



Verificación de la integridad de los datos adquiridos por un sistema de medición de variables cinéticas, cinemáticas y fisiológicas, ajustado a una bicicleta horizontal en conexión con un juego serio

Santiago Caro Zapata

Artículo de investigación para optar al título de Bioingeniero

Asesor

Jonathan Gallego Londoño, Magíster (MSc) en Ingeniería Biomédica

Universidad de Antioquia
Facultad de Ingeniería
Bioingeniería
Medellín, Antioquia, Colombia
2022

Cita	Caro Zapata [1]
Referencia Estilo IEEE (2020)	[1] S. Caro Zapata, “Verificación de la integridad de los datos adquiridos por un sistema de medición de variables cinéticas, cinemáticas y fisiológicas, ajustado a una bicicleta horizontal en conexión con un juego serio”, Trabajo de grado profesional, Bioingeniería, Universidad de Antioquia, Medellín, Antioquia, Colombia, 2022.



Grupo de Investigación Bioinstrumentación e Ingeniería Clínica (GIBIC).



Centro de Documentación Ingeniería (CENDOI)

Repositorio Institucional: <http://bibliotecadigital.udea.edu.co>

Universidad de Antioquia - www.udea.edu.co

Rector: John Jairo Arboleda Céspedes.

Decano/Director: Jesús Francisco Vargas Bonilla.

Jefe departamento: Juan Diego Lemos Duque.

El contenido de esta obra corresponde al derecho de expresión de los autores y no compromete el pensamiento institucional de la Universidad de Antioquia ni desata su responsabilidad frente a terceros. Los autores asumen la responsabilidad por los derechos de autor y conexos.

Dedicatoria

A mi padre que siempre me dijo “¡hágale pues señor bioingeniero!”, a mi madre que mil veces me preguntó “¿cómo es que se llama tu carrera hijo?” y a mi hermano que decía “ahí está Santi molestando con esos cablecitos”. A ellos, que, en todo momento, en especial en los más difíciles, siempre me apoyaron para llegar a este punto y me animan a ir ¡por mucho más!

Agradecimientos

Agradezco al grupo de investigación GIBIC por darme la oportunidad de trabajar con ellos en el proyecto “*Evaluación de estrategia combinada para mejorar la adherencia de sujetos amputados por Artefactos Explosivos Improvisados (AEI) al uso de prótesis de miembro inferior de bajo costo*” enmarcado en la convocatoria nacional 808-2018 de MinCiencias. Además, quiero dar mis más grandes agradecimientos al profesor Jonathan Gallego por toda la confianza, el apoyo, la paciencia y especialmente las enseñanzas que me brindó durante todo mi proceso académico desde el primer proyecto en el que tuve la fortuna de que fuera mi asesor. A la profesora Sofía Henao que siempre estuvo dispuesta a aconsejarme y a ayudarme a resolver cualquier duda; y que fue quien me ayudó a ingresar en el grupo. Seguidamente, agradezco a mis amigos Juan Pablo Vasco y Daniel Duque, con quienes inicié en el proyecto y fueron pilar fundamental para que este saliera adelante. También a mis amigas Manuela Gómez y Sofía Agudelo, que a pesar del poco tiempo que logramos trabajar juntos, me brindaron una grandísima ayuda para lograr finalizar esta práctica. Al estudiante de maestría Julián Pineda quien siempre estuvo presto a compartir conmigo sus conocimientos. A la corporación Mahavir Kmina y a todo su personal por facilitar el espacio para desarrollar el proyecto y ejecutar las pruebas. Y finalmente a mi familia y amigos que me dieron su incondicional apoyo.

TABLA DE CONTENIDO

RESUMEN.....	11
ABSTRACT	12
I. INTRODUCCIÓN	13
II. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.....	16
II. OBJETIVOS	17
A. Objetivo general	17
B. Objetivos específicos	17
III. MARCO TEÓRICO Y ANTECEDENTES.....	18
IV. MATERIALES Y MÉTODOS	24
1. Ajuste de los sistemas de medición de variables cinéticas, cinemáticas y fisiológicas.	26
2. Síntesis de los sistemas de medición en único sistema de medición	33
3. Adquisición de datos y señales cinéticas de la bicicleta horizontal y fisiológicas de sujetos sanos.....	34
4. Verificación la integridad de los datos y señales adquiridos durante las pruebas con sujetos sanos	36
V. ANÁLISIS Y DISCUSIÓN DE RESULTADOS	38
1. Ajuste de los sistemas de medición de variables cinéticas, cinemáticas y fisiológicas	38
2. Síntesis de los sistemas de medición en único sistema de medición	49
3. Adquisición de datos y señales cinéticas de la bicicleta horizontal y fisiológicas de sujetos sanos.....	54
4. Verificación la integridad de los datos y señales adquiridos durante las pruebas con sujetos sanos	57
4.1. Variables cinéticas y cinemáticas	57

4.2. Variables fisiológicas.....	67
VI. CONCLUSIONES	71
REFERENCIAS	73
ANEXOS.....	77

LISTA DE TABLAS

TABLA I. DATOS DE LOS SUJETOS QUE REALIZARON LA PRUEBA DE ADQUISICIÓN	35
.....
TABLA II CARACTERIZACIÓN DEL SENSOR DE FLEXIÓN.....	38
TABLA III CALIBRACIÓN SENSOR DE GIRO.....	41
TABLA IV CALIBRACIÓN SENSOR DE CADENCIA.....	43
TABLA V CALIBRACIÓN SENSOR DE VELOCIDAD	44
TABLA VI RESULTADOS ENCUESTA DE USABILIDAD CON PREGUNTAS CERRADAS	
.....	55
TABLA VII RESULTADOS ENCUESTA DE USABILIDAD CON PREGUNTA ABIERTA	55
TABLA VIII MÁXIMOS Y PROMEDIOS DE VALORES MEDIDOS PARA CADENCIA Y VELOCIDAD.....	66
TABLA IX. RESULTADOS FRECUENCIA RESPIRATORIA PROMEDIO.....	68
TABLA X. RESULTADOS FRECUENCIA CARDIACA PROMEDIO.....	69

LISTA DE FIGURAS

Fig 1. Dispositivos que usan bicicletas en conexión con RV..... 19

Fig 2. Funcionamiento foto interruptor de tipo reflexión.....20

Fig 3. Sensor de pulso21

Fig 4. Bicicleta horizontal y dispositivo para fijación de bicicletas usados durante el trabajo de investigación.....24

Fig 5. Sensores y ADC utilizados durante el proyecto.25

Fig 6. Diagrama de conexiones del sistema de medición, control y visualización de las variables.
.....25

Fig 7. Metodología del proyecto26

Fig 8. Piezas de para acoplar sensores y la Raspberry a la bicicleta horizontal.....28

Fig 9. Plano de la bicicleta horizontal con la distribución de los sensores y acoples.28

Fig 10. Montaje para calibración de giro desacoplado de la bicicleta.29

Fig 11. Uso del Kinovea para la medición del ángulo de giro del manubrio.....30

Fig 12. Montaje para la calibración de la cadencia30

Fig 13. Calibración de la velocidad de la llanta trasera31

Fig 14. Calibración del sensor de respiración con FLUKE VT65032

Fig 15. Sujetos realizando la prueba de adquisición35

Fig 16. Diseño sistema de medición del frenado haciendo uso de un sensor de flexión39

Fig 17. Implementación del algoritmo de cálculo de cadencia en Node-RED39

Fig 18. Sensores de variables cinéticas y cinemáticas acoplados a la bicicleta horizontal.....40

Fig 19. Sensores de respiración y de pulso, ubicados en un sujeto que usa la bicicleta horizontal
.....40

Fig 20. Porcentaje de error en la calibración del giro42

Fig 21. Ángulo medido vs Ángulo real, como muestra de la histéresis del sensor de giro.....42

Fig 22. Ángulo medido vs ángulo de giro del manubrio.....43

Fig 23. Prueba de funcionamiento del freno.45

Fig 24. Comparación de señales respiratorias (Sensor de respiración - FLUKE VT650)46

Fig 25. Comparación comportamiento de la frecuencia respiratoria entre equipo patrón y sensor diseñado.....46

Fig 26. Primera prueba de funcionamiento del cojín de medición de distribución de presión.	47
Fig 27. Segunda prueba de funcionamiento del cojín	48
Fig 28. Cambio de ubicación y diseño de la pieza de acople del sensor de cadencia.....	49
Fig 29. Piezas para acople del sensor de respiración.	50
Fig 30. Esquemático tarjeta del sistema de medición de variables cinéticas y cinemáticas.	51
Fig 31. Antes y después de la tarjeta del sistema de medición variables cinéticas y cinemáticas.	51
Fig 32. Esquemático PCB para el sistema de medición de variables fisiológicas	52
Fig 33. Diseño PCB para el sistema de medición de variables fisiológicas.....	53
Fig 34. Almacenamiento de datos provisional	54
Fig 35. Comportamiento de las variables cinemáticas, de cada uno de los sujetos, en la primera etapa de la prueba de adquisición.....	58
Fig 36. Comportamiento de las variables cinemáticas, de cada uno de los sujetos, en tercera etapa de la prueba de adquisición.	58
Fig 37. Comportamiento de las variables cinemáticas, de cada uno de los sujetos, en la quinta etapa de la prueba de adquisición.	59
Fig 38. Comportamiento de las variables cinemáticas, de cada uno de los sujetos, en la octava etapa de la prueba de adquisición.	59
Fig 39. Comportamiento de las variables cinemáticas, de cada uno de los sujetos, en la segunda etapa de la prueba de adquisición.....	60
Fig 40. Comportamiento de las variables cinemáticas, de cada uno de los sujetos, en cuarta etapa de la prueba de adquisición.....	61
Fig 41. Comportamiento de las variables cinemáticas, de cada uno de los sujetos, en la sexta y séptima etapa de la prueba de adquisición.	62
Fig 42. Comportamiento de las variables cinemática del sujeto 1 en la sexta y séptima etapa de la prueba de adquisición.....	62
Fig 43. Comportamiento de las variables cinemática del sujeto 2, en las sexta y séptima etapas de la prueba de adquisición.....	63
Fig 44. Comportamiento de las variables cinemática del sujeto 3, en las sexta y séptima etapas de la prueba de adquisición.....	63
Fig 45. Comportamiento de las variables cinemática del sujeto 4, en las sexta y séptima etapas de la prueba de adquisición.....	64

Fig 46. Comportamiento de las variables cinemática del sujeto 5, en las sexta y séptima etapas de la prueba de adquisición.....64

Fig 47. Movimiento esperado durante la instrucción de esquivar 6 elementos66

Fig 48. Ejemplo de señal con anomalías y señal esperada para la frecuencia respiratoria.68

SIGLAS, ACRÓNIMOS Y ABREVIATURAS

IEEE	Institute of Electrical and Electronics Engineers
MSc	Magister Scientiae
PhD	Philosophiae Doctor
UdeA	Universidad de Antioquia
POO	Programación orientada a objetos
ADC	Conversor analógico digital
GIBIC	Grupo de investigación en bioinstrumentación e ingeniería clínica
ABS	Acrilonitrilo butadieno estireno
DM	Diabetes mellitus
OMS	Organización Mundial de la Salud
RV	Realidad virtual
DC	Corriente continua
SoC	Sistema en chip (System on Chip)

RESUMEN

La amputación de miembro inferior es una problemática a la que se enfrentan muchas personas a nivel mundial, sin embargo, en Colombia este número se ve acrecentado por los heridos que han dejado las minas antipersonales. Además de la pérdida de una extremidad, los pacientes sufren en otros ámbitos como el psicológico, social y laboral, provocando así una baja calidad de vida. Para mejorar su situación, una gran ayuda es el uso de prótesis, aunque, muchos pacientes no presentan buena adherencia a ellas. Por esto es necesario generar estrategias que motiven a las personas con amputación a continuar con el proceso de rehabilitación y a usar su prótesis. Con esto en mente, el grupo de investigación GIBIC está desarrollando una estrategia que consiste en usar una bicicleta horizontal en conexión con juego serio de realidad virtual. Dicho proyecto, ya ha tenido tres fases previas donde se determinaron los requisitos que debía cumplir el sistema, incluyendo la medición de variables cinéticas, cinemáticas y fisiológicas, que posteriormente se enviaran al juego. Sin embargo, era indispensable que estas mediciones fueran correspondientes a lo que sucedía en la realidad, para evitar ciber mareos en los usuarios. Por esta razón el presente trabajo tenía como fin, verificar la integridad y coherencia de los datos y señales adquiridos por los sistemas de medición. Y según los resultados obtenidos, se puede decir, que el sistema puede empezar con pruebas en conexión con el juego, aunque se deben hacer algunos ajustes, principalmente en la medición de variables fisiológicas.

***Palabras clave* — Amputación de miembro inferior, estrategia de rehabilitación, correspondencia de datos, instrumentación bicicleta, medición de variables.**

ABSTRACT

The lower limb amputation is a problem faced by many people worldwide, however, in Colombia this number is increased by the injuries caused by anti-personnel landmines. In addition to the loss of a limb, patients also suffer in other areas such as psychological, social, and occupational, thus causing a low-quality life. To improve their situation, a great help is the use of prostheses, although many patients do not have good adherence to them. For this reason, it is necessary to generate strategies that motivate people with amputation to continue with the rehabilitation process and to use their prosthesis. With this in mind, the GIBIC research group is developing a strategy that consists of using a horizontal bike in connection with serious game with virtual reality. This project already has three previous phases in which the requirements to be met by the system were determined, including the measurement of kinetic, kinematic, and physiological variables, which will be sent to the game. However, it was essential that these measurements should correspond to what was actually happening, in order to avoid cybersickness among users. For this reason, the purpose of this paper was to verify the integrity and coherence of the data and signals acquired by the measurement systems. And according to the results obtained, it can be said that the system could start with tests in connection with the game, although some adjustments must be made, mainly in the measurement of physiological variables.

***Keywords* — Lower limb amputation, rehabilitation strategy, matching of data, bicycle instrumentation, measuring variables.**

I. INTRODUCCIÓN

La pérdida de una extremidad, en especial un miembro inferior, causa gran impacto en la vida de una persona y su núcleo familiar, que además de la afectación física también implica dificultades en otros aspectos que van desde lo económico a lo psicológico, ocasionando generalmente una baja calidad de vida [1], [2]. Esto es un tema preocupante, que se presenta en entre 6 y 30 personas por cada 100.000 habitantes a nivel mundial [3], siendo diversas patologías como la diabetes mellitus (DM) o enfermedades vasculares las principales causantes de hasta el 82% de las amputaciones; mientras que otras causas como traumatismo y anomalías congénitas, provocan el 16% y el 1% respectivamente [4].

En Colombia las causas de amputación de miembro inferior no difieren en gran medida de lo que sucede mundialmente, pero las amputaciones por traumatismo se ven incrementadas debido al conflicto armado presente en el país de la década de los 60's, siendo incluso catalogado hasta 2018 como el país más violento de América por el Índice de Paz Global [5]. Durante este conflicto uno de los artefactos más utilizados y que afectan tanto a fuerzas militares como a civiles son las minas antipersonal que han registrado 12.133 víctimas hasta 2021 de las cuales el 19% han fallecido y el 81% han quedado heridas, donde una gran parte de estas han sufrido amputación [6].

Aunque todas las causas de amputación son una gran problemática, como se mencionó en un inicio, también lo son todo lo que esto provoca en los pacientes. Unas de las consecuencias más relevantes son las consecuencias psicológicas que pueden ser manifestadas como depresión, ansiedad e ira, generado por esa sensación de incapacidad o falta de independencia para realizar sus actividades diarias [7], [8]. Esto a su vez produce que el amputado se aleje del trabajo que se dedicaba anteriormente y de sus grupos sociales [9], [10]. Igualmente están todos los problemas físicos como lo son la sobrecarga sobre el miembro sano, generando desgaste en sus articulaciones; y la artrosis u osteoporosis en el restante del miembro amputado, debido a su desuso [11]. Por todas estas razones organizaciones como la OMS aseguran que uno de los primeros pasos en la rehabilitación de las personas en estado de discapacidad es brindarles un dispositivo de asistencia, para que vuelvan a ser miembros activos, productivos y en igualdad de condiciones de la sociedad [12].

Para las personas con amputación de miembro inferior dichos dispositivos de asistencia pueden ser muletas, sillas de ruedas, bastones o prótesis. De estas últimas existen diversos tipos, existiendo

algunas sencillas, solo con fines estéticos y otras mucho más sofisticadas que permiten a los pacientes retornar a caminar e incluso correr [13]. A pesar de esto, hay muchos pacientes que no tienen una buena adherencia a la prótesis, es decir, después de un tiempo de adquirirla dejan de usarla e incluso prefieren usar alguno de los otros dispositivos de asistencia; dos de las razones más comunes para que esto suceda son la depresión y las molestias físicas, como dolor y daños en el tejido del muñón, dolor de espalda, de cadera y sobrecarga en el miembro sano [7], [11].

Aunque el manejo de muchas de dichas dificultades se logra cambiando la prótesis o alguna parte de esta; el hacer un buen proceso de rehabilitación y el uso de herramientas o vehículos adaptados para estas personas pueden ser de gran ayuda para mejorar los niveles de adherencia y así mismo la calidad de vida de ellas. Por consiguiente, el Grupo de investigación en bioinstrumentación e ingeniería clínica (GIBIC) de la Universidad de Antioquia está desarrollando el proyecto *“Evaluación de estrategia combinada para mejorar la adherencia de sujetos amputados por Artefactos Explosivos Improvisados (AEI) al uso de prótesis de miembro inferior de bajo costo”* enmarcado en la convocatoria nacional 808-2018 de Colciencias (Ahora Minciencias) que consiste en *“Fomentar la generación de conocimiento a través de proyectos de CTel que afronten retos del país, que estimulen la formación de capital humano a nivel de doctorado y deriven en productos con potencial de transferencia a diferentes grupos de interés”*.

Este proyecto del grupo GIBIC pretende utilizar una bicicleta horizontal en modo estático en conexión con un juego serio en realidad virtual, de modo que sirva como estrategia para la rehabilitación de personas con amputación de miembro inferior y así mejorar la adherencia de ellas a sus prótesis. Para lograr esto, es necesario un sistema de medición de variables cinéticas y cinemáticas de la bicicleta, como lo son la velocidad, la cadencia, el giro del manubrio y la cantidad de frenado; y las envíe de forma constate al juego, para que haya una correspondencia de lo que sucede en este con lo que realmente sucede en la bicicleta, para de esta forma disminuir las posibilidades de mareo. También es recomendable monitorear algunas variables fisiológicas como la frecuencia cardíaca y respiratoria para ver el estado del paciente mientras usa la bicicleta, ya que muchas de las personas amputadas tienden al sedentarismo [8], lo cual puede aumentar las probabilidades de presentar algún otro problema físico al retomar la actividad física. Además, es de gran utilidad observar la distribución de presión en el asiento, para de esta manera evaluar si al

estar en la bicicleta horizontal también se presentan sobrecargas en alguna de las extremidades inferiores.

Para lograr todo lo propuesto en el proyecto del grupo GIBIC, hasta el momento se han desarrollado tres fases. En la primera de estas se determinaron los requerimientos que debía cumplir la bicicleta horizontal y el sistema de medición, además que se alcanzó a diseñar parte del sistema para medir el ángulo del manubrio y la velocidad de una bicicleta normal [14], [15]. En la segunda fase, se ajustaron los sistemas implementados previamente y se añadió la medición de la cadencia de pedaleo, además se diseñaron piezas para acoplar los sensores a la bicicleta horizontal [15], [16]. Finalmente hubo una tercera fase donde se desarrolló el sistema para la medición de la frecuencia cardiaca, la frecuencia respiratoria y la distribución de presión.

A pesar de los avances realizados durante las fases previas del proyecto, ninguno de los sistemas llegó a ser acoplado físicamente a la bicicleta horizontal y todos los sensores funcionaban como sistemas independientes. Además, las mediciones que se obtuvieron no fueron sometidas a una calibración adecuada, por lo cual no se podía asegurar la exactitud y precisión de las mediciones. Por dichos motivos, el fin de este trabajo de investigación es sintetizar y optimizar todos los sistemas en un único y robusto sistema de medición que pueda asegurar la integridad de los datos medidos, para su análisis y en posteriores etapas comunicación con un juego serio.

II. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

Uno de los mayores retos a los que se enfrentan los juegos de realidad virtual (RV) son los llamados *ciber mareos*, que según la *teoría del conflicto sensorial* se explican como un conflicto que se presenta entre el sistema vestibular y otros sentidos, principalmente la vista o la propiocepción. Entre los cuales se destaca la incompatibilidad entre las señales del sistema visual las señales inerciales o con las señales de movimiento que el cerebro detecta [17]. Esto quiere decir que cuando una persona está inmersa en RV y lo que ve no corresponde a lo que su cerebro piensa que va a suceder, se genera una alta probabilidad de mareo (Ej. Si la persona gira su cabeza hacia la izquierda, de igual forma lo debe hacer la imagen que está viendo. La imagen no se debería mover hacia lado contrario o quedarse estática). Ahora bien, un kit de RV cuenta básicamente con las gafas de RV, un par de controles y de estaciones, que se encargan de detectar las gafas y los controles [18]; más una consola o computador donde se ejecuta el juego. Sin embargo, para un juego de RV, se pueden necesitar de otros entes, como más controles, sensores u otros dispositivos, que permitan mejorar la experiencia del usuario. Así que estos dispositivos, se encargan de enviar la información del mundo real al mundo virtual, por lo cual los datos que estos adquieren deben ser lo suficientemente precisos, exactos y rápidos para evitar los ciber mareos.

Todo lo anteriormente expuesto, muestra la necesidad que tiene el sistema de medición desarrollado de adquirir los datos de tal manera, que todo aquello que este haciendo una persona en la bicicleta horizontal se vea reflejado en el juego serio. Así que, en este proyecto, se debe en primer lugar, asegurar la exactitud de las mediciones mediante la calibración de lo sensores y su respectivo ajuste de ser necesario; y con esto asegurar la integridad de los datos adquiridos para que cuando se tenga conexión con el juego serio, se puedan evitar en gran medida los ciber mareos, se pueda brindar buena experiencia a los usuarios y finalmente sirva como herramienta para la rehabilitación de los pacientes con amputación de miembro inferior.

II. OBJETIVOS

A. Objetivo general

Verificar la integridad de los datos y señales fisiológicas, cinéticas y cinemáticas adquiridas de un sistema de medición correctamente ajustado a una bicicleta horizontal en conexión con un juego serio mediante pruebas con pacientes sanos.

B. Objetivos específicos

1. Ajustar los sistemas de medición de variables cinéticas, cinemáticas y fisiológicas mediante la calibración con valores de referencia para su correcto acople a una bicicleta horizontal conectada a un videojuego.
2. Sintetizar los sistemas de medición de variables cinéticas, cinemáticas y fisiológicas en único sistema de medición robusto para asegurar estabilidad durante pruebas de adquisición.
3. Adquirir datos y señales cinéticas y cinemáticas de la bicicleta horizontal y fisiológicas de sujetos sanos mediante la realización de una prueba diseñada para tal fin.
4. Verificar la integridad de los datos y señales adquiridos durante las pruebas con sujetos sanos para su posterior análisis con pacientes amputados.

III. MARCO TEÓRICO Y ANTECEDENTES

La rehabilitación de pacientes con amputación de miembro inferior cuenta con diversas fases comenzando por una preparación previa a la amputación, seguido por una recuperación post operativa, pre protésica y finalmente una usando la prótesis. Esta última fase busca cumplir ciertas metas en la rehabilitación, desde enseñarle al paciente a colocarse y retirarse correctamente la prótesis, hasta llegar un punto de hacer actividad deportiva [19]. En general la actividad física juega un papel importante en la mejora de la calidad de vida de las personas, pero lo es aún más en la rehabilitación de personas amputadas, generando mejoras en muchos de los sistemas del organismo [8]. Ahora bien, una de las actividades que es usualmente practicada por los pacientes con prótesis de miembro inferior es el ciclismo, tal y como lo muestra Poonsiri [20] de donde 207 encuestados en Países Bajos en el 2019, 141 afirmaron que hacían ciclismo. En este mismo estudio, se observó que quienes le daban la principal motivación para montar bicicleta eran ellos mismos, seguido por sus fisioterapeutas y familiares. Así que mantener motivados a los paciente es una tarea que deben cumplir los programas de rehabilitación para así lograr que ellos alcancen los mejores resultados.

Una herramienta que contiene todos estos elementos es los juegos serios, es decir juegos con un propósito más allá de diversión, como la educación o la atención médica [21]. Los juegos serios pueden ser diseñados para ser usadas con pantallas o incluso con gafas de realidad virtual (RV). Los juegos en RV permiten la repetición, la retroalimentación del desempeño y mantienen la motivación; además se ha demostrado que los humanos pueden aprender habilidades motoras en los ambientes virtuales para luego aplicarlos en la realidad, como aprender a manejar prótesis de extremidades inferiores [22].

En cuanto al uso de dispositivos que combinen las dos herramientas (bicicleta y RV) se encuentran algunos estudios como el de Jeong *et al.* [23], que se enfoca en usar una bicicleta estática en conexión con un entorno virtual para entrenar el sentido del equilibrio(ver Fig 1a)), ; y el de Sun y Qing [24], que usan una bicicleta en modo estático (ver Fig 1b)) con un juego de RV para comprender mejor el diseño las ciclomotoras y comportamiento de los ciclistas. Sin embargo en el mercado solo se encuentra uno desarrollado por un grupo de jóvenes italiano llamado WideRun[25], el cual incluye un dispositivo de fijación de bicicletas y un dispositivo inalámbrico para la medición del giro (ver Fig 1c)), que se pueden conectar a gafas de realidad virtual o a una pantalla. En el desarrollo de este se tuvo en cuenta la importancia que tiene la coherencia entre el

movimiento real de la persona con el movimiento que se muestra en el juego, por lo cual decidieron medir la velocidad de la llanta trasera, el giro del manubrio y finalmente tienen un sistema para regular la resistencia que hace el dispositivo estático dependiendo del terreno en el que se esté haciendo la simulación.

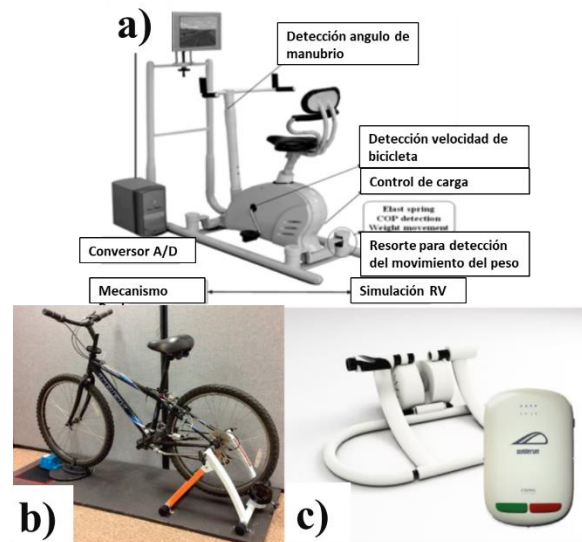


Fig 1. Dispositivos que usan bicicletas en conexión con RV.

Nota: a) Bicicleta estática usada en el estudio de Jeong *et al.* [23], instrumentada para la detección del giro, velocidad de la bicicleta y del movimiento del peso, en conexión con RV b) Bicicleta instrumentada en modo estático usada por Sun y Qing [24] y c) Dispositivo de fijación de bicicleta WideRun [25] en conjunto con un medidor inalámbrico de giro.

A pesar de que el sistema WideRun es un sistema completo que cumple con las condiciones para una buena experiencia en RV, este, como muchos de los productos comerciales, son sistema de caja negra, es decir sistemas donde solo se conocen sus variables de entradas y salidas, pero no se conoce, ni se puede acceder a la información que hay en su interior y mucho menos modificarla [26]. Así que para el proyecto que está desarrollando el grupo GIBIC, no era de utilidad, ya que en todas las fases que se han desarrollado se definieron los requerimientos que debía cumplir el sistema, entre los cuales estaban la medición de la velocidad de la llanta trasera y el giro del manubrio, pero además están la cadencia, la cantidad de frenado, la distribución de presión en el asiento, la frecuencia respiratoria, la frecuencia cardiaca y la posibilidad de añadir más variables de ser necesario [14], [15]. Todos ellos con el fin de hacer un mejor análisis de los pacientes con amputación y así brindarles un mejor plan de rehabilitación.

