

**DISEÑO DE UN SISTEMA ELECTRÓNICO INALÁMBRICO PARA LA CAPTURA DE
DATOS INERCIALES ASOCIADOS AL MOVIMIENTO DE MIEMBROS INFERIORES
DURANTE UNA CARRERA HUMANA**



LUISA ALEJANDRA PAZ HURTADO

**CORPORACIÓN UNIVERSITARIA AUTÓNOMA DEL CAUCA
FACULTAD DE INGENIERÍAS
INGENIERÍA ELECTRÓNICA
POPAYÁN – CAUCA
2020**

**DISEÑO DE UN SISTEMA ELECTRÓNICO INALÁMBRICO PARA LA CAPTURA DE
DATOS INERCIALES ASOCIADOS AL MOVIMIENTO DE MIEMBRO INFERIOR
DURANTE UNA CARRERA HUMANA**



LUISA ALEJANDRA PAZ HURTADO

Trabajo de grado presentado a la Facultad de Ingenierías para optar al Título de:
Ingeniera en Electrónica

Director: PhD. (C) Pablo Eduardo Caicedo Rodríguez

Codirector: MSc. (C) Yamir Hernando Bolaños Muñoz

CORPORACIÓN UNIVERSITARIA AUTÓNOMA DEL CAUCA
FACULTAD DE INGENIERÍAS
INGENIERÍA ELECTRÓNICA
POPAYÁN – CAUCA
2020

ÍNDICE

Capítulo I: Introducción	10
1.1 Planteamiento del problema	11
1.2 Objetivos	12
1.2.1 Objetivo General	12
1.2.2 Objetivos Específicos	12
Capítulo II: Marco Teórico	13
2.1 Biomecánica en la carrera.....	13
2.2 Variables que intervienen en la captura de datos biomecánicos	14
2.2.1 Variables Biomecánicas	14
2.2.2 Variables Electrónicas.....	20
2.3 Características de los sistemas de captura de datos biomecánicos.....	21
2.3.1 Instrumentación.....	22
2.3.2 Comunicación empleada para la red de sensores	23
2.4 Metodología de desarrollo hardware	26
Capítulo III: Diseño de la plataforma.....	28
3.1 Diseño hardware del sistema	28
3.1.1 Fase 1: Requerimientos del sistema	28
3.1.2 Fase 2: Diseño Global	30
3.1.3 Fase 3 Y Fase 4: Diseño en detalle	32
3.1.4 Fase 5: Verificación de las conexiones para el correcto funcionamiento del diseño.....	43
3.1.5 Fase 6: Integración de los componentes.....	50
3.1.6 Fase 7: Pruebas del funcionamiento del sistema.....	54
3.2 Procesamiento de datos	63
3.2.1 Filtro Butterworth.....	63
3.2.2 Ajuste del acelerómetro.....	64
3.2.3 Ajuste del giroscopio.....	68
Capítulo IV: Resultados	71
4.1 Validación del sistema.....	71
4.2 Prueba en pista atlética:	80
4.2.1 Características del deportista.....	80

4.2.2	Protocolo de pruebas:	80
4.2.3	Análisis de señales obtenidas	82
4.2.4	Análisis de datos biomecánicos según las señales obtenidas	84
5	Capítulo V: Conclusiones y trabajos futuros	89
5.1	Conclusiones.....	89
5.2	Trabajos Futuros	90
	Referencias	91

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Fases del ciclo de la carrera	15
Figura 2. Arquitectura general para la red WBAN	24
Figura 3. Topología estrella de la comunicación inalámbrica.	25
Figura 4. Metodología de desarrollo hardware V	27
Figura 5. Arquitectura general del sistema.....	31
Figura 6. Regulador de voltaje	44
Figura 7. Microcontrolador	45
Figura 8. Módulo Zigbee.....	46
Figura 9. Sensor MPU9250.....	46
Figura 10. Módulo de micro sd	47
Figura 11. Convertidor USB a Serial UART	48
Figura 12. Circuito de Regulador de voltaje para módulo maestro	48
Figura 13. Módulo XBee de Maestro.....	49
Figura 14. Alimentación para nodos inerciales o nodos sensores	49
Figura 15. Salidas para conexión y alimentación de nodos sensores.....	50
Figura 16. Componentes y conexiones de nodos sensores.....	51
Figura 17. Componentes y conexiones del módulo maestro. Fuente: Propia	51
Figura 18. Tarjetas en PCB de nodos sensores	52
Figura 19. Tarjeta en PCB de módulo maestro	52
Figura 20. Tarjetas correspondientes a nodos sensores con componentes soldados.....	53
Figura 21. Módulo maestro con componentes soldados	53
Figura 22. Máquina de estados de firmware	54
Figura 23. Señal de tiempo de muestreo	57
Figura 24. Configuración de módulo Zigbee	58
Figura 25. Sincronización de nodos sensores una vez enviado el comando	59
Figura 26. Diferencia de tiempos en la sincronización de los nodos sensores.....	60
Figura 27. Comparación de bits enviados y recibidos	63
Figura 28. Pruebas con tercer brazo	66
Figura 29. Datos concatenados del acelerómetro.....	66
Figura 30. Gráfica Pruebas aceleración VS Aceleración calibrada	68
Figura 31. Comparación de señales de aceleración.....	72
Figura 32. Comparación de señales de velocidad angular	73
Figura 33. Gráfico Bland-Altman para aceleración en eje X.....	74
Figura 34. Gráfica de Bland-Altman en ejes Y del acelerómetro	75
Figura 35. Gráfico Bland-Altman para aceleración en eje Z	76
Figura 36. Gráfica Bland-Altman para velocidad angular en eje X.....	77
Figura 37. Gráfica Bland-Altman para velocidad angular en eje Y.....	78
Figura 38. Gráfica Bland-Altman para velocidad angular en eje Z	79
Figura 39. Pista atlética	81
Figura 40. Ubicación de nodos sensores	82
Figura 41. Señal de velocidad angular sin filtrar	83

Figura 42. Señal de velocidad angular filtrada.....	84
Figura 43. Señal de velocidad angular producida por carrera de 120metros	85
Figura 44. Indicación de valles y foot-off de la señal correspondiente a la carrera.....	86
Figura 45. Fases de zancada.....	87

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla I. Requerimientos del sistema	28
Tabla II. Características de las unidades de control	33
Tabla III. Matriz de selección de microcontrolador	35
Tabla IV. Características de sensores IMU	36
Tabla V. Matriz de selección de sensores IMU	37
Tabla VI. Características de controlador de gestión de carga lineal li-ion	38
Tabla VII. Matriz de selección de controlador gestor de carga	39
Tabla VIII. Características de los dispositivos para red inalámbrica	39
Tabla IX. Criterios de selección de módulo de comunicación	40
Tabla X. Características de convertidores USB a serial	41
Tabla XI. Matriz de selección del convertidor USB a serial	42
Tabla XII. Características de reguladores lineales	42
Tabla XIII. Matriz de selección de reguladores lineales	43
Tabla XIV. Descripción de máquina de estados del firmware	55
Tabla XV. Pruebas de bits enviados y recibidos	61
Tabla XVI. Tiempos de fases y zancadas	87

DEDICATORIA

A mi familia por brindarme su compañía y cariño, especialmente a mis padres por su amor, apoyo y consejos en todo momento, gracias a ustedes he logrado culminar mi estudio de ingeniería electrónica permitiéndome cumplir uno de mis mayores anhelos, gracias por hacer parte de mi formación no solo profesional, sino que también como ser humano. A mi novio por su apoyo incondicional, compañía, comprensión y ayuda en parte de mi formación universitaria.

AGRADECIMIENTOS

Mi sincero agradecimiento a los docentes de la Corporación Universitaria Autónoma del Cauca por hacer parte de mi formación académica, especialmente a PhD(c) Pablo Eduardo Caicedo y a Msc(c) Yamir Hernando Bolaños por brindar su conocimiento y guiarme durante el proceso de la elaboración del proyecto de grado, con dedicación y paciencia, además de sus valiosos consejos que los tendré presentes siempre.

También agradezco a mis padres por su esfuerzo para ayudarme a culminar mi carrera universitaria y ayudarme a alcanzar mis objetivos.

CAPÍTULO I: INTRODUCCIÓN

El atletismo es un deporte conformado por actividades como la carrera, que es considerada como un desplazamiento rápido del cuerpo humano [3]. Por otra parte, los avances tecnológicos denotados en el área de la biomecánica juegan un papel importante en el análisis de la técnica en dicho deporte[1]. Teniendo en cuenta la importancia de la biomecánica en el atletismo, se ha decidido realizar un diseño de sistema para la adquisición y visualización de datos inerciales obtenidos durante el gesto deportivo que ofrezca comodidad y permita a su vez al deportista realizar con naturalidad la actividad física, logrando buenos niveles de precisión, efectividad y eficiencia dentro del estudio de las variables físicas presentes. Esto se pretende lograr mediante el uso de una Microred de sensores inerciales con una red inalámbrica para la comunicación entre dispositivos y componentes electrónicos de pequeño tamaño.

El desarrollo de este proyecto es basado en la importancia de verificar la correcta técnica empleada por el deportista, permitiendo caracterizar los gestos deportivos describiendo las variables físicas que hacen parte de la biomecánica del deporte practicado, adicionalmente se deben considerar las variables electrónicas que conforman el sistema encargado de la captura de datos biomecánicos, determinando así la importancia de la biomecánica y de sus dispositivos de medición inalámbricos en el atletismo. Se procesa la información obtenida de cada sensor inercial por el sistema diseñado, donde inicialmente se debe realizar el ajuste de dichos sensores para disipar errores presentes en el sistema, además de un proceso de filtrado. Finalmente se determinan las variables para definir la técnica implementada por el deportista.

1.1 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

El atletismo es un deporte que incluye varias disciplinas; agrupadas en carreras, pruebas combinadas y marcha[2], para llevar a cabo este deporte los miembros inferiores juegan un papel de suma importancia para quienes lo practican [3] y su buen desempeño depende de un estricto entrenamiento diario. Esta preparación es dirigida por entrenadores quienes tienen un conocimiento teórico y práctico de esta actividad, las cuales normalmente estas personas no pueden hacer un análisis detallado del desempeño del deportista, dado que no tiene los recursos tecnológicos para obtener la información biomecánica adecuada [4].

Esta información puede ser obtenida mediante sistemas de captura de movimiento. Estos pueden ser clasificados en[5]: (i) ópticos, (ii) electromagnéticos y (iii) electromecánicos. En los primeros (sistemas ópticos) los datos son obtenidos a través de cámaras las cuales graban en tiempo real y generan un modelo tridimensional (x, y, z) a partir de marcadores ubicados en el participante, estos deben cumplir con una adecuada distribución en las diferentes partes del cuerpo siguiendo con un determinado protocolo para definir un modelo biomecánico [6], logrando de esta manera obtener “gran precisión en la toma de datos del movimiento”[5]. Por otra parte, los sistemas electromagnéticos están constituidos por sensores que basan su funcionamiento en tres bobinas ubicadas de forma ortogonal, el cálculo de la orientación y la posición de estos se realiza usando la medición del flujo magnético que las atraviesa [6]. Finalmente, los sistemas electromecánicos; capturan el movimiento haciendo uso de sensores micro electro mecánicos (MEMS, por su siglas en inglés) conformados por acelerómetros y giroscopios en su mayoría [7] encargados de brindar aceleración y velocidad angular respectivamente, permitiendo así determinar y analizar las variables físicas desempeñadas por el deportista. Estos sensores se ubican en diferentes partes del cuerpo realizando mediciones poco invasivas en ambientes poco controlados [6].

A pesar de estas ventajas, los tres tipos de sistemas requieren ciertas condiciones que pueden llegar a ser problemáticas. Es así que los sistemas ópticos requieren de ambientes muy controlados en luz y espacio que los hacen inviables en la solución de ciertas dificultades al aire libre o en áreas extensas, además, requieren de un fuerte aporte financiero pues los equipos son costosos. Los sistemas electromagnéticos están condicionados a requerir el generador de flujo magnético que les permita realizar las medidas. Por último, los sistemas electromecánicos necesitan teorías matemáticas complejas para lograr una mayor exactitud en las medidas biomecánicas [6].

Teniendo en cuenta lo nombrado anteriormente, la utilidad de estos sistemas de medición para deportistas es más complejo debido a que el campo empleado para las actividades deportivas son en su mayoría espacios abiertos donde los factores ambientales no son controlados y la incomodidad por cableado e incorrectas instalaciones por parte del usuario permiten que en dichos sistemas de medición se presenten grandes interferencias, lo que ocasiona una transmisión y recepción de datos erróneos impidiendo así un correcto análisis de los valores biomecánicos del deportista, adicionalmente; obtener sistemas sofisticados[8] (portátiles, eficientes, poco invasivos, inalámbrico y suficiente capacidad de procesamiento y almacenamiento de datos durante un determinado tiempo)[9] y que cumplan con las características deseadas se requiere de un alto costo lo que no es accesible para muchos entrenadores y atletas. Por otra parte, es de considerar que este tipo de sistemas además de capturar los datos del deportista a partir de las variables temporales, espacio-temporales y espaciales encargadas de definir las características de importancia e interés para atletas y entrenadores, características como eficiencia, rendimiento, desarrollo de una técnica correcta y economía, también permiten identificar las posibles lesiones que se pueden presentar en el atleta de no cumplir con el desarrollo correcto de la práctica [4].

1.2 OBJETIVOS

1.2.1 Objetivo general

Diseñar un sistema electrónico inalámbrico para la captura de datos inerciales asociados al movimiento de miembro inferior durante una carrera humana.

1.2.2 Objetivos específicos

- Determinar las variables electrónicas y físicas que intervienen en la captura de datos biomecánicos de movimiento provenientes de una micro red de sensores inerciales ubicados en miembro inferior.
- Implementar el sistema electrónico; el cual permita el seguimiento de las variables inerciales involucradas en el desarrollo de una carrera humana.
- Validar el sistema electrónico implementado mediante un protocolo de pruebas de laboratorio adecuado.

CAPÍTULO II: MARCO TEÓRICO

Una vez se ha establecido el problema y los objetivos a cumplir con el desarrollo del proyecto como se ha indicado en el capítulo anterior, en esta sección se presenta la teoría necesaria para el desarrollo del trabajo, considerando temas como: el concepto de biomecánica en el atletismo, variables necesarias en la captura de datos biomecánicos, importancia de los sistemas de captura de dichos datos, características generales del sistema y metodología para el diseño del sistema.

2.1 BIOMECÁNICA EN LA CARRERA

La biomecánica deportiva es la ciencia encargada de estudiar el movimiento de manera detallada y la técnica realizada por el deportista, empleando como base fundamental las leyes de la mecánica en conjunto con los principios biológicos innatos del cuerpo humano[4]. Por ello, esta área es importante para el análisis de la carrera; definida como una actividad de la locomoción bípeda que es necesaria para lograr el desplazamiento del cuerpo a grandes velocidades [4]. Teniendo en cuenta las dos definiciones relacionadas anteriormente, en conjunto se define que la biomecánica en el atletismo hace referencia a la manera en cómo el deportista se desempeña durante la carrera considerando su técnica, los movimientos que realiza cada parte del cuerpo para que se pueda desempeñar correctamente y los músculos que hacen posible el rápido desplazamiento basándose en la cinética y cinemática, que respectivamente definen la geometría del movimiento con relación al espacio-tiempo y las causas que lo producen [4].

Es por ello, que la biomecánica juega un papel importante en el atletismo, ya que es considerada como un apoyo científico para tanto deportistas como entrenadores durante el proceso de entrenamiento [4], detallando de esta manera las técnicas empleadas por el deportista durante su gesto deportivo, obteniendo de ello modelos dinámicos físicos que permiten analizar y exponer los logros y avances realizados por el atleta [10], permitiendo a su vez demostrar las fuerzas ejecutadas durante el movimiento deportivo con el principal objetivo de perfeccionar la economía de la carrera según las características físicas del deportista [11], ya que la economía abarca diversos factores intrínsecos y extrínsecos del deportista, caracterizándose por “aspectos biomecánicos, fisiológicos, psicológicos, ambientales, materiales y de entrenamiento”[12]. Además, la biomecánica permite corregir los posibles errores aplicados sobre la técnica ejercida por cada persona mejorando así su rendimiento, aconsejar y ofrecer seguridad sobre su ejecución, corrigiendo posturas y exponiendo la ergonomía del deporte, sugerir técnicas con mayor eficiencia, disminuir las fuerzas de

resistencia, reducir la fatiga, detectar y prevenir lesiones articulares, óseas y musculares, describir la eficiencia de la técnica aplicada con relación a la fuerza de reacción en el suelo [13] [14].

Teniendo en cuenta lo nombrado anteriormente, el desarrollo tecnológico en el ámbito de la biomecánica deportiva es fundamental, ya que se desarrollan sistemas encargados de estimar las características principales del atletismo, siendo capaces de operar y tomar información en ambientes controlados o ambientes no controlados para el registro de datos cinéticos según el movimiento ejercido [4]. Los sistemas que sobresalen en el entorno de la biomecánica deportiva son conformados por acelerómetros; sensores que hacen parte de este estudio, pues su propósito es captar información inercial para posteriormente realizar un análisis de la técnica deportiva y el rendimiento del atleta. Pues los sistemas conformados por este tipo de sensores, recolectan datos cuantitativos que a su vez permiten ser analizados y operados con la finalidad de expresar el desempeño del atleta en la actividad [1] [15], esto a su vez permite ser representado en una función mecánica de los miembros inferiores siendo capaces de “demostrar la relación con el rendimiento y riesgo de lesión” [16] determinando las variables físicas explicadas a continuación (espacio temporales, espaciales y temporales) y los ángulos para determinar la biomecánica [16].

2.2 VARIABLES QUE INTERVIENEN EN LA CAPTURA DE DATOS BIOMECÁNICOS

El análisis de las variables se puede realizar mediante la recolección de datos inerciales en el sistema de captura de datos biomecánicos de la carrera, pues dicho sistema debe caracterizarse por ser confiable, de gran capacidad de procesamiento y almacenamiento de datos con el fin de no perder información, por ello, deben tenerse en cuenta las variables electrónicas indispensables para el desarrollo del dicho sistema. Teniendo en cuenta que la carrera es uno de los gestos atléticos donde el desplazamiento del cuerpo se realiza con movimientos alternos entre los dos miembros inferiores a mayor velocidad [4] [17], esta actividad contiene variables físicas o biomecánicas que se exponen a continuación:

2.2.1 Variables biomecánicas

Es aquí donde se consideran las variables físicas donde son caracterizadas como espaciales, temporales o espacio-temporales, que se encuentran implicadas en la ejecución del gesto atlético como se describe a continuación:

2.2.1.1 **Tiempo de apoyo mono podal:** la carrera es conformada por la fase de apoyo, que corresponde a un tiempo determinado donde el pie tiene contacto con el suelo [18] como se puede apreciar en la *Figura 1. Fases del ciclo de la carrera*, con el objetivo de apoyarse y posteriormente tomar el impulso para continuar con el gesto; proporcionando estabilidad [17] para que el deportista pueda seguir realizando la actividad de forma cíclica. Debido a que esta es una de las fases más cortas (aproximadamente el 40% de la zancada) [19], es decir su tiempo es menor que el de la otra fase, esto permite realizar un análisis para determinar el rendimiento y una buena técnica aplicada por parte del atleta [20].

2.2.1.2 **Tiempo de vuelo:** Otra de las fases que constituye el gesto de la carrera es la fase de vuelo, pues se presenta en un determinado tiempo donde los pies pierden el contacto con el suelo [18] como se logra observar en la *Figura 1*. De ello depende la longitud de la zancada y la pérdida de velocidad durante la actividad [4]. El tiempo de esta fase debe ser mayor al tiempo de apoyo siendo esta el 60% de la actividad [19], pues aquí también se puede comprobar la eficiencia y la buena técnica realizada por el deportista verificando que sus movimientos en esta fase no sean exagerados, lo que provoca un rápido agotamiento y menor eficiencia [21].



Figura 1. Fases del ciclo de la carrera

Adaptado de: La carrera de velocidad: Metodología de análisis biomecánico [4]

Para estimar las dos variables mencionadas anteriormente, las unidades de medición inercial IMU tienen la capacidad de capturar datos de aceleración y velocidad angular, producto del acelerómetro y giroscopio contenidos en dicha unidad [22]. En este caso se desean conocer parámetros específicos de la carrera teniendo en cuenta la información obtenidas de la IMU y con ello se podrá emplear un algoritmo donde se combina el método de cruce por cero con un determinado punto de umbral para obtener y analizar parámetros como tiempo de fase de contacto y tiempo de la fase de vuelo basados en la aceleración del pie durante la carrera [22]. El método empleado es conocido como Heurístico donde inicialmente se encuentra la derivada de la aceleración en un determinado eje (eje X sobre el que se está realizando el movimiento horizontal o dirección de avance del deportista), posteriormente se identifica el punto que la derivada cruza por cero. Dependiendo del valor dado del umbral dado, si X es un valor inferior al umbral, se considera como Tiempo de vuelo o tiempo de contacto y el que contenga mayor amplitud es tiempo de vuelo y el restante es determinado como tiempo de contacto [22]. Adicional a ello, se puede identificar tiempo de vuelo y tiempo de contacto mediante un método que incluye la segunda derivada de la velocidad angular.

Por otra parte, la existencia de algunos Software especializados en determinar estos tiempos de la carrera, facilitan el análisis de estas variables, pues son encargados de registrar y analizar videos, obteniendo los datos más importantes de cada grabación [23], con el principal objetivo de evaluar la eficiencia de la carrera y determinar atletas de alto rendimiento.

2.2.1.3 Frecuencia de zancada: “Es un factor temporal que se requiere al ritmo del movimiento” [4], pues entre menor sea su valor determinado, se podrá conservar la velocidad, evitar la fatiga o cansancio producido durante la actividad, además existirá menor tiempo de apoyo o contacto con el suelo resultando de ello un desplazamiento económico [21], lo que representa dominio de la técnica empleada para ejercitarse correctamente [24].

Esta es una de las variables de suma importancia que ayuda al análisis de la eficiencia y economía de la carrera como se nombró anteriormente. Mediante el

acelerómetro de las unidades de medición inercial se pueden calcular los tiempos de vuelo y de contacto y por ende su respectiva frecuencia, lo que permite a su vez determinar la frecuencia de zancada, siendo esta la suma de las frecuencias de las fases de contacto y vuelo [23]. Adicionalmente, esta frecuencia también puede ser calculada mediante un software especializado para la lectura de parámetros temporales de la carrera [23].

2.2.1.4 ***Inclinación de la cintura:*** La postura troncal es otra de las variables importantes a tener en cuenta si se desea verificar una buena técnica del deporte. Pues de la inclinación del tren superior depende la capacidad de tracción de los músculos y por lo tanto la pérdida de capacidad del recorrido realizado por el tren inferior lo que provoca un menor rendimiento de la carrera y por ende menos eficiencia [4], adicional a ello se pueden presenciar lesiones afectando así la salud del deportista.

2.2.1.5 ***Longitud de zancada:*** La acción de la carrera consta de saltos consecutivos y cada salto es la definición de una zancada, por lo tanto, la zancada está constituida por las fases nombradas anteriormente y de su longitud depende la velocidad de la carrera, pues entre mayor sea el valor de la longitud de zancada, menor será la velocidad y por tanto el rendimiento del atleta y economía del gesto serán afectados [24]. Adicionalmente, permite determinar cómo es el desplazamiento del centro de gravedad del deportista [4].

Mediante este parámetro se puede determinar la distancia recorrida en cada paso. La longitud de zancada horizontal es el resultado de la integral de la velocidad producida en cada eje (velocidad obtenida de la integral de aceleración acorde a un eje) respecto al tiempo (producto de las IMU), posteriormente la longitud de zancada de la carrera es obtenida a partir de la norma de las longitudes de zancadas horizontales y verticales (movimiento del miembro inferior realizado sobre el eje X y eje Y) que pueden ser identificadas en un algoritmo de segmentación [22] capaz de estimar con precisión dicho parámetro [25].

2.2.1.6 **Cadencia:** Esta variable permite determinar la cantidad de zancadas realizadas respecto al tiempo [26][27] (puede darse en valores de 120 pasos/minuto) [17]. Dependiendo de su valor, se puede definir la calidad de la técnica realizada por el atleta y corregir errores presentes en la actividad evitando a su vez posibles lesiones [28]. Si se determina un número reducido de zancadas respecto al tiempo, quiere decir que el tiempo de vuelo es excesivamente largo lo que implica al deportista hacer taloneo (caer sobre el talón), donde se presencia un gran impacto del pie contra el suelo lo que provoca a largo plazo problemas o afectaciones tales como fracturas [28]. Adicionalmente, produce fatiga rápidamente, lo cual puede entorpecer la técnica.

El valor que determina la cadencia, permite al atleta optimizar y mejorar su rendimiento [28], se calcula previamente el número de ciclos de zancadas dadas por el deportista en un determinado tiempo [26] para lograr identificar el valor de cadencia y realizar el respectivo análisis del deporte. También se logra calcular este parámetro con la velocidad de la carrera y longitud de la zancada (2 veces la velocidad de la carrera / longitud de zancada) [29].

2.2.1.7 **Velocidad del cuerpo:** Es aquí donde el deportista mediante una buena técnica, realiza un rápido desplazamiento del cuerpo a menor tiempo hasta llegar al punto deseado. Para poder obtener esta variable, se debe combinar la longitud y frecuencia de zancada, obteniendo como resultado un análisis sobre la eficiencia y rendimiento del deportista [13]. Adicionalmente, la velocidad es obtenida desarrollando un algoritmo donde se calcula la integral de la aceleración normalizada.

Por otra parte, la velocidad angular producto del giroscopio de la IMU, permite obtener una gráfica de la cual se identifican los rangos del golpe de talón y el despegue de los dedos, determinando así cada ciclo de la carrera [30] con su respectivo tiempo, de lo cual se permite deducir que la velocidad de cada ciclo de la zancada es adquirida por longitud de la zancada horizontal y el periodo del ciclo (longitud de zancada/periodo del ciclo) [22][25], lo que es lo mismo representar

este parámetro en longitud de zancada multiplicado con frecuencia de zancada [28].

2.2.1.8 *Posición del cuerpo:* Esta variable se encarga de representar la localización del centro de gravedad en cada uno de los ejes. Dependiendo de la posición del centro de gravedad, se puede deducir un gasto energético por parte del deportista, pues una posición incorrecta de esta parte del cuerpo provoca un erróneo gesto deportivo, siendo menos eficiente y afectando parámetros como velocidad y longitud de zancada; lo que entorpece la actividad deportiva [4].

