



**Sistema de evaluación de movilidad y complemento a un plan integral de rehabilitación en pacientes con amputación de miembro inferior a través de una bicicleta horizontal asistida conectada a un juego serio de realidad virtual,
2019-2023**

Julian Pineda Escobar

Tesis de maestría presentada para optar al título de Magíster en Ingeniería

Director
Jonathan Gallego Londoño, Magíster (MSc) en Ingeniería Biomédica

Universidad de Antioquia
Facultad de Ingeniería
Maestría en Ingeniería
Medellín, Antioquia, Colombia
2023

Cita	Julian Pineda Escobar [1]
Referencia Estilo IEEE (2020)	[1] J. Pineda Escobar, “Sistema de evaluación de movilidad y complemento a un plan integral de rehabilitación en pacientes con amputación de miembro inferior a través de una bicicleta horizontal asistida conectada a un juego serio de realidad virtual., 2019-2023”, Tesis de maestría, Maestría en Ingeniería , Universidad de Antioquia, Medellín, Antioquia, Colombia, 2023.



Maestría en Ingeniería, Cohorte XXXI.

Grupo de Investigación Bioinstrumentación e Ingeniería Clínica (GIBIC).

Sede de Investigación Universitaria (SIU).



Centro de Documentación Ingeniería (CENDOI)

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

Universidad de Antioquia - www.udea.edu.co

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.

AGRADECIMIENTOS

Este estudio fue patrocinado por Colciencias a través del proyecto 63475 de la convocatoria 808-2018. El grupo GIBIC de la Universidad de Antioquia facilitó los equipos y el personal necesarios para la realización de esta investigación incluyendo el diseño, montaje y pruebas. La corporación Mahavir Kmina brindó el espacio necesario para la realización de las pruebas con el dispositivo y permitió contactar a los voluntarios con prótesis de miembro inferior.

TABLA DE CONTENIDO

RESUMEN	13
ABSTRACT.....	14
I. INTRODUCCIÓN.....	15
II. ANTECEDENTES.....	18
III. OBJETIVOS	22
IV. DISPOSITIVO, VIDEOJUEGO Y PRUEBA DE CONCEPTO	24
A. Marco teórico.....	24
B. Materiales y métodos	33
1) Triciclo reclinado	34
2) Soporte estático	35
3) Sistema de control central	36
4) Variables cinéticas.....	41
5) Variables fisiológicas.....	47
6) Integración de los sensores.....	54
7) Videjuego de realidad virtual	55
8) Diseño.....	56
C. Diseño del experimento	62
D. Resultados.....	63
1) Sistema	63
2) Variables cinéticas.....	64
3) Base de datos e interfaz web	68
4) Variables fisiológicas	68
5) Videjuego	68
E. Discusión.....	72

V. VIDEOJUEGO COMO HERRAMIENTA DIAGNÓSTICA	73
A. Marco teórico	73
1) Clasificación del nivel de movilidad.....	73
2) Modelos estadísticos	76
3) Agrupación jerárquica.....	79
4) Agrupación por k means	79
B. Materiales y métodos	80
1) Diseño del experimento.....	80
2) Protocolo de pruebas	81
C. Hipótesis	82
D. Resultados.....	83
1) Resumen.....	83
2) Correlaciones.....	85
3) Modelos predictivos	86
4) Comparación de modelos	95
5) Encuesta de usabilidad	96
E. Discusión.....	100
VI. CONCLUSIONES Y TRABAJO FUTURO	102
ANEXOS	106
1) Software de visualización y configuración.pdf	106
2) Manual de usuario de videojuego tryke	106
3) Cuestionario de usabilidad e inmersión	106
4) Lista de materiales y costos.....	106
BIBLIOGRAFÍA	107

LISTA DE TABLAS

TABLA I ESPECIFICACIONES TÉCNICAS DE CASCOS DE REALIDAD VIRTUAL MODERNOS [63].	31
TABLA II LISTA DE COMANDOS Y MENSAJES DEL MÓDULO CARDIORRESPIRATORIO.	53
TABLA III GÉNERO DE LOS PARTICIPANTES.	83
TABLA IV TIPO DE AMPUTACIÓN DE LOS PARTICIPANTES	83
TABLA V EDADES DE LOS PARTICIPANTES	83
TABLA VI TABLA DESCRIPTIVA DE LOS RESULTADOS DE LAS PRUEBAS.	84
TABLA VII NIVEL K DE MOVILIDAD DE LOS PARTICIPANTES SEGÚN LA PRUEBA DE MARCHA DE 2 MINUTOS.	84
TABLA VIII NIVEL K DE MOVILIDAD DE LOS PARTICIPANTES SEGÚN LA PRUEBA TIMED UP AND GO.	84
TABLA IX CORRELACIÓN ENTRE LOS RESULTADOS DE LAS DIFERENTES PRUEBAS. **, SIGNIFICA QUE LA CORRELACIÓN TIENE UN NIVEL DE SIGNIFICANCIA MENOR A 0.01.	86
TABLA X INFORMACIÓN DEL MODELO DE REGRESIÓN PARA PREDECIR EL NIVEL K DE LA PRUEBA DE MARCHA DE 2 MINUTOS CON LOS OBJETIVOS OBTENIDOS EN EL VIDEOJUEGO.	87
TABLA XI PARÁMETROS DEL MODELO DE REGRESIÓN PARA CATEGORÍAS K SEGÚN LA PRUEBA DE MARCHA DE 2 MINUTOS CON LOS OBJETIVOS OBTENIDOS EN EL VIDEOJUEGO. a. CATEGORÍA DE REFERENCIA: K4.	87
TABLA XII EFECTO DE LAS VARIABLES DEL MODELO DE REGRESIÓN PARA PREDECIR EL NIVEL K DE LA PRUEBA DE MARCHA DE 2 MINUTOS CON LOS OBJETIVOS OBTENIDOS EN EL VIDEOJUEGO.	88
TABLA XIII PORCENTAJE DE ACIERTOS DEL MODELO PREDICHO CONTRA LOS VALORES OBSERVADOS DE LAS CATEGORÍAS K SEGÚN LA PRUEBA DE MARCHA DE 2 MINUTOS CON LOS OBJETIVOS OBTENIDOS EN EL VIDEOJUEGO.	88
TABLA XIV INFORMACIÓN DEL MODELO DE REGRESIÓN PARA PREDECIR EL NIVEL K DE LA PRUEBA DE MARCHA DE 2 MINUTOS CON EL SCORE OBTENIDO EN EL VIDEOJUEGO.	88

TABLA XV PARÁMETROS DEL MODELO DE REGRESIÓN PARA CATEGORÍAS K SEGÚN LA PRUEBA DE MARCHA DE 2 MINUTOS CON EL SCORE OBTENIDO EN EL VIDEOJUEGO. a.CATEGORÍA DE REFERENCIA: K4.....	89
TABLA XVI EFECTO DE LAS VARIABLES DEL MODELO DE REGRESIÓN PARA PREDECIR EL NIVEL K DE LA PRUEBA DE MARCHA DE 2 MINUTOS CON EL SCORE OBTENIDO EN EL VIDEOJUEGO.....	89
TABLA XVII PORCENTAJE DE ACIERTOS DEL MODELO PREDICHO CONTRA LOS VALORES OBSERVADOS DE LAS CATEGORÍAS K SEGÚN LA PRUEBA DE MARCHA DE 2 MINUTOS CON EL SCORE OBTENIDO EN EL VIDEOJUEGO.....	89
TABLA XVIII INFORMACIÓN DEL MODELO DE REGRESIÓN PARA PREDECIR EL NIVEL K DE LA PRUEBA TIMED UP AND GO CON LOS OBJETIVOS OBTENIDOS EN EL VIDEOJUEGO.	90
TABLA XIX PARÁMETROS DEL MODELO DE REGRESIÓN PARA CATEGORÍAS K SEGÚN LA PRUEBA TIMED UP AND GO CON LOS OBJETIVOS OBTENIDOS EN EL VIDEOJUEGO. a.CATEGORÍA DE REFERENCIA: K4.....	90
TABLA XX EFECTO DE LAS VARIABLES DEL MODELO DE REGRESIÓN PARA PREDECIR EL NIVEL K DE LA PRUEBA TIMED UP AND GO CON LOS OBJETIVOS OBTENIDOS EN EL VIDEOJUEGO.....	90
TABLA XXI PORCENTAJE DE ACIERTOS DEL MODELO PREDICHO CONTRA LOS VALORES OBSERVADOS DE LAS CATEGORÍAS K SEGÚN LA PRUEBA TIMED UP AND GO (TUG) CON LOS OBJETIVOS OBTENIDOS EN EL VIDEOJUEGO.....	91
TABLA XXII INFORMACIÓN DEL MODELO DE REGRESIÓN PARA PREDECIR EL NIVEL K DE LA PRUEBA TIMED UP AND GO CON EL SCORE OBTENIDO EN EL VIDEOJUEGO.	91
TABLA XXIII PARÁMETROS DEL MODELO DE REGRESIÓN PARA CATEGORÍAS K SEGÚN LA PRUEBA TIMED UP AND GO EL SCORE OBTENIDO EN EL VIDEOJUEGO. a.CATEGORÍA DE REFERENCIA: K4.....	91
TABLA XXIV EFECTO DE LAS VARIABLES DEL MODELO DE REGRESIÓN PARA PREDECIR EL NIVEL K DE LA PRUEBA TIMED UP AND GO EL SCORE OBTENIDO EN EL VIDEOJUEGO.....	91

TABLA XXV PORCENTAJE DE ACIERTOS DEL MODELO PREDICHO CONTRA LOS VALORES OBSERVADOS DE LAS CATEGORÍAS K SEGÚN LA PRUEBA TIMED UP AND GO (TUG) CON EL SCORE OBTENIDO EN EL VIDEOJUEGO.....	92
TABLA XXVI CENTRO DE LOS GRUPOS POR OBJETIVOS.	93
TABLA XXVII CENTRO DE LOS GRUPOS POR SCORE.....	93
TABLA XXVIII NÚMERO DE CASOS POR GRUPO DE LA AGRUPACIÓN K MEANS POR OBJETIVOS OBTENIDOS EN EL VIDEOJUEGO.	93
TABLA XXIX NÚMERO DE CASOS POR GRUPO DE LA AGRUPACIÓN K MEANS POR SCORE OBTENIDO EN EL VIDEOJUEGO.....	94
TABLA XXX RESUMEN DE RELACIÓN ENTRE EL NIVEL K DE MOVILIDAD PREDICHO POR LOS MODELOS Y LOS DADOS POR LAS PRUEBAS TRADICIONALES.	95

LISTA DE FIGURAS

Fig. 1. Proceso llevado a cabo para alcanzar los objetivos.....	23
Fig. 2. Prótesis transfemoral 3R60.....	25
Fig. 3. Diferentes tipos de rodillas protésicas (Bill Dupes, 2014).	27
Fig. 4. Rodilla policéntrica de cuatro barras.	28
Fig. 5. Adaptadores piramidales usados en las prótesis. Permiten alinear la cuenca, la rodilla y el pie. Adaptación de: Orliman, (2016).	29
Fig. 6. Bits del protocolo de comunicación UART.	31
Fig. 7. Bits del protocolo de comunicación I ² C.	32
Fig. 8. Triciclo reclinado.....	34
Fig. 9. Rodillo para pedaleo estático.....	35
Fig. 10. Raspberry Pi 4.	36
Fig. 11. Estructura de la base de datos.....	37
Fig. 12. Velocidad y cadencia del triciclo en tiempo real en la interfaz web.	38
Fig. 13. Freno y giro del triciclo en tiempo real en la interfaz web.....	38
Fig. 14. Frecuencia cardíaca y respiratoria en tiempo real en la interfaz web.....	39
Fig. 15. Valores en voltios del pulsioxímetro y sensor de flexión del pecho en tiempo real en la interfaz web.....	39
Fig. 16. Malla de sensores piezorresistivos en la silla del triciclo en tiempo real en la interfaz web.	40
Fig. 17. Leds del estado de conexión de los sensores en tiempo real en la interfaz web.	41
Fig. 18. Interfaz web.	41
Fig. 19. Sensores para las variables cinemáticas. a) TCRT5000 para medición de cadencia y velocidad; b) potenciómetro lineal de 10k Ω 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 para conectar variables analógicas a la RaspberryPi 4.....	42
Fig. 20. Fotorreflector en la llanta trasera del triciclo para el cálculo de la velocidad.	43
Fig. 21. Fotorreflector en los pedales del triciclo para el cálculo de la cadencia.	44
Fig. 22. Potenciómetro en la barra estabilizadora para el cálculo del giro del manubrio.	45
Fig. 23. Sensor de flexión en el manillar derecho.....	46
Fig. 24. Ajustes de variables cinéticas.	46

Fig. 25. Esquemático PSoC	48
Fig. 26. Sensor de pulso.....	48
Fig. 27. Sensor de pulso en voluntario.....	49
Fig. 28. Sensor del cambio volumétrico del tórax al respirar.	51
Fig. 29. Ajustes variables fisiológicas.	51
Fig. 30. Protocolo de comunicación de señales fisiológicas.....	52
Fig. 31. Protocolo de comunicación para la configuración de los parámetros de captura y cálculo.	52
Fig. 32. Malla de sensores de presión.	54
Fig. 33. Malla de sensores de presión en el asiento.....	54
Fig. 34 Diagrama de conexiones del sistema de medición, control y visualización de las señales.	55
Fig. 35. Protocolo de comunicación entre el juego y la Raspberry Pi.....	58
Fig. 36. Mapa desierto del videojuego.....	59
Fig. 37. Mapa nocturno del modo libre del videojuego.....	60
Fig. 38. Mapa nevado del modo libre del videojuego.....	60
Fig. 39. Pista del modo competitivo del videojuego.....	61
Fig. 40. Vista en primera persona de la prueba competitiva.....	62
Fig. 41. Pasos de la prueba de concepto	62
Fig. 42. Sistema completo A) triciclo, B) interfaz web y C) videojuego.	64
Fig. 43. Respuestas a la encuesta de inmersión.	64
Fig. 44. Respuestas a la encuesta de inmersión.	65
Fig. 45. Respuestas a la encuesta de inmersión.	66
Fig. 46. Ángulo del manubrio vs ángulo del potenciómetro.....	66
Fig. 47. Respuestas a la encuesta de inmersión ¿Qué tan natural se sintió el mecanismo que controla el movimiento del vehículo virtual?	67
Fig. 48. Respuestas a la encuesta de inmersión ¿Qué tan realista se sintió la realidad virtual teniendo en cuenta la sensación de conducir una bicicleta en el mundo real?	67
Fig. 49. Respuestas a la encuesta de inmersión ¿Qué tanto interfirieron los dispositivos de control, tales como los pedales, el manubrio y los frenos?	68

Fig. 50. Respuestas a la encuesta de inmersión ¿Cuánto retraso experimentó entre sus acciones sobre el triciclo y los resultados esperados en el juego?..... 69

Fig. 51. Respuestas a la encuesta de inmersión ¿Qué tan hábil se sintió en el manejo del triciclo y el entorno virtual al finalizar la sesión? 69

Fig. 52. Respuestas a la encuesta de inmersión ¿Qué tanta interferencia o distracción le produjo la calidad de la imagen?..... 70

Fig. 53. Respuestas a la encuesta de inmersión ¿Qué tan inmerso (sentimiento de realidad) te sentiste en la experiencia virtual con el juego?..... 70

Fig. 54. Respuestas a la encuesta de inmersión ¿Qué tan realista fue la sensación de sus sentidos con el entorno virtual? 71

Fig. 55. Respuestas a la encuesta de inmersión ¿Qué tan confundido, mareado o desorientado se sintió al comienzo de las pausas?..... 71

Fig. 56. Respuestas a la encuesta de inmersión ¿Qué tan confundido, mareado o desorientado se sintió al final de la sesión experimental? 72

Fig. 57. Forma de la regresión logística [86]. 78

Fig. 58. Ejemplo de un dendrograma..... 79

Fig. 59. Protocolo de pruebas para el uso del juego como herramienta diagnóstica. 81

Fig. 60. Pruebas con voluntarios..... 85

Fig. 61. Dendrograma usando enlace Ward para los objetivos obtenidos en el videojuego..... 92

Fig. 62. Dendrograma usando enlace Ward para el Score obtenido en el videojuego. 93

Fig. 63. Agrupación k means de los sujetos según los objetivos obtenidos en el videojuego. 94

Fig. 64. Agrupación k means de los sujetos según el Score obtenido en el videojuego. 94

Fig. 65. Respuestas a la encuesta de inmersión. 97

Fig. 66. Respuestas a la encuesta de inmersión. 97

Fig. 67. Respuestas a la encuesta de inmersión. 98

Fig. 68. Respuestas a la encuesta de inmersión. 98

Fig. 69. Respuestas a la encuesta de inmersión. 99

Fig. 70. Respuestas a la encuesta de inmersión. 99

Fig. 71. Respuestas a la encuesta de inmersión. 100

RESUMEN

Las prótesis de miembro inferior buscan disminuir el impacto radical en el estilo de vida de una persona con una amputación, ayudándole a la retoma progresiva de actividades diarias, a la reintegración social y evitar problemas de salud posteriores debido a la carga que se puede ejercer sobre un solo miembro. Sin embargo, es común una falta de adherencia al uso de las prótesis y su abandono puede provocar serios problemas de salud debidos a la inactividad física y obesidad.

Por este motivo, se crean planes de rehabilitación integrales los cuales buscan aumentar la adherencia al uso de una prótesis a través de ejercicios que incluyen actividades para la vida diaria y el trabajo, intervenciones motivacionales y psicosociales y actividades físicas de alta intensidad.

En busca de aplicar estos conceptos, en el presente proyecto se diseñó y construyó un sistema de acondicionamiento físico de entrenamiento funcional y motivacional para personas con prótesis de miembro inferior, a través de un videojuego serio controlado por un triciclo reclinado, el cual, tiene un modo competitivo que calcula puntajes según el desempeño, que se asocian al nivel de movilidad del usuario. El triciclo fue instrumentado para captar velocidad, cadencia, giro del manubrio y freno, esta información es enviada a un computador con el videojuego para controlar un vehículo virtual.

Palabras clave — Rehabilitación de prótesis de miembro inferior, Plan de rehabilitación integral, Juego serio de realidad virtual, Instrumentación biomédica, Simulación, Diagnóstico de movilidad.

ABSTRACT

Lower limb prostheses seek to reduce the radical impact on the lifestyle of a person with an amputation, helping them to gradually resume daily activities, social reintegration and avoid subsequent health problems due to the load that can be exerted on a single limb. However, a lack of adherence to the use of prostheses is common and its abandonment can cause serious health problems due to physical inactivity and obesity.

For this reason, integral rehabilitation programs are created which seek to increase adherence to the use of a prosthesis through exercises that include activities for daily life and work, motivational and psychosocial interventions, and high-intensity physical activities.

Seeking to apply these concepts, in the present project a physical conditioning system of functional and motivational training for people with lower limb prostheses was designed and built, through a serious video game controlled by a recumbent tricycle, it has a competitive mode that calculates scores based on performance, which are associated with the level of mobility of the user. The tricycle was instrumented to capture speed, cadence, handlebar turn and brake, this information is sent to a computer with the video game to control a virtual vehicle.

Keywords — Rehabilitation of lower limb prosthesis, Integral rehabilitation program, Serious virtual reality game, Biomedical instrumentation, Simulation, Mobility diagnosis.

I. INTRODUCCIÓN

En el 2014, en Colombia, 738 colombianos sufrieron una amputación debido a la guerra [1] y un censo del 2015 reportó que el 6.3% de la población poseía alguna discapacidad [2]. Según la organización Acción Contra Minas, en Colombia se han registrado 11.935 víctimas por minas antipersonal y munición sin explosionar, siendo 2006 el año más crítico, pues se presentaron 1228 víctimas, el mayor número en toda la historia de Colombia. En la última década, la tendencia ha venido cayendo, con excepción del año 2012, hasta ubicarse en 2016 en niveles que no se presentaban desde el año 1999. En lo corrido del año 2020, se han presentado 128 víctimas [3]. Hasta el año 2021, la corporación Mahavir Kmina, reportó haber beneficiado a más de 4500 personas con la donación de prótesis de miembro inferior [4].

Personas con amputación de miembro inferior suelen relegar el peso y las funciones al miembro intacto lo que ocasiona fatiga y dolores de espalda. Para evitarlo, disminuyen su actividad física, pero empiezan a presentar problemas relacionados al sedentarismo como la obesidad, hipertensión y enfermedades cardíacas [5]. Para corregir algunos de estos problemas se crearon las prótesis, que son dispositivos médicos de asistencia, para reemplazar funcional y estéticamente el miembro amputado [5].

El uso de las prótesis tiene como objetivo permitir a las personas el desarrollo de sus labores diarias y la reintegración a la sociedad [6]. Sin embargo, el proceso de entrenamiento no siempre es completamente exitoso. Por ejemplo, un estudio realizado por la escuela Paulista de medicina sobre el uso de prótesis de miembro inferior muestra un abandono del 53%; otros resultados del mismo estudio arrojaron una mortalidad del 63% en personas que no recibieron prótesis y permanecieron en silla de ruedas y 11% en personas que si la recibieron [7]. Algunos autores encontraron una disminución en el tiempo de uso de prótesis de miembro inferior durante el día del 85% al 31%, debido a la falta de seguridad del paciente al caminar por temor a caerse y un mayor gasto energético durante la deambulaci3n [8], [9]. Otros autores encontraron una relaci3n entre el estatus socioecon3mico y la adaptaci3n a la prótesis, donde personas con baja educaci3n suelen presentar mayor abandono [10].

Así mismo, en niños con amputaci3n se han identificado seis factores que influyen su participaci3n en deportes: la funcionalidad de la prótesis, planear por adelantado, entender las capacidades con las que se cuenta, el ambiente social y estigma, amor por el deporte y la inversi3n

involucrada [11]. Otras posibles causas de abandono de cualquier tipo de prótesis en general incluyen la baja tecnología y la percepción de dificultad de su uso.

Las estrategias sugeridas para evitar este abandono y aumentar la satisfacción de los pacientes en el uso de prótesis incluyen planes de rehabilitación con tareas diarias, para ayudarlos a acostumbrarse mejor al uso de la prótesis [12] y actividades de alta intensidad física que además ayudan a prevenir enfermedades, producen efectos psicológicos positivos y disminuyen la restricción atlética y funcional [8], [13]. Estas actividades se han combinado con videojuegos con el objetivo de motivar el ejercicio físico y aumentar la adherencia al plan de rehabilitación [14], [15].

La evaluación de los planes de rehabilitación se convierte entonces en una parte fundamental del proceso, ya que la medición de su eficacia es imperativa en la toma de decisiones por parte de los especialistas para evitar el abandono de la prótesis y lograr los objetivos de reintegración social y retoma de actividades por parte del usuario. Dicha evaluación está relacionada directamente a la evolución del afectado en el tiempo de rehabilitación, es por eso que se usan métodos descriptivos y prácticos para medir la capacidad en el uso efectivo de la prótesis, sin embargo, dichos métodos suelen estar desligados de la ejecución de ejercicios físicos, como el cuestionario de evaluación de prótesis (PEQ por sus siglas en inglés) o requieren la presencia continua y apreciación de un especialista en su realización como en la prueba de marcha de 2 minutos (2MWT), quien, de manera subjetiva determina si los ejercicios realizados en el plan de rehabilitación han logrado el efecto deseado. La presencia de un especialista independiente del método supone dificultades para las personas que habitan en zonas de difícil acceso o que por algún motivo no pueden desplazarse al centro médico, dificultando el seguimiento del proceso y disminuyendo el éxito de los propósitos al usar una prótesis [16]. Por lo tanto, reconociendo la falta de objetividad en la evaluación del plan de rehabilitación [17], abriendo las puertas a la medición remota de los usuarios con prótesis y sin necesidad del desarrollo de actividades por fuera de las relacionadas a la rehabilitación y entrenamiento surge la pregunta ¿es posible que un videojuego incorporado en un sistema construido para la realización de ejercicios de rehabilitación de personas con prótesis de miembro inferior, sirva como método de evaluación objetiva de la movilidad?, de ser el caso ¿qué modelo pudiera emplearse en el videojuego para que muestre no solo el puntaje si no también el nivel de movilidad del usuario? O por el contrario ¿Qué limitantes

se deben tener en cuenta para que el resultado del videojuego si tenga correlación con las pruebas de movilidad?

Para aportar en la investigación que resuelva esta pregunta se planteó el presente trabajo que se encuentra organizado así: En los capítulos 8 y 9 se describen los antecedentes y los objetivos que se quieren alcanzar respectivamente. Luego, se hace una división del trabajo en 2 capítulos principales que son el 10 y el 11. En el capítulo 10 se desarrolla todo el marco teórico, la metodología y los resultados de la construcción del dispositivo y el videojuego usados para este proyecto, teniendo en cuenta la posibilidad de que pueda ser usado a futuro en estudios longitudinales de rehabilitación y se incluye una prueba de concepto con 13 sujetos para verificar el funcionamiento y estabilidad de dicho sistema. La sección A provee todas las bases teóricas necesarias para el diseño, construcción y ensamble del vehículo y desarrollo del videojuego para ser usados en un plan integral de rehabilitación. La sección B presenta los detalles técnicos de las piezas utilizadas, así como el método seguido para la construcción, ensamble y puesta en funcionamiento del dispositivo compuesto por el triciclo reclinado y el videojuego en conjunto con un sistema de medición de variables fisiológicas para proveer herramientas de análisis en investigaciones futuras. Una prueba de usabilidad con usuarios, sus resultados y correcciones o mejoras a partir del análisis de estos, se describe en la sección C y D y E.

En el capítulo 11 se describe el marco teórico, la metodología y los resultados obtenidos al usar el videojuego en una comparación con pruebas estandarizadas para validar su uso como herramienta diagnóstica en 32 pacientes con prótesis de miembro inferior y 10 sujetos sanos. Una base teórica para un estudio estadístico sobre la relación entre los resultados del videojuego y el nivel de movilidad de las personas se presenta en la sección A. En la sección B se ilustra el diseño del experimento para dicho estudio, cómo se llevó a cabo y en la sección C la hipótesis para el análisis estadístico; sus resultados se presentan en la sección D junto con su análisis correspondiente en la sección E.

Por último, las conclusiones y propuestas de un trabajo futuro sobre el uso del dispositivo y como este puede ser usado para evitar el abandono de la prótesis, se exponen en la sección 0.

II. ANTECEDENTES

Childers et al. [18] recomiendan la realización de un programa de entrenamiento personalizado para amputados que contenga tanto ejercicios de resistencia como de fuerza para lograr una rehabilitación efectiva. Varias investigaciones sobre el uso de bicicletas en amputados han mostrado que su implementación, como medio de rehabilitación, cumple con dicha recomendación y que además provee beneficios psicológicos y de reintegración social [19].

La implementación de una bicicleta horizontal de tres ruedas como medio de rehabilitación en amputados de miembro inferior permitiría aumentar la seguridad de los mismos durante su uso, ya que es más estable que una bicicleta regular gracias a su base de sustentación; genera un menor gasto energético debido a un mejor perfil aerodinámico (i.e, el arrastre del aire representa hasta un 96% de la potencia que tiene aplicar un ciclista cuando se mueve a velocidad típicas de carrera [19]) y permite la mejora progresiva de movimientos funcionales como levantarse o subir escaleras [20].

Un factor importante para tener en cuenta en el uso de bicicletas por amputados es la asimetría cinética y cinemática (i.e, fuerzas y movimientos). Se ha demostrado que hay una mayor asimetría en el uso de bicicletas por amputados [18], lo que puede implicar el desarrollo de nuevas patologías. Lo anterior hace importante crear un escenario donde el paciente se sienta seguro y se tenga control de la distribución de peso sobre el asiento y la aplicación de fuerzas al usar la bicicleta, especialmente durante el aprendizaje y la generación de los patrones de movimiento.

Las bicicletas asistidas han sido implementadas de manera estática sobre pacientes amputados para observar bajo un ambiente controlado, la adaptación motora al pedaleo mientras se usa una prótesis de miembro inferior bajo una carga y cadencia constantes. Entre las mediciones más comunes realizadas sobre los amputados se encuentran: la fuerza ejercida sobre los pedales, la cinemática del muñón durante la prueba, la actividad electromiográfica y la distribución de peso corporal [18], [19]. La medición de esta última variable puede realizarse mediante la implementación de matrices de sensores de presión diseñados con un material flexible [21], los cuales podrán estar ubicados sobre el sillín de la bicicleta o ser parte de este [22], [23]. Estas mediciones se enfocan en la detección de asimetrías debido al desbalanceo entre miembros inferiores, tanto en la fuerza aplicada como el trabajo realizado. Algunas de las soluciones propuestas ante la presencia de asimetría implican el acortamiento de la biela en el lado amputado o aumentar la rigidez de la prótesis [19].

En una rehabilitación de alta actividad física es importante tener en cuenta que las personas con amputación de miembro inferior usualmente sufren enfermedades cardiovasculares que reducen su capacidad atlética, haciendo que sea menos probable que se conviertan en personas que usen activamente su prótesis y reduce su nivel de movilidad como lo indican Kaptein et al. en una recopilación sobre la relación entre la amputación de miembro inferior y enfermedades cardiovasculares [24]. Además, destacan que es necesario realizar mayor investigación sobre el tema debido a que la mortalidad de las personas con este tipo de amputación tiene clara relación con estas enfermedades y que es importante tener medidas sobre la actividad del corazón y los pulmones durante la rehabilitación que indiquen si la persona es apta para deambular con prótesis o si lo mejor es que use silla de ruedas. Esto conllevaría a la necesidad de registrar la actividad cardiaca de los pacientes con prótesis mientras realizan algún tipo de actividad física en su proceso de rehabilitación.

Por otra parte, los juegos pueden combinarse con simuladores de realidad virtual y dispositivos mecánicos, como bicicletas estáticas, para la rehabilitación de funciones motoras o mejoramiento de habilidades específicas [15]. De hecho, se han llegado a usar los juegos serios como un modo de entrenamiento de pacientes en el manejo correcto de prótesis mioeléctricas con el fin de disminuir el abandono de estos dispositivos [14]. Se ha demostrado que los participantes con prótesis han experimentado la parte más divertida cuando deben coleccionar ítems o resolver desafíos mientras están adaptándose al uso de la prótesis [14].

Dichos juegos tienen un efecto positivo en el mecanismo de recompensa de los pacientes o personas a entrenar y han sido implementados como un mecanismo de aprendizaje, rehabilitación, mejoramiento de habilidades y posturas mientras se realiza una actividad divertida e intuitiva [25], [26]. El aporte de la realidad virtual radica en el entrenamiento mental, primero desviando la atención del paciente de la prótesis para que se genere propiocepción sobre el nuevo miembro y segundo engañar al cerebro para que crea que el miembro aún está presente, reproduciendo los beneficios de la terapia del espejo [27], esta terapia se usa principalmente para el tratamiento del dolor fantasma, pero también se cree que activa las neuronas que permanecen habitualmente inactivas por la falta de movimiento del miembro faltante [28].

Recopilaciones de estudios sobre el uso de realidad virtual indican que no se ha demostrado que su uso mejore los procesos de rehabilitación [29]–[31], sin embargo, presentan que los resultados y evidencias de los artículos recopilados son de mala calidad, ya sea porque los métodos

de evaluación son muy subjetivos o porque carecen de pruebas a largo plazo y concuerdan que es un campo que falta por explorar, por lo que un dispositivo que permita realizar estudios longitudinales presenta grandes oportunidades académicas.

Muchos estudios sobre las estrategias de rehabilitación usando videojuegos han demostrado que, en comparación con las metodologías tradicionales, siempre presentan mejores o iguales resultados [26], [27]. Si bien este es el enfoque de muchos trabajos de investigación, un estudio con personas que sufrieron lesiones en las piernas y fueron rehabilitadas con un juego serio, reporta que los puntajes obtenidos en este corresponden de manera precisa a diferentes exámenes de evaluación de movilidad como el Time Up and Go (TUG) y el 10 Timed Walk Test (10MWT) y eso les permitió hacer seguimiento de la evolución de los voluntarios durante la rehabilitación de manera más simple [32]. Este descubrimiento demuestra que los videojuegos pueden aportar beneficios en la captura de datos en forma de puntajes a partir de las habilidades requeridas, sin embargo, se generan algunos interrogantes como, ¿La correlación con la prueba de movilidad es afectada si el videojuego incluye mecánicas diferentes a las necesarias para la rehabilitación? Y de ser el caso ¿Cuáles son las limitantes para que los puntajes de un videojuego muestren correlación con la capacidad de un individuo para realizar una tarea?

Las evaluaciones más comunes para determinar el nivel de movilidad, llamado también nivel k de una persona son [33], [34]:

- Amputee Mobility Predictor (AMP)
- Patient Assessment Validation Evaluation Test (PAVET)
- Prosthesis Evaluation Questionnaire
- Timed Up and Go (TUG)
- 2- and 6-minutes Timed Walk Tests
- Houghton Scale

Algunas alternativas a estas evaluaciones tradicionales publicadas desde el 2015, como aproximaciones novedosas para determinar el nivel de movilidad está:

- Un estudio del 2019 que propone una herramienta de predicción llamada clasificación de árbol para determinar el nivel k a partir de los exámenes Prosthetic Limb Users Survey of Mobility (PLUS-M) y Functional Comorbidity Index [35].

- En 2017 La Trobe University, estudia la relación directa que hay entre AMP test y el nivel k, concluyendo que la realización de esta evaluación es buena para predecir los niveles k2 y k3 de manera directa [36].
- The British Association of Chartered Physiotherapists in Amputee Rehabilitation (BACPAR), realizó una búsqueda sistemática con el objetivo de estandarizar los métodos de evaluación para la clasificación de niveles k, resultando en una herramienta que permite seleccionar el método adecuado para un equipo de especialistas, según las necesidades [37].

III. OBJETIVOS

A. Objetivo general

Diseñar e implementar un sistema que pueda ser usado como parte de un plan integral de rehabilitación en pacientes con prótesis de miembro inferior mediante una bicicleta horizontal asistida conectada a un juego serio de realidad virtual para computador y que a la vez permita el monitoreo durante el ejercicio y la evaluación de movilidad.

B. Objetivos específicos

- Instrumentar una bicicleta horizontal estática, para ser usada como dispositivo de asistencia para la actividad física dentro de un plan de rehabilitación integral de personas con prótesis de miembro inferior, que permita capturar variables fisiológicas y de movilidad relevantes, capaz de exportarlas en tiempo real.
- Desarrollar un juego serio para computador que motive la realización de alta actividad física a través de una bicicleta y permita entrenar el cerebro a través de la simulación de escenarios en realidad virtual.
- Aportar evidencia sobre la correlación entre los puntajes de un sistema interactivo usado en rehabilitación y el estándar k-level.

Para resolver los objetivos se siguió el procedimiento que se describe de manera general en la Fig. 1.