De estas variables mencionadas, la velocidad y el ángulo de giro son las más comúnmente utilizadas. En el caso de la velocidad se han utilizado sensores de efecto Hall [23], incluso utilizado en la primera fase del proyecto GIBIC; o un sistema que combinaba un dinamo, un rectificador de media onda y un optoacoplador [24]. Finalmente, en la segunda fase del proyecto del GIBIC se optó por un foto interruptor de reflexión (ver Fig 2) [15] que capta el paso de un hueco o ranura, es decir, no hay reflexión de la luz infrarroja; y al registrar el momento en que se genera esa lectura se puede calcular la velocidad de la rueda trasera con las ecuaciones (1) y (2) al ubicar marcadores o huecos a lo largo del diámetro de la rueda trasera.

$$v = \omega \cdot r \quad (1)$$

$$\omega = \Delta\alpha / \Delta t \quad (2)$$

Donde v es la velocidad, ω la velocidad angular, r el radio de llanta trasera, $\Delta\alpha$ el ángulo entre los huecos de la llanta y Δt el tiempo entre dos lecturas de huecos.

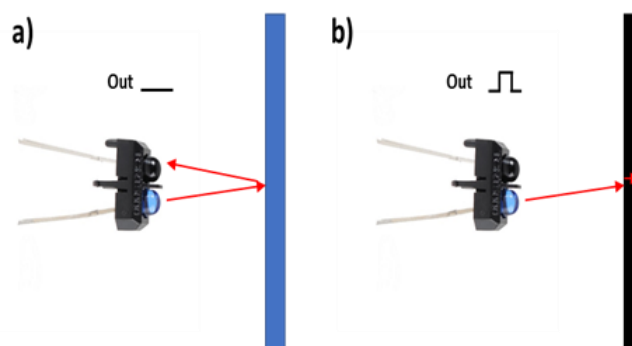


Fig 2. Funcionamiento foto interruptor de tipo reflexión.

Nota: a) Salida digital cuando hay reflexión, es decir, capta un blanco, b) Salida digital cuando no hay reflexión, es decir, capta un hueco. Se omite la conexión electrónica del dispositivo.

En el caso del giro el WideRun utiliza una brújula digital [25], el de Sun y Qing [24] un sistema óptico y el de Jeong *et al.* [23], al igual que el del grupo GIBIC utilizan un potenciómetro. El de estos últimos es lineal, para de esta manera asegurar que el ángulo que gira el potenciómetro sea proporcional a su voltaje y siguiendo el comportamiento de la ecuación (3).

$$\alpha Giro = m * V + b \quad (3)$$

Donde m es relación que indica el ángulo equivalente a modificar en un voltio la salida del potenciómetro, V el voltaje de salida del potenciómetro y b es el ángulo cuando V es igual a cero.

Para las demás variables requeridas no se encontraron otros estudios o dispositivos que las integraran en sus sistemas. Por lo cual, se desarrolló un sistema para la medición de la frecuencia cardiaca con un sensor de pulso (ver Fig 3) y para la frecuencia respiratoria se utilizó un sensor de flexión ubicado en el pecho del sujeto de prueba mediante una correa elástica, en ambos casos el procesamiento de la señal es similar, su diferencia radicaba en el fenómeno que medían; para el pulso se obtenía un voltaje proporcional al nivel de oxigenación de la sangre, mientras que para la respiración se obtenía el voltaje según el volumen torácico de la persona. Estos voltajes adquiridos luego pasan por una etapa de filtrado para eliminar artefactos como niveles DC y ruido de alta frecuencia; posteriormente llegan a un sistema de procesamiento basados en el microcontrolador PSoC 5 LP de referencia CY8C5888LTI-LP097 donde se realiza la conversión análogo digital, para seguidamente entrar en una fase de procesamiento digital, que finalmente permitirá tomar las marcas de tiempo cuando la señal supere el umbral y con estos tiempos se calculan las respectivas frecuencias.

El PSoC es un sistema en un chip (SoC), que permite el prototipado rápido de sistemas que requieran la adquisición, procesamiento y control de señales digitales o analógicas [27].

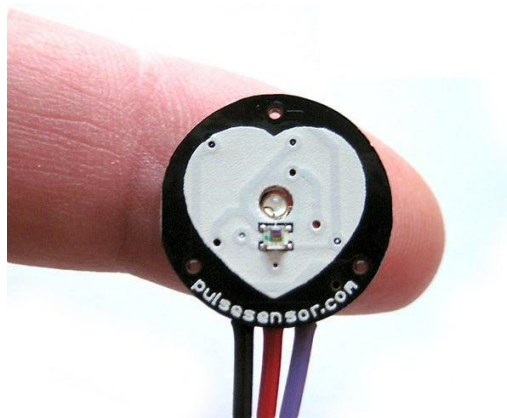


Fig 3. Sensor de pulso

Nota: Fuente www.pulsesensor.com

En cuanto al sensor de frenado y el de cadencia, se seleccionaron un sensor de flexión y un foto interruptor respectivamente, que son dos sensores utilizados previamente y cuyo funcionamiento se puede adaptar para medir su correspondiente variable.

Finalmente, para la distribución de presión que ejerce la persona sobre la silla se desarrolló un cojín de presión que cuenta con 16 filas y 16 columnas de tela conductiva piezorresistiva, de tal manera que se generaba una matriz de 16 x 16 intersecciones (de ahora en adelante sensor), las cuales sensaban el cambio de presión. El sistema de medición del cojín cuenta con un microcontrolador ESP32, un shift register, un demultiplexor y un ADC. El ESP32 se encarga de enviar una señal de reloj al shift register y al demultiplexor para seleccionar el sensor que se leería. Esa lectura se pasaba por el ADC, que finalmente enviaba ese valor al ESP32.

Si bien, los sensores son de gran importancia para desarrollar un sistema de adquisición de variables cinéticas, cinemáticas y fisiológicas en una bicicleta horizontal; también lo es el sistema o dispositivo de control, es decir, un grupo de dispositivos “es un conjunto de dispositivos encargados de administrar, ordenar, dirigir o regular el comportamiento de otro sistema” [28]. Por lo cual en la segunda fase del proyecto de grupo GIBIC se hizo una revisión bibliográfica ordenadores de placa única utilizaran como controladores, donde se encontró que la Raspberry Pi era la de uso más común, con lo que se decidió que esta fuera el dispositivo encargado de controlar todo el sistema de medición y enviará los datos al juego serio [16].

Como se mencionó en un principio, es de gran importancia que un sistema en conexión con un juego serio de RV envíe datos coherentes para evitar ciber mareos. Con esto en mente, se requiere que ese sistema sea robusto, es decir, que se caracterice por tener la capacidad de mantener sus principales características de desempeño a pesar de verse sometido a ruido o perturbaciones [29]. Para lograr eso, hay varios ajustes que se pueden hacer al sistema, como migrar sus circuitos electrónicos de breadboards a tarjetas universales o PCBs. Estas últimas son tarjetas con circuitos impresos donde se cambian los cables por líneas conductoras que dificultan la aparición de corto circuitos o que haya una conexión suelta [30].

Otra de las tareas que se puede realizar para robustecer un sistema, es hacer que el controlador pueda manejar todos los sensores y comunicación con el juego serio, desde una misma plataforma, sea porque toda su implementación se hace ahí o porque hay una comunicación constate entre los

dispositivos con ella. Una gran opción es Node-RED que es una herramienta de programación basada en flujos, es decir, una plataforma que permite programar o describir una aplicación como una red de cajas negras (o también llamados nodos en Node-RED), donde cada nodo cumple una función específica, de tal forma que se le pueden ingresar uno o varios datos y sus salidas fluyen al siguiente nodo, sin importar que sucedió en los nodos previos [31].

IV. MATERIALES Y MÉTODOS

El actual proyecto de investigación gira entorno al uso de una bicicleta horizontal de tres ruedas sujeta al dispositivo de fijación de bicicleta de la empresa PRODALCA (ver Fig 4). Además, se cuenta con los sensores para la medición de todas las variables como lo son, el foto interruptor TCRT 5000 (Fig 5 a)) para la medición de la velocidad de la llanta trasera y la cadencia de pedaleo; un potenciómetro lineal para determinar la medición del giro del manubrio(Fig 5 b)); dos sensores de flexión de 2.2" (Fig 5 c)) uno para medir el frenado ubicándose en la palanca de freno y otro para la frecuencia respiratoria acoplándose a un cinturón que se ubica alrededor del torso; un sensor de pulso cardíaco que se pone en el dedo del participante; y finalmente un cojín de distribución de presión controlado por un ESP32 que se ubica sobre la silla de la bicicleta horizontal de tres ruedas. Además, para las señales del giro y el freno se tiene un conversor análogo digital ADS1115 de 16 bits (Fig 5 d)); mientras las señales provenientes de frecuencia respiratoria y cardiaca son procesadas analógica y digitalmente por un PSoC 5 CY8C5888LTI-LP097. Finalmente se utiliza una Raspberry pi 4 como centro de control y procesamiento de todas las variables del proyecto. En la Fig 6 se observa la conexión de cada uno de los sensores con los SoCs y con la Raspberry.

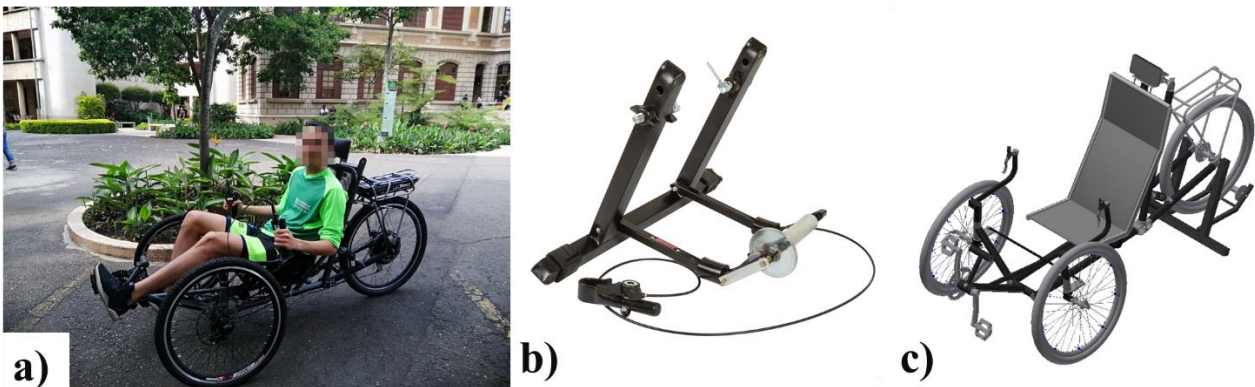


Fig 4. Bicicleta horizontal y dispositivo para fijación de bicicletas usados durante el trabajo de investigación

Nota: a) Bicicleta horizontal en modo dinámico; b) Dispositivo para fijación de bicicletas PRODALCA [32] c) Modelo 3D de la bicicleta horizontal en modo estático, sujeta en al dispositivo de fijación de bicicletas.

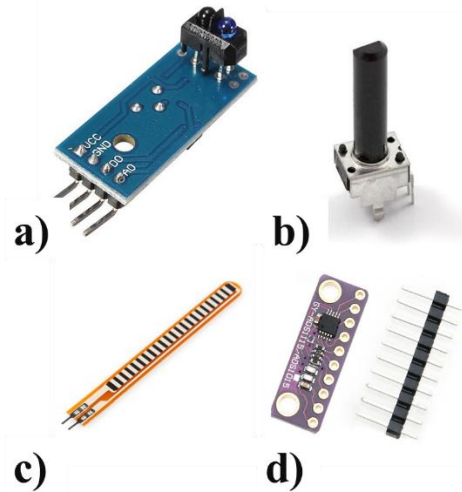


Fig 5. Sensores y ADC utilizados durante el proyecto.

Nota: a) TCRT5000 para medición de cadencia y velocidad; b) potenciómetro lineal de 10kΩ para medición del giro; c) Sensor de flexión de 2.2” para medición del giro y de la frecuencia respiratoria; d) ADS1115 de 16 bits. Fuente:

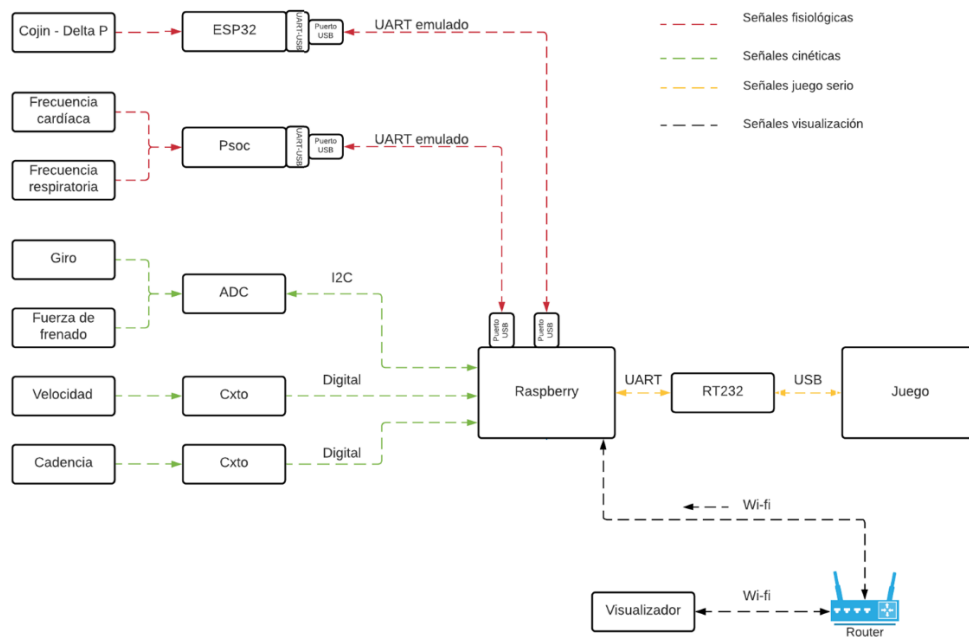


Fig 6. Diagrama de conexiones del sistema de medición, control y visualización de las variables.

Nota: Diagrama de conexión de todos los sensores, las señales fisiológicas (línea roja) se envían por comunicación serial UART y de esta misma manera son enviados todos los datos al juego serio (línea amarilla). La señales cinéticas y cinemáticas (línea verde) si son analógicas van a un ADC que posteriormente envía la información a la raspberry por protocolo I2C; mientras que si son digitales se envían directamente a la Raspberry.

Con tales elementos, el proyecto se llevó a cabo en cuatro etapas, cada una destinada a cumplir cada uno de los objetivos específicos planteados con anterioridad, las cuales contaba con sus propias actividades como se describe a continuación (ver Fig 7).

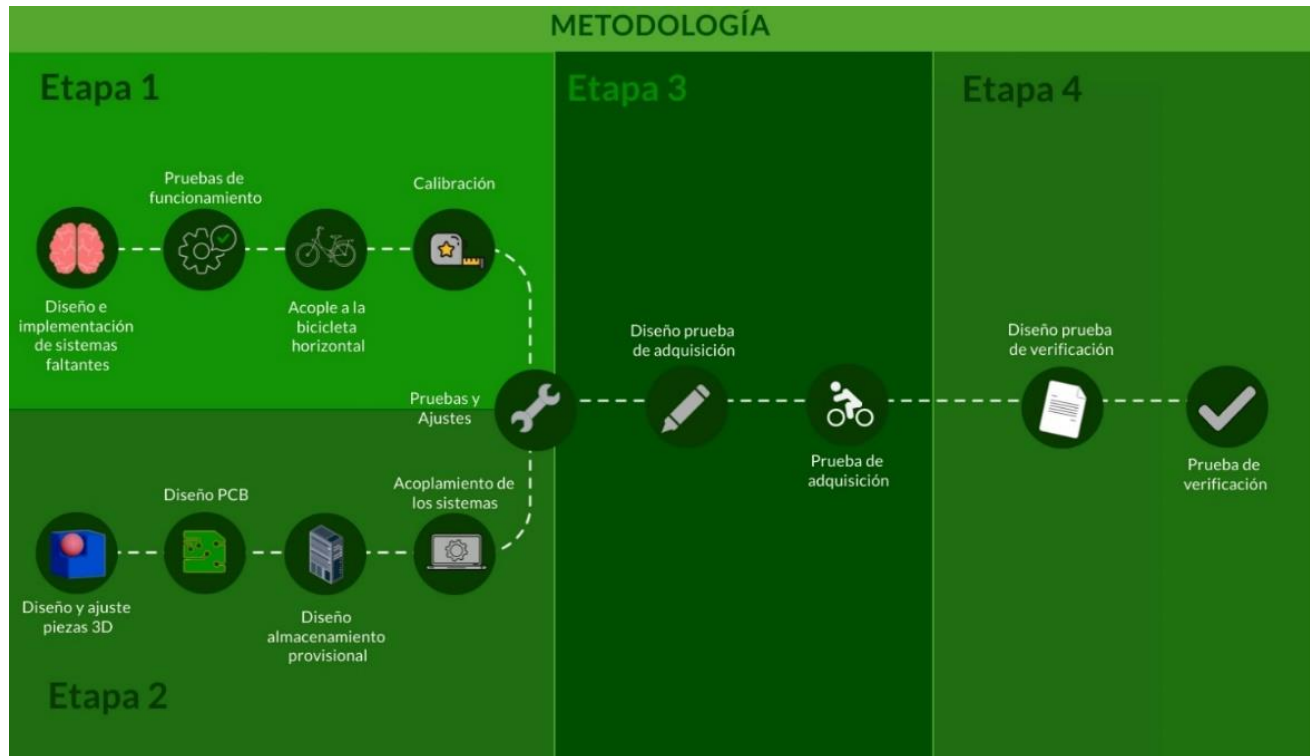


Fig 7. Metodología del proyecto

Nota: Cada una de las etapas de la metodología corresponde a uno de los objetivos específicos del proyecto, todas estas con sus propias actividades, donde las actividades de la etapa 1 y 2 se realizaron de forma paralela y posteriormente se desarrollaron la etapa 3 y 4.

1. Ajuste de los sistemas de medición de variables cinéticas, cinemáticas y fisiológicas.

1.1. Diseño e implementación de los sistemas de medición faltantes.

Aunque de las fases anteriores se tenía claro que sensores se utilizarían para medir cada una de las variables, algunas de sus sistemas aún no se habían implementado o, por el contrario, si tenían un cierto nivel de avance en su implementación, pero aun así no estaban listos para realizar pruebas de funcionamiento. Entre estos estaban el frenado, la cadencia y la distribución de presión. Para la implementación del firmware del frenado y la cadencia se usó Node-Red, mientras que para la distribución de presión se utilizó el IDE de Arduino y Python.

1.2. Pruebas de funcionamiento de los sistemas de medición

Los sistemas de medición de variables cinéticas y cinemáticas; y el de variables fisiológicas fueron sometidos a pruebas de funcionamiento de forma cualitativa en cuanto al comportamiento que debían mostrar las mediciones y cuantitativa frente a los rangos en los que oscilaban las medidas. Estas medidas no pretendían ser una calibración sino una verificación de funcionamiento inicial.

Las pruebas de funcionamiento consistían únicamente en utilizar el sistema con algún elemento que emulara el funcionamiento de la bicicleta horizontal. Para la velocidad y la cadencia se probó el sistema en una bicicleta estática de tal manera que se comprobó que los sensores respondían a las variaciones de velocidad en la llanta trasera y al pedaleo respectivamente. En el caso del giro, únicamente se giraba el potenciómetro y se medía su variación de resistencia; y en el frenado, se flexionaba el sensor de flexión verificando que la resistencia del elemento se modificara en rangos de movimiento. Para la respiración y frecuencia cardiaca, se hicieron pruebas directamente en un sujeto. Y finalmente el cojín de distribución de presión fue probado poniendo elementos de diversas formas y pesos sobre él mientras se observaba en una pantalla una gráfica que mostraba los cambios de presión y su ubicación.

1.3. Acople de los sistemas a la bicicleta horizontal

Con los sistemas funcionando de forma individual, se hizo el acople de estos a la bicicleta horizontal, haciendo uso de las piezas 3D diseñadas en fases anteriores y demás materiales para ajuste como tornillos y correas, según la distribución que se observa en el plano de la Fig 9. Además, se debe tener en cuenta que fue necesario planear la trayectoria que seguiría todo el cableado, para que no interfiriera con el buen funcionamiento de la bicicleta.

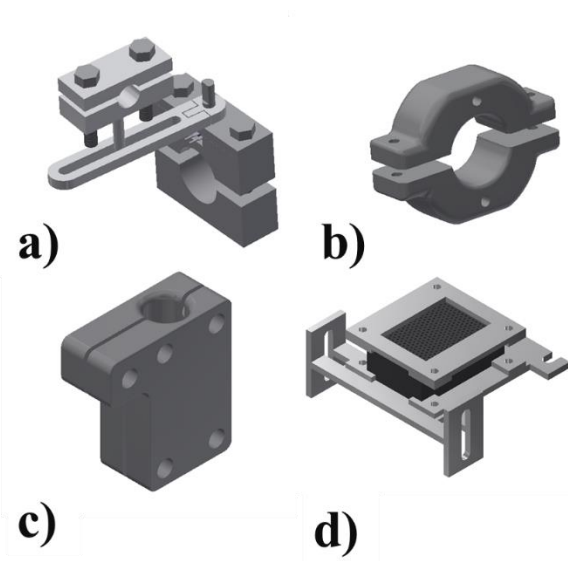


Fig 8. Piezas de para acoplar sensores y la Raspberry a la bicicleta horizontal.

Nota: a) Acople para el sensor de giro; b) Acople para el sensor de cadencia; c) Acople para el sensor de velocidad; d) Acople para la Raspberry

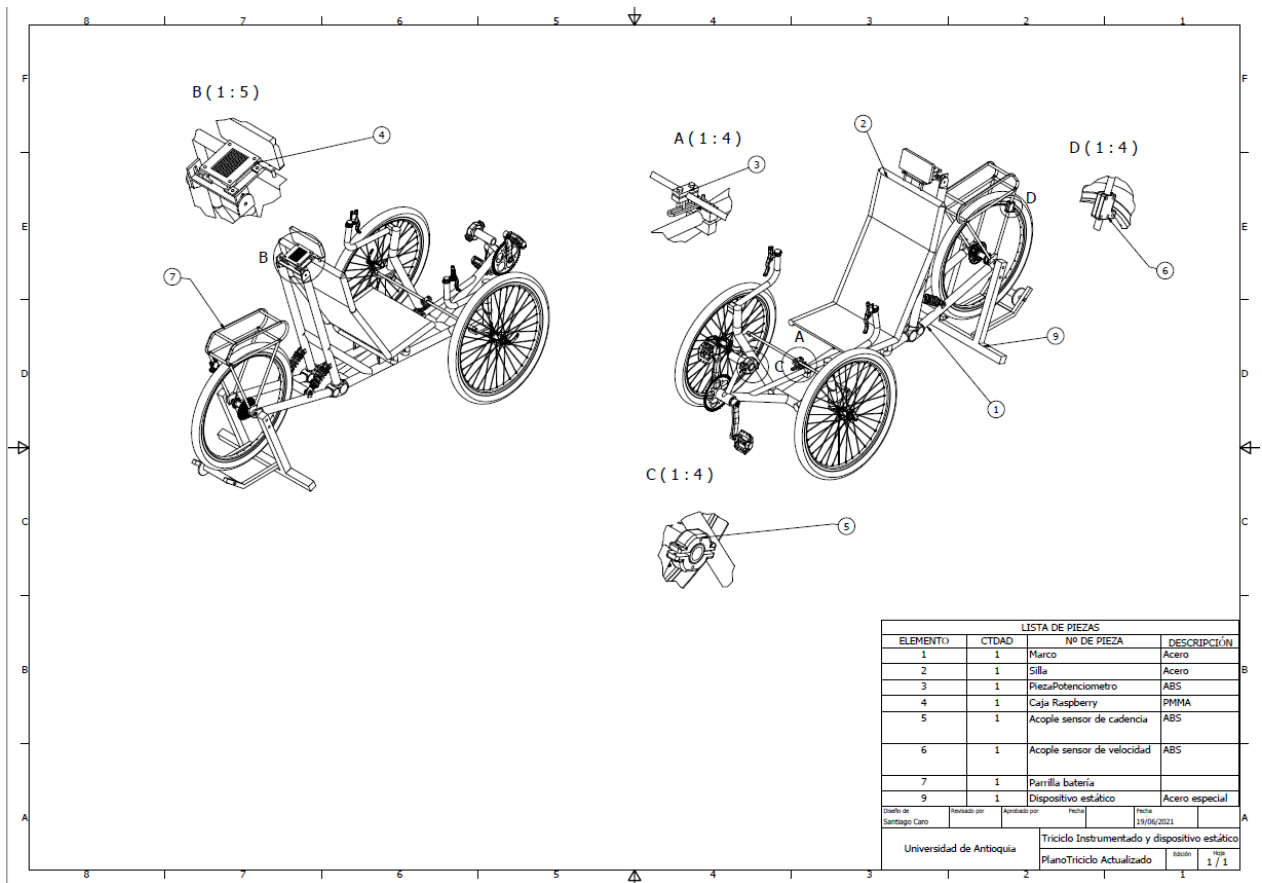


Fig 9. Plano de la bicicleta horizontal con la distribución de los sensores y acoples.

1.4. Calibración de los sistemas de medición

Todos los sistemas fueron sometidos a procesos de calibración, algunos de forma cualitativa, otros cuantitativa o incluso mixto.

1.4.1. Giro

La calibración de este sistema se realizó sin estar conectado al mecanismo de giro de la bicicleta horizontal para verificar que el potenciómetro si hacía una medida de forma lineal, haciendo uso de un transportador como patrón de medida. El proceso de calibración se realizó haciendo mediciones cada cinco grados en sentido antihorario desde -90° a 90° y seguidamente en sentido horario con el montaje que se observa en la Fig 10. Posterior a esto se hizo una segunda fase para visualizar como era la relación entre el giro real del potenciómetro y el giro del manubrio, para posteriormente ajustar la función de transferencia usando el software Kinovea para medir el ángulo real de giro del manubrio (ver Fig 11), para hacer esto se realizaron un total de 10 mediciones distribuidas dentro del rango total de giro del manubrio.

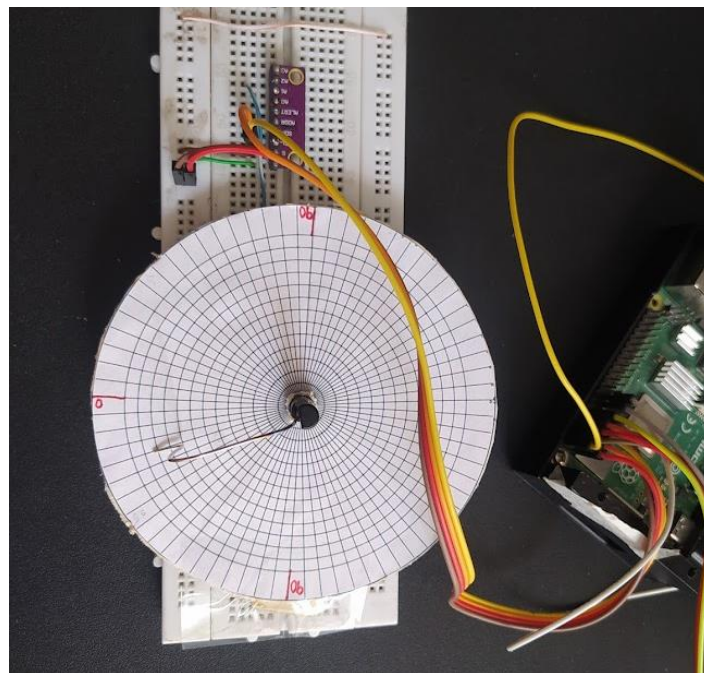


Fig 10. Montaje para calibración de giro desacoplado de la bicicleta.

Nota: Patrón de calibración con divisiones de cinco grados y potenciómetro con un clip para indicar el grado de giro. El potenciómetro se encuentra conectado al ADS1115 y este a su vez a la Raspberry.

