

**UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE BUCARAMANGA
FACULTAD DE INGENIERÍA
PROGRAMA DE INGENIERÍA BIOMÉDICA**

**DISEÑO DE UN SISTEMA PARA EL REGISTRO DE LA POSICIÓN DE LOS
CICLISTAS DE RUTA USANDO SENSORES INERCIALES PARA
POTENCIAR EL GESTO DEPORTIVO.**

SANTIAGO URIBE ROJAS

U00105228

Director

LUSVIN JAVIER AMADO FORERO

Codirector

JENARO LEGUÍZAMO HERRERA

**BUCARAMANGA
2022**

Agradecimientos

Fue un proceso largo en el cual hubo muchas dificultades, pero al terminar me doy cuenta que valió la pena. Quisiera agradecer a Dios por permitirme realizar este proyecto. Y en especial a mi familia y amigos por creer en mí.

Resumen

Hay un gran desafío de analizar las variables biomecánicas a ciclistas en campo. Los sistemas como los sensores inerciales que, permiten analizar el movimiento en diferentes ejes, pueden ser portables y hasta más precisos que un sistema de cámaras. Por ello se desarrolló un sistema para el registro de la posición de los ciclistas en ruta usando sensores inerciales para potenciar el gesto deportivo. Se realizó una prueba experimental para verificar la funcionalidad del sistema a diferentes cadencias y posiciones del ciclista. Un ciclista sobre un simulador realizó dos pruebas pedaleando a diferentes cadencias, una de 60 rpm y la otra de 80 rpm. También se pedaleó a diferentes posiciones, 3 cm arriba de la altura base y 3 cm debajo de la altura base. Cuando se modifica la posición base del ciclista, los valores como la rotación de cadera y movimiento del talón cambian. Por ello, el sistema desarrollado identifica y permite analizar cambios de posición de los ciclistas de ruta.

Abstract

There is a great challenge to analyze the biomechanical variables of cyclists in the field. Systems such as inertial sensors, which allow to analyze the movement in different axes, can be portable and even more accurate than a camera system. Therefore, a system was developed to record the position of cyclists on the road using inertial sensors to enhance the sporting gesture. An experimental test was carried out to verify the functionality of the system at different cadences and positions of the cyclist. A cyclist on a simulator performed two tests pedaling at different cadences, one at 60 rpm and the other at 80 rpm. They also pedaled at different positions, 3 cm above the base height and 3 cm below the base height. When the base position of the cyclist is modified, values such as hip rotation and heel movement change. Therefore, the developed system identifies and allows to analyze position changes of road cyclists.

Tabla de Contenidos

CAPÍTULO 1	10
Problema u Oportunidad	10
Pregunta problema	11
Justificación.....	11
Objetivo general	12
Objetivos específicos	12
Limitaciones y delimitaciones.....	13
CAPÍTULO 2	14
Marco Conceptual	14
Estado del arte	18
Capítulo 3	24
Metodología	24
Diseño y construcción del sistema	25
Desarrollo del software	26
Protocolo experimental y registro de datos.....	26
Capítulo 4.....	27
Resultados	27
Diseño y construcción las placas.....	27
Desarrollo del software	38
Protocolo experimental y registro de datos.....	44
Análisis de resultados.....	48
Capítulo 5	55
Conclusiones	55
Bibliografía	56
Anexos.....	64

Lista de tablas

Tabla 1. Sensores Inerciales considerados.....	28
Tabla 2. Tabla comparativa de sensores inerciales.	30
Tabla 3. Cuadro comparativo protocolos de transmisión inalámbrica.	33
Tabla 4. Relación de movimiento con variable de los sensores inerciales.	48
Tabla 5. Porcentaje de error de las cadencias tomadas.	48
Tabla 6. Varianza de velocidad angular del eje Y del sensor en sacro.....	50
Tabla 7. Desviación estándar de aceleración en el eje Z de los pies	52

Lista de Figuras

Figura 1. Bikefit en 2D.	14
Figura 2. Representación de un sensor inercial.	17
Figura 3. Configuración maestro-esclavo I2C.	18
Figura 4. Ejemplo de una comunicación I2C.	18
Figura 5. Bike en 3D con el sistema STT systems.	20
Figura 6. Sistema de sensores inerciales Leomo.	24
Figura 7. Sensor de orientación absoluta Adafruit BNO055	27
Figura 8. Arquitectura del sensor inercial BNO055.	28
Figura 9. Microcontrolador TTGO	29
Figura 10. Multiplexor I2C TCA9548A	29
Figura 11. Módulo SX1278	30
Figura 12. Circuito electrónico del sistema. El circuito TX es quien toma los datos de los BNO055 y los envía de forma inalámbrica. El RX es quien los recibe los datos y los envía por serial al computador	31
Figura 13. Diseño de la PCB.....	32
Figura 14. Placa TX	32
Figura 15. Placa RX.....	33
Figura 16. Render en vista isométrica de la carcasa TX.....	34
Figura 17. Despiece de la carcasa TX.....	34
Figura 18. Botones de carcasa TX.	35
Figura 19. Carcasa de tarjeta TX	35
Figura 20. Render de carcasa los sensores inerciales.	36
Figura 21. Sensores inerciales junto a su carcasa	36
Figura 22. Render de la carcasa de la placa RX en vista isométrica.	37
Figura 23. Render de la carcasa de la placa RX en vista inferior.	37
Figura 24. Sistema de soporte para dispositivo Receptor	37
Figura 25. Diagrama de bloques del sistema de sensores inerciales.....	38

Figura 26. Diagrama de flujo de la programación del microcontrolador encargado del envío de datos.....	39
Figura 27. Diagrama de flujo de la programación del microcontrolador encargado de recibir datos.....	41
Figura 28. Diagrama de flujo para el software encargado de graficar y hallar la estadística.....	43
Figura 29. Interfaz del programa.	44
Figura 30. Altura base del sillín.....	45
Figura 31. Altura del sillín 3 cm arriba de la base	45
Figura 32. Posición de los sensores sobre el ciclista. Vista anterior y vista posterior.....	46
Figura 33. Ciclista sobre el simulador con los sensores inerciales.	47
Figura 34. Inicio de las pruebas para obtener los datos de los sensores inerciales puestos sobre el ciclista en el simulador.	47
Figura 35. Datos del muslo derecho a cadencia de 60 rpm.	49
Figura 36. Datos de muslo derecho a cadencia de 80 rpm.....	49
Figura 37. Datos de pelvis 3 cm arriba.	50
Figura 38. Datos de pelvis altura base.	51
Figura 39. Datos de pelvis altura 3 cm debajo de la base.....	51
Figura 40. Datos de pie derecho altura 3 cm arriba de la base	53
Figura 41. Datos de pie derecho altura 3 cm abajo de la base.....	53
Figura 42. Datos de muslo izquierdo altura 3 cm abajo de la base.....	54
Figura 43. Datos de muslo izquierdo altura 3 cm arriba de la base.....	54

Lista de Anexos

Anexo A. Estadística de los datos tomados en la prueba experimental.....	64
--	----

CAPÍTULO 1

Problema u Oportunidad

Se han realizado estudios biomecánicos demostrando que diferentes posiciones sobre la bicicleta afectan la cinética, cinemática y eficiencia del ciclista. Esto es debido a que el rendimiento en el ciclismo es un conjunto de factores que afectan en cómo el ciclista aplica la fuerza sobre el pedal. La forma en que el ciclista aplica fuerza y es transmitida a las bielas es definida como la técnica de pedaleo, que está relacionada a la habilidad de ahorrar energía y reducir las fuerzas contraproducentes (Garcia-Lopez, 2016). Hay varios protocolos validados para modificar la geometría de la bicicleta, es decir, cambiar la altura y retroceso del sillín, la extensión, manubrio y demás medidas, también el cambio en la forma en que se aplica la fuerza sobre los pedales, todo esto se corrige para mejorar el rendimiento (Bini, 2014). Estos protocolos se han validado con mediciones de consumo de oxígeno, frecuencia cardiaca, producción de lactato, cinética y cinemática. La técnica del pedaleo del ciclista se puede caracterizar mediante dispositivos como sistemas optoelectrónicos, potenciómetros y sensores inerciales. La caracterización analiza, junto a otras variables fisiológicas, la eficiencia mecánica y la eficiencia gruesa, posibilitando así un aumento del rendimiento (Swart, 2019).

Cambiar posiciones sobre la bicicleta no solo mejora el rendimiento, también previene lesiones y ayuda a la rehabilitación. La pedaleada es un movimiento altamente repetitivo y los movimientos inapropiados pueden causar lesiones como síndrome de la banda iliotibial, síndrome de dolor patelofemoral, tendinitis de Aquiles y metatarsalgia (Mellion, 1991). Por ello, para el

ciclista, las dos articulaciones con mayor movimiento son la rodilla y el tobillo (Wanish, 2007). Ajustar la altura del sillín para que la rodilla esté en un rango de ángulo entre 25°-30° incrementan la economía, la potencia aeróbica y previene lesiones (Peveler, 2011). Sin embargo, la optimización de la posición del ciclista se ha realizado en laboratorios mediante sistemas basados en cámaras, ya sean en 2D mediante análisis de un plano sagital o un análisis 3D de movimiento con biomarcadores capturados por cámaras optoelectrónicas (Coardillet, 2019). La optimización se realiza mediante simulación, posicionando al ciclista sobre un simulador inteligente que aplica la resistencia mediante la carga de potencia deseada; sin embargo, estos sistemas de laboratorios requieren de grandes volúmenes de captura y de datos para el análisis, pero no evalúan en campo, es decir, movimiento en carretera. Esto no ha permitido evaluar variables externas como el entorno, terreno, estilo y habilidades del ciclista, que pueden afectar la cinética y cinemática (Cain, 2016). Esto supone un gran desafío debido a que es necesario evaluar la cinemática en condiciones reales, por ello se busca desarrollar dispositivos que sean compactos, portables, no invasivos que permitan el monitoreo y análisis durante un recorrido del ciclista en carretera (Cummings, 2013).

Pregunta problema

¿Cómo se puede monitorear a un ciclista en ruta con sensores inerciales para potenciar su pedaleada?

Justificación

Recientemente los sensores inerciales (IMU's) han sido un foco de estudio para en análisis en el deporte, debido a que proveen de un sensor con una precisión similar a un sistema optoelectrónico, a su vez es más económico y portable (Johnston, 2019). Al ser un dispositivo de fácil transporte permite a los entrenadores y biomecánicos llevar su sistema a entornos externos como una carretera

o velódromo, logrando así incluir el análisis de variables externas al ciclista. La caracterización de la pedaleada permite al entrenador conocer cuán efectivo es su ciclista y con ello se puede realizar una mejora en el rendimiento; por ello es necesario contar con un sistema que adquiera los datos provistos por los IMUs y analice cómo el ciclista pedalea mediante cálculos de orientación, aceleraciones y velocidades angulares, logrando caracterizar la pedaleada para mejorar su rendimiento (Cockroft, 2015). Aunque la mayoría de variables que afectan directamente el rendimiento no son cinemáticas, es necesario estudiarlas porque la posición que tiene el ciclista puede causar lesiones. La articulación que es más propensa a sufrir lesiones es la rodilla, y gracias a la orientación 3D de los sensores inerciales se conoce todo el movimiento de las rodillas. Las variables cinemáticas más importantes son las adquiridas en los miembros inferiores debido a que ahí es donde se transfiere toda la fuerza a los pedales y son las que más movimiento tienen en todo el gesto de la pedaleada (Rannama, 2016). Por lo tanto, la ubicación de sensores inerciales en: sacro, muslo, y pie, va a lograr monitorear variables con las cuales se puede potenciar en campo al ciclista.

Objetivo general

Desarrollar un sistema para el registro de la posición de los ciclistas en ruta usando sensores inerciales para potenciar el gesto deportivo.

Objetivos específicos

1. Diseñar el dispositivo con los sensores inerciales que permitan la monitorización del ciclista.

2. Desarrollar el software que permita obtener datos de velocidad angular, aceleración y orientación provistos de los sensores inerciales.
3. Realizar las pruebas del funcionamiento del dispositivo con sensores inerciales para el registro de la posición de los ciclistas.

Limitaciones y delimitaciones

Se realizará el diseño de un sistema de sensores inerciales y se entregará un prototipo funcional. El sistema solo tendrá un módulo de comunicación por lo que los sensores ubicados en los miembros inferiores estarán conectados por cable a la tarjeta principal. Como el objetivo de este proyecto es el desarrollo del sistema, las pruebas de funcionamiento se harán para comprobar si el sistema tiene cambios a diferentes posiciones y cadencias del ciclista. El software sólo entregará los datos estadísticos cadencia y gráficas al finalizar cada toma.

CAPÍTULO 2

Marco Conceptual

Los entrenadores y en especial los profesionales en biomecánica, actualmente están enfocando sus esfuerzos para mejorar la percepción de comodidad, disminuir el riesgo de lesiones e influir positivamente en el rendimiento ajustando las bicicletas de los ciclistas competitivos y recreativos, esto es un proceso llamado Ajuste de Bicicleta o “bikefitting” (Swart, 2019). El bikefitting es “el proceso detallado de evaluar los requisitos físicos y condición de rendimiento del ciclista, y ajustar sistemáticamente la bicicleta para cumplir con los objetivos y necesidades del ciclista” (Cambrelet, 2013), ver figura 1. Para realizar estos estudios es necesario de elementos como la bicicleta del ciclista con simuladores o bicicletas de prueba, sistemas de captura de movimiento ya sea 2D o 3D, dispositivos de medición de presiones, sensores inerciales y herramientas necesarias, que van a permitir al profesional obtener datos a evaluar para corregir la posición del ciclista y la bicicleta (Cambrelet, 2013).

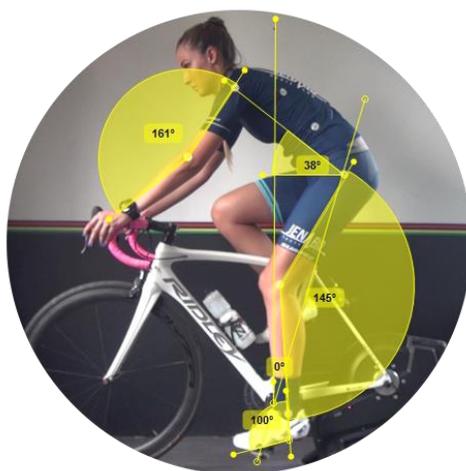


Figura 1. Bikefit en 2D. (Jenaro Sport, s.f.)

En consecuencia, para analizar detalladamente todo el recorrido de las fases de pedaleo es necesario realizarlo de dos métodos: el estático donde se adquieren datos cuando el ciclista no está pedaleando y el dinámico en el cual se capturan datos mientras se está pedaleando. Éste último es más destacado debido a que se pueden analizar más datos (Swart, 2019). Justamente el principal componente de evaluación para ajustar las medidas de la bicicleta son los ángulos de las articulaciones, y el factor más relevante al ajustar una bicicleta es la altura y retroceso del sillín debido a que determina el rango de movimiento de los miembros inferiores encargados de producir la potencia (Sanner, 2000). Por ello el método dinámico con un ajuste de 25-35° en la rodilla, que determina la altura del sillín, optimiza el rendimiento y previene lesiones (Bini, 2011). Este método permite que se controle la carga y cadencia con la que el ciclista pedalea. Ahora, en ciclistas profesionales los efectos que producen estas variaciones de los rangos articulares son mínimas dado que ellos presentan una mayor consistencia y técnica en el pedaleo, aunque estos efectos en ellos, aún siguen en estudio (Bini, 2016). Esta técnica en el pedaleo es la fuerza aplicada a los pedales y transferida a las bielas que determina la efectividad mecánica del sistema (Gregor, 1991; Garcia-Lopez, 2015). Por su parte, para definir el índice de efectividad mecánica se ha utilizado el siguiente concepto. Que es el de maximizar la fuerza que actúa perpendicularmente que impulsa la biela (fuerza efectiva), en relación al índice de efectividad de la fuerza (fuerza resultante) (Davis, 1981). La relación entre la fuerza efectiva y la fuerza resultante se utiliza para entender cómo trabajan en conjunto, la cadencia y la efectividad mecánica (Korff, 2007). Luego entonces, una buena técnica de pedaleo es cuando la fuerza resultante es perpendicular a las bielas. Esto supone no talonear, es decir, realizar movimientos suaves y fluidos del talón. Esto se logra disminuyendo, hasta cierto punto, el movimiento del talón (Garcia-Lopez, 2016). Una variable para analizar la

efectividad mecánica es el ángulo de las bielas con respecto al marco de la bicicleta (Elmer, 2011) que depende de la aceleración y velocidad angular del pedal (Cockcroft, 2015). Las variables más relevantes para el análisis cinemático de la pedaleada provisto por los IMU's son las siguientes: ángulo de flexión y extensión de pelvis, rodilla y tobillo, ángulo de aducción y abducción de rodilla, ángulo de inclinación lateral de la columna, velocidad angular y aceleración del tobillo y rodilla y aceleraciones de movimientos propios de la bicicleta.

La unidad de medición inercial (IMU) que contiene giroscopio, acelerómetro y magnetómetro (9-dof), ver figura 2, se puede utilizar para registrar cambios a corto plazo en la aceleración y la orientación mediante la integración de los datos del sensor (Cummings, 2013). Estos sensores con una calibración adecuada permiten una precisión más adecuada que los sistemas de análisis de movimiento en 3D (Cordillet, 2019). Bosch desarrolló un IMU con un procesador ARM Cortex-M0 de alta velocidad para adquirir todos los datos del sensor, abstraer la información del sensor y los requisitos en tiempo real y proporcionar datos como cuaterniones, ángulos de Euler o vectores (Townsend, 2015). La orientación de los segmentos en 3D de los ciclistas es una variable cinemática importante a monitorear que provee de parámetros biomecánicos asociados a optimizar el rendimiento y prevenir lesiones (Gregersen, 2003). Los sistemas con IMU permiten relacionar variables externas como inclinación, ambiente, terreno y técnica del ciclista, lo cual brinda al entrenador el poder evaluar condiciones que no están presentes en un laboratorio (Cain, 2016).