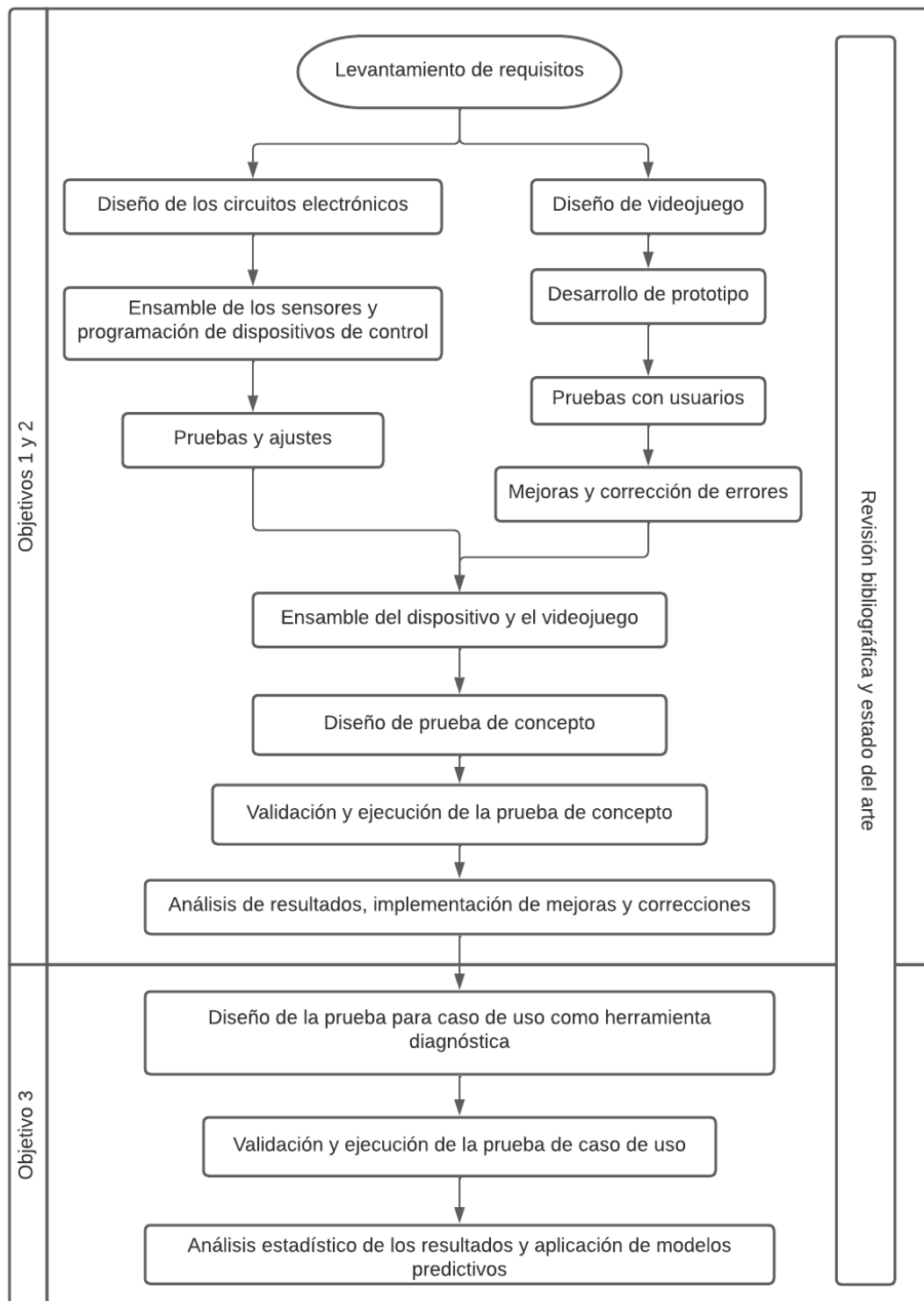


Fig. 1. Proceso llevado a cabo para alcanzar los objetivos.

IV. DISPOSITIVO, VIDEOJUEGO Y PRUEBA DE CONCEPTO

En esta sección se describen los procedimientos, experimentos y análisis estadísticos realizados para cumplir los objetivos 1 y 2 del presente trabajo de investigación enfocados a la instrumentación de un triciclo, la obtención de señales fisiológicas y el diseño del videojuego serio.

A. *Marco teórico*

La amputación se conoce como el corte y separación de un miembro o parte de este del resto del cuerpo, resultado en un miembro residual, también conocido como muñón [13]. Se divide en dos grandes grupos: amputación de miembro superior y de miembro inferior.

Según una publicación de Amputee Coalition, las amputaciones de miembro inferior a través del muslo y la pierna se denominan respectivamente transfemoral y transtibial; las amputaciones que se realizan a través de las articulaciones de rodilla y tobillo se designan como desarticulación de rodilla y de tobillo respectivamente [38].

Una amputación sobre el tercio superior del muslo implicará un miembro residual que tiene una menor cantidad de tejido muscular, esto hace que el muñón sea corto, que tenga una menor fuerza y se genere una tendencia a la flexión y abducción. Si el corte se realiza en el tercio inferior, el muñón será más fuerte, pero tenderá a la aducción. Por esto, la amputación se busca realizar al nivel del tercio medio. Así mismo, el lugar de la sutura es un factor importante pues, por ejemplo, una cicatriz anterior produciría erosiones cutáneas por roce en el punto de contacto con la prótesis [39].

Las prótesis son dispositivos médicos de asistencia al amputado que cumplen la función de una pierna artificial (Fig. 2). Generalmente están compuestas por un encaje o socket, un mecanismo de suspensión, una o dos unidades articulares (rodilla y pie), un vástago, adaptadores de sujeción-alineación y un pie [40].

Cada uno de los elementos de la prótesis cumple una función específica y se relaciona directamente con la movilidad del paciente, su confianza, su estabilidad e incluso su confort [41].



Fig. 2. Prótesis transfemoral 3R60.

En la imagen se observa una prótesis transfemoral 3R60 dividida en sus partes: Encaje, rodilla, vástago y pie. Adaptado de: Ottobock, (2016), Rodilla policéntrica 3R60.

El encaje (también llamado cuenca) es el componente que contiene el miembro residual, por tanto, es el único elemento diseñado a medida para que se acomode a las prominencias óseas y a los músculos del muñón. Debido a que es el único componente de la prótesis que está en contacto directo con la piel, lo hace el mayor generador de problemas cutáneos [42]. En Laszczak et al., analizan las úlceras ocasionadas por el exceso de presión sobre el miembro residual y determinan los esfuerzos realizados utilizando un dispositivo delgado y flexible que finalmente da indicaciones sobre el diseño adecuado de la cuenca para el paciente [43]. El exceso de activación muscular del muñón sugiere un problema en la cuenca asociado a la presión, por esto se han hecho estudios utilizando la electromiografía para conocer el comportamiento de los músculos del miembro residual [44]. También se ha encontrado que el exceso de temperatura provoca la transpiración del muñón deteriorando su integridad, por esto se han utilizados sensores de temperatura y de humedad [45], incluso cámaras térmicas [46] para determinar los puntos calientes del muñón, buscando mejorar la comodidad, sustituir materiales y definir nuevas técnicas de construcción de las cuencas.

Durante la bipedestación y la fase de apoyo, la rodilla protésica debe mantenerse rígida. Durante la fase de balanceo, al sentarse, al agacharse o al arrodillarse, la unidad articular debe poderse flexionar [47]. Algunas otras funcionalidades dependerán del estilo de vida del amputado. La Fig. 3 muestra algunos tipos de rodillas protésicas clasificadas esencialmente en dos tipos, las mecánicas y las computarizadas o microcontroladas. Adicionalmente, las rodillas pueden tener otros componentes que brindan mayor estabilidad y movimiento como el control a fricción, control neumático, control hidráulico, bloqueo manual de la rodilla, entre otros.

Existen dos tipos generales de rodillas mecánicas, las monocéntricas y las policéntricas [48]. La monocéntrica tiene un solo eje de rotación y funciona como una bisagra. Al no poseer muchos elementos mecánicos es un sistema sencillo, de bajo costo y mínimo mantenimiento. Esto las hace apropiadas para pacientes con un bajo nivel adquisitivo y también para niños por sus constantes cambios de talla. Sin embargo, no permiten tener una biomecánica normal de la marcha.

Las rodillas policéntricas tienen múltiples ejes de rotación, por lo general cuatro. La Fig. 3 muestra una rodilla con un mecanismo de cuatro barras, en donde el eslabón a es estático (ejes A y B), formando un doble balancín que permite articular la rodilla (ejes C y D). Al proyectar la línea formada por los eslabones B y C, el punto de convergencia $P(x,y)$ se encuentra el único centro instantáneo de rotación ubicado en (x,y) .



Fig. 3. Diferentes tipos de rodillas protésicas (Bill Dupes, 2014).

a) Rodillas mecánicas pasivas: de eje sencillo o policéntricas que carecen de control de posición. b) Rodillas mecánicas controladas por fluido: proporcionan grados variables de resistencia durante la fase de oscilación. c) Rodilla mecánica inteligente: memorizan las características de marcha del usuario. d) Prótesis inteligente activa: memorizan e intervienen en la marcha del usuario. Adaptación de: Prótesis Italia, (2016).

La rodilla policéntrica presenta ventajas durante la marcha, en comparación con las rodillas monocéntricas. Por ejemplo, en la fase de apoyo, la línea de carga vertical de la prótesis se encuentra adelante y proximal a la línea anatómica, esto hace que la rodilla policéntrica no se flexione. Al iniciar la fase de balanceo, la línea de carga se atrasa respecto al anatómico y hace que la rodilla se flexione. En pleno balanceo la rodilla se encuentra flexionada, disminuyendo su longitud, por lo que se evitan tropiezos con obstáculos. Estas ventajas hacen que este tipo de rodillas sean utilizadas por su versatilidad biomecánica, brindando una mayor sensación de confianza al amputado, estabilidad y una mayor naturalidad del caminar durante la marcha.

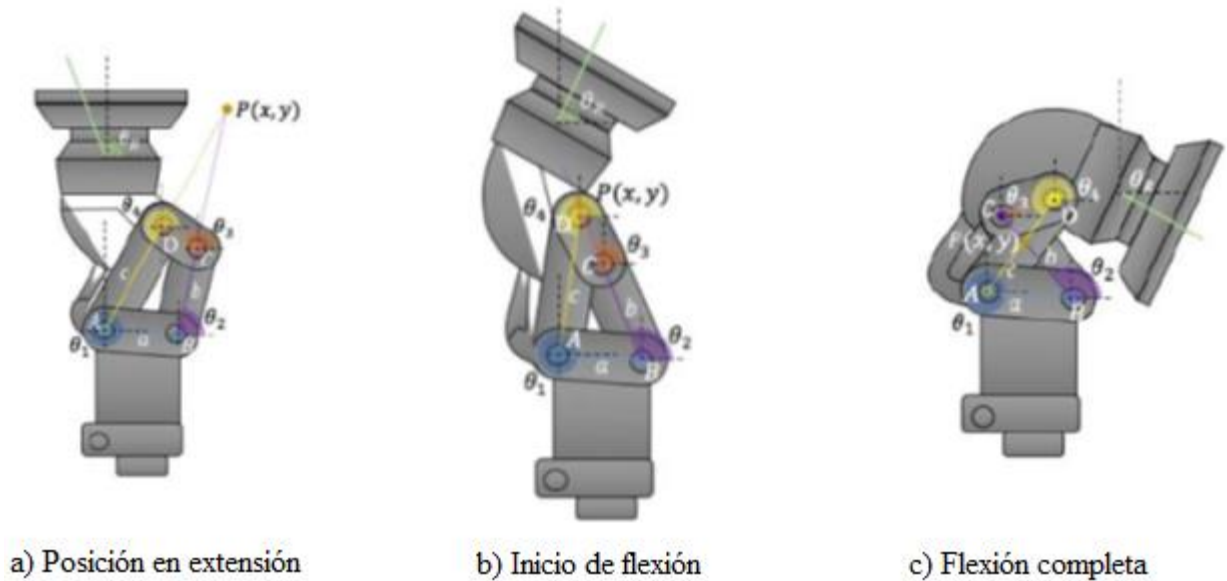


Fig. 4. Rodilla policéntrica de cuatro barras.

Tienen múltiples ejes de rotación, muy estables durante la fase inicial de postura, fáciles de doblar para iniciar la fase de oscilación o sentarse [47].

El pie protésico es el elemento que interactúa con el piso, absorbe la fuerza de reacción y la direcciona hacia el resto de componentes. El material de fabricación y la capacidad de articularse dependen de la actividad física del amputado. Por ejemplo, el pie SACH (Solid Ankle Cushioned Heel) es básico para personas con menor actividad física, construido en materiales elásticos y un tobillo no articulado. Otros pies articulados y construidos con materiales más resistentes brindan mayor estabilidad en terrenos irregulares, por lo que se recomiendan para personas con una alta actividad física. También existen pies de respuesta dinámica que acumulan energía mecánica y la liberan generando una fuerza de empuje. Por último, aparecen los pies computarizados, que pueden incluso adaptarse a las condiciones del suelo, articulándose automáticamente.

Generalmente se usan adaptadores para alinear los diferentes elementos de la prótesis (Fig. 5), estos están hechos de acero, aluminio o titanio. El adaptador más conocido es el piramidal, llamado así por su característico cabezal. Este se introduce en otro adaptador que cuenta con cuatro tornillos que permiten alinear los elementos de la prótesis.



a) Adaptador piramidal macho.



b) Adaptador piramidal hembra.

Fig. 5. Adaptadores piramidales usados en las prótesis. Permiten alinear la cuenca, la rodilla y el pie. Adaptación de: Orliman, (2016).

Uno de los factores importantes en la buena adaptación protésica y reducción de gasto energético es la alineación protésica [49]. Debido a que el procedimiento es principalmente cualitativo, la alineación se convierte en un proceso subjetivo y en algunos casos puede no ser la más adecuada. Esta incorrecta alineación puede generar a mediano y largo plazo, enfermedades como la osteoartritis en las articulaciones residuales, dolores de espalda, ulceraciones del muñón, entre otras [50].

Con o sin prótesis, la guía de práctica clínica para el diagnóstico y tratamiento preoperatorio, intraoperatorio y posoperatorio de la persona amputada recomienda la implementación de un programa de rehabilitación integral, que contenga actividades para el fortalecimiento musculoesquelético, cardiopulmonar, actividades de la vida diaria y para el trabajo e intervenciones motivacionales y psicosociales [51]. Para el fortalecimiento físico y cardiopulmonar, se realizan actividades físicas de alta intensidad ya que se han asociado a una menor restricción atlética, una menor restricción funcional y una mayor satisfacción protésica [52]. También es común el uso de elementos electromecánicos adicionales para ayudar a la realización de actividad física mientras se realiza una recuperación terapéutica, por ejemplo, algunas bicicletas se diseñan con sistemas electromecánicos para controlar la carga aplicada como un modo de entrenamiento y rehabilitación progresiva [53], o para proveer una asistencia al pedaleo para disminuir el esfuerzo del usuario cuando debe desplazarse en largas distancias o terrenos difíciles [54]–[56].

En cuanto a la recomendación de la guía sobre intervención psicológica y motivacional, una de las estrategias que se ha implementado desde hace un par de décadas obteniendo resultados alentadores, es el uso de juegos de computador y realidad virtual para la rehabilitación de pacientes con alguna discapacidad [57]. Estos juegos y cualquier otro cuya finalidad principal no sea el entretenimiento, son llamados juegos serios y son usados en educación, publicidad, medicina, entrenamientos militares, simulación del uso de maquinaria de construcción, entre otros [27].

El éxito de los videojuegos serios en rehabilitación se le puede atribuir a que pueden reproducir experiencias de la vida real [27]. Esto los hace ideales para la creación de entornos controlados aportando beneficios motivacionales propios de los videojuegos y son usados como un proceso de rehabilitación gradual ya que los pacientes pueden reproducir más repeticiones del ejercicio, lo cual presenta mayor ganancia [58], antes de reportar cansancio [59].

Estos videojuegos suelen presentar mayor eficacia cuando existe una retroalimentación o respuesta ante los ejercicios realizados en la rehabilitación [31] y para lograrla se ha venido estudiando la realidad virtual a medida que la tecnología se hace más accesible. La realidad virtual tiene muchas definiciones, pero se puede resumir como una tecnología interactiva, multisensorial e inmersiva con la que el usuario puede experimentar un mundo generado por computadora [60]. La realidad virtual tiene varios niveles de inmersión según la interacción del usuario, sin embargo, el mínimo nivel de inmersión consta de un casco con una pantalla en cada ojo, simulando la visión estereoscópica y con sensores para la captura del movimiento de la cabeza. El uso de esta tecnología ha venido incrementando con los avances computacionales ya que el acceso a esta tecnología es más económico y evitan el mareo por movimiento, donde la tasa de refresco y el campo de visión (FOV por sus siglas en inglés) juegan un papel importante [61]. Se ha encontrado que la tasa de refresco debe ser mayor a los cuadros por segundo (FPS por sus siglas en inglés) del videojuego para evitar efectos de parpadeo (flickering) en las pantallas, a su vez, se ha determinado como mínimo que un juego de realidad virtual debe correr a 50 FPS de lo contrario es más probable que el usuario sufra mareos, dolor de cabeza y desorientación [62].

Otras posibles causas del mareo incluyen la discrepancia entre lo que se espera y lo que se observa (Latencia), la cual se ha asociado al tiempo de reacción humano promedio de 50 milisegundos, escenas en movimiento (en especial a velocidades lentas), el tiempo de uso y paradójicamente, escenas con estilo realista por la falta de información vestibular. A parte de la evolución tecnológica existen medidas que pueden ser aplicadas en la simulación para prevenir el mareo, como elementos de referencia que sean estáticos en la escena y evitar movimientos bruscos del personaje virtual [61].

Actualmente los equipos de realidad virtual comerciales han ajustado su tecnología para prevenir la disconformidad de sus usuarios y es común encontrar las siguientes características (TABLA I):

TABLA I ESPECIFICACIONES TÉCNICAS DE CASCOS DE REALIDAD VIRTUAL MODERNOS [63].

Campo de visión (FoV)	Resolución	Tasa de refresco
90° a 200°	1600x1600 a 3840x2160 por ojo	90 a 120 HZ

En una rehabilitación los videojuegos suelen ser desarrollados a la medida que permitan ser controlados independientemente del dispositivo que se use para enviar los comandos al videojuego, ya que la máquina donde se ejecuta suele contar con puertos y conexiones de protocolos estándar en la industria tecnológica. En el caso de un videojuego para computador, se suelen enviar los comandos utilizando una comunicación serial, la cual consiste en que en el envío de bits de información sea de manera secuencial y es interpretada siguiendo un estándar [64].

Ejemplo de dicho estándar utiliza el módulo receptor-transmisor asíncrono universal (UART por sus siglas en inglés) el cual consiste en una comunicación entre 2 dispositivos donde un transmisor envía un bit para indicar el inicio de la transmisión a un receptor, seguido de los bits que contienen la información y finalizando con 1 o 2 bits de parada (Fig. 6) [65].

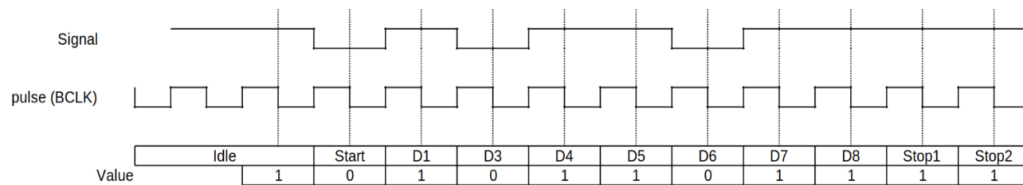


Fig. 6. Bits del protocolo de comunicación UART.

Otro de los estándares de comunicación serial utilizado es el I²C, desarrollado en 1982 por Philips Semiconductors, y consiste en una comunicación tipo maestro-esclavo, permitiendo la conexión de múltiples dispositivos, donde el maestro se encarga de controlar al reloj y de iniciar y dar fin a la comunicación; además, puede enviar o recibir información. El esclavo por lo general suele ser uno o varios sensores que suministran información al maestro pero también pueden recibirla [66].

El protocolo I²C se refiere a un conjunto de bits que son necesarios para establecer una comunicación, estos bits se usan para dar inicio y fin a la comunicación, confirmar la recepción o no de los bits de información (ACK/NACK), indicar el modo de lectura o escritura del dispositivo, informar la dirección del dispositivo al que se está conectando y los bits que contienen la información [66], un ejemplo de esta comunicación se muestra en la Fig. 7.

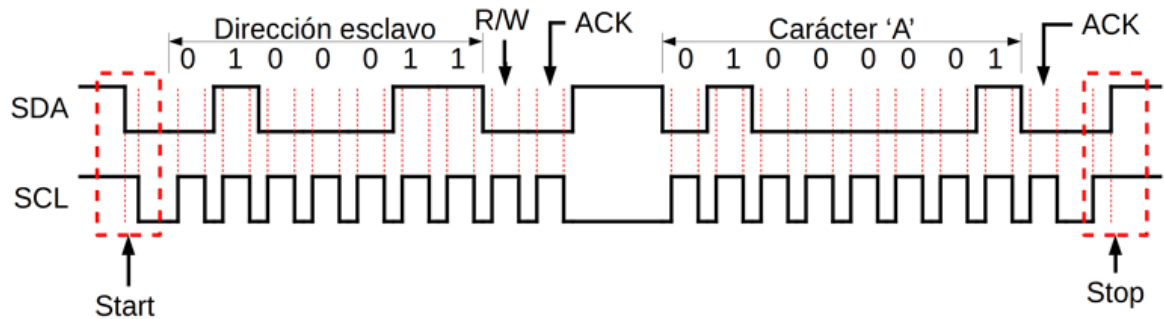


Fig. 7. Bits del protocolo de comunicación I²C.

A parte de los computadores, es común encontrar dispositivos de control que tienen la capacidad de comunicarse mediante estos protocolos como una Raspberry Pi 4 o un PSoC 5. Un PSoC es todo un sistema dentro de un chip que contiene varios módulos analógicos y digitales configurables, una unidad central programable (CPU por sus siglas en inglés) y la capacidad de comunicarse con periféricos externos digitales y analógicos [67].

Por otro lado una Raspberry Pi es una computadora de bajo costo, del tamaño de una tarjeta de crédito, capaz de correr un sistema operativo, con la ventaja de que puede interactuar directamente con otros periféricos, como sensores, a través de la conexión a una serie de pines que posee expuestos en la tarjeta [68].

A diferencia del PSoC, la Raspberry Pi 4 usada en este proyecto no tiene la capacidad de comunicarse directamente con elementos electrónicos que no posean una señal digital de salida, como por ejemplo un potenciómetro analógico que es una resistencia variable producida por algún agente mecánico externo y que es comúnmente utilizado también como sensor. Este cambio en la resistencia puede medirse de diversas maneras, pero el más común es la obtención del cambio de potencial de un divisor de voltaje debido a la variación de dicha resistencia. Para conectar la salida de dicho circuito a una Raspberry se utiliza un conversor de señal analógica a digital externo (ADC por sus siglas en inglés) con capacidad de comunicación mediante algún protocolo serial estandarizado como el I²C [64].

Un ADC transforma una señal analógica continua, por lo general proveniente de un sensor, en una señal digital a través del muestreo y cuantización de la señal de origen, con el fin de comunicar la señal entregada por el sensor a través de un protocolo digital. Esta transformación puede introducir un error de precisión ya que la señal analógica debe ser condensada en un valor digital de cierto número de bits, por ejemplo 8 bits. Este error se puede minimizar aumentando la resolución del dispositivo, es decir que el valor digital de la señal sea de 16, 20 o 32 bits [64].

Otros sensores como los tacómetros de pulso pueden tener incluidos el módulo de conversión ADC ya que, a partir de la señal de origen, se debe realizar algún cálculo matemático antes de entregar el valor sensado. Este tipo de medidores realizan el cálculo de velocidad a partir del tiempo entre pulsos en un tren de pulsos. Estos pulsos pueden ser generados magnéticamente utilizando el efecto Hall o lumínicamente utilizando sensores de luz infrarroja. En el caso del efecto Hall, se ubican imanes en el elemento que rota y un sensor de efecto Hall capta el campo magnético produciendo el pulso. De manera similar, el sensor óptico capta la luz proveniente de un emisor cuando esta pasa a través de un hueco o rebota en la superficie del elemento en movimiento [64].

B. Materiales y métodos

Para responder la pregunta de investigación es necesario tener un sistema que pueda ser usado como elemento para el entrenamiento físico dentro de los planes de rehabilitación y que a su vez sirva como mecanismo de interacción física para controlar un videojuego de realidad virtual cuyos puntajes obtenidos por los usuarios son usados en el estudio estadístico para determinar su correlación con las pruebas de movilidad tradicionales y de esta manera evaluar si el sistema puede ser usado como herramienta diagnóstica del grado de movilidad.

La construcción de dicho sistema supone alta complejidad ingenieril y altos costos, por lo que se optó por la construcción de un dispositivo que sirva no solo para responder la pregunta de investigación de este proyecto, si no también, para proveer información y una base tecnológica que pueda ser relevante en futuras investigaciones de carácter longitudinal. Con esto en mente, el sistema construido reúne módulos tecnológicos adicionales que son capaces de medir, procesar y almacenar información fisiológica que suele ser objeto de estudio en procesos de rehabilitación.

Es por esto por lo que el sistema de entrenamiento y rehabilitación diseñado está compuesto por varios subsistemas con sensores que se encargan de la adquisición de diferentes tipos de variables. Consta de un triciclo reclinado ajustado estáticamente con un rodillo y equipado con varios sensores que capturan la velocidad, la cadencia, el ángulo de giro y frenado para lograr el control del videojuego de realidad virtual. También tiene un subsistema capaz de medir la frecuencia cardíaca, la frecuencia respiratoria y la distribución de la presión sobre el asiento que permitirán tener datos a futuro para analizar progresos en rehabilitación. El sistema tiene un dispositivo de control central que procesa y envía la información medida a un videojuego de realidad virtual y a una página web para visualizar las variables involucradas y ajustar parámetros.

Finalmente, se implementó una base de datos para almacenar la información obtenida de los usuarios. Cada uno de estos subsistemas se describe en las siguientes secciones.

1) *Triciclo reclinado*

Se eligió un triciclo reclinado de la marca Hangar 99 (Fig. 8) para este proyecto ya que presenta ventajas importantes para las personas con prótesis de miembro inferior en comparación con una bicicleta convencional, debido a su mayor estabilidad gracias a su base de sustentación de 3 ruedas, eliminando así el temor a caer durante el ejercicio y permite la mejora progresiva de movimientos funcionales como levantarse o subir escaleras [20].



Fig. 8. Triciclo reclinado.

a) *Motor eléctrico*

El triciclo también cuenta con un motor eléctrico de 350W que asiste el pedaleo y una batería de ion de litio de 40V de marca BionX para alimentar todos los componentes electrónicos en futuros experimentos donde se requieran recolectar datos en una prueba de campo abierto.

b) *Cambio de velocidades*

El triciclo cuenta con un sistema de cambio de velocidades el cuál se ajustó durante las pruebas con voluntarios, se encontró que una relación de velocidades baja puede provocar una aceleración en la cadencia de pedaleo que puede afectar el contacto del pie protésico con el pedal, resultando en algunas ocasiones en la pérdida de este contacto, este problema afecta en mayor

medida la prueba durante el uso de realidad virtual ya que el usuario requiere asistencia en la acomodación de los pedales debido a que su visión está inmersa en el mundo virtual y no le es posible observar los pedales.

Por el contrario, una relación de velocidad alta presentó un reto para los usuarios con poca experiencia en el uso de su prótesis debido a que no han generado suficiente confianza para ejercer fuerza significativa sobre el pie protésico (tradicionalmente esto se soluciona con ejercicios de marcha, sin embargo, se espera que el uso del triciclo reclinado entrene efectivamente esta característica para que se traduzca en una forma de marcha ideal).

Por estos motivos es importante permitir el ajuste de velocidades según la comodidad de cada usuario.

2) Soporte estático

El triciclo se instaló sobre un soporte de rodillo de la marca Prodalca para que el usuario pueda pedalear estáticamente sin desplazarse, este rodillo cuenta con un freno mecánico que se controla desde una palanca ubicada en el manillar del triciclo para modificar la dificultad del pedaleo si se requiere (Fig. 9).



Fig. 9. Rodillo para pedaleo estático.

3) Sistema de control central

Para esta tarea se escogió una Raspberry Pi 4 (Fig. 10) con 4GB de memoria RAM y su procesador de cuatro núcleos a 1.5GHz de velocidad y se programó utilizando Node-RED para recibir datos recolectados por todos los sensores, procesar las señales, exportar datos, alojar una página web y almacenar la información en una base de datos.

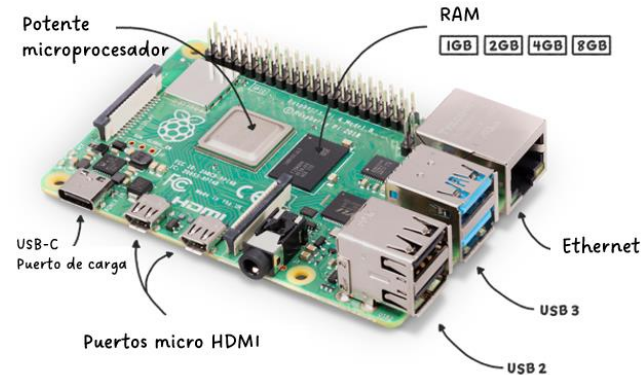


Fig. 10. Raspberry Pi 4.

a) Tecnología usada para la base de datos

Toda la información recopilada por los sensores durante las pruebas se almacena en una base de datos SQLite ya que tiene la ventaja de guardar los datos en un solo archivo de fácil exportación. Además, permite el almacenamiento de grandes cantidades de información en forma de texto, hasta 1 billón de bytes o caracteres [69]. Esta característica es importante por la cantidad de datos que puede registrar una sola prueba, por ejemplo, la captura de la velocidad de la llanta trasera a una frecuencia de un dato cada 30 milisegundos, ajustándose a los tiempos de reacción que se requieren en la realidad virtual, significarían alrededor de 30000 datos en una prueba de 15 minutos, si cada dato contiene 2 dígitos, serían 60000 caracteres para almacenar solo con un sensor.

b) Estructura de la base de datos

Esta base de datos consta de 3 tablas (Fig. 11); la primera contiene las credenciales de acceso, encriptadas con el protocolo bcrypt, para permitir al usuario cargar y guardar información relacionada con las pruebas desarrolladas desde la página web. La segunda tabla contiene la cédula del usuario y una columna que almacena datos en formato de texto, pero organizados con el estándar JSON para facilitar la exportación a otros programas y en esta se especifican datos básicos sobre la persona como nombre, tipo de prótesis, edad, peso y otra información relevante para especialistas y análisis demográficos. La tercera tabla contiene también una columna con la cédula del participante, de esta forma se pueden cargar varias pruebas y asociarlas al mismo usuario y una

columna de texto también en estándar JSON que contiene los resultados de los exámenes realizados a dicha persona.

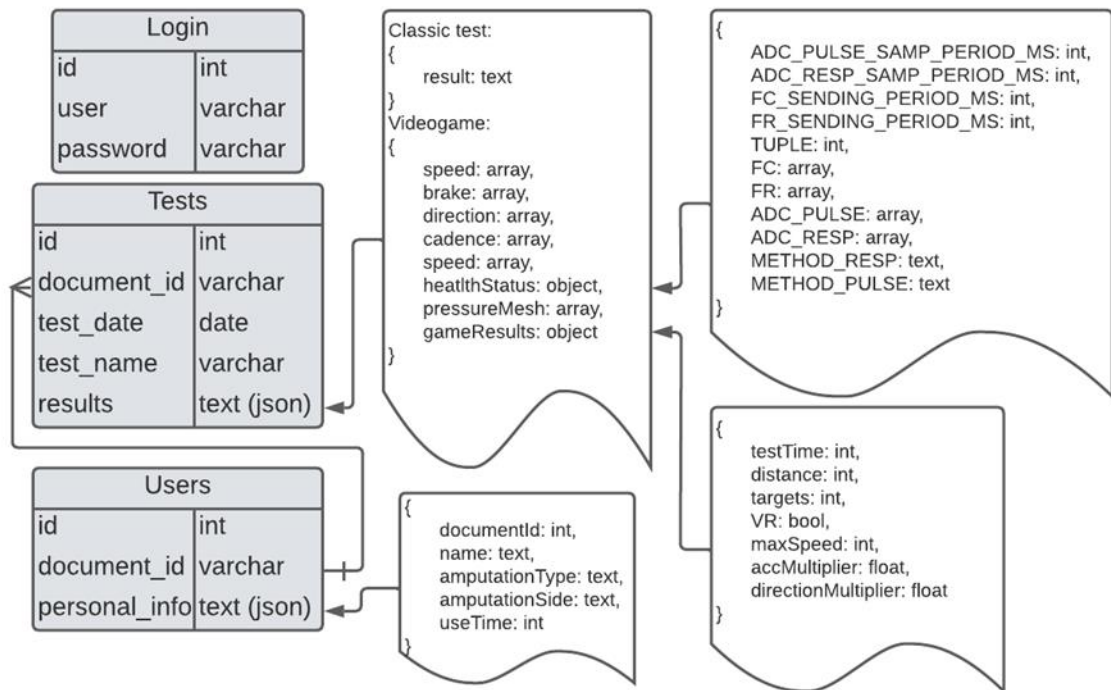


Fig. 11. Estructura de la base de datos.

c) Acceso a la información

A través de un código se habilitó la posibilidad de descargar todos los datos según el nombre de la prueba realizada en diferentes archivos en formato csv (valores separados por comas), de esta forma se pueden importar fácilmente a herramientas de análisis y visualización de datos. En Excel, por ejemplo, basta con utilizar la herramienta de importación de datos desde csv o texto y expandir las columnas que se encuentran en el estándar JSON.

d) Interfaz gráfica

La interfaz es una página web desde la cual se puede observar en tiempo real todas las variables cinéticas o fisiológicas recolectadas por los sensores, en gráficos que facilitan la visualización y comprensión de lo que sucede en el momento de las pruebas. Desde esta vista se puede acceder a una interfaz de configuración donde el usuario puede ajustar parámetros de comunicación y de calibración para el cálculo de las variables del sistema como se indica en el manual de usuario en el Anexo 2)

e) Visualización

La página consta de una interfaz base donde se agrupan todas las visualizaciones y los botones para redirigir a las interfaces de configuración (Fig. 18). Cada sensor tiene su propia forma de visualizar, se escogió un indicador de aguja para la velocidad, cadencia y giro del manubrio, en el caso de la velocidad el indicador varía entre 0 y 30 kilómetros por hora, para la cadencia entre 0 y 150 (Fig. 12) revoluciones por minuto y el del giro desde -90 a 90 grados (Fig. 13). En el caso del freno se utilizó un indicador de nivel que va desde 0 hasta 1 siendo este el máximo valor al presionar la leva del freno (Fig. 13).