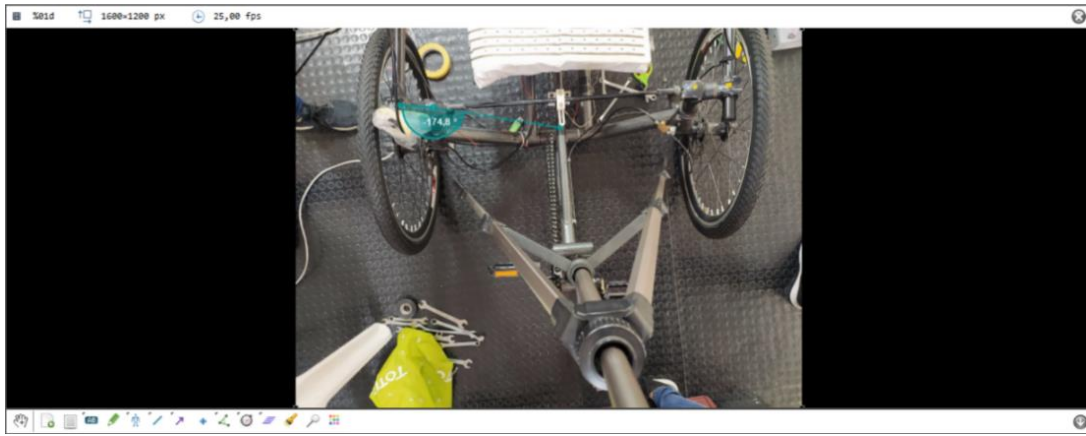


Fig 11. Uso del Kinovea para la medición del ángulo de giro del manubrio

Nota: En azul se encuentra el ángulo entre la barra central del marco y dos puntos en el manubrio.

1.4.2. Cadencia de pedaleo

Para esta magnitud se utilizó un tacómetro digital de contacto PEAKMETER PM6208A, el cuál puede medir entre 50 RPM y 19999 RPM [33]; y en la Fig 12 en se muestra como fue utilizado. En donde se le pidió a un sujeto que pedaleara aumentando la cadencia progresivamente.

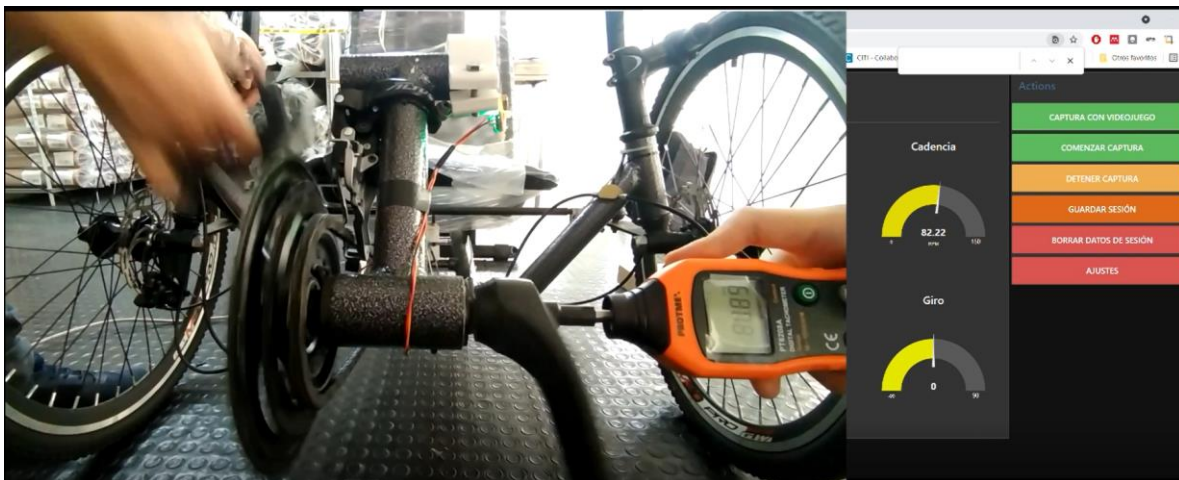


Fig 12. Montaje para la calibración de la cadencia

Nota: Tacómetro digital de contacto PEAKMETER PM6208A e interfaz gráfica del sistema de medición para la calibración de la cadencia de pedaleo

1.4.3. Velocidad de llanta trasera

Con este sistema, por la dificultad para conseguir un instrumento de medida para realizar la calibración, se hizo uso del velocímetro de la misma bicicleta horizontal, donde un sujeto

incrementaba paulatinamente la velocidad de pedaleo, que a su vez aumentaba la velocidad de la llanta trasera de la bicicleta. En la Fig 13 se observan los elementos usados para la calibración.



Fig 13. Calibración de la velocidad de la llanta trasera

Nota: Interfaz gráfica del sistema de medición y velocímetro de la bicicleta horizontal. La interfaz gráfica, muestra las mediciones de todas las variables de interés. Además, cuenta con una sección de botones que permiten el control del almacenamiento, las pruebas y el tarado de las variables.

1.4.4. Freno

Por las necesidades del juego serio, donde solo era necesario saber si se había accionado o no el freno, más que una calibración solo se hizo una verificación de que cuando se presionaba el freno la medición llegará a su máximo, mientras que cuando no, la medida debía rondar su mínimo.

1.4.5. Distribución de presión

Al igual que en con el frenado, para la distribución de presión se hizo una calibración cualitativa. En este caso, se pedía a un sujeto que se sentará de diferentes formas sobre el cojín para de esta manera comprobar que los sensores activados correspondieran a la zona donde más presión se le hacía al cojín.

1.4.6. Frecuencia respiratoria

La calibración de esta variable se hizo con ayuda de un analizador de flujo de gases para ventiladores mecánico FLUKE VT650, el cual se debía usar con un sujeto de prueba el cual trataba de controlar su frecuencia respiratoria, empezando en una frecuencia baja, luego una

intermedia y una alta, para luego repetir el proceso en sentido inverso, en cada etapa el sujeto debía permanecer por 20 segundos. En la Fig 14 se visualiza como se realizó el proceso de calibración.

Sin embargo, por las características propias del sensor se tomó la decisión de almacenar la señal completa tanto del sistema diseñado como la del equipo patrón, y así, hacer la calibración posprueba. Este consistió en hacer un algoritmo en Python que tomara las señales almacenadas, las normalizara, graficara y finalmente hiciera el cálculo de las frecuencias respiratorias.

El cálculo de las frecuencias se realizó tomando la marca de tiempo del primer dato, de cada ciclo de respiración, en superar el umbral, que fue determinado por el promedio de la señal. Ya con esos tiempos, se determinaba el periodo de cada ciclo; para finalmente calcular la frecuencia respiratoria con el inverso del promedio móvil de los periodos.



Fig 14. Calibración del sensor de respiración con FLUKE VT650

Nota: Encerrado en rojo, sensor de respiración; Encerrado en amarillo patrón FLUKE VT650. El sujeto se encontraba realizando inhalaciones y exhalaciones, haciendo el intercambio del aire a través de la mascarilla y cuyo flujo se detecta con el patrón de medición, mientras que el sensor de respiración detecta el cambio del volumen del tórax durante su expansión y contracción.

1.5. Ajuste sistemas de medición

El ajuste de los sistemas se hizo de forma paralela a cada una de las tareas precedentes, ya que en todo momento que se encontraba una falla o error, se buscaba su pronta solución.

2. *Síntesis de los sistemas de medición en único sistema de medición*

2.1. Diseño y ajuste de piezas 3D para los sistemas de medición

Aunque ya existían algunas piezas de las fases anteriores del proyecto, con las tareas realizadas para cumplir el primer objetivo se encontraron algunos fallos en algunas de las piezas, y la falta que hacían de otras, así pues, fue necesario diseñarlas o rediseñarlas con el software Autodesk Inventor.

2.2. Diseño tarjeta PCB y tarjeta universal

Con la idea de tener un sistema único, pero a su vez modular, se diseñaron dos tarjetas, una para todas las variables cinéticas y cinemáticas, y otra para las fisiológicas. Así que, para la primera tarjeta se usó una tarjeta universal, debido a los pocos componentes que se necesitaban para el funcionamiento de este subsistema. Por otro lado, para las variables fisiológicas si contaba con más cantidad de componentes, por lo cual fue necesario diseñar una tarjeta PCB en el software Autodesk Eagle.

2.3. Diseño e implementación de almacenamiento de datos provisional.

Aunque para el proyecto general del grupo GIBIC se tenía pensado un almacenamiento de los datos de mayor robustez mediante el uso de una base de datos, debido a demoras en el desarrollo de este, fue necesario implementar un sistema de almacenamiento provisional para permitir la toma de los datos en las siguientes etapas del presente proyecto. Así que se diseñó desde la plataforma Node-Red, donde se guardaban los datos directamente en la raspberry en archivos de texto “.txt”. En este archivo se guardaba cada segundo un diccionario que contenía la información con el nombre de las variables como claves y las mediciones como los valores.

2.4. Acoplamiento de los sistemas de medición por firmware, software y hardware

La síntesis del firmware y software se hizo en la Raspberry Pi 4, más específicamente con el programa Node-red, migrando algunos códigos que se encontraban en Python o C, haciendo que la mayoría del firmware quedará dentro del mismo workspace (espacio de trabajo) pero en tres flujos diferentes, uno para las variables fisiológicas, otro para las cinéticas y cinemáticas;

y finalmente otro para enviar información por serial al juego serio. Además, dentro de cada flujo, la adquisición y procesamiento de cada una de las variables trabaja de forma independiente, permitiendo así, que en caso de que se presentase un fallo en la obtención de alguna de ellas, este no afectase a las demás. Sin embargo, el firmware no se sintetizó por completo en Node-Red, debido al uso de microcontroladores adicionales como el PSoC y el ESP32. No obstante, los datos obtenidos por dichas tarjetas se enviaban de forma constante por comunicación serial con la Raspberry Pi.

En cuanto al acople del hardware se realizó con la conexión de todos los sistemas a la Raspberry, a la tarjeta universal y al prototipo de la PCB. De esta forma se tendría todos los sistemas con capacidad de adquirir y procesar datos, a la vez que se comunicaban entre ellos.

2.5. Acople a bicicleta horizontal

Teniendo como punto de partida el acoplamiento que se hizo en la primera parte de este proyecto, únicamente se agregaron las nuevas piezas o las piezas modificadas. Para finalmente tener el sistema completo acoplado y funcionando en la bicicleta horizontal.

2.6. Prueba de funcionamiento y ajuste

Como se mencionó con anterioridad, a medida que se hacía cualquier avance a este le realizaba su prueba de funcionamiento y en caso de presentarse una falla se buscaba hacer su respectivo ajuste.

3. *Adquisición de datos y señales cinéticas de la bicicleta horizontal y fisiológicas de sujetos sanos.*

3.1. Diseño prueba de adquisición

Se diseñó el protocolo para toda la prueba de adquisición, desde la llegada del sujeto sano al sitio de pruebas, hasta las tareas que debía realizar el sujeto durante la prueba. Dichas tareas, se escogieron con el fin de evaluar algo en específico del sistema. En algunas se trataba de aislar el funcionamiento de los subsistemas de medición de cada variable, en otras se busca ver que todas las variables estuvieran en funcionamiento, mientras en otras se buscaba ver como reaccionaba el sujeto a una situación sin tener una retroalimentación visual. Lo último, se debe

a que la prueba se diseñó para hacerse sin conexión al juego serio. Para ver la prueba diseñada ir al Anexo A.

3.2. Prueba de adquisición

La prueba de adquisición se realizó a cinco sujetos sanos donde no hubo ningún criterio de exclusión como el peso, estatura, sexo, edad o enfermedades (ver TABLA I y Fig 15). La única condición era la de no tener amputación o falta de alguna de las extremidades del miembro inferior. Además, al final de la prueba se les hizo una encuesta a los pacientes para saber su opinión acerca de la prueba y la comodidad de la bicicleta horizontal.

TABLA I.
DATOS DE LOS SUJETOS QUE REALIZARON LA PRUEBA DE ADQUISICIÓN

Sexo	Edad	Altura	Enfermedad preexistente
F	22	1.63	No
F	21	1.65	No
F	24	1.53	No
M	35		Disautonomía
M	54	1.67	No



Fig 15. Sujetos realizando la prueba de adquisición

4. Verificación la integridad de los datos y señales adquiridos durante las pruebas con sujetos sanos

4.1. Diseño prueba de verificación

Es necesario aclarar que para este proyecto la verificación de la integridad de los datos hace referencia a la correspondencia de los datos que se obtuvieron con el sistema de medición frente a lo que sucedía realmente. Teniendo en cuenta esto y la prueba de adquisición que se hizo previamente, la prueba de verificación se diseñó para hacerse en tres fases. La primera fase consistía en hacer una inspección rápida de las señales, revisando que no hubiera comportamientos o valores muy por fuera de los rangos esperados. Si todo parecía correcto se continuaba con la segunda que constaba de una verificación del comportamiento de las variables, realizando una hipótesis de cómo debía ser este en cada paso de la prueba de adquisición, la cual se dividió en ocho etapas, para luego, poder comparar el comportamiento que presentó cada sujeto frente al que se esperaba.

Las ocho etapas que se tuvieron en la primera fase de verificación fueron

1. Datos en estado basal
2. Pedaleo constante en tres relaciones de velocidad diferente
3. Primer descanso
4. Pedaleo lento y rápido
5. Segundo descanso
6. Pedaleo dirigido
7. Pedaleo libre
8. Descanso final

En la tercera fase, solo se buscaba comparar con la literatura, que las mediciones obtenidas si estuvieran dentro de los rangos esperados. Para observar más detalladamente la prueba ir al Anexo B.

4.2. Prueba de verificación

Antes de realizar la prueba de verificación fue necesario realizar un post-procesamiento de los datos, el cual se hizo en Python con ayuda de las librerías NumPy, Matplotlib y ScipPy. Y

usando programación orientada a objetos (POO), para tratar cada sujeto como un objeto el cuál podía extraer los datos, de la prueba de adquisición, del archivo de texto donde se almacenó en múltiples diccionarios la información. Para luego, guardar en un solo diccionario la totalidad de los datos de cada variable. Posteriormente se normalizaron los datos y finalmente se graficaron. En el caso de la respiración y el pulso también se les hizo un filtrado pasa-bajas para eliminar el ruido presente, ya que, a diferencia de las demás variables, para estas dos se guardaron todos los datos ADC de 12 bits obtenidos. Finalmente para la distribución de presión se generó una reconstrucción en video con las imágenes correspondientes a cada dato capturado por el cojín.

Ahora bien, con las gráficas obtenidas del post-procesamiento se procedió a seguir el paso a paso de la primera fase de la prueba de verificación. Mientras que para la segunda fase únicamente se tomaron los máximos, mínimos y promedios de las señales.

V. ANÁLISIS Y DISCUSIÓN DE RESULTADOS

Con el fin de presentar el progreso que se tuvo a lo largo de todo el proyecto, a continuación, se puede observar los resultados que se obtuvieron durante la ejecución de cada una de las etapas.

1. Ajuste de los sistemas de medición de variables cinéticas, cinemáticas y fisiológicas

La primera de las variables en implementar su sistema de medición fue la del frenado, para la cual se contaba con el sensor de flexión, el cual fue caracterizado en tres posiciones, en tres mediciones diferentes (ver TABLA II). Teniendo esos valores, se vio que el sensor de flexión cuenta con un nivel alto de histéresis, haciendo que para una misma posición la resistencia varíe significativamente. Sin embargo, siempre se va a tener que a mayor flexión mayor será la resistencia. Así que, se decidió que independientemente del acondicionamiento que se hiciera a la señal, esta debería tener una etapa de tarado. Teniendo en cuenta lo anterior y que lo más importante es saber si el sujeto presionó o no el freno, se optó por diseñar un divisor de voltaje para que el sistema tuviera una mayor sensibilidad en los instantes iniciales de cuando es presionado el freno; de ese divisor de voltaje la señal finalmente pasa por el ADC y es procesada en la Raspberry, como se ve en la Fig 16. Con el procesamiento se buscó que la medición arrojará valores entre cero y uno, dando uno cuando la flexión fuera la máxima y cero en la mínima.

TABLA II
CARACTERIZACIÓN DEL SENSOR DE FLEXIÓN

Posición	Resistencia(Ω)		
	Primera medición	Segunda medición	Tercera medición
Recto	39 K	30K	45K
Semiflexionado	112K	101K	123K
Flexión completa	217K	195K	206K

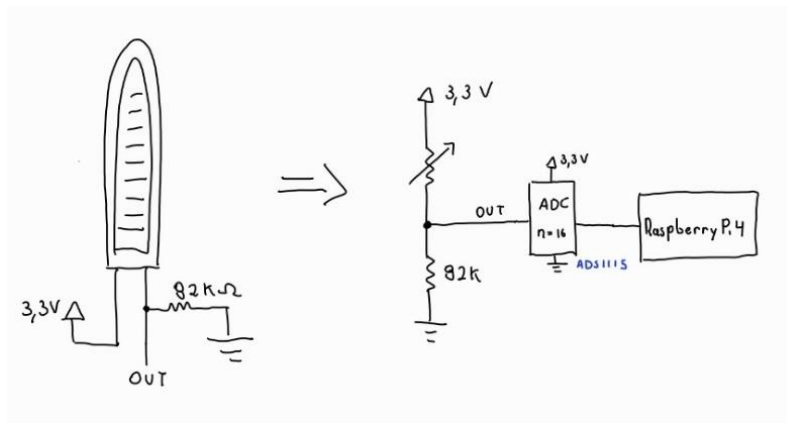


Fig 16. Diseño sistema de medición del frenado haciendo uso de un sensor de flexión

En cuanto a la distribución de presión, se contaba con el cojín diseñado por el grupo GIBIC con su hardware completamente implementado. Sin embargo, le hacía falta parte de su firmware, ya que únicamente lograba leer e imprimir la lectura de solo uno de los sensores, por cual se desarrolló la parte faltante en el IDE de Arduino para programar el ESP32 que enviaba las instrucciones a un shift register y a un demultiplexor para recorrer toda la matriz de sensores, guardar sus valores de ADC y finalmente enviarlos por comunicación serial a un computador o a la raspberry. Además, se desarrolló un programa para la visualización de los datos enviados por el cojín en Python, con ayuda de la librería OpenCV, que a su vez permitiría más adelante hacer las pruebas de funcionamiento y calibración.

La última de las variables que faltaba por ser implementada completamente fue la cadencia, que a pesar de tener su pieza de acople diseñado y que su sensor fuera el sensor mismo utilizado para la velocidad (seguidor de línea TCRT5000), aún carecía de su firmware, así que se desarrolló un algoritmo en Node-RED (ver Fig 17), el cual consistía en detectar la interrupción cuando el pedal pasaba por delante del sensor, medir el tiempo entre interrupciones y finalmente con estos tiempos realizar un promedio móvil de cuatro interrupciones para calcular la cadencia de pedaleo.

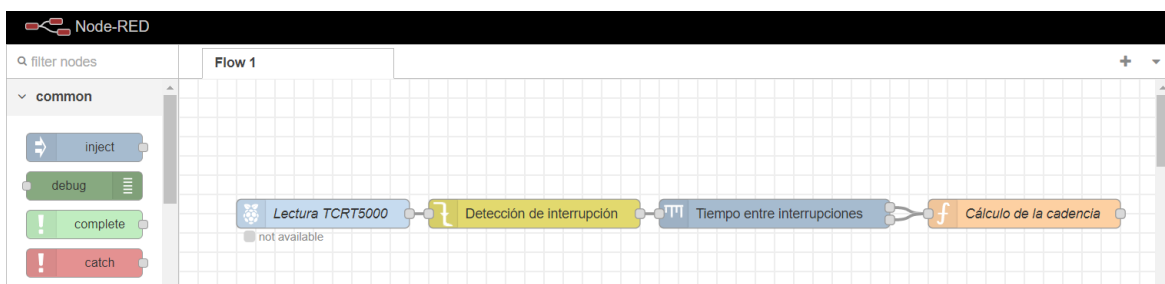


Fig 17. Implementación del algoritmo de cálculo de cadencia en Node-RED

Con todos los sistemas en funcionamiento, se hizo el acople de los sensores de variables cinéticas y cinemáticas a la bicicleta horizontal, como se observa en la Fig 18. Por otro lado, los sensores de variables fisiológicas no fueron acoplados como tal a la bicicleta, a excepción del cojín, debido a que estos no actúan sobre ella sino en el sujeto (ver Fig 19).

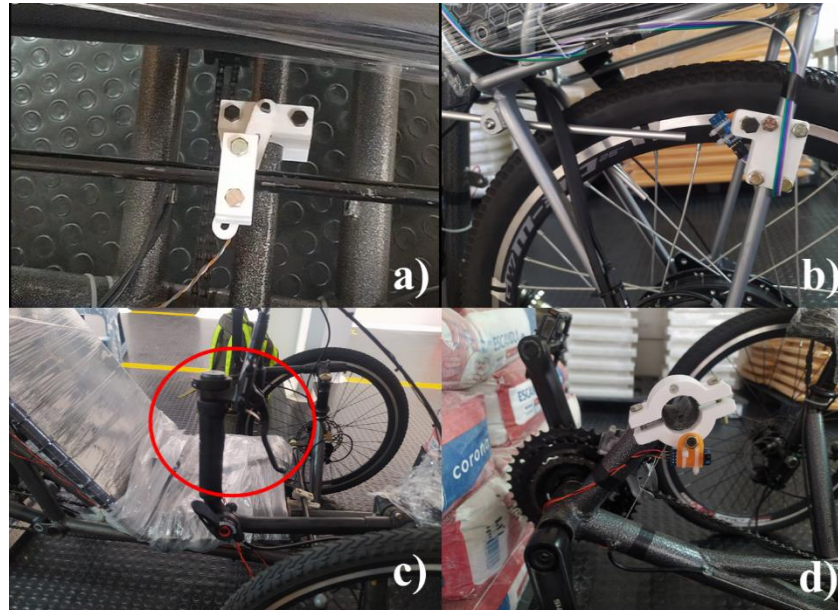


Fig 18. Sensores de variables cinéticas y cinemáticas acoplados a la bicicleta horizontal

Nota: a) Sensor de giro, b) sensor de velocidad, c) sensor de frenado, d) sensor de cadencia.



Fig 19. Sensores de respiración y de pulso, ubicados en un sujeto que usa la bicicleta horizontal

Nota: a) Sensor de respiración, b) Sensor de pulso ubicado en el lóbulo de la oreja, pero en las pruebas se ubicó en el pulgar, c) Sensor de respiración cuando se hace una inspiración, d) Sensor de respiración cuando se hace una exhalación y e) Cojín para la captura de la distribución de presión.

Después de ver que cada uno de los sensores se podían acoplar correctamente a la bicicleta, se prosiguió con la calibración y ajuste de estos. El primero fue el sensor de giro y los resultados de su calibración se aprecian en la TABLA III.

TABLA III
CALIBRACIÓN SENSOR DE GIRO

Angulo Real	Angulo Medido sentido antihorario	 Error 	Angulo Medido sentido horario	 Error
-90	-90	0	-90	0
-85	-86,28	1,28	-86,64	1,64
-80	-82,69	2,69	-82,21	2,21
-75	-77,9	2,9	-76,58	1,58
-70	-71,19	1,19	-72,26	2,26
-65	-66,75	1,75	-67,47	2,47
-60	-61,72	1,72	-61,6	1,6
-55	-57,16	2,16	-57,04	2,04
-50	-51,17	1,17	-51,29	1,29
-45	-46,02	1,02	-46,38	1,38
-40	-41,34	1,34	-40,99	0,99
-35	-35,71	0,71	-34,75	0,25
-30	-30,32	0,32	-30,08	0,08
-25	-25,05	0,05	-24,45	0,55
-20	-20,25	0,25	-19,41	0,59
-15	-15,22	0,22	-14,38	0,62
-10	-10,79	0,79	-9,83	0,17
-5	-5,51	0,51	-5,39	0,39
0	0	0	0	0
5	4,21	0,79	5,26	0,26
10	9,08	0,92	9,74	0,26
15	13,42	1,58	15,13	0,13
20	19,87	0,13	19,87	0,13
25	23,95	1,05	25	0
30	29,21	0,79	30,53	0,53
35	34,47	0,53	36,18	1,18
40	39,21	0,79	40,53	0,53
45	45	0	46,05	1,05
50	50,13	0,13	50,66	0,66
55	55	0	55,26	0,26
60	60,53	0,53	59,61	0,39
65	65,79	0,79	65,66	0,66
70	70,66	0,66	70,26	0,26

75	75,26	0,26	75,79	0,79
80	80,26	0,26	80,39	0,39
85	85,13	0,13	85,92	0,92
90	90	0	90	0

Según dichos resultados y la gráfica con los porcentajes de error de la Fig 20, se puede decir en primer lugar que el potenciómetro es un instrumento que puede medir el giro con gran exactitud debido a que los errores no superan el 3%, además que cuenta con una baja histéresis ya que la variación entre una medición y otra, para la misma posición no es significativa como se logra ver la Fig 21.

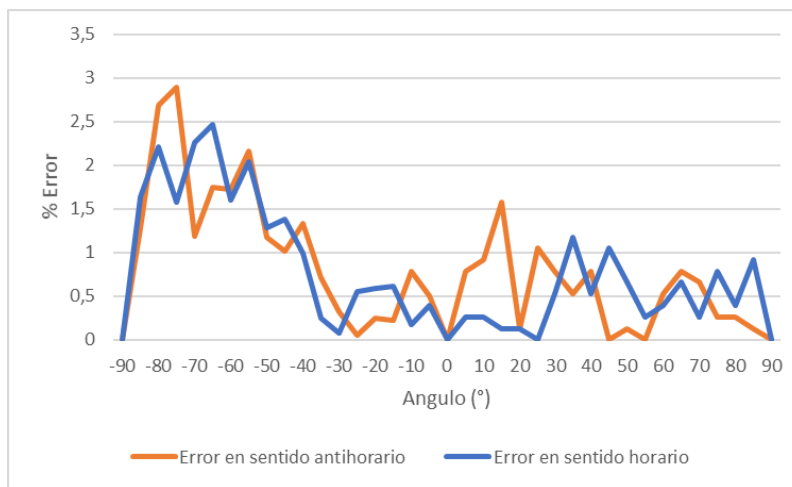


Fig 20. Porcentaje de error en la calibración del giro

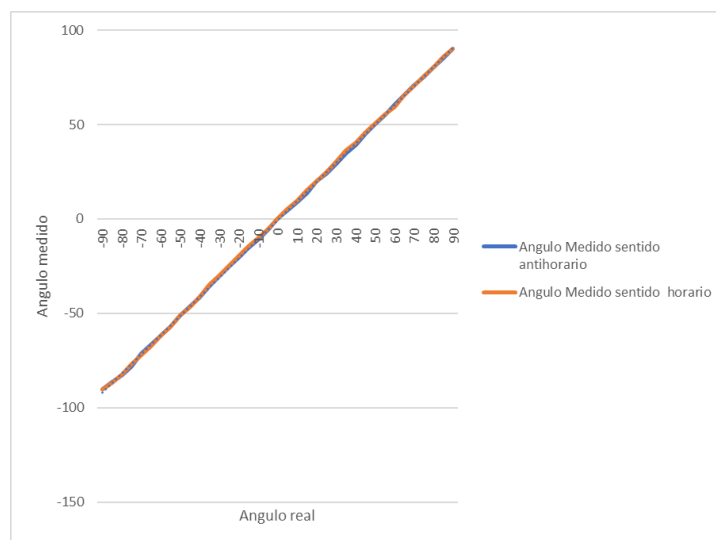


Fig 21. Ángulo medido vs Ángulo real, como muestra de la histéresis del sensor de giro.

A pesar de que la calibración arrojó muy buenos resultados, estos corresponden al sistema de medición del giro desacoplado de la bicicleta. Por lo que al acoplarlo, la pieza diseñada no permite una relación lineal entre el giro del potenciómetro y el giro del manubrio como se ve en la Fig 22. Debido a lo anterior, para disminuir el error se decidió dividir la función de transferencia (Angulo/ADC) en dos secciones, una para los ángulos negativos y otra para los ángulos positivos, donde en ambas se haría una aproximación lineal por simplicidad. Los tres valores tomados para definir la función de transferencia fueron el valor ADC para cero grados, para el ángulo máximo a la derecha y el ángulo máximo a la izquierda, que según Kinovea fueron 30° y 32° respectivamente.