La velocidad angular obtenida del giroscopio de la IMU, es empleada para establecer el instante cuando se presentan las acciones de despegue de los dedos del pie del suelo y golpe de talón y así a través de la implementación de un algoritmo obtener la posición del centro de gravedad [31].

2.2.1.9 *Desplazamiento:* Es un factor que indica la distancia recorrida por el atleta. Esta variable es alterada según el valor de la velocidad, pues si ésta aumenta, el desplazamiento vertical del cuerpo es menor (el cuerpo no tendrá gran desplazamiento hacia arriba mientras se realiza cada salto que es definido como zancada), lo que indica que se presenta una reducción “de altura del centro de gravedad entre el momento de contacto” [4] del pie sobre el suelo. Además, cuando la velocidad crece, el desplazamiento lateral del cuerpo se hace menor a medida que los pies se alinean según la dirección de la trayectoria[4].

Adicionalmente, el buen rendimiento y gasto energético del deportista también depende de la sincronización de miembros superiores e inferiores durante el desplazamiento, para ello es importante considerar que del centro de gravedad se obtiene una trayectoria sinusoidal, lo que conlleva al desarrollo de un modelo mecánico que describe el movimiento de esta parte del cuerpo humano en sus respectivos ejes con su determinada amplitud.

Se debe considerar la importancia de realizar un desplazamiento tenue y gradual, logrado desde una coordinación entre rodilla, tobillo y pie de apoyo, obteniendo así una buena técnica del gesto deportivo [4].

Previamente es necesario mediante determinados algoritmos hallar la aceleración y velocidad obtenidas de las IMU para posteriormente hallar variables como el desplazamiento, siendo este producto de la doble integración de la aceleración o integración de las velocidades normalizadas [32].

2.2.2 Variables Electrónicas

La presencia de la tecnología en los sistemas de captura de datos biomecánicos es de gran importancia para determinar las variables físicas con sus principales características como se expuso anteriormente y que su vez implican la carrera, pues es trascendental destacar algunas de las características más relevantes del sistema, estimando las variables electrónicas significativas que intervienen en la captura de datos biomecánicos como se expresa a continuación:

2.2.2.1 Frecuencia de muestreo: Cuando se trata de realizar el entrenamiento de un deporte en un ambiente no controlado, las unidades de medición inercial IMU son las ideales para estas situaciones, debido a su pequeño tamaño y la posibilidad de obtener datos de aceleración y velocidad angular, aunque para poder analizar y obtener estas dos variables captadas de los movimientos del deportista, es de suma importancia contar con valores como la frecuencia de muestreo; valor que indica el número de muestras en una unidad de tiempo, pues la frecuencia permite el procesamiento de datos y ayuda a estimar la velocidad, longitud de zancada, cadencia y entre otras variables características de la biomecánica de la carrera [25] [33]. Es de tener en cuenta que a frecuencias de muestreo bajas se pierde información y hay una mayor presencia de errores en la señal, lo que permite una incorrecta adquisición y por ende mal análisis de la actividad, adicionalmente se pierde información de la actividad realizada [34]. Por ello, se recomiendan valores de frecuencia de muestreo de 100Hz equivalente a un periodo de muestreo de 0.01 segundos [25][33] [35], por otra parte, otras literaturas indican frecuencias de 120Hz [36].

2.2.2.2 Tasa de errores: Debido a que se considera una red de sensores inalámbrica, es de gran importancia tener en cuenta la tasa de error presente en una transmisión

inalámbrica cuando se presencian movimientos cuya velocidad es elevada; donde se alcanzan errores de hasta el 7% en la identificación del paso, siendo esto el resultado del alto impacto del pie contra el suelo, oscilando en un error estándar entre 0.0004 segundos y 0.0009 segundos a través de todas las variables [37]. Por otra parte, es posible que se presente una pérdida de información del 5% durante la transmisión inalámbrica por RF (radio frecuencia) [37] según la literatura citada.

Adicionalmente, la instrumentación empleada para el diseño del sistema juega un papel muy importante en la definición del correcto gesto atlético, permitiendo la captura, recolección y procesamiento de los datos asignados por el sistema, pues esto hace parte de las características que el sistema debe contener partiendo de los componentes electrónicos y la comunicación establecida en la red de sensores, definiendo de esta manera su capacidad y fiabilidad durante la práctica deportiva.

2.3 CARACTERÍSTICAS DE LOS SISTEMAS DE CAPTURA DE DATOS BIOMECÁNICOS

Hoy por hoy, los desarrollos tecnológicos para la biomecánica de la carrera se centran en prototipos de pequeño tamaño, portables y cómodos, originando de ello un tipo de sensores que han tenido un creciente desarrollo y que tienen la capacidad de “responder a pequeños cambios de inercia en dirección lineal y radial”[15]. Dichos sensores permiten una vigilancia y posterior a la toma de sus datos, se puede obtener un análisis de la carrera teniendo presente la evaluación de la aceleración en cada segmento de los miembros inferiores, detallando mediante un monitoreo el movimiento realizado del tren inferior considerando el entorno natural de entrenamiento o de competencia y así determinar el gasto energético [15].

Para este tipo de tecnología es importante considerar tanto la arquitectura como la implementación más adecuada para el desarrollo del sistema, basándose en el empleo de los sensores inerciales que permiten contener una plataforma de adquisición de datos pequeña, liviana y con la capacidad de funcionar en óptimas condiciones en periodos prolongados [15]. Para ello se analiza la instrumentación necesaria para la recopilación de los datos cinéticos generados durante la práctica deportiva, recolectándolos en un sistema conformado por unidades de medición inercial IMU's, una unidad de procesamiento y componentes para lograr la comunicación inalámbrica.

2.3.1 Instrumentación

En la actualidad los avances tecnológicos han permitido el desarrollo de sistemas con grandes capacidades; siendo estos compactos, de peso ligero y alto almacenamiento de datos, entre ello se destaca la tecnología de los sistemas micro- electromecánicos MEMS, que permiten diseños de unidades sensoriales de tamaño reducido, además de facilitar el desarrollo de sensores empleados para la monitorización del deporte [38].

Entre los diversos tipos de sensores, se destacan las unidades de medición inercial IMU bajo esta tecnología, caracterizándose por ser de tamaño reducido y portátiles permitiendo a su vez la captura de datos del movimiento con mayor facilidad [39], ofreciendo ventajas como la ausencia de interferencias en el movimiento que nieguen la posibilidad de realizar un gesto de manera natural [40], disminuir el volumen del sistema y su consumo energético [41]. Dichos sensores constan de acelerómetro, giroscopio y magnetómetro que en conjunto con un determinado algoritmo pueden estimar las variables físicas presentes en la actividad desempeñada por el atleta [39]. Debido a que son unidades portátiles, se alimentan de baterías y ofrecen una forma más sencilla de monitorización, además pueden durar tiempos prolongados durante la toma de datos debido a su bajo consumo [40]; convirtiéndolos de esta manera en sistemas altamente viables o beneficiosos ya que sus limitaciones son bajas con relación a otro tipo de sistemas tales como los ópticos, siendo su uso el más indicado durante un movimiento dinámico del cuerpo humano [41].

El empleo de prototipos basados en unidades de medición inercial IMU, permite determinar diferentes estados y comportamientos de las señales de acelerómetro y giroscopio que lo conforman, mientras el usuario realiza acciones tales como la carrera [42], los datos de cada componente de las IMU's son adquiridos con el fin de analizar la información sobre parámetros temporales principalmente.

El sistema desarrollado, es conformado por tres nodos que son diseñados para obtener datos de un sensor IMU mediante un microcontrolador y a su vez guardar los datos recolectados en una memoria microSD. Cada nodo es compuesto por una IMU, siendo seleccionado el sensor MPU9250, que se caracteriza por contener 9 ejes, siendo 3 ejes de giroscopio para determinar velocidades angulares, 3 ejes de acelerómetros para aceleración y 3 ejes de magnetómetro. Adicionalmente, cuenta con una comunicación I2C (circuito Inter integrado)

o SPI (interfaz periférica de serie) al microcontrolador encargado de la recolección de los datos [41].

Es necesario, resaltar la importancia de los rangos de escalas ajustables mediante la programación, siendo estos valores de $\pm 2g$, $\pm 4g$, $\pm 8g$ y $\pm 16g$, que definen la sensibilidad y precisión del acelerómetro siendo $\pm 2g$ el valor ideal a trabajar en este tipo de sistemas, además, se cuenta con un giroscopio programable en un rango de escala de ± 250 , ± 500 , ± 1000 y ± 2000 °/seg que definen la sensibilidad de dicho componente.

Posteriormente, una vez definidas las propiedades más significativas de los sensores que hacen parte de cada nodo, se ubican dichos nodos en diferentes partes del cuerpo de tal manera que sea posible la captura de los datos con respecto a la gravedad de la tierra; una vez se obtienen los datos, estos se organizan en vectores correspondientes a cada eje del acelerómetro para su posterior procesamiento. Adicionalmente, antes de determinar las variables físicas deseadas, se deberá realizar la calibración de cada sensor, lo que garantice mayor precisión en la toma de datos, posteriormente aplicar los filtros necesarios para adecuar los valores capturados, facilitando su procesamiento, puntualmente en la extracción de las características más relevantes de las señales obtenidas [43].

2.3.2 Comunicación empleada para la red de sensores

Es importante destacar la comunicación entre los nodos sensores que conforman el sistema de captura de datos biomecánicos basados en la tecnología MEMS, donde se presenta una descripción tecnológica con respecto a las herramientas empleadas para determinar las características del área corporal y poder realizar una monitorización de diferentes variables provenientes del movimiento del cuerpo humano durante la actividad deportiva [44].

La comunicación describe una red denominada como WBAN (red inalámbrica de área corporal); considerada como una red de sensores de baja potencia ubicados en diferentes regiones específicas del cuerpo y un nodo maestro encargado de iniciar la lectura de los nodos que conforman la red [45][46][47] tal como se indica en la Figura 2, pues se realiza una sincronización de los nodos mediante el nodo maestro empleando una interfaz de comunicación inalámbrica la cual puede seguir protocolos de comunicación no guiados (no cableados) [48] tales como: Bluetooth, Zigbee, Wifi, GPS, RFID los cuales son ideales para este tipo de red[45][46]. La red WBSN (red inalámbrica de sensores en área corporal) es la

representación de una tecnología para el análisis de aspectos deportivos, estableciendo la mayor importancia en el estudio de la descripción de procesos de caracterización de la capacidad computacional, energía y ancho de banda, proponiendo por ello un algoritmo para monitorizar determinadas señales[48]. También la existencia de otras redes que permiten la transmisión de datos como la ad-hoc bajo el estándar IEEE 802.15.4 de comunicación, una estación base y un pc en configuración del servidor para un control remoto, es empleada para la transmisión de información captada en los sensores [49].

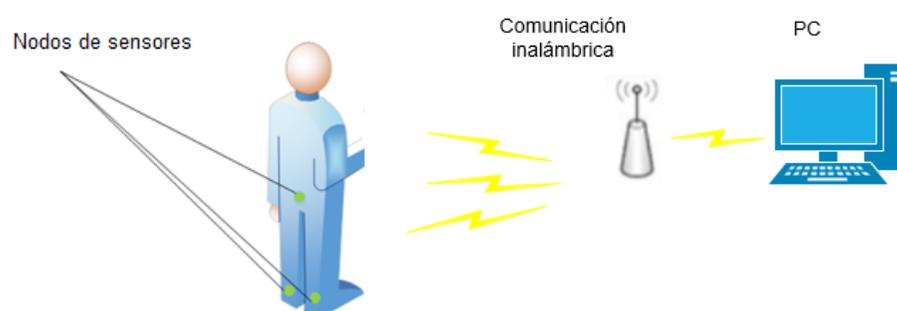


Figura 2. Arquitectura general para la red WBAN

Adaptada de: The Desing of wearable Wireless Inertial Measurement Unit for Body Motion Capture System [41]

Adicionalmente, es importante el análisis del tiempo de sincronización de los nodos sensores de una red WBSN, lo cual requiere de acople de reloj realizado en tiempo real, ahorro de energía y eficiencia, empleado un esquema de sincronización de tiempo y realizando ajustes de reloj local en cada periodo de coordinación [50].

➤ **Comunicación ZigBee:**

Para el desarrollo de este proyecto, se ha decidido trabajar una red de área personal bajo la comunicación inalámbrica ZigBee; caracterizada por ser de corto alcance, bajo consumo energético y transferencias de datos reducidas; siendo así la ideal para el empleo en un conjunto de sensores dedicados al cuidado y control del estado físico [51].

Dicha comunicación es compuesta por un nodo coordinador que es el dispositivo principal de la red; capaz de controlarla y enrutar las conexiones de los demás dispositivos, es por ello

que su funcionamiento debe ser constante. Asimismo, los dispositivos finales o nodos sensores como es denominado en el presente documento, también componen la comunicación Zigbee, donde su función es comunicarse solo con su nodo padre (coordinador) y recibir las ordenes establecidas por este [51].

Una vez son considerados los elementos necesarios en la red, se establece la topología adecuada según las necesidades, siendo empleada en este caso la topología tipo estrella; compuesta por un dispositivo coordinador como el componente inicial y central, e interconectándose con diversos componentes de reducida funcionalidad (dispositivos finales) como se muestra en la Figura 3.[51]

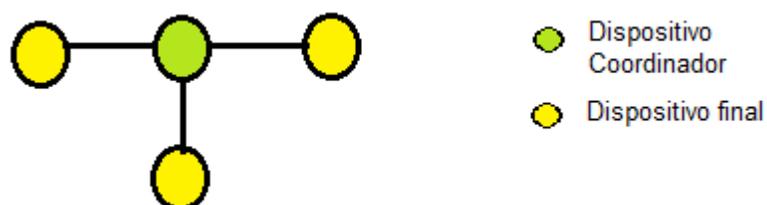


Figura 3. Topología estrella de la comunicación inalámbrica.

Por otra parte, la red es configurada a un modo transparente, pues es aquí donde se permite que los dispositivos trabajen en una línea en serie, donde la información es recibida mediante uno de los puertos del módulo Zigbee y posteriormente es transmitida por un medio no guiado. Adicionalmente, se cuenta con el modo de transmisión broadcast, en el cual un nodo de la red envía la información a todos los dispositivos en un mismo instante de tiempo[51].

Otro aspecto de suma importancia en esta red, son las capas (capa física, capa de acceso al medio MAC y capa de red) que la componen, definidas como bloques ordenados que conforman la arquitectura Zigbee, pues cada una de estas se encarga de definir una serie de tareas específicas y después cumplir con la siguiente capa [51].

Finalmente, en la red a emplear se deben aplicar políticas de seguridad para los dispositivos, donde se garantice la seguridad en la transmisión de datos, seccionándose según las capas pertenecientes de la red:

- Capa de red: debido a que esta capa se encarga de direccionar los mensajes mediante determinados enlaces, es aquí donde se transmiten los mensajes mediante una

solicitud para posteriormente ser procesados y respondidos. Si la clave del enlace no corresponde a la correcta, la capa de red se encarga de activar todas las claves de la red para proteger la información[51].

- Capa de aplicación: se encarga de proporcionar claves nombradas a continuación para el transporte y servicios de gestión de los módulos.[51]
 - Clave de red: cada uno de los dispositivos que componen la red, debe contener una misma clave.
 - Clave de enlace: Solo los dispositivos de esta red podrán compartir esta clave
 - Clave maestro: permite el inicio de la comunicación y se encarga de originar la clave de enlace.

Es de tener en cuenta que los sistemas electrónicos son un conjunto de componentes hardware y software desarrollados para realizar una determinada acción. Para la ejecución de un diseño de alta confiabilidad de este tipo de sistemas, se debe emplear una herramienta o metodología encargada de facilitar el proceso [52] y que a su vez evite problemas de rediseño cuando se ha culminado la elaboración del sistema por no cumplir con lo deseado, lo que podría conllevar a un aumento de costo y tiempo [53]. Por ello, en la metodología se establecen fases del ciclo de vida del sistema y sobre todo los requisitos, teniendo presente la problemática establecida [53].

2.4 METODOLOGÍA DE DESARROLLO HARDWARE

La existencia de metodologías de desarrollo hardware se encargan de que el diseño cumpla con las características anteriormente nombradas, permitiendo a su vez que la elaboración del sistema sea menos compleja y de manera ordenada, siguiendo los pasos establecidos por la herramienta metodológica a emplear.

Uno de los modelos más completos, donde describe el proceso paso a paso de manera detallada cada una de las fases de diseño, es la metodología en V [52]; de la cual se obtienen diseños confiables, a un costo y tiempo aceptable, incluyendo en ella fases como: definición de especificaciones; donde se concretan y documentan los requisitos del sistema a elaborar, luego se realiza un diseño global o de alto nivel; donde expresa una visión general del sistema, seguido a ello se presenta el diseño en detalle; caracterizando cada uno de los bloques expuestos en la fase anterior, posteriormente en la implementación es donde se materializa el diseño en detalle, luego

se realiza un test unitario; verificando así que cada uno de los componentes funcionen correctamente, a continuación se cumple la fase de integración; unificando los módulos, conformando de esta manera el sistema en su totalidad, además se debe comprobar su correcto funcionamiento, corregir posibles errores y verificar que los requisitos se cumplan a cabalidad. Finalmente, se realiza el test de operación o validación del sistema, donde se realizan las pruebas y se confirma el buen funcionamiento del sistema en el campo para el que se ha elaborado[52].

Las ventajas que ofrece este método, es que se permiten realizar pruebas antes de culminar con el ciclo de vida del proyecto, donde se pueden corregir los posibles errores del diseño ya que permite realizar las fases y verificar el cumplimiento de las anteriores, como se observa en la Figura 4, donde el lado izquierdo de la V indica la definición como tal del sistema y el lado derecho corresponde a la verificación e integración del sistema. Es de tener en cuenta que paralelo a cada una de las fases, debe desarrollarse la documentación en la que se pueda corroborar que se están cumpliendo con los requisitos establecidos.

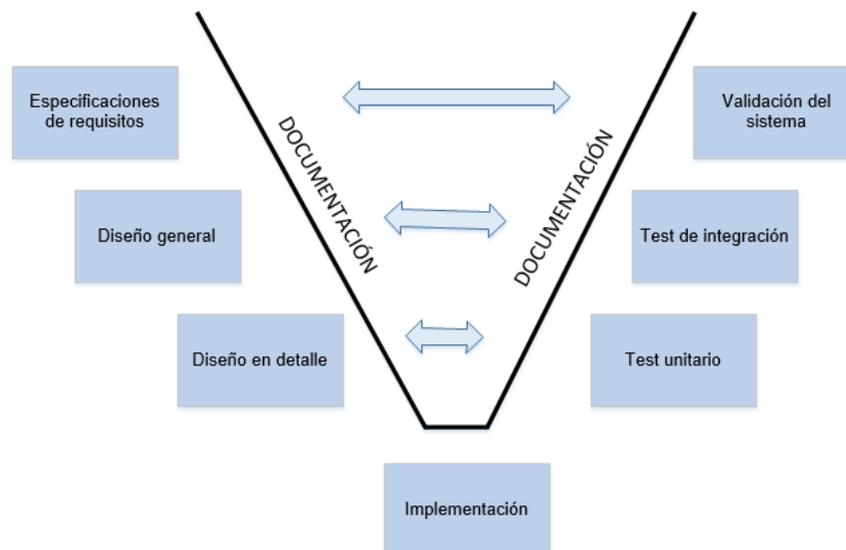


Figura 4. Metodología de desarrollo hardware V

Adaptado de: Una metodología para el desarrollo de hardware y software embebidos en sistemas críticos de seguridad [52]

CAPITULO III: DISEÑO DE LA PLATAFORMA

Una vez considerada la teoría necesaria expresada en el capítulo anterior, se desarrolla cada una de las fases de la metodología, procediendo a determinar la instrumentación necesaria teniendo en cuenta los datos técnicos de diversos componentes hardware más importantes y adecuados, con el objetivo de definir los que mejor se adapten y cumplan con los requerimientos del sistema, posteriormente, se finaliza el diseño del sistema en su totalidad mostrando de ello algunas pruebas.

3.1 DISEÑO HARDWARE DEL SISTEMA

Para el diseño Hardware del sistema de captura de datos biomecánicos, se empleará la metodología V; encargada de realizar un proceso secuencial de las siete fases que lo constituyen, donde se describen las actividades paso a paso del desarrollo [52]. Las fases se especifican a continuación:

3.1.1 Fase 1: Requerimientos del sistema

Inicialmente se establecen y documentan requisitos y especificaciones iniciales, expuestos en la Tabla I, basándose en las sugerencias de autores tales como Milenkovic et al en [54], Liu et al en [41] y Chew et al en [22] quienes expresan la importancia de estos requerimientos en un sistema inalámbrico de adquisición de datos, los cuales en el proceso de este proyecto de investigación son necesarios para llevar a cabo el diseño del sistema y así cumplir con los objetivos propuestos en el capítulo I.

Tabla I. *Requerimientos del sistema*

ITEM	Requerimiento	Justificación
R-01	El sistema debe ser Inalámbrico	Es importante que los nodos se puedan integrar entre sí de manera inalámbrica mediante una red de área personal WBAN, con el principal objetivo de facilitar la instalación del sistema por parte del usuario [54], evitando las conexiones cableadas; que podrían generar la posibilidad de realizar una incorrecta instalación por parte del usuario y por ende mal funcionamiento del sistema, donde, la

		sincronización del sistema se realiza según la orden asignada desde el nodo maestro.
R-02	El sistema debe contar con tres nodos sensores	Para la captura de datos biomecánicos de la carrera practicada por el deportista, es importante monitorear las dos extremidades inferiores, motivo por el cual dos de los nodos sensores van ubicados en el empeine de cada pie[22] y el tercer nodo sensor es ubicado en la zona lumbar, permitiendo así la captura de variables según el movimiento del tronco.
R-03	Debe ser un sistema portable	Se debe garantizar un sistema de fácil manejo, peso ligero y tamaño reducido, que permita una monitorización continua y poco invasiva [54] con el fin de que el atleta pueda realizar su actividad sin incomodidades y de manera natural.
R-04	Preservar la integridad hardware del sistema electrónico	Es importante mantener la integridad de cada uno de los componentes electrónicos del sistema, mediante la implementación de dispositivos que regulen el estado de carga y descarga de la batería “proporcionando corriente de carga constante” [41] de la misma, para evitar sobrecalentamientos y posibles fallas eléctricas con el sistema.
R-05	Emplear unidades de medición inercial IMU para la captura de datos como aceleración y	Para determinar las variables biomecánicas del movimiento realizado por el atleta, se deben tener en cuenta

	velocidad angular que permitan determinar variables características de la carrera.	sensores que facilite la toma de estos datos a una velocidad de muestreo de 100Hz [25]. Entre ellos están las unidades de medición inercial IMU.
R-06	Debe contar con un medio de almacenamiento de información.	Se deberá emplear una unidad encargada de recibir y almacenar los datos obtenidos por las IMU's durante un prolongado periodo de tiempo para su posterior análisis, teniendo en cuenta que se deberá emplear una frecuencia de muestreo de 100Hz o tiempo de muestreo de 0.01s.
R-07	Aplicación para la sincronización del sistema	Es importante adquirir una aplicación que se pueda emplear desde el celular o computador para dar inicio a la lectura de datos de la actividad deportiva mediante el sistema.

3.1.2 Fase 2: Diseño global

Se representa de manera gráfica el diseño de la arquitectura general del sistema, indicando la importancia de cada unidad a emplear y teniendo presentes los requerimientos anteriormente expuestos en la Tabla I que deben cumplirse en su totalidad.

➤ **Arquitectura del sistema**

Es compuesta por dos tipos de unidades: unidad electrónica de captura y unidad de procesamiento como es indicado en la Figura 5. Arquitectura general del sistema, donde la primera unidad hace referencia al hardware necesario para el almacenamiento de datos en una unidad de control, obtenidos de los sensores inerciales IMU, siendo este el punto

de partida del diseño del sistema. Es de tener en cuenta que se emplearán tres de estas unidades que se ubicarán en miembros inferiores y zona lumbar del deportista como se ha expresado en el requerimiento R-02 de la tabla I. Posteriormente, la segunda unidad permite la gestión de la red inalámbrica a niveles de la capa física y de enlace, donde mediante un aplicativo empleado desde el computador o celular se envía una señal para el inicio de la lectura de los datos de las unidades mediante el módulo maestro y posteriormente adquirir y procesar los datos mediante una aplicación software en el computador.

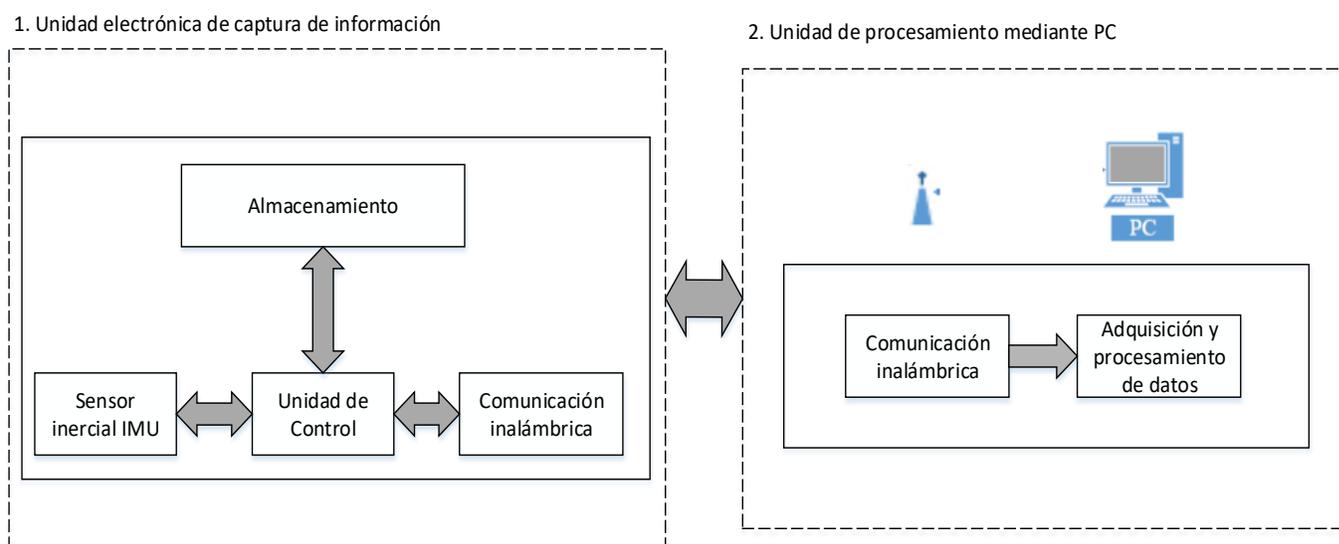


Figura 5. Arquitectura general del sistema

Cada una de estas unidades se divide en varios componentes característicos de su funcionamiento. La primera unidad presente en la Figura 5, que compone a cada uno de los tres nodos, contiene lo siguiente:

- **Unidad de Almacenamiento:** es un medio de almacenamiento de información donde se guardan los datos generados por el sensor inercial, que posteriormente permite disponer de esta información para realizar un análisis del movimiento realizado por el deportista.
- **Unidad de Control:** Cumple la función de recibir los datos obtenidos por el sensor inercial IMU, los almacena y luego los deja disponibles para ser enviados según petición de la unidad de procesamiento mediante una comunicación inalámbrica.