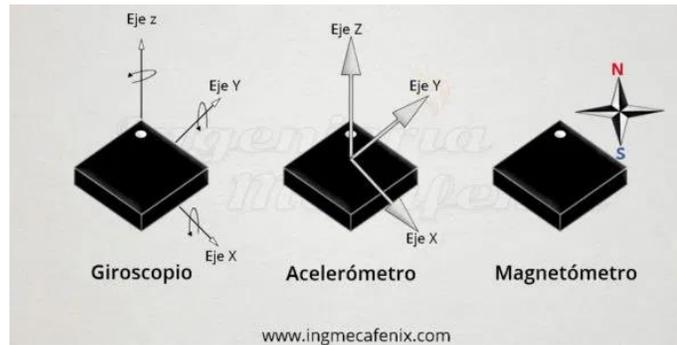


Figura 2. Representación de un sensor inercial. (Sensor Inercial Mecafenix, 2018)

La tecnología LoRa son pequeños radios que pueden comunicarse de forma inalámbrica unas con otras. Se utilizan cuando se requiere redes de baja potencia y larga distancia. Su tecnología se basa en modulación del tipo spread spectrum (amplio espectro). Esto le permite tolerar ruido, caminos múltiples de señal y el efecto Doppler, mientras mantiene muy bajo el consumo de energía. El costo de lograr esto es el ancho de banda, que es muy bajo comparado con otras tecnologías inalámbricas. Dependiendo de la referencia su rango puede llegar hasta 30 km y su velocidad de transmisión de 0.3 kbps a 50 kbps (Rodríguez, 2016).

El protocolo de comunicación Circuito inter-integrado o por su acrónimo, I2C, es un bus para la comunicación entre circuitos integrados. Está diseñado como un bus maestro-esclavo en el cual la transmisión de datos la inicia el maestro, por consiguiente, el esclavo reacciona a ello. Una forma de comunicación de ellos es tener un único maestro conectando varios esclavos, ver figura 3. El I2C consta de dos líneas: SDA quien es la línea de datos y SCL la línea reloj, ambas conectadas con una resistencia a la línea de alimentación.

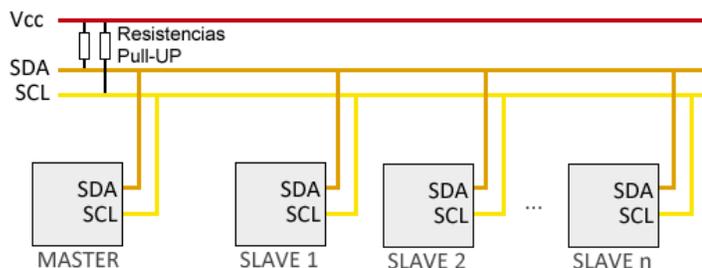


Figura 3. Configuración maestro-esclavo I2C. (Llamas, 2020)

En el bus, cada dispositivo dispone de una dirección única con el fin de interpretar quién se está comunicando. La unidad de datos del I2C consta de ocho bits, siendo los siete primero la dirección y el octavo (R/W-Bit) para indicar al esclavo si recibir o enviar datos, a su vez un bit de confirmación ACK para el maestro y NACK para el esclavo. El protocolo de transferencia es el siguiente: el maestro inicia con una señal de inicio seguido del byte de dirección, luego el bit R/W y por último un bit ACK de confirmación. Posterior a ello, los datos son enviados o recibidos del esclavo en forma de uno o varios bytes seguido del bit de confirmación (The I2C, 2020). Como representación gráfica se puede ver la figura 4.

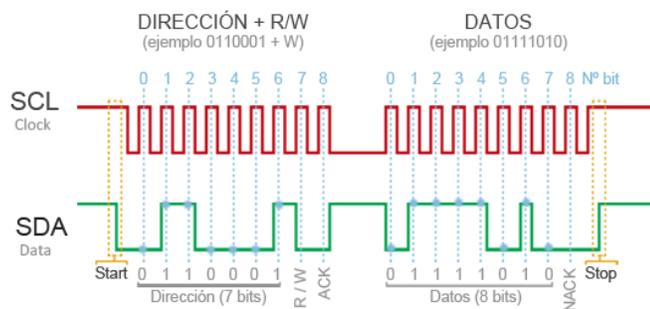


Figura 4. Ejemplo de una comunicación I2C. (Llamas, 2020)

Estado del arte

El ciclismo es un deporte donde sus interacciones son ampliamente repetitivas, por ello existen múltiples variables que pueden afectar el rendimiento como el entorno, mecánicas y de la

propia técnica del ciclista (De Groot, 1994). Antes de los años 70 's no se veía al ciclista como un sistema mecánico para producir fuerza, se configuraba la geometría de la bicicleta según lo que sentía el ciclista, se seguía el principio erróneo de ajustar el ciclista a la bicicleta. La primera publicación acerca del ajuste de la bicicleta para el ciclista fue registrada en 1972 por CONI (Comité Olímpico Italiano) en donde observaron las posiciones de ciclistas y acogieron cual era la posición del ciclista más rápido y concluyeron que así deberían tenerla todos los ciclistas. En los años 1980s el director deportivo Cyrille Guimard creó una fórmula llamada Guimard/LeMond, esta fórmula dice que se debe multiplicar la distancia de la entrepierna con el piso en centímetros por un factor de 0.883, suponiendo que la antropometría de todos los ciclistas era igual, para hallar la altura del sillín respecto al centro de las bielas (Burt, 2014). Antes de los años 2000s solo se usaban métodos de videografía, grabando un plano sagital para analizar un estudio dinámico, es decir, el ciclista sobre un simulador. Desde inicio de este siglo los sistemas de análisis de movimiento 3D, ver figura 5, han permitido estudiar más detallado la cinética y cinemática de los ciclistas, y debido a que son sistemas muy precisos permiten un análisis detallado (Swart, 2019). Un mal ajuste de la bicicleta puede ocasionar lesiones graves, dado a que la pedaleada es un movimiento repetitivo. Uno de los factores que más lesiones causa es la mala posición del sillín, ya sea la altura o el retroceso (Peveler, 2011). El cuerpo al ser un sistema de segmentos anatómicos unidos por articulaciones compensa los movimientos corporales con los movimientos articulares, es por eso que, al tener una mala posición de la pelvis las articulaciones como el codo o tobillo cambian de manera no deseada para compensar esa mala posición de la pelvis sobre el sillín. Estudios han permitido evidenciar y concluir que la flexión de rodilla debe estar entre 25-35° de ángulo para evitar lesiones y maximizar el consumo de oxígeno (Bini, 2011). Por su parte la fase

de pedaleo completa es de 360° y se puede dividir en dos fases principales, empuje y tracción. Así mismo, mientras se pedalea, es decir, cuando una pierna está abajo luego de un empuje, ésta va a liberar energía mientras que la otra pierna que está arriba, o sea ha ocurrido la fase de tracción, ella absorbe esa misma energía para luego liberarla. En otras palabras, cada pierna libera y absorbe potencia continuamente por cada revolución. Este mecanismo es definido como Gross Power Released (GPR) que es la potencia que libera cada revolución para impulsar la bicicleta hacia adelante y Gross Power Absorbed (GPA) que es la potencia que se está produciendo que no genera movimiento de la bicicleta hacia adelante (Allen, 2015).

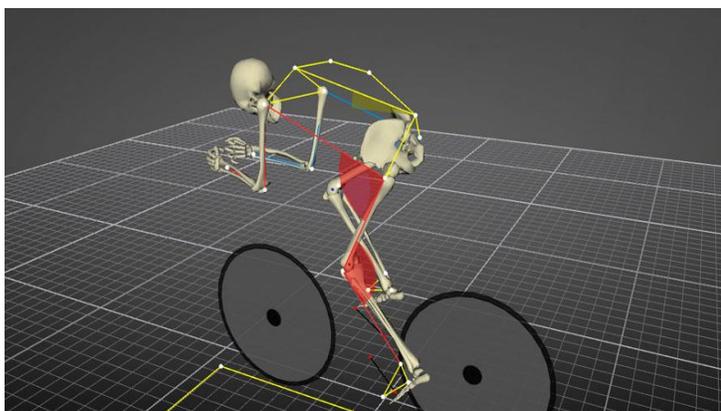


Figura 5. Bikefit en 3D con el sistema STT systems. (STT System, 2018)

El estudio conjunto de análisis cinético y electromiográfico ha permitido caracterizar los músculos correspondientes a cada fase, logrando así determinar qué músculos se deben trabajar para lograr una pedaleada eficiente (Dorel, 2009). El análisis de movimiento admite caracterizar la técnica de pedaleo, a saber, cómo el ciclista pone en funcionamiento sus músculos para aplicar la fuerza sobre el pedal (García-Lopez, 2015). Luego entonces, en la fase de pedaleada la tracción genera más eficiencia mecánica, es decir, los músculos posteriores de las piernas al ser más grandes generan más torque. Sin embargo, los músculos anteriores de la pierna encargados del empuje

limitan la demanda metabólica y la fatiga neuromuscular, es decir, mejor eficiencia metabólica (Theurel, 2011). Seguido de lo anterior, para lograr una mayor eficiencia en el pedaleo se debe realizar un mayor empuje que tracción, en otras palabras, un GPR alto y GPA bajo, debido a que se produce mayor potencia a una menor energía, logrando así mantener una mayor carga por más tiempo, lo cual es bueno debido a que el ciclismo es de resistencia.

Acerca de los sensores inerciales podemos encontrar lo siguiente: En 2008, se construyó un sistema de sensor inercial que le permitía comparar la eficiencia de un sensor inercial con un GPS, concluyendo que los sensores inerciales son eficientes para determinar la velocidad de una bicicleta (Tan, 2008). También se evaluó el uso de sensores inerciales para optimizar la cinética en ciclistas de ruta y concluyó que los sensores inerciales son la herramienta más adecuada para un análisis dinámico (Corckoft, 2011). A su vez existe una gran variedad de algoritmos para sensores inerciales permitiendo la captura y procesamiento de datos. Estos algoritmos permiten estimar la orientación tridimensional de un cuerpo (Sabatini, 2011). Los sensores inerciales permiten realizar análisis fuera del laboratorio debido a que presentan una continua información de datos con un desarrollo no invasivo y remoto (Corckoft, 2014). Conjuntamente, se han creado modelos de filtros, usando los algoritmos, para estimar ángulos de cadera y biela con sensores inerciales, y se ha demostrado que es posible tener alta precisión con estos sensores (Corckoft, 2014; Corckoft, 2015). En 2015 se desarrollaron sensores inerciales comerciales que incluyen algoritmos y filtros que permiten obtener orientación, velocidad angular, vector aceleración, aceleración lineal y vector gravitacional (Townsend, 2015). También se desarrolló un sistema de sensores inerciales y de clasificación del perfil de la pedaleada con las siguientes variables: ángulo de tobillo, vector aceleración y velocidad angular, logrando así clasificar cada perfil de la

pedaleada de un ciclista con una aplicación móvil (Xu, 2015) además se han testeado los sensores mencionados anteriormente con sistemas de control para validar su funcionamiento y concluyen que estos sensores inerciales comerciales responden con buen rendimiento a un sistema de control (Toapanta, 2018). La bicicleta igualmente fue un método de estudio con sensores inerciales debido a que el ambiente, terreno e inclinación pueden cambiar según el trayecto y por ende afecta variables implícitas en el rendimiento. Con el análisis de estas variables hay más control de los elementos implicados en conjunto para la mejora de la pedaleada (Cain, 2016).

Por otro lado, los sensores inerciales suponen de una calibración manual, luego entonces, se han desarrollado métodos en el cual el sistema de sensores inerciales no está sujeto a una alineación o calibración discreta, esto es, la calibración está basada en análisis de componentes principales (PCA) computacionalmente eficiente (McGrath, 2018). Por ejemplo, en 2019 se desarrolló un sistema de sensores inerciales con algoritmos matemáticos muy precisos para estimar ángulos de rodilla y pie para ciclistas, concluyendo que es un sistema que, sumando un análisis estático y dinámico, estos sensores mejoran significativamente la precisión de la medición del ángulo de rodilla respecto a un sistema optoelectrónico 3D (Cordillet, 2019).

El uso de los sensores inerciales en el ciclismo ha permitido también conocer el desplazamiento del centro de masa del ciclista cuando va parado sobre los pedales, logrando estimar en qué posición puede generar un mayor rendimiento. Se utilizó un solo sensor en el sacro para determinar variables cinemáticas, pero se concluyó que un solo sensor inercial en la espalda es insuficiente para estimar el rendimiento del gesto técnico del ciclismo no sentado (Ross, 2020). Aunque en el triatlón incluye en una de sus disciplinas el ciclismo, la técnica y gesto de pedaleo es levemente diferente. Por ello se evaluó los sensores inerciales al cambiar la altura del sillín en

el triatleta. Logrando determinar que los sensores inerciales pueden evaluar movimientos y aceleración del tronco en el ciclismo de triatlón, y su posible práctica para evaluar la postura y posiciones del sillín en entornos dinámicos (Stuart, 2021).

En el mercado actual entre otros, se encuentra el sistema de sensores inerciales que es referencia para múltiples deportes, en especial los deportes en equipo, es el Wimbu Pro de RealTrack Systems. Es un sistema muy preciso que ha sido validado para deportes como el fútbol, baloncesto y running. (Muyor, 2017; Garcia-Rubio, 2019; Gomez-Carmona, 2020). Aunque también el Wimbu ha sido utilizado en ciclismo debido a su amplio contenido de variables (RealTrack Systems, 2014). Wiva es un sistema comercial de un sensor inercial que se puede posicionar en espalda, rodilla, pie, o biela. Los datos adquiridos por este sensor se suben a la nube y son analizados por la aplicación del sensor para que el entrenador o especialista en biomecánica tome decisiones para mejorar la posición del ciclista (Wiva, 2020). El sistema comercial de sensores inerciales LEOMO, ver figura 6, es el referente actual más usado para el análisis de movimiento para los ciclistas. Son cinco sensores que se colocan en los muslos, pies y cadera. Este sistema tiene sus propias métricas llamadas MPIs (Métricas de rendimiento) en el cual cuantifica variables cinemáticas de los datos adquiridos de los sensores y son transmitidos a un dispositivo de lectura de datos que se puede ubicar en la propia bicicleta. A su vez esas variables se pueden comparar con métricas propias del entrenamiento del ciclista en una aplicación web para mejorar la posición del ciclista (Leomo, 2017).



Figura 6. Sistema de sensores inerciales Leomo. (Leomo, s.f.)

Capítulo 3

Metodología

A continuación, se presenta la metodología que se realizó para llevar a cabo los objetivos planteados. Se dividió en tres etapas, la primera se encargó del diseño y la construcción del dispositivo para adquirir y transmitir los datos. En la segunda etapa se construyó un software dispuesto para procesar y visualizar los datos. Y en la tercera etapa se realizó un protocolo para realizar una prueba experimental del sistema con un ciclista y luego registrar los datos del pedaleo del ciclista con los sensores inerciales.

Para lograr adquirir los datos necesarios en el análisis del gesto de la pedaleada se planteó colocar los sensores en las articulaciones con mayor movimiento en los ciclistas de ruta que son:

las rodillas, los tobillos y la cadera. Entonces para cumplir con lo mencionado anteriormente, es necesario el diseño del sistema de sensores inerciales lo cual se requirió lo siguiente:

Diseño y construcción del sistema

En esta etapa se describe el diseño y construcción del sistema de registro y envío de los datos desde los sensores inerciales al software del computador. Para ello fue necesario realizar la compra de dispositivos, por eso se planteó cuadros de comparación que permitió identificar la mejor opción para la construcción. El primer elemento para seleccionar fue un sensor inercial con las siguientes características: acelerómetro, giroscopio y magnetómetro, a su vez que permita la conexión por I2C y procesamiento de señales incorporado. Para poder adquirir esos datos fue necesario un microcontrolador, de característica pequeña, que contenga una IDE para computador, sea de bajo consumo de energía y contenga conexión I2C. Además, es necesario un elemento de transmisión inalámbrica que transfiera los datos desde el microcontrolador al computador, y que a su vez tenga un buen rango de transferencia. También es imprescindible una batería, que permita tener los dispositivos por lo menos un par de horas en funcionamiento. Así pues, se plantearon criterios de selección como precio, facilidad de interconexión y fiabilidad.

Por consiguiente, es necesario conectar los elementos con un circuito electrónico, por ello se diseñó una placa PCB impresa. Se diseñaron y construyeron unas carcasas para poder colocar los sensores inerciales y placa PCB, este diseño se tuvo en cuenta las dimensiones de los elementos y también que no generen incomodidad al ciclista en el momento de pedalear.

Desarrollo del software

La segunda etapa consiste en el desarrollo de los códigos y software encargado de la adquisición, procesamiento y visualización de los datos adquiridos por los sensores inerciales. Como primero es necesario programar el microcontrolador para obtener directamente los datos de los sensores inerciales, intermediados por un multiplexor. Desde el microcontrolador se envían los datos por el módulo inalámbrico emisor y desde el computador el módulo receptor recibe los datos y luego son procesados por el software. El software visualiza los datos de los sensores inerciales en gráficas y a su vez entrega valores estadísticos para el posterior análisis del pedaleo. Por medio de código, se obtuvieron métricas de rendimiento como la cadencia,

Protocolo experimental y registro de datos

En la tercera etapa constó de realizar pruebas de funcionamiento del sistema con ciclistas en un laboratorio. Para ello fue necesario que el participante tenga experiencia como ciclista. También se necesitó del diseño de un protocolo experimental el cual permitió, desde un ambiente controlado, evaluar la funcionalidad de los sensores inerciales teniendo en cuenta el entorno y los elementos usados fueran fiables. Asimismo, el protocolo debió ser diseñado de tal forma que se permita recolectar datos a diferentes posiciones del ciclista. Luego de haber tenido el protocolo se procedió a la captura de datos con el ciclista pedaleando para poder visualizar los datos y gráficas. Y por último comprobar la funcionalidad de los sensores inerciales para el monitoreo del pedaleo en ciclistas de ruta.

Capítulo 4

Resultados

Diseño y construcción las placas

Para poder adquirir los datos fue necesario utilizar cinco sensores inerciales que fueron capturados de forma alterna, por un multiplexor, y procesados por un microcontrolador, que posteriormente los envía mediante una conexión inalámbrica a otro microcontrolador, encargado de recibir los datos y pasarlos al software programado. De acuerdo a lo planteado en la primera etapa de la metodología se comparó diferentes elementos que cumplían las características para escoger el más adecuado. El sensor inercial que, de acuerdo a las necesidades requeridos, según la tabla 1, se seleccionó la referencia BNO055, ver Figura 7.