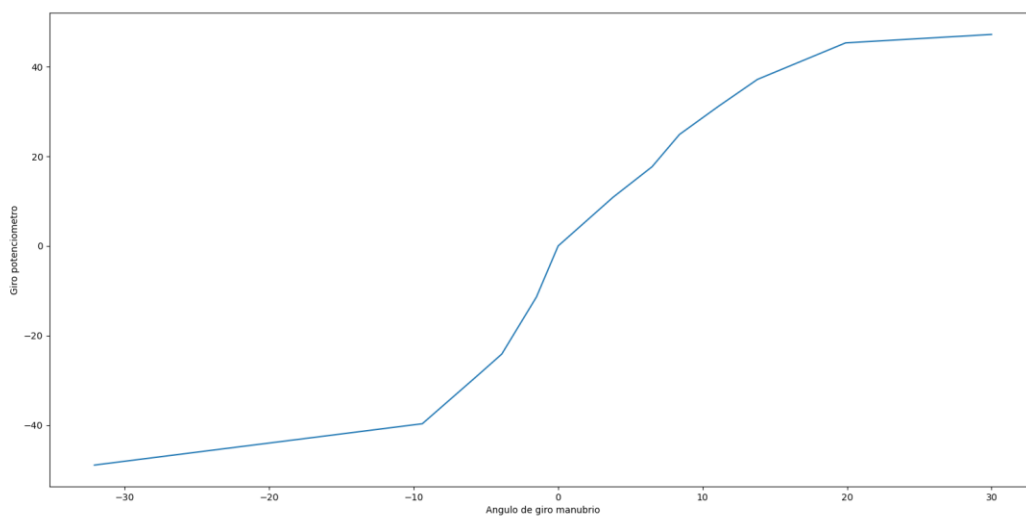


Fig 22. Ángulo medido vs ángulo de giro del manubrio

El segundo sensor en ser calibrado fue el de cadencia y las mediciones se detallan en la TABLA IV. Cabe resaltar que para esta prueba era de gran dificultad mantener una cadencia de forma constante, así que los datos tomados fueron aquellos que después de cierto tiempo se mostraran estables tanto en el tacómetro como en la interfaz gráfica del sistema de medición desarrollado.

TABLA IV
CALIBRACIÓN SENSOR DE CADENCIA

Cadencia medida por el sistema (RPM)	Candencia medida por el tacómetro (RPM)	%Error
82,22	80,44	2,21
66,11	67,87	2,59
65,72	67	1,91

73,53	72,42	1,53
74,07	73,95	0,16
83,23	81,48	2,15
83,14	82,15	1,21
92,26	89,47	3,12
124,1	124,5	0,32

Los datos tomados muestran que la medición de la cadencia cuenta con una gran exactitud al solamente tener un error que supere el 3% del esperado. Sin embargo, se debe aclarar que al sistema le toma entre cuatro y cinco pedalazos para estabilizar la medición, debido a que se hace el cálculo con un promedio móvil, lo cual sacrifica la velocidad de estabilización por disminuir el error en la medida.

El siguiente sensor en ser calibrado fue el de velocidad, que se ve en la TABLA V, presentan porcentajes de error demasiado grandes, de incluso más del 20%. Sin embargo, en ningún momento la diferencia entre la medición dada por el velocímetro y por el sistema implementado es de más de 1.1km/h, además se logra visualizar una tendencia, a excepción de la medición 6, a disminuir el error a medida que aumenta la velocidad.

TABLA V
CALIBRACIÓN SENSOR DE VELOCIDAD

Número de medición	Velocidad medida por el sistema (km/h)	Velocidad medida por el velocímetro (km/h)	Error (km/h)	%Error
M1	2,89	3,7	0.81	21,89
M2	4,19	4,9	0.71	14,49
M3	5,4	5,6	0.20	3,57
M4	6,69	7,2	0.51	7,08
M5	7,42	7,8	0.38	4,87
M6	10,8	11,9	1.10	9,24
M7	12,5	12,7	0.20	1,57
M8	13,01	13	0.01	0,08

Seguidamente, se evaluó el sensor de frenado, que más que una calibración, se hizo una prueba de funcionamiento (ver Fig 23). Esta prueba se repitió cinco veces y en cada uno de ellos el resultado fue el esperado, es decir, cuando el freno no era presionado la medición daba aproximadamente 0% y cuando era completamente presionado al redor del 100%. En este caso se habla de

aproximados debido a, como se mencionó anteriormente, la histéresis propia del sensor, que aun así al pasar por un proceso de tarado, era muy poco probable obtener la misma medición dos veces.

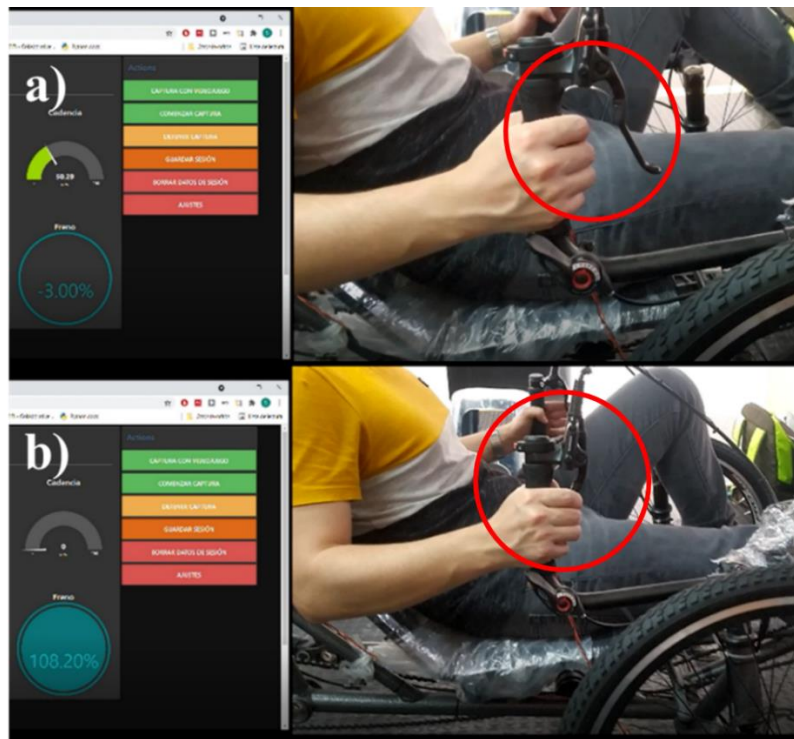


Fig 23. Prueba de funcionamiento del freno.

Nota: El freno y el sensor de frenado se encuentran encerrados en rojo, en azul se observa la medición de la cantidad de frenado. a) El freno se encuentra sin presión, así que su medición se encuentra alrededor de 0%; b) El freno se encuentra presionado y la medición se encuentra cercano al 100%. En ambos casos no dan resultados exactos debido a la histéresis presentada por el sensor de flexión utilizado para medir el frenado.

En cuanto al proceso de calibración del sensor de frecuencia respiratoria sus resultados post-prueba se presentan en la Fig 24 con la comparación entre la señal tomada por el FLUKE VT650 y el sensor de respiración desarrollado en el proyecto. Hay que tener en cuenta, que el equipo patrón y el sensor miden la frecuencia respiratoria según dos fenómenos diferentes, lo cual se puede observar como un desfase entre ambas señales, ya que, mientras el equipo detecta la señal del flujo de aire, el sensor toma el cambio del volumen torácico para hacer sus cálculos, por lo tanto, cuándo el volumen torácico está en su máximo o mínimo, es porque el flujo de aire es nulo.

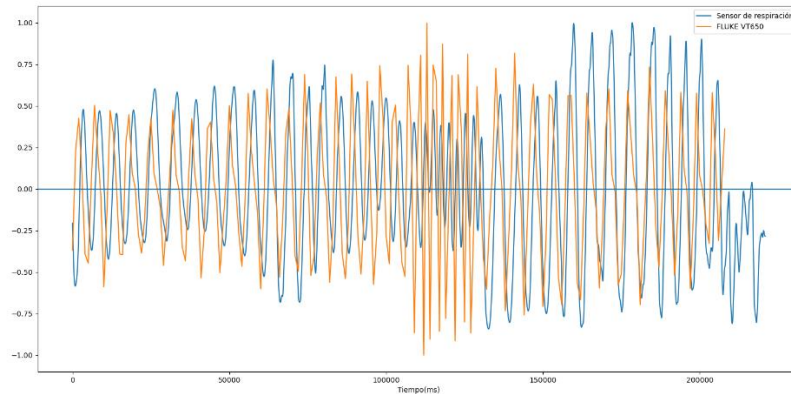


Fig 24. Comparación de señales respiratorias (Sensor de respiración - FLUKE VT650)

Ambas señales presentaron un comportamiento bastante similar, por ejemplo, al principio de la prueba que al sujeto se le solicitó respirar lento, se observa por simple inspección visual que la distancia entre picos es mayor (en las dos señales) que en el medio de la prueba cuando el sujeto debía respirar con más velocidad. Sin embargo, se ven algunas diferencias en las amplitudes de las señales, pero estas diferencias no son de interés porque provienen de dos variables diferentes (flujo de aire y volumen torácico) y por lo tanto no hay punto de comparación. Dado esto, se decidió hacer un análisis frecuencial de ambas señales a lo largo de la prueba (Fig 25) mostrando claramente la semejanza que existe en la componente frecuencial que es la variable de interés en este caso.

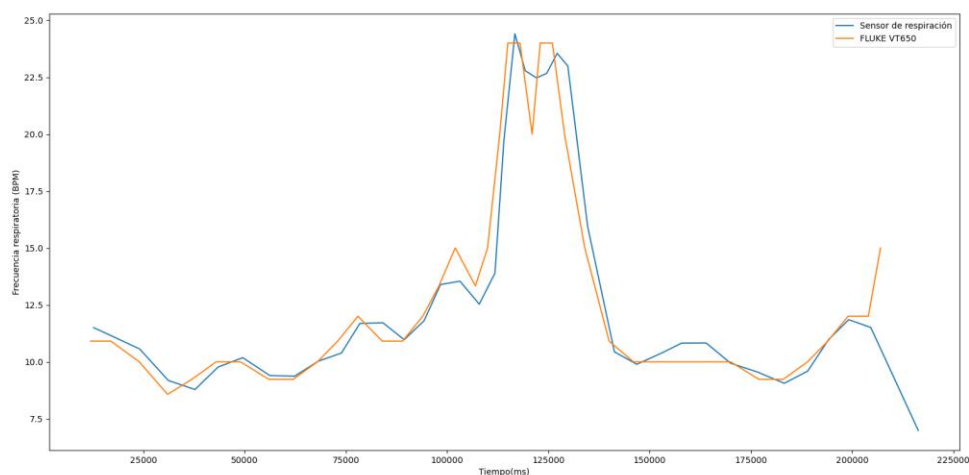


Fig 25. Comparación comportamiento de la frecuencia respiratoria entre equipo patrón y sensor diseñado.

Al ver dicha gráfica, se puede concluir que el sensor de respiración tiene una gran exactitud, ya que ambas curvas siguen un camino muy similar. Lastimosamente, debido a que las marcas de

tiempo donde se tomaba la medición del patrón FLUKE VT650 y el sensor de respiración eran diferente, no se logró calcular en el error correspondiente a cada punto medido.

Aunque la calibración presentó muy buenos resultados, se debe aclarar que el sensor de respiración se vio bastante afectado por ruido de la red eléctrica y se debió diseñar un filtro adicional en su post procesamiento para atenuar dicha influencia. Además, se notó que el offset de la señal es bastante sensible a pequeños cambios en la ubicación del sensor, por lo cual, en una sola prueba se podrían necesitar de diversos umbrales para hacer los cálculos de las frecuencias respiratorias. Teniendo en cuenta lo anterior, se estableció que para las siguientes pruebas la señal respiratoria sería dividida en varios intervalos, para así encontrar el umbral que corresponde a cada uno de estos y obtener unos resultados más cercanos a la realidad.

Finalmente, la calibración del cojín de distribución de presión, al igual que con el sensor frenado, consistió en una prueba de funcionamiento de sus elementos sensitivos. En la Fig 26 se ve la primera prueba que se llevó a cabo, mostrando unos resultados positivos, debido a que, cuando se le ponía un objeto al cojín, se visualizaba que los sensores con mayor actividad eran los correspondientes a la ubicación del objeto. No obstante, cuando no había ningún elemento haciendo presión, se observan algunos puntos con actividad, cuando en realidad no deberían, indicando que cada sensor podría tener un offset diferente al resto del grupo de sensores y por lo tanto fue necesario realizar un acondicionamiento que permitiera limpiar la visualización de los valores de distribución de presión.

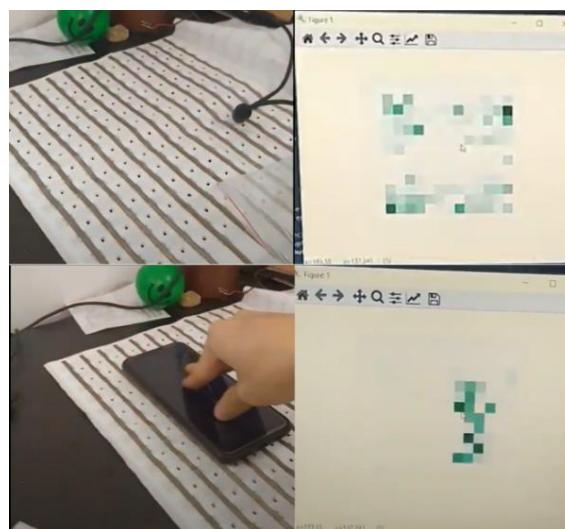


Fig 26. Primera prueba de funcionamiento del cojín de medición de distribución de presión.

Realizando los ajustes de los errores que se presentaron en esta primera prueba, se continuó con una segunda prueba, pero esta vez con un sujeto haciendo uso de la bicicleta horizontal como se ve en la Fig 27. Con esta prueba se logró ver un correcto funcionamiento en la captura de los datos por parte del cojín, debido a que según las imágenes se activan los sensores correspondientes a la zona en que se ejerce una mayor presión; aunque se notaba un retraso en el envío y visualización de estos datos que puede deberse a la gran cantidad de sensores que se leen y envían, provocando que el sistema no sea capaz de terminar de capturar todos los valores con una frecuencia mayor a la frecuencia con que hay cambios en la distribución de presión en el cojín, incumpliendo de esta manera el teorema de Nyquist, el cual explica que la frecuencia de muestreo de una señal debe ser por lo menos dos veces mayor a la máxima frecuencia de la señal que se está midiendo [34].

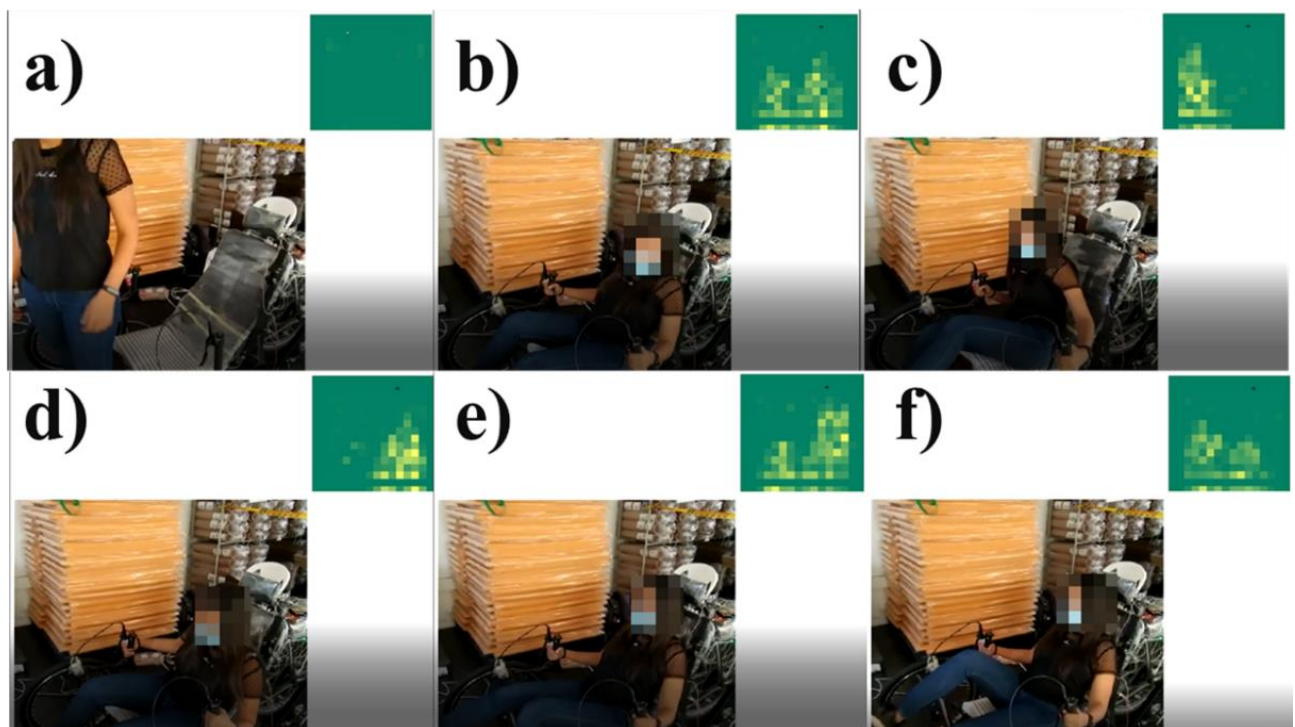


Fig 27. Segunda prueba de funcionamiento del cojín

Nota: a) Cojín sin presión, b) Sujeto sentado normalmente, c) Sujeto haciendo presión a su derecha, d) Sujeto haciendo presión a la izquierda, e) Sujeto pedaleando con pierna izquierda más apoyada que la derecha y f) Sujeto pedaleando con pierna derecha más apoyada que la izquierda.

2. Síntesis de los sistemas de medición en único sistema de medición

Algunos de las tareas de esta fase se realizaron en paralelo con la fase anterior, entre ellos el diseño y ajuste de las piezas 3D; y la implementación del almacenamiento de datos, que incluso se utilizó para la calibración de algunos sensores.

La pieza que se debió rediseñar fue la correspondiente al sensor de cadencia, el cual se reubicó para evitar que el paso de la pierna al pedalear pudiera provocar una lectura de datos no deseada. Así que pasó de estar a la altura del pedal, a estar casi al inicio de la biela como se ve en la Fig 28; y su diseño, en esencia continuó siendo el mismo, solo con algunas modificaciones en las dimensiones para que se ajustará correctamente en su nueva posición.

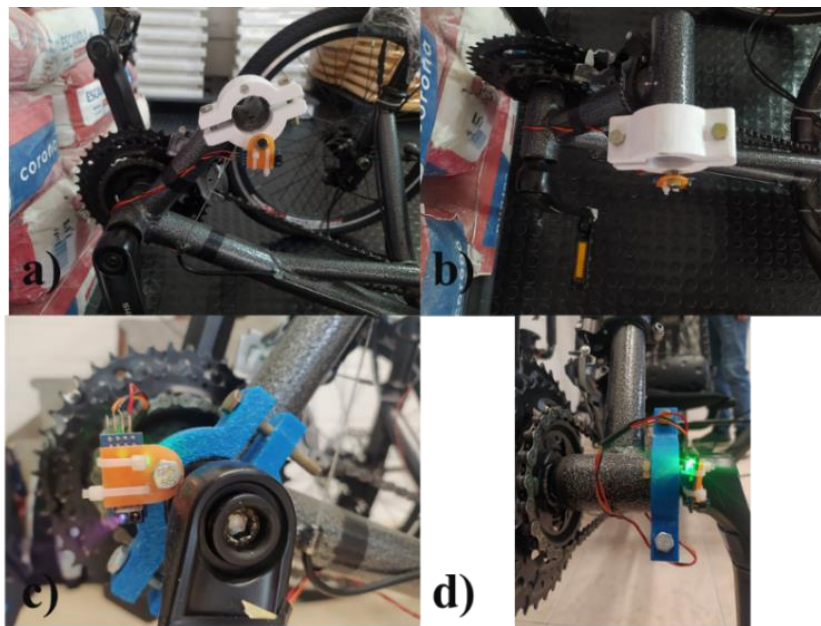


Fig 28. Cambio de ubicación y diseño de la pieza de acople del sensor de cadencia

Nota: a) y b) Acople de sensor de cadencia original; c) y d) Nuevo acople de sensor de cadencia y nueva ubicación.

Luego, la pieza que se tuvo que diseñar completamente fue el acople del sensor de respiración, para este se tenía unas piezas de madera (ver Fig 29), sin embargo, no se ajustaban bien a las necesidades del sistema. Por dicha razón se diseñó un par de piezas mediante impresión 3D que permitieran su ajuste a una correa, que tuvieran un pasaje para el cableado y lo más importante que tuviera la capacidad de sujetar al sensor de tal manera que logrará funcionar correctamente.

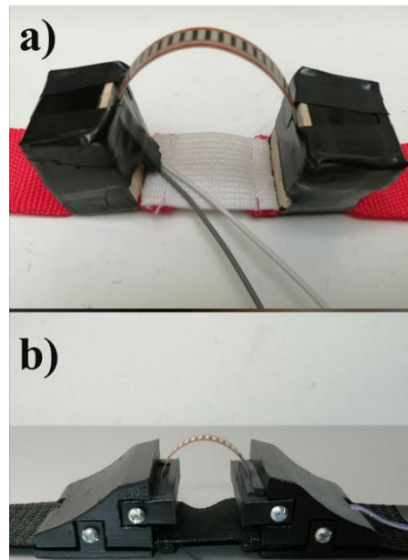


Fig 29. Piezas para acople del sensor de respiración.

Nota: a) Pieza original, hecha en madera y sensor sujetado con cinta aislante b) Nueva pieza, realizada con ABS por impresión 3D

Finalmente, respecto a los ajustes que se hicieron a los acoples, para el sistema de medición de la frecuencia cardíaca, no se tenía ni se tuvo que diseñar ninguna pieza, no obstante, si se tuvo que hacer un ajuste en su ubicación. Originalmente se encontraba en una de las orejas, pero se acordó moverlo al dedo pulgar izquierdo. La razón de este cambio es que la intensidad de la pulsación que se percibe en la oreja es más baja que la percibida en el pulgar durante el pedaleo, incluso en algunas personas nunca se logró captar la señal cardíaca desde la oreja.

Posteriormente, para robustecer tanto el sistema de medición de variables fisiológicas, como el de variables cinéticas y cinemáticas; se diseñaron una PCB y un circuito en tarjeta universal respectivamente. Ya que, que con el sistema conectado a proto-boards se hacía muy susceptible a fallos por la desconexión del cableado o alguno de los otros elementos electrónicos. La razón de que una se hubiera realizado como PCB y la otra en una tarjeta universal, se debe a que la segunda no cuenta con un esquemático tan complejo, como se aprecia en las Fig 30 y Fig 31; esto se debe a que esta tarjeta se utiliza principalmente para alimentar los sensores (tensiones provenientes desde la raspberry) con 5V para el sensor de velocidad y cadencia; y 3.3 V para el de giro y el de frenado, además de servir como soporte para la tarjeta del ADC (ADS-1115).

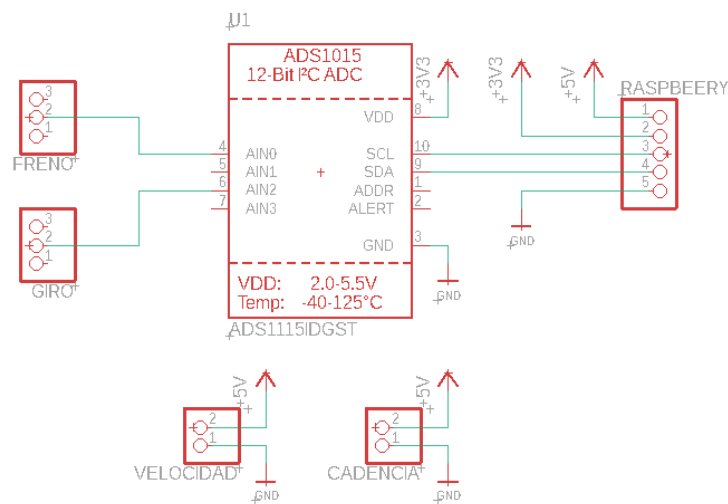


Fig 30. Esquemático tarjeta del sistema de medición de variables cinéticas y cinemáticas.

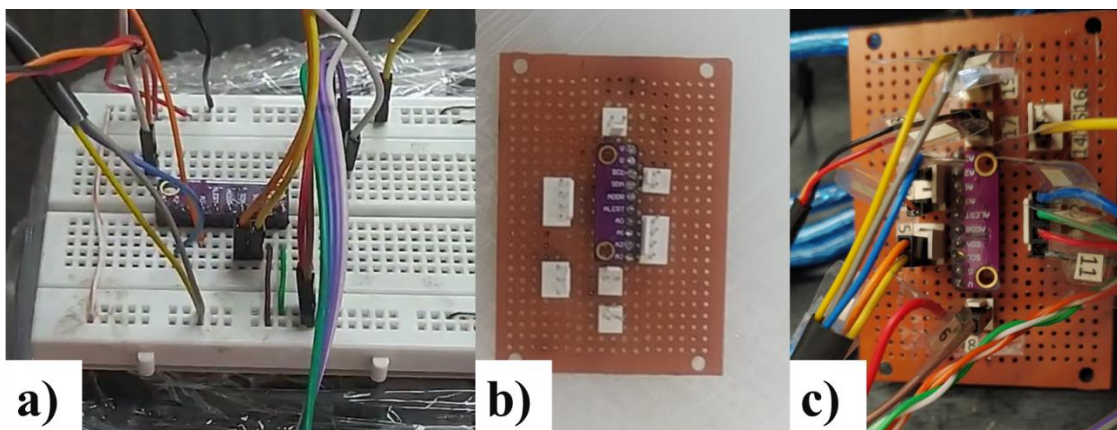


Fig 31. Antes y después de la tarjeta del sistema de medición variables cinéticas y cinemáticas.

Nota: a) Protoboard con el ADS1115 y todas las conexiones correspondientes al sistema de medición de variables cinéticas y cinemáticas. b) Tarjeta universal con ADS1115 y pines de entrada soldados. c) Tarjeta para sistema de medición de variables cinéticas y cinemáticas, en funcionamiento.

Por el lado de las variables fisiológicas, si contaban con un sistema de adquisición más complejo que se componía del PSoC, fases de acondicionamiento de las señales, incluyendo filtrado y amplificación; interruptores y botones para selección de la modalidad de procesamiento de las señal y tarado de las mismas; y elementos que servían de apoyo visual y auditivo. En la Fig 32 se puede ver detalle el esquemático correspondiente a la PCB y en la Fig 33 el diseño final de la tarjeta.