Fig. 12. Velocidad y cadencia del triciclo en tiempo real en la interfaz web.

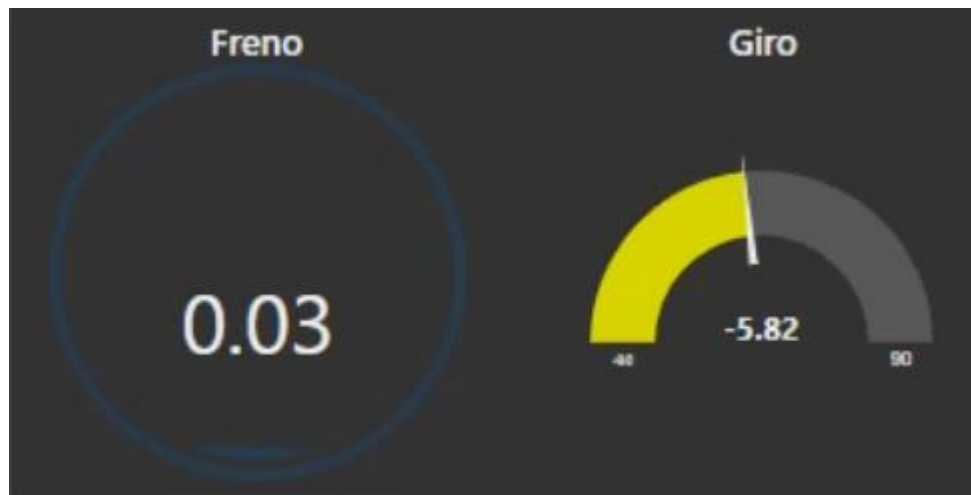


Fig. 13. Freno y giro del triciclo en tiempo real en la interfaz web.

La visualización de la frecuencia cardiaca y respiratoria también es a través de indicadores de aguja donde la frecuencia cardiaca se muestra entre los valores 0 y 120 pulsos por minuto (pero puede modificarse) y la respiración entre 0 y 25 respiraciones por minuto (Fig. 14). Además del cálculo de la frecuencia, también se visualiza en tiempo real la señal pletismográfica y la señal de esfuerzo pulmonar (Fig. 15).



Fig. 14. Frecuencia cardiaca y respiratoria en tiempo real en la interfaz web.

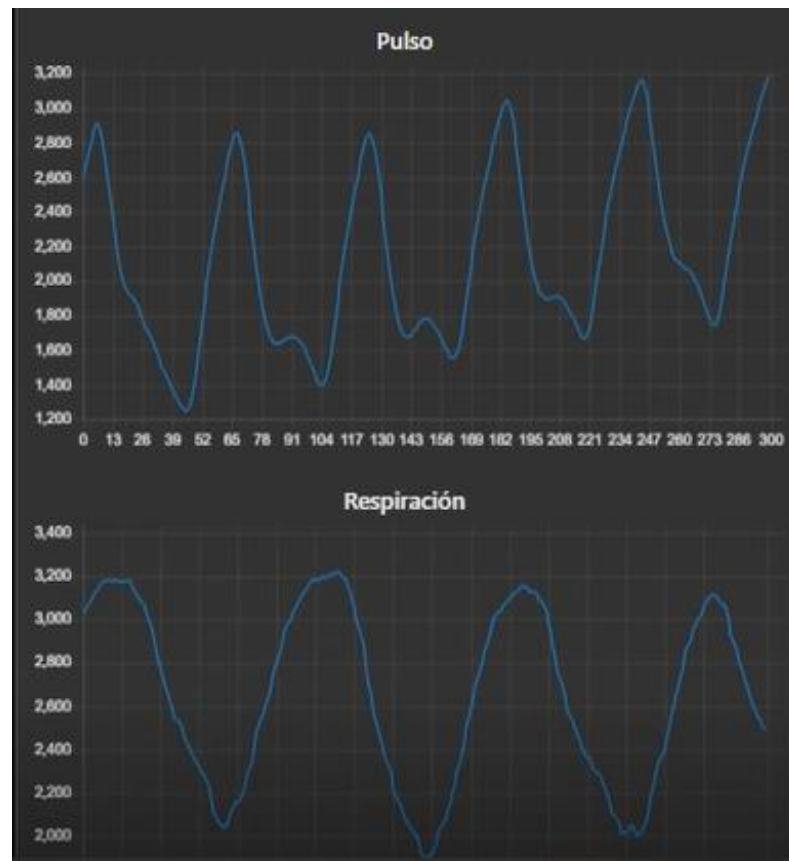


Fig. 15. Valores en voltios del pulsioxímetro y sensor de flexión del pecho en tiempo real en la interfaz web.

Finalmente, una malla de sensores piezorresistivos fue ubicada sobre el asiento del triciclo para estudiar la distribución de peso y sus valores se visualizan a través de una cuadrícula donde cada celda adquiere un color según el valor sentido por cada sensor. El color negro refiere un valor de 0 aumentando su tonalidad hasta rojo intenso para un valor de 255 (Fig. 16).

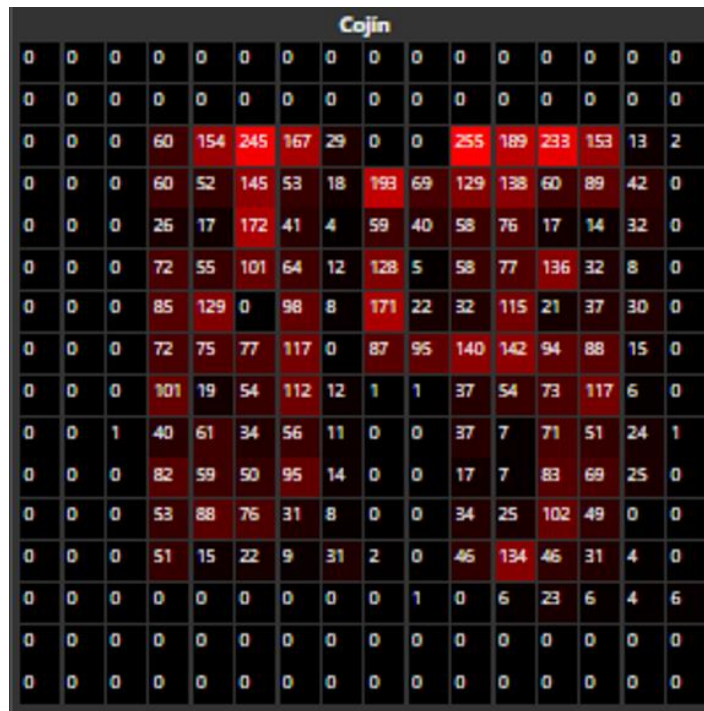


Fig. 16. Malla de sensores piezorresistivos en la silla del triciclo en tiempo real en la interfaz web.

Seguendo la guía del Anexo 1), una opción en la interfaz permite al usuario iniciar sesión para poder crear o cargar pacientes y almacenar los datos de nuevas pruebas. Una vez cargado el paciente, el usuario podrá ejecutar una prueba manual o controlada por el videojuego que se encarga de dar inicio y fin a la prueba y los datos captados en esta franja de tiempo se almacenan en la base de datos.

La opción de crear usuario se utiliza cuando se va a usar el triciclo con un nuevo sujeto. A través de una vista en forma de formulario se solicita la siguiente información:

- Nombre completo
- Documento de identidad
- Tipo de Amputación
- Hemisferio
- Tiempo de uso de la prótesis

Una sección de la interfaz muestra el estado de conexión de los sistemas a la Raspberry y consta de en un grupo de 4 leds, en caso de que el led esté en verde el elemento se encuentra conectado y cuando es rojo está desconectado, permitiendo identificar al usuario si se encuentran conectados los siguientes elementos (Fig. 17):

- ADC de las variables cinéticas de freno y giro

del triciclo, la leva del freno derecho sería encargada del freno en el juego y el giro del manubrio daría control a la dirección del vehículo virtual. También se registró la cadencia de pedaleo para su análisis en futuras investigaciones. A continuación, se describen los sensores utilizados (Fig. 19) para dichas tareas y los protocolos de comunicación entre los dispositivos utilizados.

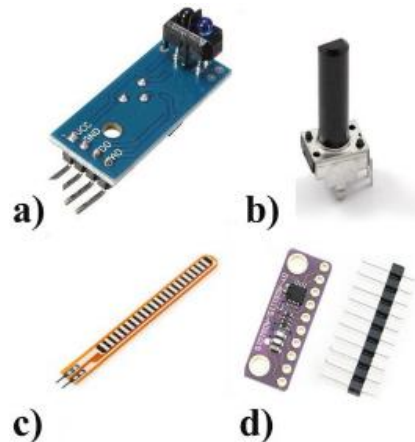


Fig. 19. Sensores para las variables cinemáticas. a) TCRT5000 para medición de cadencia y velocidad; b) potenciómetro lineal de $10k\Omega$ para medición del giro; c) Sensor de flexión de 2.2" para medición del giro y de la frecuencia respiratoria; d) ADS1115 de 16 bits para conectar variables analógicas a la RaspberryPi 4.

a) *Velocidad*

Para esta tarea se probaron 3 sensores, un fotorreflector TCRT 5000 compuesto por un LED infrarrojo y un fototransistor, un sensor de efecto hall y una unidad de medición inercial (IMU). El sensor de efecto hall presentó ruidos de base que dificultaban la visualización y el procesamiento de la señal, posiblemente debido a interferencias con los demás dispositivos electrónicos presentes en el triciclo y por la cercanía con la batería y el motor eléctrico. Por otro lado, la IMU utilizaba una conexión bluetooth para comunicar los valores sensados, sin embargo, esta comunicación presentó alta latencia lo cual afectaba de manera negativa la experiencia de manejo en el videojuego haciéndola una alternativa inviable en este caso.

El sensor fotorreflector (Fig. 19 a) se eligió entonces para detectar la velocidad de la llanta trasera, se instaló en el marco del triciclo utilizando un sistema de acoplamiento impreso en 3D (Fig. 20) y se conectó a un pin de la Raspberry.



Fig. 20. Fotorreflector en la llanta trasera del triciclo para el cálculo de la velocidad.

Para hallar la velocidad (v) se calcula la relación entre la distancia (d) de unos marcadores ubicados equidistantemente en el rin de la llanta (Fig. 21) y un promedio del tiempo (t) que tarda el sensor en detectarlos, este promedio se realiza entre 10 tiempos registrados. Se considera que la llanta está quieta si el tiempo entre detecciones supera los 500 milisegundos (Ecuación 1), pero este límite se puede ajustar desde la interfaz de la página web según la cantidad de marcadores utilizados (Fig. 24).

$$v[m/s] = \begin{cases} \frac{d}{\Delta t}, & t < 0.5 s \\ 0, & t \geq 0.5 s \end{cases}$$

Ecuación 1 Cálculo de la velocidad según giro de la llanta trasera.

b) Cadencia

Un sensor de las mismas características que el empleado para medir la velocidad se usó en este caso. El sensor se acopló al marco del triciclo al nivel de los pedales para detectar un marcador ubicado en la biela del pedal izquierdo (Fig. 21). Para su montaje se diseñó una pieza a medida y

se fabricó con una impresora 3D (Fig. 21). El cálculo de la cadencia (c) se realiza promediando el tiempo (t) que tarda el sensor en detectar una interrupción. Si dicho tiempo es mayor a 3.5 segundos, se considera cadencia 0 (Ecuación 2); este tiempo se halló experimentalmente al pedalear con la menor cadencia posible a la cual una velocidad mínima tenga sentido dentro del videojuego. La captura de esta información tiene objetivos académicos, ya que, por la naturaleza de la captura, el cálculo de la cadencia tiene un retraso de hasta 3.5 segundos lo que la hace poco práctica para utilizar en un videojuego.

$$c[rpm] = \begin{cases} \frac{60}{\Delta t}, & t < 3.5 \text{ s} \\ 0, & t \geq 3.5 \text{ s} \end{cases}$$

Ecuación 2 Cálculo de la cadencia según giro de la biela

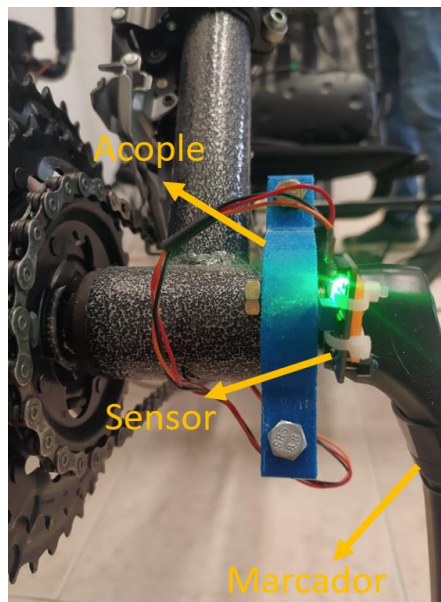


Fig. 21. Fotorreflector en los pedales del triciclo para el cálculo de la cadencia.

c) Giro del manubrio

Se diseñó e imprimió con una impresora 3D un mecanismo que consta de una barra móvil con un potenciómetro de precisión (Fig. 19 b) en el pivote de dicha barra y fijado al marco del triciclo (Fig. 22), para medir el giro del manubrio. El potenciómetro es conectado a un conversor analógico a digital ADS115 16-bit (Fig. 19 d) y luego a un pin de la Raspberry utilizando el módulo de comunicación I2C. La señal captada se registra en voltaje y luego para convertirla en un ángulo de giro (g) en grados es necesario registrar el valor del sensor girando el manubrio hacia la derecha al máximo (vgr) y luego a la izquierda (vgi), acción que se controla desde la página web presionando el botón de ajustar giro (Fig. 24, Anexo 1)). Con estos datos se hace una relación

lineal entre el valor en tiempo real (v_g) y los valores registrados, este resultado oscila entre 0 y 1, por lo que se le resta 0.5 para que la relación oscile entre 0.5 y -0.5 permitiendo asociar el signo positivo como giro a la derecha y negativo a la izquierda. Por último, se multiplica por el máximo ángulo de giro del manubrio hacia uno de los lados (g_M) y multiplicado por 2 para que el resultado oscile de nuevo entre el máximo giro y cero, con el signo indicando la dirección. El valor de g_M se indica desde la configuración en la página web, ingresando el máximo giro a la derecha o a la izquierda (Fig. 24), para este triciclo en particular, el giro máximo hacia ambos lados es de 30° . El cálculo se muestra en (Ecuación 3).

$$g[^\circ] = \left(\frac{v_{gr} - v_g}{v_{gr} - v_{gi}} - 0.5 \right) \times 2g_M$$

Ecuación 3 Cálculo del giro en grados del manubrio.

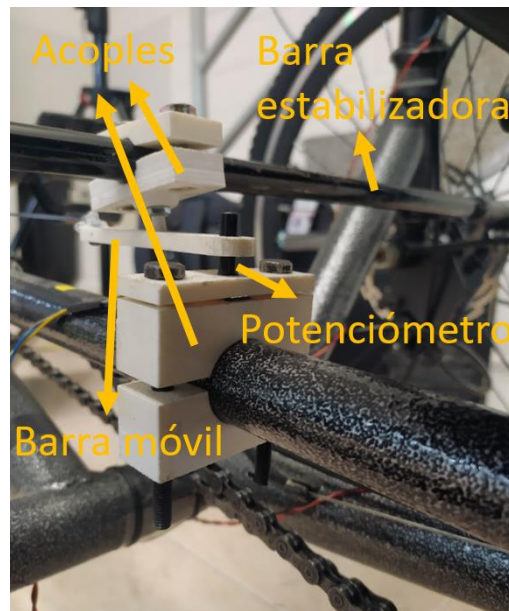


Fig. 22. Potenciómetro en la barra estabilizadora para el cálculo del giro del manubrio.

d) Freno

Para medir la cantidad de frenado se colocó un sensor de flexión piezorresistivo (Fig. 19 c) en la leva del freno derecho haciendo un puente con el manillar (Fig. 23), se conectó a una fuente de 3.3 voltios producida por la Raspberry y a una resistencia de $82\text{ K}\Omega$ para generar un divisor de voltaje y luego directamente al segundo canal del conversor analógico a digital ADS1115 usado también para el giro (Fig. 19 d). Para calcular la cantidad de frenado (f) se registran desde la configuración en la página web (Fig. 24) el valor de voltaje máximo (V_{fM}) y mínimo (V_{fm}) al presionar el freno y soltarlo respectivamente. Luego, se hace una relación lineal con el valor en

tiempo real (V_{fr}); teniendo en cuenta la histéresis, se ajustan los límites como se observa en la Ecuación 4.

$$f[\%] = \begin{cases} \left(\frac{V_{fm} - V_{fr}}{V_{fm} - V_{fM}} \right) \times 100, & V_{fm} \leq V_{fr} \leq V_{fM} \\ 0, & V_{fr} < V_{fm} \\ 100, & V_{fr} > V_{fM} \end{cases}$$

Ecuación 4 Cálculo de la cantidad de frenado según sensor de flexión.



Fig. 23. Sensor de flexión en el manillar derecho.

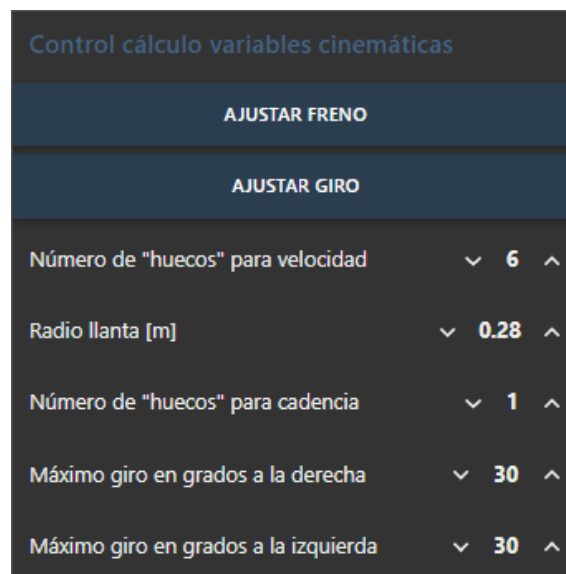


Fig. 24. Ajustes de variables cinéticas.

El administrador puede configurar en la interfaz web los rangos que modifican la respuesta de medición de los sensores del sistema.

5) *Variables fisiológicas*

Como se mencionó antes, existe una correlación entre enfermedades de tipo cardiovasculares y la pérdida de un miembro [24], por lo que un sistema que requiere esfuerzo físico como el que se usa en esta investigación también debe proveer indicadores sobre el ritmo cardíaco y respiratorio para permitir un posible análisis del progreso cardiorrespiratorio durante la ejecución de rehabilitación usando este sistema. Por otro lado, el estudio de la simetría en el pedaleo presenta amplios campos de investigación [18], es por esto que se dota al sistema con una malla de sensores de presión en el asiento. Dichos indicadores también suelen ser usados para el cálculo del gasto energético y comparar diferentes métodos para el ejercicio físico.

El procesamiento, filtrado y comunicación de las variables cardiorrespiratorias se hace a través de un PSoC 5, específicamente del CY8C5888LTI-LP097 de la empresa Infineon (antiguamente Cypress); el uso de un dispositivo de control externo a la Raspberry Pi tiene como fin disminuir la carga de procesamiento y que, además, funcione como un módulo independiente y pueda ser usado en otras aplicaciones. El PSoC 5 se escogió sobre otras tarjetas de control integradas por la cantidad de circuitos integrados analógicos y digitales configurables que posee, reduciendo la necesidad del diseño e implementación de elementos electrónicos para la captura y procesamiento de los sensores utilizados (Fig. 25). El algoritmo de procesamiento y transmisión de la información y la configuración del hardware para las señales capturadas por los sensores de pulso y respiración se detalla a continuación basándose en el trabajo sobre la verificación de la integridad de los datos adquiridos por un sistema de medición de variables cinéticas, cinemáticas y fisiológicas [70].

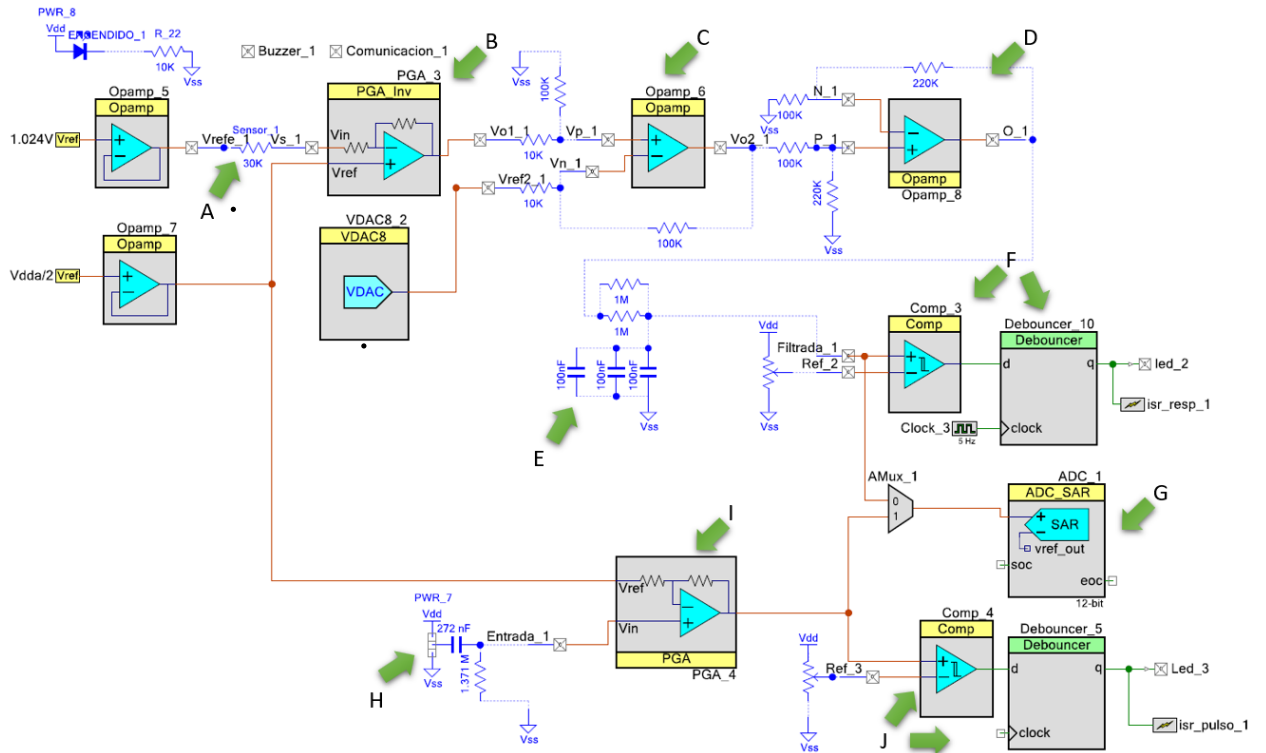


Fig. 25. Esquemático PSoC

a) Captura de la señal cardiaca

La señal cardiaca se registra a partir de los valores entregados por un sensor de pulso óptico (Fig. 26), cuya señal es filtrada con un módulo interno pasa altas con frecuencia de corte de 0.4 Hz (Fig. 25 H), rectificada por un amplificador operacional (Fig. 25 I) y captada por un ADC integrado en la tarjeta del PSoc 5 (Fig. 25 G). La frecuencia cardiaca es calculada a través de un algoritmo como se explica más adelante, sin embargo, es posible calcularlo utilizando el tiempo entre interrupciones generadas por un sistema compuesto por un amplificador operacional comparador y un módulo anti-rebotes integrados en el PSoc 5 (Fig. 25 J). Dicha interrupción se genera al atravesar un umbral controlado por un potenciómetro conectado a la tarjeta del PSoc.

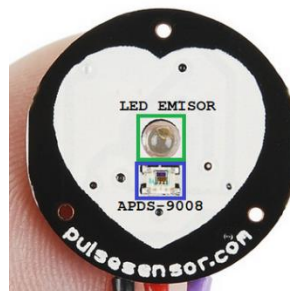


Fig. 26. Sensor de pulso.

El sensor de pulso es ubicado en el pulgar de la mano izquierda del voluntario (Fig. 27) y el valor (x_i) registrado por el ADC (Fig. 25 G) pasa luego por un filtro digital complementario para eliminar cambios bruscos en la lectura y construir una señal suavizada (S_i) multiplicando una constante de peso (a), hallada experimentalmente, en el valor actual y previo (x_{i-1}) de lectura, como se muestra en (Ecuación 5).

$$S_i = a \times x_i + (1 - a) \times x_{i-1}$$

Ecuación 5 Filtro complementario para suavizar la señal.



Fig. 27. Sensor de pulso en voluntario.

Para calcular la frecuencia es necesario definir un umbral (U) desde la interfaz de configuración de la página web (Fig. 29) en el cual se hace un promedio de todos los datos capturados durante 3 segundos (Ecuación 6), con este umbral se registra el tiempo que transcurre cada vez que la señal lo supera, gracias a la naturaleza de la señal, este evento ocurre una sola vez en cada ciclo cardiaco por lo que este tiempo se considera el periodo cardiaco (p), para el cual se realiza un promedio móvil con los 9 registros anteriores eliminando errores de lectura y evitando cambios bruscos en el cálculo. La frecuencia cardiaca (f) entonces será el inverso de dicho valor y se multiplica por 60 segundos para reportar la magnitud en pulsaciones por minuto como se muestra en (Ecuación 7).

$$U = \frac{\sum_{i=0}^n S_i}{n}$$

Ecuación 6 Umbral para cálculo de frecuencia.

$$f = \frac{1}{\Delta p} \times 60$$

Ecuación 7 Cálculo de la frecuencia en pulsaciones por minuto.

Tanto la señal suavizada (Si) como la frecuencia (f) se envían en tiempo real a través de una conexión UART siguiendo el protocolo descrito más adelante, hacia la Raspberry Pi para su visualización en la interfaz web (Fig. 18).

b) Captura de la señal respiratoria

Un método no invasivo se diseñó durante el proyecto el cual consiste en un cinturón ubicado en el pecho del voluntario equipado con una resistencia de flexión, un resorte y el PSoC. La idea general consiste en encontrar la frecuencia respiratoria a partir del cambio volumétrico que se produce en el pecho de la persona al respirar (Fig. 28).

Dicha resistencia de flexión (Fig. 25 A) es alimentada por el PSoC 5, cuya diferencia de voltaje es amplificada y rectificadora por una serie de amplificadores operacionales (Fig. 25 B, C y D). La señal luego pasa por un filtro pasa bajas analógico (Fig. 25 E) para finalmente ser captada por un ADC (Fig. 25 G). El registro de la señal se suaviza con la Ecuación 5 y para el cálculo de la frecuencia respiratoria se mide el tiempo entre interrupciones generadas por un sistema compuesto por un amplificador operacional comparador y un módulo anti-rebotes (Fig. 25 F), el cual genera una señal de interrupción cuando se supera un umbral de voltaje controlado por un potenciómetro en la tarjeta electrónica y seleccionado con ayuda de la visualización de la señal en tiempo real (Fig. 15).

Dicho tiempo de interrupción se usa para calcular la frecuencia respiratoria por minuto utilizando la Ecuación 7, con la diferencia de que se promedian solo 3 periodos de ciclo respiratorio, ya que la señal es mucho más lenta en comparación con la señal cardiaca, finalmente se envía la captura en tiempo real y el valor calculado a la Raspberry como se describió para la señal cardiaca.



Fig. 28. Sensor del cambio volumétrico del tórax al respirar.

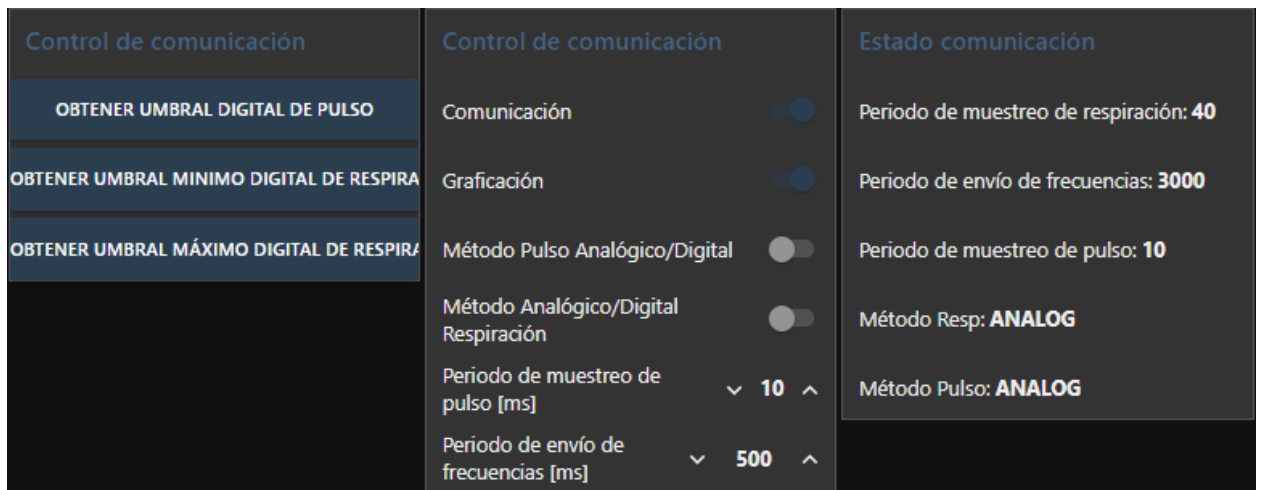


Fig. 29. Ajustes variables fisiológicas.

c) *Protocolo de comunicación*

El módulo de medición de variables fisiológicas está programado para exportar los datos que captura y cálculos de frecuencia desde el momento en el que se enciende siguiendo una nomenclatura Llave:Valor\n donde \n indica el fin del mensaje, iniciando con la información de configuración una sola vez y seguidamente los datos en tiempo real a una velocidad de un dato cada período de muestreo definido para cada variable (Fig. 30), así mismo es posible configurar parámetros de comunicación, captura y métodos de cálculo de las señales fisiológicas como se muestra en la Fig. 31. Los períodos de muestreo y otros parámetros pueden ser modificadas utilizando los comandos de la TABLA II.

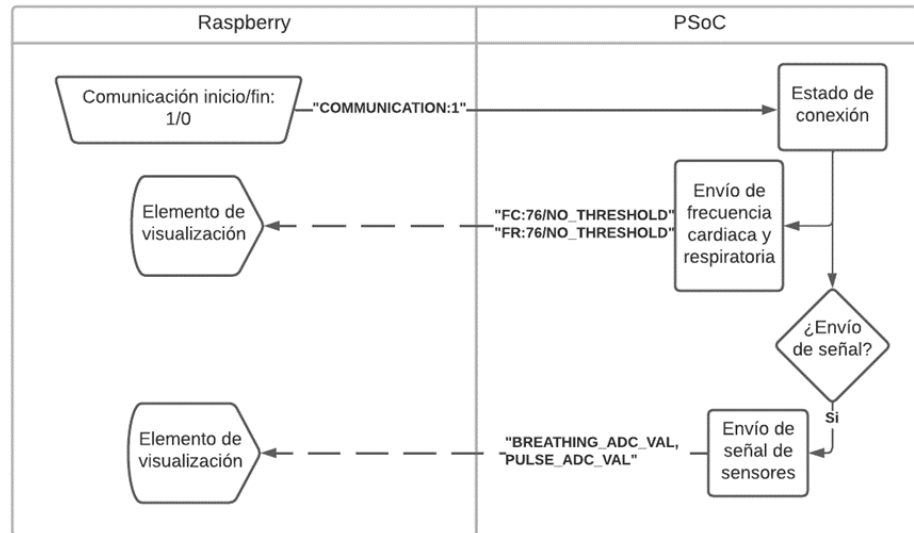


Fig. 30. Protocolo de comunicación de señales fisiológicas.

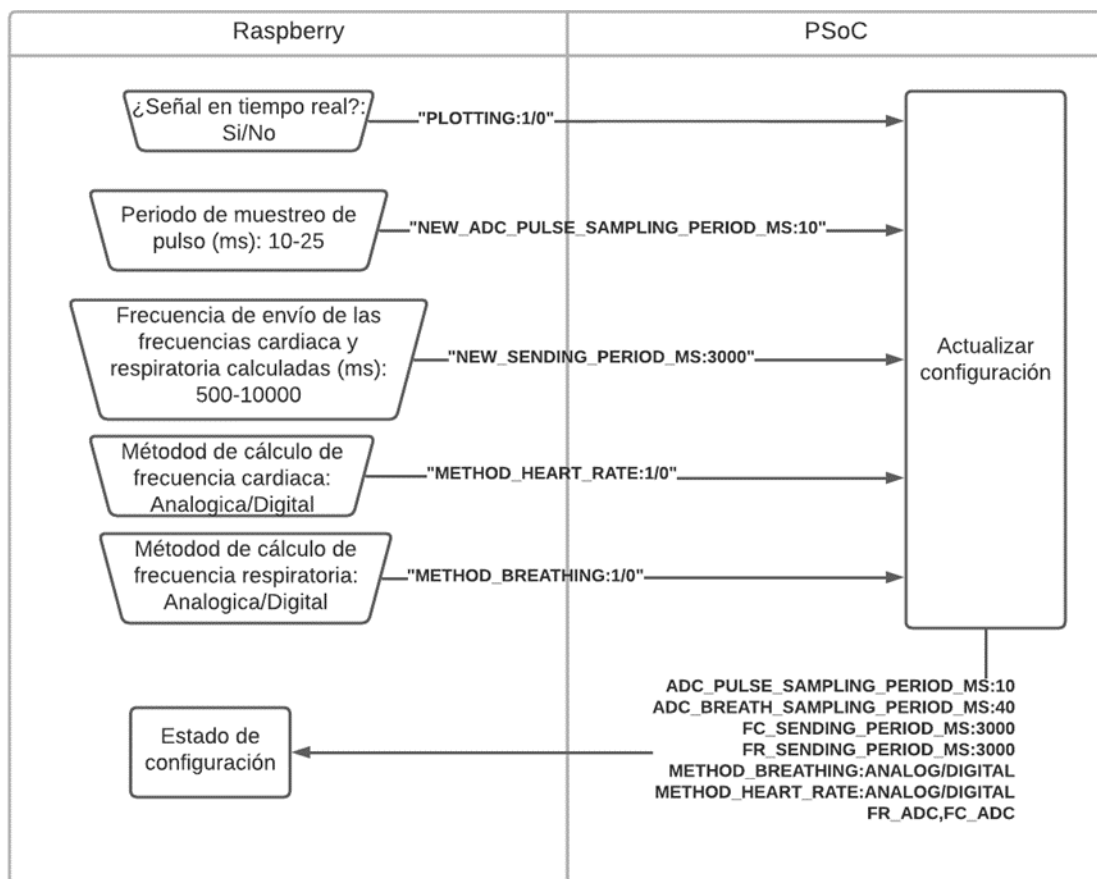


Fig. 31. Protocolo de comunicación para la configuración de los parámetros de captura y cálculo.

TABLA II LISTA DE COMANDOS Y MENSAJES DEL MÓDULO CARDIORRESPIRATORIO.