- **Sensor inercial IMU:** dispositivos encargados de medir aceleración y velocidad angular según el movimiento realizando durante la carrera.
- **Unidad de comunicación inalámbrica:** permite establecer una comunicación no cableada entre la unidad electrónica de captura de datos y la unidad de procesamiento.

3.1.3 Fase 3 y Fase 4: Diseño en detalle

Es aquí donde deben especificarse cada una de las unidades presentes en el diseño general, mediante la selección de red y componentes más indicados según algunos criterios establecidos, que deberán cumplir con los ítems anteriormente sustentados en las fases 1 y 2. Por otra parte también se hace posible la materialización de la fase anterior; donde posteriormente se realiza el montaje de todos los componentes previamente seleccionados.

➤ Selección de componentes

Se deben seleccionar los componentes electrónicos necesarios que cumplan con las características establecidas para la unidad electrónica de captura de información. Para ello se realiza una búsqueda previa de posibles componentes a emplear.

En las Tabla II, Tabla IV y Tabla VI, se determinan las características principales de cada uno de los componentes necesarios para los tres módulos que conforman el sistema de captura de datos. Seguidamente, se realiza una cuantificación de cada componente expresados en Tabla III, Tabla V y Tabla VII, donde se caracterizan con valores numéricos las descripciones más importantes de los componentes, asignando un peso por cada una de ellas; haciendo referencia a su importancia según los requerimientos establecidos en la tabla I, la suma del peso de las característica en su totalidad debe ser igual a cien. Además, se obtiene un ponderado, el cual es el producto de la multiplicación del peso y el valor (de 1 a 10) asignado según la importancia de cada criterio del componente establecido por el diseñador. Finalmente, la mayor suma total del ponderado concluye la selección del componente.

La base de la asignación de estos valores, es la documentación pertinente relacionada al hardware de otros diseños de sistemas realizados en los trabajos investigativos de diversos autores tales como liu et al.[41], Provot et al. [55], donde exponen las diferentes características y la importancia de los componentes que conforman el sistema. Por tal

motivo, el análisis de esta documentación, permite asignar valores y pesos de manera cuantitativa a cada característica por criterio propio.

A continuación, se presentan en la Tabla II algunos de los microcontroladores que pueden cumplir con los requerimientos nombrados en la Tabla I, mostrando sus principales características para definir posteriormente cuál de estos es el más adecuado para el sistema a diseñar según los criterios establecidos en la Tabla III.

Tabla II. *Características de las unidades de control*

Características	STM32F405RG	Intel Quark	ATmega32u4	ATSAMD21G18
Fabricante	Mouser Electronics	Intel	Atmel	Microchip
Procesador	CPU ARM CORTEX -M4 de 32Bits	Dual-core Intel Atom SoC	AVR RISC de 8 bits	ARM Cortex-M0 de 32 bits
Frecuencia	168MHz	32MHz	16MHz	96MHz
SRAM	192KBytes	80KBytes	2.5KBytes	32KBytes
FLASH-ROM	1024KBytes	2GBytes	32KBytes	256KBytes
Lenguaje de programación	Python	C/C++, Python, HTML5, JavaScrip	C/C++	C/C++
Alimentación	1.8v a 3.6v	1.8v a 3.3v	2.7v a 5.5v	1.62v a 3.63v
USART / UART	4 / 2	-/2	1	1

I2C	2	2	1	1
SPI	3	2	2	1
CAN	2	-	-	1
SDIO	Si	-	-	-
Costo	10.58 USD	9.58 USD	2.89 USD	3.65USD

Una vez especificadas las unidades de control, en la *Tabla III* se asigna los criterios y un determinado valor (de 1 a 10) a estos, según la favorabilidad del componente tanto para el sistema (según los requerimientos expresados en la Tabla I) como para el diseñador, considerando el análisis de la investigación realizada por autores como Liu et al. [41], de lo cual se concluyó que la característica de mayor importancia, es la capacidad de procesamiento del microcontrolador, motivo por el cual se le asigna a criterio propio el mayor peso (50) a comparación de la disponibilidad y costo expuestos a continuación, criterios que son considerados para determinar el dinero que debe ser invertido en el componente:

- **Costo:** cantidad de dinero invertido en el dispositivo.
- **Disponibilidad:** facilidad de adquirir la unidad de control en nuestro país.
- **Capacidad de procesamiento:** capacidad de realizar varios procesos de forma óptima.

Tabla III. *Matriz de selección de microcontrolador*

ítem	Criterio	Peso	STM32F405RG		Intel		ATMega		ATSAMD21G18	
			Valor (1-10)	Ponderado	Valor (1-10)	Ponderado	Valor (1-10)	Ponderado	Valor (1-10)	Ponderado
1	Costo	30	4	120	7	210	9	270	8	240
2	Disponibilidad	20	7	140	5	100	10	200	9	180
3	Capacidad de procesamiento	50	7	350	6	300	2	100	6	300
Total		100		610		610		570		720

Seguidamente, en la Tabla IV se presentan las características más importantes de los sensores inerciales IMU siendo estos partes de las unidades electrónicas de captura de información.

Tabla IV. *Características de sensores IMU*

Sensor - Características	ICM20600	MPU-9250	LSM9DS1TR
Grados de libertad	6: 3 acelerómetro, 3 giroscopio.	9: 3 acelerómetro, 3 giroscopio, 3 magnetómetro.	9: 3 acelerómetro, 3 giroscopio, 3 magnetómetro.
Comunicación	I2C, SPI	I2C, SPI	I2C, SPI
Resolución	16 bits	16 bits	16 bits
Alimentación	1.71v – 3.45v	1.7v – 3.6v	1.9v – 3.6v
Otros	<ul style="list-style-type: none"> - Filtros digitales programables. - Sensor de temperatura integrado. 	<ul style="list-style-type: none"> - Filtro digital paso bajo programable. - Procesador digital de movimiento (DMP). - Interrupciones programables. - Lee datos de sensores externos mediante bus I2C. - Búfer FIFO de 512 bytes. - Sensor de temperatura. 	<ul style="list-style-type: none"> - Sensor de temperatura integrado.
Costo	3,26 USB	3.2 USD	6,33 USD

Autores como Provot et al [55] y Milenkovic et al [54], determinan que las IMU se permiten emplear en condiciones de entornos abiertos (en campo) para la recolección de datos inerciales tales como aceleración, velocidad angular y magnetómetro, motivo por el cual estos tres ejes que conforman la mayoría de IMU's, hacen parte a un criterio designado con el peso 30. Debido a que la mayoría de IMU's contienen estos tres ejes se ha asignado dicho peso y se le ha asignado mayor importancia y un valor superior al peso del criterio "otros", caracterizándose por más funcionalidades presentes en dichas unidades; donde se permite asignar información en un buffer fifo, procesador de movimiento digital y un filtro pasa baja programable, lo cual también es de gran importancia para autores como Liu et al [41]. Por otra parte, el valor de costo es asignado con el peso de 30 debido a que todos los sensores se aproximan en la cantidad de dinero invertido. Por ello, en la Tabla V se presentan los criterios de selección de dichos sensores, caracterizándose por:

- **Costo:** cantidad de dinero invertido en el dispositivo
- **Grados de libertad:** unidad de medición inercial compuesta por tres ejes en cada sensor como acelerómetro, giroscopio y magnetómetro.
- **Otros:** hace referencia a las características adicionales que cuenta el sensor en comparación con los otros, características tales como tamaño.

Tabla V. *Matriz de selección de sensores IMU*

ítem	Criterio	Peso	ICM20600		MPU-9250		LSM9DS1TR	
			Valor (1-10)	Ponderado	Valor (1-10)	Ponderado	Valor (1-10)	Ponderado
1	Costo	30	9	270	7	210	8	240
2	Grados de libertad	30	6	180	10	300	10	300
3	Otros	40	8	320	10	400	6	240
Total		100		770		910		780

Posteriormente, se selecciona un componente para el manejo de la energía o "gestor de potencia para proporcionar corriente de carga constante lineal" [41] con el principal

objetivo de evitar un recalentamiento en la batería de cada uno de los módulos. En la Tabla VI se presentan las características principales de estos componentes:

Tabla VI. *Características de controlador de gestión de carga lineal li-ion*

Características - Dispositivos	TP4056E	MCP73833
Voltaje de entrada	0.3v – 8v	3.75 – 6 v
Voltaje de regulación	4.2v	4.2v, 4.35v, 4.4v, 4.5v
Precisión de regulación de voltaje	1.5%	0.75%
Capacidad de carga en corriente	1A	1A máximo programable
Empaquetado	SOP-8	MSOP-10, DFN-10
Funciones	- La carga en corriente puede ser programable	- Monitoreo de temperatura - Temporizador de seguridad de carga - Regulación térmica máxima - Bloque de bajo voltaje
Costo	0.6 USD	0.85 USD

Autores como Liu et al [41], proponen como punto importante del gestor de carga, la seguridad en un chip de gestión de carga que proporciones carga constante para la batería y sin peligro de sobrecalentamiento con regulación térmica máxima, protegiendo la integridad del circuito; características las cuales se determinan en el criterio “funciones”, las cuales por tal motivo contienen el peso de mayor valor a comparación de costo y disponibilidad, deduciendo así, en la Tabla VII los criterios a tener en cuenta de estos chips, siendo estos:

- **Costo:** cantidad de dinero invertido en el dispositivo
- **Disponibilidad:** facilidad de adquirir la unidad de control en nuestro país.

- **Funcionalidades:** hace referencia a la cantidad de funciones principales del componente

Tabla VII. *Matriz de selección de controlador gestor de carga*

ítem	Criterio	Peso	TP4056E		MCP73833	
			Valor (1-10)	Ponderado	Valor (1-10)	Ponderado
1	Costo	30	9	270	8	240
2	Disponibilidad	20	6	120	9	180
3	Funcionalidades	50	5	250	10	500
Total		100		640		920

En conclusión, los componentes con mayor ponderado y seleccionados para el diseño de cada dispositivo final fueron: el microcontrolador ATSAM21G18, sensor MPU9250 y el gestor de carga MCP73833.

Por otra parte, se determina el dispositivo de la red inalámbrica a emplear teniendo en cuenta las características y criterios de estos, tal como se indica en la *Tabla VIII* considerando la sección 2.3.2 del presente documento, donde se especifica la importancia de establecer la comunicación inalámbrica del sistema.

Tabla VIII. *Características de los dispositivos para red inalámbrica*

Características	Módulos de redes inalámbricas		
	XB24CZ7RIS	ESP8266	RN2483
Protocolo de comunicación	ZigBee	Wifi	LoRa
Frecuencia	2.4GHz	2.4GHz	433MHz
Alcance	10-100m	30m	15Km
Velocidad de datos	RF 1Mbps	40kbps	10937bps
Voltaje de operación	2.1V a 3.6V	3.3V	1.8 ~ 3.7V
Interfaces seriales	SPI, UART	UART	SPI

Considerando la comunicación empleada por autores como Olson et al [56], en una red inalámbrica de área corporal, es de suma importancia determinar la velocidad de datos presentes, donde no se pierda información en la red, además del alcance de operación en

la comunicación, siendo designados como los pesos de mayor importancia y por ende, con mayor valor en para la selección del componente. Considerando los criterios más importantes de estos módulos indicados en la *Tabla IX*, teniendo presente:

- **Velocidad de datos:** velocidad en la que se realiza la transmisión de un paquete de datos a enviar.
- **Interfaz serial:** Posibilita la comunicación entre dos dispositivos y a su vez la transmisión de bits entre ellos.
- **Alcance:** distancia máxima en la que puede operar el dispositivo bajo la red

Tabla IX. *Criterios de selección de módulo de comunicación*

Item	Criterio	Peso	XB24CZ7RIS		ESP8266		RN2483	
			Valor (1-10)	ponderado	Valor (1-10)	ponderado	Valor (1-10)	ponderado
1	Velocidad de datos	40	9	360	4	160	2	80
2	Interfaz serial	20	9	180	6	120	4	80
3	Alcance	40	8	320	3	120	10	400
Total		100		860		400		560

Finalmente, se selecciona el módulo XBee bajo el protocolo de comunicación ZigBee debido a su máximo puntaje de ponderado. De igual forma, sus características de trabajo son explicadas en la sección 2.3.2.

Una vez se han establecido los componentes necesarios para cada módulo que se ubica en diferentes partes del cuerpo, se seleccionan los elementos con las mejores características para el módulo maestro de comunicación que permite la sincronización del inicio de los dispositivos finales o nodos sensores, definiendo el regulador lineal de voltaje y el conversor USB a Serial.

Inicialmente, se revisan las especificaciones de los convertidores USB a serial como se muestra en la

Tabla X, lo que permite una conexión entre la salida USB del PC a el componente XBEE, para de esta manera enviar la orden de sincronización mediante RF.

Tabla X. *Características de convertidores USB a serial*

Características	FTD232RL	CP2102	FT231XS-R
Voltaje de suministro	1.8V – 5.25V	3.3V – 5V	0.3V – 5.5V
Regulador interno	De baja caída LDO 3.3Vout	Con salida de 3.3Vout	LDO 1.8Vout
Velocidad de transferencia	300 baudios – 3Mbaudios con 480Mbps	300bps	300 baudios – 3Mbaudios con 480Mbps
Versión USB	2.0 con velocidad de 12Mbps	2.0 con velocidad de 12Mbps	2.0 con velocidad de 12Mbps
Frecuencia de reloj	48MHz	48MHz	24MHZ
Almacenamiento EEPROM	1024 bits	1024 bits	1024 bits
Rango de temperatura	-40°C a 85°C	-40°C a 85°C	-40°C a 85°C
Costo	\$4.5	\$2.34	\$2.12

Seguidamente, en la Tabla XII se indican los criterios significativos de cada uno de los componentes expuestos en la

Tabla X, caracterizados por:

- **Velocidad de transferencia:** Velocidad con la que se pueden comunicar dos dispositivos, dada en unidades de medida de baudios.
- **Costo:** cantidad de dinero invertido en el dispositivo
- **Regulador interno**
- **Frecuencia de reloj:** Velocidad de las operaciones que puede realizar el componente electrónico por segundo.

Tabla XI. *Matriz de selección del convertidor USB a serial*

Item	Criterio	Peso	FTD232RL		CP2102		FT231XS-R	
			Valor (1-10)	Ponderado	Valor (1-10)	ponderado	Valor (1-10)	ponderado
1	Velocidad de transferencia	40	8	320	2	80	8	320
2	Costo	10	3	30	6	60	8	80
3	Regulador interno	20	8	160	8	160	2	40
4	Frecuencia de reloj	30	9	270	9	270	6	180
Total		100		780		570		620

Por otra parte, en la Tabla XII se exponen las especificaciones de los reguladores lineales para decidir cual se adapta mejor a las necesidades del proyecto. Este regulador es requerido debido a que se necesita disminuir el voltaje de entrada por USB al voltaje necesario para la alimentación del módulo XBEE. Este mismo componente también es incluido en el diseño de las tarjetas encargadas de la captura de los datos asignados por el sensor, ya que mediante un conector USB se pueden alimentar.

Tabla XII. *Características de reguladores lineales*

Características	MIC5219	S-816A33AMC-BAIT2U	SPX3819M5
Voltaje de entrada	5V – 12V	16V	16V
Voltaje de Salida fijo	3.3V	3.3V	3.3V
Corriente de salida	500mA	1 ^a	500mA
Características de protección	Sobrecorriente, sobretensión, polaridad invertida.	Sobrecorriente	Sobrecorriente, sobretensión, polaridad invertida.
Rango de temperatura	-40°C ~ 125°C	-40°C a 85°C	-40°C ~ 125°C
Costo	\$0.89	\$0.86	\$0.50

Posteriormente, en la Tabla XIII se muestran los criterios de mayor importancia de los reguladores:

- **Voltaje de entrada:** alimentación necesaria para el funcionamiento del componente.
- **Corriente de salida:** Corriente generada después del paso de alimentación por el regulador.
- **Costo:** cantidad de dinero invertido en el dispositivo
- **Características de protección:** cualidades adicionales que generan mayor cuidado del dispositivo.

Tabla XIII. *Matriz de selección de reguladores lineales*

Item	Criterio	Peso	MIC5219		S-816A33AMC-BAIT2U		SPX3819M5	
			Valor (1-10)	Ponderado	Valor (1-10)	ponderado	Valor (1-10)	ponderado
1	Voltaje de entrada	40	8	320	3	120	3	120
2	Corriente de salida	20	7	140	9	180	6	120
3	Costo	10	6	60	7	70	9	90
4	Características de protección	30	10	300	5	150	10	300
Total		100		820		520		630

Finalmente, se obtiene que los componentes más adecuados según su ponderado son el convertidor FTD232RL y el regulador lineal MIC5219.

3.1.4 Fase 5: Verificación de las conexiones para el correcto funcionamiento del diseño

Se verifica el adecuado funcionamiento de cada componente que hace parte del diseño, realizando previamente el montaje de todos ellos, verificando las conexiones de los componentes para los dispositivos finales tales como regulador, módulo Zigbee, sensor MPU9250 y adaptador de micro SD, al microcontrolador. Además, para el módulo maestro de comunicación se comprueban las conexiones entre convertidor USB a serial, regulador lineal y componente XBEE. Es de aclarar que los circuitos se realizaron con base en la hoja de datos de cada uno.

3.1.4.1 Circuitos de nodos sensores

Inicialmente se agregan todos los componentes necesarios para obtener el circuito de un regulador de voltaje tal como se enseña en la Figura 6, donde su entrada es un voltaje de 5V ya sea por entrada USB (USBAB como se muestra en la Figura 6) o por batería, resultando de ellos como voltaje de salida de dicho circuito de 3.3V; lo cual este último es el voltaje suficiente para la alimentación del microcontrolador, módulo de comunicación Zigbee, sensor MPU9250 y adaptador micro.

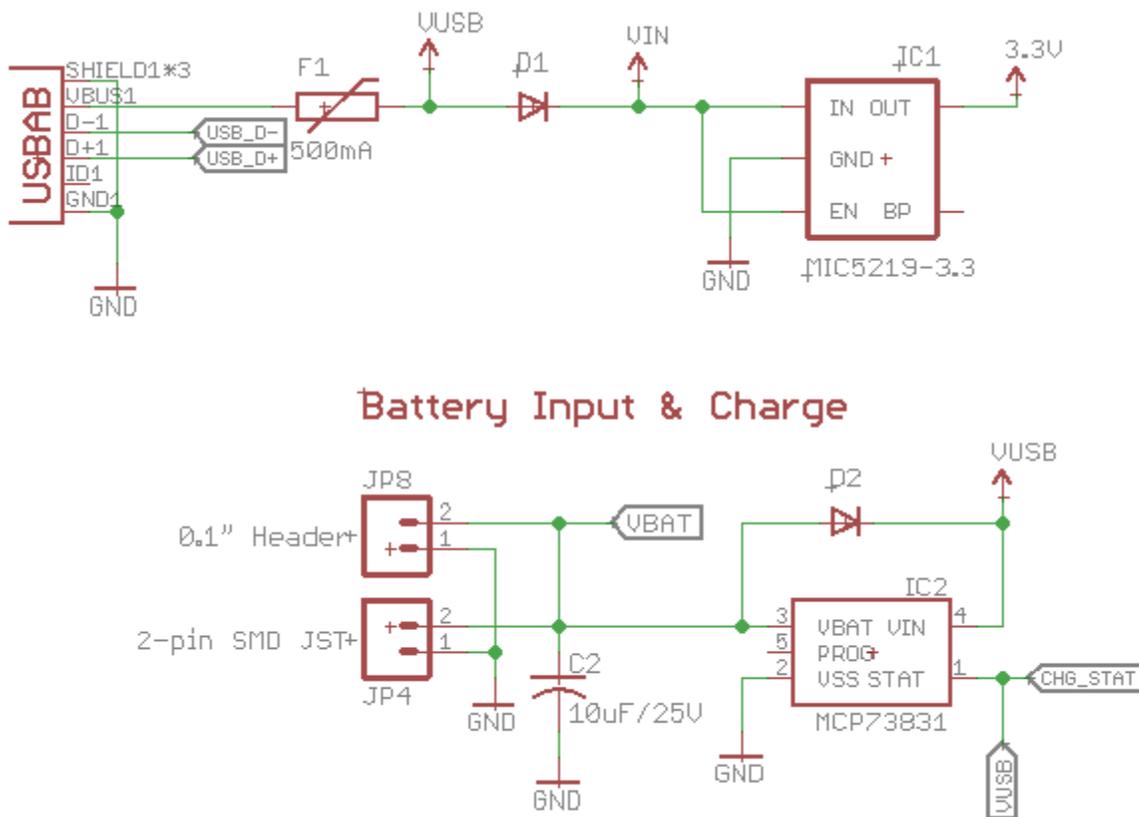


Figura 6. Diseño eléctrico del regulador de voltaje

Una vez se tiene la alimentación necesaria para cada componente, se procede al montaje del microcontrolador para los nodos sensores, como se puede detallar en la Figura 7, del cual se tienen en cuenta los pines de alimentación, comunicación SPI, I2C y serial UART para lograr su conexión con del módulo micro SD, la MPU9250 y el módulo de comunicación XBee respectivamente. Adicionalmente se agregan otros componentes tales como capacitores que permiten un filtrado de posibles ruidos.

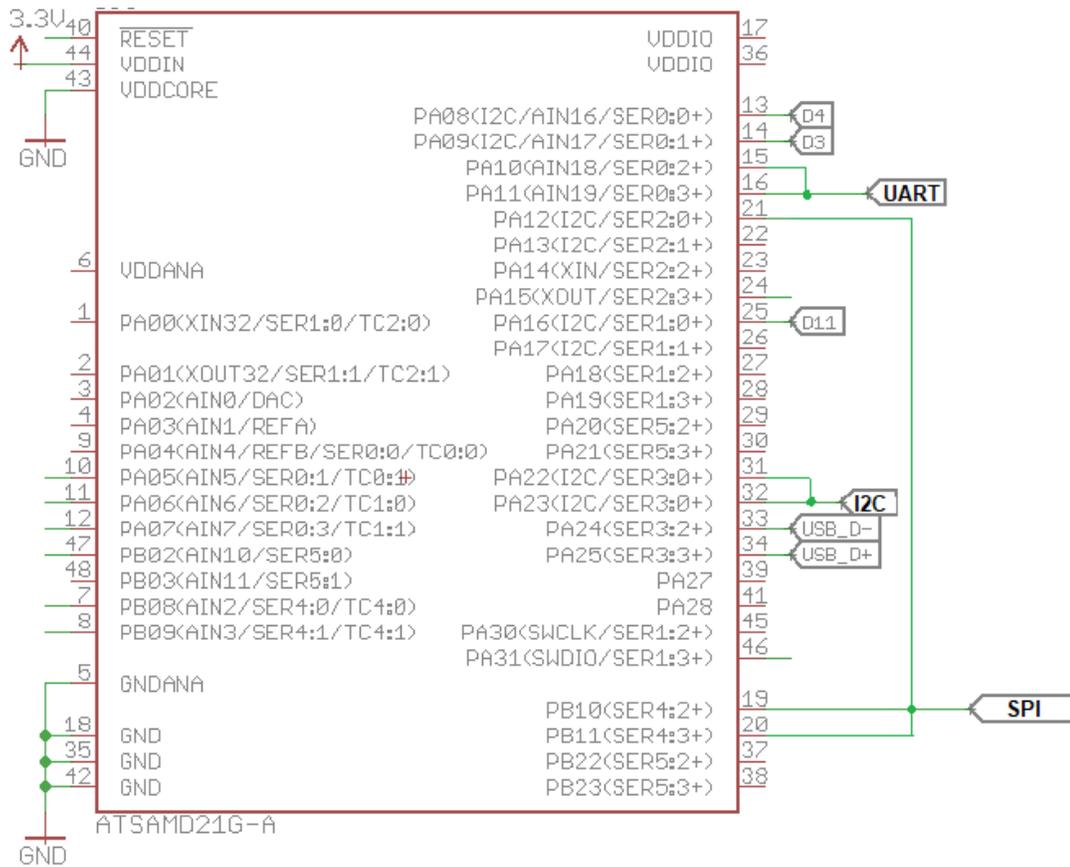


Figura 7. Diseño eléctrico del Microcontrolador

Seguidamente, se tiene el diseño eléctrico del módulo XBee presente en la Figura 8 que permite la comunicación inalámbrica Zigbee del sistema para poder transferir de esta manera los datos obtenidos de sensor inercial y almacenados en el microcontrolador, siendo su comunicación con el microcontrolador serial UART.

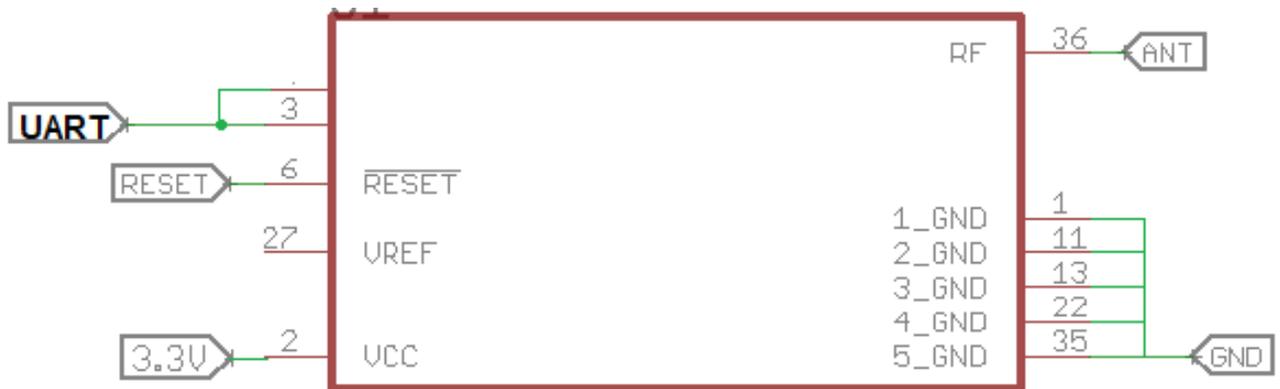


Figura 8. Diseño eléctrico de módulo Zigbee

Luego, se ubican los pines SCL y SDA para realizar la comunicación I2C del MPU9250 con el microcontrolador y así transferirle los datos captados por este sensor. Adicionalmente, se ubican los pines D3 y D4 interconectados con el microcontrolador para el funcionamiento de la IMU como se puede observar en la Figura 9.