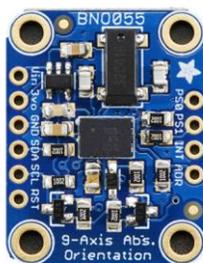


Figura 7. Sensor de orientación absoluta Adafruit BNO055 (Adafruit, 2015)

SENSOR	ACELEROMETRO	GIROSCOPIO	MAGNETOMERO	ANGULOS EULER	QUATERNIONES	ACELERACION LINEAL	VECTOR GRAVEDAD	TEMPERATURA
BNO055	X	X	X	X	X	X	X	X
IMU M0 Razor	X	X	X	X	X	X		
LSM6DS33 & LIS3MDL	X	X	X	X	X			

Tabla 1. Sensores Inerciales considerados

El BNO055 es el primer sensor inercial inteligente manufacturado que combina acelerómetro, giroscopio, magnetómetro. Pero su mayor innovación es un software de orientación diseñado con un procesador basado en ARM Cortex-M0 de alta velocidad integrado, ver figura 8, fabricado por Bosch y puesto en una placa por Adafruit para facilitar la conexión con un microprocesador. Al interior del microprocesador contiene un procesamiento de señales que permiten la entrega de datos de una manera limpia según como se programe desde el microcontrolador del sistema. (Townsend, 2015).

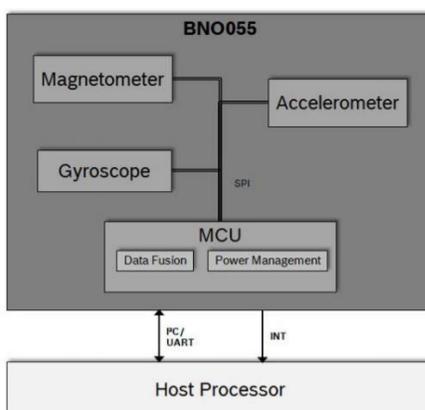


Figura 8. Arquitectura del sensor inercial BNO055. (Townsend, 2015)

Como microcontrolador del sistema se usó el TTGO Arduino Uno Lora, ver figura 9, fue escogido porque implementa desde su desarrollo el módulo de comunicación Lora SX1278 (Rodríguez, 2016). Está basado en el microprocesador ATmega328P, este tiene 14 pines de entrada/salida digital (de los cuales 6 pueden ser usando con PWM), 6 entradas analógicas, un cristal de 16Mhz, terminales para conexión ICSP y comunicación I2C (Arduino, 2021)

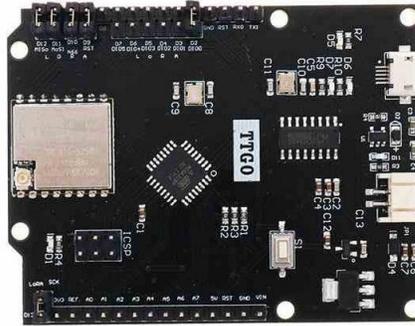


Figura 9. Microcontrolador TTGO (Rodríguez, 2016)

Los sensores inerciales BNO055 adecuados por Adafruit se comunican por el bus serie de datos I2C. Este sensor define la dirección en 0x28 con posibilidad de habilitar una segunda dirección a 0x29. Pero para este caso necesitamos conectar más de dos sensores sobre el mismo bus. Por ello fue necesario utilizar un multiplexor de I2C, el TCA9548A, ver figura 10. Este multiplexor que actúa como buffer intermedio de una única salida permite conectar hasta ocho elementos de entrada, cambiando de dirección de 0x70 a 0x77 en el microcontrolador indicando cuál usar.



Figura 10. Multiplexor I2C TCA9548A

Para lograr el análisis del ciclista en campo fue necesario una comunicación inalámbrica. Según el cuadro comparativo en la tabla 2 se escogió el protocolo inalámbrico LoRa por la interconexión y facilidad de programación en el computador. Se selecciona el módulo SX1278, ver figura 10, lo cual es una solución integrada inalámbrica que permite la interconexión y

comunicación entre dispositivos por radiofrecuencia de hasta 15 km, lo cual permite analizar al ciclista en campo. La facilidad del LoRa es su programación que se puede realizar desde la IDE de Arduino. A su vez, para permitir que el sistema sea inalámbrico, es necesario una alimentación proporcionada por una batería de 5V. Y el módulo de carga MHCD42 que permite cargar la batería del sistema y a su vez indique el nivel de batería

PROTOCOLO	RANGO	RENDIMIENTO	CONSUMO	PRECIO	USABILIDAD	SOPORTE EN PYTHON
XBEE	1000 m	250 Kbits/s	60 mA	22.95	Poco común	Si
BLUETOOTH DE BAJA ENERGÍA	150 m	305 Kbits/s	60 mA	5.6	Común	Si
ANT+	30 m	20 Kbits/s	12 mA	50	Muy común	No
LoRa	15000 m	50 Kbits/s	60 mA	5.5	Común	Si

Tabla 2. Tabla comparativa de sensores inerciales.

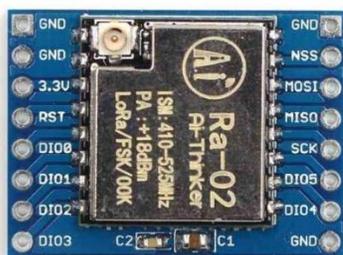


Figura 11. Módulo SX1278 [#3]

De acuerdo a los elementos seleccionados previamente se realizaron los circuitos y respectivas simulaciones en el software Proteus 8.9. La primera tarjeta de transmisión (TX) contiene los siguiente: 4 sensores inerciales están conectados por cable UTP y conectores RJ45 a la placa. El quinto sensor inercial esta soldado directamente a la placa. El microcontrolador TTGO es quien recibe la información de los cinco sensores BNO055 que están conectados al multiplexor TCA9548a mediante comunicación I2C. La placa TX es alimentada por una batería de 5V y

controlada por el módulo de carga. A su vez la placa TX contiene un LED, lo cual, va a indicar que los sensores estén funcionando correctamente. La placa de recepción (RX) es la encargada de recibir los datos, vía inalámbrica, por el protocolo de comunicación Lora. Esta placa contiene un Arduino Nano, el LoRa y 5 Leds, uno de ellos para indicar encendido y los otros para mostrar la intensidad de la señal del LoRa. La placa RX está conectada por cable al computador para imprimir por serial los datos al software encargado de la visualización y estadística de los datos. Todas conexiones se presentan en la figura 12. También es necesario, por recomendación de protocolo, utilizar antenas, que se colocaron en las respectivas placas.

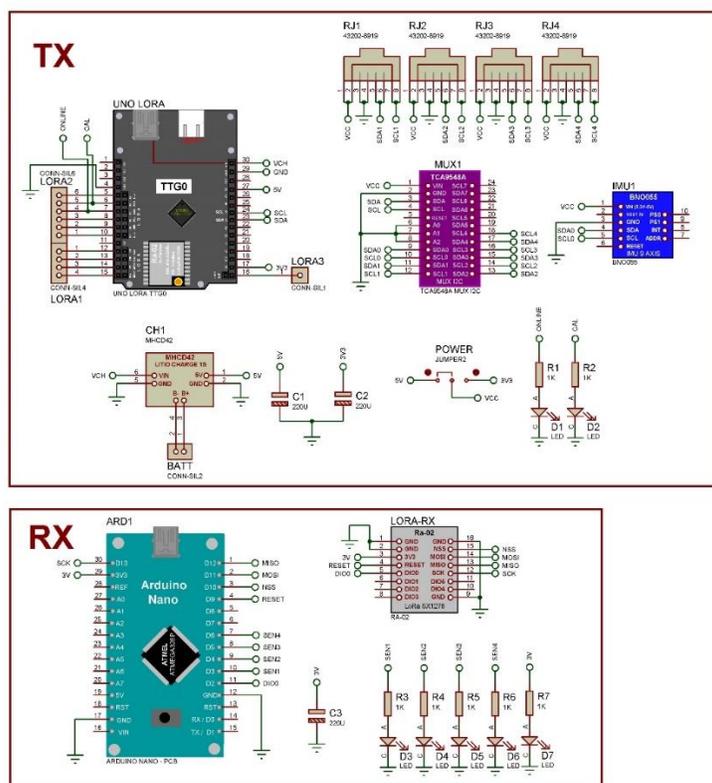


Figura 12. Circuito electrónico del sistema. El circuito TX es quien toma los datos de los BNO055 y los envía de forma inalámbrica. El RX es quien los recibe los datos y los envía por serial al computador

Se tuvo en cuenta la ubicación de los conectores de sensores para facilitar la postura. Luego de haber realizado la simulación del circuito se realizó el diseño de las PCBs, ver figura 13, en el mismo programa y se construyó la placa TX, ver figura 14 y la RX, ver figura 15.

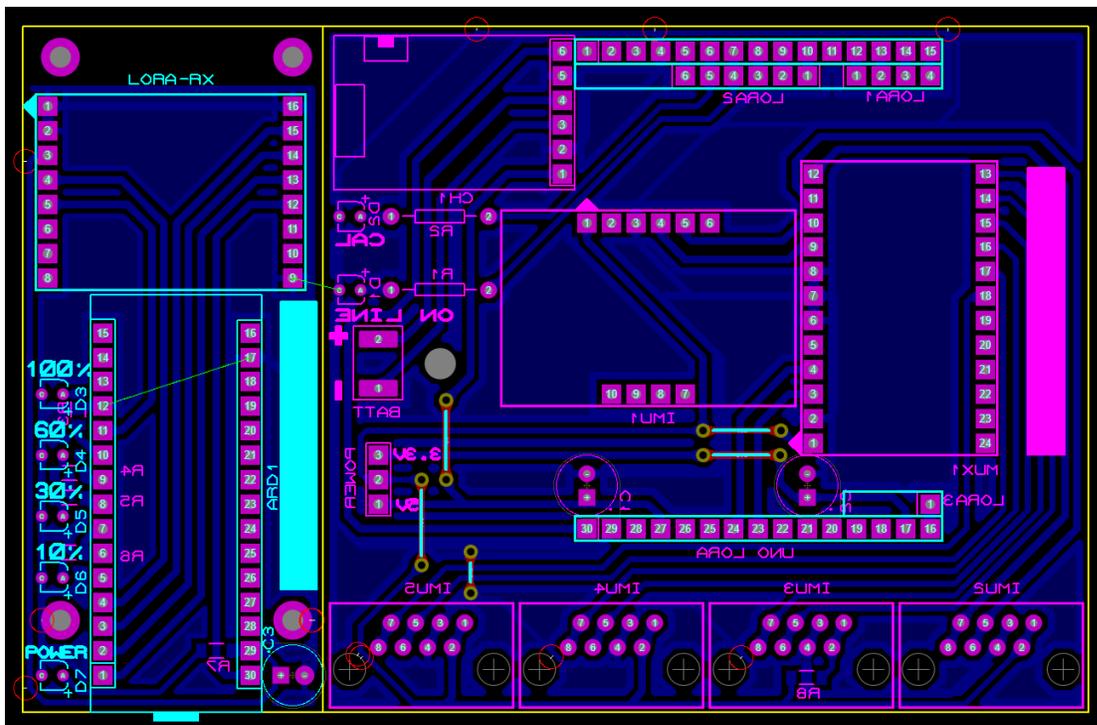


Figura 13. Diseño de la PCB

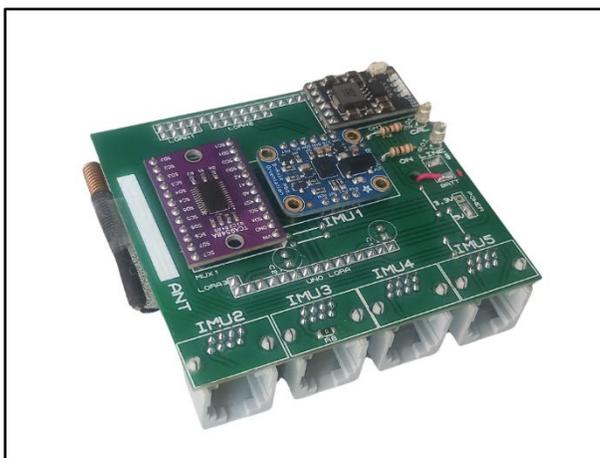


Figura 14. Placa TX

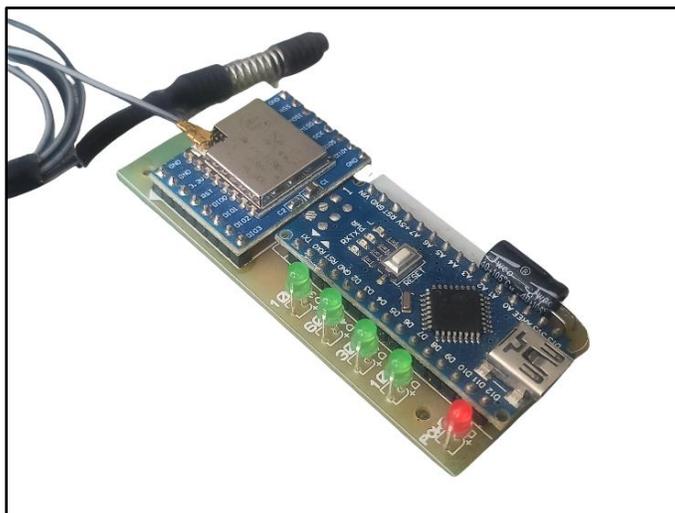


Figura 15. Placa RX

La alimentación la otorgan una batería de litio de 5V 1500 mA con un regulador a 5V, para permitir una movilidad de aproximadamente de 10 horas de acuerdo al consumo calculado por cada uno de los elementos, ver tabla 3.

ELEMENTO	CANTIDAD	CONSUMO POR HORA (mA)
BNO055	5	62
TTGO	1	15
TCA9548a	1	0,08
Arduino + Lora	1	60
		137

Tabla 3. Cuadro comparativo protocolos de transmisión inalámbrica.

Se realizó el diseño de la carcasa en el software SolidWorks 2019-2020, lo cual es un software CAD para modelado mecánico en 2D y 3D. Primeramente se tuvo en cuenta las dimensiones de los elementos, además de ubicar los espacios por donde se conectarán los sensores inerciales de las piernas, ver figura 16. La carcasa principal TX, impresa en material PLA, es quien

contiene la tarjeta transmisora de datos y la conexión de los sensores inerciales, ver figura 16 y 17. La carcasa principal tiene unas aperturas en su base para ajustar una correa a la cintura del ciclista y un botón de encendido, ver figura 18. Para las carcasas se imprimieron en 3D y se utilizó los siguientes materiales: material ácido poliláctico (PLA) debido a que es biodegradable y más fácil de utilizar a comparación de otros tipos de materiales, ver figura 19.

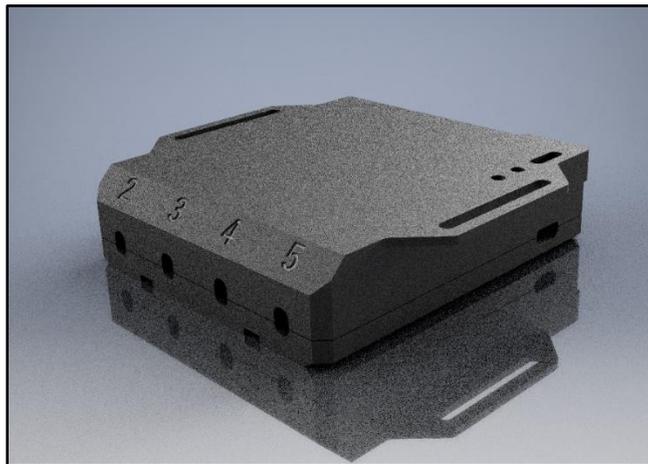


Figura 16. Render en vista isométrica de la carcasa TX.

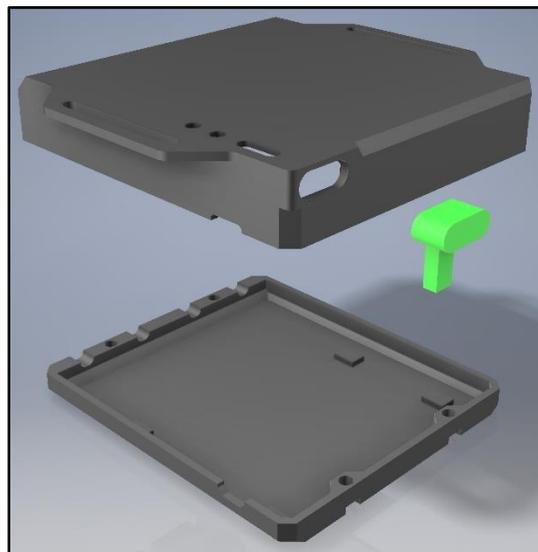


Figura 17. Despiece de la carcasa TX.

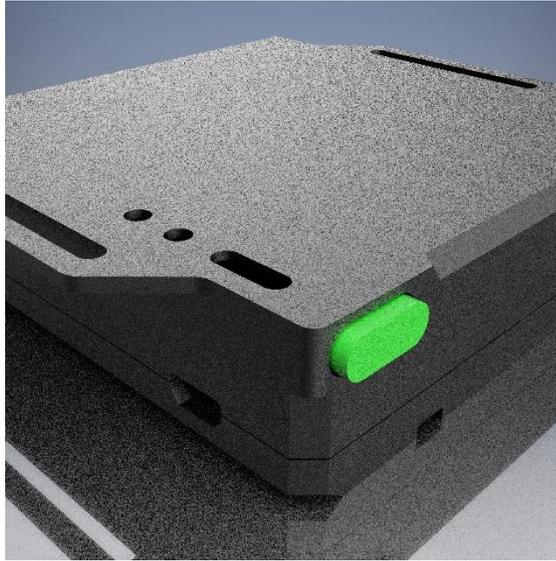


Figura 18. Botones de carcasa TX.



Figura 19. Carcasa de tarjeta TX

Posteriormente se realizó el diseño de las carcasas de los cuatro sensores inerciales. Su diseño fue según el tamaño del BNO055 y una apertura para el cable proveniente de la tarjeta principal, ver figura 20. Para su impresión se utilizó Poliuretano termoplástico (TPU), esto porque entra a contacto con la piel, y el TPU no es tóxico e impermeable. Las carcasas de los sensores también tienen unas aperturas para ajustar los sensores al ciclista con una correa, ver figura 21.