VARIABLE	VALOR	UNIDAD	ESCRITURA	LECTURA	DESCRIPCIÓN
Graficar	1/0	Lógico	X	X	Si/No envío de datos en tiempo real
Periodo_envio_frecuencias	100-∞	Milisegundos	X	X	Tiempo entre envíos de la frecuencia cardiaca y respiratoria calculada
Periodo_muestreo_pulso	10-100	Milisegundos	X	X	Tiempo entre capturas del sensor de pulso
Periodo_muestreo_respiracion	30-500	Milisegundos	X	X	Tiempo entre capturas del sensor de respiración
Metodo_frecuencia_cardiaca	1/0	Lógico	X	X	Cálculo de frecuencia Analógica/Digital
Metodo_frecuencia_respiratoria	1/0	Lógico	X	X	Cálculo de frecuencia Analógica/Digital
FC	0-200	Pulsos por minuto		X	Frecuencia cardiaca
FR	0-200	Respiraciones por minuto		X	Frecuencia respiratoria
FC_ADC	0-5000	Voltaje digital		X	Valor del sensor de pulso
FR_ADC	0-5000	Voltaje digital		X	Valor de la resistencia de flexión en el pecho

d) Distribución de peso

Se fabricó una malla flexible de 14x13 sensores de presión (Fig. 32) siguiendo la metodología propuesta por Diego A. Valle et al. [71] la cual consiste en la disposición matricial de sensores piezorresistivos separados por capas de tela de unas líneas conductoras flexibles, con las que solo se entran en contacto cuando existe una presión sobre el sensor generando un cierre en el circuito eléctrico cuya resistencia varía según la cantidad de presión aplicada. La malla se fijó al asiento del triciclo (Fig. 33). Se utilizó un microcontrolador ESP32 por su alta velocidad de procesamiento para la captura de la señal de cada sensor, la cual se pasa por una conversión analógica a digital registrando un valor entre 0 y 255, valores que se envían a la Raspberry mediante una comunicación UART, con los valores de cada sensor separados por coma y un punto y coma para indicar el fin del mensaje y ser almacenados en la base de datos y visualizados en la interfaz web (Fig. 16).

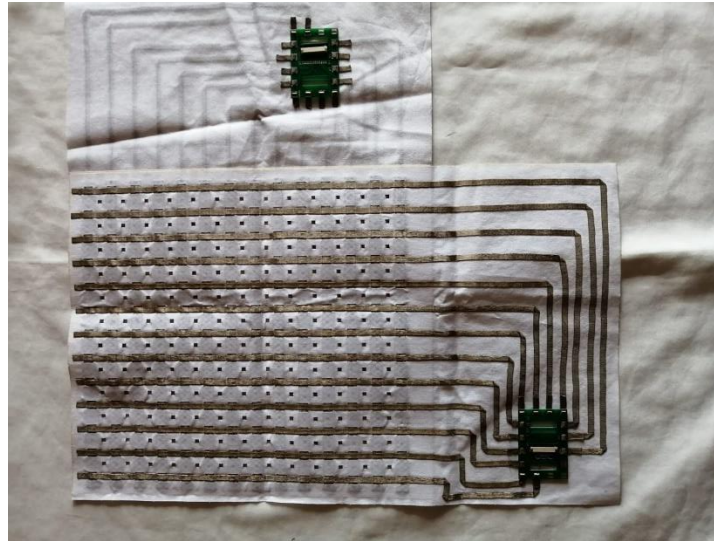


Fig. 32. Malla de sensores de presión.



Fig. 33. Malla de sensores de presión en el asiento.

6) Integración de los sensores

En la Fig. 34 se muestra el diagrama de conexiones de los elementos que conforman el dispositivo de captura de señales fisiológicas y cinéticas, comunicación con el videojuego y la interacción con la interfaz web.

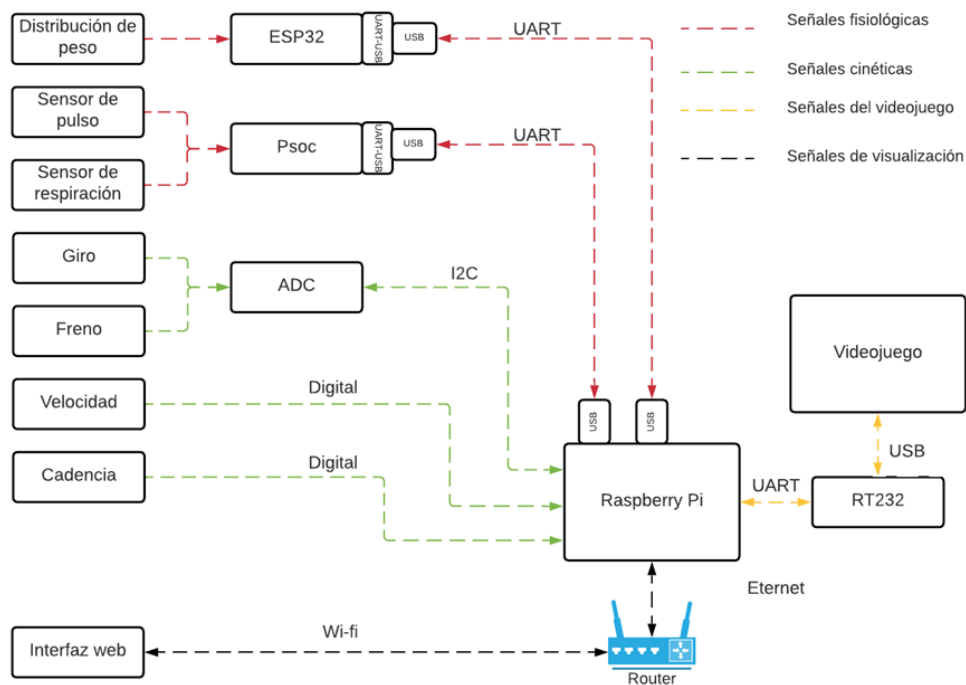


Fig. 34 Diagrama de conexiones del sistema de medición, control y visualización de las señales.

7) Videojuego de realidad virtual

a) Requerimientos

El juego debía ser diseñado para ser acoplado a un dispositivo que controlase velocidad, giro y freno de un vehículo virtual a través de una comunicación serial UART y que enviase a través de este protocolo tanto los resultados de una prueba competitiva de velocidad y habilidad, como el inicio y finalización de la prueba. El juego debía enseñar al usuario a controlar el vehículo, debía tener una prueba competitiva y modos de juego de larga duración para que sean usados como medio de entrenamiento físico.

El juego debía utilizar tecnología de realidad virtual sin ser obligatorio por si el usuario sufría mareos. Debía poder correr en una computadora con sistema operativo Windows 10 con mínimo 12 GB de RAM, procesador Intel core i5-7500 o Ryzen 5 1600, tarjeta gráfica GTX 1060 o RX 580 de 6GB VRAM y casco de realidad virtual HTC Vive o Oculus Rift o Oculus Quest.

8) *Diseño*

Unity, que es un motor para el desarrollo de juego multiplataforma creado por Unity Technologies, se escogió para la tarea de desarrollo gracias a la versatilidad de conexiones, soporte y comunidad que hicieron posible el uso de realidad virtual una tarea sencilla en la integración con cualquier videojuego.

Para cumplir las indicaciones de los requerimientos se diseñaron 3 modos de juego, el primero consiste en un tutorial donde se le enseñan las mecánicas de conducción al jugador mediante una serie de indicaciones que se le muestran en pantalla y concluyendo con un recorrido libre a través de una pista ancha, fácil de recorrer y sin obstáculos.

El segundo es una prueba competitiva donde el objetivo principal es recolectar unos conos, también llamados objetivos, distribuidos en una pista angosta y con muchas curvas en un lapso de 3 minutos. Los resultados de la pista son enviados a una base de datos junto con información básica del jugador.

El último modo de juego consta de la selección de 2 escenarios diferentes donde el jugador puede hacer recorridos libres de alta duración. En este modo de juego no existe la posibilidad de interactuar con el entorno ni el cálculo puntajes.

Los modos de juego son accedidos desde un menú principal y los elementos tridimensionales como mapas, conos y el vehículo, efectos de sonido y música de fondo y elementos visuales para la interfaz de usuario fueron construidos en la plataforma de Unity o descargados gratuitamente de la tienda de paquetes de Unity y otras páginas de libre distribución. A continuación, se describen los elementos que componen el videojuego y como utilizarlos. Para mayor detalle vea el manual de usuario en el Anexo 2).

a) Protocolo de comunicación

La comunicación entre el computador con el videojuego y dispositivo de control (Fig. 35), en este caso la Raspberry Pi, se realiza mediante un protocolo serial UART utilizando una tarjeta conversora UART FT232 conectando los pines de transferencia de la Raspberry. El puerto y baudios utilizados se pueden modificar desde los ajustes del videojuego. El envío y recepción de datos se hace a través de una cadena de caracteres con el formato JSON finalizando en un salto de línea. Con esta convención cada dispositivo convierte la cadena en un objeto que es interpretado por el código según la información que contiene.

Al iniciar el juego, este envía la palabra serialCommunication indicando al sistema de control que está listo para recibir la información. Una vez se inicia la prueba competitiva, el videojuego envía la palabra StartRecording para indicar el inicio del almacenamiento de datos de manera temporal y StopRecording para terminarla cuando finalice dicha prueba, en este punto al usuario se le da la opción de confirmar el almacenamiento o no desde la interfaz del videojuego, si decide hacerlo, el juego comunica los resultados de la prueba y la palabra SaveSession al sistema de control para que almacene los datos guardados y estadísticas del juego en la base de datos, de lo contrario, se depuran.

Para controlar el vehículo, el videojuego debe recibir a través de la comunicación serial un mensaje con la siguiente información y formato:

```
”{  
  “velocidad”: 20,  
  “giro”: -0.3,  
  “freno”: 0.2  
}”
```

Esta información debe ser enviada cada 50 milisegundos o menos para evitar un retraso notable entre las acciones del controlador y la respuesta en el videojuego.

Al finalizar la prueba competitiva el videojuego comunica a través de la conexión serial un mensaje con la siguiente información y formato:

```
“{  
  “Tiempo de prueba”: 180,  
  "Distancia recorrida": 430,  
  "Objetivos": 19,  
  "Uso VR": Si/No,  
  "Velocidad máxima": 60,  
  "Aceleración": 5,  
  "Sensibilidad de giro": 1  
}”
```

El tiempo se da en segundos y la distancia en metros. Esta información también contiene la configuración definida por el usuario desde los ajustes del videojuego la cual incluye: si se usó o no realidad virtual, el límite definido para la velocidad máxima, la aceleración que actúa como

un multiplicador de la velocidad reportada por el controlador y que se toma como una aceleración como se explica más adelante y la sensibilidad de giro que también es un multiplicador del giro.

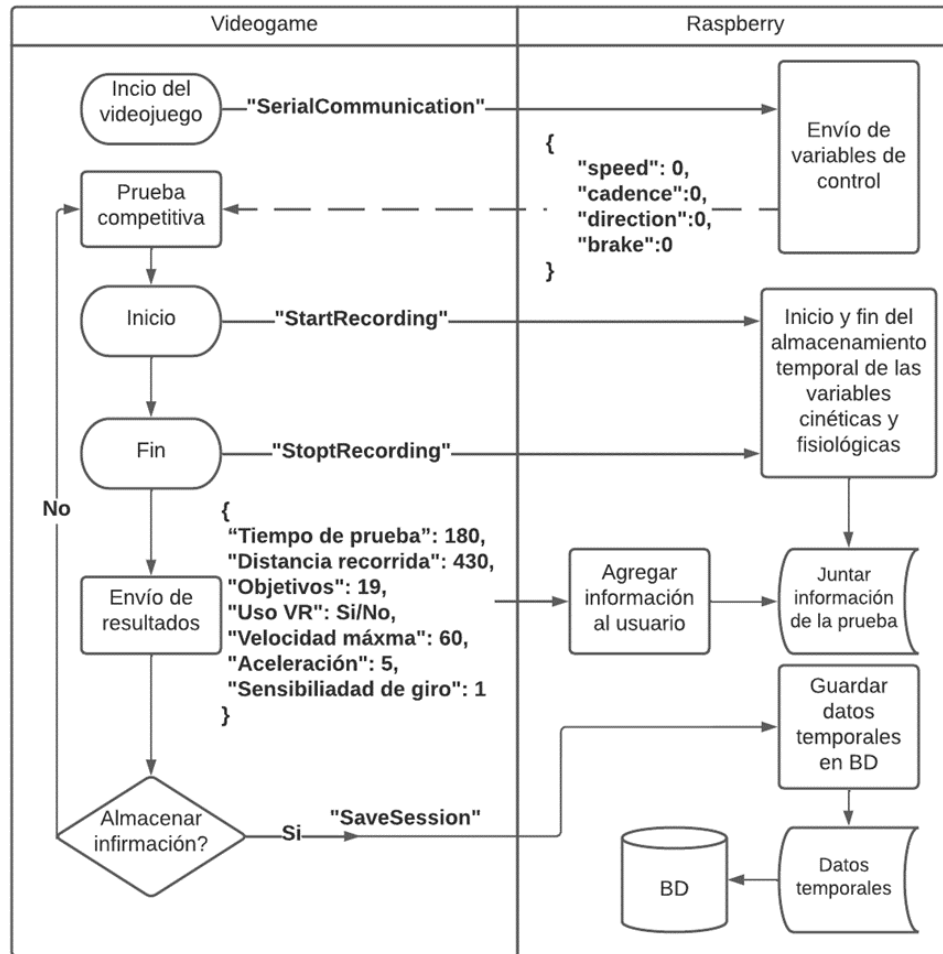


Fig. 35. Protocolo de comunicación entre el juego y la Raspberry Pi.

b) *Mecánicas de conducción*

La física empleada para manejar el vehículo está basada en las físicas propias del motor de Unity y paquetes de distribución libre para el control de vehículos MS Vehicle System1. En estos la velocidad se utiliza como una fuerza de giro en las llantas y no como la velocidad propia del vehículo para permitir el libre rodamiento al dejar de pedalear y poder utilizar la física de Unity sobre objetos rígidos ante choques. El freno y el giro si se aplican directamente al vehículo virtual.

En todos los modos de juego se implementó un sistema anti-mareos que se suele utilizar en la industria VR y que se comprobó su eficacia experimentalmente, consiste en desactivar la

visualización ante los choques y reiniciar la posición del vehículo apagando la vista del jugador, de esta manera no hay discordancia entre lo que se ve y se siente lo cual produciría el mareo. Sin embargo, también fueron retirados de todas las pistas la mayor cantidad de objetos que puedan producir cambios bruscos en la posición del vehículo y se desactivó la acción de retroceder, lo cual fue un punto de quiebre para muchos usuarios en cuanto al mareo por movimiento [72], [73].

c) Tutorial

El usuario comienza en una pista en el desierto (Fig. 36). En la pantalla aparecerán las siguientes instrucciones que enseñarán al usuario como interactuar con el videojuego:

Conoce tu alrededor: para mostrarle al jugador que el casco no controla el vehículo y que puede girar libremente la cabeza en todo momento.

Gira el manubrio y presiona el freno: enseñando los controles del vehículo.

Pedalea suavemente hasta el cono: para que el jugador conozca el control de velocidad, enseñar la mecánica del modo competitivo y una primera experiencia completa de conducción.

Recorre la pista libremente: dándole oportunidad al jugador para que se familiarice con los controles y el mundo virtual antes de la prueba.

El juego termina a través del menú de pausa. La pista escogida para el tutorial cuenta con un total de 8 curvas, no tiene obstáculos, posee una calle ancha para que el usuario durante el aprendizaje no se salga fácilmente y en su mayoría es plana.



Fig. 36. Mapa desierto del videojuego.

d) Modo libre

El usuario comienza la partida en un punto aleatorio del mapa escogido entre la pista nocturna (Fig. 37) y la pista con nieve (Fig. 38) para que las recorra libremente sin límites de

tiempo ni objetivos específicos u obstáculos. El objetivo de este modo es que el usuario pueda hacer largas sesiones de entrenamiento físico.

La pista nocturna es angosta y tiene forma ovalada, es en su mayoría plana. Por su forma es fácil alcanzar altas velocidades en esta pista y por ser muy angosta es la pista más difícil del juego. Por otro lado, la pista en la nieve es la más larga de todas con un recorrido de 8 kilómetros, además cuenta con pendientes y curvas muy cerradas. Sin embargo, la calle es ancha por lo que es fácil de recorrer.

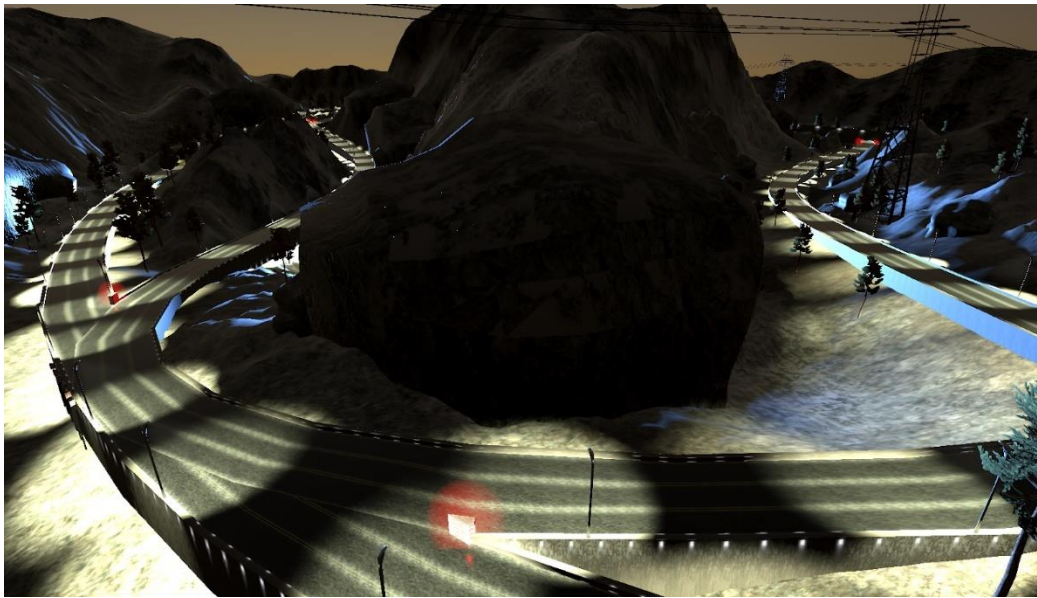


Fig. 37. Mapa nocturno del modo libre del videojuego.



Fig. 38. Mapa nevado del modo libre del videojuego.

e) Prueba competitiva

Este modo se desarrolla en una pista plana y angosta, pero corta, en forma ovalada (Fig. 39) y el objetivo consiste en tratar de recorrerla lo más rápido posible recolectando todos los conos en ella (Fig. 40). Inicialmente en la pista hay 12 conos distribuidos uniformemente, pero cuando el usuario da la vuelta completa, vuelven a aparecer los que ya había recolectado, permitiéndole obtener mayor puntuación.

La hipótesis de estudio en este objetivo se basa en que la medida de velocidad promedio o en su defecto, la distancia recorrida en el tiempo de la prueba sea un indicador de capacidad de pedaleo que se traduzca a la habilidad en el uso de la prótesis, ya que la implementación de un mapa pequeño con curvas y conos implicaría un cambio de velocidad constante que obliga la aplicación de diferentes fuerzas en todo momento y la necesidad de recolectar los conos busca que la persona se concentre en sus objetivos y no en el manejo de la prótesis, favoreciendo de esta manera la propiocepción del miembro protésico.

Para mayores detalles sobre el uso del videojuego y su configuración vea el manual de usuario anexo a este trabajo (21).



Fig. 39. Pista del modo competitivo del videojuego.



Fig. 40. Vista en primera persona de la prueba competitiva.

C. Diseño del experimento

Para probar el funcionamiento del sistema se diseñó una prueba de uso con 13 voluntarios con edades entre los 18 y 53 años, 3 mujeres y 10 hombres de los cuales 4 poseen prótesis de miembro inferior transtibial, cumpliendo con la declaración Helsinki de los principios éticos para la investigación con seres humanos [74], con los siguientes pasos (Fig. 41):

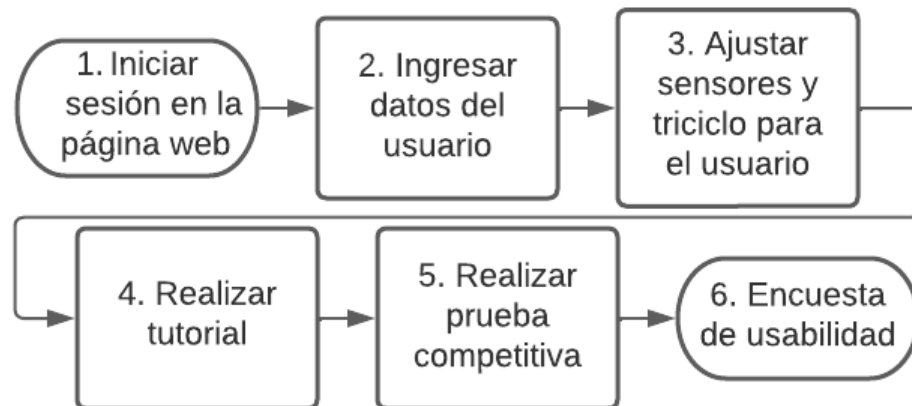


Fig. 41. Pasos de la prueba de concepto

Iniciar sesión con las credenciales de un especialista, que acompaña la prueba, en la página web como se describe en el manual de usuario (Anexo 1)) y firmar consentimiento informado.

Cargar los datos del sujeto que va a realizar la prueba, si no existen, crearlo en la base de datos con la información personal siguiendo los pasos del anexo 1).

Ubicar a la persona en el triciclo y hacer los ajustes necesarios en el triciclo para que se sienta cómodo, ajustar sobre el voluntario el sensor de frecuencia cardiaca y respiratoria, configurar los umbrales descritos en la sección 5) y ajustar las gafas de realidad virtual en el sujeto.

Iniciar el tutorial del videojuego. Si la persona se mareara, configurar el juego para no usar realidad virtual y repetir el tutorial siguiendo los pasos del manual de usuario (Anexo 2)). El tiempo en el tutorial se determina por el tiempo de adaptación el cual comienza a contar desde que se ejecuta el tutorial y termina cuando el especialista determina que el voluntario ha aprendido los controles básicos y es capaz de realizar la prueba de 3 minutos del videojuego.

Finalizado el tutorial se ejecuta la prueba competitiva del videojuego y los resultados se almacenan en la base de datos descrita en la sección 7).

Al terminar se le hace una encuesta de usabilidad al voluntario basado en la escala de usabilidad de sistemas [75] y cuestionario de presencia e inmersión [76] (Anexo 3)).

El protocolo descrito para las pruebas fue aprobado por el comité de ética de la facultad de medicina de la Universidad de Antioquia.

Con la información recopilada se hará un análisis observacional en Excel de los datos obtenidos y se evaluarán las soluciones para las dificultades que se identifiquen según las respuestas de la encuesta de usabilidad.

D. Resultados

1) Sistema

El sistema integrado resultante (Fig. 42) ocupa un área de 2x3 metros cuadrados. Los cables y sensores fueron adheridos firmemente al marco del triciclo por lo que no se presentó problemas de desajuste a pesar de la fuerte vibración producida durante el pedaleo. Finalmente se construyó una caja protectora para el centro de control aumentando la seguridad de los dispositivos y evitando desconexiones involuntarias. Para una mejor apreciación del resultado final visite:

<https://youtu.be/49tSDCCW3Eo>

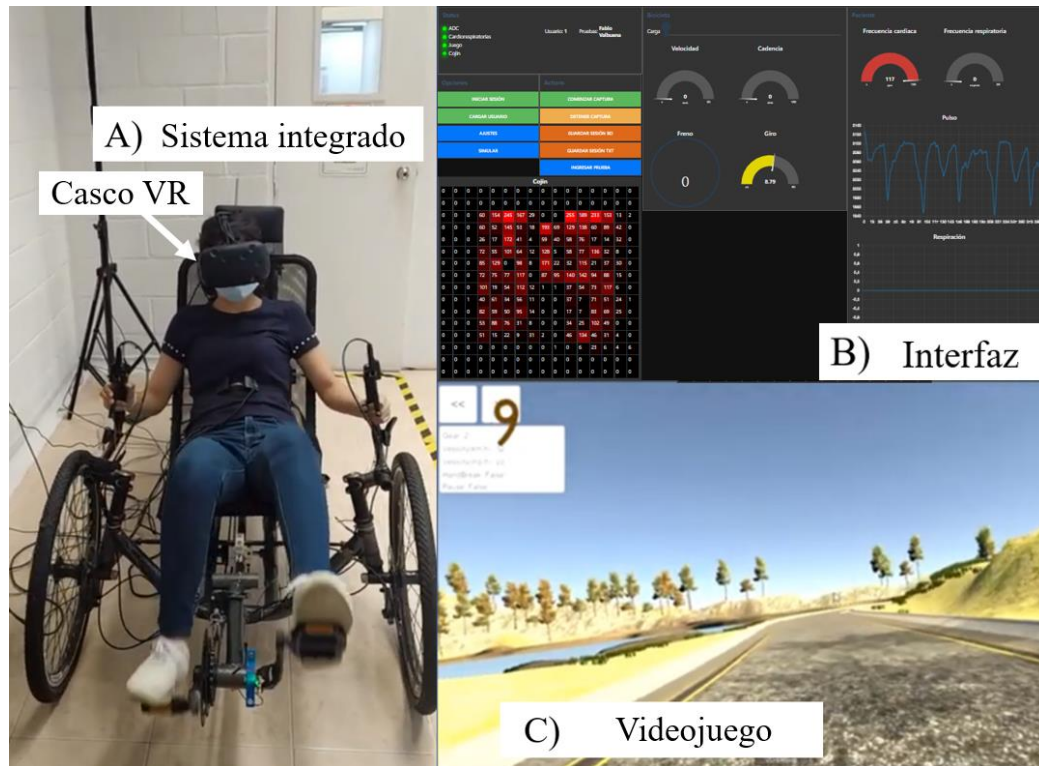


Fig. 42. Sistema completo A) triciclo, B) interfaz web y C) videojuego.

2) Variables cinéticas

Como se mencionó en el marco teórico, una de los aspectos a tener en cuenta para evitar el mareo en el uso de realidad virtual es la latencia, para lo cual se realizó la siguiente pregunta a los voluntarios ¿qué tan rápido se reflejaron las acciones que realizaban sobre el triciclo en el entorno virtual? A lo que la mayoría de los participantes reportaron una rápida respuesta (Fig. 43).



Fig. 43. Respuestas a la encuesta de inmersión.

Tampoco se reportó una disconformidad en el movimiento debido a que la velocidad se comportaba como una aceleración. Cuando se les preguntó ¿Qué tan convincente era el movimiento del vehículo en el entorno virtual? Por lo general la respuesta fue positiva (Fig. 44).

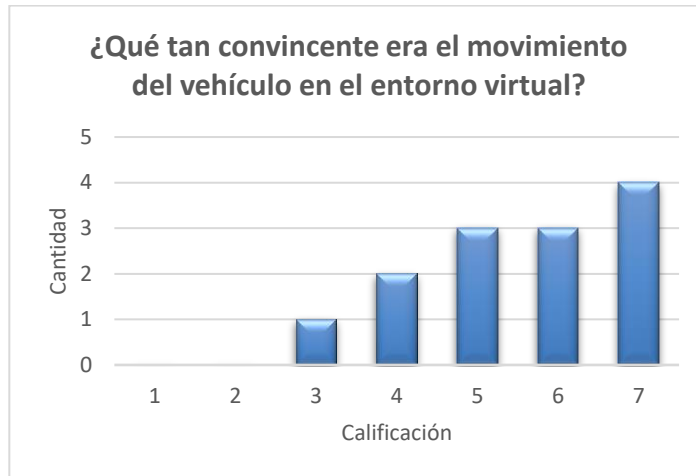


Fig. 44. Respuestas a la encuesta de inmersión.

En cuanto al control de la dirección del vehículo se presentaron resultados polarizados, a la pregunta ¿Cuánto control tenía sobre el vehículo virtual?, algunas personas reportaron total control del vehículo, pero otros encontraron gran dificultad (Fig. 45) por lo cual se experimentó con diferentes sensibilidades de giro y una muy baja sensibilidad parecía la respuesta, sin embargo, esta modificación imposibilita girar en curvas muy cerradas, por lo que se optó por cambiar la función lineal que controla el giro por una más fiel a la realidad del dispositivo usado, para esto se tomó el valor sensado (x) por el potenciómetro en diferentes ángulos del manubrio y se construyó una función polinómica a partir de una regresión lineal (Fig. 46), la ecuación resultante (Ecuación 8) varía poco en ángulo (g) alrededor del centro pero mucho alrededor de los extremos. Se probó la nueva forma de giro con personas que ya habían probado el videojuego y manifestaron gran mejoría.



Fig. 45. Respuestas a la encuesta de inmersión.

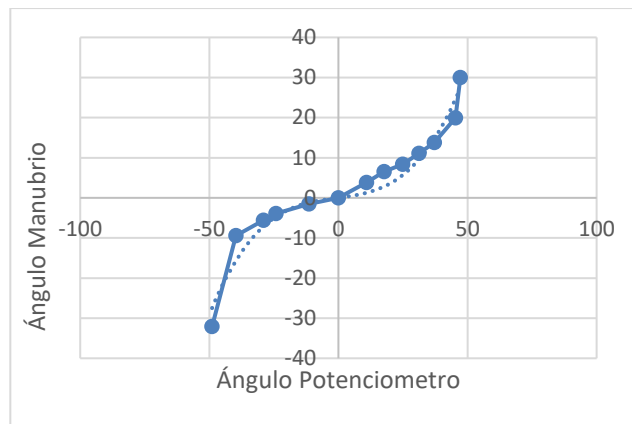


Fig. 46. Ángulo del manubrio vs ángulo del potenciómetro.

$$g[^\circ] = 0.0002x^3 + 0.0005x^2 + 0.0845x$$

Ecuación 8 Ángulo en función del potenciómetro

En cuanto a la posición horizontal del triciclo, solo se presentó dificultad a la hora de usar el triciclo en algunas personas que durante el pedaleo perdían el contacto con el pedal de la pierna protésica, la solución fue amarrarla al pedal, sin embargo, esto se reportó como una interferencia en el uso del dispositivo (Fig. 49). Por lo demás, los voluntarios reportaron como natural y conocido el control del triciclo reclinado (Fig. 47 y Fig. 48).

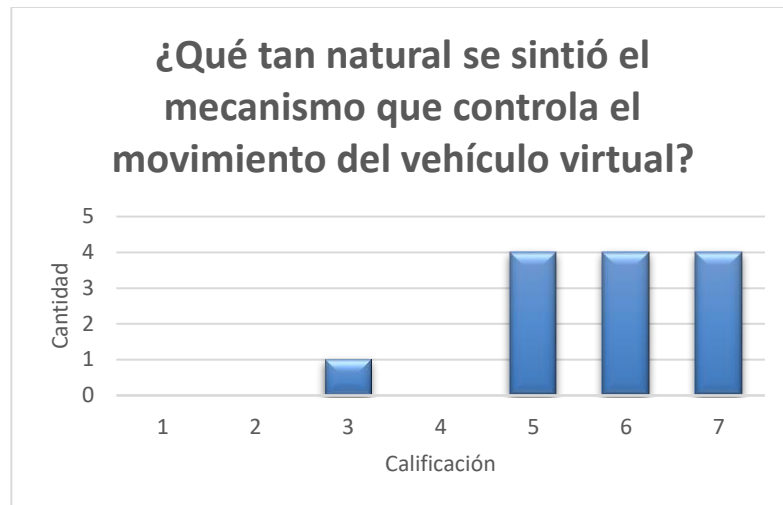


Fig. 47. Respuestas a la encuesta de inmersión ¿Qué tan natural se sintió el mecanismo que controla el movimiento del vehículo virtual?



Fig. 48. Respuestas a la encuesta de inmersión ¿Qué tan realista se sintió la realidad virtual teniendo en cuenta la sensación de conducir una bicicleta en el mundo real?



Fig. 49. Respuestas a la encuesta de inmersión ¿Qué tanto interfirieron los dispositivos de control, tales como los pedales, el manubrio y los frenos?

3) Base de datos e interfaz web

Durante las pruebas fue posible ingresar a la interfaz desde un dispositivo móvil y ejecutar los pasos necesarios para el registro de información desde allí, donde, además, se pudo observar en tiempo real el valor de los sensores, sin embargo, la visualización del sensor de distribución de peso requiere un consumo de RAM importante lo que hizo que algunos dispositivos se recalentaran y fuera lenta su visualización. Por lo demás, toda la información quedó almacenada correctamente en base de datos.

4) Variables fisiológicas

El sistema de captura permitió la visualización precisa de las señales cardíaca y respiratoria así como el cálculo de sus respectivas frecuencias, sin embargo, los cálculos y valores obtenidos no deben ser usados en estudios que requieran un nivel de precisión clínica ya que no se considera que se haya desarrollado un dispositivo médico [70]. En cuanto al sensor de distribución de peso, debido a la cantidad de sensores y cálculos involucrados en el proceso, no fue posible visualizar el pedaleo en tiempo real, pero la información puede seguir siendo relevante en estudios de simetría del pedaleo.

5) Videojuego

La latencia puede ser experimentada por culpa de una lenta comunicación entre los sensores de movimiento y el computador, pero también puede ocurrir por culpa del rendimiento del videojuego, en mayor medida, por el uso de la realidad virtual, por lo que algunos usuarios

experimentaron retrasos en el control del vehículo (Fig. 50), sin embargo, esto parece no interferir significativamente en el control del vehículo (Fig. 51).

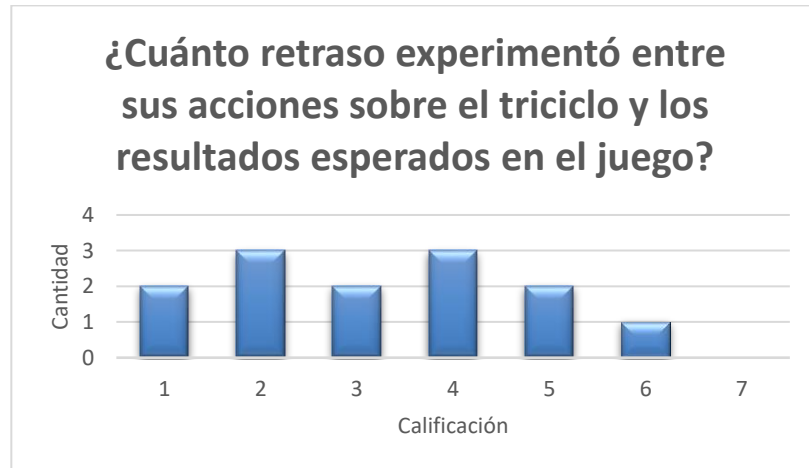


Fig. 50. Respuestas a la encuesta de inmersión ¿Cuánto retraso experimentó entre sus acciones sobre el triciclo y los resultados esperados en el juego?