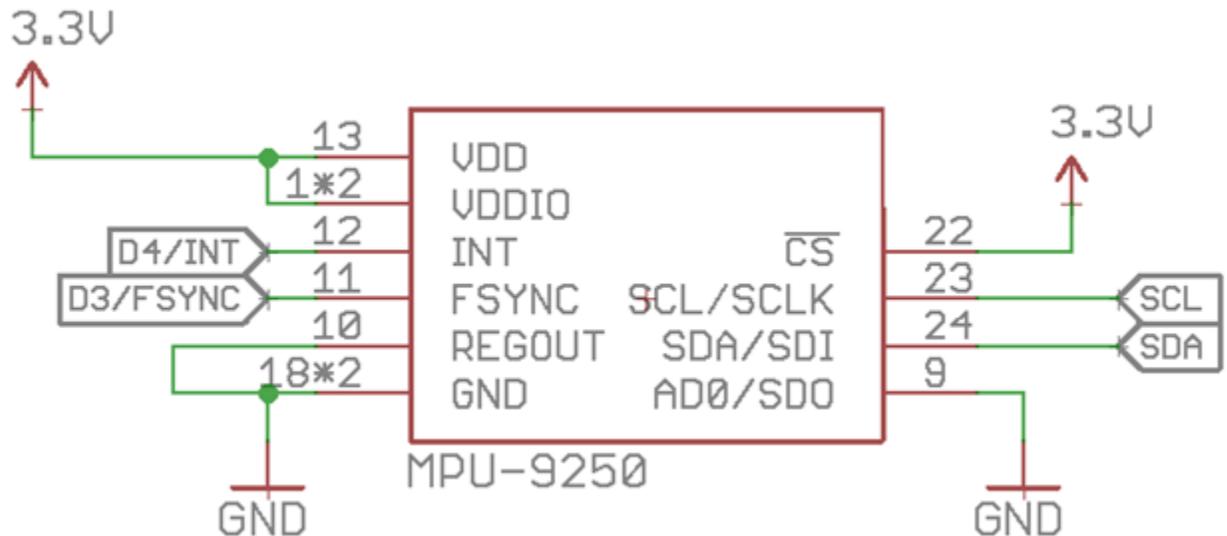


Figura 9. Diseño eléctrico del sensor MPU9250

Finalmente, se tiene el módulo para memoria micro sd como se puede ver en la Figura 10. De ellos se toman los pines necesarios para la comunicación SPI con el microcontrolador y de esta manera contar con un medio para almacenar los datos asignados por el sensor.

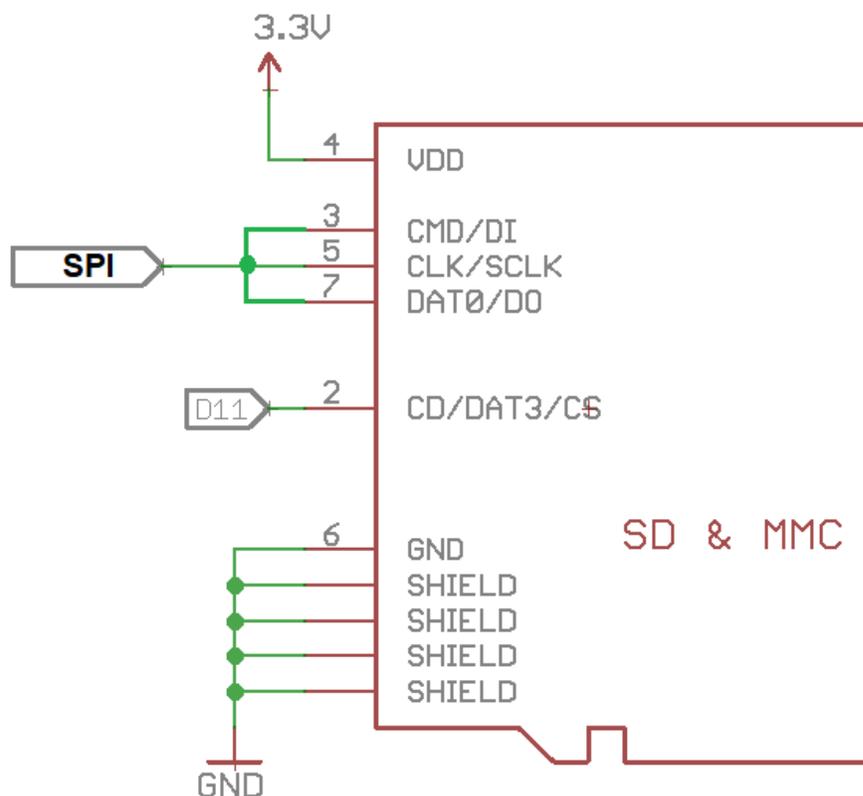


Figura 10. Diseño eléctrico de módulo de micro sd

3.1.4.2 Circuitos de módulo maestro

Inicialmente, se agrega el convertidor USB a Serial UART más sus componentes necesarios para su correcto funcionamiento como se indica en la Figura 11, destacando que su principal importancia es realizar la comunicación entre PC y el módulo XBEE, lo que permite una sincronización entre los módulos encargados de la toma de datos de la carrera. Su conexión se caracteriza por la entrada al conversor de un bus USB de 4 pines donde 5V y GND garantizan la alimentación y los pines D+ y D- la comunicación, posteriormente su salida asigna una comunicación UART al XBEE.

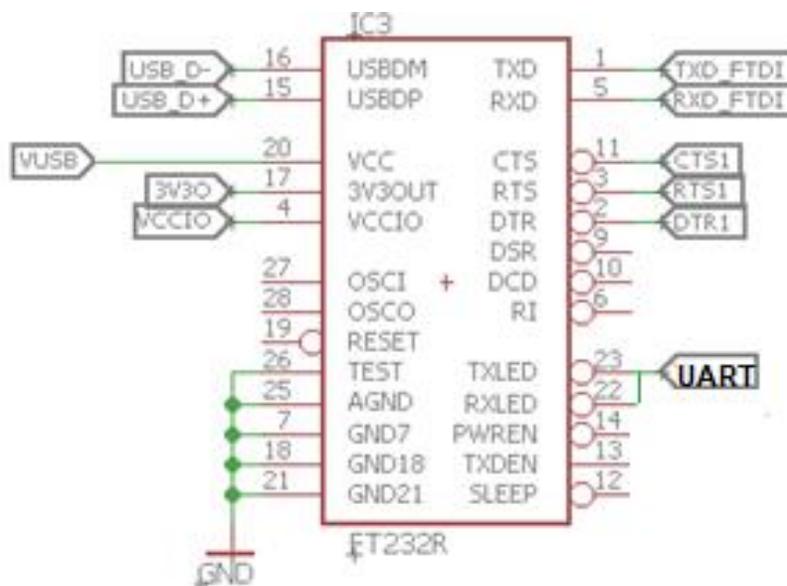


Figura 11. Convertidor USB a Serial UART

Seguidamente, el regulador lineal mostrado en la Figura 12, corresponde a la etapa de alimentación del módulo, permitiendo regular el voltaje necesario para la alimentación del módulo XBEE, recibiendo en su entrada mediante el puerto USB +5V y GND que garantizan la alimentación del componente, obteniendo de su salida 3.3V.

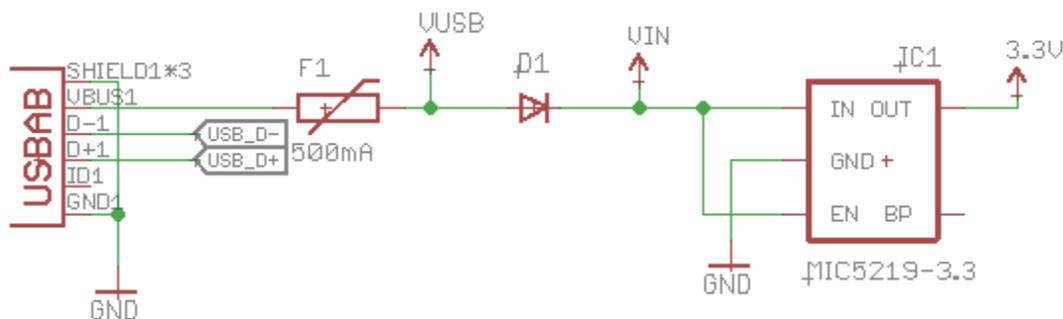


Figura 12. Diseño eléctrico del circuito de Regulador de voltaje para módulo maestro

Posteriormente, se agrega el módulo XBEE como se enseña en la Figura 13, donde su conexión con el convertidor USB a serial UART se caracteriza por los pines de recepción y transmisión de estos dos componentes, también la conexión entre dicho módulo y el regulador que le suministra un voltaje de 3.3V

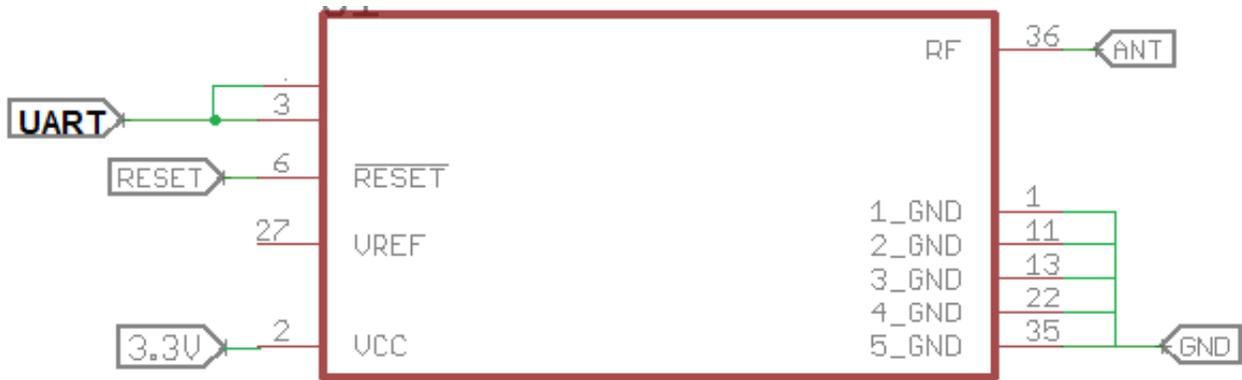


Figura 13. Diseño eléctrico del módulo XBee de Maestro

Finalmente, se ha establecido dentro de la etapa de alimentación del módulo, una sección encargada de regular voltaje a 5V que permita a su vez la conexión para la alimentación de los tres nodos sensores como se muestra en la Figura 14 y figura 15.

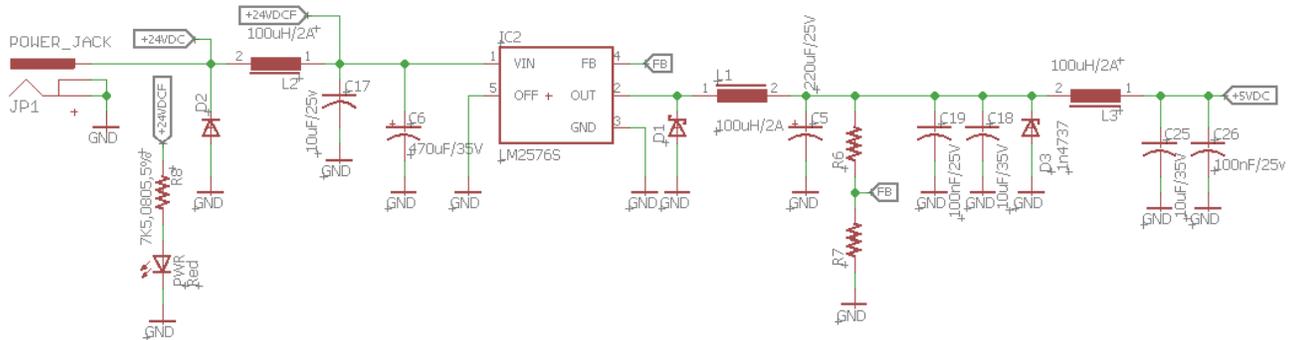


Figura 14. Alimentación para nodos inerciales o nodos sensores

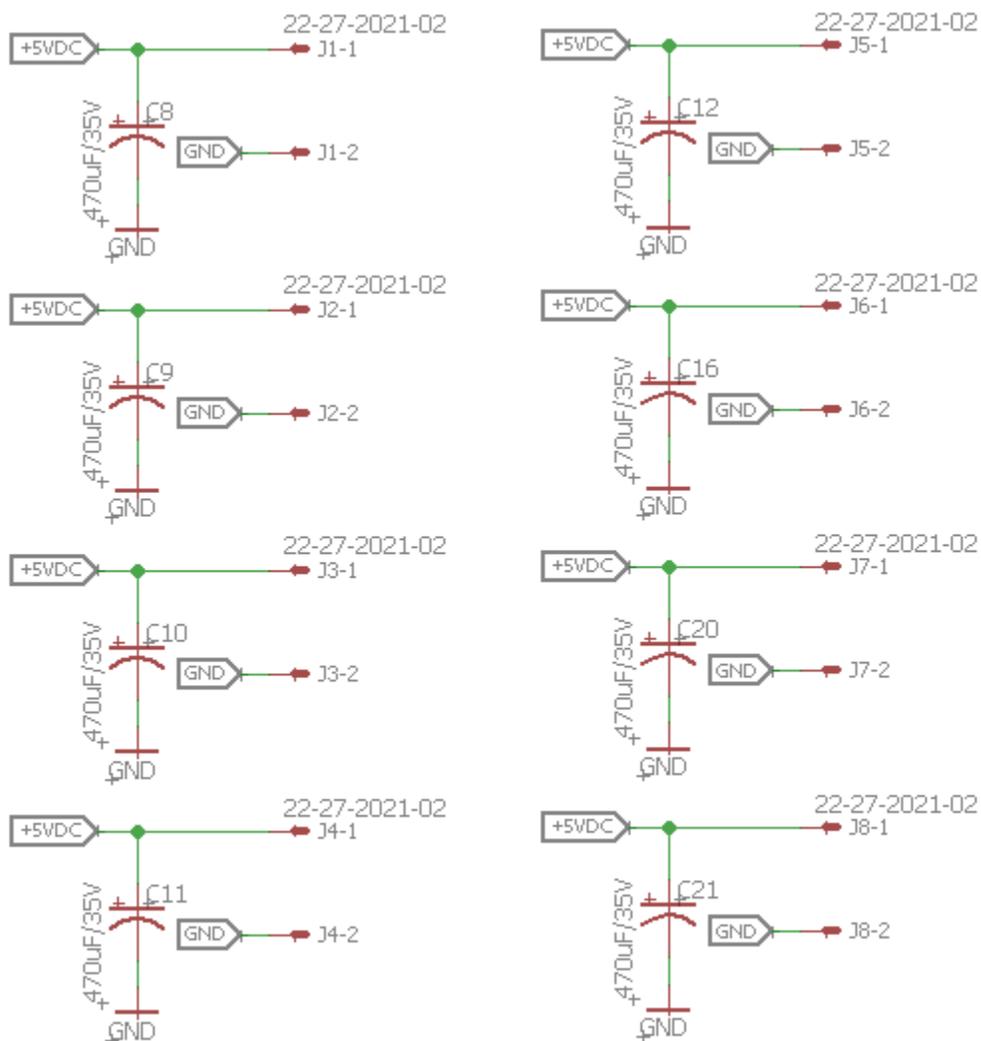


Figura 15. Salidas para conexión y alimentación de nodos sensores

3.1.5 Fase 6: Integración de los componentes

Es en esta fase donde se obtiene la integración de todos los componentes correspondientes de los nodos sensor que hacen parte del diseño del sistema, teniendo en cuenta las conexiones realizadas entre ellos como se puede observar en la Figura 16, obteniendo así el diseño en su totalidad:

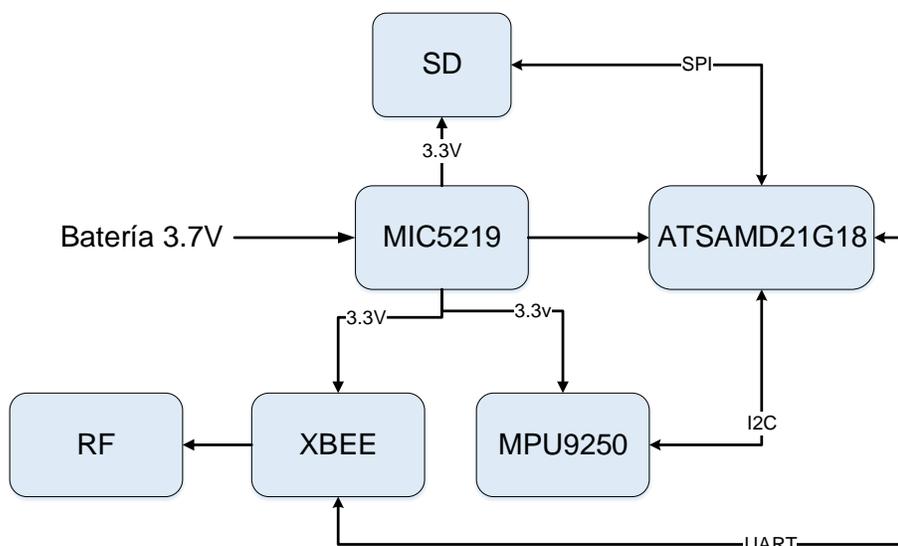


Figura 16. Componentes y conexiones de nodos sensores

Por otra parte, en el Figura 17 se pueden observar los componentes y sus conexiones necesarios para el módulo maestro.

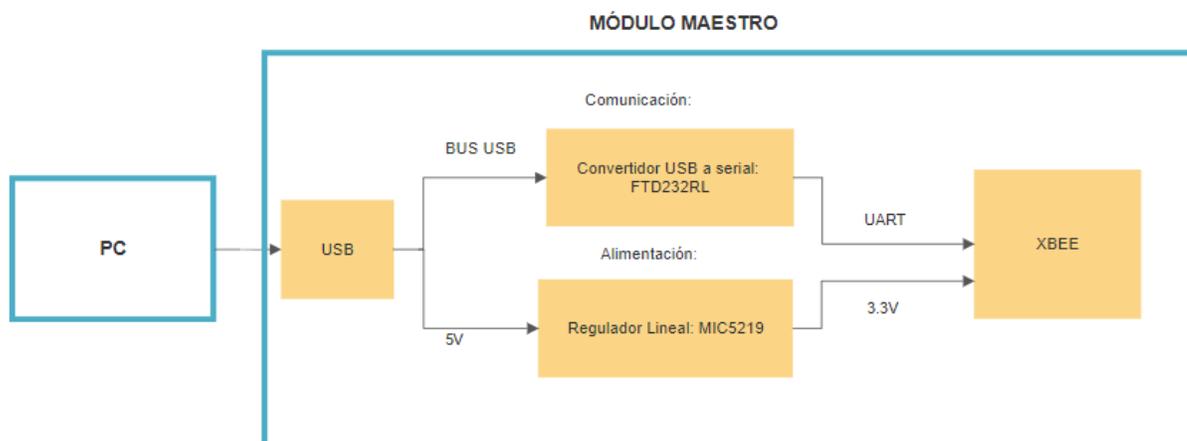


Figura 17. Componentes y conexiones del módulo maestro. Fuente: Propia

Una vez se han determinado los diseños de los circuitos que conforman el sistema de adquisición de datos biomecánicos y sus esquemas con las respectivas conexiones, se dan por cumplidas las fases anteriormente expuestas de diseño, obteniendo de ello las tarjetas en PCB tanto de los nodos sensores como del módulo maestro como se muestra en la Figura 18 y Figura 19 respectivamente.

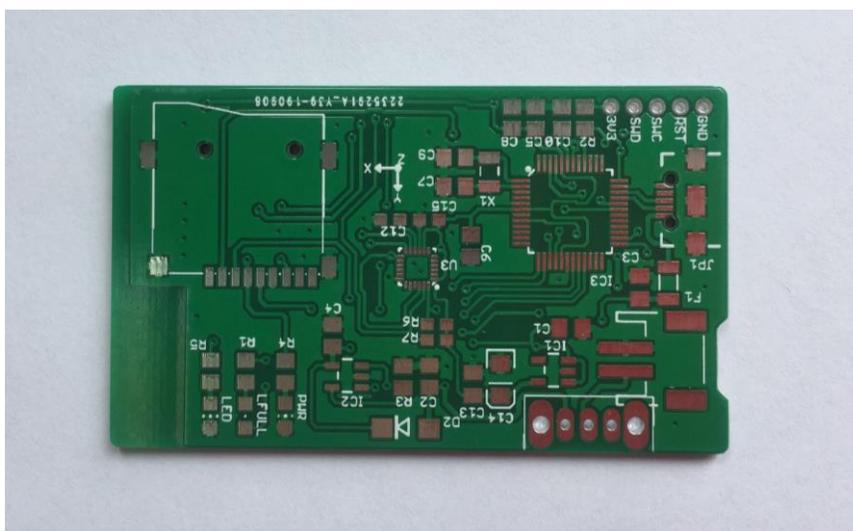


Figura 18. Tarjetas en PCB de nodos sensores

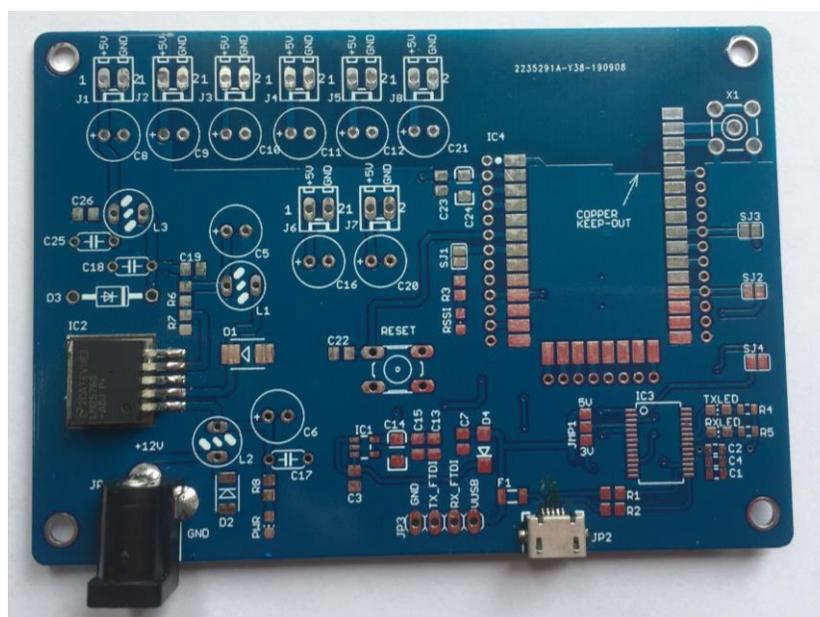
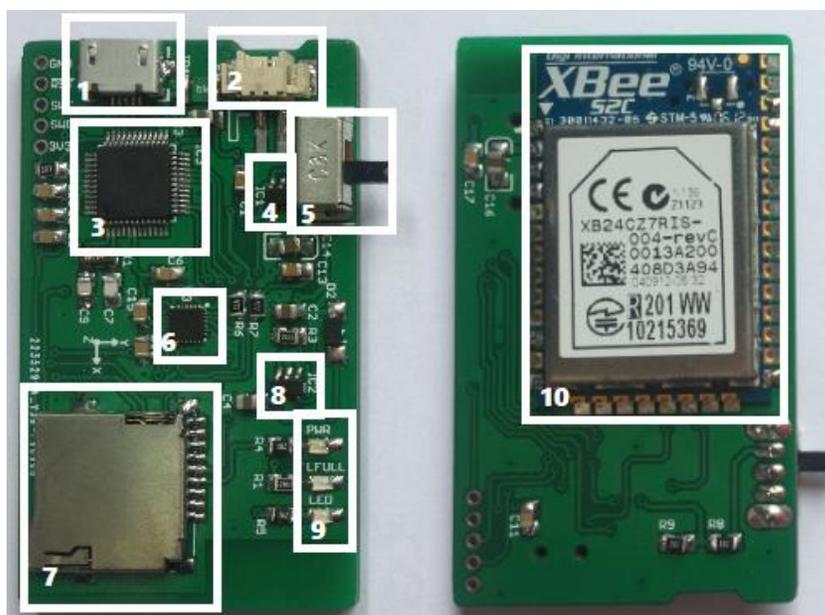


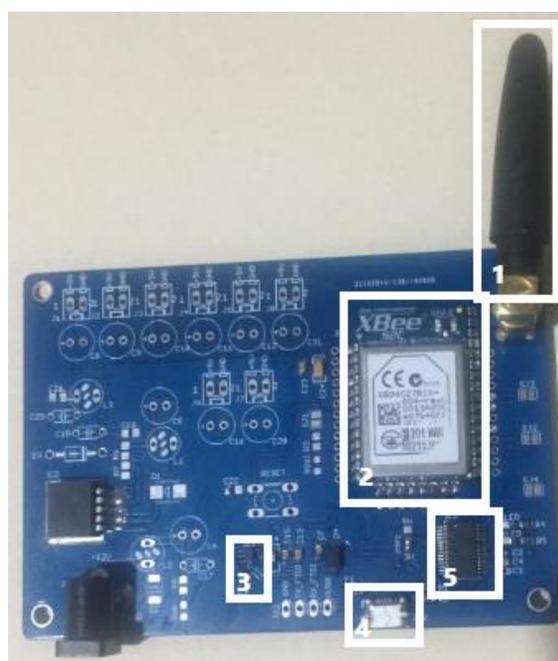
Figura 19. Tarjeta en PCB de módulo maestro

Después, se procede a realizar el ensamble electrónico con los componentes seleccionados en la fase 4, obteniendo así las tarjetas diseñadas en su totalidad como se enseña en la Figura 20 y Figura 21.