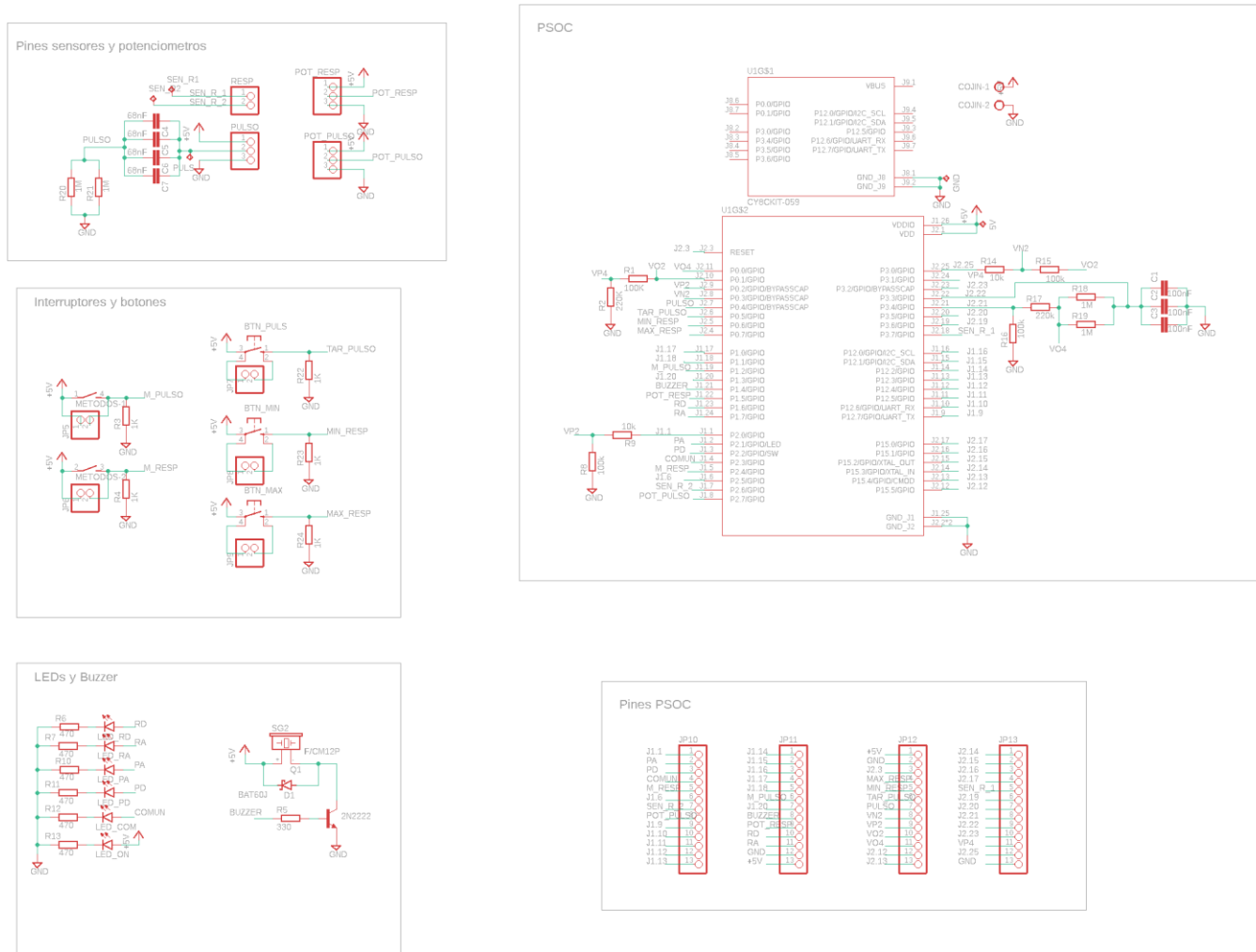


Fig 32. Esquemático PCB para el sistema de medición de variables fisiológicas

Nota: El esquemático se encuentra dividido en cinco secciones, una correspondiente al PSOC y el acondicionamiento de algunas señales; Pines de entrada para los sensores; Interruptores y botones, para definir el umbral de las mediciones; LEDs y Buzzer, como ayuda visual y auditiva para verificar el correcto comportamiento del sistema; y Pines del PSOC, si se da la necesidad de agregar nuevos elementos al sistema.

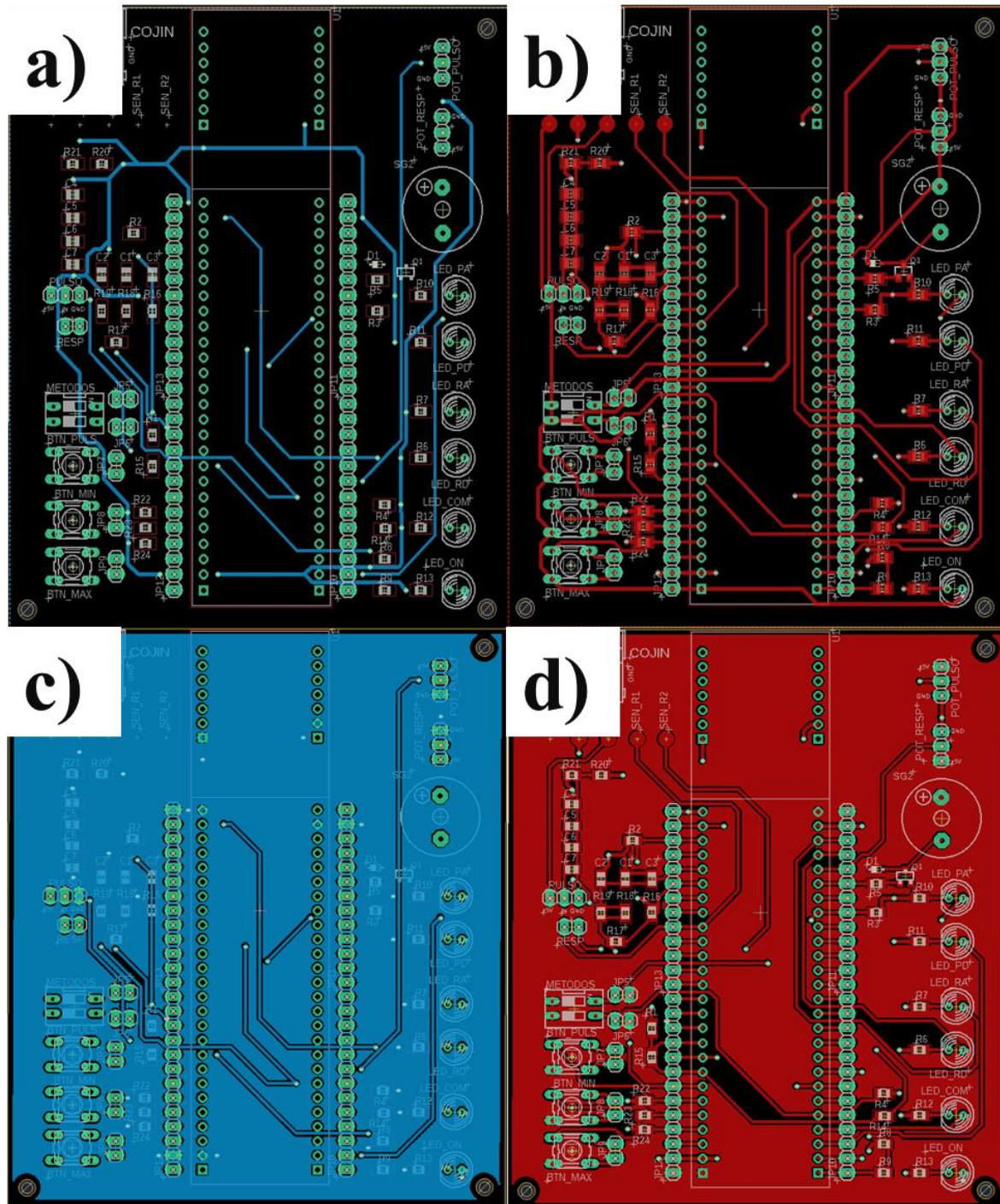


Fig 33. Diseño PCB para el sistema de medición de variables fisiológicas.

Nota: a) Parte inferior de la tarjeta; b) Parte superior de la tarjeta; c) Parte inferior de la tarjeta con plano de tierra; d) Parte superior de la tarjeta con plano de 5V

Para finalizar esta etapa se implementó un sistema de almacenamiento útil para los fines de este trabajo de investigación, pero no lo suficientemente eficiente para el proyecto global, debido a que

cada vez que se realizaba una prueba esta se guardaba con el nombre del sujeto en un archivo “.txt”, haciendo de esta manera que se tuviera gran cantidad de archivos, lo cual dificultaba el manejo de la información de las pruebas. Además, para obtener esta información se necesitó diseñar otro algoritmo para tomar los datos y posteriormente realizarles su debido procesamiento. A pesar de todas su desventajas, fue de gran ayuda para las etapas sucesivas. En la Fig 34 se puede apreciar el flujo diseñado en Node-Red y un ejemplo de cómo se almacenaban los datos.

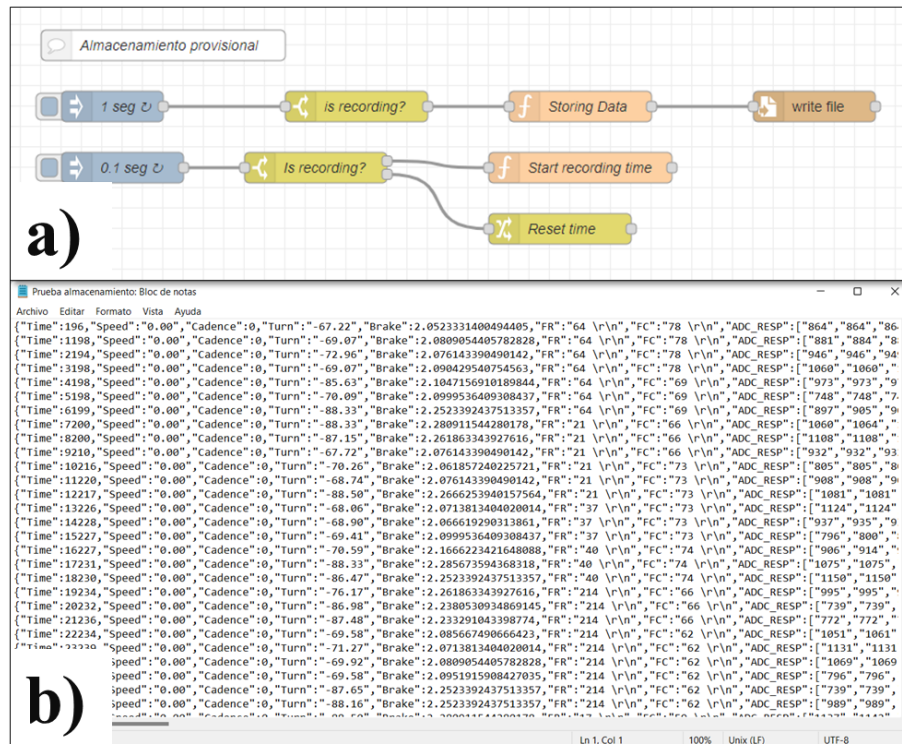


TABLA VI
RESULTADOS ENCUESTA DE USABILIDAD CON PREGUNTAS CERRADAS

Pregunta\Sujeto	S1	S2	S3	S4	S5
Si tuviera el triciclo en mi casa, creo que me gustaría usarlos frecuentemente.	5	5	5	5	4
Me sentí muy seguro al usar el triciclo.	4	5	5	5	5
Fue complejo, más de lo necesario, maniobrar el triciclo al hacer la prueba.	1	2	2	1	1
Creo que necesitaría ayuda de un experto si pudiera volver a usar el triciclo.	1	1	1	1	1
Encontré muchos problemas al utilizar el triciclo.	1	1	2	1	1
Pienso que la mayoría de las personas aprenderían a usar rápidamente el triciclo.	5	4	5	1	5

Nota: La respuesta de cada pregunta era en una escala de uno a cinco, siendo 1 como “Totalmente en desacuerdo” y 5 como “Totalmente de acuerdo”

Con los resultados de la TABLA VI, se puede decir que la bicicleta horizontal, llamada en la encuesta como “triciclo”, se siente estable y seguro durante su uso, además de que no es de gran complejidad aprender a usarlo. Estas respuestas son satisfactorias, debido a que la población a la que realmente es dirigido el proyecto, pacientes con amputación de miembro inferior; necesitan de un vehículo que les de seguridad y sea de fácil maniobrabilidad.

TABLA VII
RESULTADOS ENCUESTA DE USABILIDAD CON PREGUNTA ABIERTA

Pregunta/Sujeto	S1	S2	S3	S4	S5
¿Qué dificultades encontró en el momento de realizar las tareas?	Fue difícil mantener una velocidad constante y fue difícil imaginar la esquivada de los obstáculos	A veces se generan confusiones en la instrucción al momento de realizar las curvas por izquierda y derecha	Montarme en el triciclo	Ninguna	Ninguna
¿Hubo dificultades técnicas durante la sesión?	Si, no se logró medir la distribución de presión	Se demoró el proceso de calibración del sensor de	No	No	No

		frecuencia respiratoria			
¿Tuvo que pedir ayuda para entender cómo usar el sistema?	Si, para las indicaciones de cuando pedalear y cuándo no	No	No	No	No
¿Tomó demasiado tiempo entender cómo funcionaba el dispositivo?	No realmente	No	No	No	No
¿Algunas partes del dispositivo fueron incómodas?	Un poco el asiento	No	Los tornillos de la correa del sensor de respiración	No	Ninguna
¿Cómo se sintió al terminar el ejercicio?	Un poco cansado y agitado	Bien, me estaba empezando a sentir agitada luego de la prueba	Muy cansada	Un poco agitado	Bien
¿Qué piensa acerca de la duración de la experiencia?	Estuvo un poco larga	Es adecuada	Fue el tiempo justo	ACEPTABLE	Fue bueno
¿Usarías este sistema para hacer ejercicio?	Si, pero quizás con menos movimiento en el sistema y menos fricción	Si	Si	Si	Si
¿Consideras que este sistema puede ser útil para otro tipo de público?	Si	Si, por ejemplo, para usuarios con dispositivos de apoyo para la movilidad como prótesis, o también para personas en procesos de rehabilitación muscular	Si, puede servir incluso para entretenimiento	Si muy cómoda	Si, Podría adaptarse

De las respuestas observadas en la TABLA VII, en relación con la prueba se vio que en general los sujetos sintieron que tuvo una duración adecuada, sin embargo, fatigante, ya que la mayoría terminó con signos de cansancio y agitación. Otra de las anotaciones que se tiene de la prueba es que algunos de los pacientes expresaron que sintieron dificultad para llevar a cabo las instrucciones cuando estas conllevaban a imaginarse en una situación que les podría ocurrir usando la bicicleta de forma dinámica en el exterior. Esto último se podría resolver fácilmente, con la

retroalimentación visual que brinda el juego serio. Ahora bien, en relación con dificultades que se presentaron con la prueba, con uno de los sujetos no se lograron almacenar la totalidad de las variables, con otro hubo demoras en la calibración del sensor de respiración y finalmente hubo algunas molestias por incomodidad con ciertas partes del sistema. A pesar de que se presentaron estos problemas, se ve que no fueron el común denominador, por lo cual se puede considerar que la bicicleta y todo su sistema acoplado, están aptos para comenzar a realizar pruebas en conexión con el juego serio y posteriormente con población que tenga prótesis de miembro inferior. Dando por supuesto que se seguirá con el mejoramiento continuo del sistema, para optimizar la experiencia de los usuarios.

4. Verificación la integridad de los datos y señales adquiridos durante las pruebas con sujetos sanos

La verificación de los datos se llevó a cabo según el “Protocolo de verificación integridad de los datos adquiridos”, sin embargo, para la presentación de los resultados de la prueba se dividieron en dos secciones, una para las variables cinéticas y cinemáticas; y otra para las fisiológicas.

Cabe aclarar que, para todas las etapas, la duración ejecutada por cada sujeto no es completamente igual debido a factores humanos al momento de dar las instrucciones en el cambio de etapa, por lo cual al final o al inicio de una etapa se pueden presentar algunas inconsistencias frente al resultado esperado.

4.1. Variables cinéticas y cinemáticas

Lo primero a analizar son las gráficas de las Fig 35, Fig 36, Fig 37 y Fig 38 que corresponden a las etapas 1,3,5 y 8 respectivamente; donde los sujetos se encontraban en estado basal o en alguno de los descanso y el comportamiento esperado de las variables cinemáticas era de permanecer estables o incluso nulas.

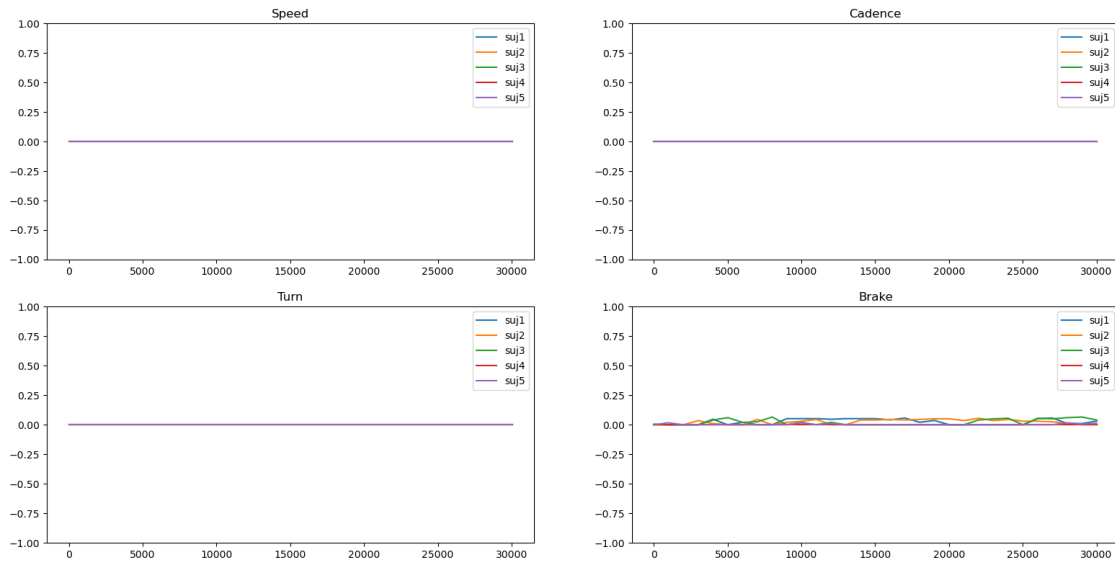


Fig 35. Comportamiento de las variables cinemáticas, de cada uno de los sujetos, en la primera etapa de la prueba de adquisición.

Nota: Grafica correspondientes a la velocidad, cadencia, giro y frenado de cada uno de los sujetos en la primera etapa, es decir, a la toma de datos en estado basal.

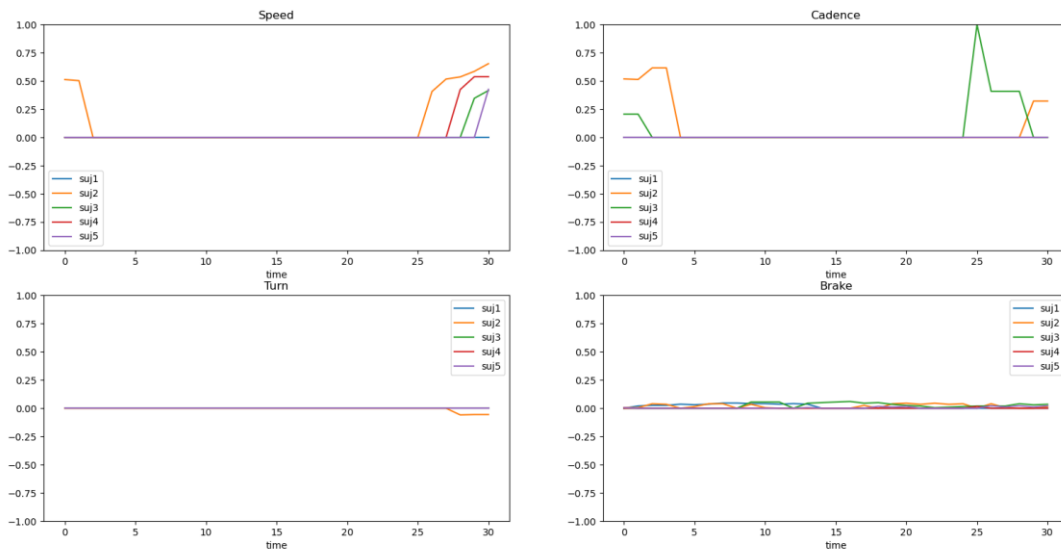


Fig 36. Comportamiento de las variables cinemáticas, de cada uno de los sujetos, en tercera etapa de la prueba de adquisición.

Nota: Grafica correspondientes a la velocidad, cadencia, giro y frenado de cada uno de los sujetos en la tercera etapa, que hace referencia al primer descanso.

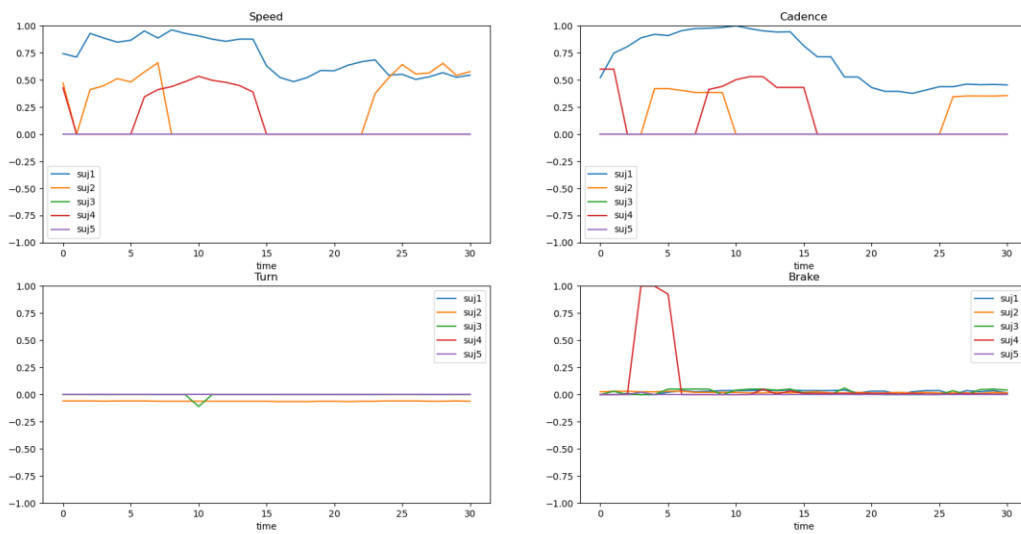


Fig 37. Comportamiento de las variables cinemáticas, de cada uno de los sujetos, en la quinta etapa de la prueba de adquisición.

Nota: Grafica correspondientes a la velocidad, cadencia, giro y frenado de cada uno de los sujetos en la quinta etapa, refiriéndose al segundo descanso.

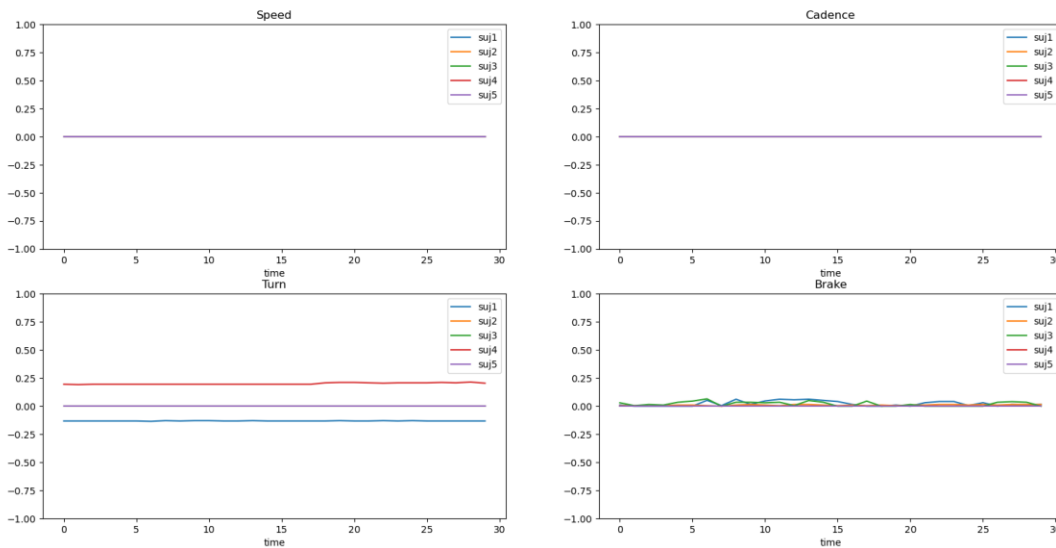


Fig 38. Comportamiento de las variables cinemáticas, de cada uno de los sujetos, en la octava etapa de la prueba de adquisición.

Nota: Grafica correspondientes a la velocidad, cadencia, giro y frenado de cada uno de los sujetos en la octava etapa, es decir la etapa final de la prueba, donde se tuvo el descanso final.

Al observar de Fig 35 a la Fig 38, se puede decir que en la etapa 1, 3 y 8 el comportamiento sigue la dinámica esperada, ya que, para cada sujeto todas las variables permanecen aproximadamente constantes y los pequeños cambios que se observan son ocasionados por ruido en la señal,

principalmente en la cantidad de frenado. Por otro lado, en la etapa 5 si ven cambios en las señales de velocidad y cadencia de los sujetos 1,2 y 4, pero la razón de este comportamiento es que, en dicha etapa, a pesar de ser de descanso, a los sujetos se les dio la posibilidad de dejar pedaleando o continuar pedaleando a un ritmo que les sirviera para recuperar fuerzas antes de continuar con las siguientes etapas. Aun con esto, estos resultados indican que cuando la bicicleta no está en funcionamiento, es decir, no se está pedaleando, girando o frenando; el sistema es estable y no se obtienen datos indeseados.

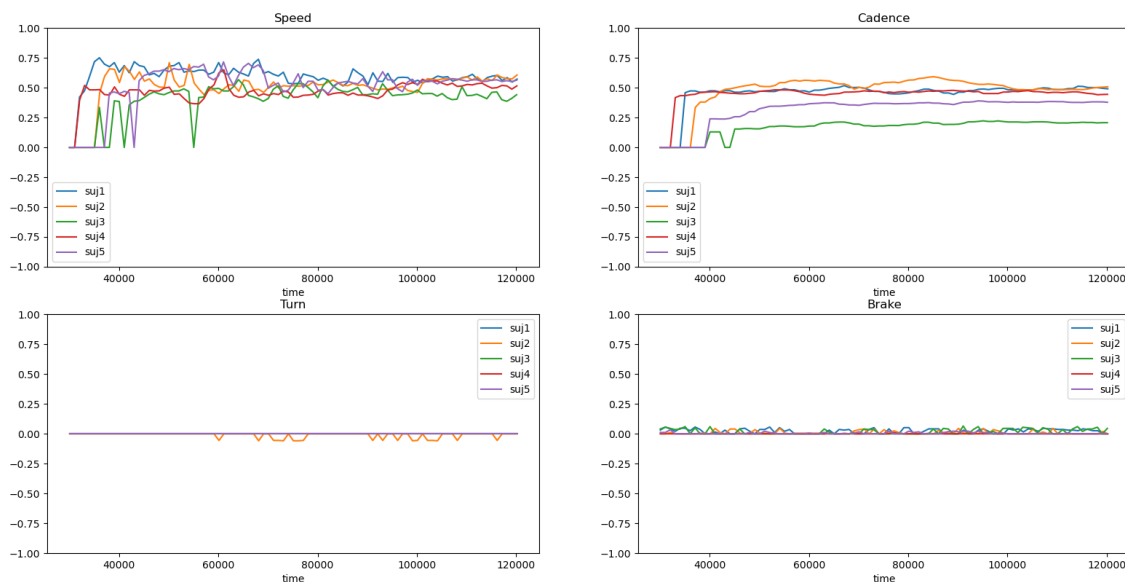


Fig 39. Comportamiento de las variables cinemáticas, de cada uno de los sujetos, en la segunda etapa de la prueba de adquisición.

Nota: Grafica correspondientes a la velocidad, cadencia, giro y frenado de cada uno de los sujetos en la segunda etapa. En esta etapa el sujeto debía tratar de mantener constante la cadencia mientras se aumentaba la relación de velocidad de la bicicleta horizontal cada 30 segundos.

Ahora, al ver la Fig 39 correspondiente a la segunda etapa, se nota que el giro y el freno en cada sujeto se mantiene en cero. Sin embargo, en esta etapa las variables de interés son la velocidad y la cadencia, donde se esperaba que la cadencia tendiera a ser constante y diferente de cero, mientras que la velocidad fuera constante durante los primeros 30 segundos, aumentar y continuar con ese valor otros 30 segundos, para después volver a aumentar y continuar los últimos 30 segundos con esa velocidad. Aunque en el caso de la cadencia los datos obtenidos y los esperados fueron similares, la velocidad pareciera que siempre ronda por el mismo valor, pero al ver las gráficas más detalladamente si se alcanzan a observar unos pequeños cambios en las velocidades que rondan en

cada intervalo (siendo más notorio en los sujetos 2 y 3). Esto indica, que al aumentar el cambio de relación de velocidades en la bicicleta no se da un aumento significativo en la velocidad de la rueda trasera. Se debe tener presente que solo se usaron tres relaciones de velocidad y la bicicleta tiene alrededor de 21 relaciones.