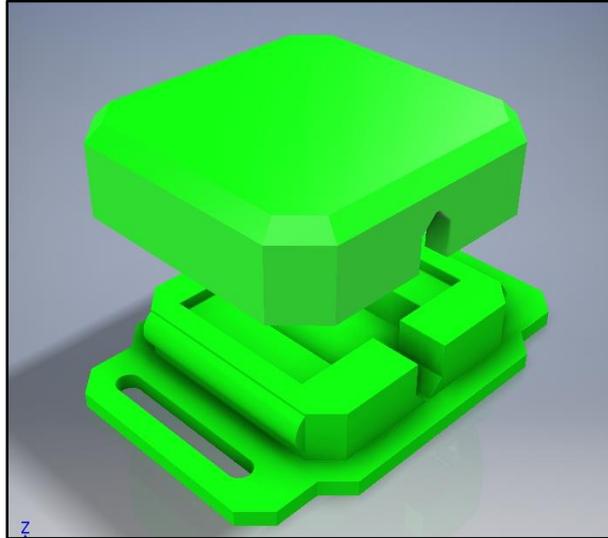


Figura 20. Render de carcasa los sensores inerciales.



Figura 21. Sensores inerciales junto a su carcasa

Para la placa receptora se realizó una carcasa en su parte superior de PLA, ver figura 22. La parte inferior en TPU permitiendo el diseño de un gancho para colocar el dispositivo en la pantalla del computador, ver figura 23. Se ensamblaron las dos piezas luego de haberlas impreso para tener el dispositivo receptos, ver figura 24. En la figura

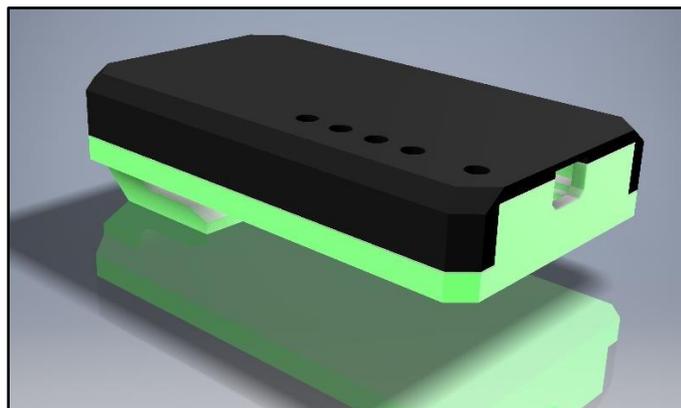


Figura 22. Render de la carcasa de la placa RX en vista isométrica.

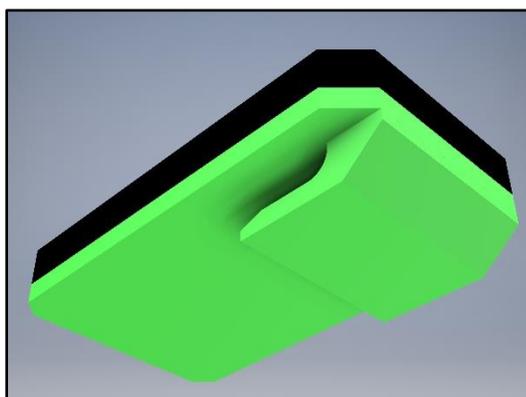


Figura 23. Render de la carcasa de la placa RX en vista inferior.



Figura 24. Sistema de soporte para dispositivo Receptor

Desarrollo del software

Para esta etapa fue necesario el diseño de un diagrama de bloques del sistema, para determinar el protocolo que permitió comunicar todos los dispositivos que permite visualizar los datos desde el computador, ver figura 25. Los sensores inerciales ubicados en: cadera, rodillas y pies envían los datos al multiplexor y posteriormente los recibe desde el microcontrolador. Por ello se realizó un diagrama de flujo para organizar el proceso necesario para ello, ver figura 26. Primero fue necesario la programación de la placa TTGO, que se realiza desde la IDE de Arduino. Las librerías que se usaron fueron: Wire, que permitió la conexión por el bus I2C entre el multiplexor y el Arduino. DFRobot_BNO055, para la lectura y configuración de los sensores inerciales, lo cual permitió asignar los datos de los vectores a variables. También fue necesaria la librería Serial que luego de realizar pruebas con las velocidades de transmisión serial, se seleccionó una velocidad de 19200 baudios, por ser la velocidad más alta pero estable para transmitir.

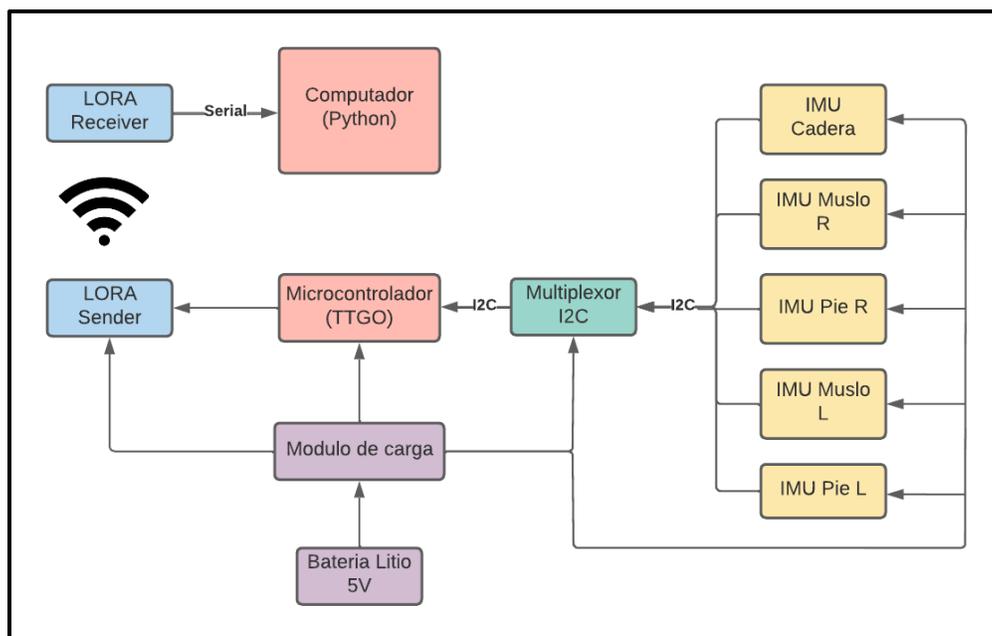


Figura 25. Diagrama de bloques del sistema de sensores inerciales.

Luego de tener la librería completa para su funcionamiento, se empezó la programación, definiendo una frecuencia de muestreo para los sensores inerciales de 100 Hz recomendada por el fabricante. Posteriormente se asignó un ID único a cada uno de los cinco sensores para poder diferenciarlos en el momento de transmisión por el bus I2C. Debido a que el sensor inercial BNO055 tienen la posibilidad de conectar solo dos sensores por bus I2C. Fue necesario crear una función, `tcselect`, que usando las propias direcciones del multiplexor se asignó números para identificar a cada sensor inercial, a su vez que permitiera el inicio y finalización de transmisión por el bus. Por ello, cada vez que se requirió configurar algún sensor se debió llamar a la función `tcselect`, indicando el número asignado anteriormente.

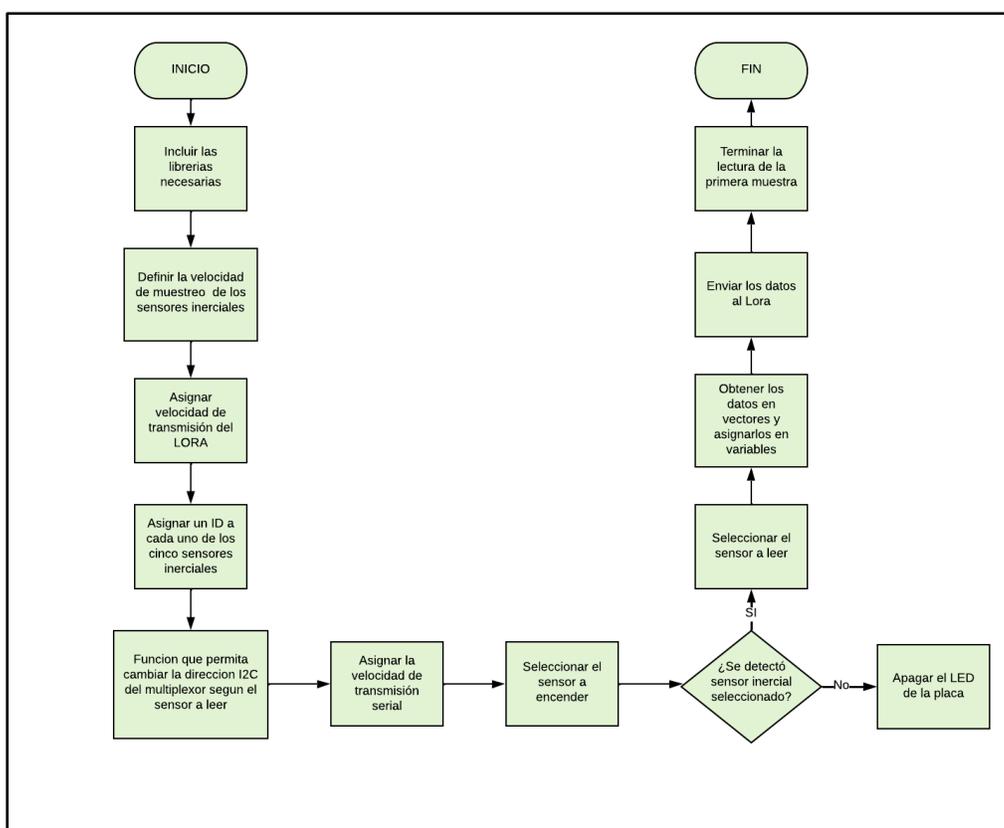


Figura 26. Diagrama de flujo de la programación del microcontrolador encargado del envío de datos.

Dentro de la función void Setup se encendió cada sensor de la siguiente manera, primero se seleccionó numéricamente cada sensor con la función tcaslect para poder configurar su estado, luego se utilizó la librería propia de los sensores, llamando la función begin() para encenderlos. A su vez, como los sensores inerciales contienen su propio procesador, se decidió utilizar el cristal de oscilación de cada sensor para evitar alteraciones de la frecuencia en la transmisión. Por consiguiente, dentro de la función loop se procedió a realizar la captura de cada uno de los sensores. Para ello se selecciona el sensor a leer con la función tcaslect, luego con la función de la librería del sensor se extraen los siguientes parámetros: giroscopio, vector Euler y aceleración lineal. Esto se repite por cada uno de los cinco sensores inerciales. La escala de valores por defecto del BNO055 no lograba identificar los cambios en el pedaleo, por eso y para poder facilitar el envío de datos, y su mejor visualización en las gráficas, se escaló los datos de 0 a 100 en velocidad angular y posición, y de 0 a 50 en aceleración. Así pues, al tener los datos en sus respectivas variables fue necesario enviarlos por serial al Lora emisor para la transmisión. La forma en que se enviaron por conexión inalámbrica al otro micro fue con variables tipo int, debido a que este tipo de variable consume menos memoria, acompañado de una letra diferenciadora para identificar cada número con su respectiva variable, ver figura 26. El segundo microcontrolador, el receptor, recibe los datos y los imprime al serial de la siguiente manera: nombre del sensor y eje + espacio + datos. De esta forma se puede conocer el valor de cada variable y poder sepáralos para asígnalos en los vectores de Python, ver figura 27.

Para la programación del software encargado del procesamiento y visualización de los datos se ha escogido el lenguaje de programación Python en su versión 3.9 porque es de libre uso y posee librerías muy eficientes que permiten el análisis de datos para su posterior conclusión.

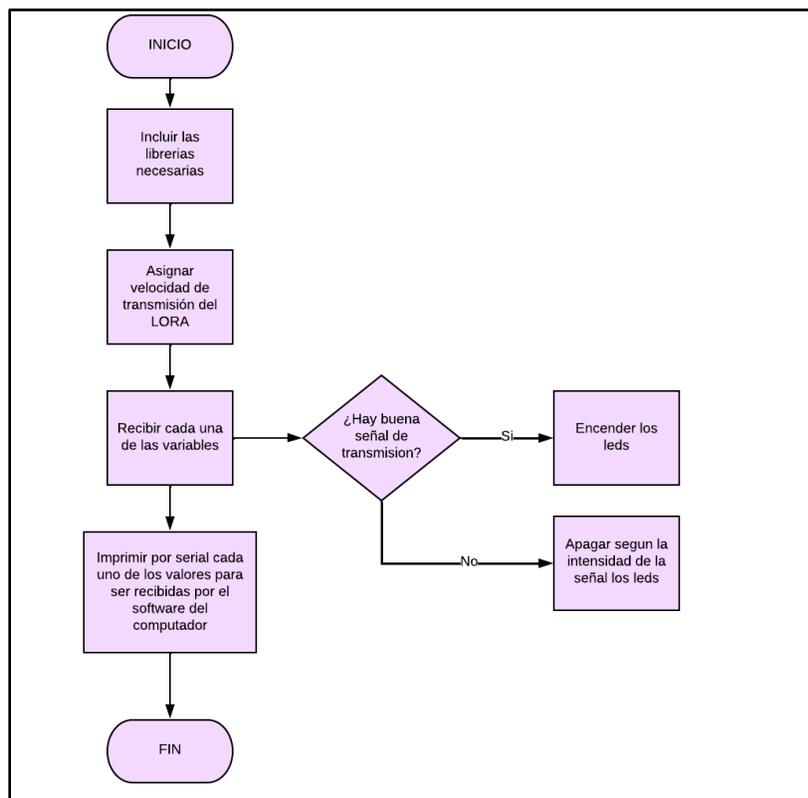


Figura 27. Diagrama de flujo de la programación del microcontrolador encargado de recibir datos.

La interfaz se construyó en el entorno Visual Studio Code que es un editor de código fuente desarrollado por Microsoft para Windows, Linux y macOS. Este incluye soporte para la depuración, control integrado de Git, resaltado de sintaxis, finalización inteligente de código, fragmentos y refactorización de código. Para lograr la funcionalidad del software fueron necesarias las librerías para Python de: NumPy que es una biblioteca que permitió crear vectores, y por su gran colección de funciones matemáticas y estadísticas de alto nivel operar con ellas para dar análisis de los datos obtenidos. Serial, que permite a Python obtener los datos de un serial en específico, con ello se logró conectar el micro receptor a un puerto USB del computador y recibir

los datos enviados por el micro emisor para guardarlos en vectores. Time, para poder llevar el tiempo en la adquisición de datos. Tkinter fue la librería necesaria para construir la GUI. Y, por último, Matplotlib, una biblioteca que permitió la generación de gráficos a partir de los datos contenidos en vectores. No fue necesario el uso de procesamiento de señales porque el propio sensor inercial contiene un software interno en su procesador que procesa y filtra las señales.

Para lograr la construcción del software fue necesario diseñar un diagrama de flujo que permitió desarrollar el proceso para recibir y analizar los datos recibidos por el micro, ver figura 28. Inicialmente para la programación se añadió al entorno las librerías mencionadas anteriormente. Posterior a ello se realizó la conexión con un puerto COM a una velocidad de 19200, siendo este usado por la tarjeta RX de forma física. Se definieron las variables de tipo array, diferenciando eje, parámetro y sensor. Se asignó el tiempo de 30 segundos para la captura de datos. Posteriormente se procedió a abrir el puerto para recibir los datos del microcontrolador receptor. La forma en que llegan los datos es de un solo paquete por muestra y luego se agrega al array correspondiente a la variable. El tiempo que tarda desde que se obtienen los datos desde el sensor inercial hasta agregarlos a las variables del software de Python es entre 200-250 ms. Al momento en que se agote el tiempo asignado de captura de datos, se procede a calcular estadística descriptiva. Los datos estadísticos que se calculan son: mediana, media, desviación estándar y varianza. A su vez se calculó el valor máximo y mínimo por cada variable. Se halló la estadística por cada sensor, parámetro y eje. A su vez se halló la cadencia de cada prueba con la función `find peaks` de Python, el cual halla los puntos locales donde se supera un umbral en el eje Y del sensor ubicado en el muslo izquierdo. Posteriormente se graficaron los datos de las variables por lo que se puede analizar gráficamente los movimientos del pedaleo por sensor, parámetro y eje. Por

último, se procede a guardar los datos y las gráficas en el disco duro del computador. Esto con el fin de poder llevar una trazabilidad del deportista. En la gráfica 29 se muestra la interfaz del programa realizado.