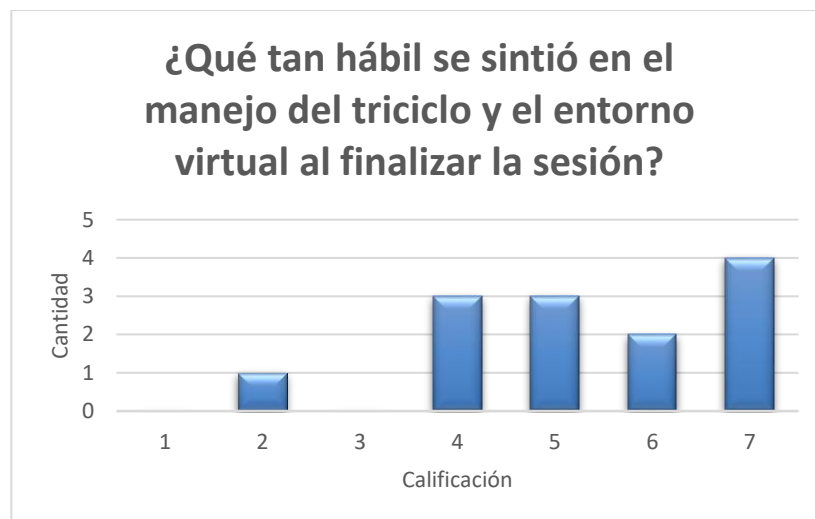


Fig. 51. Respuestas a la encuesta de inmersión ¿Qué tan hábil se sintió en el manejo del triciclo y el entorno virtual al finalizar la sesión?

Por otro lado, cuando se les preguntó sobre la calidad de la imagen del juego respondieron positivamente a pesar del uso de objetos poco realistas o de baja calidad (Fig. 52), lo que es necesario con la tecnología actual para no generar problemas en el rendimiento del juego y de igual forma sintieron alta inmersión (Fig. 53).

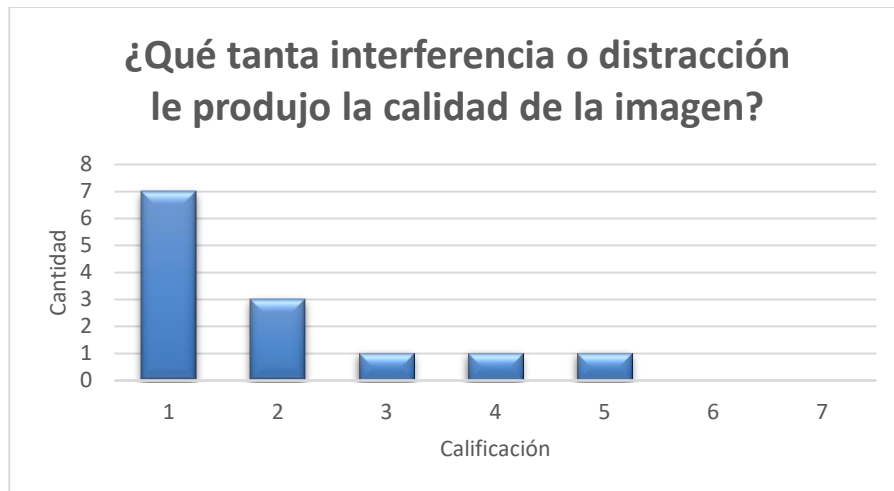


Fig. 52. Respuestas a la encuesta de inmersión ¿Qué tanta interferencia o distracción le produjo la calidad de la imagen?



Fig. 53. Respuestas a la encuesta de inmersión ¿Qué tan inmerso (sentimiento de realidad) te sentiste en la experiencia virtual con el juego?

Gracias a esta inmersión los usuarios reportaron una real sensación de movimiento (Fig. 54) lo cual facilitó el control del vehículo cuando se comparó jugando sin el casco de realidad virtual y poniendo un monitor al frente del triciclo.

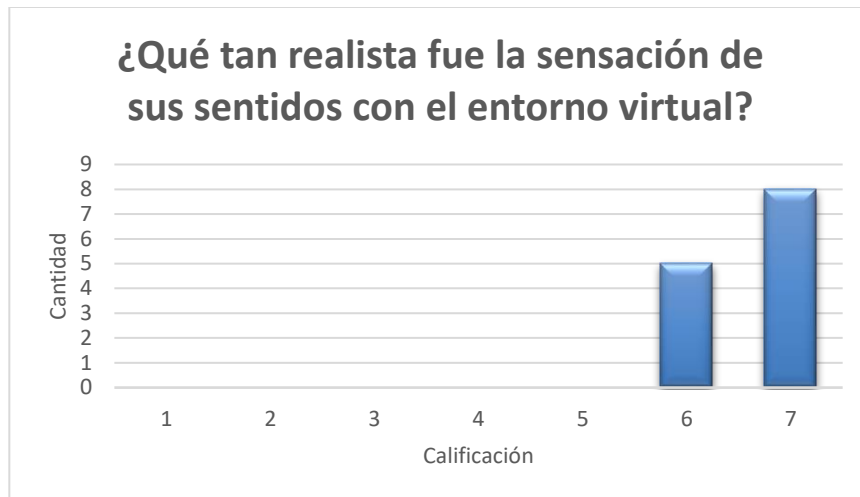


Fig. 54. Respuestas a la encuesta de inmersión ¿Qué tan realista fue la sensación de sus sentidos con el entorno virtual?

A pesar del esfuerzo para disminuir factores que puedan generar mareo, varias personas lo experimentaron (Fig. 55, Fig. 56) y se podrían clasificar en 3 grupos, los que no se marearon nunca, los que se marearon al principio y luego se acostumbraron y no sintieron mareo y los que desde el principio reportaron mareo y se mantuvo constante o empeoró con el tiempo.

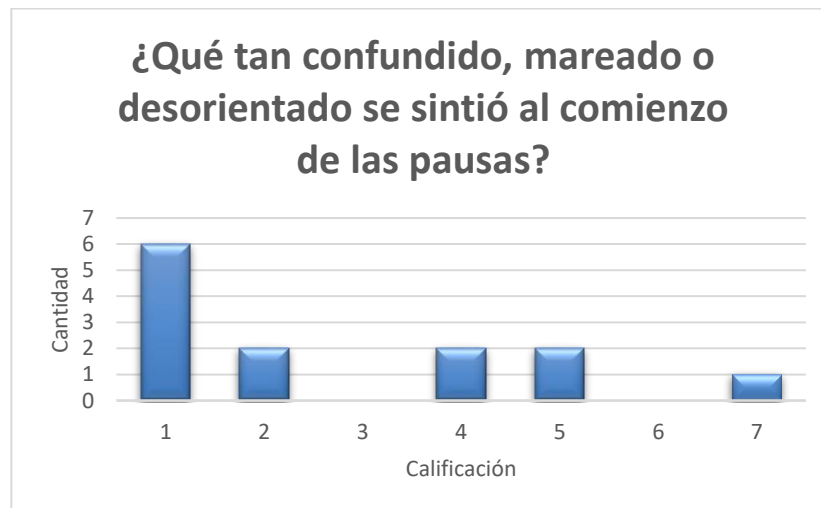


Fig. 55. Respuestas a la encuesta de inmersión ¿Qué tan confundido, mareado o desorientado se sintió al comienzo de las pausas?

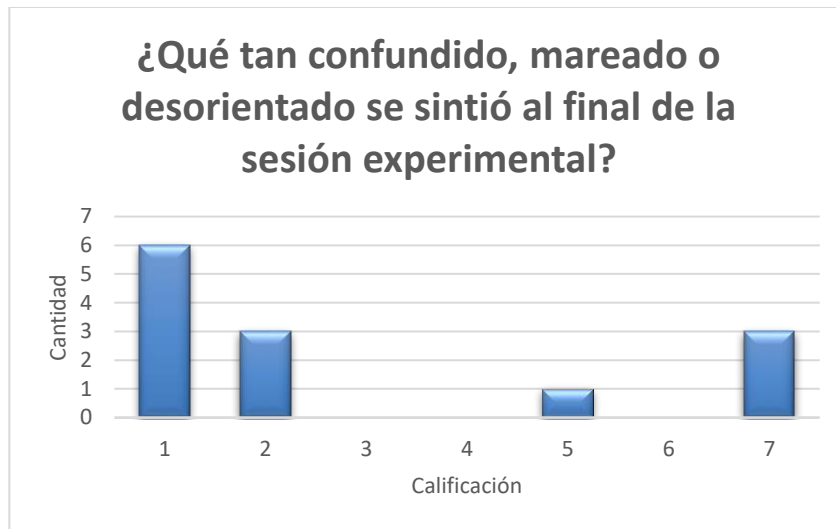


Fig. 56. Respuestas a la encuesta de inmersión ¿Qué tan confundido, mareado o desorientado se sintió al final de la sesión experimental?

E. Discusión

Aunque el cálculo de la velocidad pueda tardar hasta un poco menos de 5 segundos debido a que se deben acumular mínimo 10 muestras de tiempo, no se presentó ningún caso en el que el pedaleo fuera tan lento, de manera natural los voluntarios aumentaban la cadencia si no notaban un movimiento en el vehículo virtual.

La curva de aprendizaje al uso del triciclo reclinado como interfaz de interacción con el videojuego de realidad virtual fue rápida gracias a que las acciones de giro, freno y pedaleo son un movimiento ya naturalizado por muchos (Fig. 47), incluso algunas personas lo sintieron muy similar a conducir una bicicleta en el mundo real (Fig. 48), lo cual también se reflejó en el tiempo de las pruebas ya que el tiempo de adaptación fue en general menor a 5 minutos durante el tutorial, lo cual benefició a algunas personas que se fueron mareando con el tiempo y sin embargo lograron completar toda la prueba ya que como se mencionó en el marco teórico de la sección A, tiempos prolongados en el uso de la realidad virtual pueden resultar en mareos y desorientación [61], [62].

El sistema de almacenamiento funcionó correctamente, las variables fisiológicas, cinéticas y los resultados del videojuego pudieron ser recuperados en formato .csv para el estudio en programas de visualización compatibles. Los datos que almacenó la prueba de 3 minutos de la malla de sensores de presión para medir la distribución de peso no presentaron problemas en el almacenamiento de la base de datos, la cual pesó 27.6 MB al finalizar las pruebas.

A pesar de que el tiempo de captura del sensor de distribución de peso no es tan alta como para apreciar el pedaleo en tiempo real, en la visualización de la interfaz web (Fig. 16) era posible

apreciar mayor actividad en los sensores de presión de un lado con respecto al otro, donde la diferencia era más evidente en los voluntarios con prótesis, sin embargo, un análisis más profundo debe realizarse para corroborarlo.

La mayor preocupación que se tenía era que la comunicación entre el sensor y el videojuego fuera lo suficientemente rápida que permitiera una buena recreación de la realidad ya que un retraso notorio no solo podría dificultar la conducción del vehículo virtual si no también producir mareos en realidad virtual como lo sugieren varios estudios [61], [62], [72] y aun que si hubo cierta latencia, no fue la causante de los mareos que se presentaron y tampoco interfirió tanto como se pensaba ya que aunque muchos voluntarios reportaron notarla (Fig. 50) hicieron la prueba con éxito e incluso se sintieron hábiles en la conducción del vehículo virtual (Fig. 51).

V. VIDEOJUEGO COMO HERRAMIENTA DIAGNÓSTICA

En esta sección se describe los procedimientos experimentales y estadísticos que se llevaron a cabo para completar la respuesta a la pregunta de investigación (Fig. 1) partiendo desde el videojuego serio de realidad virtual con un mecanismo de interacción basado en el triciclo instrumentado.

A. Marco teórico

1) Clasificación del nivel de movilidad

En lo concerniente a la medición de rehabilitación, es importante para los profesionales, administradores e incluso pacientes mismos la medición de resultados que reflejen la efectividad del programa de entrenamiento, para ayudar a la creación de estrategias de mejoramiento de los mismos y garantizar su calidad [51]. El cuestionario de evaluación protésica (PEQ) y la Escala de Houghton son ejemplos de herramientas diseñadas para evaluar el uso protésico y la calidad de vida relacionada con la prótesis para disminuir la subjetividad en la evaluación de resultados [51].

Para la escala de Houghton un puntaje mayor a 9 es indicativo de rehabilitación satisfactoria, corresponde a la capacidad de caminar a cadencia variable y sortear la mayoría de los obstáculos ambientales; el puntaje de Houghton mayor a 6 y menor a 9 indica capacidad de caminar al aire libre y sortear barreras ambientales bajas, bordillos y escaleras; finalmente, los puntajes de la Escala Houghton menores a 6 corresponden a la capacidad de caminar en superficies planas e interiores únicamente [77], [78].

De la misma forma que la escala Houghton, el PEQ es un instrumento autoadministrado, específico para amputados de miembro inferior, que consta de 82 preguntas, de las que 42 están agrupadas en 9 escalas independientes validadas por sus autores [79].

A parte de los cuestionarios mencionados existen exámenes físicos para evaluar resultados de la rehabilitación postprotésica. Uno de los más usados es la prueba de marcha de 2 minutos (2MWT por sus siglas en inglés), consiste en que el paciente camine durante 2 minutos registrando la cantidad de metros que recorre en ese tiempo. Es un examen rápido, práctico y simple y es considerado el más eficiente de los exámenes de marcha, sensible a la rehabilitación y permite detectar cambios en la función ambulatoria [51]. Este examen es una versión reducida del 12MWT, pero presentan una alta correlación, lo cual es importante porque la mayoría de los pacientes con amputación a nivel femoral y al inicio de la rehabilitación no son capaces de deambular durante más de 6 minutos [51].

Otra prueba muy utilizada es el Timed Up and Go (TUG), la cual consiste tomar el tiempo que tarda un sujeto ubicado en una silla en ponerse de pie y caminar hasta una marca ubicada a 3 metros de distancia, regresar y volverse a sentar [80]. El objetivo de realizar dichas evaluaciones es poder categorizar a la persona según su grado de movilidad. Usualmente se utilizan las categorías k, para definir las capacidades de la persona según como se define a continuación [81]:

- K0- Absolutamente sin movilidad. Este paciente no puede moverse a otra ubicación, con o sin asistencia, independientemente de la adición de una prótesis. Esta categoría también se utiliza como nivel base para comparar todos los demás niveles.
- K1- Muy poca movilidad. Este tipo de paciente puede trasladarse a otra ubicación por sí solo con la ayuda de una prótesis. Se requiere un camino llano y recto junto con una velocidad de marcha constante.
- K2- Movilidad limitada. Este paciente puede moverse a otra ubicación con el uso de una prótesis, así como ajustarse a pequeñas variaciones en la superficie de caminar (escalones, bordillos, etc.). También se pueden hacer pequeñas variaciones en la velocidad de caminar a este nivel.
- K3- Movilidad media / normal. En este nivel, los pacientes pueden moverse a otros lugares mientras se ajustan a la mayoría de las variaciones en la superficie para caminar mientras varían su velocidad de caminata.

- K4- Alta movilidad. Estos pacientes poseen la capacidad de realizar todas las tareas mencionadas anteriormente, además de poder aplicar un alto impacto, presión y estrés en la prótesis.

Normalmente, este conocimiento se usa para determinar el tipo de rehabilitación que la persona debe realizar o en investigaciones científicas para comparar métodos de rehabilitación.

Prueba de hipótesis

En estadística cuando se evalúa una afirmación se definen 2 hipótesis, una es la hipótesis nula que por lo general representa el caso contrario a la afirmación hecha y es la que se toma por cierta hasta que la evidencia pruebe lo contrario, de demostrar lo contrario se aceptaría como cierta la hipótesis alternativa o de estudio que si apoya la afirmación [82].

Para decidir si la hipótesis nula debe ser rechazada o no, se realiza una prueba estadística que consiste en el cálculo de un valor numérico proveniente de la información de la muestra, en el caso de tener variables continuas por lo general se usa el valor t o z y en el caso de variables categóricas el chi cuadrado, los cuales miden la diferencia entre un valor observado y la media poblacional, normalmente en este caso la hipótesis nula tomaría la forma de que el valor observado es igual a la media poblacional pero si la diferencia es muy grande, se rechazaría esta hipótesis.

Para decidir qué tan grande debe ser dicha diferencia y poder tomar la decisión, se calcula el valor de significancia observada o valor p , que es la probabilidad de que ocurra un evento dado que la hipótesis nula es correcta y se calcula a partir de los valores estadísticos mencionados anteriormente.

Cuando este porcentaje es muy bajo se puede decidir rechazar la hipótesis nula en favor de la alternativa, por lo general si el estudio no es capaz de proveer un porcentaje de rechazo, se toma el 5% como nivel máximo, llamado también nivel de significancia. En este caso el investigador toma el riesgo de tomar la hipótesis nula como falsa, aunque sea cierta, a esto se le conoce como error de tipo 1 y se denota con el símbolo α , el cuál para una probabilidad de incurrir en el error tipo 1 del 5%, α es igual a 0.05, sin embargo, si el porcentaje es mayor al 5% y no se puede rechazar la hipótesis nula, tomarla como cierta conlleva al error tipo 2 debido a que se tomó como cierta aun que fue falsa en un porcentaje de casos. Al error tipo 2 se le denota con el símbolo β , por lo general este valor es difícil de calcular por lo que usualmente se afirma que la hipótesis nula simplemente no puede ser rechazada [82].

Debido a la naturaleza de los datos en esta investigación y la hipótesis que se quiere probar, se utilizará repetidamente el cálculo del estadístico chi cuadrado en la toma de decisiones respecto a las hipótesis formuladas para cada prueba, por lo tanto, es importante remarcar que este estadístico permite rechazar la existencia o no de una relación entre datos categóricos. Sin embargo, este valor no debe ser usado para la inferencia sobre cuanta relación exista entre ellos. Para este fin se utilizan otras pruebas como la V de Cramer o la prueba de Phi para comparaciones 2x2, es decir que las variables a comparar son dicotómicas; para variables de más de 2 categorías se usa el coeficiente de contingencia [83]. En el caso de las pruebas de Phi y V de Cramer un valor cercano a 1 indica una alta asociación, siendo el 1 el máximo valor posible y un valor cercano a 0, significa una baja asociación, siendo 0 el mínimo valor posible. En el caso del coeficiente de contingencia el valor cercano a 0 indica una baja asociación, donde 0 es el mínimo posible, pero determinar una alta asociación depende del valor de chi cuadrado y la cantidad de categorías que se evalúan, ya que estos factores pueden hacer que el valor máximo posible de la prueba sea mayor a 1 [83].

2) Modelos estadísticos

El objetivo en esta parte del estudio es comparar una clasificación generada a partir de los resultados del videojuego diseñado en la sección 7), con el nivel de movilidad K resultante de las pruebas 2MWT y TUG. Para ello, el primer paso sería generar la clasificación a partir de los resultados del videojuego. Dentro de las herramientas estadísticas que permitan la clasificación se encuentran modelos con métodos de aprendizaje supervisado y no supervisado.

En el método de aprendizaje supervisado, para cada medida predictora se asocia una respuesta conocida y se desea obtener un modelo que relacione la respuesta con dicho predictor para predecir con precisión futuras observaciones. Ejemplos de estos métodos son la regresión lineal y logística, modelos aditivos generalizados, boosting y máquinas de soporte vectorial, entre otros [84], para este estudio la regresión logística permite estudiar la relación entre una variable respuesta categórica, dada una o más variables explicativas, resultando en un modelo que describe de la mejor forma la relación entre el nivel k y las variables del videojuego [83], además se ha encontrado que por lo general la regresión logística muestra buenos resultados cuando el tamaño de la muestra contiene mínimo 10 sujetos por grupo según la fórmula clásica de Freeman [83], [85].

Por otro lado, en los métodos no supervisados no se conoce la respuesta asociada a las observaciones, por lo cual no se puede realizar un modelo de regresión [84], aunque no es el caso de este estudio, es posible agrupar los resultados del videojuego entre buenos, normales y malos dependiendo del rendimiento del jugador y luego estudiar si existe una relación entre estos grupos y el nivel K de movilidad. Ejemplos de este método son agrupación por k means, aglomeración jerárquica y análisis de componentes principales.

Para este trabajo se utilizó la regresión logística como modelo supervisado tal y como se argumentó anteriormente; y la agrupación por k means se implementó también, pero como modelo no supervisado. Este último se realizó debido a la simplicidad del experimento ya que solo se estudian máximo 2 variables predictoras pertenecientes a los resultados del videojuego.

Regresión logística multinomial

Lo que distingue la regresión logística de la lineal es que la variable respuesta es binaria o dicotómica, sin embargo los métodos utilizados son análogos, por ejemplo, en ambos métodos se requiere una técnica para ajustar lo mejor posible el modelo, en el caso de la regresión lineal se utiliza el método de mínimos cuadrados, en cambio en regresión logística se usa máxima verosimilitud, donde también se busca que el valor sea el más bajo posible, sin embargo una diferencia importante es que el modelo de regresión logística no tiene las mismas limitantes en cuanto a la naturaleza de las variables predictoras, para hacer este análisis los supuestos más importantes son que las variables predictoras si tengan alguna relación con la clasificación final y que no estén muy correlacionadas entre sí, por lo demás, no es necesario que cumplan los supuestos de la regresión lineal [83].

Los datos en regresión logística en una gráfica conforman 2 grupos en la variable respuesta (Si o no, 0 o 1, etc), al dibujar una línea que trate de explicar el fenómeno, esta toma una forma logarítmica como se muestra en la Fig. 57, por lo que la respuesta del modelo se considera un porcentaje (p) entre ambas posibilidades y que está relacionado a un intercepto (β_0) y un peso (β_i) sobre las variables independientes (x_i), dicha línea se representa con el modelo matemático en la Ecuación 9, el parámetro β_i que acompaña la variable independiente se suele interpretar como el porcentaje de cambio por cada unidad incrementada en dicha variable [83].

$$p(x) = \frac{e^{(\beta_0 + \sum \beta_i x_i)}}{1 + e^{(\beta_0 + \sum \beta_i x_i)}}$$

Ecuación 9. Modelo de la regresión logística binomial [83].

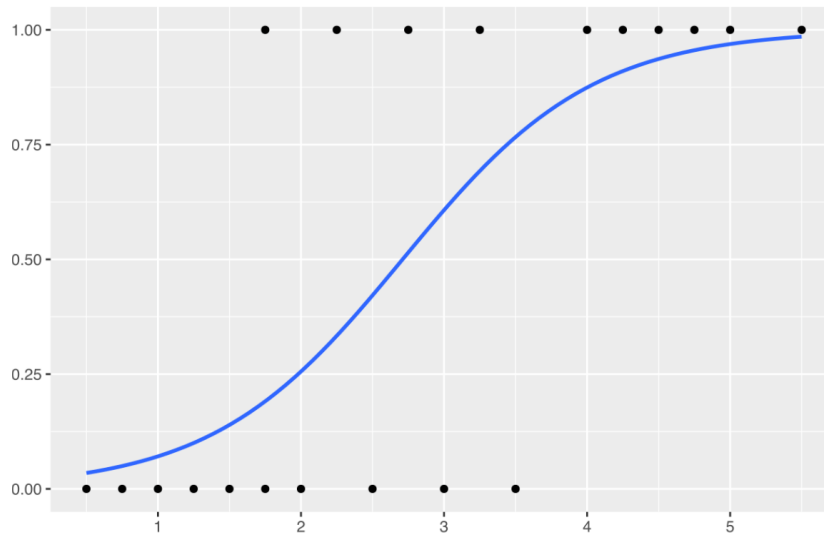


Fig. 57. Forma de la regresión logística [86].

Para evaluar la significancia de las variables que se cree explican el cambio de la variable respuesta se utiliza un método comparativo de suma de cuadrados de los residuales entre el modelo con y sin la variable que se quiere evaluar [83], otro método muy usado es el test de Wald para la evaluación del aporte de cada variable independiente en la categoría final y es igual a una diferencia de la estimación de máxima verosimilitud del parámetro dependiente, β_i , a una estimación de su error estándar, a partir del cual se puede obtener un valor de significancia evaluando la hipótesis nula de que el efecto de dicha variable es nulo [83].

Para el estudio de la precisión del modelo de regresión logística se utilizan pruebas de bondad de ajuste, como la de Pearson y Desvianza. Los valores de estas pruebas representan la probabilidad observada de que ocurra una categoría, calculada a través de diferentes modelos matemáticos, con esta información se puede calcular el valor de significancia a partir del estadístico chi cuadrado con los valores de probabilidad aportados por el modelo y probar la hipótesis nula de que las probabilidades para cada categoría del modelo no difieren de manera significativa de las probabilidades observadas [83].

En este caso de estudio, la variable que se quiere determinar es el nivel k de la persona según sus resultados en el videojuego, sin embargo, son 3 las posibles clasificaciones y no 2 como se muestra en la teoría de la regresión logística, por lo tanto el análisis debe realizarse en pares, es decir, utilizar un nivel como referencia, así no es necesario un cambio en el método matemático sino que el porcentaje se interpreta entre cada nivel y el nivel de referencia [83]. Ajustando el

modelo de la Ecuación 9 para múltiple clasificación resulta que la probabilidad de cada nivel K dada de N variables explicativas ($P(Y = j|x)$) es:

$$P(Y = j|x) = \frac{e^{g_j(x)}}{\sum_{k=0}^N e^{g_k(x)}}$$

Ecuación 10 Modelo de la regresión logística multinomial [83].

Donde,

$$g_j(x) = \beta_{0j} + \sum_{i=1}^N \beta_{ij}x_{ij}$$

Ecuación 11 función para el factor del modelo de regresión logística multinomial [83].

3) Agrupación jerárquica

Cuando no se conoce la cantidad de grupos que pueden conformar un conjunto de datos se utiliza una representación basada en árboles llamado dendrograma (Fig. 58), cuya construcción parte de la fusión de datos similares siguiendo diferentes criterios, aunque el más usado es la agrupación por distancia euclidiana. Una vez se hace una primera fusión se repite el proceso escalando por las ramas del árbol hasta conformar el tronco que agrupa todos los datos del conjunto. Se debe tener en cuenta que para identificar los grupos del dendrograma se comparan las distancias verticales entre las agrupaciones y no las horizontales, así en el ejemplo de la Fig. 61 no se puede decir que la muestra número 9 y la 2 se parecen más de lo que la 2 y la 7, estas comparaciones se hacen desde las hojas de más abajo y luego hacia arriba [84].



Fig. 58. Ejemplo de un dendrograma.

4) Agrupación por k means

Un método muy utilizado por su simplicidad, pero eficacia para agrupar datos cuando se conoce el número de grupos que se quiere formar es K means. El algoritmo para conformar los

grupos comienza con la selección arbitraria de n puntos dentro de los valores del conjunto de datos, n corresponde a la cantidad de grupos que se quiere formar. Luego se calcula la distancia euclidiana entre un valor de las muestras y los n puntos, asignando dicha muestra al grupo del punto más cercano, este proceso se repite para cada una de las muestras del conjunto de datos. Una vez se tienen todas las muestras agrupadas, se calcula la media de cada grupo. Esta media se toma como nuevo punto de agrupación y se repiten los pasos anteriores para asignar cada muestra a un nuevo grupo hasta que las medias no cambien entre iteraciones [84].

El proceso descrito anteriormente se repite desde la selección aleatoria de puntos tantas veces como sea posible con el fin de identificar cuál de las agrupaciones finales tiene el menor valor resultante de la suma de las varianzas de los grupos, esta agrupación se selecciona como la mejor. En cuanto al tamaño de la muestra, académicos concuerdan que no hay un mínimo para la ejecución del algoritmo [84].

B. Materiales y métodos

1) Diseño del experimento

Partiendo de la prueba de concepto y habiendo subsanado las mayores dificultades que en esta se encontraron, se realizaron pruebas con sujetos sanos y personas con prótesis de miembro inferior en el triciclo reclinado usando el videojuego siguiendo los siguientes criterios de participación:

- Personas sin problemas cardiovasculares graves ni problemas cognitivos significativos.
- Personas que no hayan tenido una operación reciente o que reporten algún dolor al usar la prótesis.
- Personas con un mínimo de estatura de 150cm, debido a las características del triciclo reclinado.
- Menores de edad con el consentimiento de sus acudientes.
- Personas que, tras probar el pedaleo en el triciclo, no tuvieron mayores dificultades.
- Personas con la capacidad de utilizar el manubrio del triciclo y presionar el freno.
- Personas que puedan portar el casco de realidad virtual y un mínimo de capacidad visual en ambos ojos.
- Personas que no sufran de mareo o no lo suficiente como para completar la prueba de 3 minutos en el videojuego.

La toma de datos se realizó entre octubre del 2021 y mayo del 2022 (Fig. 59) informando al voluntario sobre el objetivo del proyecto, los pasos y protocolos de la prueba que se iba a realizar y se le informó sobre la política de datos y para que serán usados según el documento de consentimiento informado el cuál debió ser firmado por el voluntario.

El protocolo descrito a continuación (Fig. 59) fue aprobado por el comité de ética de la facultad de medicina de la Universidad de Antioquia y cumple con la declaración Helsinki [74].

2) Protocolo de pruebas

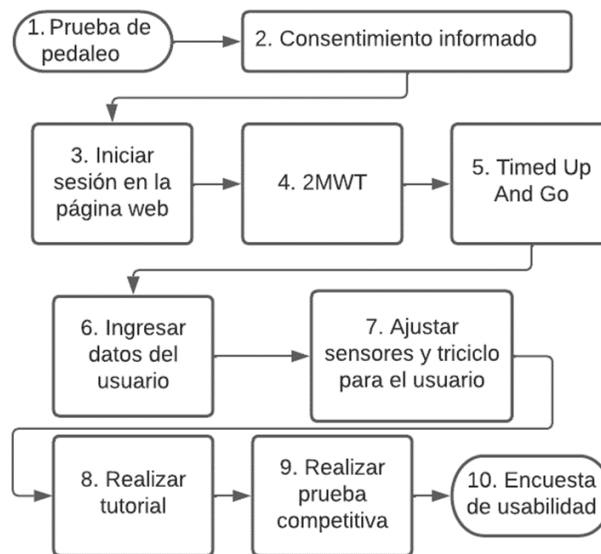


Fig. 59. Protocolo de pruebas para el uso del juego como herramienta diagnóstica.

- Realizar una pequeña prueba de pedaleo y uso del freno para saber si la persona tiene la capacidad de utilizar el triciclo reclinado.
- Firma del consentimiento informado.
- Iniciar sesión con las credenciales de un especialista, que acompaña la prueba, en la página web y cargar los datos del sujeto que va a realizar la prueba, si no existen, crearlo en la base de datos con la información personal como indica el manual (Anexo 1)).
- Realizar la prueba de caminata de 2 minutos.
- Realizar la prueba Timed up and Go.
- Registrar los resultados de las pruebas en la base de datos (Anexo 1)).
- Ubicar a la persona en el triciclo y hacer los ajustes necesarios para que se sienta cómodo. Ajustar sobre el voluntario el sensor de frecuencia cardíaca y respiratoria

y ajustar los umbrales descritos en la sección 5). Ajustar las gafas de realidad virtual en el sujeto.

- Iniciar el tutorial del videojuego. El tiempo en el tutorial se determina por el tiempo de adaptación el cual comienza a contar desde que se ejecuta el tutorial y termina cuando el especialista determina que el voluntario ha aprendido los controles básicos y es capaz de realizar la prueba de 3 minutos del videojuego. Este tiempo se registra en la base de datos (Anexo 2)).
- Se ejecuta la prueba del videojuego descrita en la sección 7) y se almacena la distancia recorrida y conos obtenidos en la base de datos (Anexo 2)).
- Finalmente se realiza la encuesta de usabilidad (Anexo 3)) y se siguen los protocolos de limpieza y bioseguridad para el siguiente voluntario.

Con los datos recopilados se hizo un análisis exploratorio que ilustra de manera generalizada los resultados de las pruebas.

Por las características de la información recopilada y el objetivo que se quiere alcanzar, se desarrolló un análisis de regresión logística multinomial y agrupación utilizando k means por sus características descritas en el marco teórico (Sección 2)), para determinar un modelo que pueda categorizar a las personas en los niveles K de movilidad según sus resultados en el videojuego.

Se compararon los diferentes modelos obtenidos utilizando la prueba de Chi cuadrado siguiendo las consideraciones descritas en la sección de Modelos estadísticos para elegir el modelo que más se relacione a los resultados de las pruebas tradicionales.

En caso de que ningún modelo presente relación significativa con los niveles k de las pruebas tradicionales, se hará un análisis exploratorio con los resultados de la encuesta de usabilidad para encontrar si algún elemento externo como el mareo o la dificultad del juego, tienen un efecto mayor en los resultados que el efecto de la capacidad de pedaleo.

C. Hipótesis

El análisis estadístico que se realizó trata de comprobar si a mayor nivel de movilidad, mayor es el puntaje obtenido en el videojuego de realidad virtual, el cuál es controlado por un triciclo reclinado y cabe destacar que requiere habilidades diferentes a las necesarias en el uso de la prótesis, evaluando la siguiente hipótesis ‘las categorías de movilidad k predichas a partir de los resultados del videojuego no difieren de las predichas por los métodos tradicionales 2MWT y

TUG', de ser el caso, se podría afirmar que el videojuego puede ser utilizado como herramienta diagnóstica para relacionar el nivel de movilidad de las personas.

D. Resultados

El análisis e implementación de los modelos estadísticos se realizó en SPSS, adjunto se encuentra un archivo con los datos recopilados y un archivo con los algoritmos de los modelos estadísticos usados y su configuración.

1) Resumen

La meta inicial contaba con la participación de mínimo 40 voluntarios de los cuales 10 eran personas sanas y 30 tenían prótesis de miembro inferior. Al terminar las pruebas el número de participantes fue de 46, sin embargo 4 fueron retirados de la prueba porque el mareo no les permitió continuar. En la

, TABLA IV y TABLA V se describen las características demográficas de los voluntarios que si terminaron la prueba. La Fig. 60 muestra a algunos pacientes con prótesis realizando la prueba.

TABLA III GÉNERO DE LOS PARTICIPANTES.

	CANTIDAD	PORCENTAJE
FEMENINO	8	19.0
MASCULINO	34	81.0
TOTAL	42	100.0

TABLA IV TIPO DE AMPUTACIÓN DE LOS PARTICIPANTES

	CANTIDAD	PORCENTAJE
NO	10	23.8
TRANSTIBIAL	21	50.0
TRANSFEMORAL	11	26.2
TOTAL	42	100.0

TABLA V EDADES DE LOS PARTICIPANTES

	N	MÍNIMO	MÁXIMO	PROMEDIO	DESVIACIÓN ESTÁNDAR
EDAD	42	14	66	34.69	14.081

Los datos que se utilizaron en el análisis estadístico son los resultados de la prueba de marcha de 2 minutos (2MWT) medidos en metros, el resultado de la prueba Timed Up and Go

(TUG) medido en segundos, la distancia recorrida en la prueba del videojuego medida en metros, la cantidad de objetivos (conos) conseguidos y la normalización (z) de la multiplicación de la distancia y la cantidad de conos llamada score que es adimensional. En la TABLA VI, se presenta un resumen de los resultados y en la TABLA VII y TABLA VIII la cantidad de participantes en cada categoría de movilidad según las pruebas de diagnóstico tradicional.