- 1 Conector micro USB
- 2 Conector de batería
- 3 Microcontrolador
ATSAMD21G18
- 4 Regulador MCP73833
- 5 Interruptor on-off
- 6 Sensor inercial MPU9250
- 7 Socket de micro SD
- 8 Regulador MIC5219
- 9 Leds indicadores de
Encendido del nodo y
lectura de datos
- 10 Módulo Xbee

Figura 20. Tarjetas correspondientes a nodos sensores con componentes soldados



- 1 Antena
- 2 Módulo Xbee
- 3 Regulador lineal MIC5219
- 4 Conector micro USB
- 5 Convertidor USB a serial
UART

Figura 21. Módulo maestro con componentes soldados

Finalmente, se obtiene un sistema compuesto por nodos sensores inalámbricos, de pequeño tamaño (3x6x1.5cm) y ligeros (con peso de 40 gramos), que cumplen a cabalidad con los requerimientos establecidos en la tabla 1, siendo este un sistema portable. Internamente, cada uno de estos nodos se compone por una tarjeta electrónica en donde se integra un

sensor inercial, un módulo de comunicación, almacenamiento de batería y su respectiva batería lipo. Estos componentes se encuentran protegidos dentro de un recipiente plástico y rígido el cual permite conservar los mismos, conformando así un dispositivo funcional y compacto que puede ser portado por una persona durante su actividad física para la captura de parámetros biomecánicos.

3.1.6 Fase 7: Pruebas del funcionamiento del sistema

En esta fase, se realizan pruebas de comunicación y de sensores para corroborar el correcto funcionamiento del sistema.

Inicialmente, se descarga a cada una de las tarjetas que conforman el nodo sensor, el código encargado de recibir la información del nodo maestro, realizar la lectura de los datos del sensor inercial y registrarlos en un archivo de su respectiva memoria micro SD.

La siguiente máquina de estados del firmware expuesta en la Figura 22 puesta a continuación, presenta de manera más explícita el funcionamiento de los códigos descargados a los nodos sensores; cada uno de sus estados se describen detalladamente en la *Tabla XIV*.

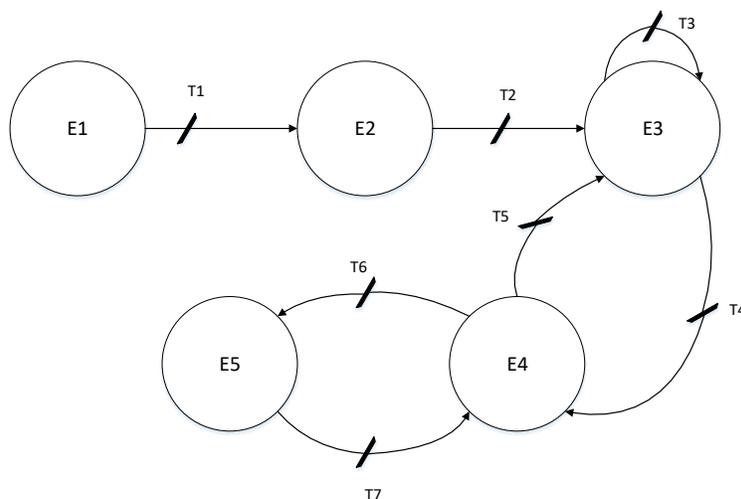


Figura 22. Máquina de estados de firmware

A continuación, se expone la tabla encargada de describir cada uno de los estados y transiciones que conforman la máquina de estados correspondiente al código que ejecutan los nodos sensores:

Tabla XIV. Descripción de máquina de estados del firmware

ESTADOS	DESCRIPCIÓN	TRANSICIONES			
		SALIDA	DESCRIPCIÓN	PERMANENCIA	DESCRIPCIÓN
E1: Reposo	Inicialización de los puertos de comunicación SPI, I2C, UART correspondientes de la memoria micro SD, sensor IMU y comunicación con módulo XBee respectivamente.	T1	Encendido del dispositivo	T3	Espera de comando de inicio
E2: Inicialización	<ul style="list-style-type: none"> • Verificación de memoria flash • Detectar la IMU • Configuración de parámetros de IMU (acelerómetro, giroscopio, magnetómetro): habilita cada parámetro, define rangos de acelerómetro y giroscopio. Define frecuencia de muestreo, define velocidad del magnetómetro. • Verifica la presencia 	T2	Configuración realizada		

	Hardware de SD				
E3: Espera	<ul style="list-style-type: none"> • Asignación de nuevo nombre de archivo • Lectura de puerto de comunicación ZigBee • Muestro y almacenamiento en FIFO de IMU. • Verifica si se encuentran habilitados la comunicación con SD o UAR-T • Espera comando de inicialización de toma de datos. 	T4	Comando de inicio presionado (letra "S")		
E4: Muestrear IMU	Lectura de datos de los sensores.	T5	Comando de pausa presionado (letra "P")		
E5: Almacenar en SD	Almacena en el archivo existente.	T6	Datos o muestras tomadas de los sensores		
		T7			

Una vez obtenido el código en cada una de las tarjetas, se procede a verificar la comunicación de sistema, comprobando su correcto funcionamiento según las variables electrónicas que conforman el sistema diseñado.

3.1.6.1 Prueba de frecuencia de muestreo

En el firmware agregado a cada una de las tarjetas, se ha configurado en un fragmento del código la frecuencia de muestreo a 100hz, lo cual indica que la captura de los datos inerciales debe ser correspondiente a un tiempo de 10ms, siendo esto parte del requerimiento R-06 a cumplir con el sistema diseñado como es expresado en la Tabla I. , lo cual es una de las característica importantes del medio de almacenamiento de información.

En la Figura 23, se logra observar la señal digital o una captura física del dispositivo tomada desde un analizador lógico conectado al nodo sensor, donde se mide el cambio de flanco cada vez que se genera una muestra de toma de datos de uno de los nodos sensores, donde efectivamente se logra determinar que cada captura de datos es realizada en 10 ms con una frecuencia de muestro aproximada a 100Hz, como se observa en el recuadro de color blanco de la Figura 23.

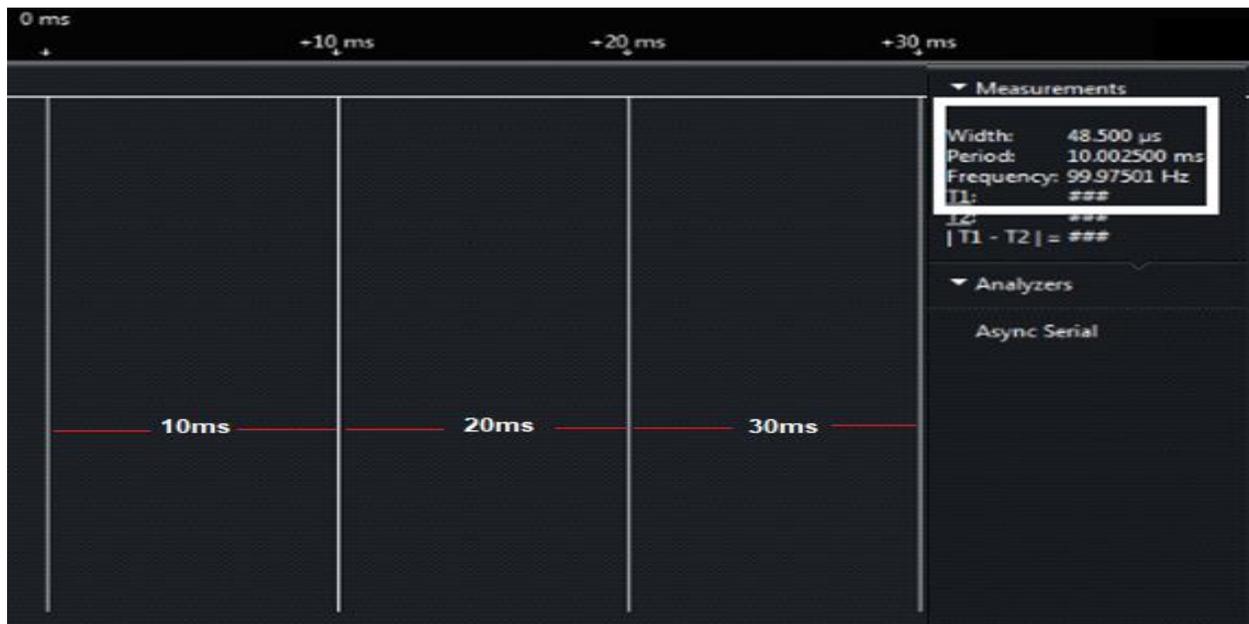


Figura 23. Señal de tiempo digital de muestreo

3.1.6.2 Pruebas de comunicación

A continuación, se dan a conocer las características más importantes dentro de la comunicación del sistema, para comprobar la correcta transmisión y recepción de información.

- **Configuración de módulos Zigbee**

Inicialmente se configuran los módulos Zigbee del nodo maestro y de los nodos sensores mediante el programa XCTU que hace posible configurar y comprobar la comunicación Zigbee en el sistema. Pues en dicha aplicación permite configurar algunas propiedades como se indica en la Figura 24, tales como modo de trabajo, siendo este transparente (explicado en la sección de comunicación Zigbee), la dirección de los demás dispositivos, configuración del canal, entre otros.

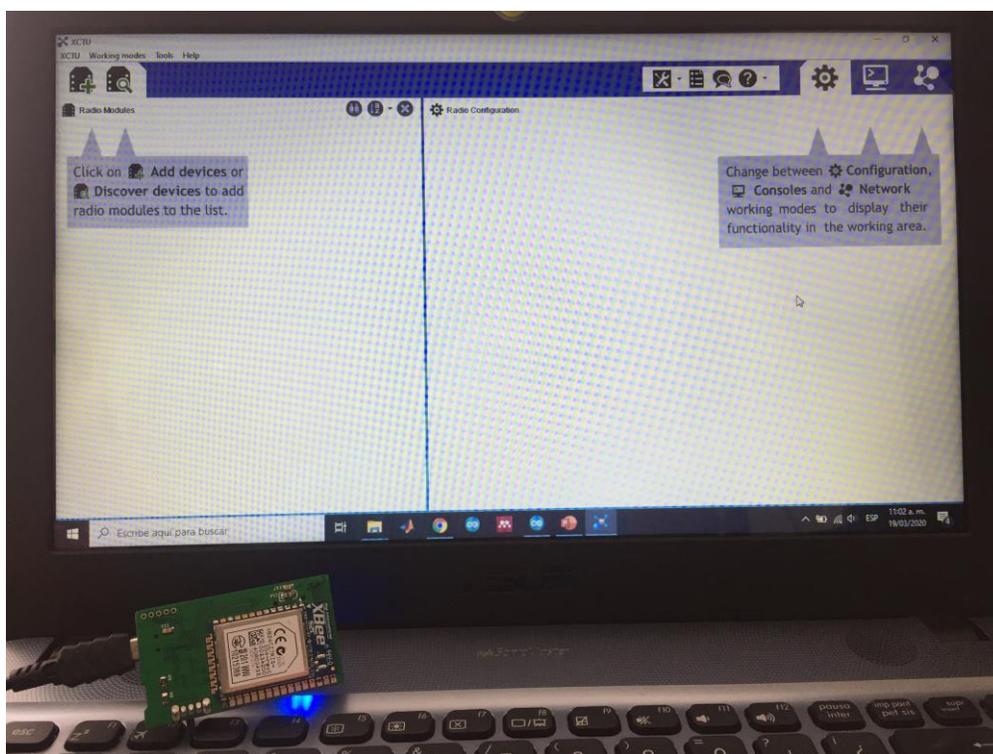


Figura 24. Configuración de módulo Zigbee

- **Sincronización:**

La sincronización del sistema es uno de los puntos más importantes que definen el correcto funcionamiento del sistema diseñado. Por tal motivo, se hace indispensable demostrar que este factor no afectará la toma de datos inerciales durante la realización de las pruebas de la carrera atlética.

Para comprobar el inicio de la toma de datos en un mismo instante de tiempo de todos los nodos sensores una vez enviado el comando desde el módulo maestro, se revisa la sincronización mediante un analizador lógico que contiene su respectivo software de análisis de señales, donde se permite identificar el inicio de cada nodo. En la Figura 25, se puede observar que la primera señal es correspondiente a la finalización de la trama enviada, la cual corresponde al comando de inicio. Posteriormente, se presenta un tiempo de espera de comunicación RF mientras los módulos reciben la orden enviada del nodo maestro. Luego en las siguientes tres señales se observa el inicio de la toma de datos, donde un pin de cada tarjeta correspondiente al nodo, es puesto en alto para determinar el inicio de la captura de datos.

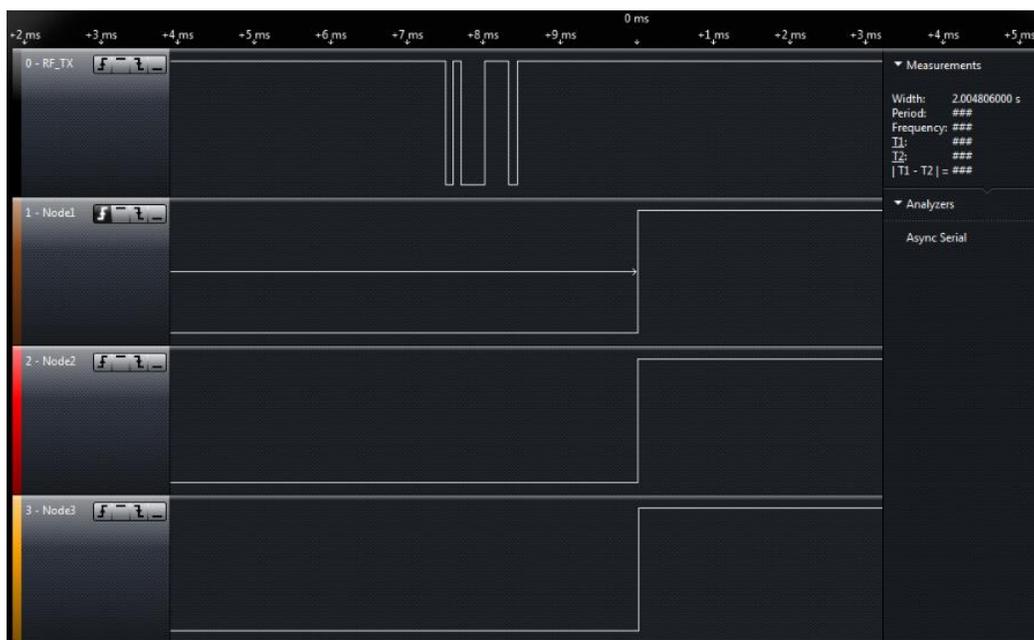


Figura 25. Sincronización de nodos sensores una vez enviado el comando

Se logra observar en la Figura 26 la diferencia de tiempo de inicio de cada nodo está dada en microsegundos, lo cual no afecta la captura de datos, por lo que se puede definir como una diferencia de tiempo despreciable.



Figura 26. Diferencia de tiempos en la sincronización de los nodos sensores

- **Tasa de error:**

La tasa de error de bits (BER, bit error rate) corresponde a una variable electrónica del sistema, donde se registran las muestras tomadas de datos enviados y recibidos en la comunicación empleada, comparándolos para determinar la probabilidad de error o recepción de bits de manera incorrecta, lo que es de gran utilidad para valorar el desempeño del sistema y verificar el funcionamiento real de este [57].

Para obtener el valor resultante del BER, se realiza la prueba de envío de datos desde el nodo maestro al nodo sensor a una distancia de dos metros aproximadamente, enviando 50 bytes desde el maestro, posteriormente se cuentan los bytes recibidos correctamente en su determinado orden (para detallar el orden en esta prueba se enviaron los números 1, 2,3, ... ,9,0). Es de considerar que cada byte es conformado por 8 bits, por lo tanto, el número de bytes enviados es multiplicado por 8 bits. Luego se procede a realizar la división del número de bits enviados y el número de bits recibidos como se indica en la *Fórmula 1*, donde el valor ideal de BER es de 1. Esta prueba se realiza 50 veces empleando la terminal serial del programa XCTU y la ventana de comandos de Arduino para visualizar cada dato enviado.

$$BER = 1 - \frac{\#Bits\ recibidos}{\#Bits\ enviados} \quad \text{Fórmula 1}$$

Adicionalmente, se logra obtener en la Tabla XV, cada uno de los datos enviados y recibidos de las 50 pruebas realizadas. Donde solo en 4 pruebas el nodo sensor recibió los 50 bytes correspondientes a 400 bits enviados desde el nodo maestro. En otras de las pruebas se han logrado obtener como valor mínimo de bits recibidos 360, siendo este el rango de bits recibidos en la comunicación.

Tabla XV. *Pruebas de bits enviados y recibidos*

# de Prueba	Bits enviados	Bits Recibidos
1	400	392
2	400	400
3	400	400
4	400	392
5	400	384
6	400	392
7	400	384
8	400	368
9	400	392
10	400	400
11	400	376
12	400	376
13	400	360
14	400	384
15	400	392

16	400	384
17	400	392
18	400	392
19	400	384
20	400	392
21	400	400
22	400	368
23	400	368
24	400	360
25	400	376
26	400	384
27	400	392
28	400	384
29	400	376
30	400	368
31	400	368
32	400	360
33	400	368
34	400	368
35	400	368
36	400	376
37	400	376
38	400	384
39	400	376
40	400	368
41	400	384
42	400	392
43	400	384
44	400	384
45	400	392
46	400	376
47	400	368
48	400	368
49	400	376
50	400	384

En la Figura 27 se puede observar la cantidad de datos enviados (50bytes correspondientes a 400 bits) desde el nodo maestro identificado en la terminal serial del programa XCTU del cual se reciben 48 bytes (384 bits) visualizados en la ventana de comando de Arduino, donde no se han recibido dos de los datos según el orden de la numeración en el fragmento resaltado de color rojo, saltándose los bytes correspondientes de los números 6 y 7.

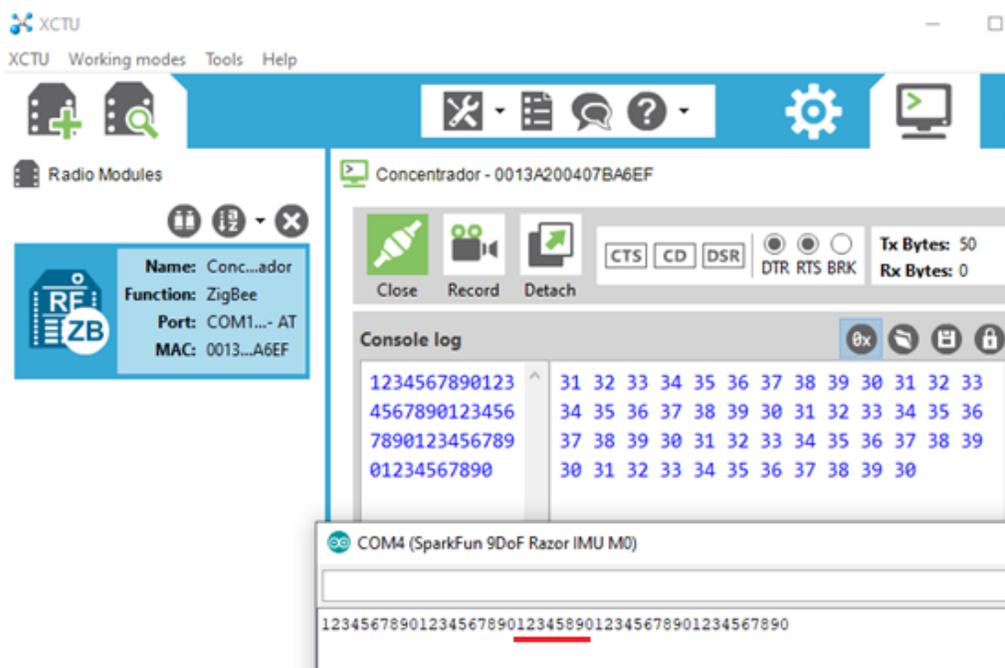


Figura 27. Comparación de bits enviados y recibidos

Finalmente, para obtener el valor de BER, se realiza el valor medio de la cantidad de bits recibidos durante las 50 pruebas realizadas, siendo el promedio de 381 bits. Posteriormente, se desarrolla la ecuación de lo cual se obtiene que BER equivale a 0.0475 lo que representa el 4.75% de error obtenido en la recepción de datos, adicionalmente se determina que veracidad de la comunicación del sistema diseñado es del 95.25%

3.2 PROCESAMIENTO DE DATOS

3.2.1 Filtro Butterworth

Las IMU son componentes para la captura de datos que hacen posible la adquisición de la información del gesto deportivo [34] realizado por el atleta y posteriormente concluir un análisis de las características del movimiento o de las variables presentes en la carrera. Sin embargo, las unidades de medición inercial presentan en las variables obtenidas, factores desfavorables como lo son los ruidos, lo cual se relaciona con el óptimo funcionamiento de unidad inercial [34], pues la calidad de los datos obtenidos por dichos sensores, están determinados por la minimización de ruidos presentes en las señales obtenidas de estos componentes [34]. Por ello, para este factor debe emplearse un método que lo corrija y así

lograr una precisión de los datos [33] o suavizar las señales mediante el empleo de filtros digitales según la frecuencia de muestreo de trabajo del dispositivo [10] para lograr alta precisión y fiabilidad en variables que caracterizan la carrera [41]. El método empleado en este proyecto para la sección de procesamiento de datos, es la aplicación de un filtro pasa baja Butterworth, el cual permite el paso de la señal a un rango de frecuencia determinada, además de caracterizarse por su respuesta plana, lo que indica la ausencia de rizados en la señal filtrada. Este tipo de filtro suele ser usado como filtro anti-aliasing [58] pues la varianza de Allan se emplea para procesar información de ruido del sensor y así minimizarlo. En este caso, la captura del movimiento se realiza con frecuencia de muestreo de 100hz y su señal es procesada en Matlab empleando un filtro pasa baja Butterworth de segundo orden con frecuencia de corte de 5Hz eliminando de esta manera el ruido de alta frecuencia.

Por otra parte, se realiza una calibración del sensor de cada tarjeta siguiendo la metodología planteada por David Tedaldi et al en [59], donde se expone el procedimiento de calibración tanto para acelerómetro como giroscopio, explicados a continuación.

3.2.2 Ajuste del acelerómetro

El ajuste de los sensores inerciales es una de las secciones de gran importancia, ya que mediante este procedimiento se pueden eliminar las incorrectas variaciones presentes en la toma de los datos del acelerómetro teniendo como punto de referencia la gravedad de la tierra según el punto de ubicación geográfica. Dichas variaciones corresponden a los errores de offset y escalamiento que se corrigen mediante un proceso matemático como se explicará a continuación.

Inicialmente se toma la tarjeta que contiene el acelerómetro, la cual es fijada en un tercer brazo metálico como se muestra en la Figura 28, para mantenerla estable y posteriormente modificar las posiciones de dicha tarjeta. Se toman 100 datos de las aceleraciones (x, y, z) en 10 posiciones diferentes. Una vez se obtienen dichos datos, se cargan en Matlab donde estos son la base para realizar la calibración del sensor. A continuación, se extraen las aceleraciones de cada uno de los ejes del acelerómetro y se realiza la respectiva operación matemática para obtener los datos en unidades de ingeniería, posteriormente se recoge la totalidad de estos datos en una matriz denotada como *Accel_IMU* obteniendo en ello 1000 datos para los tres ejes tal como se indica en la ecuación 1 (Ec 1), donde A_x contiene los mil

datos de aceleración en el eje X, de la misma manera se aplica para los ejes Y y Z en las variables A_y y A_z de la dicha ecuación, dando como resultado una matriz con dimensiones de 1000×3 .

$$Ec 1: Accel_IMU = [A_x \ A_y \ A_z]$$

Como se nombró anteriormente, la matriz obtenida de la ecuación 1 es de gran importancia para la calibración, y por ello se tiene en cuenta en la ecuación 2 (Ec 2):

$$Ec 2: \alpha_c = TK(Accel_IMU + B)$$

Donde, las variables T y K corresponden a las matrices que contienen los errores de escalamiento como se indican en las ecuaciones 3 (Ec 3) y 4 (Ec 4) respectivamente. Posteriormente, se debe tener en cuenta el vector que contiene tres de los parámetros de error, éste es denominado como vector B de la ecuación 5 (Ec 5).

$$Ec 3: T = \begin{bmatrix} 1 & -\alpha_{yz} & \alpha_{zy} \\ 0 & 1 & -\alpha_{zx} \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$Ec 4: K = \begin{bmatrix} s_x & 0 & 0 \\ 0 & s_y & 0 \\ 0 & 0 & s_z \end{bmatrix}$$

$$Ec 5: B = [b_x \ b_y \ b_z]$$

Las variables expresadas en cada una de las matrices y vector que aparecen en las ecuaciones 3 (Ec 3), 4 (Ec 4), 5 (Ec 5); corresponden al vector de theta inicial $P0$ establecido, como se indica en la ecuación 6 (Ec 6)

$$Ec 6: P0 = [0, 0, 0, 1, 1, 1, 0, 0, 0]$$

Por tanto, el resultado de la ecuación 2 (Ec 2) da como resultado una matriz de dimensiones 1000×3 ; a ello se saca la norma de cada fila que corresponde a los datos de x, y, z obteniendo

así una matriz de 1000×1 y por ende la concatenación de los datos obtenidos del acelerómetro da como resultado la Figura 29.