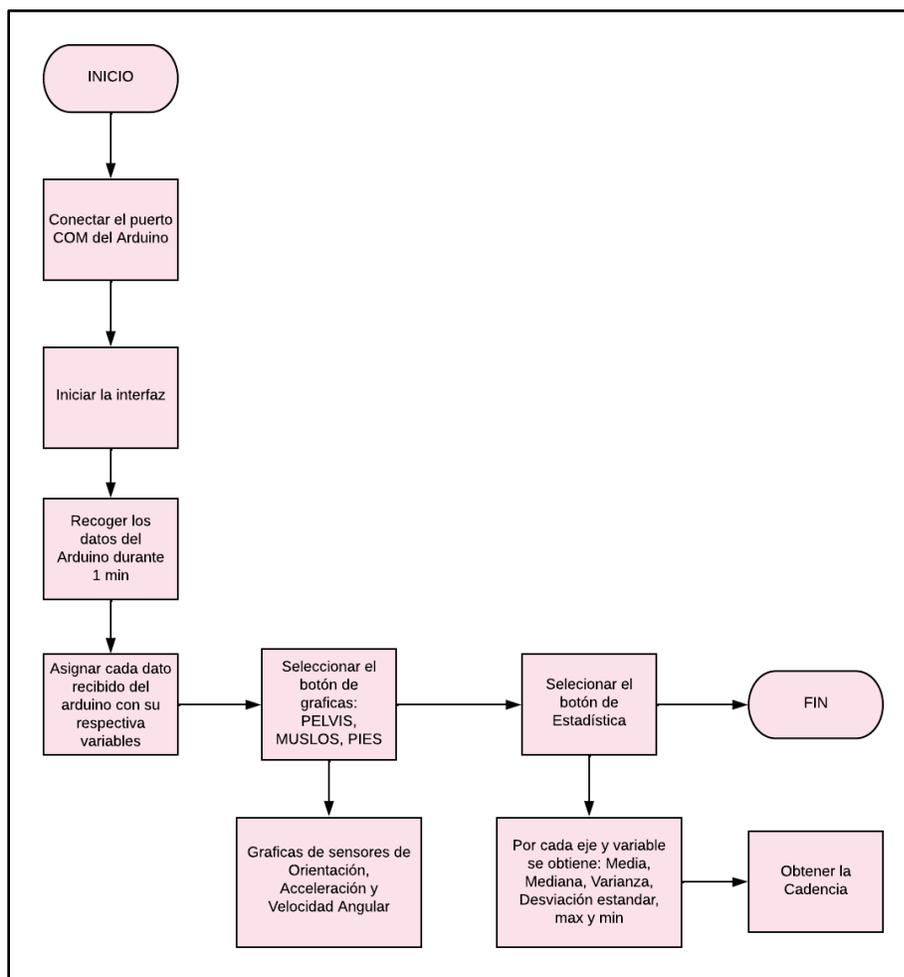


Figura 28. Diagrama de flujo para el software encargado de graficar y hallar la estadística

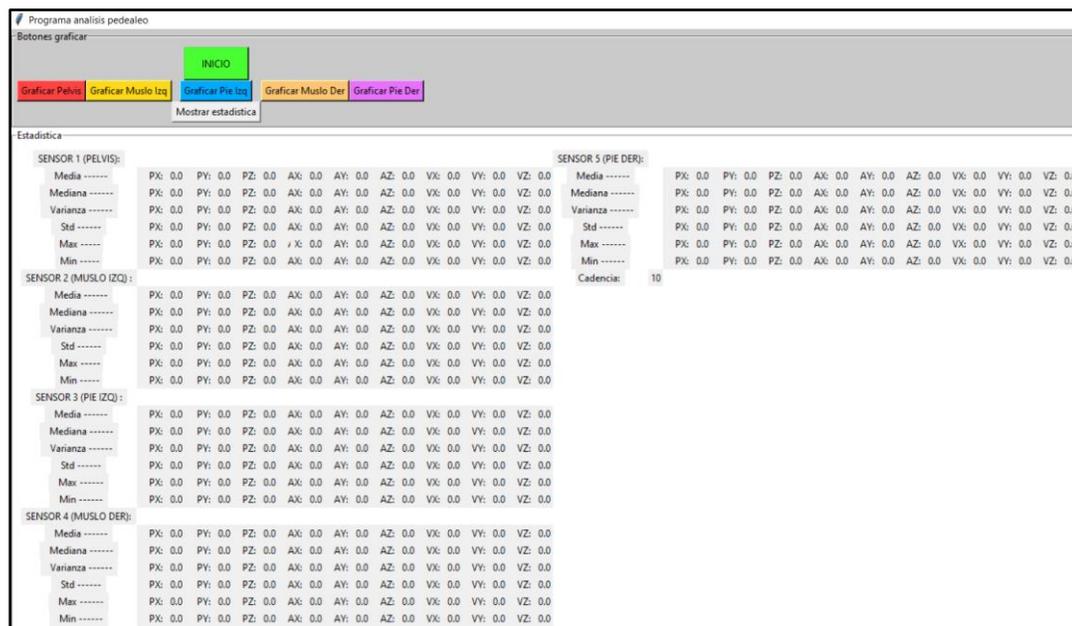


Figura 29. Interfaz del programa.

Protocolo experimental y registro de datos

En esta etapa se presenta el diseño del protocolo y la visualización de datos en el cual se va a evaluar el funcionamiento de todo el sistema para registrar el pedaleo de un ciclista. Primero fue necesario plantear el siguiente protocolo:

Participante: Un ciclista (Edad: 23 años, Peso: 59 kg, Estatura: 1.65 m) con experiencia en competiciones nacionales. El participante estaba libre de lesiones en extremidades inferiores. El participante deberá tener un bike fit certificado en un tiempo menor a 6 meses.

Protocolo experimental: Como primero se tomaron las medidas de la bicicleta, con metro antropométrico Cescorf, del sillín hasta el centro de las bielas y se marcó, ver figura 30. Luego se le solicitó al deportista que se subiera a su bicicleta y calentara durante 10 minutos. Para la recolección de datos se hicieron cuatro pruebas cada una de 30 segundos. Se escogió este tiempo

de muestra porque es suficiente para identificar los cambios de posición y cadencia, según el protocolo de bikefitting de Adam Hansen para sensores inerciales (A. Hansen, 2020). Para la primera prueba se le pidió al deportista que pedalee por a una cadencia de 60 rpm, la segunda prueba a una cadencia de 80 rpm. En la tercera prueba se modificó la altura del sillín, ver figura 31, 3 cm más arriba de la altura base y se capturó los datos a cadencia de 80. Y para la última se volvió a modificar la altura, desde la base, fue disminuida 3 cm de altura con cadencia de 80.



Figura 30. Altura base del sillín.

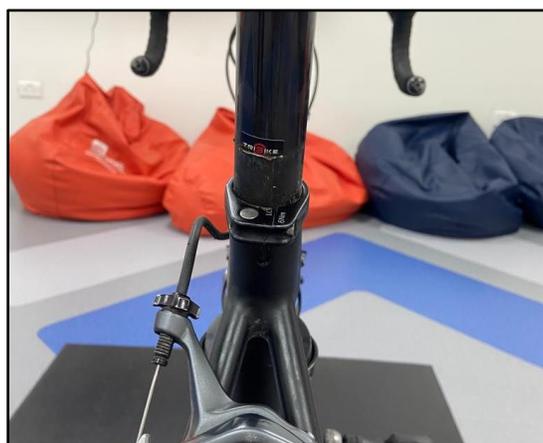


Figura 31. Altura del sillín 3 cm arriba de la base

Instrumentación y protocolo para el deportista: El análisis fue realizado en el laboratorio de biomecánica de la Universidad Autónoma de Bucaramanga en su sede del Bosque. Se solicitó al deportista, que llevara su bicicleta, zapatillas y uniformes propios. El ciclista al llegar al laboratorio de biomecánica ubicado en la sede del bosque de la Universidad Autónoma de Bucaramanga, debió cumplir con los protocolos de bioseguridad propios de la universidad para permitir el ingreso. Para la prueba se retiró el rin trasero de la bicicleta y se colocó la bicicleta en el simulador inteligente CycleOps H2. Al deportista estar a disposición con su indumentaria adecuada se posicionaron los sensores ajustando con las correas los correspondientes sensores en: sacro, muslos (5 cm superior a las rodillas) y pies (empeine), ver figura 32. Posterior a ello se solicitó al deportista subirse al simulador y seguir las indicaciones del protocolo experimental, ver figura 33. En ese momento se realizó la captura de información y se visualizaron las gráficas y los datos en el software, ver figura 34.

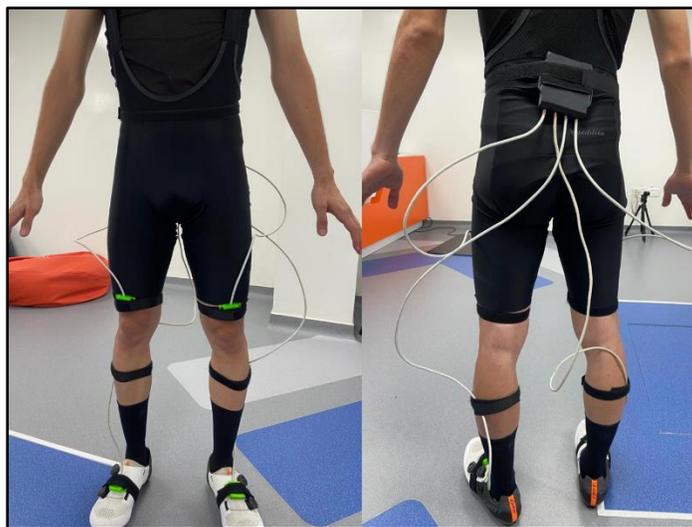


Figura 32. Posición de los sensores sobre el ciclista. Vista anterior y vista posterior.

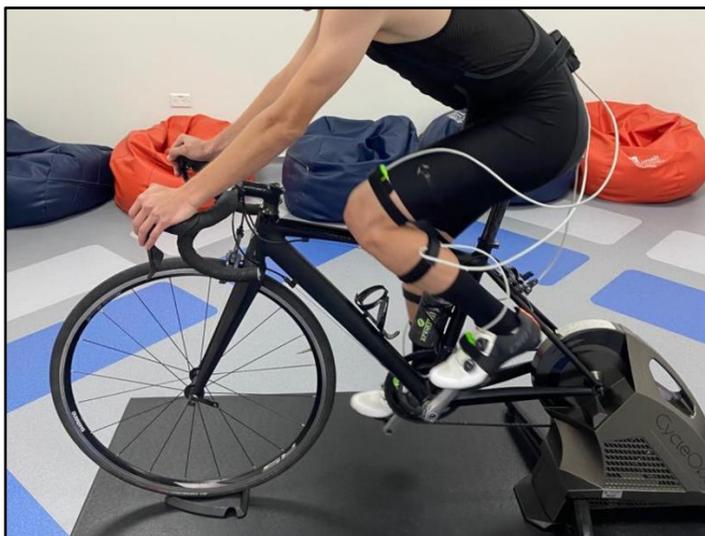


Figura 33. Ciclista sobre el simulador con los sensores inerciales.

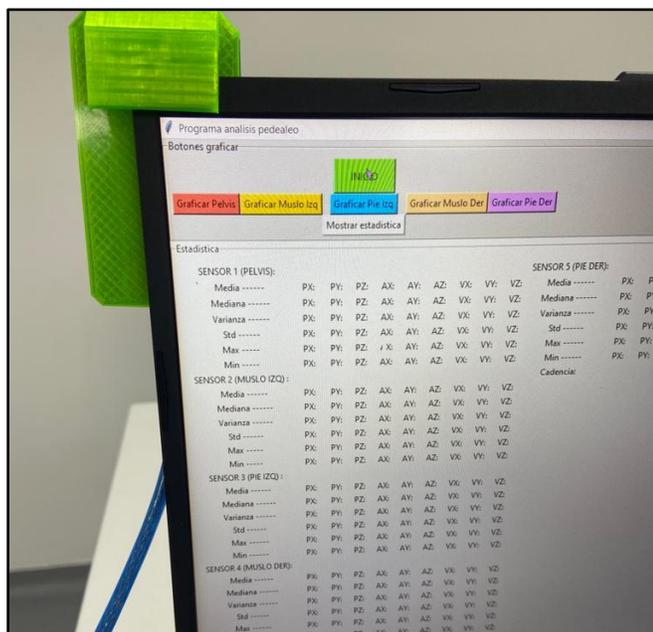


Figura 34. Inicio de las pruebas para obtener los datos de los sensores inerciales puestos sobre el ciclista en el simulador.

Análisis de resultados

Luego de haber capturado las muestras del protocolo experimental se guardaron las gráficas y los datos. Se consideró tomar varias pruebas a diferentes cadencias y posiciones para identificar los cambios de valores entre cada prueba. Siguiendo la ubicación de los sensores sobre el deportista, según el protocolo y teniendo en cuenta los ejes de los sensores se pueden relacionar los movimientos más importantes en el pedaleo con las variables de los sensores inerciales, ver tabla 4

MOVIMIENTO	VARIABLE
Dorsiflexión / Flexión plantar	Aceleración en el pie eje Z
Movimiento lateral/medial del talón	Velocidad angular pie eje Z
Flexión / Extensión rodilla	Velocidad angular muslo eje X
Rotación medial/lateral rodilla	Aceleración en el muslo eje X
Rotación de cadera	Velocidad angular sacro eje Y

Tabla 4. Relación de movimiento con variable de los sensores inerciales.

La cadencia fue hallada por la flexión/extensión de los muslos. Cuando hay pico en la gráfica de velocidad angular del muslo en el eje X se marca como cada pedaleo. Se comparó los valores entre las dos primeras pruebas, el cual se realizó a diferentes cadencias, y se halló el porcentaje de error entre el ideal y la cadencia obtenida, ver tabla 5. En la figura 35 se muestra los datos obtenidos del muslo derecho a una cadencia de 60 rpm. En la figura 36 el mismo sensor a una cadencia de 80.

CADENCIA IDEAL	CADENCIA OBTENIDA	% ERROR
60	66	10,0
80	78	2,5

Tabla 5. Porcentaje de error de la cadencia tomadas. Ver anexo A.

El valor del sistema logra obtener un menor porcentaje de error cuando se pedalea a cadencia ideal de 80 rpm, obteniendo una cadencia de 78 rpm.

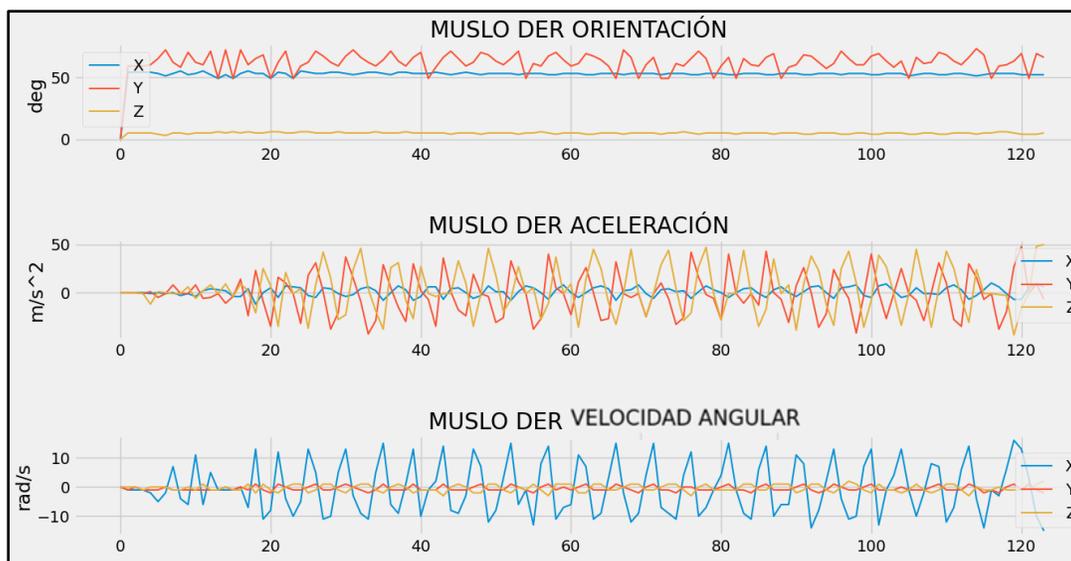


Figura 35. Datos del muslo derecho a cadencia de 60 rpm.

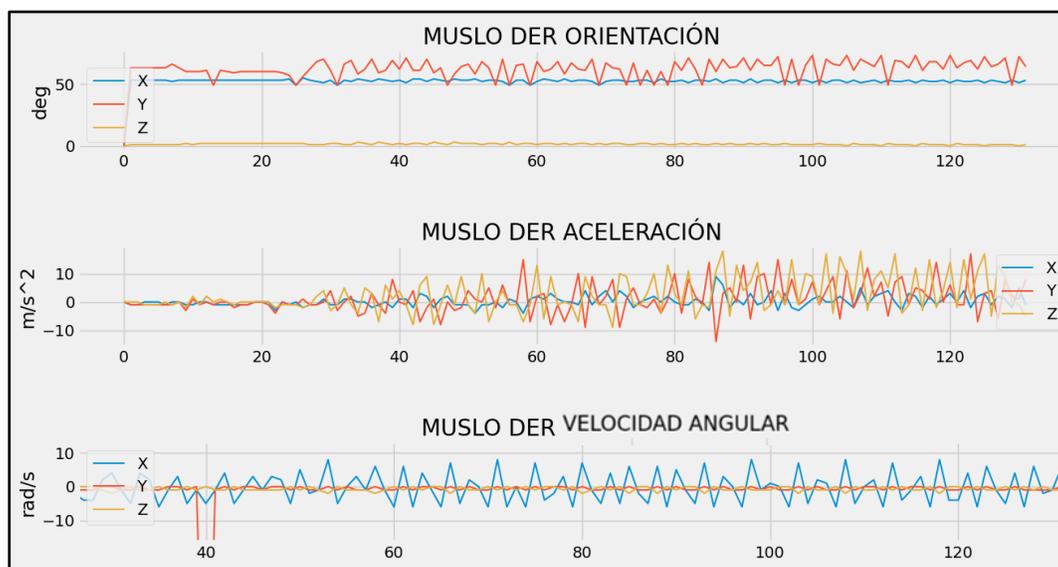


Figura 36. Datos de muslo derecho a cadencia de 80 rpm.

Las siguientes dos pruebas se hicieron para revisar el comportamiento de los valores a diferentes alturas del sillín. La velocidad angular en el eje Y del sensor ubicado en la pelvis

representa la rotación de la cadera. Cuando se sube el sillín 3 cm de la base, el valor de la varianza de la rotación de la cadera es de 10.34, mientras que la varianza en la altura base es de 0.95, ver tabla 6. En la altura incorrecta, en este caso 3 cm de más, la cadera realiza una mayor rotación debido a que se pierde la estabilidad del pedaleo. El comportamiento de pelvis en la altura de sillín base, ver figura 37, en la gráfica de la velocidad angular del eje Y, varia menos que la pelvis en la altura de 3 cm arriba, ver figura 38.

VARIANZA ROTACIÓN DE LA CADERA		
Base	3 cm arriba	3 cm abajo
0,95	10,34	2,64

Tabla 6. Varianza de velocidad angular del eje Y del sensor en sacro. Ver anexo A.