TABLA VI TABLA DESCRIPTIVA DE LOS RESULTADOS DE LAS PRUEBAS.

VARIABLE	N	MÍNIMO	MÁXIMO	PROMEDIO	DESVIACIÓN STD.
2MWT [m]	42	42	253	126.33	36.902
TUG [s]	42	7.00	38.92	13.5990	5.47481
DISTANCIA [m]	42	985	3576	2300.18	606.297
OBJETIVOS	42	5	24	17.38	4.488
SCORE	42	-2.01504	1.88346	0	1
N VÁLIDOS	42				

TABLA VII NIVEL K DE MOVILIDAD DE LOS PARTICIPANTES SEGÚN LA PRUEBA DE MARCHA DE 2 MINUTOS.

VARIABLE	FRECUENCIA	PORCENTAJE	PORCENTAJE ACUMULADO
K2 (según 2MWT)	12	28.6	28.6
K3 (según 2MWT)	19	45.2	73.8
K4 (según 2MWT)	11	26.2	100.0
TOTAL	42	100.0	

TABLA VIII NIVEL K DE MOVILIDAD DE LOS PARTICIPANTES SEGÚN LA PRUEBA TIMED UP AND GO.

VARIABLE	FRECUENCIA	PORCENTAJE	PORCENTAJE ACUMULADO
K2 (según TUG)	13	31.0	31.0
K3 (según TUG)	13	31.0	61.9
K4 (según TUG)	16	38.1	100.0
TOTAL	42	100.0	



Fig. 60. Pruebas con voluntarios.

2) *Correlaciones*

Partiendo de la hipótesis de interés, se espera que exista una correlación entre los resultados del videojuego y las pruebas diagnósticas tradicionales, en la TABLA IX se presentan las correlaciones de Pearson donde se destaca una correlación del 80% entre las pruebas tradicionales. Por otro lado, de los resultados del videojuego el que más correlación presenta con las pruebas tradicionales fue la cantidad de objetivos en un 59.7% con la prueba de marcha y un 68% con el Timed Up and Go (TUG), que se asumieron como correlaciones moderadas y se analiza si dicha correlación es suficiente para aprobar la hipótesis. Además, también se presenta muy alta correlación (88.4%) entre los objetivos y la distancia recorrida en la prueba del videojuego, lo que podría indicar una redundancia de información en la aplicación de los modelos predictivos, por lo que se presentan 2 opciones, estudiar los modelos solo con una de las 2 variables o combinarlas, en este caso, se decidió hacer ambos análisis y compararlos creando una tercera variable llamada score, que es una multiplicación estandarizada de la distancia y objetivos obtenidos durante la prueba del videojuego.

TABLA IX CORRELACIÓN ENTRE LOS RESULTADOS DE LAS DIFERENTES PRUEBAS. **, SIGNIFICA QUE LA CORRELACIÓN TIENE UN NIVEL DE SIGNIFICANCIA MENOR A 0.01

PRUEBA	2MWT	TUG	DISTANCIA	OBJETIVOS	SCORE	
2MWT	Pearson	1	-.803**	.551**	.597**	.561**
	Sig. (2-tailed)		<.001	<.001	<.001	<.001
	N	42	42	42	42	42
TUG	Pearson	1	-.644**	-.680**	-.625**	
	Sig. (2-tailed)		<.001	<.001	<.001	
	N	42	42	42	42	
DISTANCIA	Pearson		1	.884**	.967**	
	Sig. (2-tailed)			<.001	<.001	
	N			42	42	
OBJETIVOS	Pearson			1	.951**	
	Sig. (2-tailed)				<.001	
	N				42	

3) Modelos predictivos

Como se observa en el resumen de resultados (TABLA VII y TABLA VIII), las pruebas de movilidad tradicionales presentan cierta diferencia, aunque estén muy correlacionadas, por lo que se decidió realizar los análisis estadísticos para ambas pruebas por separado. Además, teniendo en cuenta la alta correlación entre los objetivos y distancia obtenidos del videojuego (TABLA IX) se estudiaron modelos predictivos utilizando los objetivos y no la distancia, ya que es la que mayor correlación presentó y desde un punto de vista técnico se puede afirmar que el sujeto tuvo que recorrer mayor distancia para obtener una mayor cantidad de objetivos, por lo que esta variable contiene información inherente de la distancia recorrida.

En total se estudiaron 6 modelos predictivos, 4 de regresión logística multinomial donde en uno se utiliza la cantidad de objetivos como variable independiente para predecir los niveles de movilidad k según la prueba de marcha de 2 minutos y en otro el score como variable independiente. Lo mismo para predecir los niveles de movilidad k según la prueba Timed Up And Go, en uno usando los objetivos y en otro modelo el score. Por último, 2 modelos adicionales utilizando k means para agrupar según los objetivos y otra agrupación según el score. Finalmente, se evaluó la significancia predictiva de los modelos y al final se compararon para determinar el mejor (TABLA XXX). Para todos los análisis estadísticos que se presentan a continuación se tomó un nivel de significancia del 5% ($\alpha=0.05$) para la toma de decisiones de aprobación o rechazo de hipótesis.

a) *Regresión logística multinomial con la prueba de marcha de 2 minutos utilizando objetivos como variable independiente*

En la TABLA X se muestra la comparación utilizando la prueba de razón de verosimilitud (-2 LOG LIKELIHOOD) entre el modelo con las variables independientes y sin ellas donde el modelo con menor valor se considera mejor [83], también se realiza un análisis chi cuadrado donde la hipótesis nula es que no existe una diferencia significativa entre ambos modelos, con un chi cuadrado de 14.392, 2 grados de libertad (DF) y un valor de significancia (SIG.) menor a 0.05 se puede rechazar dicha hipótesis y afirmar que el efecto de los objetivos es significativo en la clasificación del modelo [83].

TABLA X INFORMACIÓN DEL MODELO DE REGRESIÓN PARA PREDECIR EL NIVEL K DE LA PRUEBA DE MARCHA DE 2 MINUTOS CON LOS OBJETIVOS OBTENIDOS EN EL VIDEOJUEGO.

MODELO	-2 LOG LIKELIHOOD	CHI-SQUARE	DF	SIG.
SOLO INTERCEPTO	64.234			
FINAL	49.843	14.392	2	<.001

Sin embargo, una mirada al efecto de la variable para cada categoría predicha (TABLA XI), tomando como hipótesis nula que el efecto de la variable es 0 [83], nos muestra que los objetivos distinguen el nivel K4 del nivel K2 según la prueba de marcha de 2 minutos con un valor del test de Wald de 8.148 y un valor de significancia menor a 0.05, pero no tanto entre la categoría K4 y K3, donde el test de Wald muestra cierta diferencia de la hipótesis nula (2.366) pero con un nivel de significancia de 0.124.

TABLA XI PARÁMETROS DEL MODELO DE REGRESIÓN PARA CATEGORÍAS K SEGÚN LA PRUEBA DE MARCHA DE 2 MINUTOS CON LOS OBJETIVOS OBTENIDOS EN EL VIDEOJUEGO. a. CATEGORÍA DE REFERENCIA: K4.

Nivel K 2MWT ^a	β	Std. Error	Wald	df	Sig.	Exp(β)	
K2	Intercepto	8.284	3.032	7.466	1	.006	
	Objetivos	-.467	.164	8.148	1	.004	.627
K3	Intercepto	4.662	2.751	2.872	1	.090	
	Objetivos	-.215	.140	2.366	1	.124	.807

Por otro lado, los coeficientes (β) que acompañan la variable en el modelo siendo negativos indican una relación inversa entre la probabilidad de quedar en una categoría y los objetivos obtenidos en la prueba del videojuego, es decir, a mayor cantidad de conos, menor es la probabilidad de caer en la categoría K2, también, se observa que ese efecto inverso disminuye en la categoría K3, por lo que también tiene una relación inversa pero con menor peso, dando a

entender que a mayor cantidad de objetivos alcanzados por un usuario menor es la probabilidad de caer en categorías bajas, una conclusión que favorece bastante la hipótesis que se quiere probar.

De manera general gracias a la prueba de Pearson y Desvianza (TABLA XII) se puede afirmar que el modelo es un buen predictor de las categorías K según la prueba de marcha de 2 minutos. En esta prueba, la hipótesis nula es que los valores predichos del modelo no difieren de los observados y al obtener un valor de significancia de 0.215 y 0.220 en ambas pruebas, no se puede rechazar dicha hipótesis, por lo tanto, es un buen modelo de predicción.

TABLA XII EFECTO DE LAS VARIABLES DEL MODELO DE REGRESIÓN PARA PREDECIR EL NIVEL K DE LA PRUEBA DE MARCHA DE 2 MINUTOS CON LOS OBJETIVOS OBTENIDOS EN EL VIDEOJUEGO.

	CHI-SQUARE	DF	SIG.
PEARSON	35.803	30	.215
DESVIANZA	35.636	30	.220

Finalmente, una comparativa entre las categorías predichas por el modelo y las observadas se muestran en la TABLA XIII, con un porcentaje de acierto total del 54.8% pero el análisis de aciertos se realiza más adelante cuando se compare con los resultados de los otros modelos.

TABLA XIII PORCENTAJE DE ACIERTOS DEL MODELO PREDICHO CONTRA LOS VALORES OBSERVADOS DE LAS CATEGORÍAS K SEGÚN LA PRUEBA DE MARCHA DE 2 MINUTOS CON LOS OBJETIVOS OBTENIDOS EN EL VIDEOJUEGO.

OBSERVADO	PREDICHO REGRESIÓN LOGÍSTICA USANDO OBJETIVOS			
	K2	K3	K4	PORCENTAJE ACIERTO
K2 (según 2MWT)	5	6	1	41.7%
K3 (según 2MWT)	2	14	3	73.7%
K4 (según 2MWT)	1	6	4	36.4%
PORCENTAJE TOTAL	19.0%	61.9%	19.0%	54.8%

b) Regresión logística multinomial con la prueba de marcha de 2 minutos utilizando el Score como variable independiente

De manera similar al análisis realizado en la Regresión logística multinomial con la prueba de marcha de 2 minutos utilizando objetivos como variable independiente, de la TABLA XIV se puede afirmar que el Score tiene influencia significativa en la predicción de las categorías K según la prueba de caminata de 2 minutos con un Chi cuadrado de 13.8 y valor de significancia menor a 0.05 rechazando la hipótesis nula de que la ecuación con y sin el efecto del score son iguales.

TABLA XIV INFORMACIÓN DEL MODELO DE REGRESIÓN PARA PREDECIR EL NIVEL K DE LA PRUEBA DE MARCHA DE 2 MINUTOS CON EL SCORE OBTENIDO EN EL VIDEOJUEGO.

	-2 LOG LIKELIHOOD	CHI-SQUARE	DF	SIG.
SOLO INTERCEPTO	89.684			
FINAL	75.885	13.800	2	.001

Al igual que con los objetivos, el Score presenta una relación inversa con las categorías K (TABLA XV) indicando que, a mayor Score, menor es la probabilidad de caer en categorías de bajo nivel de movilidad. A diferencia del modelo de predicción con los objetivos del videojuego, el Score parece ser más capaz de distinguir a las personas de categoría K3 y K4, sin embargo, no al nivel de significancia seleccionado para este estudio.

TABLA XV PARÁMETROS DEL MODELO DE REGRESIÓN PARA CATEGORÍAS K SEGÚN LA PRUEBA DE MARCHA DE 2 MINUTOS CON EL SCORE OBTENIDO EN EL VIDEOJUEGO. a.CATEGORÍA DE REFERENCIA: K4.

K level 2MWT^a	β	Std. Error	Wald	df	Sig.	Exp(β)
K2	Intercepto	.096	.562	.029	1	.864
	Score	-1.960	.654	8.969	1	.003
K3	Intercepto	.901	.475	3.597	1	.058
	Score	-.903	.530	2.904	1	.088

De nuevo la prueba de Pearson y Desvianza (TABLA XVI) confirma que las categorías predichas por el modelo no difieren de manera significativa de las observadas.

TABLA XVI EFECTO DE LAS VARIABLES DEL MODELO DE REGRESIÓN PARA PREDECIR EL NIVEL K DE LA PRUEBA DE MARCHA DE 2 MINUTOS CON EL SCORE OBTENIDO EN EL VIDEOJUEGO.

	CHI-SQUARE	DF	SIG.
PEARSON	81.659	80	.427
DESVIANZA	75.885	80	.610

A pesar de que el modelo de predicción usando el Score obtuvo mejores resultados que los objetivos del videojuego, el porcentaje de acierto (TABLA XVII), es el mismo (54.8%).

TABLA XVII PORCENTAJE DE ACIERTOS DEL MODELO PREDICHO CONTRA LOS VALORES OBSERVADOS DE LAS CATEGORÍAS K SEGÚN LA PRUEBA DE MARCHA DE 2 MINUTOS CON EL SCORE OBTENIDO EN EL VIDEOJUEGO.

OBSERVADO	PREDICHO REGRESIÓN LOGÍSTICA USANDO SCORE			
	K2	K3	K4	PORCENTAJE ACIERTO
K2 (según 2MWT)	5	7	0	41.7%
K3 (según 2MWT)	2	14	3	73.7%
K4 (según 2MWT)	1	6	4	36.4%
PORCENTAJE TOTAL	19.0%	64.3%	16.7%	54.8%

c) *Regresión logística multinomial con la prueba Timed Up and GO utilizando objetivos como variable independiente*

Siguiendo la línea de análisis de las anteriores secciones, el modelo predictor de las categorías K según la prueba Timed Up and Go presenta que los objetivos obtenidos en el videojuego alteran de manera significativa la clasificación final (TABLA XVIII) y que los valores predichos no difieren de manera significativa de los observados; sin embargo, en el análisis del efecto de la variable sobre cada categoría (TABLA XIX), es posible darse cuenta que el modelo tiene poca capacidad para distinguir a los sujetos de las categorías K3 y K4 de movilidad con un valor Wald conteniendo el 0 (0.854) y un nivel de significancia muy por encima de 0.05 (0.355). Esto se confirma en el resumen de clasificación de valores observados vs predichos (TABLA XXI) donde el porcentaje de acierto fue del 23.1%.

TABLA XVIII INFORMACIÓN DEL MODELO DE REGRESIÓN PARA PREDECIR EL NIVEL K DE LA PRUEBA TIMED UP AND GO CON LOS OBJETIVOS OBTENIDOS EN EL VIDEOJUEGO.

	-2 LOG LIKELIHOOD	CHI-SQUARE	DF	SIG.
SOLO INTERCEPTO	61.444			
FINAL	48.520	12.925	2	.002

TABLA XIX PARÁMETROS DEL MODELO DE REGRESIÓN PARA CATEGORÍAS K SEGÚN LA PRUEBA TIMED UP AND GO CON LOS OBJETIVOS OBTENIDOS EN EL VIDEOJUEGO. a.CATEGORÍA DE REFERENCIA: K4.

K level TUG^a	β	Std. Error	Wald	df	Sig.	Exp(β)
K2						
Intercepto	6.051	2.356	6.596	1	.010	
Objetivos	-.365	.132	7.614	1	.006	.694
K3						
Intercepto	1.878	2.287	.674	1	.412	
Objetivos	-.110	.119	.854	1	.355	.896

TABLA XX EFECTO DE LAS VARIABLES DEL MODELO DE REGRESIÓN PARA PREDECIR EL NIVEL K DE LA PRUEBA TIMED UP AND GO CON LOS OBJETIVOS OBTENIDOS EN EL VIDEOJUEGO.

	CHI-SQUARE	DF	SIG.
PEARSON	30.366	30	.447
DESVIANZA	30.965	30	.417

TABLA XXI PORCENTAJE DE ACIERTOS DEL MODELO PREDICHO CONTRA LOS VALORES OBSERVADOS DE LAS CATEGORÍAS K SEGÚN LA PRUEBA TIMED UP AND GO (TUG) CON LOS OBJETIVOS OBTENIDOS EN EL VIDEOJUEGO.

OBSERVADO	PREDICHO REGRESIÓN LOGÍSTICA USANDO OBJETIVOS			
	K2	K3	K4	Porcentaje acierto
K2 (según TUG)	8	3	2	61.5%
K3 (según TUG)	2	3	8	23.1%
K4 (según TUG)	4	1	11	68.8%
Porcentaje total	33.3%	16.7%	50.0%	52.4%

d) *Regresión logística multinomial con la prueba Timed Up and GO utilizando el Score como variable independiente*

Similar al caso anterior, el modelo parece predecir bien las categorías de movilidad K según la prueba Timed Up and Go utilizando el Score como variable independiente (TABLA XXII) sin embargo en un análisis más detallado (TABLA XXIII) se nota poca capacidad de distinguir entre las categorías K3 y K4 con un valor Wald de 2.149 pero un nivel de significancia mayor a 0.05 (0.143) y nada más acertando un 7.7% de los casos observados en la categoría K3.

TABLA XXII INFORMACIÓN DEL MODELO DE REGRESIÓN PARA PREDECIR EL NIVEL K DE LA PRUEBA TIMED UP AND GO CON EL SCORE OBTENIDO EN EL VIDEOJUEGO.

	-2 LOG LIKELIHOOD	CHI-SQUARE	DF	SIG.
SOLO INTERCEPTO	91.864			
FINAL	78.331	13.534	2	.001

TABLA XXIII PARÁMETROS DEL MODELO DE REGRESIÓN PARA CATEGORÍAS K SEGÚN LA PRUEBA TIMED UP AND GO EL SCORE OBTENIDO EN EL VIDEOJUEGO. a.CATEGORÍA DE REFERENCIA: K4.

K LEVEL TUG ^a	B	STD. ERROR	WALD	DF	SIG.	EXP(B)
K2 INTERCEPTO	-0.32	0.476	0.45	1	0.5	
SCORE	-1.71	0.569	9.02	1	0	0.181
K3 INTERCEPTO	0.013	0.416	0	1	0.97	
SCORE	-0.71	0.482	2.15	1	0.14	0.494

TABLA XXIV EFECTO DE LAS VARIABLES DEL MODELO DE REGRESIÓN PARA PREDECIR EL NIVEL K DE LA PRUEBA TIMED UP AND GO EL SCORE OBTENIDO EN EL VIDEOJUEGO.

	CHI-SQUARE	DF	SIG.
PEARSON	82.501	80	0.4
DESVIANZA	78.331	80	0.53

TABLA XXV PORCENTAJE DE ACIERTOS DEL MODELO PREDICHO CONTRA LOS VALORES OBSERVADOS DE LAS CATEGORÍAS K SEGÚN LA PRUEBA TIMED UP AND GO (TUG) CON EL SCORE OBTENIDO EN EL VIDEOJUEGO.

OBSERVADO	PREDICHO REGRESIÓN LOGÍSTICA USANDO SCORE			Porcentaje Acierto
	K2	K3	K4	
K2 (según TUG)	8	2	3	61.50%
K3 (según TUG)	4	1	8	7.70%
K4 (según TUG)	2	3	11	68.80%
Porcentaje total	33.30%	14.30%	52.40%	47.60%

e) *Clasificación utilizando k-means*

Antes de realizar el agrupamiento por K-means es necesario que los 3 grupos que se quieren agrupar sean realmente distinguibles para las variables independientes. Una agrupación jerárquica representada en un dendrograma es suficiente para este propósito y como se observa en el dendrograma de la Fig. 61 al agrupar participantes por la cantidad de objetivos obtenidos en el juego y el dendrograma de la Fig. 62 al agrupar por score, es posible distinguir 3 categorías según el desempeño en la prueba.

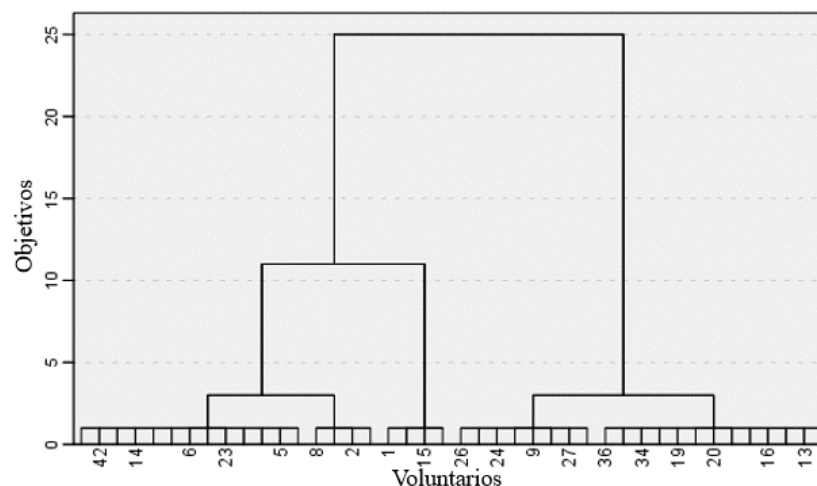


Fig. 61. Dendrograma usando enlace Ward para los objetivos obtenidos en el videojuego.

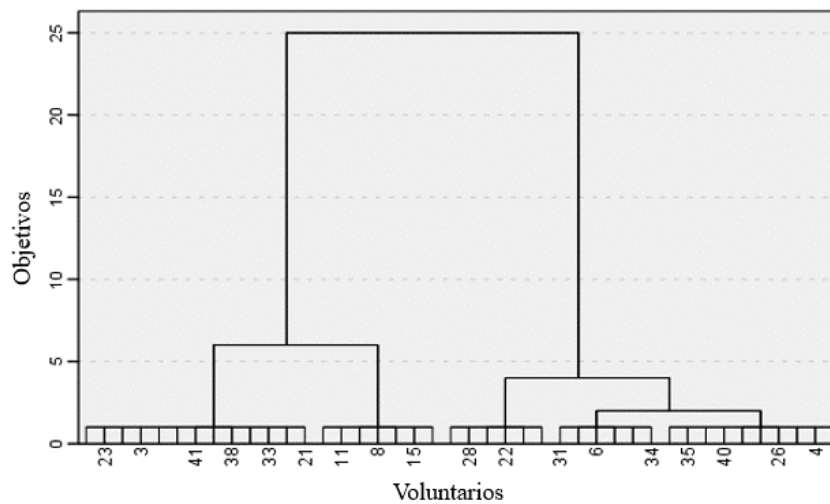


Fig. 62. Dendrograma usando enlace Ward para el Score obtenido en el videojuego.

El resultado del agrupamiento por k means para los objetivos obtenidos en el videojuego ubica los centros como se muestra en la TABLA XXVI y para el Score en la TABLA XXVII y un resumen de la cantidad de sujetos por grupo en la TABLA XXVIII y TABLA XXIX. Como la agrupación se hizo de menor a mayor, conformando el grupo 1 con la cantidad de objetivos o Score más baja y el 3 la más alta y teniendo en cuenta la hipótesis de estudio, se tomaron el grupo 1 como K2, grupo 2 como K3 y grupo 3 como K4 para ambas variables (Fig. 63 y Fig. 64) un análisis más profundo de los resultados y la comparación de grupos predichos vs observados se realizará en la siguiente sección.

TABLA XXVI CENTRO DE LOS GRUPOS POR OBJETIVOS.

	GRUPO		
	1	2	3
OBJETIVOS	9	17	22

TABLA XXVII CENTRO DE LOS GRUPOS POR SCORE.

	GRUPO		
	1	2	3
SCORE	-1.55280	-.19896	1.00022

TABLA XXVIII NÚMERO DE CASOS POR GRUPO DE LA AGRUPACIÓN K MEANS POR OBJETIVOS OBTENIDOS EN EL VIDEOJUEGO.

	CANTIDAD	
	1	6
GRUPO	2	21
	3	15
VÁLIDO	42	

TABLA XXIX NÚMERO DE CASOS POR GRUPO DE LA AGRUPACIÓN K MEANS POR SCORE OBTENIDO EN EL VIDEOJUEGO.

	CANTIDAD	
	1	8
GRUPO	2	18
	3	16
VÁLIDO	42	

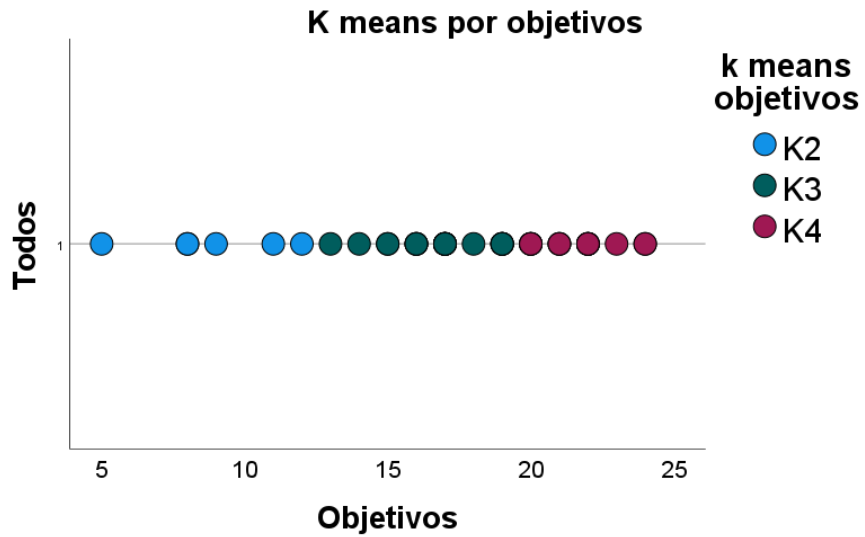


Fig. 63. Agrupación k means de los sujetos según los objetivos obtenidos en el videojuego.

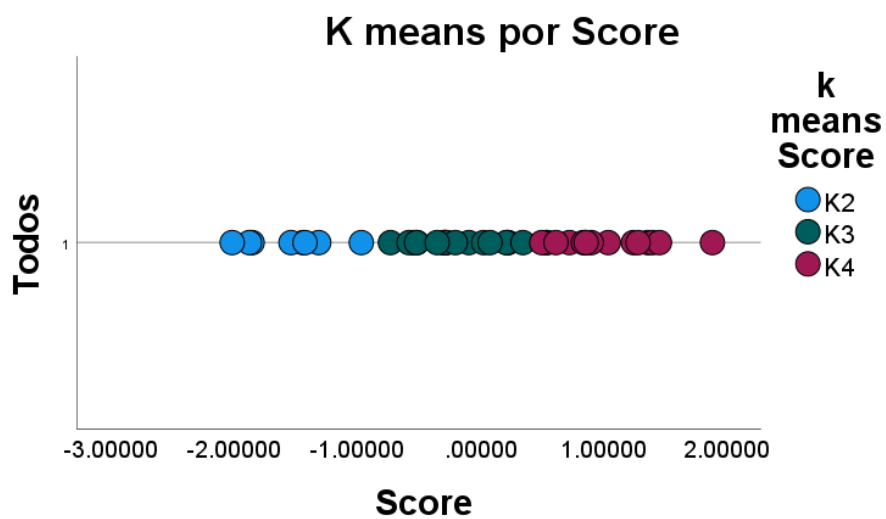


Fig. 64. Agrupación k means de los sujetos según el Score obtenido en el videojuego.

4) Comparación de modelos

En las secciones donde se analiza la regresión logística multinomial con la prueba Timed Up And GO utilizando el Score y los objetivos como variables independientes se encontró que el modelo de regresión logística no funciona muy bien para las categorías de nivel de movilidad según la prueba Timed Up Ang Go (TUG) por lo que en esta sección se compararn los resultados de los modelos de regresión con la prueba de marcha y la clasificación según k means en los niveles de movilidad según ambas pruebas. Para dicho propósito se utiliza la prueba de chi cuadrado en la variante de exactitud Fisher-Freeman-Halton, ya que varias celdas tienen menos de 5 ocurrencias, con el fin de determinar si existe una relación entre los casos predichos y observados para cada modelo y seleccionar el más preciso con ayuda del coeficiente de contingencia. Lo que se busca es que en la prueba chi cuadrado haya relación entre los modelos y el nivel k de las pruebas tradicionales con un nivel de significancia menor a 0.05 y el mayor coeficiente de asociación a través de la prueba V de Cramer, es decir los resultados del modelo que más se asocien a los datos observados con un nivel de significancia de 0.05, en este caso se calcula el coeficiente V de Cramer porque la matriz que forman los datos a comparar es 3x3 (los 3 niveles de movilidad) [87] y se espera que sea mayor a 0.35 indicando una alta asociación [88]. A continuación, se presenta en la TABLA XXX el resumen de las comparaciones.

TABLA XXX RESUMEN DE RELACIÓN ENTRE EL NIVEL K DE MOVILIDAD PREDICHO POR LOS MODELOS Y LOS DATOS POR LAS PRUEBAS TRADICIONALES.

		NIVEL K 2MWT			NIVEL K TUG		
		K2	K3	K4	K2	K3	K4
NIVEL K 2MWT (estándar)	K2	12	0	0	12	0	0
	K3	0	19	0	1	12	6
	K4	0	0	11	0	1	10
NIVEL K TUG (estándar)	K2	12	1	0	13	0	0
	K3	0	12	1	0	13	0
	K4	0	6	10	0	0	16
NIVEL K REGRESIÓN 2MWT CON OBJETIVOS (juego)	K2	5	2	1	5	1	2
	K3	6	14	6	7	11	8
	K4	1	3	4	1	1	6
	FISHER EXACT TEST	6.605					
FISHER SIG.	0.138						
CRAMER'S V	0.306						
SIG. CRAMER'S V	0.094						

NIVEL K REGRESIÓN 2MWT CON SCORE (juego)	K2	5	2	1	5	1	2	
	K3	7	14	6	8	11	8	
	K4	0	3	4	0	1	6	
	FISHER EXACT TEST	8.256						
	FISHER SIG.	0.060						
	CRAMER'S V	0.338						
	SIG. CRAMER'S V	0.043						
K MEANS OBJETIVOS (juego)	K2	5	1	0	5	1	0	
	K3	6	10	5	7	6	8	
	K4	1	8	6	1	6	8	
	FISHER EXACT TEST	10.859			11.291			
	FISHER SIG.	0.019			0.014			
	CRAMER'S V	0.391			0.382			
	SIG. CRAMER'S V	0.010			0.013			
K MEANS SCORE (juego)	K2	5	2	1	5	1	2	
	K3	6	10	2	7	7	4	
	K4	1	7	8	1	5	10	
	FISHER EXACT TEST	11.926			11.109			
	FISHER SIG.	0.013			0.019			
	CRAMER'S V	0.392			0.368			
	SIG. CRAMER'S V	0.010		0.019				

5) Encuesta de usabilidad

Aunque la encuesta de usabilidad fue diseñada para probar el funcionamiento del sistema, algunas respuestas de los usuarios finales aportan información importante sobre el uso del videojuego. Por ejemplo, en la introducción se menciona como parte del problema la dificultad del desplazamiento a los centros médicos para el desarrollo de las actividades de rehabilitación [16], pero ¿qué tanta aceptación tendría un mecanismo como el diseñado para ser usado desde el hogar?, parte importante de la respuesta radica en la dificultad de uso, sin embargo, los usuarios reportaron la interacción con el sistema mayormente natural (Fig. 65, Fig. 66, Fig. 67).

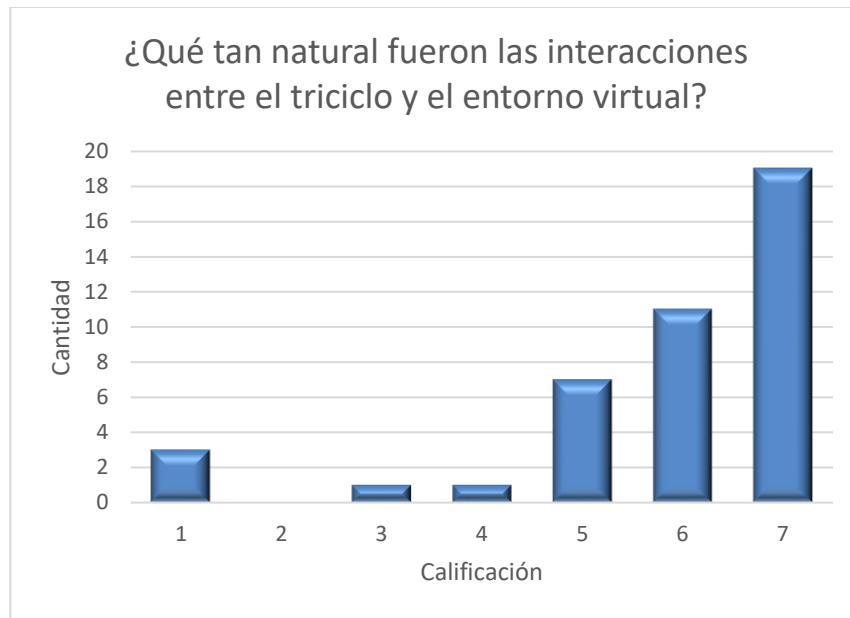


Fig. 65. Respuestas a la encuesta de inmersión.

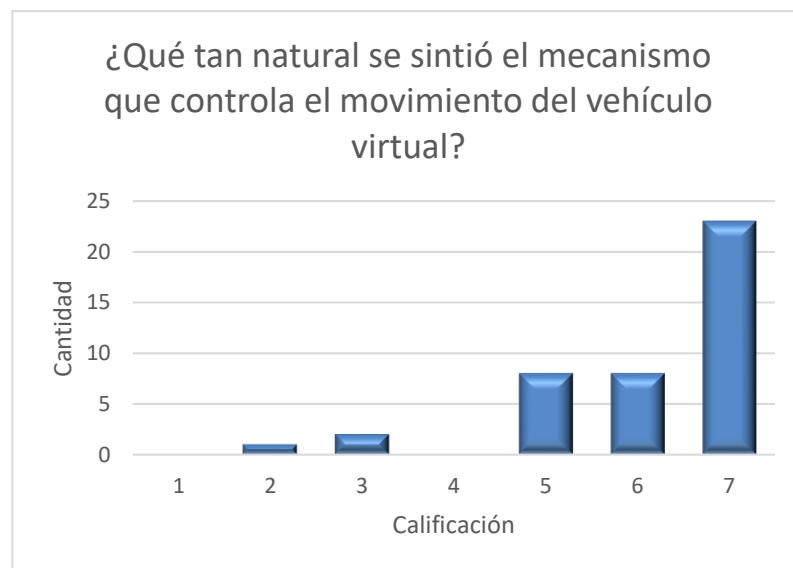


Fig. 66. Respuestas a la encuesta de inmersión.



Fig. 67. Respuestas a la encuesta de inmersión.

En cuanto a la realidad virtual, se nombraba la falta de información vestibular en entornos muy realistas lo que producía mareo [61], con el nivel gráfico implementado en el videojuego, muchos usuarios reportaron alta retroalimentación, lo cual contribuyó en gran medida a que los usuarios no sintieran mareo (Fig. 68, Fig. 69).