Figura 28. Pruebas con tercer brazo

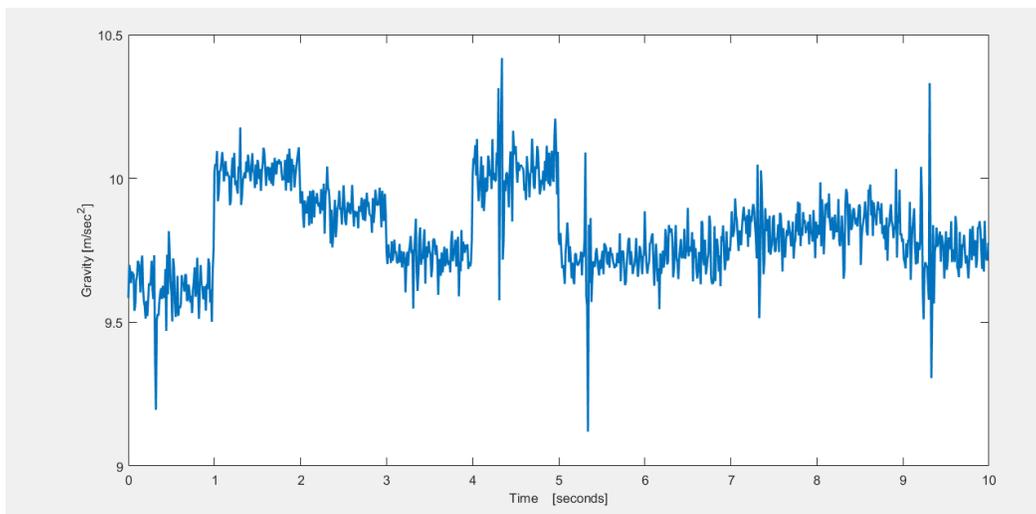


Figura 29. Datos concatenados del acelerómetro

Posteriormente, se deben hallar los parámetros de calibración que componen theta, encontrando los valores óptimos mediante mínimos cuadrados. Para ello se sigue la siguiente sentencia:

$$Popt = lsqcurvefit(Fobj, P0, XData, YData)$$

Donde *Fobj* es una función objeto correspondiente a la ecuación 2 (Ec 2) siendo la función que se desea optimizar, *P0* o theta inicial es el vector establecido en la ecuación 6 (Ec 6), *XData* son los datos del acelerómetro encontrados en *Accel_IMU*, *YData* es un vector de dimensiones 1000x1 con los datos de la gravedad de la tierra según la zona geográfica donde se realizan las pruebas y finalmente, *lsqcurvefit* corresponde internamente a un algoritmo de optimización por medio de mínimos cuadrados, donde se encarga de hallar una función continua que mejor se ajuste a los datos proporcionados por las pruebas realizadas donde estos son los puntos generados para la función.

Finalmente, se obtiene de ello los valores de las variables presentes en las matrices *T*, *K* y el vector *B* optimizados; siendo estos los valores de un vector Theta final indicado en la ecuación 7 (Ec 7) siendo el resultado del proceso optimizado.

$$Ec\ 7: \theta = [\alpha_{yz} \ \alpha_{zy} \ \alpha_{zx} \ s_x \ s_y \ s_z \ b_x \ b_y \ b_z]$$

Dando como resultado para cada una de las tarjetas los vectores de las ecuaciones 8 (Ec 8), 9 (Ec 9) y 10 (Ec 10) respectivamente.

$$Ec\ 8: \theta_{Tarjeta1} = [0.0066 \ 0.0102 \ 0.0070 \ 1.0034 \ 1.0042 \ 0.9985 \ 0.1215 \ -0.2604 \ 0.2054]$$

$$Ec\ 9: \theta_{Tarjeta2} = [-0.0067 \ 0.0301 \ -0.0305 \ 0.9930 \ 0.9994 \ 0.9911 \ -0.0264 \ -0.1597 \ 0.2332]$$

$$Ec\ 10: \theta_{Tarjeta3} = [0.0004 \ 0.0014 \ -0.0012 \ 1.0014 \ 1.0014 \ 0.9939 \ -0.1232 \ -0.0286 \ -0.0543]$$

Una vez se determinan los valores del vector theta, se pueden reemplazar en la ecuación 11 (Ec 11), siendo esta el resultado de la ecuación 2 (Ec 2), dando por concluido el proceso de calibración y obteniendo como resultado la gráfica de color rojo indicada en la Figura 30.

$$Ec\ 11: \begin{bmatrix} A_x \\ A_y \\ A_z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} s_x(A_x + b_x) - \alpha_{yz}s_y(A_y + b_y) + \alpha_{zx}s_z(A_z + b_z) \\ s_y(A_y + b_y) - \alpha_{zx}s_z(A_z + b_z) \\ s_z(A_z + b_z) \end{bmatrix}$$

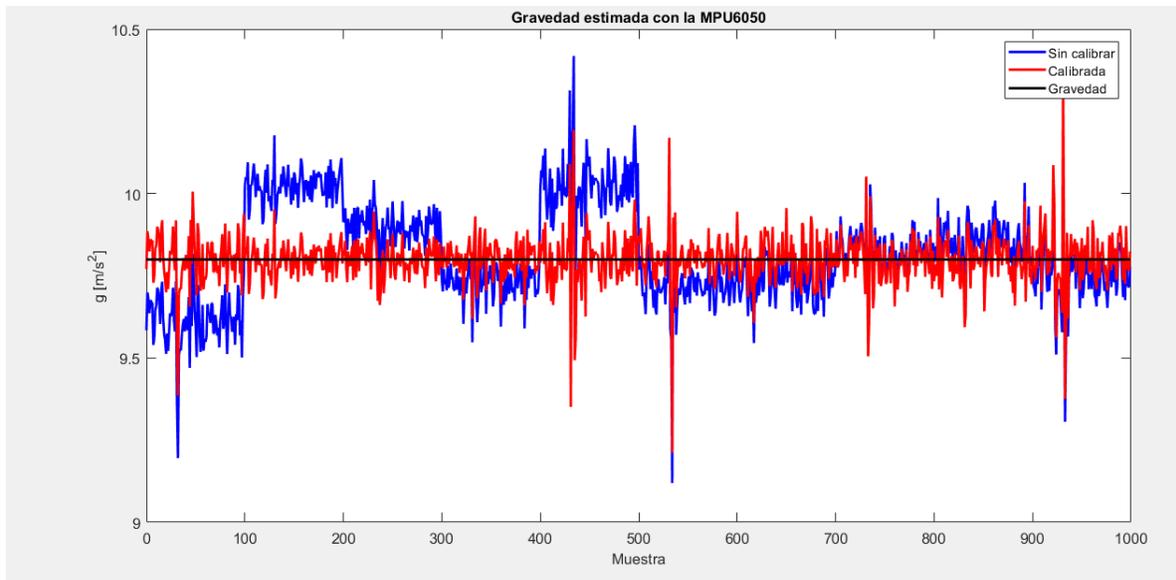


Figura 30. Gráfica Pruebas aceleración VS Aceleración calibrada

3.2.3 Ajuste del giroscopio

Inicialmente se registran los datos de la aceleración y la velocidad angular captadas por el sensor inercial durante un estado de reposo (2 segundos), movimiento (4 segundos) y nuevamente en reposo (2 segundos) a una frecuencia de muestreo de 50Hz, esta acción se realiza 10 veces variando su velocidad y posición de tal forma en que se estimulen los ejes XYZ del sensor. Paralelamente se guardan los datos asignados por dicho sensor.

Posteriormente, se procede a convertir estos datos a unidades de ingeniería y se concatenan todas las pruebas dentro de una matriz para su procesamiento en Matlab como lo indica la ecuación 12 (Ec 12).

$$Ec\ 12: Giro_IMU = [G_x\ G_y\ G_z]$$

Luego, siguiendo la ecuación 13 (Ec 13), se tiene que las variables T (Ec 14) y K (Ec 15), que representan a las matrices de errores de escalamiento (matrices de dimensiones 3x3) y la variable B representa a el vector XYZ de los errores OFFSET presentados por el sensor. Dichas variables tienen la forma como se indican en las ecuaciones 14 (Ec 14), 15 (Ec 15) y 16 (Ec 16). Es de tener en cuenta que la solución a el proceso de calibración se da por finalizado cuando se obtienen los valores correspondientes a

$-\alpha_{yz}, \alpha_{zy}, -\alpha_{zx}, s_x, s_y, s_z, b_x, b_y, b_z$ resolviendo la expresión algebraica de la ecuación 9 (Ec 9) una vez estos valores sean hallados

$$\text{Ec 13: } a_c = TK(\text{Giro_IMU} + B)$$

$$\text{Ec 14: } T = \begin{bmatrix} 1 & -\alpha_{yz} & \alpha_{zy} \\ 0 & 1 & -\alpha_{zx} \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$\text{Ec 15: } K = \begin{bmatrix} s_x & 0 & 0 \\ 0 & s_y & 0 \\ 0 & 0 & s_z \end{bmatrix}$$

$$\text{Ec 16: } B = [b_x \ b_y \ b_z]$$

Las variables $-\alpha_{yz}, \alpha_{zy}, -\alpha_{zx}, s_x, s_y, s_z$ vistas en las ecuaciones 14 (Ec 14) y 15 (Ec 15) corresponden al vector theta inicial $P0$ ingresado en el algoritmo de optimización (Ec 17), dándole a estos un valor inicial de 0,0,0,1,1,1. Esta identificación se hace por medio de mínimos cuadrados.

$$\text{Ec 17: } Popt = lsqcurvefit(Fobj, P0, XData, YData)$$

Posteriormente, en la ecuación 17 (Ec 17) se tiene que la variable $Fobj$ corresponde a la función de optimización (Ec 13), $XData$ a los datos dados por las pruebas (Ec 12) y a $YData$ que representa a los datos de la aceleración dadas por las pruebas de las tarjetas en reposo y en movimiento.

Después, se calculan los valores óptimos del vector B indicado en la ecuación 16 (Ec 16), luego se realiza una nueva prueba a la tarjeta que contiene el sensor a calibrar, dejándola en reposo durante un periodo de tiempo 10 segundos y registrando los datos del giroscopio. A estos datos registrados se le calcula el valor promedio a cada uno de sus ejes.

Finalmente, con estos valores se concluye cada una de las expresiones contenidas en la Ec 18 (solución de la Ec 13) logrando así la eliminación de los errores por desviación, escalamiento y no-ortogonalidad en las medidas del sensor durante las pruebas de campo.

$$Ec\ 18: \begin{bmatrix} G_x \\ G_y \\ G_z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} s_x(G_x + b_x) - \alpha_{yz}s_y(G_y + b_y) + \alpha_{zx}s_z(G_z + b_z) \\ s_y(G_y + b_y) - \alpha_{zx}s_z(G_z + b_z) \\ s_z(G_z + b_z) \end{bmatrix}$$

Los resultados obtenidos del proceso de calibración se pueden apreciar en las ecuaciones 19, 20 y 21 respectivamente

$$Ec\ 19: \theta_{Tarjeta1} = [-0.0250\ 0.0249\ 0.0124\ 0.968\ 0.9883\ 0.9975\ -0.0256\ -0.0163\ -0.0286]$$

$$Ec\ 20: \theta_{Tarjeta2} = [-0.0512\ 0.0526\ 0.0582\ 0.9335\ 0.9931\ 1.0179\ -0.0049\ -0.0410\ -0.0143]$$

$$Ec\ 21: \theta_{Tarjeta3} = [0.0059\ 0.0181\ 0.0391\ 1.1084\ 0.9511\ 0.9452\ -2.4836\ 0.3776\ -0.5558]$$

CAPÍTULO IV: RESULTADOS

En el presente capítulo se da a conocer el correcto funcionamiento del sistema mediante una prueba de validación, donde se comparan las aceleraciones y velocidades angulares procedentes del gesto deportivo, obtenidas de un sistema comercial y el sistema diseñado simultáneamente. Adicionalmente, se comprueba el funcionamiento del sistema mediante una prueba en campo abierto o pista atlética, donde se muestra la ubicación de cada nodo sensor en el cuerpo de la persona quien no presenta problemas que afecte su gesto deportivo, disponiéndose a realizar la actividad física con el sistema. Una vez se obtienen sus datos, es determinada la señal de la velocidad angular producida durante la carrera, que permite realizar el análisis de algunas de las variables biomecánicas.

4.1 VALIDACIÓN DEL SISTEMA

La validación es uno de los procesos de gran importancia para el desarrollo de este proyecto, ya que se debe verificar y sustentar el correcto funcionamiento del sistema de captura de datos inerciales diseñado, el cual es comparado con un sistema comercial para comprobar la veracidad del prototipo diseñado. Se ha empleado el sistema XSENS, siendo este comercial y utilizado para un análisis de la biomecánica del movimiento.

Para determinar el proceso de validación, se realiza una prueba de la carrera ejercida por una persona, la cual porta en sus miembros inferiores (pies y zona lumbar), los dos sistemas, ubicando sobre el sistema diseñado el XSENS. A continuación, la persona procede a realizar el gesto deportivo en una banda o caminadora, de tal manera que los dos sistemas inicien la captura de los datos inerciales al mismo tiempo. Tales sistemas generan una serie de archivos en donde se registran los datos de las señales de aceleración y velocidad angular producto de la prueba realizada, estos valores son usados en este análisis comparativo.

A continuación, en la Figura 31 se logra observar un fragmento de la señal obtenida del deporte realizado, donde se muestran las aceleraciones en cada uno de los ejes dada por el acelerómetro de la IMU, en cada eje se pueden visualizar dos señales, donde la señal de color azul corresponde al sistema diseñado y la señal de color rojo representa la señal del sistema comercial XSENS. De ello, se puede determinar que no se presencia una gran diferencia de las señales obtenidas por el sistema diseñado y el comercial.

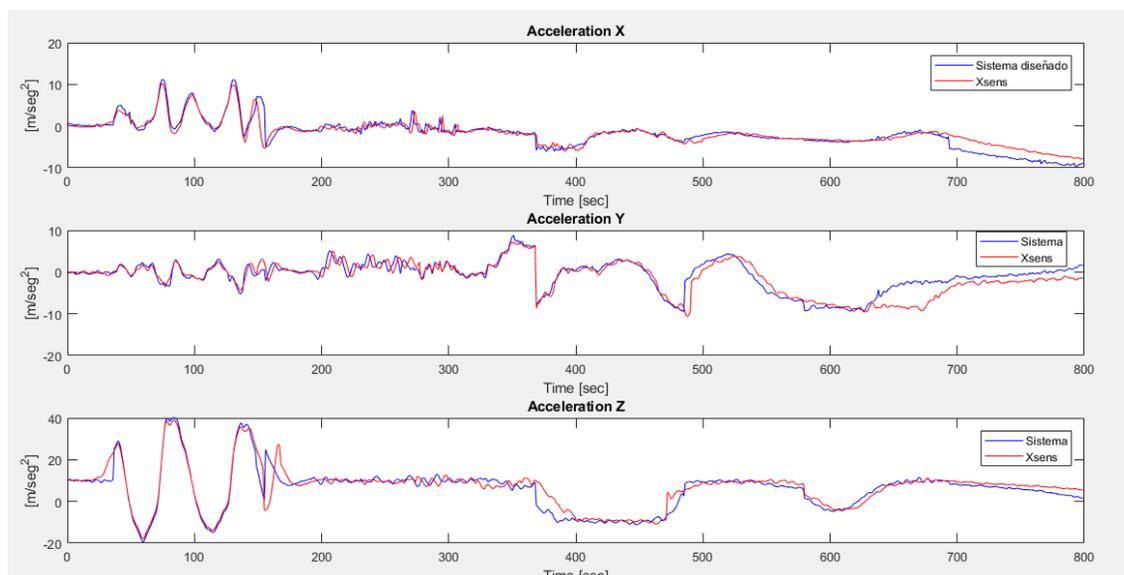


Figura 31. Comparación de señales de aceleración

Adicionalmente, se puede observar en la Figura 32 la representación de la velocidad angular correspondiente al giroscopio de la IMU, donde se realiza una comparación gráfica de los datos en cada eje obtenidos del sistema diseñado y el sistema comercial, donde se logra evidenciar la similitud de las señales en un determinado gesto realizado por la persona, aunque se presencia una diferencia entre estas dos señales, por la cual es importante hacer uso de un método estadístico para corroborar la concordancia presente en estas señales.

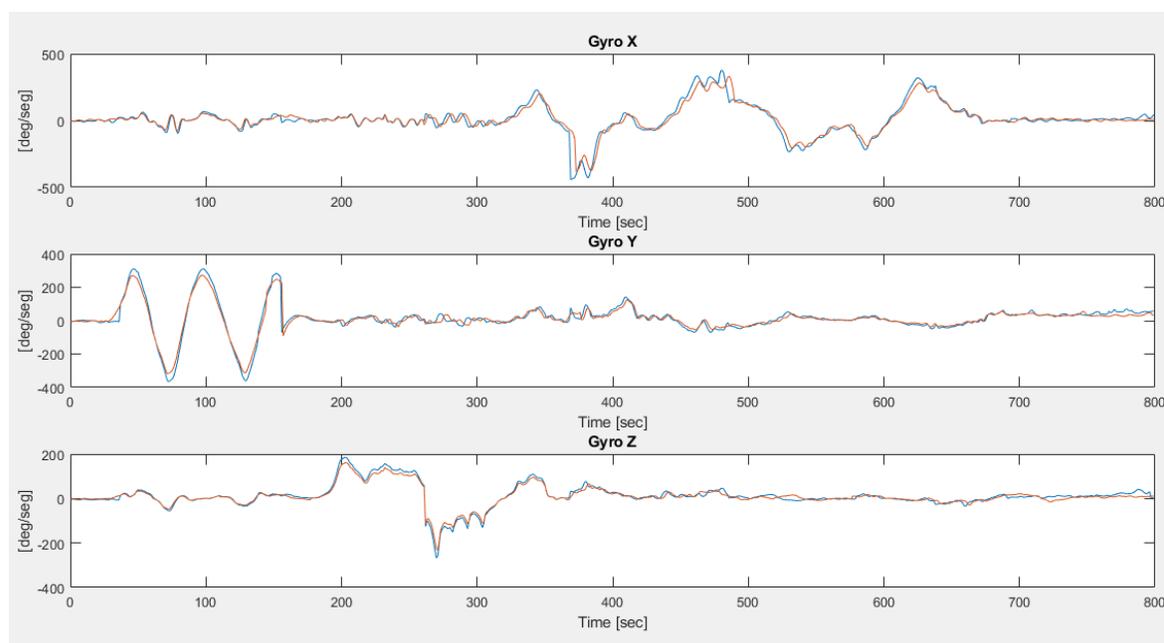


Figura 32. Comparación de señales de velocidad angular

Una vez determinados de manera gráfica los datos de aceleración y velocidad angular de cada sistema, se emplea un método para la validación del prototipo diseñado, donde se verifique su correcto funcionamiento comparándolo con otro sistema que cumple las mismas funciones, para de esta manera dar a conocer su factibilidad [60]. En este caso se ha empleado el método de Bland Altman, donde se realiza un análisis de los datos generados por ambos prototipos.

Dicho método se presenta de manera gráfica, describiendo la relación entre dos medidas cuantitativas [61], ofreciendo información acerca de la medición, trazando la media presente entre las dos mediciones con el objetivo de compararlos mediante una gráfica. Este método ofrece ventajas como indicador de fácil interpretación sobre las unidades absolutas de las medidas obtenidas. Además, de ser una herramienta confiable para verificar diferencias de valores [62].

Para el desarrollo del método Bland- Altman que permite analizar la concordancia entre las mediciones de los dos sistemas expuestos, inicialmente se consideran los valores de la aceleración en el eje X de estos, como se puede observar en la Figura 33. Posteriormente, el eje x de la gráfica representa la media de la aceleración del eje x de la IMU tanto del diseñado como del Xsens y el eje Y representa la diferencia entre las medidas tomadas de los dos dispositivos en mención. Por tanto, su diferencia tiene como resultado en este caso 0.02m/s^2 siendo este un error sistemático (representada en la Figura 33 como la línea media resaltada de color negro), lo que indica que en promedio el sistema diseñado mide 0.02 m/s^2 menos que el sistema comercial, demostrando así que los dos métodos producen resultados concordantes ya que dicho valor es aproximado a cero.

Por otra parte, los límites de concordancia o de acuerdo, representando según la literatura [63], el 95% de todas las diferencias entre las dos mediciones encontradas entre $+1.96$ y -1.96 según el valor dado por la línea promedio lo que corresponde a un intervalo de confianza siendo estos valores para la aceleración en el eje X $0.78\frac{m}{s^2}$ y $-0.82\frac{m}{s^2}$ cómo se puede observar en la Figura 33. Estos límites de acuerdo permiten juzgar la concordancia entre ambos datos, pues en estos límites se confirma que el 95% de que las mediciones concordaron, determinando que entre menor sea el rango entre estos límites, mejor será el acuerdo, por ello se puede deducir que, si

los límites no exceden la diferencia máxima aceptable por ambas mediciones, se considera que los dos sistemas están en concordancia.

Adicionalmente, es importante determinar si la variabilidad de las mediciones se encuentra presente dentro del rango de los límites de acuerdo establecido, pues se puede observar en la Figura 33 que en valores menores de -2 y mayores de 6 según la media de los sistemas, algunos valores sobresalen de los límites de acuerdo, los cuales representan una minoría de mediciones por lo cual no afecta significativamente la buena precisión de concordancia entre las dos mediciones.

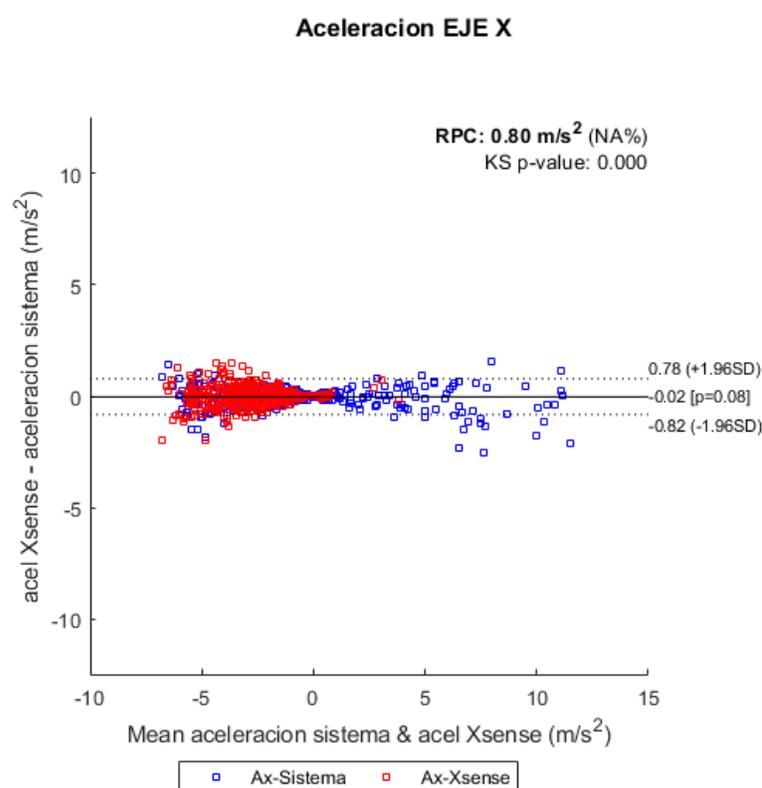


Figura 33. Gráfico Bland-Altman para aceleración en eje X

En la Figura 34, se logra obtener una gráfica del método estadístico Bland-Altman, donde describe la línea de la diferencia del promedio dado en 0.01, lo cual indica que existe gran similitud entre las dos mediciones de los prototipos, pues este valor es aproximado a cero, además de demostrar que las mediciones tomadas por el Xsens son 0.01m/s² mayores que las mediciones tomadas por el sistema diseñado. Adicionalmente, se logra observa que existe la presencia de una gran cantidad

de datos alrededor de la línea promedio, lo que significa que existe un 95% de confiabilidad de que las mediciones concuerdan, ubicándose dentro del rango de los límites de acuerdo entre 1.1 y -1.1 m/s^2 .

De manera similar a la anterior gráfica, se puede observar que en la Figura 34 que valores menos de -5 y mayores de 4 presentan una dispersión y algunos de los valores se encuentran fuera de los límites de acuerdo, pero a pesar de ello, la confiabilidad presente en este eje del acelerómetro de la IMU no se ve afectado, por este motivo se concluye que se presenta concordancia entre las mediciones de los dos sistemas.

En el rango de la media de la aceleración entre -4 y 4 aproximadamente, se encuentran la mayoría de los datos correspondientes a las mediciones, estando alrededor de la línea promedio, lo cual define con certeza la concordancia de las mediciones.

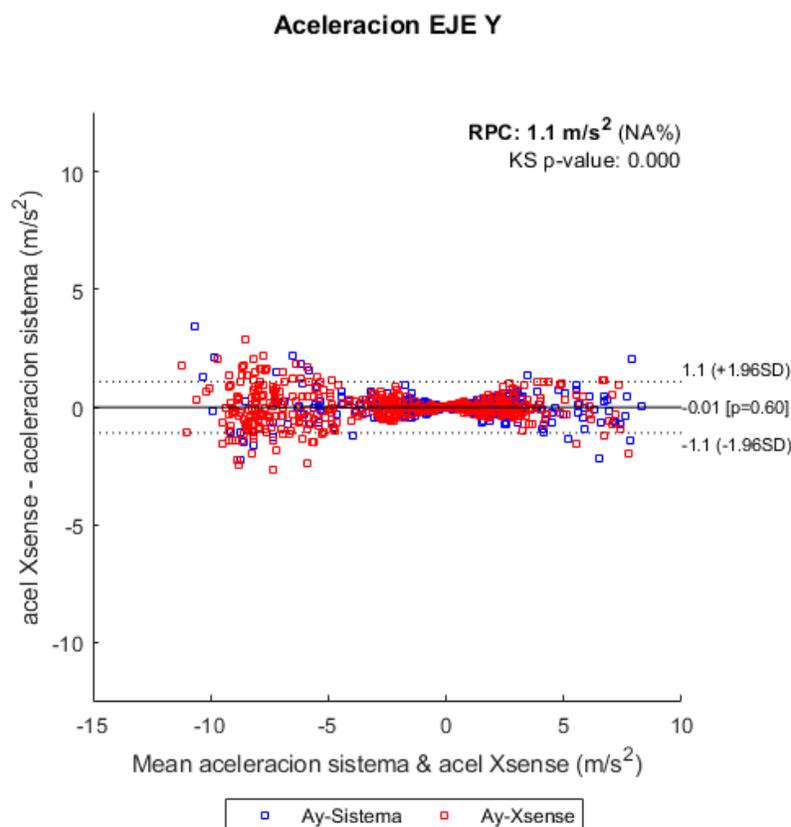


Figura 34. Gráfica de Bland-Altman en ejes Y del acelerómetro

Por otra parte, se obtiene la gráfica característica del Bland–Altman del eje Z del acelerómetro, donde la diferencia de la media obtenida está dada en 0.04 m/s^2 , lo cual representa que el sistema diseñado toma mediciones 0.04 m/s^2 menos que el Xsens como se puede observar en la Figura 35.

Además, se logra observa que la mayor concentración de las mediciones de los dos sistemas se encuentra en la media de aceleración en un rango entre 7 y 11 aproximadamente, debido a que este eje de la IMU mide valores cercanos al valor de la gravedad. Adicionalmente, se puede determinar con un 95% de certeza que las mediciones concuerdan en gran medida, debido a que la mayor parte de sus datos se encuentran contenidos dentro de los límites de acuerdo establecidos (2.6 y -2.6 m/s^2).

