopilaban por parte de los participantes durante el experimento.

- El uso del sensor en el talón no es incómodo, también es importante recalcar que depende del tipo de calzado y se recomienda que sea de tipo deportivo.
- Al inicio es importante realizar unas marchas de prueba para generar normalización en la marcha, luego de eso el uso del dispositivo se siente muy cómodo.
- Una posible mejora puede ser la reducción del tamaño del dispositivo nodo sensor.
- Durante el uso del nodo sensor en el talón se siente liviano.

4. Conclusiones

- La metodología de desarrollo basada en la definición de requerimientos permitió diseñar el sistema electrónico de manera organizada, generando la ruta para la selección de los componentes y cumpliendo con los aspectos funcionales que se plantearon.
- El desarrollo del proyecto permitió generar un sistema de fácil adquisición que captura la variable biomecánica ancho de paso haciendo uso de sensores TOF y sensores de fuerza tipo FSR, los cuales constituyen una alternativa a las tecnologías basadas en sensores inerciales y sistemas ópticos de captura.
- El sistema de referencia Vicon permitió realizar el proceso de validación, mediante el cual se pudo estimar el error que presenta el sistema desarrollado, de manera que dicha información fue considerada en la fase de experimentación; así mismo servirá como referente para futuras actualizaciones y mejoras del sistema.
- De acuerdo con la encuesta, los usuarios perciben que ni el sensor de talón y ni el que se inserta en el zapato del usuario les generaron incomodidad. Adicionalmente, los usuarios consideran que el uso del equipo no modifica su patrón de marcha habitual.

5. Trabajos futuros

- Analizar la influencia del uso del dispositivo en el concepto emitido por profesionales de la salud.
- Explorar nuevas tecnologías como los sensores TOF basados en ultrasonido tipo MEMS y tecnologías de RF.
- Analizar la posibilidad de compensar el error de distancia de la cámara TOF en función de su ángulo de orientación.

6. Referencias bibliográficas

- [1] World Health Organization, “WHO Global Report on Falls Prevention in Older Age.,” *Community Health (Bristol)*, p. 53, 2007.
- [2] A. López, D. U. Galparsoro, and P. Fernández, “Medidas de concordancia : el índice de Kappa,” *Cad Aten Primaria*, pp. 2–6, 2001.
- [3] L. Guti, J. Berthing, D. Fern, and D. Javier, “Safety-Critical Platform Model Based on Certification Standards,” no. September, 2012.
- [4] “Heel strike | definition of heel strike by Medical dictionary.” [Online]. Available: <https://medical-dictionary.thefreedictionary.com/heel+strike>. [Accessed: 08-May-2020].
- [5] J. Cámara Tobalina, “Gait analysis: phases and spatio-temporal variables,” *Entramado*, vol. 7, no. 1, pp. 160–173, 2011.
- [6] A. Herrero, “Estudio de los parámetros espaciales de la marcha en la población anciana española y su asociación con resultados adversos de salud,” p. 164, 2017.
- [7] E. K. Allseits, V. Agrawal, A. Prasad, C. Bennett, and K. J. Kim, “Characterizing the Impact of Sampling Rate and Filter Design on the Morphology of Lower Limb Angular Velocities,” *IEEE Sens. J.*, vol. 19, no. 11, pp. 4115–4122, 2019.
- [8] A. Lorena Cerda, “Manejo del trastorno de marcha del adulto mayor,” *Rev. Médica Clínica Las Condes*, vol. 25, no. 2, pp. 265–275, 2014.
- [9] “SparkFun USB LiPoly Charger - Single Cell - PRT-12711 - SparkFun Electronics.” [Online]. Available: <https://www.sparkfun.com/products/12711>. [Accessed: 03-Aug-2020].
- [10] Y. Bolaños, “Step Width System Capture,” vol. 3, 2020.
- [11] A. V Oppenheim and R. W. Schaffer, *Discrete-Time Signal Processing*, 3rd ed., vol. 3rd. USA, 2009.
- [12] S. K. Mitra, *Digital Signal Processing*. New York: McGraw-Hill, 2001.
- [13] F. Gustafsson, *Determining the initial states in forward-backward filtering*. 1996.
- [14] “Zero-phase digital filtering - MATLAB filtfilt.” [Online]. Available: <https://www.mathworks.com/help/signal/ref/filtfilt.html>. [Accessed: 01-May-2020].
- [15] G. Assessment and T. Kit, “Tinetti Performance Oriented Mobility Assessment (POMA)* Tinetti Performance Oriented Mobility Assessment (POMA) - Balance

Tests -,” *Quality*, pp. 10–12.

- [16] P. Merriaux, Y. Dupuis, R. Boutteau, P. Vasseur, and X. Savatier, “A Study of Vicon System Positioning Performance,” pp. 1–18, 2017.
- [17] “Motion capture set to become more mainstream in medical science predicts Vicon - Vicon.” [Online]. Available: <https://news.cision.com/vicon/r/motion-capture-set-to-become-more-mainstream-in-medical-science-predicts-vicon,c9722569>. [Accessed: 01-Jun-2020].
- [18] “Vicon | Award Winning Motion Capture Systems.” [Online]. Available: <https://www.vicon.com/>. [Accessed: 15-May-2020].
- [19] “Calibration process - Vantage Documentation - Vicon Documentation.” [Online]. Available: <https://docs.vicon.com/display/Vantage/Calibration+process>. [Accessed: 15-May-2020].
- [20] A. M. Márquez Lancha, “Relationship between the pronation of the foot and the syndrome of the pyramid in the corridor,” *Lect. Educ. física y Deport.*, no. 206, p. 14, 2015.