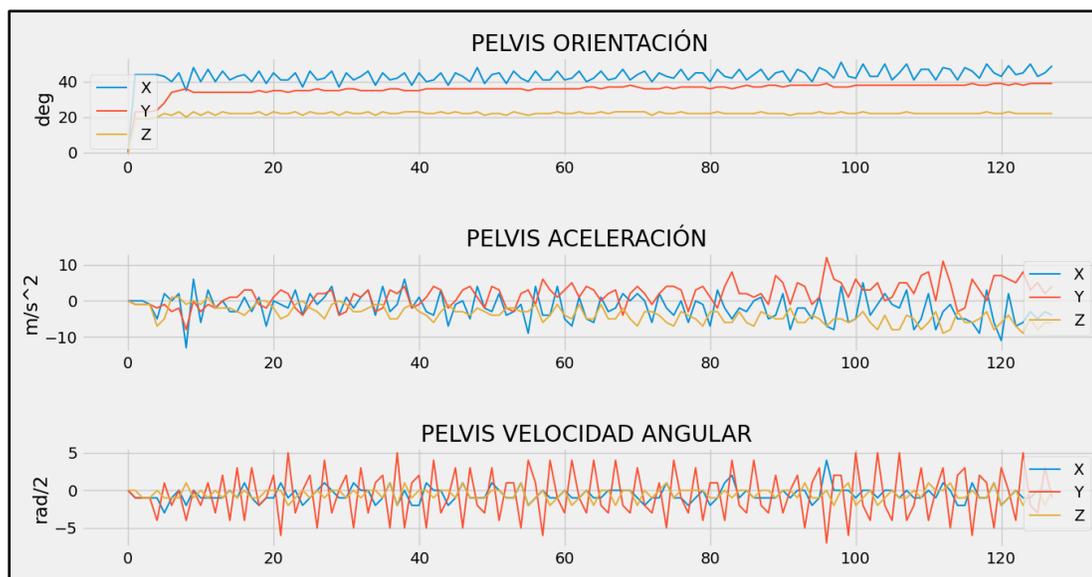


Figura 37. Datos de pelvis 3 cm arriba.

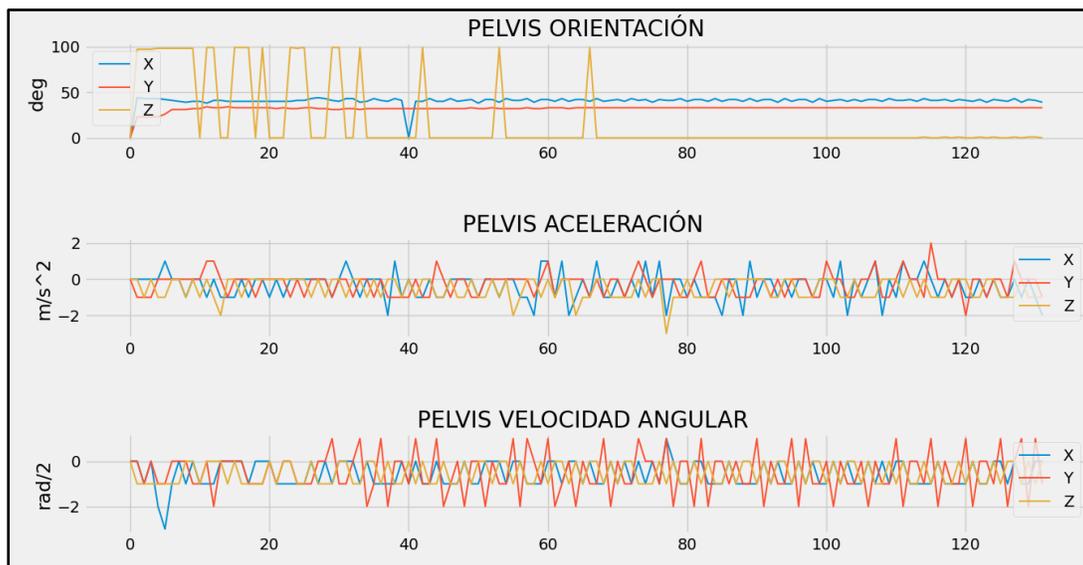


Figura 38. Datos de pelvis altura base.

La varianza de la velocidad angular de la pelvis en el eje Y con 3 cm abajo respecto a la altura base es de 2.64, este valor es mayor que la varianza de la altura base. Bajar el sillín 3 cm también causa una mayor rotación de la cadera respecto a la altura base, ver figura 39.

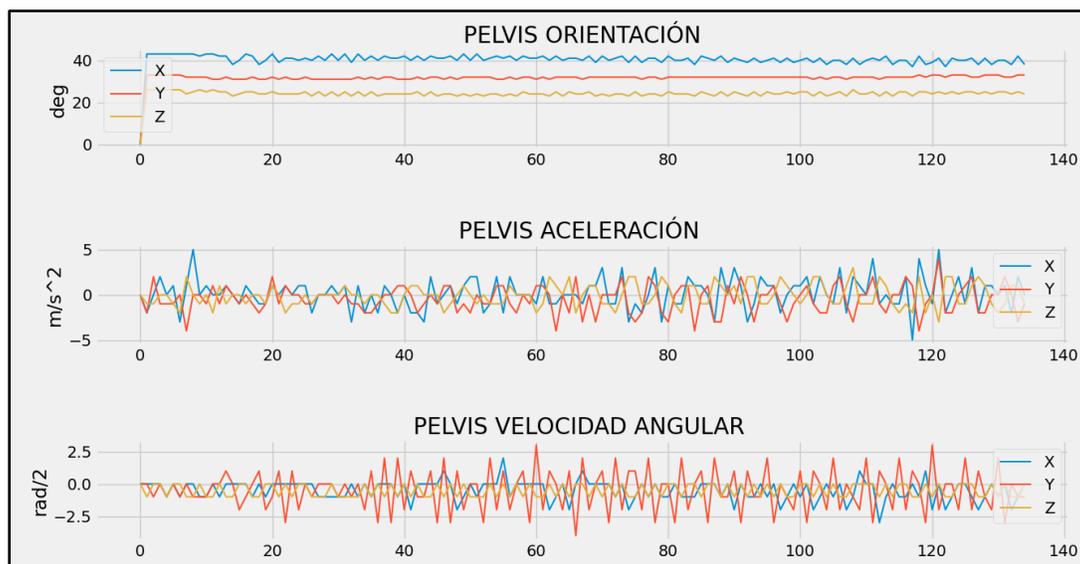


Figura 39. Datos de pelvis altura 3 cm debajo de la base.

La aceleración del eje Z de los sensores de los pies representan que tan rápido se mueven los pies hacia abajo y hacia arriba, ver figura 40 y 41. No pedalear en la altura de sillín correcta puede provocar taloneo, es decir, no controlar el movimiento del pie dado que el talón no está fijo (Garcia-Lopez, 2016). Se produce taloneo porque el talón necesita moverse más, ya sea hacia arriba o hacia abajo para compensar el movimiento de los muslos, esto sumado a que es una posición diferente a la acostumbrada. El valor bajo de la desviación estándar de la aceleración de los pies en la altura base representa que la mayor parte de los datos de la aceleración están cerca, no hay mucha variabilidad, es decir, no hay taloneo, ver tabla 7. Pero cuando se modifica la altura de sillín el valor de desviación estándar aumenta, representando que hay más taloneo, es decir, menos eficiencia. Además, a medida que se modifica la altura fuera de la base, se observa en los valores de desviación estándar, que aumenta la diferencia entre el izquierdo y el derecho.

SD ACELERACIÓN Z PIES			
	Base	3 cm arriba	3 cm abajo
DER	5,21	15,22	12,43
IZQ	5,48	13,98	11,76

Tabla 7. Desviación estándar de aceleración en el eje Z de los pies. Ver anexo A.

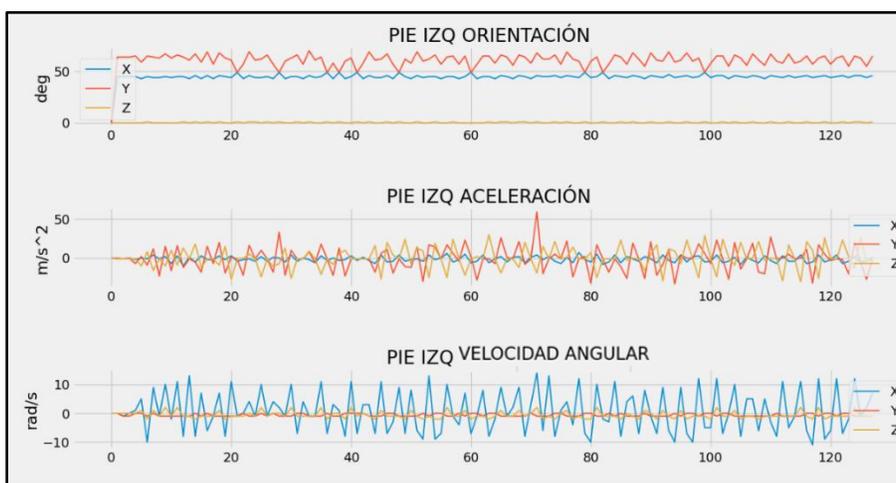


Figura 40. Datos de pie derecho altura 3 cm arriba de la base

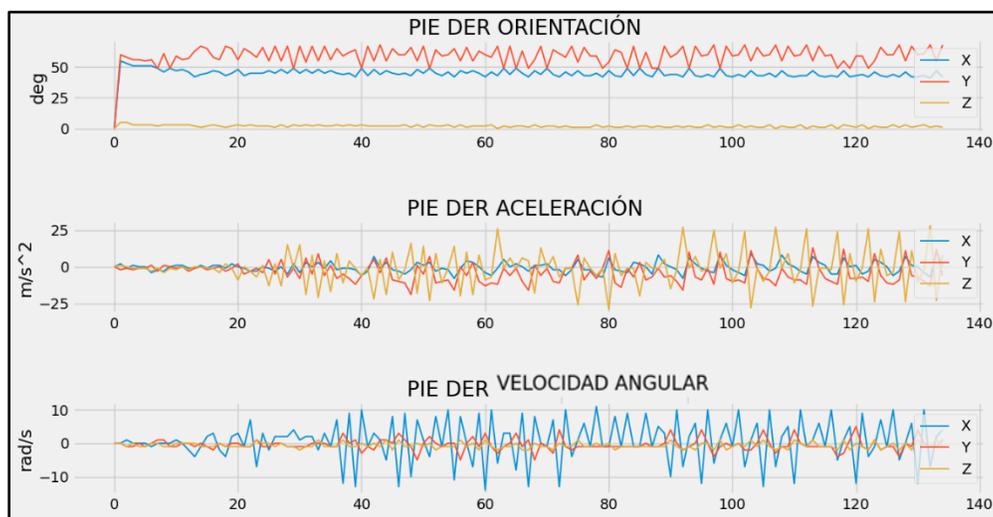


Figura 41. Datos de pie derecho altura 3 cm abajo de la base.

La aceleración en el eje X de los muslos representa la rotación interna o externa de las rodillas desde un plano frontal. En la figura 42, en la aceleración del eje x, se observa fluctuaciones. Esto se debe a que al bajar la altura del sillín el muslo intenta mantener su rango de movimiento, pero como está fijado con el sillín, la rodilla realiza rotaciones. Pero al subir la altura del sillín de la base, al parecer, no afecta considerablemente la rotación de la rodilla, ver figura 43.

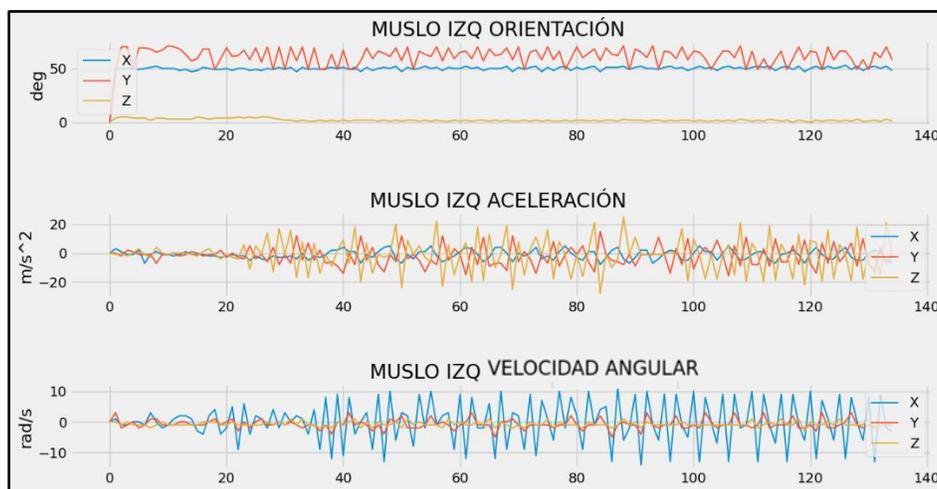


Figura 42. Datos de muslo izquierdo altura 3 cm abajo de la base.

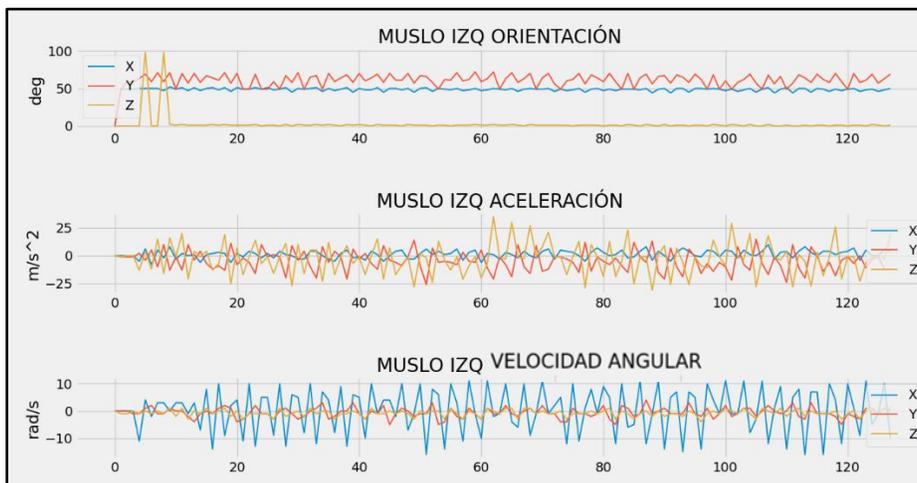


Figura 43. Datos de muslo izquierdo altura 3 cm arriba de la base.

Por su configuración inicial, los sensores se calibran cada vez que se realiza una nueva toma de datos. Por lo que al modificar la altura del sillín el sensor realizaba un auto set. Por tanto, no se perciben cambios en los valores de posición.

Capítulo 5

Conclusiones

Se realizó un dispositivo que permite monitorear al ciclista de ruta mientras está pedaleando y una interfaz que permite visualizar los posición, aceleración y velocidad angular adquiridos de los sensores. El sistema desarrollado identifica y permite analizar cambios de posición de los ciclistas de ruta. Con el análisis de las variables, de su respectivo movimiento articular, se puede conocer el comportamiento de la pedaleada. Se puede identificar inestabilidad de la cadera cuando la posición del sillín es la inadecuada. Con el análisis se puede reconocer movimientos no fluidos del talón, es decir, taloneo. También puede registrar rotaciones mediales o laterales de la rodilla. Para lograr realizar análisis validos de los datos tomados, este sistema requiere de una persona con conocimientos en biomecánica aplicada al ciclismo para poder guiar en la mejora del pedaleo. Como futuros estudios o desarrollos de este sistema se puede implementar marcadores de los análisis para mejorar el diagnostico por parte del biomecánico. A su vez este sistema puede analizar cualquier tipo de movimiento, no solo ciclismo, por lo que se pueden realizar diferentes interfaces según el análisis que se requiera.

Bibliografía

Allen, H. & Group, P. C. (2015, November 25,). Balance: An introduction to left/right power data. Retrieved from

<https://www.hunterallenpowerblog.com/2015/11/balance-introduction-to-leftright-power.html>

Adafruit BNO055 Absolute Orientation Sensor. (2015, 22 abril). Adafruit Learning System.

<https://learn.adafruit.com/adafruit-bno055-absolute-orientation-sensor>

Adam Hansen Bike Fitting Protocol webinar. (2020, 31 enero). YouTube.

https://www.youtube.com/watch?v=mt9zFVQHiSo&ab_channel=LEOMO

Arduino Nano. (s. f.). Arduino. Recuperado 7 de enero de 2021, de <https://arduino.cl/arduino-nano/>

Bini, R. R., Dagnese, F., Rocha, E., Silveira, M. C., Carpes, F. P., & Mota, C. B. (2016).