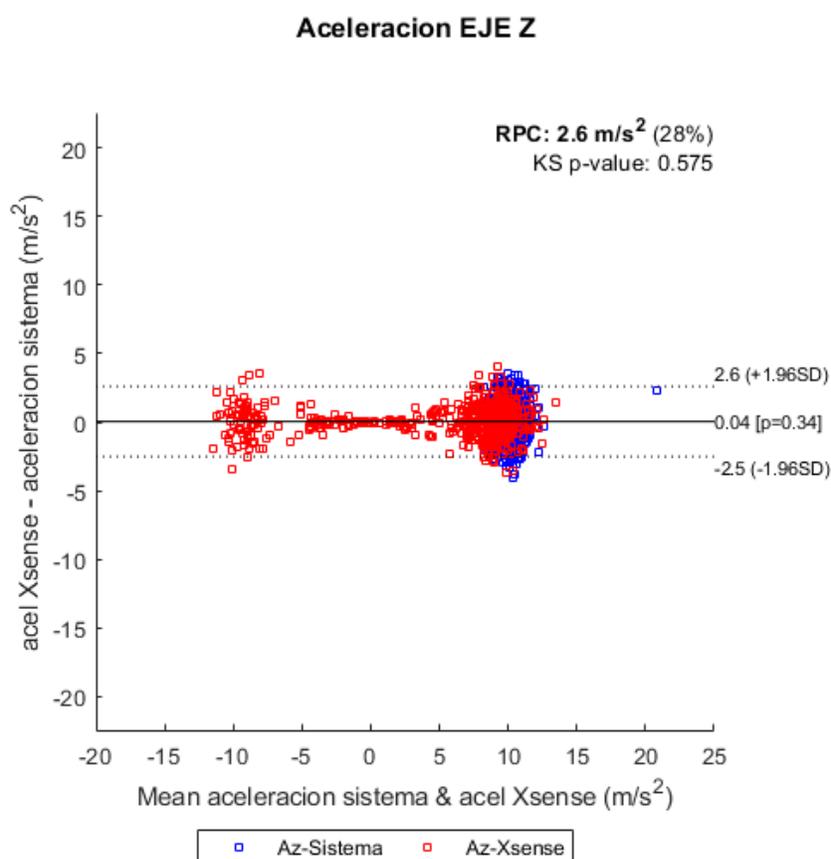


Figura 35. Gráfico Bland-Altman para aceleración en eje Z

Una vez se ha determinado el análisis del método Bland-Altman para cada uno de los ejes del acelerómetro, se procede a realizar el mismo análisis para cada uno de los ejes del giroscopio.

Inicialmente, se considera la velocidad angular del eje X, producto del giroscopio de la IMU, de la cual se obtiene que la diferencia de la media de los datos captados por los dos sistemas, corresponde a que el Xsense toma estos datos inerciales de 0.03deg/s menos que el sistema diseñado, permitiendo así determinar que cada sensor tanto acelerómetro como giroscopio tienen configuraciones diferentes.

Por otra parte, dentro de un rango de media de la velocidad angular de los dos sistemas entre -100 y 100 aproximadamente, se obtiene la mayor cantidad de datos obtenidos de la medición, lo cual garantiza el 95% de seguridad de que los datos concuerdan, a pesar de los datos dispersos que se encuentra por fuera de los límites de acuerdo, enseñando en la Figura 36 que su cantidad no afecta significativamente la precisión y concordancia de las mediciones.

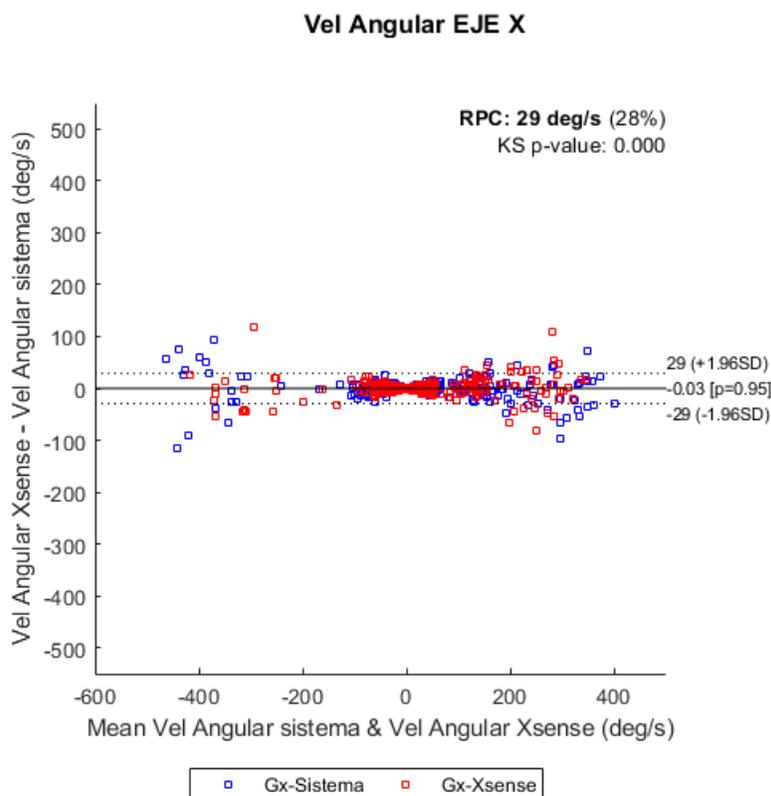


Figura 36. Gráfica Bland-Altman para velocidad angular en eje X

En la Figura 37, se logra obtener una gráfica de velocidad angular empleando el método estadístico Bland-Altman, donde se describe la línea de la diferencia de valor medio dado en 0.42 deg/s, lo cual debido a su amplio rango de diferencia, este valor se eleva un poco a comparación de los demás pero, las mediciones encontradas entre -100 y 100 de la media de los sistema, se encuentra dentro de los límites de acuerdo siendo estos en el rango de 27 y -26deg/s, donde se logra observar la mayor concentración de datos. Igual como se ha explicado en las anteriores gráficas, se observan pequeñas cantidades de datos dispersos de los dos sistemas, los cuales no afectan la concordancia existente entre el Xsense y el sistema diseñado.

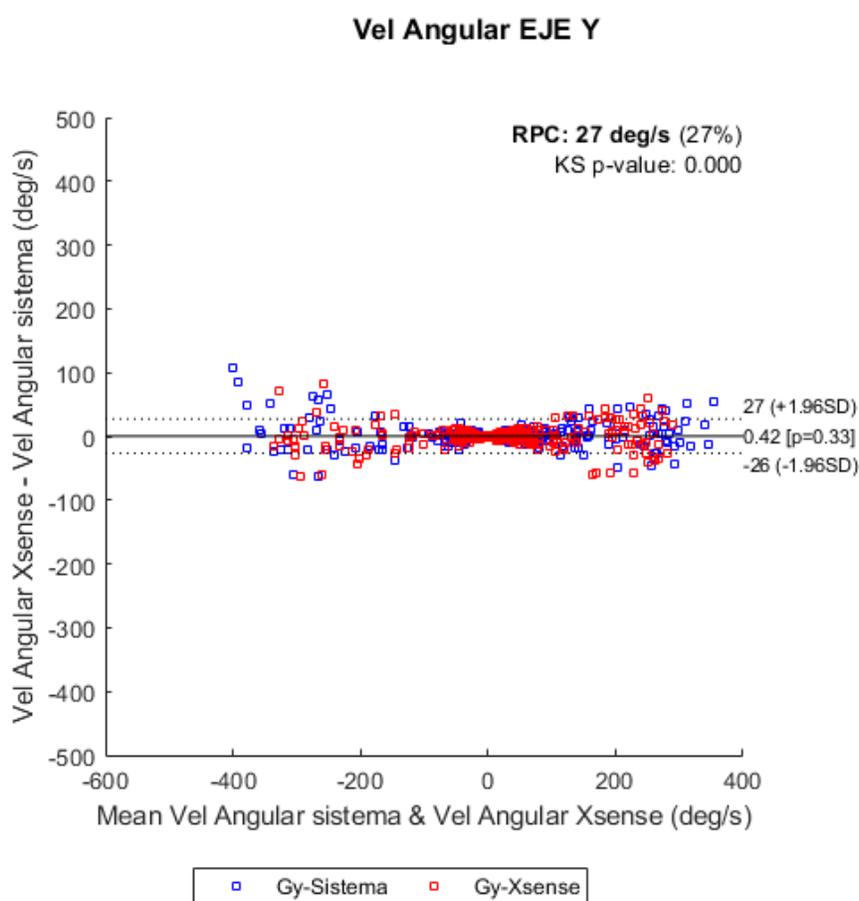


Figura 37. Gráfica Bland-Altman para velocidad angular en eje Y

En la Figura 38 se puede observar que la diferencia de la media de las dos mediciones, da como resultado 0.09, y dentro de un rango entre 50 y -50 aproximadamente según la media de los dos sistemas, se contiene la mayor cantidad de mediciones y además de ello se encuentran dentro del

rango de límites de acuerdo dado en valores de 14 y -14 deg/s. La mayor concentración y proximidad de la media de dichos valores, se encuentra en el valor cercano de cero, lo que garantiza concordancia.

Adicionalmente, en valores presentes en la media menor de -100 y mayor de 100 se permite visualizar una dispersión y sus datos salen de los límites de acuerdo, pero la cantidad de datos presentes en estos valores, es inferior, lo cual no afecta la confiabilidad de concordancia de los dos sistemas.

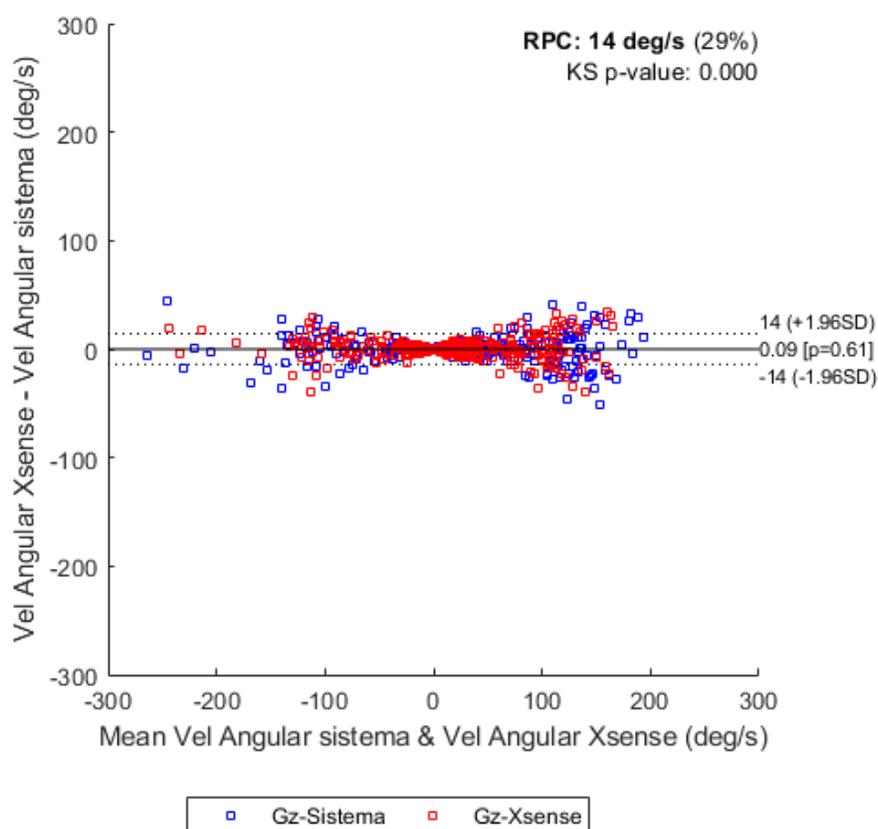


Figura 38. Gráfica Bland-Altman para velocidad angular en eje Z

4.2 PRUEBA EN PISTA ATLÉTICA:

Esta prueba cuenta la autorización de un participante quien se dispone a realizar su actividad física en una pista atlética, empleando en su cuerpo el sistema inalámbrico de captura de datos biomecánicos diseñado. Para ello, inicialmente se estiman algunas de sus características físicas, se considera su certificado médico y se procede a llevar a cabo un protocolo de pruebas para finalmente obtener los datos y realizar su respectivo análisis.

4.2.1 Características del deportista

Las pruebas son realizadas por una persona de quien se tienen en cuentas algunas características que son importantes para la evaluación posterior de los datos recolectados por el sistema, por ejemplo:

- Sexo: Masculino
- Edad: 26 años
- Estatura: 1,75 metros
- Peso: 80 Kilogramos

Adicionalmente, se puede verificar mediante su certificado médico (encontrado en anexos) que “el paciente no presenta lesiones musculares, óseas, articulares ni trastornos neuromotores o cualquier enfermedad que afecte el desempeño de la actividad física” como es especificado por un profesional en salud.

4.2.2 Protocolo de pruebas:

Una vez se ha culminado el diseño de los dispositivos como se puede verificar en el capítulo III, los tres nodos sensores deben ser ubicados en diferentes partes del cuerpo donde se pueda evidenciar un claro movimiento del deporte practicado [22]. Adicionalmente, se considera el espacio donde se realiza la prueba, contando con un terreno firme, plano, distancia mayor de 120 metros en donde la persona pueda realizar la carrera en línea recta. El lugar que cumple con las descripciones nombradas anteriormente, es la pista atlética ubicada en la villa olímpica de la ciudad de Popayán, la cual se puede observar una parte de ella en la Figura 39.

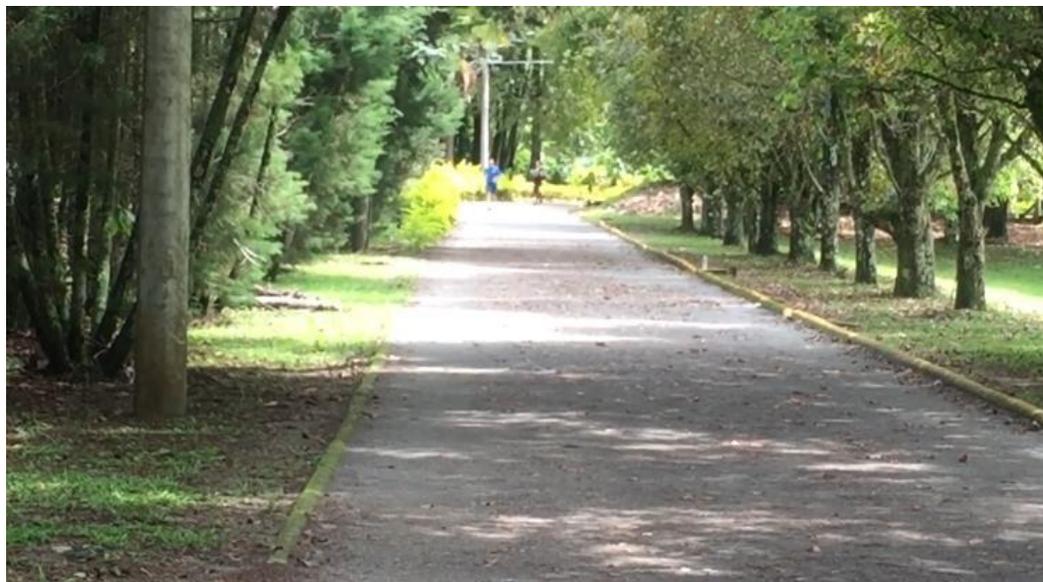


Figura 39. Pista atlética

Para dar inicio al protocolo, se ubican dos de los nodos sensores en los pies, teniendo en cuenta la importancia de su ubicación, pues estos deben permanecer en el empeine como es indicado en la Figura 40, donde se garantiza que por su peso, tamaño y ubicación no van a causar incomodidad y van a permitir realizar el gesto deportivo de manera natural. El tercer nodo sensor debe ser ubicado en la zona lumbar del deportista. Adicionalmente, los nodos son asegurados con correas elásticas que son graduables y adaptables según el tamaño del pie y zona lumbar del deportista, pues esto es de suma importancia debido a que se debe garantizar que, durante la ejecución del deporte, el nodo no se desplace o realice movimientos que no corresponden a la carrera, evitando así incorrectas lecturas del sensor.



Figura 40. Ubicación de nodos sensores

Seguidamente, se encienden todos los nodos sensores y se energiza el nodo maestro. Posteriormente, se realiza la conexión entre el módulo maestro y la aplicación Android o al computador para enviar mediante la red inalámbrica un comando que sincronice el inicio de la captura de datos. Una vez se inicia la captura, la persona espera 1 segundo, luego corre 120 metros en la pista atlética, tratando de mantener un ritmo constante durante todo el recorrido. Luego, se detiene por un tiempo de 1 segundo y se suspende la lectura de los datos mediante otro comando enviado desde el computador o aplicación Android a través de la red inalámbrica.

Finalmente, se extrae de cada nodo sensor la memoria micro SD donde se registraron todos los datos capturados por el sensor inercial durante la carrera, para después procesar estos datos, pasándolos por un filtro pasa baja Butterworth y así analizar el gesto deportivo.

4.2.3 Análisis de señales obtenidas

La Figura 41 corresponde a una gráfica de señal de velocidad angular del pie izquierdo obtenida durante la ejecución de una carrera de 120 metros de distancia con una duración de 20 segundos aproximadamente. Dicha figura, es la representación de una gráfica de datos en raw (bruto) sin filtrado, logrando notar el ruido presente en ella dificultando el análisis de las variables biomecánicas presentes. Por lo tanto, se hace necesario el uso de un filtro

encargado de minimizar señales de alta frecuencia, motivo por el cual, se implementó un filtro pasa bajas con frecuencia de corte de 5Hz como lo sugiere Zihajehzadh et al en[64].

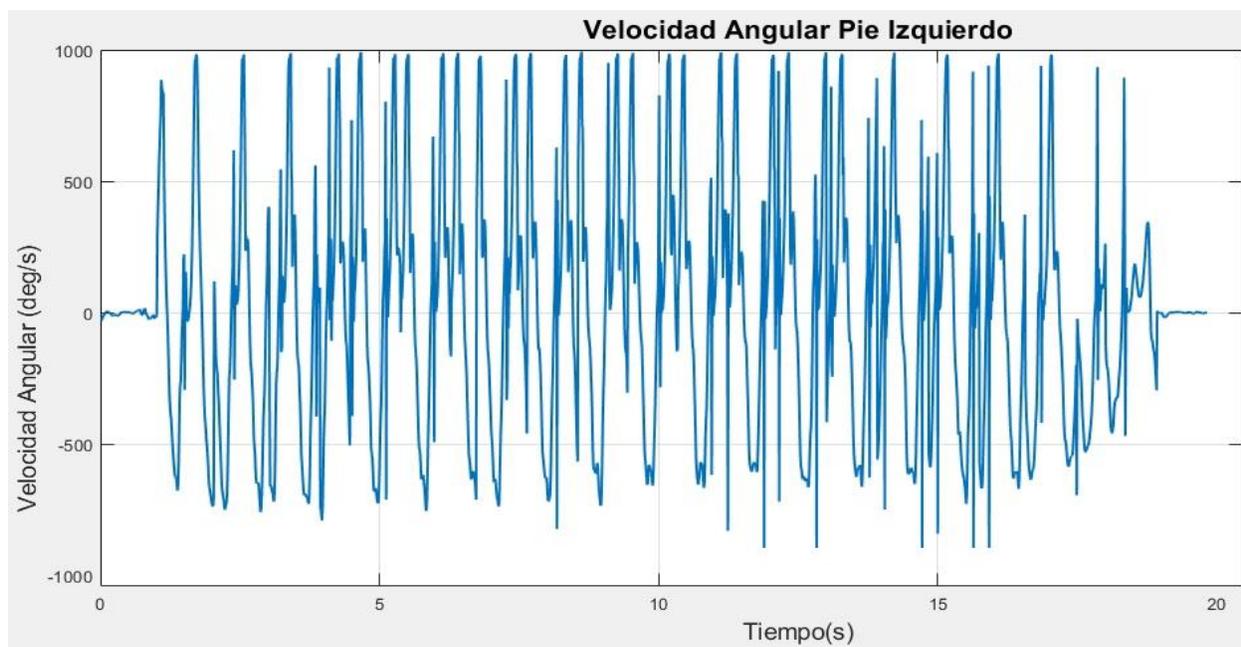


Figura 41. Señal de velocidad angular sin filtrar

Una vez eliminadas las perturbaciones mediante el filtrado, se logra observar en la Figura 42 unas pequeñas ondulaciones al inicio de la señal durante el primer segundo, las cuales se deben a la respuesta de estado transitorio del filtro Butterworth. Adicionalmente, cuando se implementa el filtro, para este caso la banda de transición entre banda pasante y banda rechazada, cuenta con una diferencia entre ellas pequeña, lo que provoca que el filtro se aumente considerablemente su orden, permitiendo a su vez que se pronuncie la respuesta de estado transitorio. A pesar de ello, visualmente es notorio que la señal se suaviza, eliminando el ruido, facilitando su análisis en el cálculo de algunas de las variables biomecánicas de la carrera.

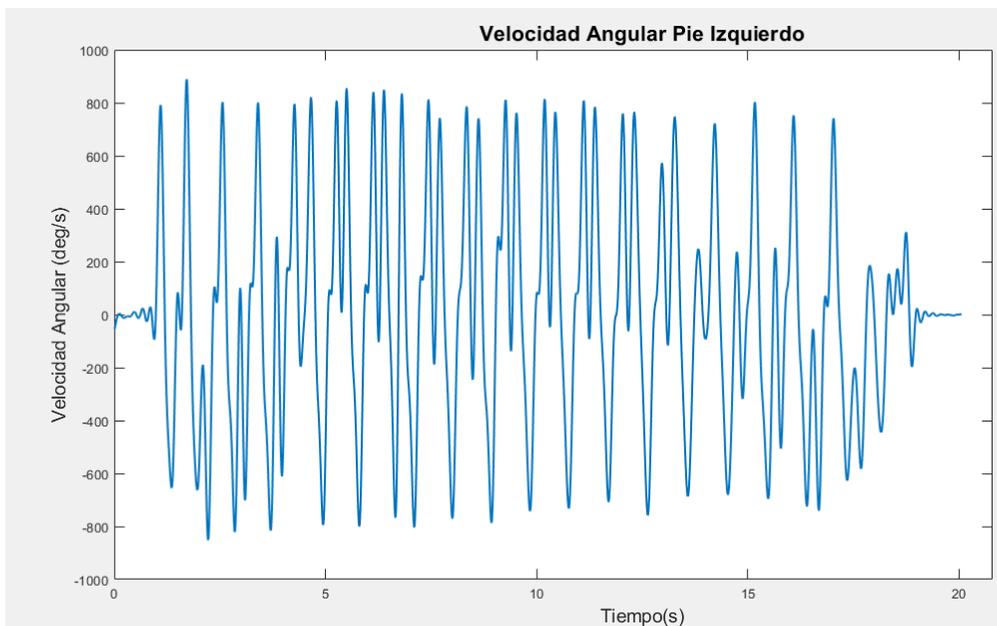


Figura 42. Señal de velocidad angular filtrada

4.2.4 Análisis de datos biomecánicos según las señales obtenidas

La Figura 43, se muestra como la carrera de 120 metros de distancia es realizada en aproximadamente 18 segundos. Se logra ver resaltado en el recuadro de color verde, una parte de la señal que corresponde a 1 segundo de espera de la persona antes de iniciar la carrera como se estableció en el protocolo de pruebas. Posteriormente, se puede detallar en la señal como la persona acelera pasando de marcha a carrera, pues en el recuadro de color naranja indicado en la Figura 43 se logra observar esta aceleración, lo que se caracteriza como una marcha debido a su cantidad de picos superiores y a su separación o diferencia de tiempo entre ellos, a comparación de la carrera que es resaltada con un recuadro de color rojo en la Figura 43, donde se logra observar el proceso de la carrera con la máxima velocidad que el deportista puede realizar, la cantidad de picos o puntos máximos de valor en la velocidad angular aumentan considerablemente, donde uno de los valores máximos indicados en la marcha, equivale a dos de los picos en la carrera durante el mismo periodo de tiempo, teniendo menor tiempo de separación entre ellos.

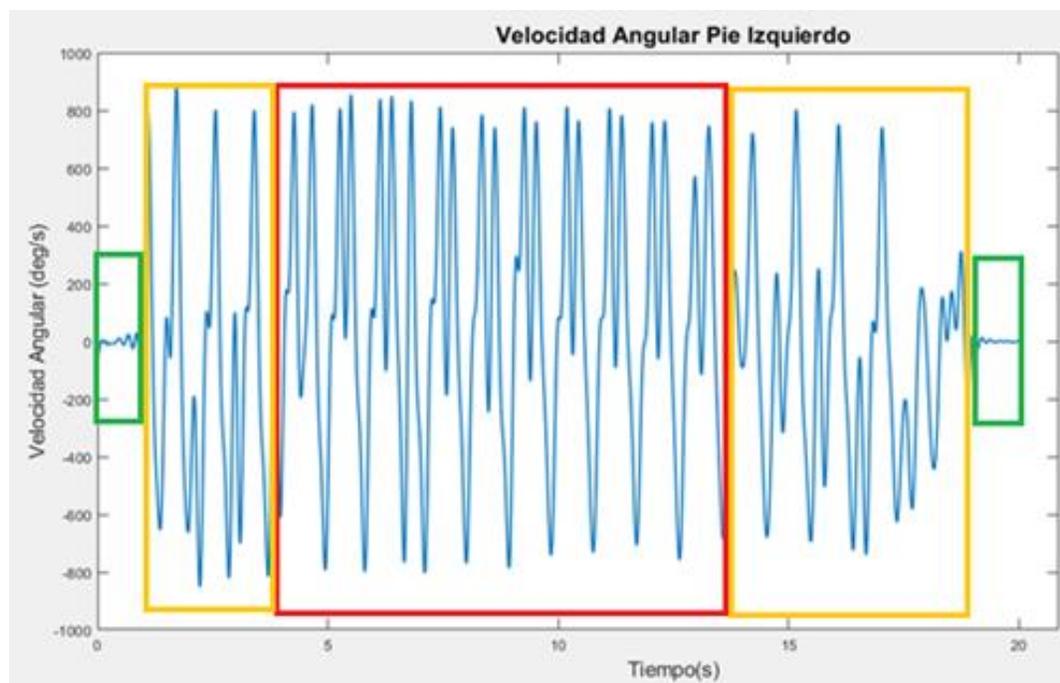


Figura 43. Señal de velocidad angular producida por carrera de 120metros

Adicionalmente, la señal de velocidad angular durante la máxima velocidad realizada por el deportista durante la carrera indicado en el recuadro rojo de la Figura 43 se caracteriza por tener entre dos picos superiores, un pico inferior que es indicado en los círculos rojos de la Figura 44, denominados como Foot-off, que indican cuando los dedos del pie comienzan a perder contacto con el suelo finalizando así la fase de contacto. Además, los picos inferiores denotados con los círculos de color verde de la Figura 44, hacen referencia al Foot-Strike o valle, definiéndolo como la caída del pie al suelo, lo que indica la finalización de la fase de vuelo. [21].