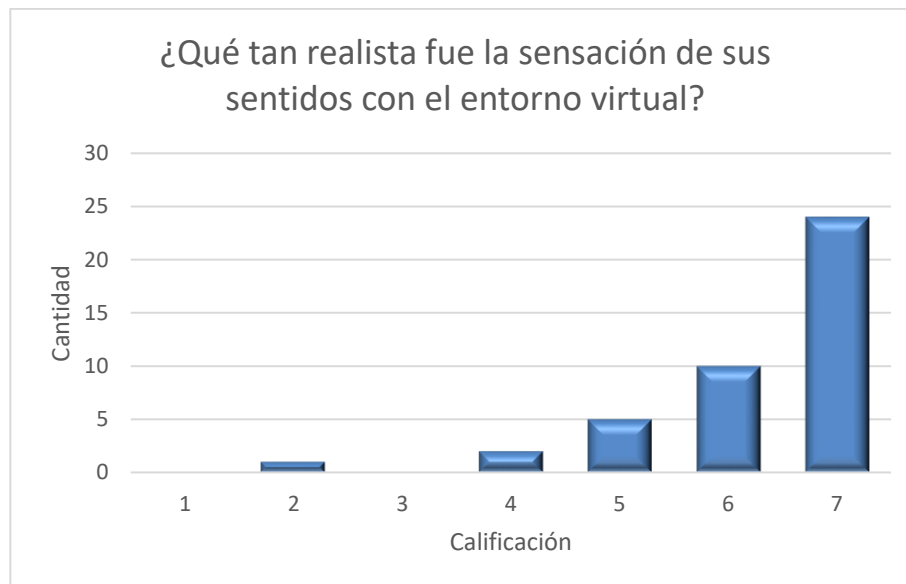


Fig. 68. Respuestas a la encuesta de inmersión.



Fig. 69. Respuestas a la encuesta de inmersión.

Otro determinante para la adopción masiva de un sistema de realidad virtual sería el mareo que este produce, pero los resultados obtenidos sugieren que con la tecnología actual y las técnicas implementadas mencionadas en el marco teórico de la sección A, se pudo evitar, solo 4 personas de 46 no fueron capaces de terminar el juego y solo 3 de los voluntarios reportaron altos niveles de nauseas luego del tutorial, cuya cifra disminuyó a sólo una persona al finalizar el experimento (Fig. 70, Fig. 71).

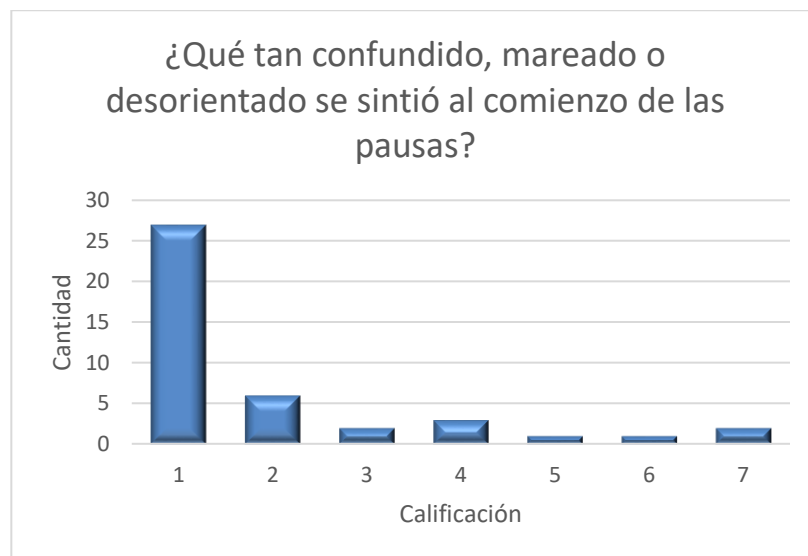


Fig. 70. Respuestas a la encuesta de inmersión.

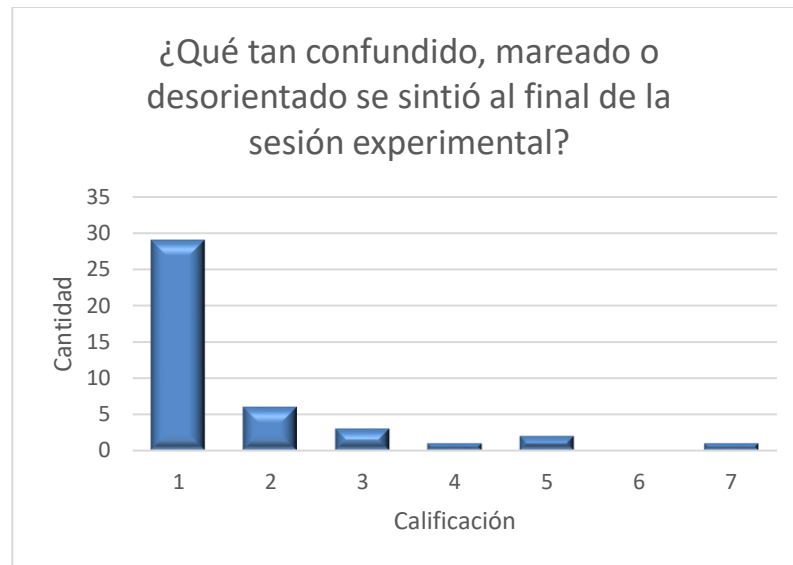


Fig. 71. Respuestas a la encuesta de inmersión.

E. Discusión

El interés de este estudio incluye el uso de realidad virtual en el videojuego como medio de diagnóstico de movilidad, por esto y porque fueron sólo 4 usuarios de 46 que no pudieron continuar la prueba por culpa de las náuseas, se optó por retirarlos del análisis. Sin embargo, se les permitió terminar las pruebas en un monitor de manera recreativa y lo que se observó en la jugabilidad fue una falta de control ya que el usuario se salía con frecuencia, evidentemente más de lo que lo hizo usando la realidad virtual, además, fue claro que era incapaz de percibir la velocidad del vehículo ya que se le dificultaba el control en las curvas. El resultado en su desempeño de igual forma hubiera polarizado los resultados ya que el uso o no de la realidad virtual sería una nueva variable a tener en cuenta en el análisis estadístico pero 4 personas es muy poco para algunos modelos estadísticos, por ejemplo, se recomienda para la regresión logística mínimo 10 a 20 casos por variable [83].

Dada la naturaleza del sistema diseñado se tomó la decisión de comparar los resultados del videojuego con pruebas de diagnóstico aplicadas y no tipo cuestionarios, por lo general dichas pruebas no distinguen niveles de movilidad K1 y K0 [80], [89] ya que estos usuarios se consideran sin movilidad. Sin embargo, se encontró diferencias en la clasificación K de algunos usuarios usando estos métodos estandarizados, lo que obligó a dividir la investigación para analizar estadísticamente la relación del resultado del videojuego con cada prueba tradicional por separado. Por ejemplo, en la parte superior de la TABLA XXX se observa que un usuario fue clasificado como K4 por la prueba 2MWT mientras que la prueba TUG lo clasificó como K3. De igual forma,

seis (6) usuarios fueron clasificados como K3 por la prueba 2MWT mientras que la prueba TUG los clasificó como K4, probablemente debido a que los músculos y habilidades necesarios en cada prueba son diferentes

A la pregunta de investigación ¿es posible que un videojuego incorporado en un sistema construido para la realización de ejercicios de rehabilitación de personas con prótesis de miembro inferior sirva como método de evaluación objetiva de la movilidad? Se encuentra que la respuesta es si ya que existe una alta correlación entre los niveles k predichos por el 2MWT, los predichos por el TUG y los predichos por el videojuego (TABLA XXX).

Ya que la relación fue positiva, para determinar el modelo que mejor se ajusta, una mirada profunda a la cantidad de sujetos categorizados incorrectamente por ambos modelos (TABLA XXX) se encuentra que la agrupación por objetivos no presentó ningún caso en el que un sujeto con nivel de movilidad K4 según las pruebas tradicionales quedara en K2 según los resultados del videojuego. Este hecho es realmente importante ya que sería difícil de explicar el motivo, podría deberse a que la persona encontró mucha dificultad a la hora de jugar y por eso obtuvo una calificación muy baja independiente de la capacidad de pedaleo; sin embargo, el tutorial y el tiempo de adaptación fueron implementados para evitar este problema y durante las pruebas se les permitió a todos los usuarios practicar en el tutorial hasta que fueran capaces de controlar el vehículo.

El caso contrario, es decir que un sujeto con movilidad K2 según pruebas estandarizadas quedara clasificado como K4 según su desempeño en el videojuego, lo cual ocurrió sólo una ocasión para ambas pruebas, si era de esperarse ya que como se mencionó antes, es bien conocido que una de las dificultades que tienen los usuarios de prótesis de miembro inferior está relacionada a la confianza para depositar el peso completo del cuerpo sobre la prótesis, lo que dificulta actividades como caminar o permanecer de pie [8], [9], pero esa dificultad no la tienen en el triciclo reclinado, por lo que es probable que sientan más confianza y seguridad en la acción de pedalear. Otro motivo, soportado por la literatura, que permite explicar dicho resultado es que el simple hecho de estar jugando, incluso de manera virtual, puede generar una motivación que incentiva la realización de actividad física al punto de prolongar el tiempo del ejercicio y mejorar el desempeño [26], [27], [58], [90].

Por dichos motivos y con valores de significancia de la prueba de chi cuadrado menores a 0.05, altos valores en la prueba V de Cramer que indican alta asociación, también con valores de

significancia menores a 0.05, con respecto al nivel de movilidad según la prueba de marcha de 2 minutos y el Timed Up And Go (TABLA XXX), el modelo óptimo para realizar la clasificación de sujetos según su condición de movilidad fue la agrupación por k means según los objetivos (conos) obtenidos en la prueba del videojuego. Al comparar el único estudio que se encontró que relaciona un videojuego con una prueba de movilidad estandarizada donde el videojuego era muy básico sin realidad virtual, con una interfaz de usuario tradicional en un monitor y un mecanismo de interacción que solo requería un movimiento específico del pie [32], con los resultados de este proyecto, donde el mecanismo de interacción con el juego es complejo, se requiere cierto nivel de habilidad o coordinación y se usa realidad virtual para la sensación de inmersión, se encuentra que existe el mismo resultado en cuanto a la relación entre el puntaje del videojuego y el nivel de movilidad k del usuario, permitiendo interpretar que las características adicionales implementadas en el presente estudio no limitan la capacidad predictiva del nivel de movilidad k que puede realizarse con un videojuego. Sin embargo, estas características añadidas pueden proveer un mecanismo de mayor motivación que permita mantener al usuario por más tiempo utilizando el sistema permitiendo tener sesiones de rehabilitación más prolongadas antes de llegar al agotamiento físico y reduciendo los tiempos totales del plan [58], [59]. Adicionalmente, pueden proveer un mecanismo para mejorar la coordinación del movimiento de las piernas y prótesis.

VI. CONCLUSIONES Y TRABAJO FUTURO

El funcionamiento de los sensores fisiológicos se consideró una de las etapas más delicadas del proyecto debido a que dependen del ajuste adecuado que se haga al sistema y al sujeto que realiza la prueba. Por lo tanto, para replicar un prototipo como estos es necesario adecuar dichos sistemas de sensado a su punto óptimo antes de la integración. Por otro lado, el sistema demostró que puede ser usado como elemento para el entrenamiento físico ya que no presentó mayores inconvenientes en su uso, ni siquiera para los usuarios con amputación bilateral ni transfemoral, además, según la encuesta realizada, los voluntarios mostraron gran entusiasmo y predisposición durante las pruebas debido al videojuego y el uso de la realidad virtual, sin embargo, es necesario un estudio con más sesiones para determinar si dicho entusiasmo se mantiene en el tiempo y si efectivamente mejora la predisposición a realizar los ejercicios durante la rehabilitación.

La velocidad en la comunicación entre el dispositivo de control y el videojuego debe ser en lo posible inferior a los 50 milisegundos para facilitar la jugabilidad y evitar el mareo por latencia

como se mencionó en el marco teórico de la sección A, sin embargo, a pesar de que algunos voluntarios reportaron sentir un leve retraso de la imagen según la encuesta de inmersión, este no produjo mareo ni afectó significativamente el uso del juego, los usuarios lograron adaptarse al punto de sentirlo como algo natural del dispositivo como se identificó en las respuestas a la encuesta de inmersión de la sección 5) y 5).

El sistema permitió la participación y análisis de movilidad de personas con todo tipo de amputación de miembro inferior. Tanto voluntarios con amputación transtibial y transfemoral, en una o ambas piernas, pudieron pedalear en el triciclo y desarrollar la prueba completa del videojuego serio de realidad virtual jugando 3 minutos en la prueba con puntajes y con tiempos de adaptación alrededor de los 5 minutos. Los 4 usuarios que no pudieron completar la prueba fueron aquellos que sufrieron altos niveles de mareo, pero ningún caso debido al uso del dispositivo con el videojuego. En este aspecto independiente del tipo de amputación, algunas personas perdían el contacto con el pedal durante el pedaleo, lo cual se solucionó amarrando el pie protésico al pedal. De manera empírica parece ser que esto ocurría en menor cantidad en personas acostumbradas a montar en bicicleta con la prótesis, sin embargo, un estudio más profundo debe realizarse para probar esta afirmación. El hecho de que solo algunos usuarios perdieran contacto con el pedal del lado de la prótesis sugiere que puede estar ligado a un mal manejo de esta o un balanceo lateral pronunciado en la aplicación de fuerzas, un estudio con mayor profundidad podría relacionar el pedaleo con la aplicación de fuerzas laterales que puedan afectar una correcta deambulación.

Se logró demostrar que no es necesario un juego hiperrealista, con texturas y modelos de alta calidad, para conseguir una alta inmersión, como lo reportaron los usuarios en la encuesta de inmersión en las secciones 5) y 5), por lo que juegos de este estilo deberían centrar esfuerzos en el rendimiento, motivación y jugabilidad.

Uno de los beneficios que se apreció en las pruebas usando realidad virtual es que el control del vehículo era más fácil que cuando se probaba sin esta. A los 4 usuarios que no pudieron usar la realidad virtual, sino que usaron simplemente una pantalla se les notó una disminución en la capacidad para controlar el vehículo virtual ya que se salían con más frecuencia de la pista y giraban más o menos de lo necesario en las curvas. Esto se puede atribuir a que en la realidad virtual hay una apreciación del espacio tridimensional, permitiendo el cálculo de distancias y percepción de velocidad como en la vida real, sin embargo, es necesario un estudio con más

usuarios y que capture métricas relacionadas, por ejemplo, las veces que el usuario se sale de la pista, para poder comparar los resultados objetivamente.

Como las condiciones de la prueba fueron siempre las mismas se puede concluir que el mareo reportado independiente si lo sintieron desde el principio o al final de las pruebas depende de cada persona, pero se puede investigar a fondo con más participantes para tratar de encontrar algún factor que esté relacionado con la sensación de mareo que no se haya analizado en el presente trabajo. Los resultados sugieren que no es algo de costumbre ya que algunas personas que se marearon no eran nuevas en la realidad virtual y otras que la probaron por primera vez no se marearon, como se mencionó en el marco teórico de la sección A, existen muchos factores que pueden causar el mareo y es un tema que sigue siendo tema de estudio.

Es posible utilizar los resultados de un videojuego, ya sea que incluya realidad virtual o no, y que involucra la realización de ejercicios relacionados a los que se hace en una rehabilitación, para determinar el nivel de movilidad de las personas, estos videojuegos pueden incluir mecánicas e interacciones complejas diferentes a las requeridas para la utilización eficaz de una prótesis de miembro inferior y pueden llegar a ser usadas como un estándar ya que como se observó en este trabajo, las pruebas tradicionales no siempre coinciden en los resultados y aun así son ampliamente utilizadas en el ámbito clínico.

La realidad virtual no fue un impedimento en la realización de los ejercicios, por el contrario, los especialistas involucrados en el proceso sugieren que es una buena técnica para fomentar la propiocepción del nuevo miembro, sin embargo, se sugiere un estudio longitudinal sobre los beneficios del uso de realidad virtual ya que como menciona Tyler Rose et. Al. [31], es necesario que estos beneficios sean estudiados a largo plazo con métodos de evaluación objetivos.

Apoyados en los resultados de la encuesta de inmersión, la realidad virtual demostró ser un elemento que no solo aumenta la inmersión, mejorando los sistemas de retroalimentación, sino que también es una tecnología madura y que ha logrado superar muchos de los obstáculos para que pueda ser usado en estudios académicos y clínicos.

Con el objetivo de construir un dispositivo de entrenamiento que ayude en la investigación contra el abandono de la prótesis de miembro inferior, se hizo entrega al grupo de investigación GIBIC un triciclo reclinado instrumentado para el entrenamiento físico de piernas con un manual de usuario para la operación de la base de datos, la interfaz gráfica y la comunicación con tecnologías externas como videojuegos, un módulo de medición de ritmo cardiaco y respiratorio

capaz de conectarse a otros sistemas mediante una conexión UART y un videojuego de realidad virtual con su manual de usuario, para ser usado en la rehabilitación a través de un dispositivo de control, que motiva la realización del ejercicio, fomenta la propiocepción y arroja resultados a través de un modo de juego competitivo que pueden ser relacionados a niveles de movilidad estándar.

Con este dispositivo ya funcional y validado, es posible realizar estudios futuros recomendados en esta sección, cumpliendo con el objetivo de construir un mecanismo que sirva como base tecnológica en la investigación sobre rehabilitación, se sugiere también experimentos longitudinales que permitan evaluar hasta qué punto puede mejorar o reemplazar elementos de un plan de rehabilitación integral. Por la experiencia adquirida, es posible diseñar un experimento para probar si el sistema puede ser usado como un elemento de primer acercamiento a los usuarios nuevos de prótesis, para tratar de combatir problemas relacionados al temor de caerse al caminar y otro experimento para comprobar si la igualdad en la aplicación fuerzas que requiere el pedaleo en el triciclo reclinado ayuda a mejorar la distribución de peso al caminar o permanecer de pie y evitar problemas de salud derivados de la asimetría.

ANEXOS

- 1) *Software de visualización y configuración.pdf*
- 2) *Manual de usuario de videojuego tryke*
- 3) *Cuestionario de usabilidad e inmersión*
- 4) *Lista de materiales y costos*

BIBLIOGRAFÍA

- [1] Ministerio de Salud y Protección Social, *Guía de Práctica Clínica*. 2015.
- [2] DANE, “ESTADÍSTICAS 2015 - Discapacidad Colombia,” 2015. <http://www.discapacidadcolombia.com/index.php/estadisticas/185-estadisticas-2015> (accessed May 29, 2020).
- [3] Presidencia de la República de Colombia, “Estadísticas de víctimas.” <http://www.accioncontraminas.gov.co/Estadisticas/estadisticas-de-victimas> (accessed Nov. 12, 2020).
- [4] Mahavir Kmina, “Prótesis De Piernas Gratis | Antioquia | Mahavir Kmina.” <https://www.mahavirkmina.org/> (accessed Nov. 12, 2020).
- [5] N. LaRaia, “What are the some of the long-term physical effects of using or not using a prosthesis,” *inMotion*, vol. 20, 2010, Accessed: May 30, 2020. [Online]. Available: <https://www.amputee-coalition.org/resources/long-term-physical-effects/>.
- [6] K. González, J. Fuentes, and J. L. Márquez, “Physical inactivity, sedentary behavior and chronic diseases,” *Korean Journal of Family Medicine*, vol. 38, no. 3. Korean Journal of Family Medicine, pp. 111–115, May 01, 2017, doi: 10.4082/kjfm.2017.38.3.111.
- [7] T. R. osan. Chamlian, “Use of prostheses in lower limb amputee patients due to peripheral arterial disease,” *Einstein (Sao Paulo)*., vol. 12, no. 4, pp. 440–446, Oct. 2014, doi: 10.1590/S1679-45082014AO3132.
- [8] I. Dudkiewicz, R. Gabrielov, I. Seiv-Ner, G. Zelig, and M. Heim, “Evaluation of prosthetic usage in upper limb amputees.,” *Disabil. Rehabil.*, vol. 26, no. 1, pp. 60–3, Jan. 2004, doi: 10.1080/09638280410001645094.
- [9] L. Piazza, E. G. Ferreira, R. C. Minsky, G. K. W. Pires, and R. Silva, “Évaluation De L’Activité Physique Chez Les Amputés : Revue Systématique De La Littérature,” *Sci. Sport.*, vol. 32, no. 4, pp. 191–202, 2017, doi: 10.1016/j.scispo.2017.07.011.
- [10] M. A. Nunes, I. Campos-Neto, L. C. Ferraz, C. A. Lima, T. O. Rocha, and T. F. Rocha, “Adaptation to prostheses among patients with major lower-limb amputations and its association with sociodemographic and clinical data,” *Sao Paulo Med. J.*, vol. 132, no. 2, pp. 80–84, 2014, doi: 10.1590/1516-3180.2014.1322572.
- [11] B. Sayed Ahmed *et al.*, “Factors impacting participation in sports for children with limb absence: a qualitative study,” *Disabil. Rehabil.*, vol. 40, no. 12, pp. 1393–1400, 2018, doi:

- 10.1080/09638288.2017.1297496.
- [12] M. Espinosa and D. Nathan-Roberts, “Understanding Prosthetic Abandonment,” *Proc. Hum. Factors Ergon. Soc. Annu. Meet.*, vol. 63, no. 1, pp. 1644–1648, Nov. 2019, doi: 10.1177/1071181319631508.
- [13] V. Gil Chang, *Fundamentos de medicina de rehabilitación* /. Editorial UCR, 2007.
- [14] C. Prahm, I. Vujaklija, F. Kayali, P. Purgathofer, and O. C. Aszmann, “Game-Based Rehabilitation for Myoelectric Prosthesis Control,” *JMIR Serious Games*, vol. 5, no. 1, p. e3, Feb. 2017, doi: 10.2196/games.6026.
- [15] M. G. Rasmussen *et al.*, “Associations between Recreational and Commuter Cycling, Changes in Cycling, and Type 2 Diabetes Risk: A Cohort Study of Danish Men and Women,” *PLoS Med.*, vol. 13, no. 7, Jul. 2016, doi: 10.1371/journal.pmed.1002076.
- [16] S. Syed Thouheed Ahmed, K. Thanuja, N. S. Guptha, and S. Narasimha, “Telemedicine approach for remote patient monitoring system using smart phones with an economical hardware kit,” *2016 Int. Conf. Comput. Technol. Intell. Data Eng. ICCTIDE 2016*, Oct. 2016, doi: 10.1109/ICCTIDE.2016.7725324.
- [17] G. M. Colmenares and J. K. Nieto Aristizabal, “Multivariate Analysis of Adaptation Level in Low-Cost Lower Limb Prostheses: An Unsupervised Learning Approach,” *Commun. Comput. Inf. Sci.*, vol. 1431 CCIS, pp. 147–159, 2021, doi: 10.1007/978-3-030-86702-7_13/COVER.
- [18] W. Lee Childers, B. I. Prilutsky, and R. J. Gregor, “Motor adaptation to prosthetic cycling in people with trans-tibial amputation,” *J. Biomech.*, vol. 47, no. 10, pp. 2306–2313, Jul. 2014, doi: 10.1016/j.jbiomech.2014.04.037.
- [19] B. Dyer, “Cycling with an amputation: A systematic review.,” *Prosthet. Orthot. Int.*, vol. 40, no. 5, pp. 538–44, Oct. 2016, doi: 10.1177/0309364615610659.
- [20] A. Kerr, D. Rafferty, F. Moffat, and G. Morlan, “Specificity of recumbent cycling as a training modality for the functional movements; sit-to-stand and step-up,” *Clin. Biomech.*, vol. 22, no. 10, pp. 1104–1111, 2007, doi: 10.1016/j.clinbiomech.2007.06.006.
- [21] K. N. Bachus, A. L. DeMarco, K. T. Judd, D. S. Horwitz, and D. S. Brodke, “Measuring contact area, force, and pressure for bioengineering applications: using Fuji Film and TekScan systems,” *Med. Eng. Phys.*, vol. 28, no. 5, pp. 483–488, Jun. 2006, doi: 10.1016/J.MEDENGPHY.2005.07.022.

-
- [22] E. Marenzi, R. Lombardi, G. M. Bertolotti, A. Cristiani, and B. Cabras, “Design and development of a novel capacitive sensor matrix for measuring pressure distribution,” in *2012 IEEE Sensors Applications Symposium, SAS 2012 - Proceedings*, 2012, pp. 249–254, doi: 10.1109/SAS.2012.6166282.
- [23] E. Marenzi, G. M. Bertolotti, F. Leporati, and G. Danese, “Capacitive sensors matrix for interface pressure measurement in clinical, ergonomic and automotive environments,” in *Proceedings - 16th Euromicro Conference on Digital System Design, DSD 2013*, 2013, pp. 803–806, doi: 10.1109/DSD.2013.123.
- [24] S. Kaptein, J. H. B. Geertzen, and P. U. Dijkstra, “Association between cardiovascular diseases and mobility in persons with lower limb amputation: a systematic review.,” *Disabil. Rehabil.*, vol. 40, no. 8, pp. 883–888, Apr. 2018, doi: 10.1080/09638288.2016.1277401.
- [25] B. Bonnechère, V. Sholukha, L. Omelina, M. Van Vooren, B. Jansen, and S. Van Sint Jan, “Suitability of functional evaluation embedded in serious game rehabilitation exercises to assess motor development across lifespan,” *Gait Posture*, vol. 57, no. May, pp. 35–39, 2017, doi: 10.1016/j.gaitpost.2017.05.025.
- [26] H. W. Giessen, “Serious Games Effects: An Overview,” *Procedia - Soc. Behav. Sci.*, vol. 174, pp. 2240–2244, Feb. 2015, doi: 10.1016/j.sbspro.2015.01.881.
- [27] B. Bonnechère, *Serious Games in Physical Rehabilitation*. Springer International Publishing, 2018.
- [28] H. Thieme, J. Mehrholz, M. Pohl, J. Behrens, and C. Dohle, “Mirror therapy for improving motor function after stroke,” *Cochrane Database Syst. Rev.*, vol. 2012, no. 3, Mar. 2012, doi: 10.1002/14651858.cd008449.pub2.
- [29] Y. Lu *et al.*, “The effectiveness of virtual reality for rehabilitation of Parkinson disease: an overview of systematic reviews with meta-analyses,” *Syst. Rev.*, vol. 11, no. 1, pp. 1–14, Dec. 2022, doi: 10.1186/S13643-022-01924-5/TABLES/4.
- [30] K. E. Laver, B. Lange, S. George, J. E. Deutsch, G. Saposnik, and M. Crotty, “Virtual reality for stroke rehabilitation,” *Cochrane Database Syst. Rev.*, vol. 2017, no. 11, Nov. 2017, doi: 10.1002/14651858.CD008349.PUB4/MEDIA/CDSR/CD008349/IMAGE_N/NCD008349-CMP-010-01.PNG.
- [31] T. Rose, C. S. Nam, and K. B. Chen, “Immersion of virtual reality for rehabilitation -

- Review,” *Appl. Ergon.*, vol. 69, pp. 153–161, May 2018, doi: 10.1016/J.APERGO.2018.01.009.
- [32] F. Noveletto, A. V. Soares, F. L. F. Eichinger, S. C. Domenech, M. da S. Hounsell, and P. Bertemes-Filho, “Biomedical Serious Game System for Lower Limb Motor Rehabilitation of Hemiparetic Stroke Patients,” *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, pp. 1–1, Apr. 2020, doi: 10.1109/tnsre.2020.2988362.
- [33] Ottobock, “What are K Levels? | Ottobock US,” 2019. <https://www.ottobockus.com/therapy/resources-for-prosthetics/what-are-k-levels.html> (accessed Nov. 17, 2019).
- [34] Physiopedia, “Outcome Measures for Patients with Lower Limb Amputations - Physiopedia,” 2019. https://www.physio-pedia.com/Outcome_Measures_for_Patients_with_Lower_Limb_Amputations (accessed Nov. 17, 2019).
- [35] S. Wurdeman, P. Stevens, and J. H. Campbell, “Classification Tree to Determine the Probability of Functional Ambulation Levels Among Lower Limb Prosthesis Users,” *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 100, no. 10, p. e50, Oct. 2019, doi: 10.1016/j.apmr.2019.08.136.
- [36] M. Dillon, M. Major, B. Kaluf, and S. Fatone, “Can The AMP Test and Patient Demographics Predict K-Level in People With Lower Limb Amputation?,” *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 98, no. 10, pp. e38–e39, Oct. 2017, doi: 10.1016/j.apmr.2017.08.119.
- [37] J. Scopes *et al.*, “The BACPAR outcome measures toolbox: a step towards standardising outcome measures for physiotherapist working with lower limb amputees,” *Physiotherapy*, vol. 101, pp. e1357–e1358, May 2015, doi: 10.1016/j.physio.2015.03.1293.
- [38] Amputee Coalition, “Limb Loss Definitions - Amputee Coalition,” Feb. 2008. <https://www.amputee-coalition.org/resources/limb-loss-definitions/> (accessed Jun. 02, 2020).
- [39] A. Agarwal, “Essentials of prosthetics & orthotics : with MCQs & disability assessment guidelines,” p. 233, 2013.
- [40] R. H. Meier and D. Melton, “Ideal functional outcomes for amputation levels,” *Phys. Med. Rehabil. Clin. N. Am.*, vol. 25, no. 1, pp. 199–212, Feb. 2014, doi: 10.1016/J.PMR.2013.09.011.
- [41] J. Andrysek, “Lower-limb prosthetic technologies in the developing world: A review of

- literature from 1994-2010,” *Prosthetics and Orthotics International*, vol. 34, no. 4. Prosthet Orthot Int, pp. 378–398, Dec. 2010, doi: 10.3109/03093646.2010.520060.
- [42] J. T. Highsmith and T. Jason, “Identifying and Managing Skin Issues With Lower-Limb Prosthetic Use,” *inMotion - A Publ. Amputee Coalit.*, vol. 21, no. 1, pp. 41–43, 2011.
- [43] P. Laszczak *et al.*, “A pressure and shear sensor system for stress measurement at lower limb residuum/socket interface,” *Med. Eng. Phys.*, vol. 38, no. 7, pp. 695–700, Jul. 2016, doi: 10.1016/j.medengphy.2016.04.007.
- [44] J. M. Souza *et al.*, “Advances in Transfemoral Amputee Rehabilitation: Early Experience with Targeted Muscle Reinnervation,” *Curr. Surg. Reports 2014 25*, vol. 2, no. 5, pp. 1–9, Mar. 2014, doi: 10.1007/S40137-014-0051-4.
- [45] G. K. Klute, E. Huff, and W. R. Ledoux, “Does activity affect residual limb skin temperatures?,” *Clin. Orthop. Relat. Res.*, vol. 472, no. 10, pp. 3062–3067, 2014, doi: 10.1007/s11999-014-3741-4.
- [46] A. G. Cutti, P. Perego, M. C. Fusca, R. Sacchetti, and G. Andreoni, “Assessment of lower limb prosthesis through wearable sensors and thermography,” *Sensors (Switzerland)*, vol. 14, no. 3, pp. 5041–5055, 2014, doi: 10.3390/s140305041.
- [47] Bill Dupes, “Prosthetic Knee Systems - Amputee Coalition,” Dec. 07, 2014. <https://www.amputee-coalition.org/resources/prosthetic-knee-systems/> (accessed Jun. 09, 2020).
- [48] “ANATOMÍA Y MOVIMIENTO HUMANO. ESTRUCTURA Y FUNCIONAMIENTO - Nigel Palastanga, Derek Field, Roger Soames - Google Libros.” <https://books.google.co.ve/books?id=a5iSQyjVBpKc&printsec=frontcover#v=onepage&q&f=false> (accessed Jan. 05, 2022).
- [49] T. Schmalz, S. Blumentritt, and R. Jarasch, “Energy expenditure and biomechanical characteristics of lower limb amputee gait: the influence of prosthetic alignment and different prosthetic components,” *Gait Posture*, vol. 16, no. 3, pp. 255–63, Dec. 2002, Accessed: Jun. 04, 2019. [Online]. Available: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12443950>.
- [50] R. Gailey, K. Allen, J. Castles, J. Kucharik, and M. Roeder, “Review of secondary physical conditions associated with lower-limb amputation and long-term prosthesis use,” *J. Rehabil. Res. Dev.*, vol. 45, no. 1, pp. 15–29, 2008, Accessed: Jun. 01, 2019. [Online].