Three-dimensional kinematics of competitive and recreational cyclists across different workloads during cycling. *European Journal of Sport Science*, 16(5), 553-559.

doi:10.1080/17461391.2015.1135984

- Bini, R. R., Tamborindéguy, A. C., & Mota, C. B. (2010). Effects of saddle height, pedaling cadence, and workload on joint kinetics and kinematics during cycling. *Journal of Sport Rehabilitation*, 19(3), 301-314. doi:10.1123/jsr.19.3.301
- Bini, R. R., & Carpes, F. P. (2014). *Biomechanics of cycling* (2014th ed.). Cham: Springer Verlag. doi:10.1007/978-3-319-05539-8 Retrieved from [https://ebookcentral.proquest.com/lib/\[SITE_ID\]/detail.action?docID=1731058](https://ebookcentral.proquest.com/lib/[SITE_ID]/detail.action?docID=1731058)
- Burt, P. (2014). *BikeFit, Optimise your bike position for high performance and injury avoidance*, UK, Bloomsbury Sport. Cain, Stephen. (2016). Measurement of bicycle and rider kinematics during real-world cycling using a wireless array of inertial sensors Figshare. doi:10.6084/M9.FIGSHARE.3851883.V2
- Cockcroft, J. (2011). An evaluation of inertial motion capture technology for use in the analysis and optimization of road cycling kinematics. *Engineering*.
- Cockcroft, J., Muller, J. H., & Scheffer, C. (2014). A novel complementary filter for tracking hip angles during cycling using wireless inertial sensors and dynamic acceleration estimation. *IEEE Sensors Journal*, 14(8), 2864-2871. doi:10.1109/JSEN.2014.2318897
- Cockcroft, J., H. Muller, & C. Scheffer. (2015). A complementary filter for tracking bicycle crank angles using inertial sensors, kinematic constraints, and vertical acceleration updates doi:10.1109/JSEN.2015.2409314
- Cordillet, S., Bideau, N., Bideau, B., & Nicolas, G. (2019). Estimation of 3D knee joint angles during cycling using inertial sensors: Accuracy of a novel sensor-to-segment

- calibration procedure based on pedaling motion. *Sensors* (Basel, Switzerland), 19(11), 2474. doi:10.3390/s19112474
- Cummins, C., Orr, R., O'Connor, H., & West, C. (2013). Global positioning systems (GPS) and microtechnology sensors in team sports: A systematic review. *Sports Medicine*, 43(10), 1025-1042. doi:10.1007/s40279-013-0069-2
- Cramblett C, Moen E, Timmerman M, et al. Medicine of cycling bike fit task force consensus statement. *Medicine of Cycling*. 2013. [cited 2019 October 22]. Available from: <https://www.medicineofcycling.com/finalmocpositionstatement8-21/>.
- Davis, R. R., & Hull, M. L. (1981). Measurement of pedal loading in bicycling: II. analysis and results. *Journal of Biomechanics*, 14(12), 857-872. doi:10.1016/0021-9290(81)90013-0
- Dorel, S., Couturier, A., & Hug, F. (2008). Intra-session repeatability of lower limb muscles activation pattern during pedaling. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 18(5), 857-865. doi:10.1016/j.jelekin.2007.03.002
- Gharghan, S.K.; Nordin, R.; Ismail, M. An Ultra-Low Power Wireless Sensor Network for Bicycle Torque Performance Measurements. *Sensors* 2015, 15, 11741-11768. <https://doi.org/10.3390/s150511741>
- García-López, J., Díez-Leal, S., Ogueta-Alday, A., Larrazabal, J., & Rodríguez-Marroyo, J. A. (2016). Differences in pedalling technique between road cyclists of different competitive levels. *Journal of Sports Sciences*, 34(17), 1619-1626. doi:10.1080/02640414.2015.1127987

- García-Rubio, J., Pino, J., Olivares, P. R., & Ibáñez, S. J. (2019). Validity and reliability of the WIMU™ inertial device for the assessment of joint angulations. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 17(1) doi:10.3390/ijerph17010193
- Gómez-Carmona, C. D., Pino-Ortega, J., & Ibáñez, S. J. (2020). Design and validity of a field test battery for assessing multi-location external load profile in invasion team sports. *Journal Sports Science*. Recuperado de <http://www.e-balonmano.com/ojs/index.php/revista/article/view/509>
- Gregersen, C. S., & Hull, M. L. (2003). Non-driving intersegmental knee moments in cycling computed using a model that includes three-dimensional kinematics of the shank/foot and the effect of simplifying assumptions. *Journal of Biomechanics*, 36(6), 803-813. doi:10.1016/s0021-9290(03)00014-9
- Gregor, R. J., Broker, J. P., & Ryan, M. M. (1991). The biomechanics of cycling. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 19, 127-169. Groot, G. D., Welbergen, E., Clusen, L., Clarus, J., Cabri, J., & Antonis, J. (1994). Power, muscular work, and external forces in cycling. *Ergonomics*, 37(1), 31-42. doi:10.1080/00140139408963620
- Jenaro Sport. (s. f.). Bike Fit [Fotografía]. ¿Qué es el Bike Fit? <https://jenarosport.com/bike-fit.php>
- Johnston, William. Martin O'Reilly, Rob Argent & Brian Caulfield. (2019). Reliability, validity and utility of inertial sensor systems for postural control assessment in sport science and medicine applications: A systematic review [Abstract]. *Sport Medicine*, Retrieved from <https://link.springer.com/article/10.1007/s40279-019-01095-9>

- Leomo. (2017). Using LEOMO type-R to analyze performance — A case study. Retrieved from <https://blog.leomo.io/using-leomo-type-r-to-analyze-performance-a-case-study-part-2-ca5e46e1face>
- Leomo. (s. f.). Leomo Cycling [Fotografia]. <https://www.leomo.io/pages/cycling>
- Llamas. (2020, 2 mayo). El bus I2C en Arduino. Luis Llamas. <https://www.luisllamas.es/arduino-i2c/>
- McGrath, T., Fineman, R., & Stirling, L. (2018). An auto-calibrating knee flexion-extension axis estimator using principal component analysis with inertial sensors. *Sensors* (Basel, Switzerland), 18(6) doi:10.3390/s18061882
- Mellion, M. B. (1991). Common cycling injuries. *Sports Med*, 11, 50-70.
- Muyor, J. M., Granero-Gil, P., & Pino-Ortega, J. (2017). Reliability and validity of a new accelerometer (wimu®) system for measuring velocity during resistance exercises: Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part P: Journal of Sports Engineering and Technology, doi:10.1177/1754337117731700
- Peveler, W., & Green, J. (2011). Effects of saddle height on economy and anaerobic power in well-trained cyclists. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 25(3), 629-633. doi:10.1519/JSC.0b013e3181d09e60
- Rannama, Indrek. Kirsti Pedak, Karmen Reinpõld, Kristjan Port. (2016). Pedalling technique and postural stability during incremental cycling exercise – relationship with cyclist fmstm score. *Lase Journal of Sport Science*.

- RealTrack Systems. (2014). Cycling: Discovering brand new horizons with wimu and moxy | RealTrack systems. Retrieved from <http://blog.realtracksystems.com/2014/09/11/cycling-dicovering-brand-new-horizons-with-wimu-and-moxy/>
- Rodríguez Munca, J. D. (2016). dispositivo lora de comunicación a largo alcance y bajo consumo energético para aplicaciones del ámbito del desarrollo. Universidad Politécnica de Madrid. Retrieved from https://oa.upm.es/44890/1/TFM_JOSE_DANIEL_RODRIGUEZ_MUNCA.pdf
- Sabatini, A. M. (2011). Estimating three-dimensional orientation of human body parts by inertial/magnetic sensing. *Sensors (Basel, Switzerland)*, 11(2), 1489-1525. doi:10.3390/s110201489
- Sanner, W. H., & Halloran, W. D. (2000). The biomechanics, etiology, and treatment of cycling injuries. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 90(7), 354-376. doi:10.7547/87507315-90-7-354
- Sensor inercial o Sensor IMU* Ingeniería Mecafenix. (2018, 23 julio). [Ilustración]. <https://www.ingmecafenix.com/automatizacion/sensores/sensor-inercial/>
- STT Systems. (2018). Cycling 3DMA [Ilustración]. <https://www.stt-systems.com/motion-analysis/3d-optical-motion-capture/cycling-3dma/?cn-reloaded=1>
- Swart, J., & Holliday, W. (2019). Cycling biomechanics optimization-the (R) evolution of bicycle fitting. *Current Sports Medicine Reports*, 18(12), 490-496. doi:10.1249/JSR.0000000000000665

- Tan, H., Wilson, A. M., & Lowe, J. (2008). Measurement of stride parameters using a wearable GPS and inertial measurement unit. *Journal of Biomechanics*, 41(7), 1398-1406. doi:10.1016/j.jbiomech.2008.02.021
- Theurel, J., Crepin, M., Foissac, M., & Temprado, J. J. (2012). Effects of different pedalling techniques on muscle fatigue and mechanical efficiency during prolonged cycling. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 22(6), 714-721. doi:10.1111/j.1600-0838.2011.01313.x
- The I2C Bus Specification (version 2.1, January 2000) URL
<http://www.semiconductors.philips.com/acrobat/literature/9398/39340011.pdf>
- Toapanta, C., Villafuerte, J., & Cruz, P. J. (Oct 2018). 3DoF multi-rotor experimental testbed for teaching control systems. Paper presented at the 1-6. doi:10.1109/ETCM.2018.8580337 Retrieved from <https://ieeexplore.ieee.org/document/8580337>
- Townsend, K. (2015). Adafruit BNO055 absolute orientation sensor. Retrieved from <https://learn.adafruit.com/adafruit-bno055-absolute-orientation-sensor/overview>
- Wanich, T., Hodgkins, C., Columbier, J., Muraski, E., & Kennedy, J. G. (2007). Cycling injuries of the lower extremity. *The Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, 15(12), 748-756. doi:10.5435/00124635-200712000-00008
- Wiva. Inertial system for cycling performance analysis. (2020, mayo 7). Recuperado de http://www.e-wiva.com/wiva_cycle.html

Xu, J. Y. X. Nan, V. Ebken, Y. Wang, G. J. Pottie, & W. J. Kaiser. (2015). Integrated inertial sensors and mobile computing for real-time cycling performance guidance via pedaling profile

classification doi:10.1109/JBHI.2014.2322871

Anexos

Anexo A. Estadística de los datos tomados en la prueba experimental

Datos estadísticos de las pruebas con sensores inerciales a cadencia de 60 rpm.

Programa analisis pedaleo

Botones graficar

INICIO 68.0913708

Graficar Pelvis Graficar Muslo Izq Graficar Pie Izq Graficar Muslo Der Graficar Pie Der

Mostrar estadística

Estadística

SENSOR 1 (PELVIS):												SENSOR 5 (PIE DER):											
Media -----	PX: 41.28	PY: 31.55	PZ: 15.9	AX: -0.88	AY: -1.93	AZ: 1.62	VX: -0.5	VY: -0.55	VZ: -0.45	Media -----	PX: 45.01	PY: 60.96	PZ: 4.6	AX: -0.27	AY: -5.24	AZ: -2.81	VX: 0.27	VY: -0.44	VZ: -0.45				
Mediana -----	PX: 42.0	PY: 32.0	PZ: 16.0	AX: -1.0	AY: -1.0	AZ: 1.0	VX: -1.0	VY: 0.0	VZ: 0.0	Mediana -----	PX: 45.0	PY: 63.0	PZ: 1.0	AX: -1.0	AY: -4.0	AZ: -1.0	VX: -1.0	VY: -1.0	VZ: -1.0				
Varianza -----	PX: 15.15	PY: 8.89	PZ: 2.14	AX: 7.28	AY: 10.33	AZ: 5.56	VX: 0.83	VY: 2.8	VZ: 0.55	Varianza -----	PX: 22.48	PY: 70.14	PZ: 374.72	AX: 27.89	AY: 149.72	AZ: 458.54	VX: 87.5	VY: 7.17	VZ: 2.17				
Std -----	PX: 3.89	PY: 2.98	PZ: 1.46	AX: 2.7	AY: 3.21	AZ: 2.36	VX: 0.91	VY: 1.67	VZ: 0.74	Std -----	PX: 4.74	PY: 8.37	PZ: 19.36	AX: 5.28	AY: 12.24	AZ: 21.41	VX: 9.35	VY: 2.68	VZ: 1.46				
Max -----	PX: 44.0	PY: 35.0	PZ: 17.0	AX: 5.0	AY: 8.0	AZ: 9.0	VX: 2.0	VY: 3.0	VZ: 1.0	Max -----	PX: 50.0	PY: 70.0	PZ: 99.0	AX: 11.0	AY: 21.0	AZ: 48.0	VX: 13.0	VY: 9.0	VZ: 3.0				
Min -----	PX: 0.0	PY: 0.0	PZ: 0.0	AX: -10.0	AY: -9.0	AZ: -4.0	VX: -3.0	VY: -4.0	VZ: -2.0	Min -----	PX: 0.0	PY: 0.0	PZ: 0.0	AX: -10.0	AY: -36.0	AZ: -45.0	VX: -18.0	VY: -6.0	VZ: -2.0				
SENSOR 2 (MUSLO IZQ):												SENSOR 4 (MUSLO DER):											
Media -----	PX: 50.15	PY: 62.15	PZ: 20.1	AX: 1.08	AY: -3.83	AZ: -2.34	VX: 0.02	VY: -0.54	VZ: -0.73	Media -----	PX: 52.3	PY: 61.85	PZ: 4.84	AX: 0.88	AY: -1.7	AZ: 3.31	VX: -0.43	VY: -0.51	VZ: -0.38				
Mediana -----	PX: 51.0	PY: 64.0	PZ: 0.0	AX: 1.0	AY: -5.0	AZ: -1.0	VX: 2.0	VY: -1.0	VZ: -1.0	Mediana -----	PX: 53.0	PY: 62.5	PZ: 5.0	AX: 1.0	AY: -1.0	AZ: -1.0	VX: 1.0	VY: -1.0	VZ: -1.0				
Varianza -----	PX: 22.45	PY: 76.98	PZ: 1572.26	AX: 23.56	AY: 145.24	AZ: 465.19	VX: 89.03	VY: 7.88	VZ: 0.73	Varianza -----	PX: 23.29	PY: 74.45	PZ: 0.54	AX: 22.45	AY: 460.21	AZ: 564.37	VX: 78.26	VY: 0.77	VZ: 1.38				
Std -----	PX: 4.74	PY: 8.77	PZ: 39.65	AX: 4.85	AY: 12.05	AZ: 21.57	VX: 9.44	VY: 2.81	VZ: 0.86	Std -----	PX: 4.83	PY: 8.63	PZ: 0.73	AX: 4.74	AY: 21.45	AZ: 23.76	VX: 8.85	VY: 0.88	VZ: 1.17				
Max -----	PX: 53.0	PY: 73.0	PZ: 99.0	AX: 11.0	AY: 25.0	AZ: 44.0	VX: 13.0	VY: 7.0	VZ: 1.0	Max -----	PX: 55.0	PY: 73.0	PZ: 6.0	AX: 10.0	AY: 48.0	AZ: 50.0	VX: 16.0	VY: 1.0	VZ: 2.0				
Min -----	PX: 0.0	PY: 0.0	PZ: 0.0	AX: -12.0	AY: -28.0	AZ: -44.0	VX: -19.0	VY: -7.0	VZ: -3.0	Min -----	PX: 0.0	PY: 0.0	PZ: 0.0	AX: -12.0	AY: -43.0	AZ: -44.0	VX: -15.0	VY: -2.0	VZ: -3.0				
SENSOR 3 (PIE IZQ):												SENSOR 5 (PIE DER):											
Media -----	PX: 44.0	PY: 60.1	PZ: 1.85	AX: -1.13	AY: -3.9	AZ: 0.36	VX: 0.34	VY: -0.52	VZ: -0.64	Media -----	PX: 45.01	PY: 60.96	PZ: 4.6	AX: -0.27	AY: -5.24	AZ: -2.81	VX: 0.27	VY: -0.44	VZ: -0.45				
Mediana -----	PX: 44.0	PY: 60.5	PZ: 2.0	AX: -1.5	AY: -1.0	AZ: -1.0	VX: -1.5	VY: -1.0	VZ: -1.0	Mediana -----	PX: 45.0	PY: 63.0	PZ: 1.0	AX: -1.0	AY: -4.0	AZ: -1.0	VX: -1.0	VY: -1.0	VZ: -1.0				
Varianza -----	PX: 19.03	PY: 62.56	PZ: 0.55	AX: 27.76	AY: 524.42	AZ: 486.92	VX: 80.55	VY: 0.25	VZ: 2.44	Varianza -----	PX: 22.48	PY: 70.14	PZ: 374.72	AX: 27.89	AY: 149.72	AZ: 458.54	VX: 87.5	VY: 7.17	VZ: 2.17				
Std -----	PX: 4.36	PY: 7.91	PZ: 0.74	AX: 5.27	AY: 22.9	AZ: 22.07	VX: 8.97	VY: 0.5	VZ: 1.56	Std -----	PX: 4.74	PY: 8.37	PZ: 19.36	AX: 5.28	AY: 12.24	AZ: 21.41	VX: 9.35	VY: 2.68	VZ: 1.46				
Max -----	PX: 49.0	PY: 71.0	PZ: 4.0	AX: 11.0	AY: 45.0	AZ: 41.0	VX: 17.0	VY: 0.0	VZ: 3.0	Max -----	PX: 50.0	PY: 70.0	PZ: 99.0	AX: 11.0	AY: 21.0	AZ: 48.0	VX: 13.0	VY: 9.0	VZ: 3.0				
Min -----	PX: 0.0	PY: 0.0	PZ: 0.0	AX: -10.0	AY: -59.0	AZ: -49.0	VX: -12.0	VY: -1.0	VZ: -3.0	Min -----	PX: 0.0	PY: 0.0	PZ: 0.0	AX: -10.0	AY: -36.0	AZ: -45.0	VX: -18.0	VY: -6.0	VZ: -2.0				

Cadencia: 66

Datos estadísticos de las pruebas con sensores inerciales a cadencia de 80 rpm.