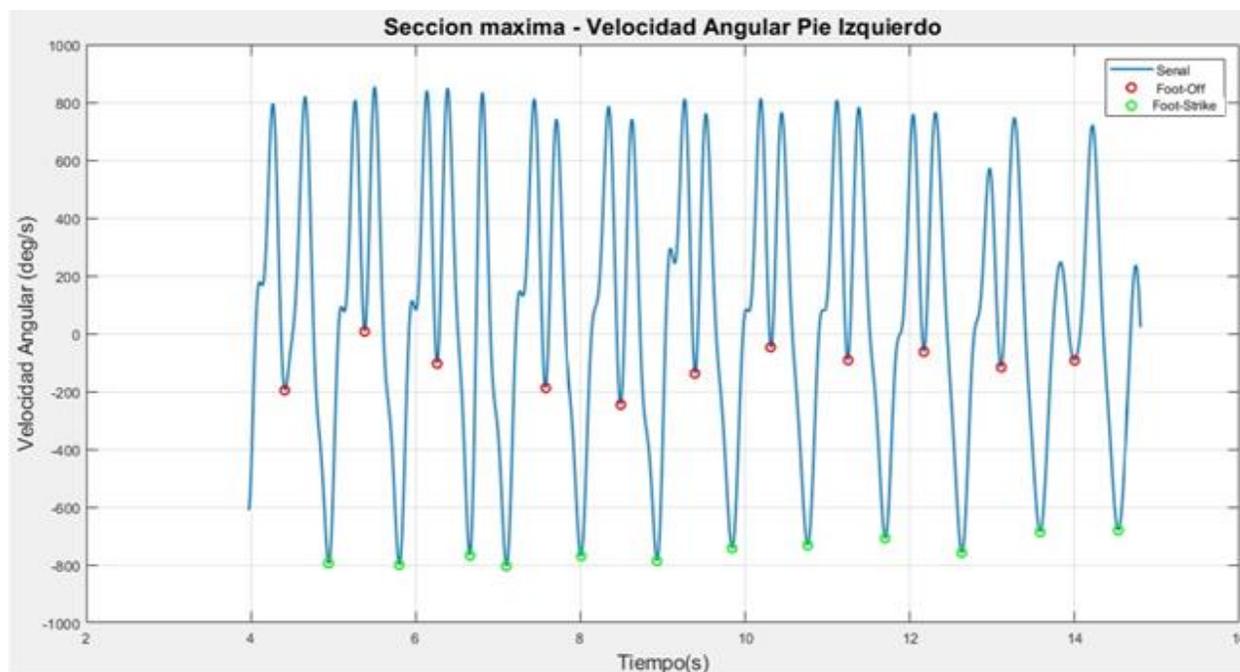


Figura 44. Indicación de valles y foot-off de la señal correspondiente a la carrera

Teniendo en cuenta lo anterior, se puede determinar que la presencia de los picos correspondiente a un pico de foot-strike y un pico de foot-off de manera consecutiva, comprueban la presencia de la fase de contacto, y los picos desde foot-off a foot-strike, representan la fase de vuelo, definiendo así una zancada y su respectivo tiempo; definido como el “periodo en que el pie toca el suelo, se levanta y toca el suelo nuevamente” [22]; es decir, que por cada zancada se presencian dos picos de foot-strike y un pico de foot-off.

Para el análisis de dichas fases pertenecientes al gesto deportivo, se obtiene el fragmento de la señal de la figura anterior, donde la persona ejerce la carrera atlética con su máxima velocidad, debido a que en esta sección se observa detalladamente cada zancada realizada con sus respectivas fases. En la Figura 45, se pueden detallar con los números de color rojo los segmentos de fase de contacto y los números de color verde representan cada fase de vuelo realizadas en esta sección, siendo en total 7 fases de contacto y 7 fases de vuelo, lo que indican la presencia 7 zancadas. De ello, se evalúan los tiempos de cada fase, los cuales son representados en la *Tabla XVI*.

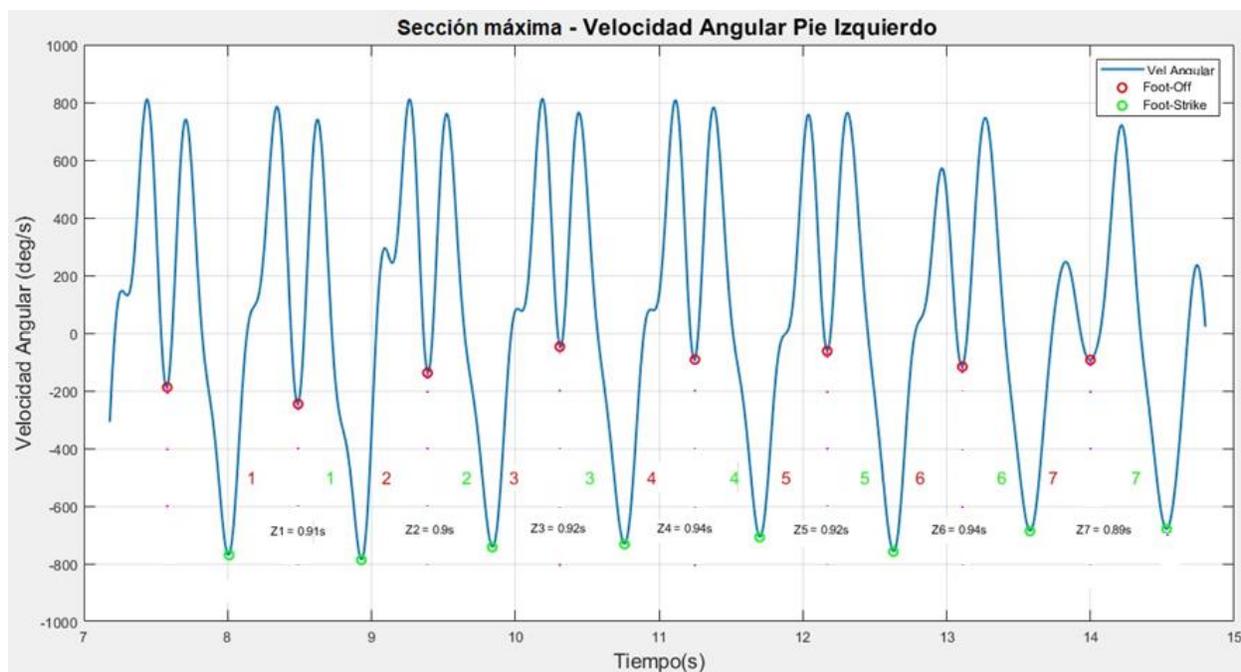


Figura 45. Fases de zancada

En la *Tabla XVI*, se presenta el tiempo cada fase de contacto y fase de vuelo dado en segundos, siendo la suma del tiempo de cada fase, el resultado del tiempo de su respectiva zancada.

Tabla XVI. *Tiempos de fases y zancadas*

Cantidad de zancadas	Tiempo de cada fase de contacto (segundos)	Tiempo de cada fase de vuelo (segundos)	Tiempo de cada zancada (segundos)
1	0.43	0.48	0.91
2	0.44	0.46	0.90
3	0.45	0.47	0.92
4	0.45	0.49	0.94
5	0.45	0.47	0.92
6	0.46	0.48	0.94
7	0.47	0.42	0.89
Promedio	0.45	0.465	0.9590

Según los datos obtenidos de la máxima velocidad de la carrera ejercida por el deportista, se puede evidenciar que el tiempo de zancada fluctúa en un rango de 0.89s hasta 0.94s, en el momento que el movimiento es repetitivo.

La zancada #1 contiene mayor fase de contacto debido a que en este instante, la persona aún está en el proceso de aumentar su velocidad durante el gesto, siendo su zancada más larga, posteriormente, desde la zancada #2 hasta la zancada #7 siendo los picos de fase de vuelo más altos que de la fase de contacto como se observa en la Figura 45, se puede observar que el tiempo de vuelo es mayor a tiempo de contacto, lo cual indica una mejora en su técnica durante el gesto y las zancadas #3, #4 y #5 y #6 representan la constancia del movimiento a gran velocidad siendo partes de la señal similares respecto los ejes de tiempo y velocidad angular, por otra parte, en la zancada #7, representa cuando la persona va a perder velocidad siendo su fase de contacto mayor a su fase de vuelo, motivo por el cual el pico superior de la fase de vuelo 7 de la Figura 45 decrece considerablemente a comparación de los demás, siendo su zancada más corta.

Finalmente, se obtiene que el tiempo promedio de la fase de contacto es de 0.45s y el promedio de la fase de vuelo es de 0.465s, obteniendo efectivamente un tiempo de vuelo mayor al de la fase de contacto de la zancada como es recomendado según la literatura [19], dando por resultado un tiempo promedio de zancada 0.9590s.

5 CAPÍTULO V: CONCLUSIONES Y TRABAJOS FUTUROS

5.1 CONCLUSIONES:

Según el análisis realizado a la literatura relacionada a sistemas de captura de movimiento, se definen las características más significativas de los componentes a emplear definiendo de esta manera una valoración multicriterio que ha sido de gran utilidad para obtener el hardware que mejor se adapte a lo establecido.

Por otra parte, el empleo de la metodología V, permitió optimizar tiempo y recursos, además de brindar soluciones prontas una vez se identificaron inconvenientes de tal manera que no fuese necesario reiniciar las actividades de diseño.

El método estadístico de Bland Altman permitió determinar con una certeza del 95% la concordancia presente entre las mediciones de un sistema comercial y el sistema diseñado, a pesar de que durante la prueba realizada los sistemas no quedaron perfectamente alineados según su ubicación para la toma de datos.

Es importante establecer un protocolo de pruebas donde se indique la correcta ubicación de los nodos sensores para que no se vea afectada la toma de los datos durante la actividad deportiva, pues una incorrecta instalación puede ocasionar alteraciones en la toma de datos de las unidades, lo que conlleva a un incorrecto análisis de la carrera.

Los datos inerciales que permiten el análisis de las variables físicas, son estimados de cada persona y características de su propio gesto deportivo, es decir, el análisis y los resultados de las variables físicas obtenidas por el participante no van a ser las mismas que de la demás población quienes empleen este sistema, debido a factores intrínsecos y extrínsecos presentes en cada persona durante el deporte.

5.2 TRABAJOS FUTUROS

- Desarrollar un software de gestión del sistema electrónico que integre interfaz gráfica para configuración y recolección de datos.
- Desarrollar un software que permita realizar análisis de la información recolectada por la red de sensores.
- Ampliar la red de sensores

REFERENCIAS

- [1] T. F. Novacheck, "The biomechanics of running," *Gait Posture*, vol. 7, pp. 77–95, 1998.
- [2] M. Rosich, "¿Qué es el atletismo?," in *Atletismo*, 2003, pp. 13–14.
- [3] D. B. Carrasco and D. B. Carrasco, "I.n.e.f.," *Atletismo*, vol. 1, p. 42, 1990.
- [4] A. Ferro Sanchez, "La carrera de velocidad: metodología de análisis biomecánico". Madrid: Esteban Sanz SL, 1998.
- [5] P. Caicedo, C. Rengifo, and L. Rodríguez, "Contributions of electronic sciences to the problem of falls of old age population," *Rev. Mex. Ing. Biomédica*, vol. 37, no. 3, pp. 251–269, 2016.
- [6] M. Bravo, C. Rengifo, and R. Agredo, "Comparación de dos Sistemas de Captura de Movimiento por medio de las Trayectorias Articulares de Marcha," *Rev. Mex. Ing. Biomed.*, vol. 37, no. 2, pp. 149–160, 2016.
- [7] A. K. Brown, "GPS/INS uses low-cost MEMS IMU," *IEEE Aerosp. Electron. Syst. Mag.*, vol. 20, no. 9, pp. 3–10, 2005.
- [8] P. Pérez Soriano and S. Llana Belloch, "La instrumentación en la biomecánica deportiva," *J. Hum. Sport Exerc.*, vol. II, pp. 26–41, 2007.
- [9] F. Cañada, G. Torres, I. López, A. Santos, N. Garatachea, and E. Á. Carnero, "Actividad física y acelerometría; orientaciones metodológicas, recomendaciones y patrones," *Nutr. Hosp.*, vol. 31, no. 1, pp. 115–125, 2015.
- [10] M. Coh, "USAIN BOLD - BIOMECHANICAL MODEL OF SPRINT TECHNIQUE," *Phys. Educ. Sport*, vol. 17, no. 1, pp. 1–13, 2019.
- [11] J. Verheul, W. Gregson, P. Lisboa, J. Vanrenterghem, and M. A. Robinson, "Whole-body biomechanical load in running-based sports: The validity of estimating ground reaction forces from segmental accelerations," *J. Sci. Med. Sport*, vol. 22, no. 6, pp. 716–722, 2019.
- [12] P. A. Latorre Román and V. M. Soto Hermoso, "Economía en la carrera de resistencia," *Apunt. Med. l'Esport*, vol. 35, no. 134, pp. 25–35, 2000.
- [13] J. Perdomo, A. Gerónimo, P. Sánchez, and T. E. Capote Dominguez, "Premisas para la

- investigación biomecánica en la cultura física,” *Cuba. Educ. Super.*, pp. 104–114, 2018.
- [14] M. Burbano, T. Rubio, Y. Lenin, and G. Coral, “Estudio biomecánico del lanzamiento de granada entre deportistas principiantes y de alto rendimiento Biomechanical study of grenade launch between beginners and high-performance athletes,” *Rev. Cuba. Investig. Biomédicas*, vol. 36, no. 2, pp. 228–238, 2017.
- [15] F. K. Fuss, A. Subic, and S. Ujihashi, *Impact of Technology on Sport II*, Taylor & F. Londres, 2008.
- [16] G. P. Paradisis, A. Bissas, P. Pappas, E. Zacharogiannis, A. Theodorou, and O. Girard, “Sprint mechanical differences at maximal running speed: Effects of performance level,” *J. Sports Sci.*, vol. 37, no. 17, pp. 2026–2036, 2019.
- [17] A. Agudelo, T. Briñez, V. Guarín, J. P. Ruiz, and M. Zapata, “Marcha: descripción, métodos, herramientas de evaluación y parámetros de normalidad reportados en la literatura,” *CES Mov. y salud*, vol. 1, no. 1, pp. 29–43, 2013.
- [18] E. Bergamini, P. Picerno, H. Pillet, F. Natta, P. Thoreux, and V. Camomilla, “Estimation of temporal parameters during sprint running using a trunk-mounted inertial measurement unit,” *J. Biomech.*, vol. 45, no. 6, pp. 1123–1126, 2012.
- [19] M. V Avolio, S. Mammolito, and G. Spingola, “A System for estimating Spatio-Temporal Gait Parameters and Pelvis Kinematics,” *Int. Conf. Biomed. Eng. Sci.*, pp. 33–38, 2015.
- [20] T. Malkinson, “Current and emerging technologies in endurance athletic training and race monitoring,” *TIC-STH’09 2009 IEEE Toronto Int. Conf. - Sci. Technol. Humanit.*, pp. 581–586, 2009.
- [21] M. Tobar and J. Zurata, “Guía metodológica para el perfeccionamiento de la técnica de la carrera en atletas fondistas,” 2013.
- [22] D. K. Chew, K. J. H. Ngoh, D. Gouwanda, and A. A. Gopalai, “Estimating running spatial and temporal parameters using an inertial sensor,” *Sport. Eng.*, vol. 21, no. 2, pp. 115–122, 2018.
- [23] C. Gindre, T. Lussiana, K. Hebert-Losier, and J. B. Morin, “Reliability and validity of the Myotest® for measuring running stride kinematics,” *J. Sports Sci.*, vol. 34, no. 7, pp. 664–

- 670, 2016.
- [24] S. V. Menza, “Longitud de zancada, frecuencia del paso y dinámica de la velocidad de corredoras de velocidad del norte del cauca,” *Lúdica Pedagógica*, vol. 2, no. 15, 2010.
- [25] S. Yang, C. Mohr, and Q. Li, “Ambulatory running speed estimation using an inertial sensor,” *Gait Posture*, vol. 34, no. 4, pp. 462–466, 2011.
- [26] M. Aril, Y. Ohtaki, T. Ishihara, and H. Inooka, “Walking Gait Stability in Young and Elderly People and Improvement of Walking Stability using Optimal Cadence Signal Complexity / variability by Approximate Entropy,” *Group*, pp. 245–251, 2002.
- [27] H. Armando, C. Chinome, J. Enrique, O. Luna, A. Catherine, and A. Aldana, “Captura , control y monitoreo de variables físicas y fisiológicas en ciclismo bajo techo . Estado actual status,” *IEEE Colcom 2015*, 2015.
- [28] G. P. Bailey and R. K. Harle, “Measuring Temporal Parameters of Gait with Foot Mounted IMUs in Steady State Running,” pp. 24–33, 2015.
- [29] T. P. Luu, H. B. Lim, X. Qu, and K. H. Low, “Subject tailored gait pattern planning for robotic gait rehabilitation,” *2010 IEEE Int. Conf. Robot. Biomimetics, RO BIO 2010*, pp. 259–264, 2010.
- [30] B. R. Greene, I. Labs, and C. Kildare, “A Comparison of Algorithms for Body-Worn Sensor Based Spatio-Temporal Gait Parameters to the GAITRite Electronic Walkway A comparison of algorithms for body-worn sensor based spatio-temporal gait parameters to the GAITRite electronic walkway Abstract,” no. July 2012, pp. 1–19, 2016.
- [31] A. Burns et al., “A Wireless Sensor Platform for Noninvasive Biomedical Research,” *IEEE Sens. J.*, vol. 10, no. 9, pp. 1527–1534, 2010.
- [32] Y. Qi, C. B. Soh, E. Gunawan, and K. S. Low, “Ambulatory Measurement of Three-Dimensional Foot Displacement during Treadmill Walking Using Wearable Wireless Ultrasonic Sensor Network,” *IEEE J. Biomed. Heal. Informatics*, vol. 19, no. 2, pp. 446–452, 2015.
- [33] L. E. Diez et al., “Signal processing requirements for step detection using wrist-worn IMU,” *Proc. 2015 Int. Conf. Electromagn. Adv. Appl. ICEAA 2015*, pp. 1032–1035, 2015.

- [34] F. Hoflinger, R. Zhang, and L. M. Reindl, "Indoor-localization system using a Micro-Inertial Measurement Unit (IMU)," *EFTF 2012 - 2012 Eur. Freq. Time Forum, Proc.*, pp. 443–447, 2012.
- [35] H. Guo, "the Usability of Mti Imu Sensor Data in Pdr Indoor Positioning *," *Saint Petersburg Int. Conf. Integr. Navig. Syst.*, vol. 25, pp. 1–4, 2018.
- [36] P. O. Riley et al., "Comparison of Overground and Treadmill Running," *Med. Sci. Sport. Exerc.*, vol. 40, no. 6, pp. 1093–1100, 2008.
- [37] J. B. Lee, R. B. Mellifont, and B. J. Burkett, "The use of a single inertial sensor to identify stride, step, and stance durations of running gait," *J. Sci. Med. Sport*, vol. 13, no. 2, pp. 270–273, 2010.
- [38] Y. A. Chee, A. A. Bakir, and D. H. B. Wicaksono, "Proprioceptive sensing system for therapy assessment using textile-based biomedical Micro Electro Mechanical System (MEMS)," *Proc. IEEE Sensors*, pp. 2–5, 2012.
- [39] S. Zihajehzadeh, D. Loh, M. Lee, R. Hoskinson, and E. J. Park, "A cascaded two-step Kalman filter for estimation of human body segment orientation using MEMS-IMU," *2014 36th Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. EMBC 2014*, no. 2, pp. 6270–6273, 2014.
- [40] J. Favre, R. Aissaoui, and B. Jolles, "3d joint rotation measurement using mems inertial sensors: Application to the knee joint," *Fr. ISB-3D*, pp. 3–6, 2006.
- [41] R. Liu, L. Peng, L. Tong, K. Yang, and B. Liu, "The Design of Wearable Wireless Inertial Measurement Unit for Body motion Capture System," *2018 Int. Conf. Intell. Saf. Robot. ISR 2018*, pp. 557–562, 2018.
- [42] A. J. Casson, A. V. Galvez, and D. Jarchi, "Gyroscope vs . accelerometer measurements of motion from wrist PPG during physical exercise ," *ICT Express*, vol. 2, no. 4, pp. 175–179, 2016.
- [43] P. Van Thanh, A. D. N. Thi, Q. T. T. Thuy, D. C. T. Phuong, V. H. Mau, and D. T. Tran, "A novel step counter supporting for indoor positioning based on inertial measurement unit," *Proc. 2017 7th Int. Conf. Integr. Circuits, Des. Verif. ICDV 2017*, pp. 69–74, 2017.
- [44] M. R. Yuce, "Sensors and Actuators A : Physical Implementation of wireless body area

- networks for healthcare systems,” *Sensors Actuators A. Phys.*, vol. 162, no. 1, pp. 116–129, 2010.
- [45] R. Negra, I. Jemili, and A. Belghith, “Wireless Body Area Networks : Applications and technologies,” *Procedia - Procedia Comput. Sci.*, vol. 83, pp. 1274–1281, 2016.
- [46] T. Rault, A. Bouabdallah, and Y. Challal, “A survey of energy-efficient context recognition systems using wearable sensors for healthcare applications,” *Pervasive Mob. Comput.*, 2016.
- [47] C. Otto Milenkovic and E. Jovanov, “Wireless sensor networks for personal health monitoring : Issues and an implementation,” *Comput. Commun.*, vol. 29, pp. 2521–2533, 2006.
- [48] G. Giorgi, “A combined approach for real-time data compression in wireless body sensor networks,” *IEEE Sens.*, vol. XX, no. X, pp. 1–8, 2017.
- [49] Y. Lee and W. Chung, “Sensors and Actuators B : Chemical Wireless sensor network based wearable smart shirt for ubiquitous health and activity monitoring ” *Sensors Actuators B*, vol. 140, pp. 390–395, 2009.
- [50] H. Wang, L. Shao, M. Li, and P. Wang, “Estimation of Frequency Offset for Time Synchronization with Immediate Clock Adjustment in Multi-Hop Wireless Sensor Networks,” *IEEE Internet things*, vol. 4662, no. c, pp. 1–8, 2017.
- [51] D. International, “XBee / XBee-PRO ZigBee RF Module.” pp. 38–50, 2016.
- [52] A. Perez O., A. Berretaga, A. Ruiz de Olano, U. J. Perez, and C. Ikerlan S, “Una Metodología Para El Desarrollo De Hardware Y Software Embebidos En Sistemas Críticos De Seguridad,” *Sist. Cibernética e Informática*, vol. 3, no. 2, pp. 70–75, 2006.
- [53] L. González Palacio and G. Urrego Giraldo, “Modelo de requisitos para sistemas embebidos,” *Rev. Ing. Univ. Medellín*, vol. 7, no. 13, pp. 111–127, 2008.
- [54] A. Milenković, C. Otto, and E. Jovanov, “Wireless sensor networks for personal health monitoring: Issues and an implementation,” *Comput. Commun.*, vol. 29, no. 13–14, pp. 2521–2533, 2006.
- [55] T. Provot, X. Chiementin, E. Oudin, F. Bolaers, and S. Murer, “Validation of a high

- sampling rate inertial measurement unit for acceleration during running,” *Sensors (Switzerland)*, vol. 17, no. 9, pp. 1–12, 2017.
- [56] J. S. Olson, “A survey of wearable sensor networks in health and entertainment,” *MOJ Appl. Bionics Biomech.*, vol. 2, no. 5, pp. 280–287, 2018.
- [57] F. Meléndez, J. Vélez, and J. Caicedo, “Modelado y prueba de desempeño en tasa de errores de bits de un sistema de comunicaciones con modulación QAM y codificación Reed-Solomon utilizando LabVIEW para la enseñanza en pregrado,” *Rev. Técnica la Fac. Ing.*, vol. 40, no. 3, 2017.
- [58] M. F. B. M. Idros and S. F. B. A. Hassan, “A design of butterworth low pass filter’s layout based on the effect of filter’s order on the ideal filter approximation,” *2009 IEEE Symp. Ind. Electron. Appl. ISIEA 2009 - Proc.*, vol. 2, no. Isiea, pp. 754–757, 2009.
- [59] D. Tedaldi, A. Pretto, and E. Menegatti, “A robust and easy to implement method for IMU calibration without external equipments,” *Proc. - IEEE Int. Conf. Robot. Autom.*, pp. 3042–3049, 2014.
- [60] Y. Wei, A. Zahid, H. Heidari, M. Imran, and Q. H. Abbasi, “A compact Non-Invasive Wearable Vital Signal Monitoring System,” *Asia Pacific Conf. Postgrad. Res. Microelectron. Electron.*, vol. 2018-Octob, pp. 55–59, 2018.
- [61] M. Mohammadi, N. B. Singh, M. Hitz, S. Orter, W. R. Taylor, and C. Frigo, “Achieving ecological validity in mobility assessment: Validating a wearable sensor technology for comprehensive gait assessment,” *RTSI 2017 - IEEE 3rd Int. Forum Res. Technol. Soc. Ind. Conf. Proc.*, 2017.
- [62] A. M. Euser, F. W. Dekker, and S. le Cessie, “A practical approach to Bland-Altman plots and variation coefficients for log transformed variables,” *J. Clin. Epidemiol.*, vol. 61, no. 10, pp. 978–982, 2008.
- [63] F. Cardemil, “Análisis de comparación y aplicaciones del método de Bland-Altman: ¿concordancia o correlación?,” *MEDwave*, 2017.
- [64] S. Zihajehzadeh and E. J. Park, “A Gaussian process regression model for walking speed estimation using a head-worn IMU,” *Proc. Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc.*

EMBS, pp. 2345–2348, 2017.

- [65] T. Hoenig, D. Hamacher, K. M. Braumann, A. Zech, and K. Hollander, “Analysis of running stability during 5000 m running *,” *Eur. J. Sport Sci.*, vol. 19, no. 4, pp. 413–421, 2019.