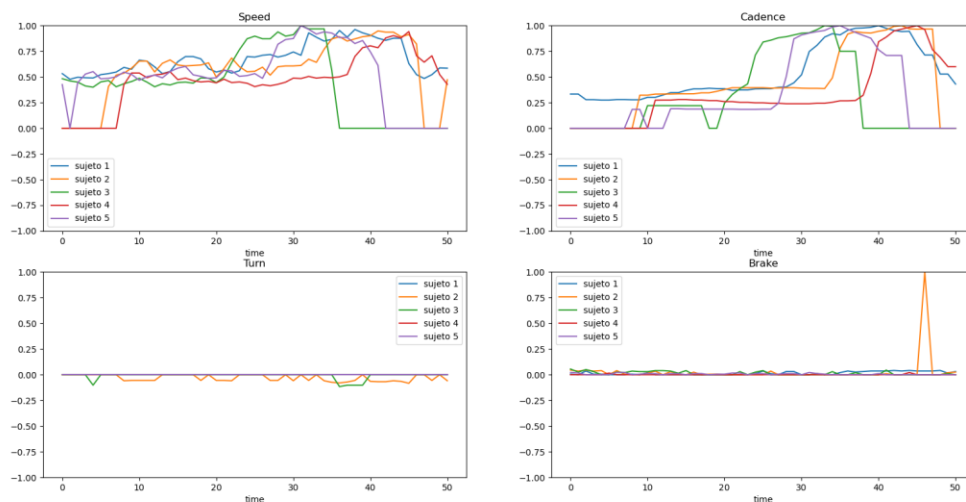


Fig 40. Comportamiento de las variables cinemáticas, de cada uno de los sujetos, en cuarta etapa de la prueba de adquisición.

Nota: Gráfica correspondientes a la velocidad, cadencia, giro y frenado de cada uno de los sujetos en la cuarta etapa. En esta etapa el sujeto primero trataba de mantener la cadencia más baja que pudiera, alrededor de 15 segundos y los 15 segundos siguientes aumentaba la cadencia a la máxima que lograra.

En esta cuarta etapa, como se ve en la Fig 4 en los cinco sujetos analizados, el freno y el giro se mantienen en cero como era de esperarse a excepción de un pico presentado en el frenado del sujeto 2, ya que al finalizar esta etapa presionó el freno para dejar de pedalear. En cuanto a la velocidad y cadencia, el comportamiento estuvo de acuerdo con lo previsto, es decir una primera parte con una cadencia y velocidad bajas, para luego tener un aumento súbito al mismo tiempo en ambas variables. Aunque la mayoría de esta etapa presentó buenos resultados, si se logran ver unas pequeñas inconsistencias en la cadencia del sujeto 3 y sujeto 5, en los momentos que su cadencia es cero, pero la velocidad difiere de este valor. Lo anterior se debe a que en esos momentos los sujetos pedaleaban una frecuencia por debajo de la frecuencia mínima programada para el sensor de cadencia (1 pedaleo por cada 4 s).

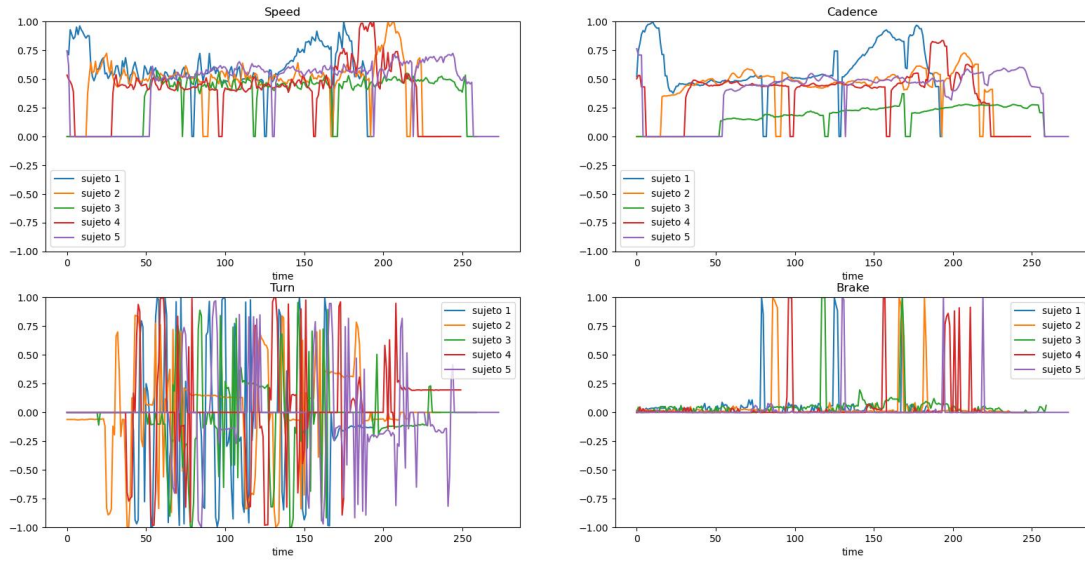


Fig 41. Comportamiento de las variables cinemáticas, de cada uno de los sujetos, en la sexta y séptima etapa de la prueba de adquisición.

Nota: Grafica correspondientes a la velocidad, cadencia, giro y frenado de cada uno de los sujetos en la sexta y séptima etapa. En la etapa 6 se le dieron una serie de instrucciones al sujeto, tales como girar a ambos lados o frena; mientras en la séptima etapa fue libre.

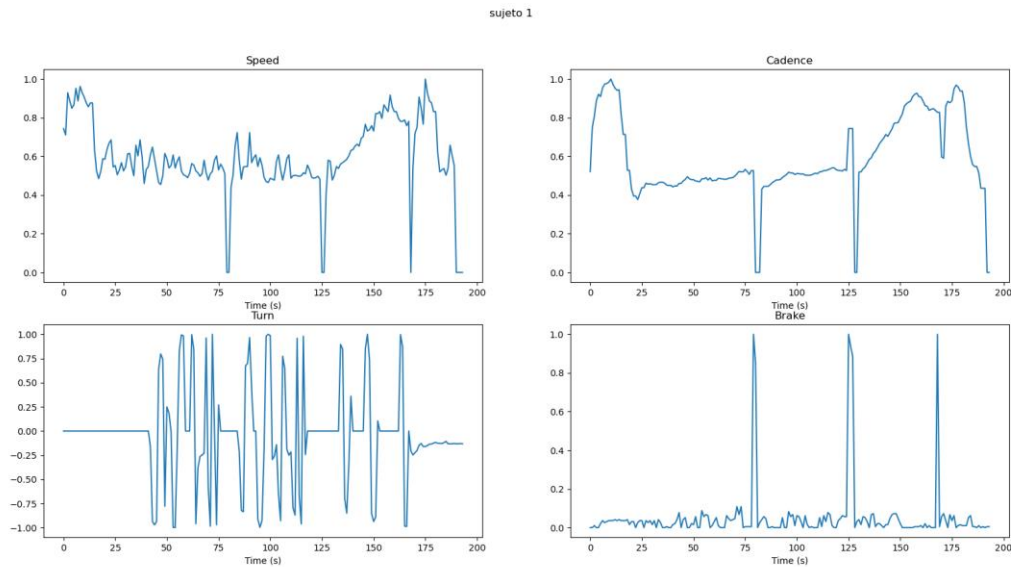


Fig 42. Comportamiento de las variables cinemática del sujeto 1 en la sexta y séptima etapa de la prueba de adquisición.

Nota: Grafica correspondientes a la velocidad, cadencia, giro y frenado del sujeto 1 en la sexta y séptima etapa.

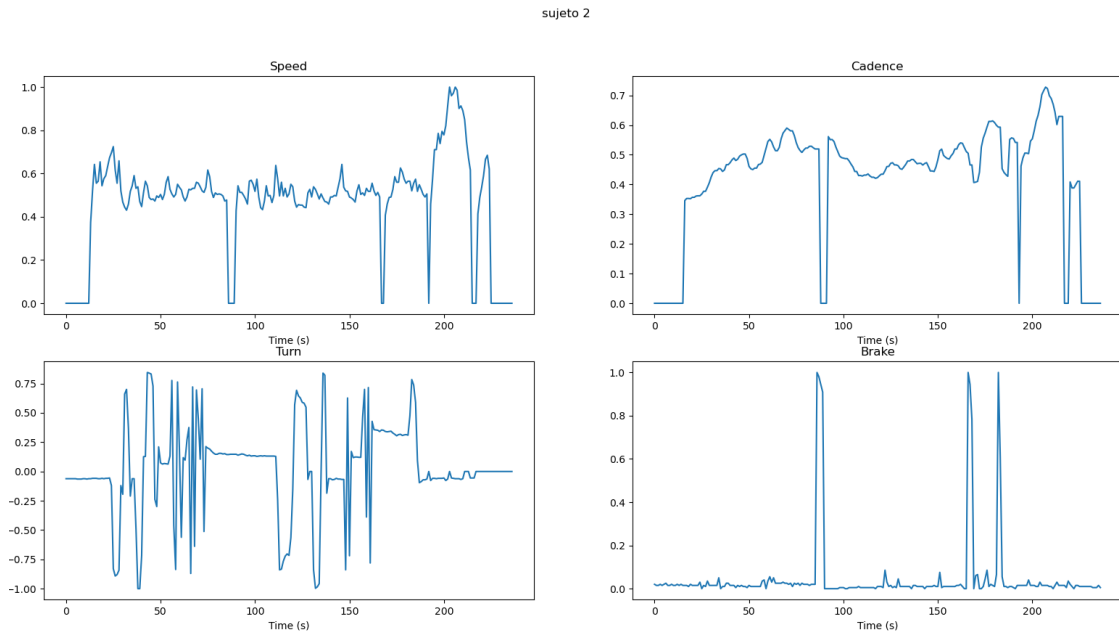


Fig 43. Comportamiento de las variables cinemática del sujeto 2, en las sexta y séptima etapas de la prueba de adquisición.

Nota: Grafica correspondientes a la velocidad, cadencia, giro y frenado del sujeto 1 en la sexta y séptima etapa.

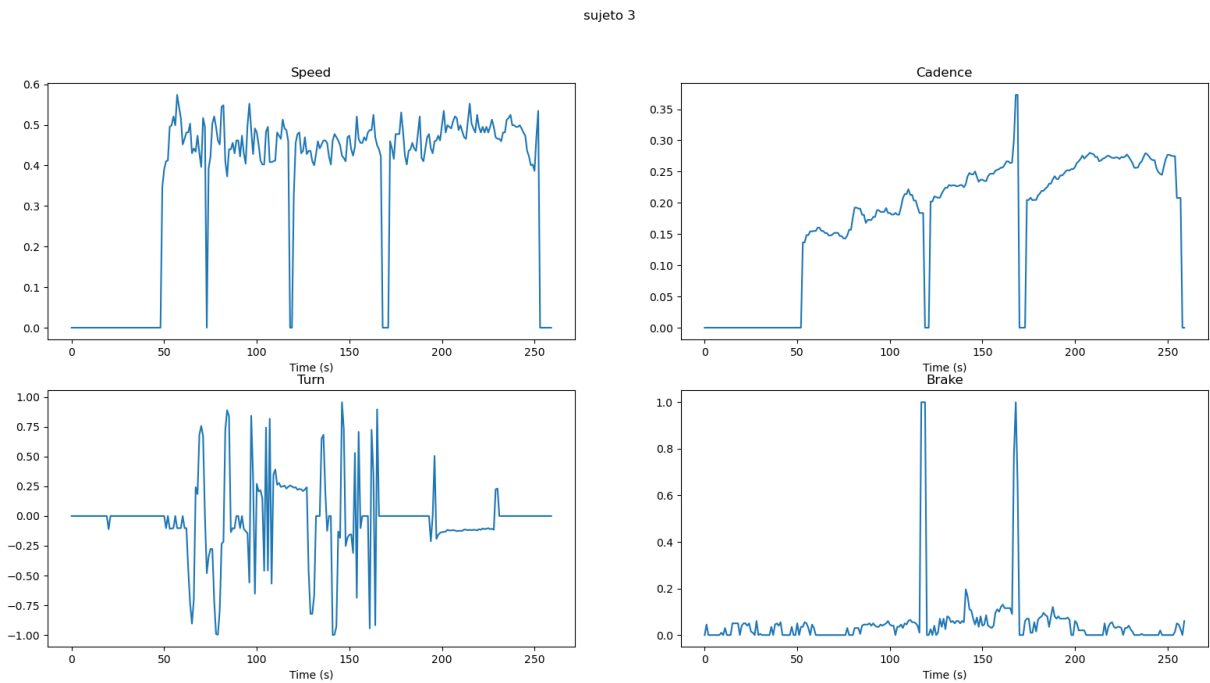


Fig 44. Comportamiento de las variables cinemática del sujeto 3, en las sexta y séptima etapas de la prueba de adquisición.

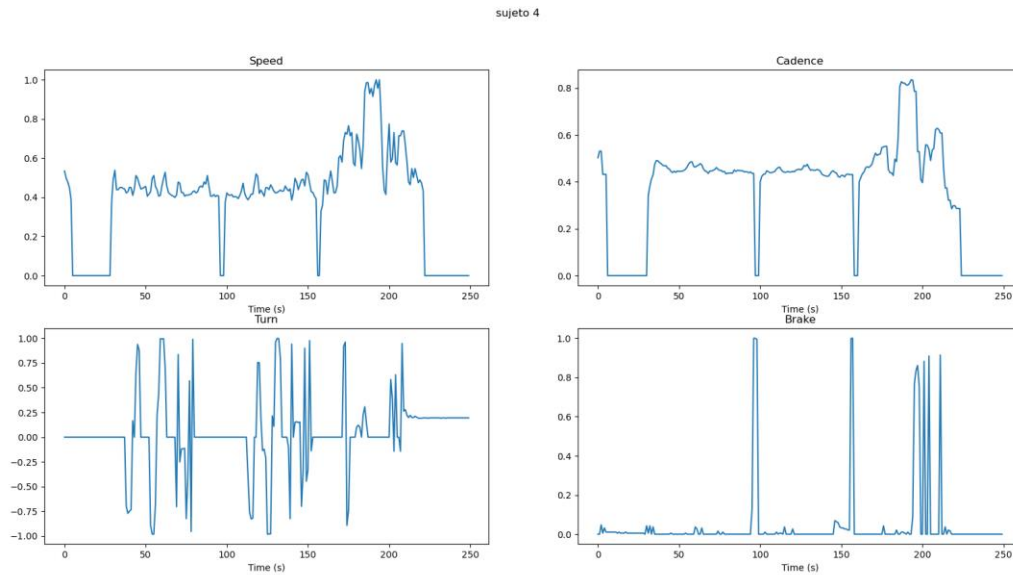


Fig 45. Comportamiento de las variables cinemática del sujeto 4, en las sexta y séptima etapas de la prueba de adquisición.

Nota: Grafica correspondientes a la velocidad, cadencia, giro y frenado del sujeto 4 en la sexta y séptima etapa

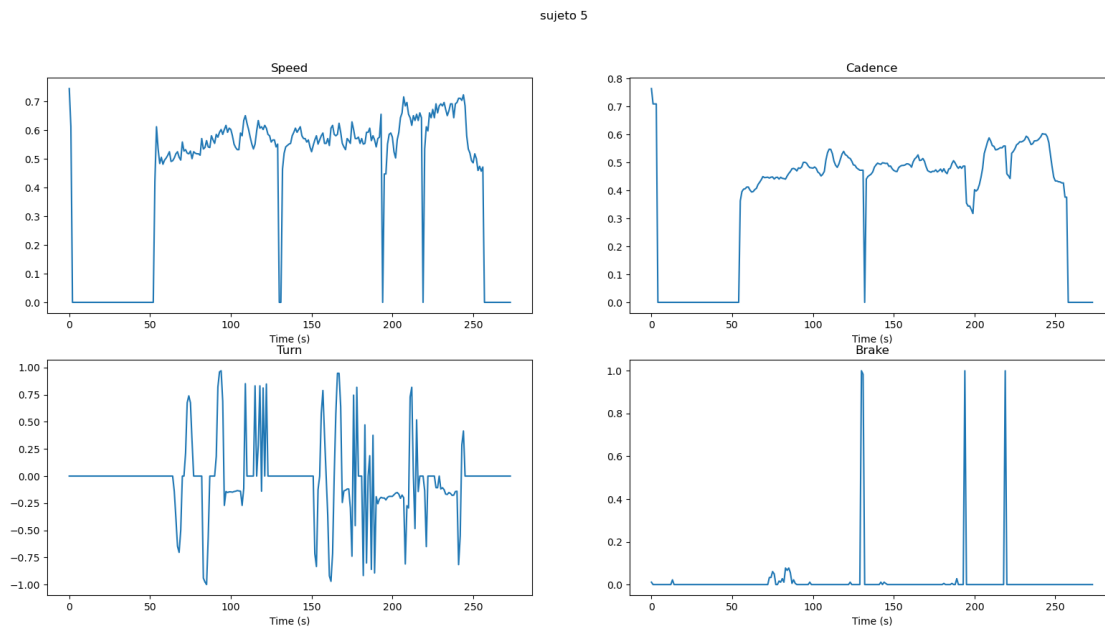


Fig 46. Comportamiento de las variables cinemática del sujeto 5, en las sexta y séptima etapas de la prueba de adquisición.

Nota: Grafica correspondientes a la velocidad, cadencia, giro y frenado del sujeto 5 en la sexta y séptima etapa.

A diferencia de las demás etapas, en esta se tomaron las gráficas de cada uno de los sujetos por separado para facilitar el análisis de los resultados, porque como se ve en la Fig 41 el solapamiento de las señales en este caso no permite detallar el comportamiento de las variables de cada sujeto.

Además, estas dos etapas se graficaron juntas puesto que la etapa 6 fue de distinta duración para todos los sujetos. Por lo cual de la Fig 42 a la Fig 46, se pueden observar de forma detallada el comportamiento de las variables para cada sujeto durante ambas etapas.

En este par de etapas se puede analizar la relación que hay entre el freno, la cadencia y la velocidad. Estas dos últimas, como se ha observado en las etapas previas, en la mayoría de la prueba siempre mostraron una relación directamente proporcional y estas etapas no son la excepción. Por otro lado, el freno no se había analizado anteriormente, ya que no era requerido su uso durante las pruebas. Sin embargo, para las etapas 6 y 7 el uso del freno si fue solicitado a los sujetos y en las gráficas se puede ver como su uso afecto la cadencia y la velocidad. Se observa que casi en cada momento en que el freno es presionado (cuando en las grafica del freno este llega aproximadamente a 1) la velocidad y la cadencia caen a cero súbitamente. Salvo algunos casos, como en el sujeto 4 hay tres picos de frenado sucesivos y ni la velocidad ni la cadencia llegan a cero, pero si hay una reducción en la magnitud de estas variables. Esto pudo ser causa de que inmediatamente después de haber presionado el freno, el sujeto retomo la marcha. Hay que recordar que tanto para la cadencia y la velocidad se usaron promedios móviles o al no detectar una interrupción en cierto tiempo estas magnitudes se vuelven cero, así que si el tiempo entre el frenado y el reiniciar el peleo no superó el tiempo determinado, se continuaba con el cálculo de las variables normalmente.

En relación con el giro a los sujetos se le dio la instrucción de girar a la derecha y a la izquierda, una vez simulando una curva abierta y una segunda vez imaginando una curva cerrada. Así que se esperaba que en el primer caso los ángulos de giro fueran bajos y en el segundo caso llegaran a su máximo, además la velocidad debía bajar, ya que en la realidad cuando se toma una curva, generalmente el ciclista disminuye su velocidad para tomar de mejor manera la curva y evitar un accidente. Sin embargo, en la prueba no ocurrió ninguno de los dos comportamientos esperados, aunque en algunos sujetos si se vio que el primer par de picos (primero positivo y negativo) de giro eran un poco menor que los segundos, en los demás si fueron aproximadamente iguales; y en cuanto a la velocidad, en ninguno de los casos se vio alguna disminución. Esto indica, que la falta de algún tipo de retroalimentación visual hacia los participantes y por ende sucedió que los resultados no concordaran en plenitud con lo que se esperaba. Y para seguir reforzando esto, en la prueba también se les dio la indicación de esquivar en seis elementos, equivalente a tener tres picos de giro hacia la derecha y a la izquierda como se ve en la Fig 47, no obstante, al igual que con lo anterior, acá

tampoco se cumplió con la expectativa en vez de tener tres picos, los sujetos hicieron cuatro o más giros.



Fig 47. Movimiento esperado durante la instrucción de esquivar 6 elementos

Finalmente, la última etapa de verificación de la correspondencia de los datos era ver entre que rango oscilaron las mediciones de cada una de las variables medidas. En el caso del giro y el freno que tenían unos rangos definidos; entre -32° y 32° para el giro; 0% y 100% para el freno; ninguno de los cinco sujetos salió de esos límites. Por otro lado, se tienen a velocidad y la cadencia cuyas máximas mediciones y el promedió de las etapas sin reposos, se ven en la TABLA VIII.

TABLA VIII
MÁXIMOS Y PROMEDIOS DE VALORES MEDIDOS PARA CADENCIA Y VELOCIDAD

Sujeto		Velocidad (km/h)	Cadencia (RPM)
S1	Prom	8.44	50.94
	Max	14.32	101.61
S2	Prom	7.42	47.45
	Max	15.30	108.91
S3	Prom	7.30	34.98
	Max	18.25	200.63
S4	Prom	7.30	47.44
	Max	17.38	122.4
S5	Prom	7.25	46.18
	Max	14.86	132.99

La velocidad de un ciclista promedio dentro de la ciudad ronda los 21.3 km/h, con picos de hasta 42 km/h, sin embargo alrededor de un 10% circula por debajo de los 15 km/h [35]. Según estas estadísticas, los resultados obtenidos están muy por debajo de la media, lo que hace considerar que

sea necesaria una nueva calibración y ajuste del sistema. Aunque se debe tener en cuenta que la bicicleta horizontal está sobre un dispositivo de fijación con un rodillo que genera una fricción en la llanta trasera y en este momento no se tienen datos que permitan determinar cuál es la intensidad de esta fricción y si esta evita que los sujetos puedan alcanzar una mayor velocidad; o incluso las relaciones de velocidad utilizadas no beneficiaban al aumento de la velocidad final.

Por el lado de la cadencia promedio de un ciclista principiante se encuentra entre 60 y 80 RPM; y en los ciclistas profesional están entre 90 y 110 RPM, aunque el terreno y la relación de velocidades son factores que influyen bastante en esta variable [36]. Además se tiene que un ciclista en carrera puede alcanzar las 180 RPM al hacer un sprint [37]. Comparando estos valores con los obtenidos en la prueba de adquisición, se logra ver que en el caso de la cadencia promedio que se encuentra entre 30 y 50 RPM, no se aleja mucho de la de los ciclistas principiantes. Además, hay que tener en cuenta que los sujetos que realizaron la prueba no hacen ciclismo frecuentemente. Por último, los picos máximos registrados de cadencia de cuatro de los sujetos llegan o incluso superan la cadencia promedio de un ciclista profesional, pero el sujeto 3 logró alcanzar una cadencia que supera hasta la velocidad máxima de un ciclista en carrera, lo cual es un indicio de que hubo alguna falla en la toma de esa medida. Una probabilidad que pueda explicar este fenómeno es que el sujeto haya frenado y a su vez hubiera devuelto un poco el pedal justo después de que la biela haya pasado en frente del sensor generando dos señales consecutivas espaciadas por muy poco tiempo, afectando el cálculo de la cadencia y generando ese pico inesperado. Esto sugiere que sería recomendable implementar otro sensor del mismo tipo que sirva para verificar el sentido del pedaleo y de esta manera evitar errores de medición de este tipo.

4.2. Variables fisiológicas

En el caso de la frecuencia respiratoria se obtuvieron las mediciones observadas en TABLA IX, sin embargo, al hacer una inspección visual de la señales de cada uno de los sujetos (ver Anexo C) se observó que en varias de ellas el comportamiento no era el esperado de una señal respiratoria (Fig 48). Así que se decidió descartar para el análisis aquellas que presentaron mayores problemas. Sin embargo, el hecho de que se presentaran tantos fallos con esta medición indica que se deben hacer algunas correcciones en el sistema. Se piensa que el problema se debió a la presión que estaba ejerciendo el material impreso en 3D sobre el sensor de flexión generando una señal de ruido adicional.

TABLA IX.
RESULTADOS FRECUENCIA RESPIRATORIA PROMEDIO

Sujeto\Etapa	FR (Respiraciones por minuto)						
	1	2	3	4	5	6 y7	8
S1	22,95	21,36	18,15	25,78	27,8	28,14	18,75
S2	23,39	22,44	17	22,54	29,24	17,29	26,44
S3	24,6	20,67	26,63	21,07	26,89	22,75	20,94
S4	20,66	27,93	24,78	25,38	29,96	28,54	17,76
S5	24,26	25,28	31,65	24,46	34,43	15,08	22,17

Nota: En amarillo se encuentran aquellos que presentaban una señal con algunos fallos y en rojo en el cual la mayoría de la señal se veía con problemas.

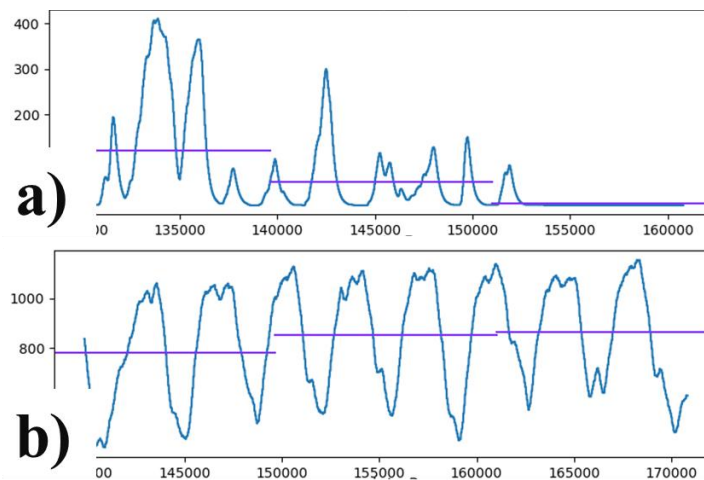


Fig 48. Ejemplo de señal con anomalías y señal esperada para la frecuencia respiratoria.

Nota: a) Señal que presenta anomalías, ya que hay momentos donde incluso no se observa ninguna señal respiratoria;
b) Señal esperada de respiración.

Al analizar los momentos y los sujetos en los que se presentaron más fallos sobresalta el sujeto 3, quien presenta una señal deficiente en la mayoría de las etapas, una de las posibles causas de esto es que el sensor se haya desajustado durante la prueba o que desde un principio no se haya ubicado de forma correcta alrededor del torso del participante. En cuanto a los demás sujetos, todos presentaron alguna anomalía en sus señales, pero en las etapas en que más se presentaron fueron en aquellas que implicaba pedalear, por lo que se puede decir que el sensor de respiración presenta una mayor estabilidad cuando la persona se encuentra en reposo que cuando está pedaleando.

Debido a la cantidad de posibles fallos en la obtención de las medidas de esta variable, no es válido hacer un análisis del comportamiento de la señal, así que se prosiguió con el análisis de la

frecuencia cardiaca, cuyos resultados se observa en la TABLA X. Al igual que con la respiración, también hubo algunos momentos que las señales presentaban ciertas anomalías en su comportamiento, pero no en la magnitud que sucedió con el sensor de la frecuencia respiratoria. Además, en este caso si se detectó durante la prueba en que momentos la señal comenzaba a presentar fallos. Estos momentos correspondían a cuando el sujeto aumentaba la presión del sensor (ubicado en su pulgar izquierdo) contra el manubrio.

TABLA X.
RESULTADOS FRECUENCIA CARDIACA PROMEDIO

Sujeto\Etapa	FC (pulsaciones por minuto)						
	1	2	3	4	5	6 y7	8
S1	109,48	120,06	117,41	117,86	126,37	126,03	132,22
S2	83,79	103,37	97,72	95,33	102,16	103,69	92,92
S3	91,16	110,39	111,25	118,62	112,69	118,07	120,35
S4	98,55	90,05	79,46	86,19	93,43	91,56	85,62
S5	95,9	107,46	99,93	99,25	106,91	103,11	100,12

Nota: En amarillo se encuentran aquellos datos que presentaban una señal con algunos anomalías.