Programa analisis pedaleo

Botones graficar

INICIO 74.0727647

Graficar Pelvis Graficar Muslo Izq Graficar Pie Izq Graficar Muslo Der Graficar Pie Der

Mostrar estadística

Estadística

SENSOR 1 (PELVIS):												SENSOR 5 (PIE DER):											
Media -----	PX: 40.51	PY: 32.07	PZ: 17.96	AX: -0.39	AY: -0.27	AZ: -0.52	VX: -0.58	VY: -0.51	VZ: -0.53	Media -----	PX: 44.46	PY: 60.48	PZ: 6.4	AX: 0.78	AY: -2.42	AZ: -1.25	VX: -0.44	VY: -1.06	VZ: -0.61				
Mediana -----	PX: 41.0	PY: 33.0	PZ: 0.0	AX: 0.0	AY: 0.0	AZ: 0.0	VX: 0.0	VY: -0.5	VZ: -1.0	Mediana -----	PX: 45.0	PY: 63.0	PZ: 0.0	AX: 1.0	AY: -1.0	AZ: -1.0	VX: 1.0	VY: 0.0	VZ: -1.0				
Varianza -----	PX: 27.05	PY: 11.23	PZ: 1440.07	AX: 0.59	AY: 0.41	AZ: 0.34	VX: 0.32	VY: 0.9	VZ: 0.25	Varianza -----	PX: 20.38	PY: 76.99	PZ: 553.42	AX: 2.73	AY: 9.12	AZ: 27.13	VX: 21.34	VY: 65.47	VZ: 0.25				
Std -----	PX: 5.2	PY: 3.35	PZ: 37.95	AX: 0.77	AY: 0.64	AZ: 0.58	VX: 0.57	VY: 0.95	VZ: 0.5	Std -----	PX: 4.51	PY: 8.77	PZ: 23.52	AX: 1.65	AY: 3.02	AZ: 5.21	VX: 4.62	VY: 8.09	VZ: 0.5				
Max -----	PX: 44.0	PY: 34.0	PZ: 99.0	AX: 1.0	AY: 2.0	AZ: 0.0	VX: 1.0	VY: 1.0	VZ: 0.0	Max -----	PX: 49.0	PY: 70.0	PZ: 99.0	AX: 6.0	AY: 5.0	AZ: 13.0	VX: 6.0	VY: 2.0	VZ: 1.0				
Min -----	PX: 0.0	PY: 0.0	PZ: 0.0	AX: -2.0	AY: -2.0	AZ: -3.0	VX: -3.0	VY: -2.0	VZ: -1.0	Min -----	PX: 0.0	PY: 0.0	PZ: 0.0	AX: -3.0	AY: -10.0	AZ: -13.0	VX: -9.0	VY: -93.0	VZ: -1.0				
SENSOR 2 (MUSLO IZQ):												SENSOR 4 (MUSLO DER):											
Media -----	PX: 50.15	PY: 60.21	PZ: 4.56	AX: -0.39	AY: -2.08	AZ: -1.5	VX: -0.33	VY: -0.58	VZ: -0.54	Media -----	PX: 52.07	PY: 61.99	PZ: 1.44	AX: 0.27	AY: 1.23	AZ: 2.52	VX: -0.27	VY: -1.27	VZ: -0.64				
Mediana -----	PX: 51.0	PY: 61.0	PZ: 1.0	AX: 0.0	AY: -1.0	AZ: -1.0	VX: 0.0	VY: -1.0	VZ: -1.0	Mediana -----	PX: 53.0	PY: 63.0	PZ: 1.0	AX: 0.0	AY: 0.0	AZ: 0.0	VX: 0.0	VY: -1.0	VZ: -1.0				
Varianza -----	PX: 21.42	PY: 68.77	PZ: 351.35	AX: 1.98	AY: 8.17	AZ: 24.89	VX: 19.92	VY: 1.58	VZ: 0.26	Varianza -----	PX: 21.93	PY: 74.45	PZ: 0.43	AX: 4.24	AY: 29.33	AZ: 41.92	VX: 16.8	VY: 67.32	VZ: 0.4				
Std -----	PX: 4.63	PY: 8.29	PZ: 18.74	AX: 1.41	AY: 2.86	AZ: 4.99	VX: 4.46	VY: 1.26	VZ: 0.51	Std -----	PX: 4.68	PY: 8.63	PZ: 0.65	AX: 2.06	AY: 5.42	AZ: 6.47	VX: 4.1	VY: 8.2	VZ: 0.63				
Max -----	PX: 52.0	PY: 70.0	PZ: 99.0	AX: 3.0	AY: 5.0	AZ: 12.0	VX: 8.0	VY: 2.0	VZ: 0.0	Max -----	PX: 55.0	PY: 73.0	PZ: 3.0	AX: 9.0	AY: 17.0	AZ: 18.0	VX: 8.0	VY: 0.0	VZ: 0.0				
Min -----	PX: 0.0	PY: 0.0	PZ: 0.0	AX: -4.0	AY: -9.0	AZ: -13.0	VX: -9.0	VY: -3.0	VZ: -2.0	Min -----	PX: 0.0	PY: 0.0	PZ: 0.0	AX: -4.0	AY: -14.0	AZ: -9.0	VX: -6.0	VY: -95.0	VZ: -2.0				
SENSOR 3 (PIE IZQ):												SENSOR 5 (PIE DER):											
Media -----	PX: 45.89	PY: 60.38	PZ: 1.13	AX: -1.57	AY: -0.09	AZ: 0.4	VX: -0.33	VY: -0.6	VZ: -0.64	Media -----	PX: 44.46	PY: 60.48	PZ: 6.4	AX: 0.78	AY: -2.42	AZ: -1.25	VX: -0.44	VY: -1.06	VZ: -0.61				
Mediana -----	PX: 46.0	PY: 61.0	PZ: 1.0	AX: -1.0	AY: -1.0	AZ: 0.0	VX: -1.0	VY: -1.0	VZ: -1.0	Mediana -----	PX: 45.0	PY: 63.0	PZ: 0.0	AX: 1.0	AY: -1.0	AZ: -1.0	VX: 1.0	VY: 0.0	VZ: -1.0				
Varianza -----	PX: 19.44	PY: 72.43	PZ: 0.32	AX: 4.18	AY: 36.19	AZ: 30.04	VX: 16.36	VY: 0.24	VZ: 0.64	Varianza -----	PX: 20.38	PY: 76.99	PZ: 553.42	AX: 2.73	AY: 9.12	AZ: 27.13	VX: 21.34	VY: 65.47	VZ: 0.25				
Std -----	PX: 4.41	PY: 8.51	PZ: 0.57	AX: 2.05	AY: 6.02	AZ: 5.48	VX: 4.04	VY: 0.49	VZ: 0.8	Std -----	PX: 4.51	PY: 8.77	PZ: 23.52	AX: 1.65	AY: 3.02	AZ: 5.21	VX: 4.62	VY: 8.09	VZ: 0.5				
Max -----	PX: 49.0	PY: 73.0	PZ: 2.0	AX: 2.0	AY: 18.0	AZ: 15.0	VX: 7.0	VY: 0.0	VZ: 1.0	Max -----	PX: 49.0	PY: 70.0	PZ: 99.0	AX: 6.0	AY: 5.0	AZ: 13.0	VX: 6.0	VY: 2.0	VZ: 1.0				
Min -----	PX: 0.0	PY: 0.0	PZ: 0.0	AX: -9.0	AY: -12.0	AZ: -11.0	VX: -8.0	VY: -1.0	VZ: -2.0	Min -----	PX: 0.0	PY: 0.0	PZ: 0.0	AX: -3.0	AY: -10.0	AZ: -13.0	VX: -9.0	VY: -93.0	VZ: -1.0				

Cadencia: 78

Datos estadísticos de las pruebas con sensores inerciales 3 cm arriba de la altura base del sillín.

Programa analisis pedaleo

Botones graficar

INICIO 70.4498601

Graficar Pelvis Graficar Muslo Izq Graficar Pie Izq Graficar Muslo Der Graficar Pie Der

Mostrar estadística

Estadística

SENSOR 1 (PELVIS):												SENSOR 5 (PIE DER):											
Media -----	PX: 43.27	PY: 35.75	PZ: 21.92	AX: -1.91	AY: 1.78	AZ: -3.82	VX: -0.55	VY: -0.54	VZ: -0.51	Media -----	PX: 45.36	PY: 60.35	PZ: 2.18	AX: 0.06	AY: -3.49	AZ: -1.91	VX: 0.42	VY: -0.36	VZ: -				
Mediana -----	PX: 44.0	PY: 36.0	PZ: 22.0	AX: -2.0	AY: 2.0	AZ: -4.0	VX: -2.0	VY: -1.0	VZ: 0.0	Mediana -----	PX: 45.0	PY: 62.0	PZ: 1.0	AX: 0.0	AY: -1.5	AZ: -1.0	VX: 0.0	VY: -1.0	VZ: -				
Varianza -----	PX: 24.77	PY: 17.86	PZ: 4.43	AX: 13.88	AY: 10.61	AZ: 5.43	VX: 0.97	VY: 10.34	VZ: 0.64	Varianza -----	PX: 25.71	PY: 93.71	PZ: 74.77	AX: 16.87	AY: 97.33	AZ: 231.64	VX: 75.57	VY: 6.36	VZ: 1				
Std -----	PX: 4.98	PY: 4.23	PZ: 2.11	AX: 3.73	AY: 3.26	AZ: 2.33	VX: 0.98	VY: 3.22	VZ: 0.8	Std -----	PX: 5.07	PY: 9.68	PZ: 8.65	AX: 4.11	AY: 9.87	AZ: 15.22	VX: 8.69	VY: 2.52	VZ: 1				
Max -----	PX: 51.0	PY: 39.0	PZ: 23.0	AX: 6.0	AY: 12.0	AZ: 1.0	VX: 4.0	VY: 5.0	VZ: 1.0	Max -----	PX: 53.0	PY: 72.0	PZ: 99.0	AX: 12.0	AY: 16.0	AZ: 36.0	VX: 12.0	VY: 6.0	VZ: 1				
Min -----	PX: 0.0	PY: 0.0	PZ: 0.0	AX: -13.0	AY: -8.0	AZ: -9.0	VX: -3.0	VY: -7.0	VZ: -2.0	Min -----	PX: 0.0	PY: 0.0	PZ: 0.0	AX: -14.0	AY: -29.0	AZ: -34.0	VX: -16.0	VY: -7.0	VZ: -				
SENSOR 2 (MUSLO IZQ):												Cadencia: 102											
Media -----	PX: 48.23	PY: 60.95	PZ: 2.42	AX: 1.3	AY: -4.87	AZ: -2.65	VX: 0.23	VY: -0.61	VZ: -0.74														
Mediana -----	PX: 49.0	PY: 62.0	PZ: 1.0	AX: 1.5	AY: -6.0	AZ: -1.0	VX: 1.5	VY: -1.0	VZ: -1.0														
Varianza -----	PX: 21.82	PY: 80.64	PZ: 145.48	AX: 12.71	AY: 84.41	AZ: 200.24	VX: 69.14	VY: 3.57	VZ: 1.5														
Std -----	PX: 4.67	PY: 8.98	PZ: 12.06	AX: 3.57	AY: 9.19	AZ: 14.15	VX: 8.32	VY: 1.89	VZ: 1.23														
Max -----	PX: 52.0	PY: 72.0	PZ: 98.0	AX: 10.0	AY: 15.0	AZ: 35.0	VX: 11.0	VY: 4.0	VZ: 1.0														
Min -----	PX: 0.0	PY: 0.0	PZ: 0.0	AX: -8.0	AY: -26.0	AZ: -31.0	VX: -16.0	VY: -5.0	VZ: -4.0														
SENSOR 3 (PIE IZQ):																							
Media -----	PX: 44.65	PY: 60.8	PZ: 0.38	AX: -1.37	AY: -0.89	AZ: 0.17	VX: 0.73	VY: -0.62	VZ: -0.59														
Mediana -----	PX: 45.0	PY: 62.0	PZ: 0.0	AX: -2.0	AY: -1.0	AZ: -1.0	VX: -2.0	VY: -1.0	VZ: -1.0														
Varianza -----	PX: 18.12	PY: 56.11	PZ: 0.23	AX: 14.12	AY: 240.68	AZ: 195.5	VX: 52.46	VY: 0.24	VZ: 1.48														
Std -----	PX: 4.26	PY: 7.49	PZ: 0.48	AX: 3.76	AY: 15.51	AZ: 13.98	VX: 7.24	VY: 0.49	VZ: 1.22														
Max -----	PX: 49.0	PY: 70.0	PZ: 1.0	AX: 7.0	AY: 59.0	AZ: 30.0	VX: 14.0	VY: 0.0	VZ: 2.0														
Min -----	PX: 0.0	PY: 0.0	PZ: 0.0	AX: -10.0	AY: -33.0	AZ: -30.0	VX: -11.0	VY: -1.0	VZ: -2.0														
SENSOR 4 (MUSLO DER):																							
Media -----	PX: 52.99	PY: 59.83	PZ: 96.05	AX: -1.24	AY: -2.51	AZ: 3.38	VX: -0.25	VY: -0.53	VZ: -0.4														
Mediana -----	PX: 54.0	PY: 61.0	PZ: 98.0	AX: -1.0	AY: -1.0	AZ: -1.0	VX: -1.0	VY: -1.0	VZ: -1.0														
Varianza -----	PX: 29.48	PY: 89.35	PZ: 221.62	AX: 22.2	AY: 223.41	AZ: 282.1	VX: 48.81	VY: 0.26	VZ: 1.26														
Std -----	PX: 5.43	PY: 9.45	PZ: 14.89	AX: 4.71	AY: 14.95	AZ: 16.8	VX: 6.99	VY: 0.51	VZ: 1.12														
Max -----	PX: 57.0	PY: 72.0	PZ: 99.0	AX: 29.0	AY: 25.0	AZ: 77.0	VX: 12.0	VY: 0.0	VZ: 1.0														
Min -----	PX: 0.0	PY: 0.0	PZ: 0.0	AX: -13.0	AY: -54.0	AZ: -26.0	VX: -12.0	VY: -2.0	VZ: -2.0														

Datos estadísticos de las pruebas con sensores inerciales 3 cm abajo de la altura base del sillín.

Programa analisis pedaleo

Botones graficar

INICIO 73.8278842

Graficar Pelvis Graficar Muslo Izq Graficar Pie Izq Graficar Muslo Der Graficar Pie Der

Mostrar estadística

Estadística

SENSOR 1 (PELVIS):												SENSOR 5 (PIE DER):											
Media -----	PX: 40.37	PY: 31.61	PZ: 24.05	AX: 0.15	AY: -0.5	AZ: -0.1	VX: -0.5	VY: -0.49	VZ: -0.51	Media -----	PX: 44.76	PY: 59.17	PZ: 1.91	AX: -0.36	AY: -4.1	AZ: -1.14	VX: 0.65	VY: -0.43	VZ: -				
Mediana -----	PX: 41.0	PY: 32.0	PZ: 24.0	AX: 0.0	AY: 0.0	AZ: 0.0	VX: 0.0	VY: 0.0	VZ: -1.0	Mediana -----	PX: 45.0	PY: 60.0	PZ: 2.0	AX: -1.0	AY: -5.0	AZ: -1.0	VX: -1.0	VY: -1.0	VZ: -				
Varianza -----	PX: 14.43	PY: 7.84	PZ: 5.1	AX: 2.99	AY: 2.28	AZ: 1.51	VX: 0.59	VY: 2.64	VZ: 0.25	Varianza -----	PX: 22.33	PY: 63.0	PZ: 0.9	AX: 13.19	AY: 45.01	AZ: 154.62	VX: 41.06	VY: 3.02	VZ: 1				
Std -----	PX: 3.8	PY: 2.8	PZ: 2.26	AX: 1.73	AY: 1.51	AZ: 1.23	VX: 0.77	VY: 1.62	VZ: 0.5	Std -----	PX: 4.73	PY: 7.94	PZ: 0.95	AX: 3.63	AY: 6.71	AZ: 12.43	VX: 6.41	VY: 1.74	VZ: 1				
Max -----	PX: 43.0	PY: 33.0	PZ: 26.0	AX: 5.0	AY: 4.0	AZ: 3.0	VX: 2.0	VY: 3.0	VZ: 0.0	Max -----	PX: 55.0	PY: 68.0	PZ: 5.0	AX: 10.0	AY: 13.0	AZ: 28.0	VX: 11.0	VY: 5.0	VZ: 1				
Min -----	PX: 0.0	PY: 0.0	PZ: 0.0	AX: -5.0	AY: -4.0	AZ: -3.0	VX: -3.0	VY: -4.0	VZ: -1.0	Min -----	PX: 0.0	PY: 0.0	PZ: 0.0	AX: -8.0	AY: -19.0	AZ: -29.0	VX: -14.0	VY: -5.0	VZ: -				
SENSOR 2 (MUSLO IZQ):												Cadencia: 104											
Media -----	PX: 49.68	PY: 61.16	PZ: 2.07	AX: -1.21	AY: -1.96	AZ: -1.26	VX: -0.03	VY: -0.73	VZ: -0.73														
Mediana -----	PX: 50.0	PY: 63.0	PZ: 2.0	AX: -1.0	AY: -1.0	AZ: -1.0	VX: 0.0	VY: -1.0	VZ: -1.0														
Varianza -----	PX: 20.51	PY: 80.41	PZ: 1.4	AX: 10.16	AY: 46.59	AZ: 141.61	VX: 49.88	VY: 2.55	VZ: 0.67														
Std -----	PX: 4.53	PY: 8.97	PZ: 1.18	AX: 3.19	AY: 6.83	AZ: 11.9	VX: 7.06	VY: 1.6	VZ: 0.82														
Max -----	PX: 53.0	PY: 71.0	PZ: 5.0	AX: 5.0	AY: 15.0	AZ: 25.0	VX: 11.0	VY: 3.0	VZ: 1.0														
Min -----	PX: 0.0	PY: 0.0	PZ: 0.0	AX: -8.0	AY: -16.0	AZ: -28.0	VX: -14.0	VY: -5.0	VZ: -3.0														
SENSOR 3 (PIE IZQ):																							
Media -----	PX: 47.88	PY: 57.87	PZ: 14.37	AX: -3.41	AY: -4.0	AZ: -1.19	VX: -0.29	VY: -0.67	VZ: -0.66														
Mediana -----	PX: 49.0	PY: 60.0	PZ: 0.0	AX: -3.0	AY: -1.0	AZ: -1.0	VX: -3.0	VY: -1.0	VZ: -1.0														
Varianza -----	PX: 22.4	PY: 65.72	PZ: 1173.51	AX: 11.43	AY: 164.19	AZ: 138.24	VX: 44.68	VY: 0.44	VZ: 1.35														
Std -----	PX: 4.73	PY: 8.11	PZ: 34.26	AX: 3.38	AY: 12.81	AZ: 11.76	VX: 6.68	VY: 0.67	VZ: 1.16														
Max -----	PX: 53.0	PY: 71.0	PZ: 99.0	AX: 9.0	AY: 22.0	AZ: 18.0	VX: 12.0	VY: 0.0	VZ: 2.0														
Min -----	PX: 0.0	PY: 0.0	PZ: 0.0	AX: -13.0	AY: -33.0	AZ: -28.0	VX: -12.0	VY: -6.0	VZ: -4.0														
SENSOR 4 (MUSLO DER):																							
Media -----	PX: 52.72	PY: 59.69	PZ: 95.41	AX: -1.39	AY: -0.3	AZ: 2.41	VX: -0.21	VY: -0.58	VZ: -0.53														
Mediana -----	PX: 54.0	PY: 62.0	PZ: 96.0	AX: -1.0	AY: -1.0	AZ: -1.0	VX: -1.0	VY: -1.0	VZ: -1.0														
Varianza -----	PX: 27.37	PY: 91.15	PZ: 68.29	AX: 11.56	AY: 142.27	AZ: 160.08	VX: 44.62	VY: 0.29	VZ: 0.95														
Std -----	PX: 5.23	PY: 9.55	PZ: 8.26	AX: 3.4	AY: 11.93	AZ: 12.65	VX: 6.68	VY: 0.54	VZ: 0.97														
Max -----	PX: 57.0	PY: 72.0	PZ: 98.0	AX: 6.0	AY: 30.0	AZ: 29.0	VX: 12.0	VY: 1.0	VZ: 1.0														
Min -----	PX: 0.0	PY: 0.0	PZ: 0.0	AX: -15.0	AY: -25.0	AZ: -24.0	VX: -10.0	VY: -1.0	VZ: -4.0														