Ahora bien, con relación al comportamiento que tuvo el pulso durante la prueba se observa que en la mayoría de los sujetos el número de pulsaciones al final de la prueba aumentó frente al registrado en el inicio. Respecto al cambio de las pulsaciones entre etapas no se ve una tendencia clara que sigan todos los sujetos, lo único que se nota es que después de una etapa donde el sujeto pedaleara, se aumentaba el número de pulsaciones, en algunos sujetos se observa el aumento durante la misma etapa y en otros en su etapa sucesiva que generalmente era de reposo. El cambio más abrupto se da entre la primera y la segunda etapa, donde los sujetos pasan de estar completamente descansados a empezar a hacer actividad física.

Finalizando con esta variable se tiene que las frecuencias obtenidas están dentro de los rangos normales, que para una persona en reposo debe estar entre los 60 y 100 latidos por minuto y para personas menores a 30, 40 y 60 años que estén haciendo ejercicio sin superar el 80% de esfuerzo los rangos aceptables están entre 95 y 162; 90 y 153; y 80 y 136 latidos por minutos respectivamente [38]. Solamente el sujeto 1 tuvo una frecuencia por encima del rango esperado en estado de reposo, así que se le consultó sobre su frecuencia normal y dijo que efectivamente, por lo general tiene una frecuencia cardíaca elevada.

Teniendo en cuenta todo el comportamiento de la señal y los rangos entre los cuales estuvieron las medidas, se puede manifestar que el sensor de medición de frecuencia cardiaca, a excepción por algunos ajustes que se pueden hacer para disminuir errores, capta de muy buena manera la variable y está listo para continuar con pruebas

La última de las variables por verificar fue la distribución de presión y los videos en los que se reconstruyó la prueba de cada sujeto se encuentran en el Anexo D. Al revisar cada uno de estos videos se logró observar que, en las etapas de reposo la distribución permanece aproximadamente igual toda la duración de esta, solo mostrando unos pequeños cambios que indican que el sujeto se estaba reacomodando en el asiento. Mientras tanto, en casi todas las etapas donde hay pedaleo se alcanza a ver que va alternando la distribución entre derecha e izquierda, que corresponde exactamente a lo que sucede cuando un sujeto está pedaleando. A pesar de estos buenos resultados, existió un problema en una de las etapas y uno de los sujetos donde no se lograba ver ese cambio en la distribución, ese momento hace referencia a la cuarta etapa donde se le solicitaba a los sujetos que debían ir a su máxima velocidad. Esto se debe a que, como se mencionó con anterioridad, la frecuencia de muestreo del cojín era igual o incluso menor a la frecuencia con la que pedaleaban los sujetos, haciendo que los datos obtenidos no describieran de forma correcta lo que realmente había pasado durante la prueba.

VI. CONCLUSIONES

Aunque se realizó una etapa de ajuste de todos los sistemas de medición, el correspondiente a la frecuencia cardiaca y a la frecuencia respiratorias presentaron fallas en la prueba de adquisición, especialmente en las etapas dinámicas, es decir, en las que implicaba pedaleo activo por parte del sujeto. Por lo cual es necesario volver a revisar y ajustar el sistema en situación estática o ajustar los sensores de tal manera que los movimientos no interfieran en la adquisición correcta de la señal.

En relación con la calibración y pruebas de funcionamiento de los sistemas de medición todas las variables se comportaron de forma adecuada. Sin embargo, es recomendable buscar patrones de medición para la velocidad y la cadencia más adecuados a los utilizados en este experimento. Y en cuanto al giro del manubrio, desacoplado de la bicicleta horizontal tiene un muy buen funcionamiento, pero cuando fue acoplado se tuvo que cambiar su función de transferencia debido a la no linealidad entre el giro del potenciómetro y el del manubrio, ya que la variación de ángulos entre un sistema y otro eran independientes y no se esperaba dicho comportamiento, por lo cual se requiere hacer una nueva calibración.

El sistema logró ser sintetizado en único sistema de medición acoplado a la bicicleta horizontal de 3 llantas de manera adecuada permitiendo medir todas las variables de manera simultánea sin la necesidad de desconectar uno u otro sensor. Solo queda faltando hacer la conexión con el juego serio cuyas pruebas están bastante avanzadas. Todo el proceso de adquisición de datos mostró que físicamente el sistema está en condiciones aptas para conectarse al juego serio y posteriormente hacer pruebas a pacientes con amputación de miembro inferior.

Por el lado del robustecimiento del sistema, se logró unir todo en Node-Red y se diseñó la PCB para las variables fisiológicas permitiendo tener un sistema más seguro y en contra de fallos. Esta última tarjeta está pendiente de fabricación, para posteriormente someterla a pruebas de funcionamiento.

Por último, aunque en la verificación de la integridad de datos se observaron algunos problemas con la adquisición de las mediciones de variables fisiológicas, en lo que respecta a las variables esenciales para una que haya una buena correspondencia y coherencia entre lo que sucede en la realidad con lo que se visualiza en el juego serio, es decir, las variables cinéticas y cinemáticas,

mostraron un muy buen comportamiento; lo cual indica que se pueden iniciar pruebas en conexión con la RV, mientras se realizan los ajustes necesarios a la medición de la variables fisiológicas.

REFERENCIAS

- [1] L. Godlwana, T. Nadasan, and T. Puckree, “Global Trends in Incidence of Lower Limb Amputation :,” *SA J. Physiother.*, vol. 64, no. 8, pp. 1–5, 2008, [Online]. Available: <http://www.sajp.co.za/index.php/sajp/article/viewFile/93/90>.
- [2] K. Jiménez, “Ajuste Psicosocial En Pacientes Amputados: La Psicología en el Contexto Sanitario,” *Rev. Cúpula*, vol. 31, no. 2, pp. 8–43, 2017, [Online]. Available: <http://www.binasss.sa.cr/bibliotecas/bhp/cupula/v31n2/art02.pdf>.
- [3] P. W. Moxey *et al.*, “Lower extremity amputations--a review of global variability in incidence,” *Diabet. Med.*, vol. 28, no. 10, pp. 1144–1153, Oct. 2011, doi: 10.1111/J.1464-5491.2011.03279.X.
- [4] M. J. McLaughlin, *Lower Limb Amputation and Gait*. Elsevier Inc., 2018.
- [5] datosmacro.com, “Índice de Paz Global 2018 |.” <https://datosmacro.expansion.com/demografia/indice-paz-global?anio=2018> (accessed Jan. 16, 2022).
- [6] Presidencia de la república de Colombia, “Estadísticas de Asistencia Integral a las Víctimas de MAP y MUSE,” Nov. 30, 2021. <http://www.accioncontraminas.gov.co/Estadisticas/Paginas/Estadisticas-de-Victimas.aspx> (accessed Jan. 16, 2022).
- [7] O. Horgan and M. MacLachlan, “Psychosocial adjustment to lower-limb amputation: A review,” *Disabil. Rehabil.*, vol. 26, no. 14–15, pp. 837–850, 2004, doi: 10.1080/09638280410001708869.
- [8] M. L. Ocampo, L. M. Henao, and V. Lorena, “Amputación de miembro inferior : cambios funcionales, inmovilización y actividad física.,” *Univ. del Rosario. Fac. Rehabilitación y Derechos Humanos.*, vol. 42, pp. 1–26, 2010.
- [9] E. Vázquez and E. Wiecher, *Los amputados y su rehabilitación*. 2016.
- [10] L. E. Lugo, “GUÍA DE PRÁCTICA CLÍNICA. Persona Amputada. Documento inicial de socialización.,” *MinSalud, Colcienc.*, p. 30, 2015, [Online]. Available: www.cenetec.salud.gob.mx.
- [11] C. Quintero Quiroz, A. Jaramillo Zapata, M. T. De Ossa Jiménez, and P. A. Villegas Bolaños, “Estudio descriptivo de condiciones del muñón en personas usuarias de prótesis de

- miembros inferiores,” *Rev. Colomb. Medicina Física y Rehabil.*, vol. 25, no. 2, pp. 94–103, 2015, doi: 10.28957/rcmfr.v25n2a1.
- [12] World Health Organisation and International Society for Prosthetics and Orthotics, “Guidelines for training personnel in developing countries for prosthetics and orthotics services,” *WHO Libr. Cat. Data*, pp. 1–57, 2005, [Online]. Available: <http://apps.who.int/iris/bitstream/10665/43127/1/9241592672.pdf>.
- [13] E. Dounis, *Lower limb prosthetics*, vol. 13, no. 2. Mosby, Inc., 1979.
- [14] S. Caro, D. Duque, and J. P. Vasco, “Dispositivo para la captura de variables cinemáticas de una bicicleta horizontal en modo estático para la comunicación con un juego serio,” Universidad de Antioquia, 2019.
- [15] S. Caro-Zapata, J. P. Vasco-Marín, D. Duque-Urrego, S. C. Henao-Aguirre, and J. Gallego-Londoño, “Capture system of horizontal bicycles ’ kinetic variables for simulation Sistema de captura de variables cinéticas de bicicletas horizontales para simulación,” *Visión Electrónica Más que un estado sólido*, vol. 14, no. 2, pp. 236–246, 2020.
- [16] S. Caro, D. Duque, and J. P. Vasco, “Fase II - Dispositivo para la captura de variables cinemáticas de una bicicleta horizontal en modo estático para la comunicación con un juego serio interactivo .,” Universidad de Antioquia, 2019.
- [17] P. Quintana, S. Bouchard, B. Serrano, and G. Cárdenas-López, “EFECTOS SECUNDARIOS NEGATIVOS DE LA INMERSIÓN CON REALIDAD VIRTUAL EN POBLACIONES CLÍNICAS QUE PADECEN ANSIEDAD,” *Rev. Psicopatología y Psicol. Clínica*, vol. 19, pp. 197–207, 2014.
- [18] E. Rodríguez de Luis, “Qué necesito para disfrutar de la realidad virtual,” Jan. 2020. <https://www.xataka.com/seleccion/que-necesito-para-poder-disfrutar-realidad-virtual-casa-espacio-accesorios-iluminacion-hardware> (accessed Jan. 24, 2022).
- [19] K. Ida *et al.*, “Rehabilitation of lower limb amputees,” *Period. Biol.*, vol. 117, no. 1, pp. 147–159, 2015, doi: 10.1177/030802266903201219.
- [20] J. Poonsiri, R. Dekker, P. U. Dijkstra, J. M. Hijmans, and J. H. B. Geertzen, “Cycling in people with a lower limb amputation,” *BMC Sports Sci. Med. Rehabil.*, vol. 13, no. 1, pp. 1–12, 2021, doi: 10.1186/s13102-021-00302-3.
- [21] Tecnológico de Monterrey, “¿Qué son los Serious Games? ,” Sep. 28, 2018. <https://observatorio.tec.mx/edu-news/que-son-los-serious-games> (accessed May 04, 2021).

-
- [22] A. A. Suárez and G. E. Q. Ramírez, “Ambientes virtuales para rehabilitación física y cognitiva,” *Laccei*, pp. 1–10, 2012, [Online]. Available: [http://www.laccei.org/LACCEI2012-Panama/RefereedPapers/no cw/RP060.pdf](http://www.laccei.org/LACCEI2012-Panama/RefereedPapers/no%20cw/RP060.pdf).
- [23] S. H. Jeong *et al.*, “The development of a new training system for improving equilibrium sense using a virtual bicycle simulator,” *Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. - Proc.*, vol. 7 VOLS, pp. 2567–2570, 2005, doi: 10.1109/iembs.2005.1616993.
- [24] C. Sun and Z. Qing, “Design and Construction of a Virtual Bicycle Simulator for Evaluating Sustainable Facilities Design,” *Adv. Civ. Eng.*, vol. 2018, 2018, doi: 10.1155/2018/5735820.
- [25] “Widerun - The first full immersive VR biking experience by Widerun — Kickstarter.” <https://www.kickstarter.com/projects/1113967159/widerun-the-first-full-immersive-vr-biking-experie> (accessed Jan. 17, 2022).
- [26] J. de J. M. Juárez, M. T. Z. Álvarez, and R. P. Orozco, “Identificación con estimación para sistemas tipo caja negra,” *Rev. Fac. Ing.*, no. 72, pp. 35–46, 2014.
- [27] “SoC PSoC® 5LP Cortex™-M3 - Cypress | Mouser.” <https://www.mouser.it/new/cypress-semiconductor/cypress-psoc-5lp-socs/> (accessed Jan. 18, 2022).
- [28] “Sistema de control - Wikipedia, la enciclopedia libre.” https://es.wikipedia.org/wiki/Sistema_de_control (accessed Jan. 18, 2022).
- [29] P. Ponce Muñoz, “Sistemas robustos,” *Rev. Mar.*, pp. 570–587, 2012, [Online]. Available: <http://revistamarina.cl/revistas/2012/6/ponce.pdf>.
- [30] “Beneficios de utilizar placas de circuito impreso,” *guiaserviciosproductos.com*, Apr. 15, 2021. <https://www.guiaserviciosproductos.com/analisis-productos-mercado/beneficios-utilizar-placas-circuito-impreso.php> (accessed Jan. 18, 2022).
- [31] “About : Node-RED.” <https://nodered.org/about/> (accessed Jan. 18, 2022).
- [32] Prodalca, “Rodillo personal trainer con regulador de esfuerzo,” 2019. <https://prodalca.com.co/producto/rodillo-personal-trainer-con-regulador-de-esfuerzo/>.
- [33] SHENZHEN HUAYI PEAKMETER TECHNOLOGY CO, “High Safety Environmental Meter Hand Held Contact Tachometer Stable Performance.” <http://www.peak-meter.com/sale-11201179-high-safety-environmental-meter-hand-held-non-contact-tachometer-stable-performance.html> (accessed Jan. 04, 2022).
- [34] National Instruments, “Acquiring an Analog Signal: Bandwidth, Nyquist Sampling Theorem, and Aliasing.” pp. 1–2, [Online]. Available: ni.com/instrument-fundamentals.

-
- [35] El Mercurio On-Line, “Estudio detecta que la mitad de los ciclistas en Santiago circula a una velocidad sobre 20 kilómetros por hora | Emol.com.” <https://www.emol.com/noticias/Nacional/2019/01/16/934523/Mas-de-la-mitad-de-los-ciclistas-en-Santiago-circula-a-una-velocidad-sobre-20-kilometros-por-hora.html> (accessed Jan. 15, 2022).
- [36] BICIO, “La cadencia de pedaleo en el ciclismo: claves y factores que influyen - BICIO.” <https://www.sport.es/bicio/la-cadencia-de-pedaleo-en-el-ciclismo-claves-y-factores-que-influyen/> (accessed Jan. 15, 2022).
- [37] A. Lucía, “El ‘sprint’ y los ‘sprinters’ | Deportes | EL PAÍS,” *El País*, Jul. 05, 2000. https://elpais.com/diario/2000/07/05/deportes/962748009_850215.html (accessed Jan. 15, 2022).
- [38] Medical News Today, “Heart rate: What is a normal heart rate?” <https://www.medicalnewstoday.com/articles/235710#abnormal-heart-rhythms> (accessed Jan. 14, 2022).

ANEXOS

Anexo A

Protocolo prueba de adquisición de datos cinéticos, cinemáticos y fisiológicos

1. Protocolo de Bioseguridad para el acceso proporcionado por Mahavir Kmina

- Llenar encuesta de “colaboradores” sobre salud
- Lavado de manos
- Cambio de cubrebocas

2. Explicación del orden de actividades en la sesión

- Ajuste de silla del triciclo
- Explicación de la prueba de adquisición
- Calibración y ajuste de sensores cinéticos
- Calibración y ajuste de sensores fisiológicos
- Prueba de adquisición
- Encuesta final

3. Ajuste de silla del triciclo y explicación de la prueba de adquisición.

Se le solicita al sujeto que se sienta en el triciclo, ponga los pies sobre los pedales y posteriormente realice tres pedalazos. Luego de que el sujeto realice dichas tareas, se le pregunta cómo se siente al pedalear y si es necesario mover hacia adelante o hacia atrás al triciclo.

Según la respuesta dada por el sujeto se procede a ajustar la distancia de la silla respecto a los pedales. Mientras tanto, se procede con la explicación de la prueba de adquisición.

Posteriormente el paciente vuelve a ubicarse en el triciclo para verificar que la silla este a una distancia cómoda para el paciente.

4. Calibración

Se le indica a la persona los pasos a seguir según lo vaya pidiendo la interfaz para lograr la correcta calibración tanto de las variables cinéticas como las fisiológicas. La calibración no

se debe hacer en un orden específico, pero el evaluador debe cerciorarse de haber calibrado el giro, el freno, la frecuencia cardíaca y la frecuencia respiratoria.

5. Prueba de adquisición

- 5.1. **Registro de datos personales del sujeto** (Nombre, número documento, edad, patologías cardíacas o respiratorias)
- 5.2. **Toma de datos en estado basal**, es decir, con el sujeto acomodado en el triciclo se le pide que se quede quieto (sin pedalear, presionar el freno ni mover el manubrio), para de esta forma tomar únicamente los datos de las variables fisiológicas, durante 30 segundos.
- 5.3. **Pedaleo suave:** Se verifica que el triciclo esté en una relación de pedaleo suave, con esto se solicita al paciente que pedalee de forma constante durante un minuto.
- 5.4. **Incremento de relación de velocidad x2:** Se incrementa la relación de velocidad en el triciclo y se solicita al paciente que trate de mantener la misma cadencia de pedaleo durante un minuto. (Este paso se repite una vez más incrementando aún más la relación de velocidad)
- 5.5. **Recuperación física:** El sujeto disminuirá la velocidad de pedaleo a una que le sea fácil para mantener y recuperarse físicamente durante 30 segundos (Si es necesario puede detenerse)
- 5.6. **Pedaleo lento en cambio preferido:** El sujeto debe escoger en cual relación de velocidad se sintió más cómodo en las pruebas y debe regresar a ese cambio de forma progresiva. Llegado a ese punto se le solicita al paciente que pedalee a la velocidad más baja, pero constante, que pueda mantener durante 15 segundos.
- 5.7. **Pedaleo a máxima velocidad:** Continuando en la relación de velocidad que el sujeto seleccionó, este debe pedalear a la máxima velocidad que le sea posible durante 15 segundos.
- 5.8. **Recuperación física:** El sujeto disminuirá la velocidad de pedaleo a una que le sea fácil para mantener y recuperarse físicamente durante 30 segundos (Si es necesario puede detenerse)
- 5.9. **Instrucciones:** Luego de esos 30 segundos, el paciente deberá seguir pedaleando y debe estar atento a las instrucciones que incluyen girar el manubrio y/o presionar el freno (Estas

instrucciones pretenden recrear situaciones que se pueden presentar al utilizar el triciclo a campo abierto)

5.9.1. Curva abierta hacia la izquierda y la derecha

5.9.2. Curva cerrada hacia la izquierda y la derecha

5.9.3. Zigzag para esquivar 2 y 4 elementos

5.9.4. Se cruza un peatón en la vía (Freno)

Estas instrucciones se repetirán una vez más, en el mismo orden.

5.10. **Modo libre:** Finalizadas todas las instrucciones, el sujeto podrá utilizar el triciclo de forma libre durante un minuto (Pedaleo, giro y frenado a disposición, incluso puede hacer cambios en la relación de velocidad si lo desea)

5.11. **Ultima toma de datos:** Finalmente, el sujeto deberá permanecer quieto durante 30 segundos.

6. Encuesta final

El sujeto completará una encuesta final en la que se evaluará principalmente la comodidad de la persona durante la realización de la prueba.

7. Desinfección del triciclo y demás componentes

Finalizada la prueba, se procede a la desinfección de todos los elementos con los que el sujeto tuvo contacto por cuestiones de bioseguridad.

Anexo B

Protocolo de verificación integridad de los datos adquiridos

El protocolo que se muestra a continuación para la verificación de la integridad de los datos está diseñado según el protocolo para las pruebas adquisición de los datos cinéticos y cinemáticos de una bicicleta horizontal y datos fisiológicos del usuario mientras usaba la bicicleta. La verificación se llevará a cabo en tres fases:

Fase I: Inspección visual de las señales

En esta primera fase, se pretende observar que la señal si se haya adquirido y almacenado de forma correcta. Para verificar esto solo se revisará rápidamente que no haya valores muy fuera de lo común, por ejemplo, en la velocidad se esperan valores mayores 0 m/s y menores a 30 m/s o en giro valores entre -50 y 50 grados.

Fase II: Comportamiento de las señales

Se realizará por etapas y en cada una de estas se observará el comportamiento de cada una de las variables y se comparará con el comportamiento esperado.

1. Datos en estado basal: Esta primera etapa dura aproximadamente 30 segundos y en este lapso solo se deben presentar variaciones en las variables fisiológicas, las cinéticas y cinemáticas deben estar estáticas.
2. Pedaleo constante en tres relaciones de velocidad diferente: En esta etapa de 90 segundos, se espera que la cadencia se mantenga en un rango de valores constantes mientras la velocidad aumenta cada 30 segundos. En esta etapa deben aumentar la frecuencias respiratoria y cardiaca, mientras la cantidad de frenado y el giro deben permanecer estáticos.
3. Primer descanso: En este momento de la prueba las variables fisiológicas se deben estabilizar o disminuir con esos 30 segundos de descanso. Mientras la velocidad y la cadencia pueden disminuir e incluso llegar a cero si el sujeto decidió parar completamente.
4. Pedaleo lento y rápido: Esta etapa consta de dos momentos cada uno de 15 segundos, en el primero la cadencia y velocidad deben registrar valores muy bajos, pero nunca cero,

- mientras en la segunda parte los valores deben aumentar súbitamente pero no a valores fuera de rangos que una persona puede alcanzar en una bicicleta. En ambos momentos, las demás variables deben mostrar un comportamiento similar al esperado en la segunda etapa
5. Segundo descanso: Al igual que en el punto tres, las variables fisiológicas deben estabilizarse mientras las demás variables deben disminuir o ser nulas dado el caso.
 6. Pedaleo dirigido: Esta etapa consistirá en indicarle al usuario una serie de situaciones a las cuales él debe de reaccionar haciendo uso de la bicicleta, como, por ejemplo, realizar curvas abiertas y cerradas hacia ambos lados, esquivar obstáculos y frenar instantemente, esto reflejará cambios principalmente en las variables de giro y freno, mientras que para la variable de velocidad y las fisiológicas puede que no presente fluctuaciones relevantes.
 7. Pedaleo libre: En esta etapa durante 1 minuto el usuario tiene la libertad de pedalear a la velocidad que desee, girar, frenar libremente por lo que se podrán ver fluctuaciones en todas las variables tanto cinética de la bicicleta como las variables fisiológicas según las acciones que realice la persona sobre estas.
 8. Descanso final: Se le indicará al usuario que frene todas las acciones que estaba realizando en la bicicleta durante 30 segundos y se le solicitará que se quede en reposo. En esto proceso las variables cinéticas deberán de llegar a cero y se podrá apreciar una frecuencia cardiaca y respiratorio luego de haber realizado toda la actividad física. Estas dos últimas pueden ir disminuyendo lentamente.

Fase III: Magnitud de las variables

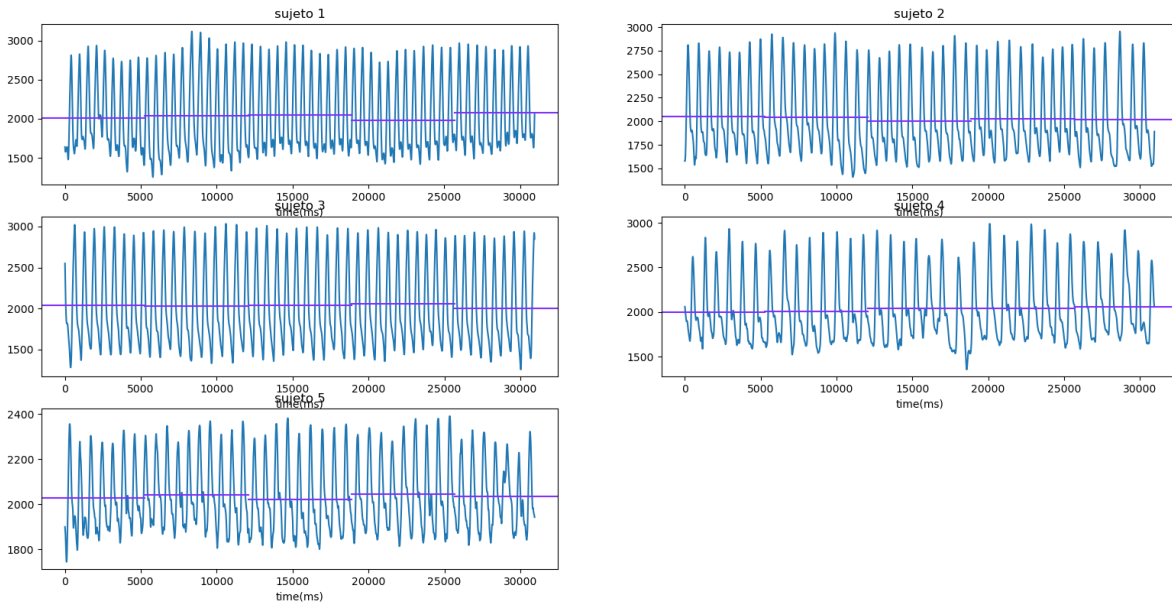
En esta fase se realizará una comparación de los valores medidos (máximos, mínimos y promedio) de la variable de velocidad, cadencia, frecuencia respiratoria y frecuencia cardiaca, con valores encontrados en la literatura para de esta forma ver si las mediciones adquiridas se encuentran en los rangos que una persona puede alcanza

Anexo C

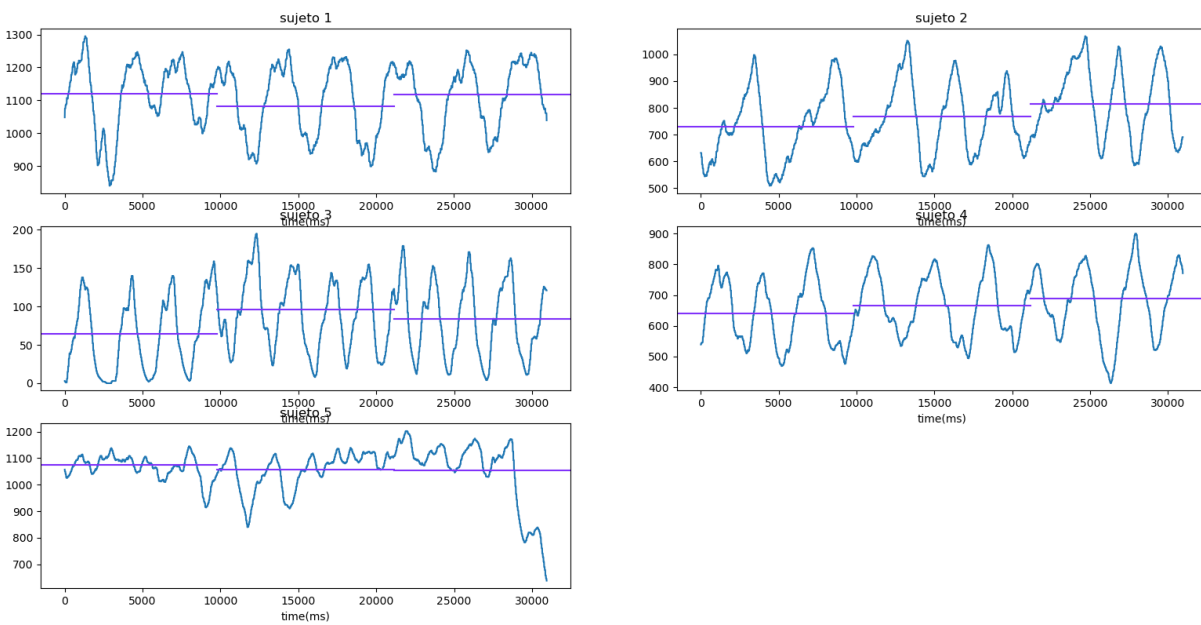
Graficas de las señales respiratoria y cardiaca de todos los sujetos durante cada una de las etapas de la prueba de verificación.

Etapas 1

Señal cardíaca

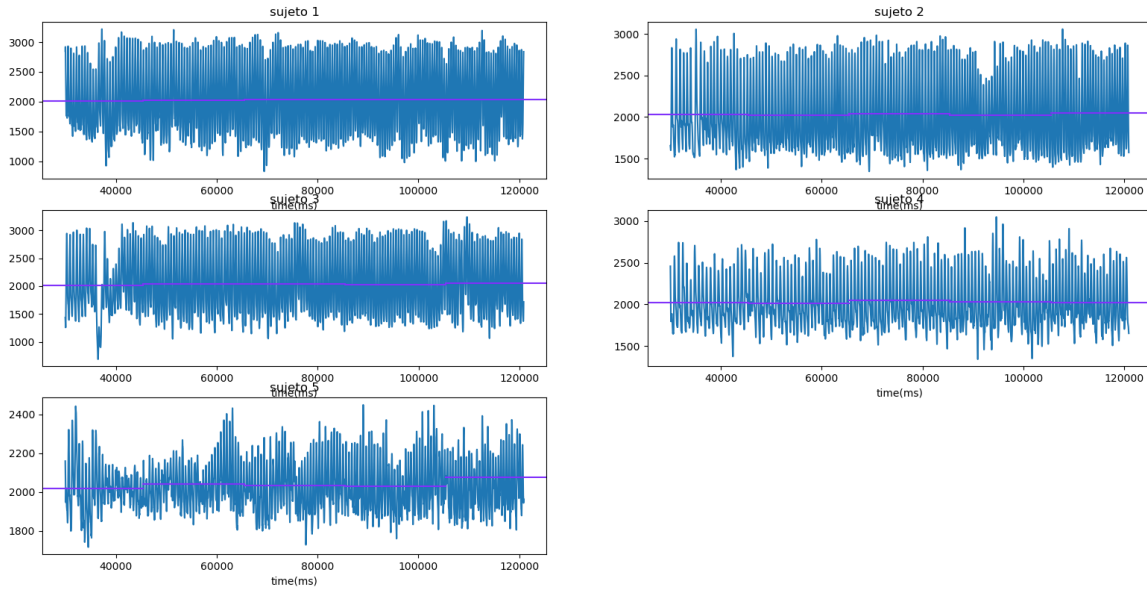


Señal respiratoria

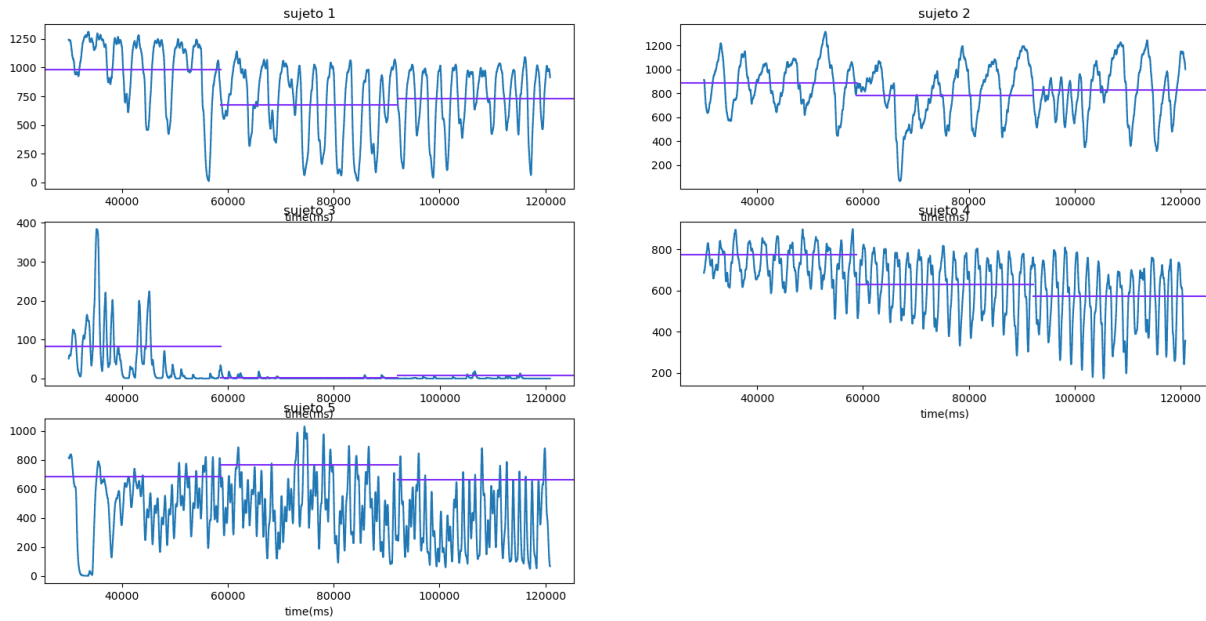


Etapa 2

Señal cardíaca

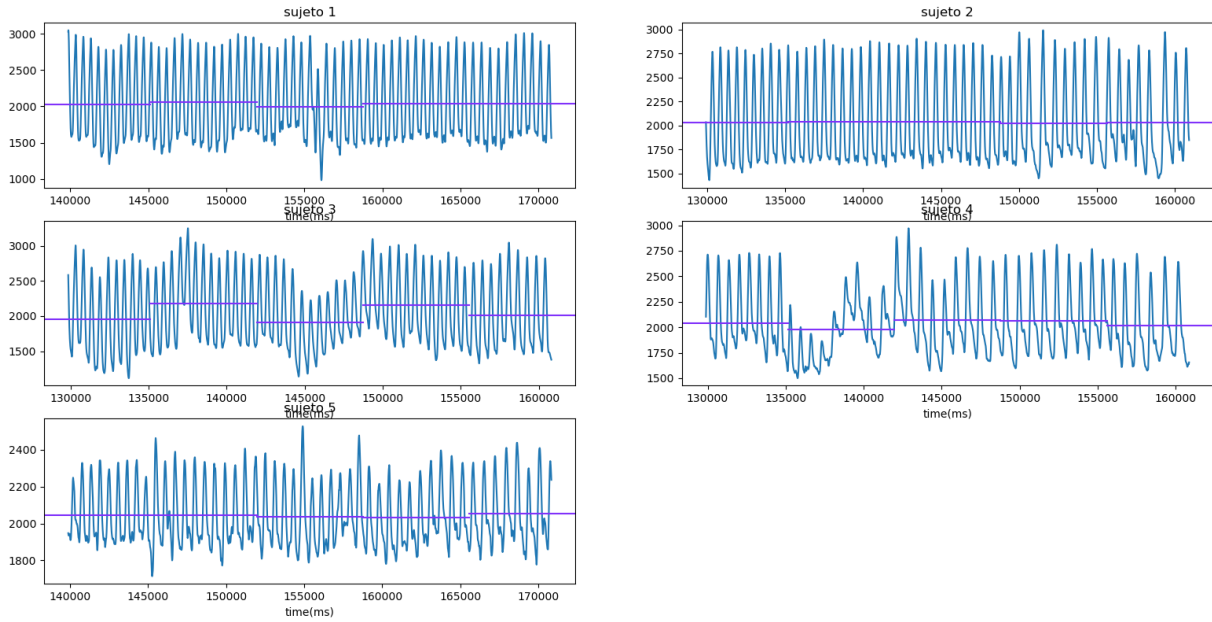


Señal respiratoria

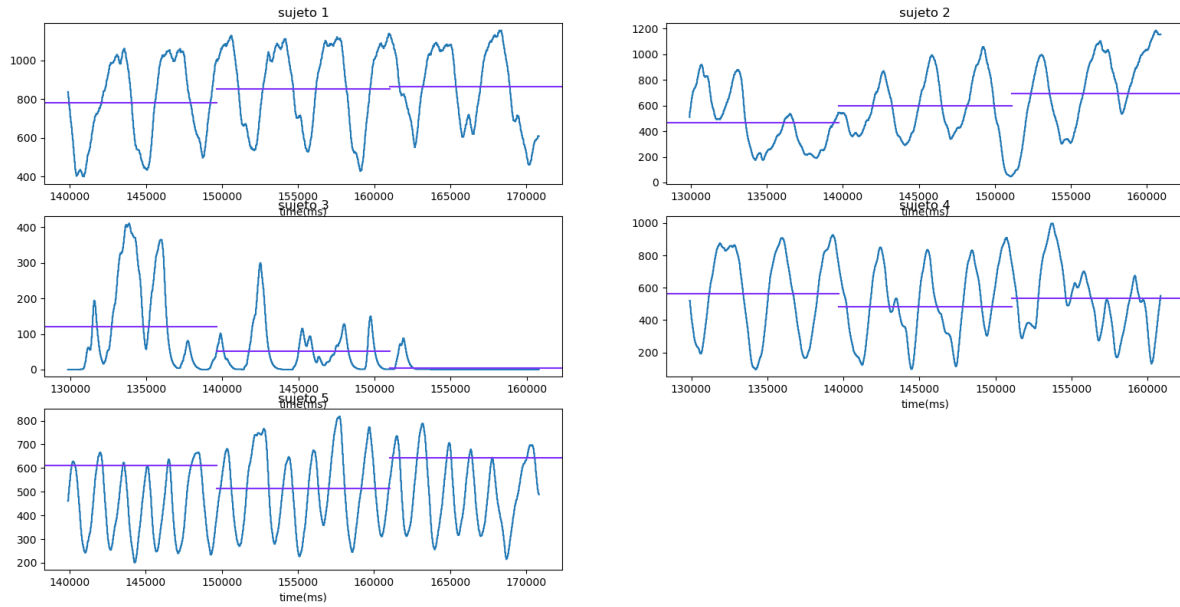


Etapa 3

Señal cardíaca

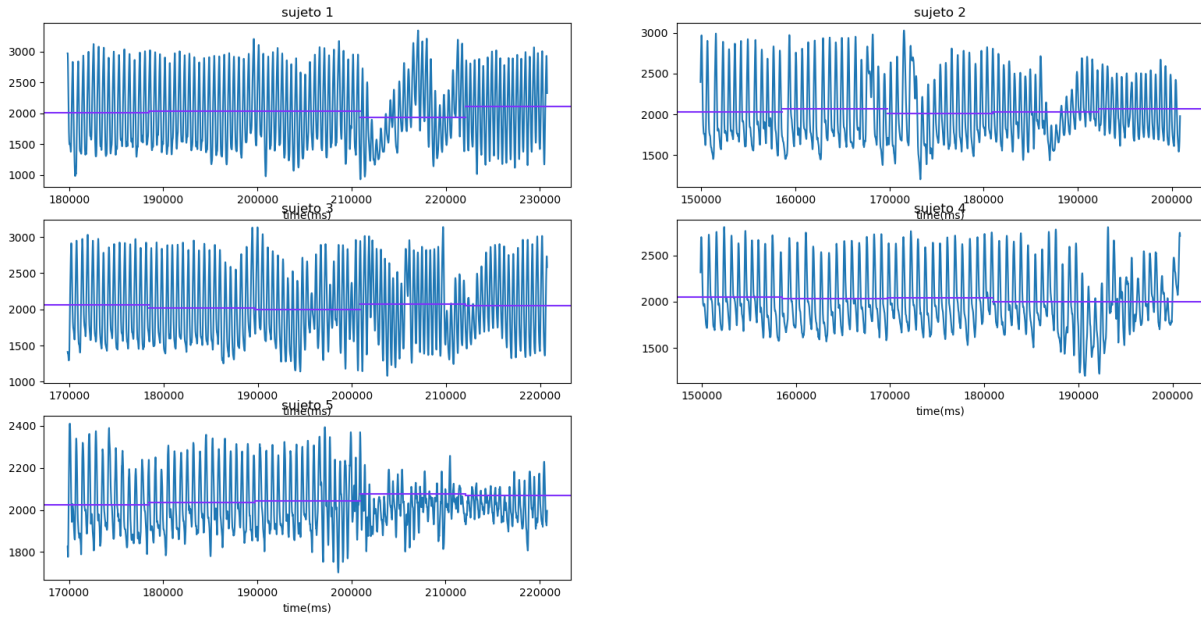


Señal respiratoria

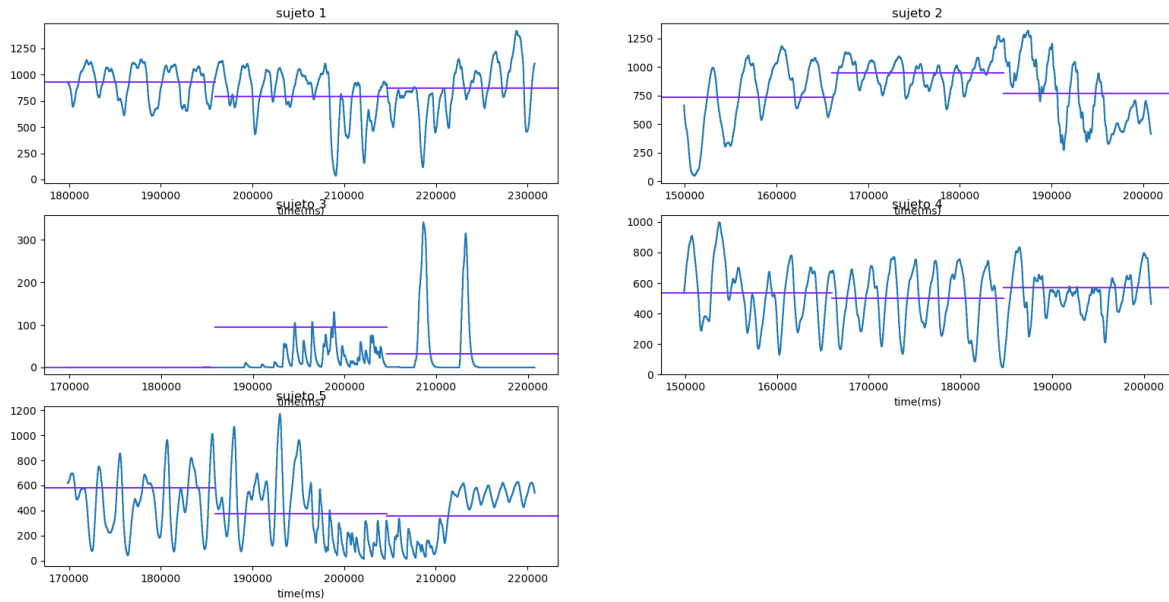


Etapa 4

Señal cardíaca

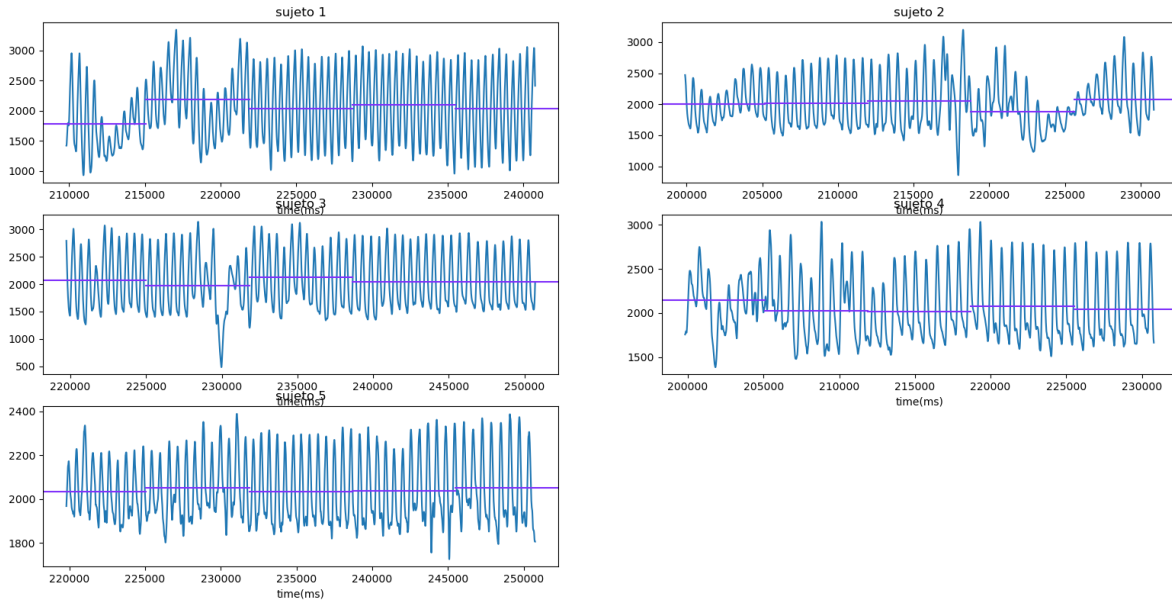


Señal respiratoria

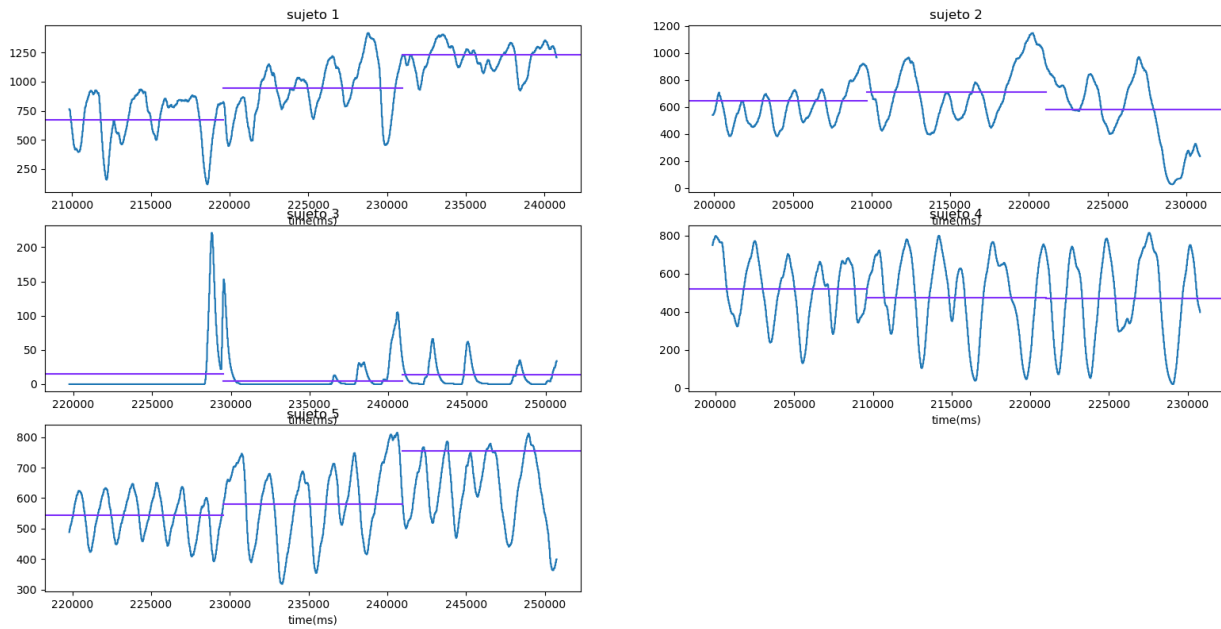


Etapa 5

Señal cardíaca

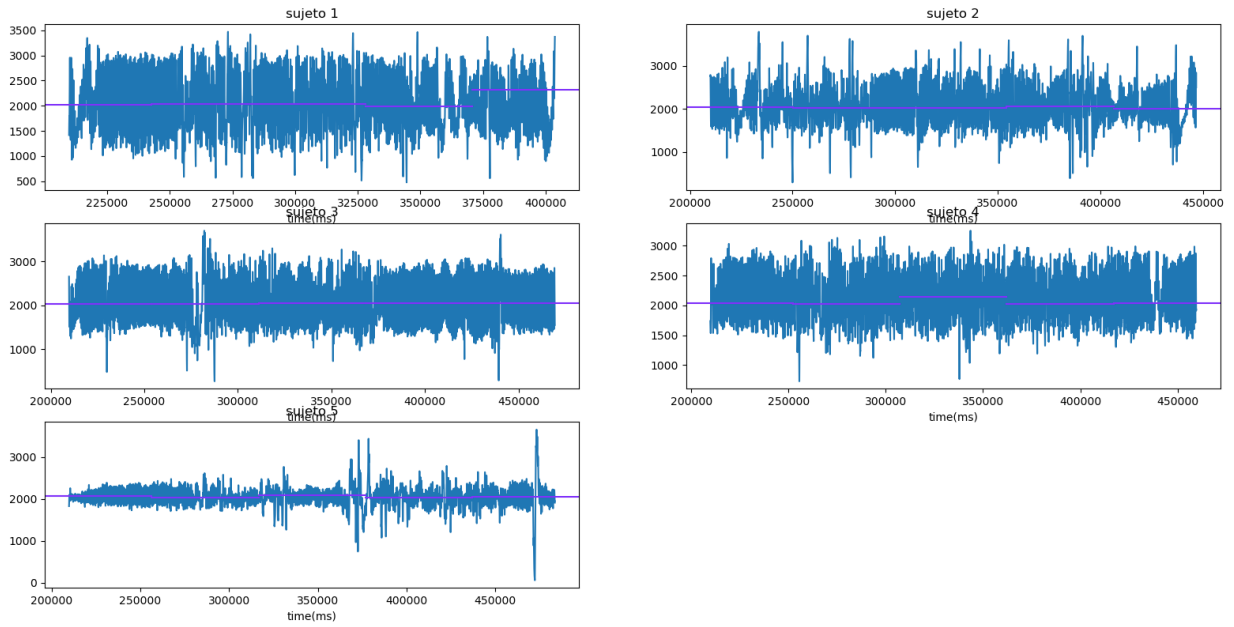


Señal respiratoria

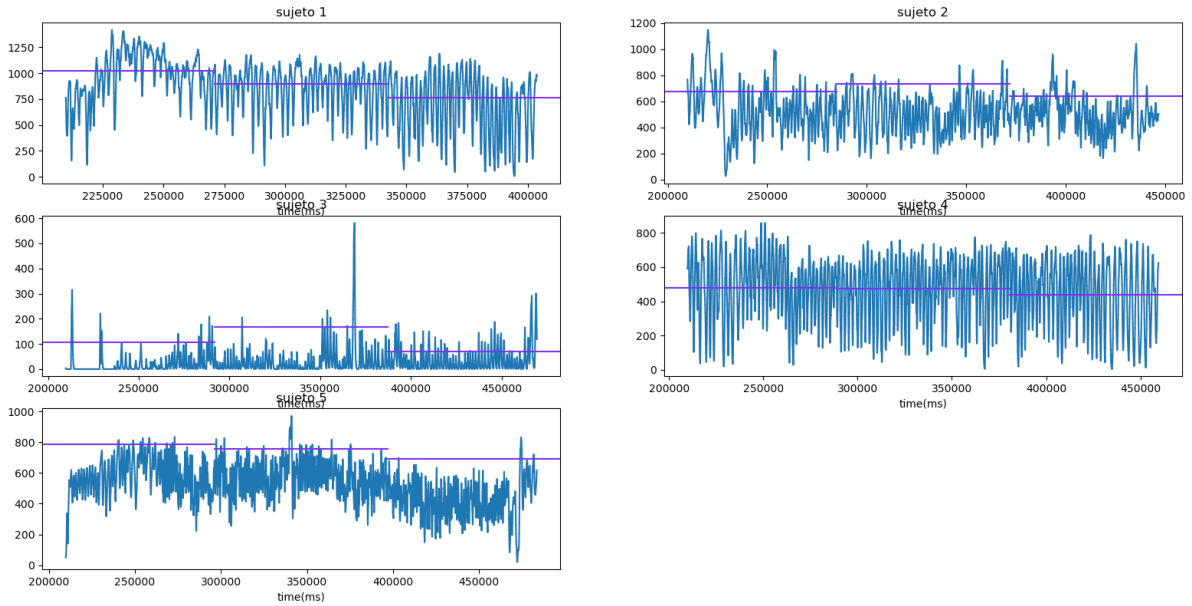


Etapa 6 y 7

Señal cardíaca

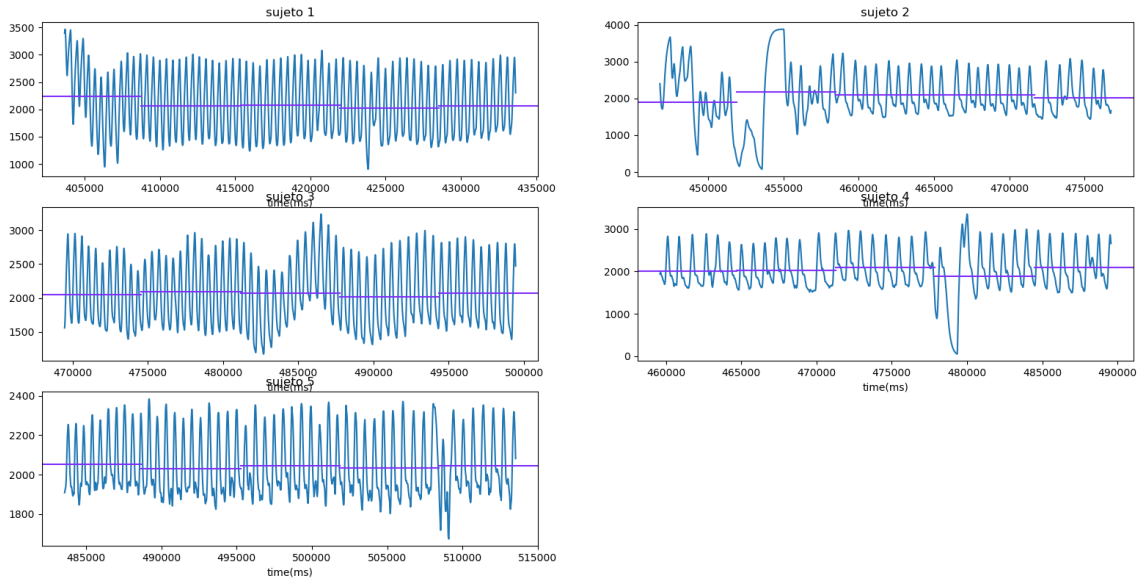


Señal respiratoria

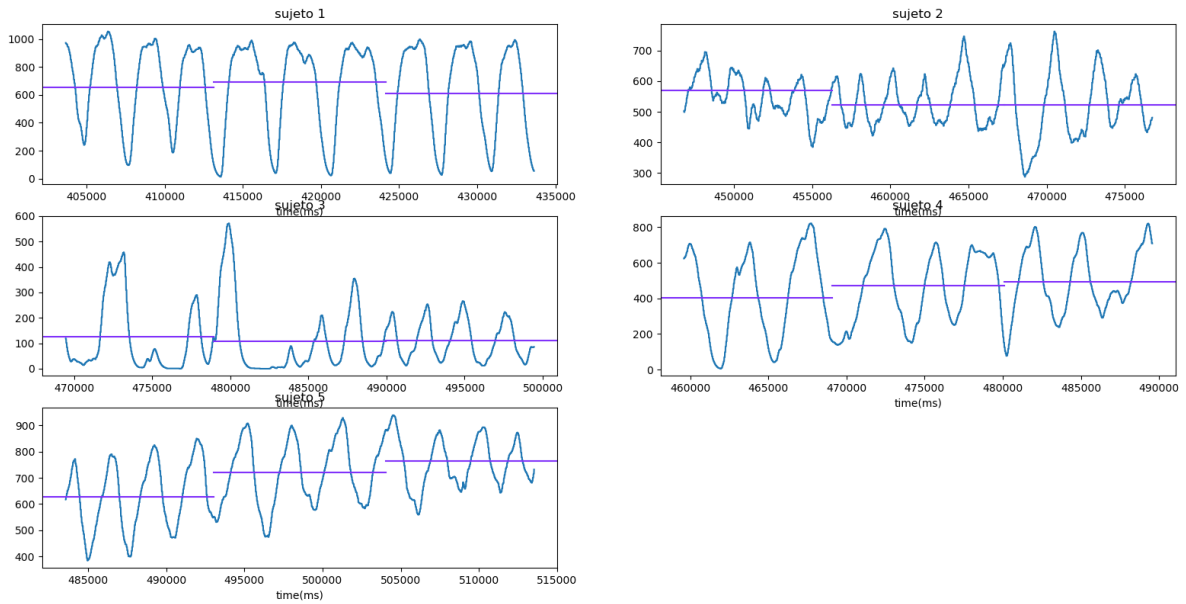


Etapa 8

Señal cardíaca



Señal respiratoria



Anexo D

[Reconstrucción videos de la prueba con los datos capturados por el cojín de distribución de presión](#)