- Available: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18566923>.
- [51] F. A. Salinas-Durán *et al.*, “Guía de práctica clínica para el diagnóstico y tratamiento preoperatorio, intraoperatorio y posoperatorio de la persona amputada, la prescripción de la prótesis y la rehabilitación integral: Recomendaciones para el tratamiento de rehabilitación en adultos,” *Iatreia*, vol. 29, no. 4, p. S-82-S-95, 2016.
- [52] S. Chan, W. Li, W. Chau, S. Law, and K. Chan, “Evaluation of Use of Prosthesis, Mobility, and Quality of Life in Young and Adult Persons with Unilateral Above-Knee Amputation 7 Years after the 2008 Sichuan Earthquake,” *J. Prosthetics Orthot.*, vol. 30, no. 2, pp. 76–83, Apr. 2018, doi: 10.1097/JPO.000000000000173.
- [53] D. H. De La Iglesia, J. F. De Paz, G. V. González, A. L. Barriuso, J. Bajo, and J. M. Corchado, “Increasing the Intensity over Time of an Electric-Assist Bike Based on the User and Route: The Bike Becomes the Gym,” *Sensors 2018, Vol. 18, Page 220*, vol. 18, no. 1, p. 220, Jan. 2018, doi: 10.3390/S18010220.
- [54] S. Cairns, F. Behrendt, D. Raffo, C. Beaumont, and C. Kiefer, “Electrically-assisted bikes: Potential impacts on travel behaviour,” *Transp. Res. Part A Policy Pract.*, vol. 103, pp. 327–342, Sep. 2017, doi: 10.1016/J.TRA.2017.03.007.
- [55] B. Gojanovic, J. Welker, K. Iglesias, C. Daucourt, and G. Gremion, “Electric bicycles as a new active transportation modality to promote health,” *Med. Sci. Sports Exerc.*, vol. 43, no. 11, pp. 2204–2210, Nov. 2011, doi: 10.1249/MSS.0B013E31821CBDC8.
- [56] J. S. Lee, J. W. Jiang, and Y. H. Sun, “Design and simulation of control systems for electric-assist bikes,” *Proc. 2016 IEEE 11th Conf. Ind. Electron. Appl. ICIEA 2016*, pp. 1736–1740, Oct. 2016, doi: 10.1109/ICIEA.2016.7603866.
- [57] V. Wattanasoontorn, I. Boada, R. García, and M. Sbert, “Serious games for health,” *Entertain. Comput.*, vol. 4, no. 4, pp. 231–247, 2013, doi: 10.1016/J.ENTCOM.2013.09.002.
- [58] P. Langhorne, J. Bernhardt, and G. Kwakkel, “Stroke rehabilitation,” *The Lancet*, vol. 377, no. 9778. Lancet Publishing Group, pp. 1693–1702, 2011, doi: 10.1016/S0140-6736(11)60325-5.
- [59] S. K. Tatla, K. Sauve, N. Virji-Babul, L. Holsti, C. Butler, and H. F. M. Van Der Loos, “Evidence for outcomes of motivational rehabilitation interventions for children and adolescents with cerebral palsy: An american academy for cerebral palsy and developmental

- medicine systematic review,” *Developmental Medicine and Child Neurology*, vol. 55, no. 7. *Dev Med Child Neurol*, pp. 593–601, Jul. 2013, doi: 10.1111/dmcn.12147.
- [60] P. Cipresso, I. A. C. Giglioli, M. A. Raya, and G. Riva, “The past, present, and future of virtual and augmented reality research: A network and cluster analysis of the literature,” *Front. Psychol.*, vol. 9, no. NOV, p. 2086, Nov. 2018, doi: 10.3389/FPSYG.2018.02086/BIBTEX.
- [61] E. Chang, H. T. Kim, and B. Yoo, “Virtual Reality Sickness: A Review of Causes and Measurements,” *Int. J. Hum. Comput. Interact.*, pp. 1658–1682, 2020, doi: 10.1080/10447318.2020.1778351.
- [62] C. Zhang, “Investigation on Motion Sickness in Virtual Reality Environment from the Perspective of User Experience,” *Proc. 2020 IEEE 3rd Int. Conf. Inf. Syst. Comput. Aided Educ. ICISCAE 2020*, pp. 393–396, Sep. 2020, doi: 10.1109/ICISCAE51034.2020.9236907.
- [63] R. Brown, “VRcompare - The Internet’s Largest VR & AR Headset Database.” <https://vrcompare.com/> (accessed Nov. 28, 2022).
- [64] S. A. Dyer, *Survey of instrumentation and measurement*. John Wiley & Sons, 2001.
- [65] Philips Semiconductors, *Universal asynchronous receiver/transmitter (UART)*. 2006.
- [66] Maxim Integrated, “DS1307 64 x 8, Serial, I²C Real-Time Clock | Maxim Integrated.” Accessed: May 27, 2022. [Online]. Available: <https://www.maximintegrated.com/en/products/analog/real-time-clocks/DS1307.html>.
- [67] Infineon Technologies, “32-bit PSoCTM 5 LP Arm[®] Cortex[®]-M3 - Infineon Technologies.” <https://www.infineon.com/cms/en/product/microcontroller/32-bit-psoc-arm-cortex-microcontroller/32-bit-psoc-5-lp-arm-cortex-m3/> (accessed May 27, 2022).
- [68] Raspberry Pi Foundation, “What is a Raspberry Pi?” <https://www.raspberrypi.org/help/what-is-a-raspberry-pi/> (accessed May 27, 2022).
- [69] Sql. Consortium, “Implementation Limits For SQLite.” <https://www.sqlite.org/limits.html> (accessed Jan. 10, 2022).
- [70] 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,” Universidad de Antioquia, Medellín, 2022.
- [71] D. A. Valle-Lopera, A. F. Castaño-Franco, J. Gallego-Londoño, and A. M. Hernández-

- Valdivieso, “Test and fabrication of piezoresistive sensors for contact pressure measurement,” *Rev. Fac. Ing.*, vol. 2017, no. 82, pp. 47–52, Mar. 2017, doi: 10.17533/udea.redin.n82a06.
- [72] D. Saredakis, A. Szpak, B. Birkhead, H. A. D. Keage, A. Rizzo, and T. Loetscher, “Factors Associated With Virtual Reality Sickness in Head-Mounted Displays: A Systematic Review and Meta-Analysis,” *Front. Hum. Neurosci.*, vol. 14, 2020, doi: 10.3389/FNHUM.2020.00096.
- [73] abc, “Why you feel motion sickness during virtual reality - ABC News.” <https://abcnews.go.com/Technology/feel-motion-sickness-virtual-reality/story?id=65153805> (accessed Apr. 21, 2020).
- [74] Asociación Médica Mundial, “Declaración de Helsinki de la AMM – Principios éticos para las investigaciones médicas en seres humanos – WMA – The World Medical Association,” 2013. <https://www.wma.net/es/policies-post/declaracion-de-helsinki-de-la-amm-principios-eticos-para-las-investigaciones-medicas-en-seres-humanos/> (accessed Jun. 07, 2022).
- [75] J. Brooke, “System Usability Scale (SUS) | Usability.gov,” *usability.gov*. <https://www.usability.gov/how-to-and-tools/resources/templates/system-usability-scale-sus.html> (accessed Oct. 03, 2021).
- [76] T. Whelan, “Social Presence in Multi-User Virtual Environments: A Review and Measurement Framework for Organizational Research,” 2008.
- [77] M. Devlin, T. Pauley, K. Head, and S. Garfinkel, “Houghton scale of prosthetic use in people with lower-extremity amputations: Reliability, validity, and responsiveness to change,” *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 85, no. 8, pp. 1339–1344, Aug. 2004, doi: 10.1016/j.apmr.2003.09.025.
- [78] C. K. Wong, W. Gibbs, and E. S. Chen, “Use of the Houghton Scale to Classify Community and Household Walking Ability in People with Lower-Limb Amputation: Criterion-Related Validity,” *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 97, no. 7, pp. 1130–1136, Jul. 2016, doi: 10.1016/j.apmr.2016.01.022.
- [79] P. Ferrand-Ferri, M. Rodríguez-Piñero Durán, C. Echevarría-Ruiz De Vargas, and M. J. Zarco-Periñán, “Versión española del Prosthesis Evaluation Questionnaire (PEQ): Parte inicial de su adaptación transcultural,” *Rehabilitacion*, vol. 41, no. 3, pp. 101–107, May

- 2007, doi: 10.1016/S0048-7120(07)75496-8.
- [80] University of Delaware, “Timed Up and Go for Adults with Lower-Limb Amputations,” 2019. https://cpb-us-w2.wpmucdn.com/sites.udel.edu/dist/2/3447/files/2019/01/Timed-Up-and-Go-Handout_Updated-January-2019-2ng6ik4.pdf (accessed May 01, 2022).
- [81] Medicare, “Suggested Electronic Clinical Template Elements for Lower Limb Prostheses,” 2013. Accessed: Nov. 17, 2019. [Online]. Available: <https://www.cms.gov/Research-Statistics-Data-and-Systems/Computer-Data-and-Systems/ESMD/Downloads/Lower-Limb-Prosthesis-Suggested-Electronic-Clinical-Template.pdf>.
- [82] J. T. McClare and T. Sincich, *Statistics*, 12th ed. Boston: Boundless, 2013.
- [83] D. W. Hosmer, S. Lemeshow, and R. X. Sturdivant, “Applied Logistic Regression: Third Edition,” *Appl. Logist. Regres. Third Ed.*, pp. 1–510, Aug. 2013, doi: 10.1002/9781118548387.
- [84] G. James, D. Witten, T. Hastie, and R. Tibshirani, *An Introduction to Statistical Learning*. New York, NY: Springer US, 2021.
- [85] B. S. Everitt, “Applied categorical data analysis. Daniel H. Freeman, Jr., Marcel Dekker Inc, 1987. No. of pages: xi + 318. Price: £54.85 (\$69.75),” *Stat. Med.*, vol. 8, no. 4, pp. 523–523, Apr. 1989, doi: 10.1002/SIM.4780080417.
- [86] “Logistic regression - Wikipedia.” https://en.wikipedia.org/wiki/Logistic_regression (accessed Apr. 30, 2022).
- [87] C. R. Mehta and N. R. Patel, *IBM SPSS Exact Tests*. 2013.
- [88] J. Cohen, *Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences*. Routledge, 2013.
- [89] I. Gaunard *et al.*, “The Utility of the 2-Minute Walk Test as a Measure of Mobility in People With Lower Limb Amputation,” *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 101, no. 7, pp. 1183–1189, Jul. 2020, doi: 10.1016/J.APMR.2020.03.007.
- [90] D. M. Peters, A. K. McPherson, B. Fletcher, B. A. McClenaghan, and S. L. Fritz, “Counting repetitions: an observational study of video game play in people with chronic poststroke hemiparesis,” *J. Neurol. Phys. Ther.*, vol. 37, no. 3, pp. 105–11, Sep. 2013, doi: 10.1097/NPT.0b013e31829ee9bc.

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

SOFTWARE DE VISUALIZACIÓN Y CONFIGURACIÓN

Con el fin de llevar un monitoreo constante y tener un fácil acceso a las variables que se están registrando, el sistema cuenta con una interfaz de usuario diseñada en Node Red y utilizando el lenguaje de programación Javascript, la cual permite tener un control de la información de la persona que está utilizando el sistema, así como de los ajustes del triciclo para su correcto funcionamiento en el videojuego.

Para hacer uso de Node Red, se debe ingresar las credenciales de acceso del administrador que consisten en un usuario y una contraseña.

En la interfaz es posible crear o cargar usuarios que vayan a participar de la prueba, almacenar los datos, ajustar los valores iniciales de los sensores de frenado, giro, respiración y pulso; también puede verificarse el estado de todas las variables del sistema y observar en tiempo real las señales de las variables fisiológicas.

En el presente anexo, se explica el funcionamiento de la interfaz de usuario implementada para la visualización, ajuste, control y almacenamiento de los datos.

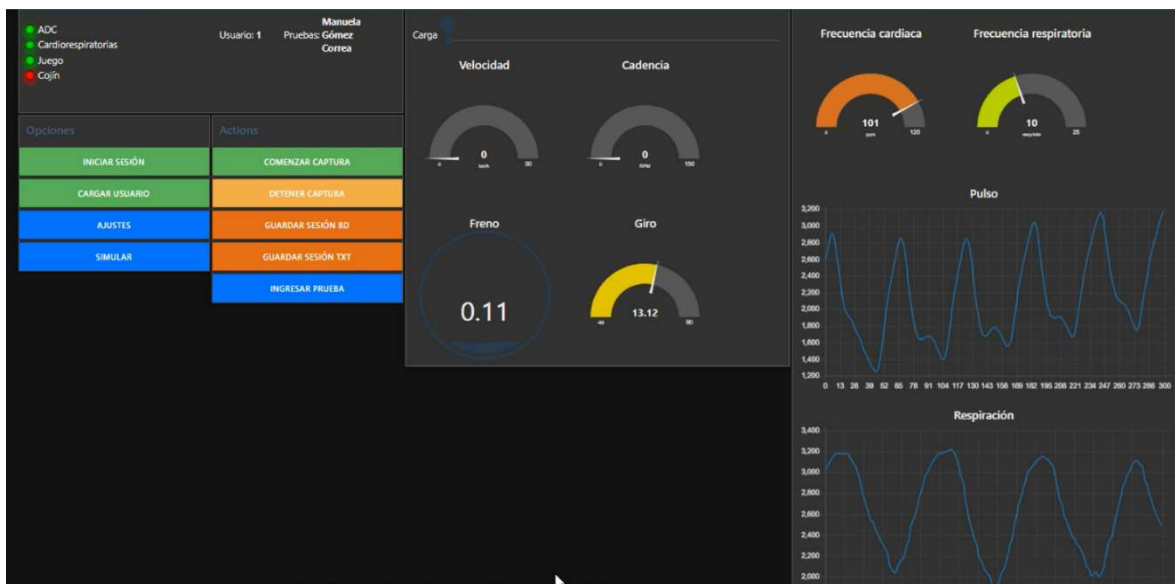


Fig. 1 Interfaz de usuario del software de visualización. Se observa en la parte superior izquierda el estado de los sensores y la identificación del usuario. También se observan los botones que permiten realizar carga de usuario, inicio de sesión y ajustar los valores de los sensores. En el medio se observa el comportamiento de las variables mecánicas de la bicicleta que son obtenidas en tiempo real y en la parte derecha se observa la Frecuencia cardíaca y la frecuencia respiratoria.

Iniciar sesión

Esta opción presente en la interfaz de usuario permitirá a los administradores de la prueba acceder a la base de datos y cargar o crear nuevos usuarios. Este botón le solicita a la persona ingresar un usuario y contraseña.

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

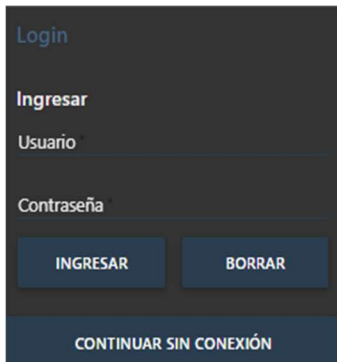


Fig. 2 Inicio de sesión. El administrador ingresa las credenciales de acceso

Luego de ingresar las credenciales, ya es posible utilizar y almacenar la información libremente en el sistema.

Crear o cargar usuario

Una vez se ha iniciado sesión, es posible crear o cargar usuarios a través de los botones dispuestos para esto en la interfaz. La opción de crear usuario se utiliza cuando se va a usar la bicicleta con un nuevo sujeto. En esta se solicita la siguiente información:

- Nombre completo
- Documento de identidad
- Tipo de Amputación
- Hemisferio
- Tiempo de uso de la prótesis (si aplica)




Fig. 3 Menú que permite la creación de un usuario que usará el sistema.

Una vez se completen los datos anteriores, se da clic en aceptar y el usuario se crea exitosamente. Luego de esto, la información queda almacenada en la base de datos, y estará disponible en caso de que el sujeto vaya a repetir alguna prueba. En este caso, se hace uso del botón cargar usuario, el cual únicamente solicita el documento de identidad y accede a la base de datos para continuar su respectivo almacenamiento y registro.

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



Fig. 4 Menú para la carga de usuario. Cuando el usuario ya está creado en la base de datos es posible volver a cargar su información para agregar datos nuevos.

Ajuste

El proceso de ajuste permite configurar los umbrales de las variables fisiológicas y ajustar las variables cinéticas al comportamiento deseado. Este proceso solo se realiza una vez al iniciar el sistema.

El ajuste de las variables fisiológicas puede realizarse de forma digital o analógica. En caso de seleccionar el modo analógico, los umbrales se ajustan por medio de dos potenciómetros asignados en la tarjeta PCB para la frecuencia respiratoria y la cardíaca respectivamente. Si se selecciona el modo digital, la calibración se realiza desde los botones de la interfaz, como se explicará más adelante.

El proceso de ajuste de las variables fisiológicas y cinéticas consiste en:

- **Sensor de frecuencia respiratoria**

1. Ingresar a ajustes
2. Solicitar al usuario que exhale el aire y se mantenga en esta posición hasta que suene un sonido de alarma
3. Presionar el botón de tarar mínimo de respiración, esto permitirá al sistema detectar y almacenar el mínimo valor de amplitud de señal para poder realizar los cálculos de frecuencia respiratoria
4. Solicitar al usuario que inhale el aire y se mantenga en esta posición hasta que suene un sonido de alarma
5. Presionar el botón de tarar máximo de respiración, esto permitirá al sistema detectar y almacenar el máximo valor de amplitud de señal para poder realizar los cálculos de frecuencia respiratoria

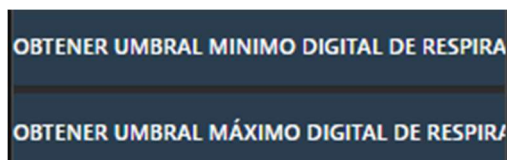


Fig. 5 Botones usados durante el ajuste de valores mínimos y máximos de la señal proveniente de la respiración. Cuando el paciente bota todo el aire se obtiene el umbral mínimo, cuando el paciente hace una inspiración máxima se obtiene el umbral máximo.

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

- **Sensor de frecuencia cardíaca**

1. Ingresar a ajustes
2. Presionar el botón de tarar pulso y esperar a que suene la alarma

OBTENER UMBRAL DIGITAL DE PULSO

Fig. 6 Botón usado durante el proceso de ajuste de medición del pulso cardíaco.

- **Sensor de giro**

1. Ingresar a ajustes
2. Presionar el botón ajustar giro. En pantalla aparece las indicaciones del ajuste, se solicita al usuario que las siga, estas son:
 - Girar a la izquierda y presionar OK
 - Girar al centro y presionar OK
 - Girar a la derecha y presionar OK

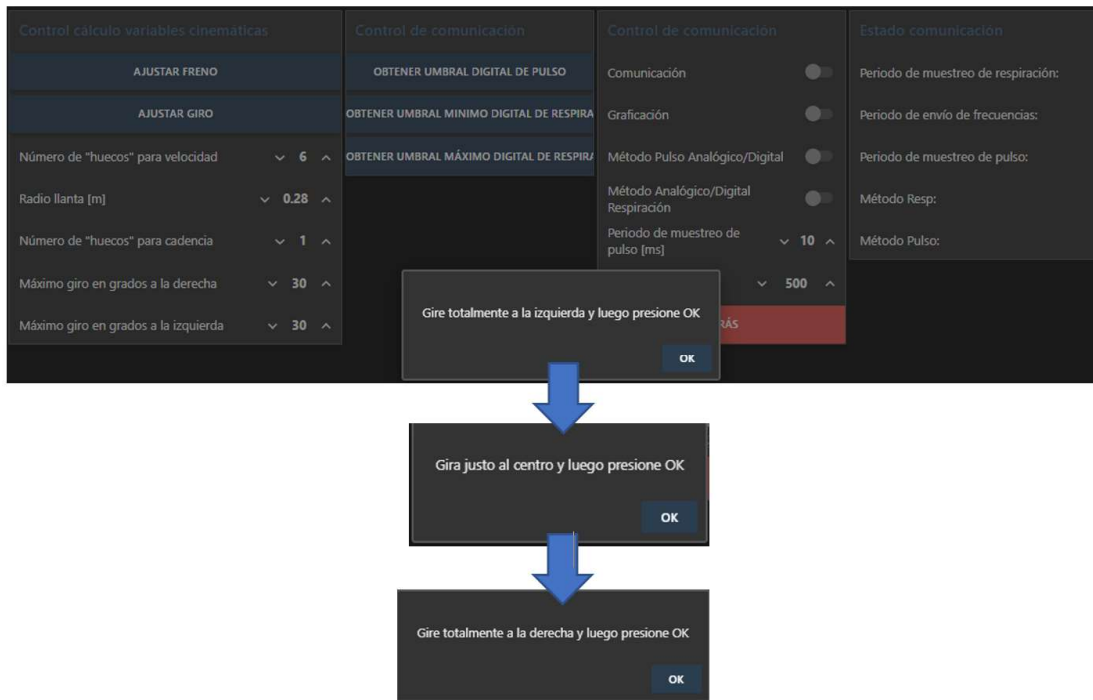


Fig. 7 Proceso de ajuste del giro del manubrio. Inicialmente el usuario debe girar lo máximo que pueda a la izquierda, luego poner el manubrio centrado y finalmente un giro máximo a la derecha. Esto permite ajustar el giro a los máximos de cada usuario.

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

- **Sensor de frenado**
 1. Ingresar a ajustes
 2. Presionar el botón ajustar freno. En pantalla aparecen las indicaciones del ajuste, se solicita al usuario que las siga, estas son:
 - No presione el freno y seleccione OK
 - Presione el freno y seleccione OK

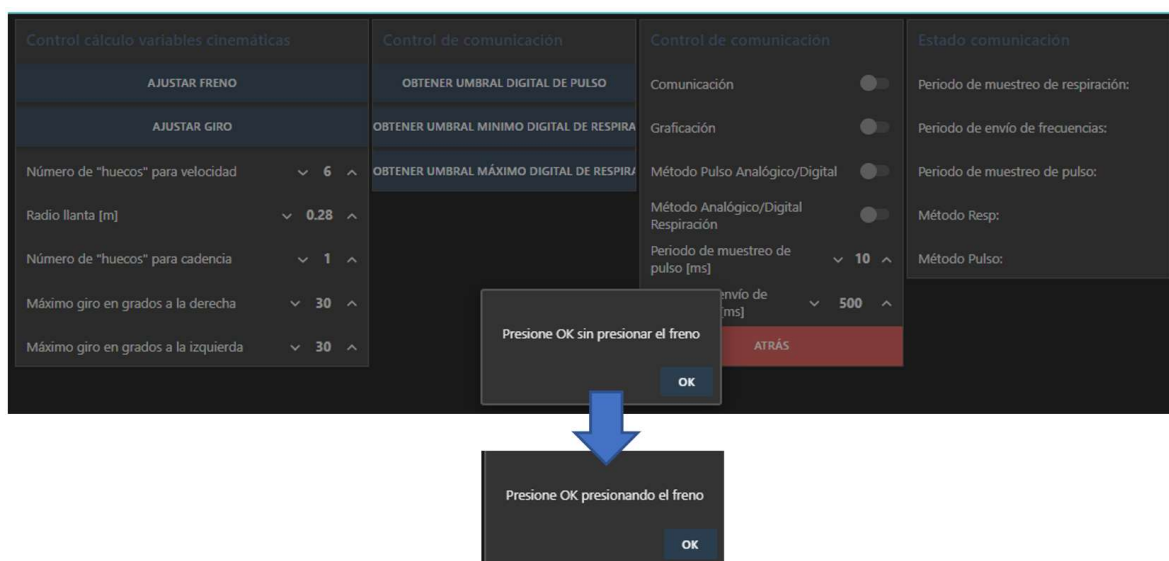


Fig. 8 Proceso de ajuste de la detección del freno. El usuario presiona Ok sin presionar el freno para detectar los valores asociados a dicho comportamiento. Luego, mientras mantiene el freno hundido presiona ok nuevamente detectando el máximo valor de frenado.

NOTA: Se puede regresar a la interfaz luego de la calibración al presionar el botón ‘Atrás’.

Ingresar prueba

Además de realizar la prueba del videojuego, el sistema tiene la opción de ingresarle al usuario pruebas externas que se realicen. En la interfaz se selecciona el botón ‘Ingresar prueba’ y aparece una lista desplegable con las diferentes opciones y su respectivo espacio para ingresar la información, estas son:

- **Step up and go:** En esta prueba se le solicita al usuario que se siente en una silla y se toma el tiempo que este tarda en levantarse de la silla y caminar 3 metros. En la interfaz se ingresa el valor del tiempo medido en segundos y quedará registrado dentro de la base de datos.
- **Step up and go trike:** En esta prueba se le solicita al usuario que se siente en el triciclo y se toma el tiempo que este tarda en levantarse del triciclo y caminar 3 metros. Es similar a la prueba anterior solo que medida desde la silla de la bicicleta

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

que puede acarrear un poco más de dificultad. En la interfaz se ingresa el valor del tiempo medido en segundos.

- **2MWT (two minutes walk test):** Se le solicita al usuario que camine durante 2 minutos lo más rápido que pueda, sin correr, en una pista cuya longitud de ida y vuelta es de 11 metros. Al final se toma el número de vueltas que el usuario le dio a la pista, y con esto se calcula la distancia recorrida. En la interfaz se ingresa el valor de la distancia recorrida en metros.

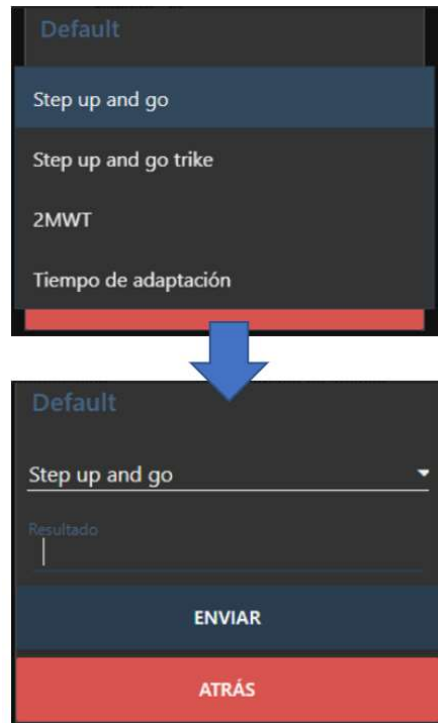


Fig. 9 Menú que permite seleccionar el tipo de prueba. Este procedimiento permitirá que se ingresen resultados de pruebas estandarizadas que se realizan en los pacientes con amputación

Control de comunicación Raspberry - PsoC

En la interfaz, el interruptor correspondiente al control de comunicación se encarga de habilitar la comunicación entre la Raspberry y el PSoC. Este se debe activar para la visualización de las gráficas e indicadores de las señales fisiológicas y para ingresar a este, debe hacerse clic en ajustes.

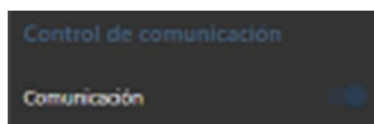


Fig. 10 ventana de configuración que permita activar o desactivar el intercambio de información entre la Raspberry y el PSoC que captura las señales fisiológicas

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

Estado del sistema

El estado del sistema consiste en un grupo de 4 leds virtuales presentes en la interfaz, los cuales le permiten identificar al usuario si se encuentran conectados los siguientes elementos:

- Variables fisiológicas
- Variables cinéticas
- Sensor de distribución de presión
- Videojuego

En caso de que el led esté en verde, significa que el elemento se encuentra conectado y cuando está en rojo, está desconectado.

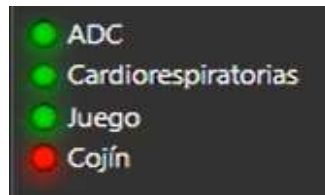


Fig. 11 Leds que indican el estado de los subsistemas. En el ejemplo se observa que las gráficas crudas de las señales de frecuencia cardíaca y respiratoria están activadas (ADC) al igual que los valores de frecuencia cardíaca y frecuencia respiratoria, las señales de control del juego. El led rojo, indica que no se están capturando señales del cojín de presión

Señales Cardiorrespiratorias

Como se mencionó anteriormente, la interfaz de usuario permite visualizar en tiempo real las gráficas de las señales de las variables fisiológicas involucradas en la prueba, que son: frecuencia cardíaca y frecuencia respiratoria.

Para activar el proceso de graficar, se ingresa ajustes y se debe corroborar que tanto el switch de comunicación como el de graficar estén activados.

Nota: Cuando se hace el ajuste de alguna de las variables fisiológicas, es decir, se ajustan los umbrales, debe apagarse el interruptor de graficar antes, y luego encenderlo cuando finaliza la calibración.

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

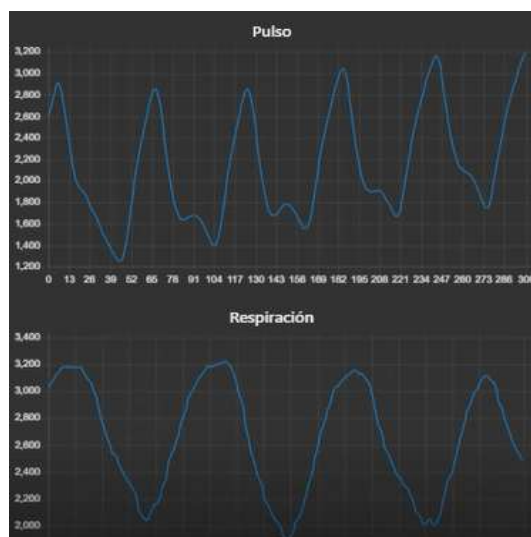


Fig. 12 Graficas de las señales obtenidas desde el PSoC. Se muestra en la parte superior la señal de pulso y en la parte inferior la señal de expansión del tórax que permite medir la frecuencia respiratoria. Los valores de amplitud están dados en valores entre 0 y 4095 debido a que se utiliza un conversor de 12 bits.

Matriz de distribución de presión

De igual manera que las señales cardiorrespiratorias, es posible visualizar en tiempo real la distribución de presión sobre el cojín. En esta interfaz se observará una matriz de 16x16 valores aunque solo se están registrando 14x13 sensores. La imagen mostrará simultáneamente una escala de intensidad de rojo en conjunto con un valor numérico. El máximo valor numérico posible para una celda es de 255 mientras que el menor será de 0.

Fig. 13 Matriz visual de distribución de presión. Esta matriz muestra simultáneamente una escala de intensidad de rojo y un valor número entre 0-255 proporcional a la cantidad de presión sensada en estos puntos.

Visualización de datos

En la interfaz de usuario, además de mostrarse las señales de las variables fisiológicas, también puede llevarse un registro de lo que pasa con el resto de los sensores, ya que se dispone de indicadores de aguja para la velocidad, cadencia, frecuencia cardíaca, frecuencia respiratoria y giro; los cuales muestran en tiempo real el comportamiento de dichas variables.

Para el caso del sensor de freno, se utiliza un indicador de nivel, el cual mostrará la proporción de frenado que está siendo utilizado por parte del usuario. Dicha proporción está entre 0,00 para un valor mínimo y 1,00 para un valor máximo.

Por último, para el caso del cojín de distribución de presión, se muestra una matriz, donde cada posición de esta representa cada uno de los sensores dispuestos en la sábana, y la intensidad de los sensores individuales incrementará al aumentar la presión sobre estos.

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



Fig. 14 Visualización de los datos en la interfaz. Cada variable se muestra como un diagrama de aguja y su valor numérico. El freno se muestra con un visualizador de nivel entre 0 y 1.

Almacenamiento

El almacenamiento de los datos se puede dar de dos formas: de manera manual o a través del videojuego que es un proceso automático mientras un usuario realiza la prueba. En caso de que el videojuego no esté siendo usado, se puede realizar el almacenamiento de manera “manual” que consiste en controlar el guardado de datos desde la interfaz visual. Para esto se tienen 2 botones, uno para comenzar captura y otro para detener la captura. Luego de que la captura se ha realizado, los datos se pueden almacenar de 2 formas diferentes. La primera forma es en la base de datos diseñada o la segunda forma es en un archivo de texto plano .txt.



Fig. 15 Botones que permiten controlar la captura y guardado de datos.

Manual de usuario para videojuego

1 Requisitos del sistema

1.1 Mínimos

Requiere un procesador y un sistema operativo de 64 bits

SO: Windows 10

Procesador: Core i5-7500 / Ryzen 5 1600

Memoria: 12 GB de RAM

Gráficos: GTX 1060 / RX 580 - 6GB VRAM

1.2 Recomendados

SO: Windows 10/11

Procesador: INTEL CORE I7-8700K o AMD RYZEN 5 3600X

Memoria: 16 GB de RAM

Gráficos: NVIDIA GEFORCE GTX 1070 8 GB o AMD RADEON RX VEGA 56 8 GB

DirectX: Versión 12

Almacenamiento: 6 GB de espacio disponible

Tarjeta de sonido: Windows Compatible Audio Device

2 Instalación

El videojuego se distribuye como un paquete portable, por lo tanto, no es necesario un proceso de instalación, es suficiente con abrir el juego desde el ejecutable *tryke.exe* en la carpeta base.

3 Funcionamiento

Para jugar es suficiente con ejecutar el juego y seleccionar alguno de los modos de juego que se describen a continuación, controlando el vehículo con las flechas del

teclado, arriba para acelerar, atrás para frenar y las flechas de los lados para girar, sin embargo, el juego puede ser controlado por un control externo conectado a través de un puerto USB. Gracias a esta característica es posible conectar dispositivos externos para controlar el juego. De igual forma el juego reconoce la conexión de un casco de realidad virtual al computador y permite usarlo durante el juego permitiendo una mayor sensación de inmersión.

3.1 Control externo

Para controlar el juego desde un control externo se debe conectarlo a un puerto usb del computador anfitrión, a través del control de dispositivos de windows se consulta el puerto COM que el sistema operativo le ha asignado. Con este dato se ingresa a través del menú principal a los ajustes y se selecciona el puerto y los baudios de comunicación (Figura 1, Figura 2), se sugiere usar una velocidad de 115200 baudios. El control externo debe enviar los datos siguiendo una notación JSON que contenga los valores velocidad, giro y freno como se indica en el siguiente ejemplo:

```
{  
  "velocidad": 20,  
  "giro": -0.3,  
  "freno": 0.2  
}
```

Esta información se usa para controlar el vehículo, pero no tiene interacción con los menús del juego, por lo que el inicio y fin de las diferentes modalidades se debe realizar con el ratón y el teclado del computador.

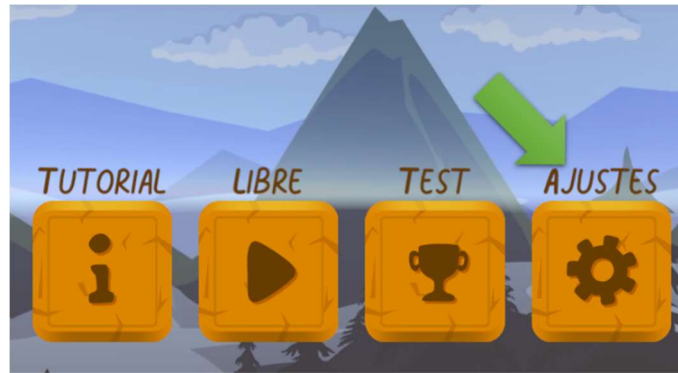


Figura 1 Menú principal selección de ajustes. Al iniciar el juego este menú se le es presentado al usuario. La flecha verde muestra el menú de ajustes para realizar la configuración inicial del juego

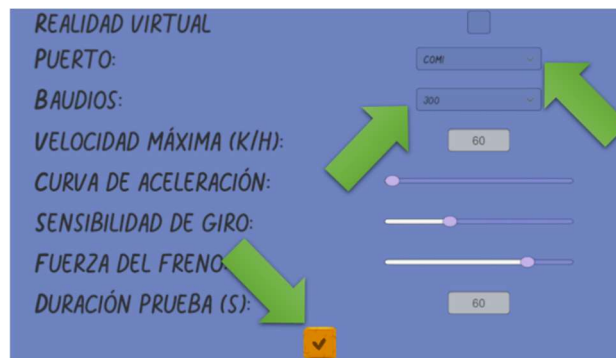


Figura 2 Ajustes de comunicación serial del juego. El usuario debe seleccionar el puerto de comunicación, los baudios y puede configurar otros parámetros adicionales si lo desea. Al finalizar se selecciona el botón inferior.

3.2 Realidad virtual

Se deben instalar los controladores para realidad virtual de Steam, una vez el computador reconozca el casco se realiza un ajuste de habitación en modo estático desde el programa de configuración propio de Steam con la persona sentada en el triciclo horizontal. Solo se mostrará la imagen a través del casco al comenzar alguno de los modos de juego, por lo que el usuario deberá retirarse el casco si desea interactuar con algún menú para iniciar o finalizar el juego y acceder a los ajustes.

Al abrir el juego ir a ajustes y seleccionar el uso de realidad virtual (Figura 3).



Figura 3 Ajustes de realidad virtual del juego. Simplemente con un click se puede activar la funcionalidad de tener realidad virtual en el juego

3.3 Tutorial

Desde el menú principal selecciona el modo tutorial (Figura 4), Para salir, se abre el menú de pausa con la tecla “p” y selecciona menú principal (Figura 5). Una vez seleccionada la opción de tutorial, aparecerán en pantalla unas instrucciones que guiarán al usuario en el manejo del vehículo virtual y se le indicará los pasos a seguir para desplazarse por la pista (Figura 6).

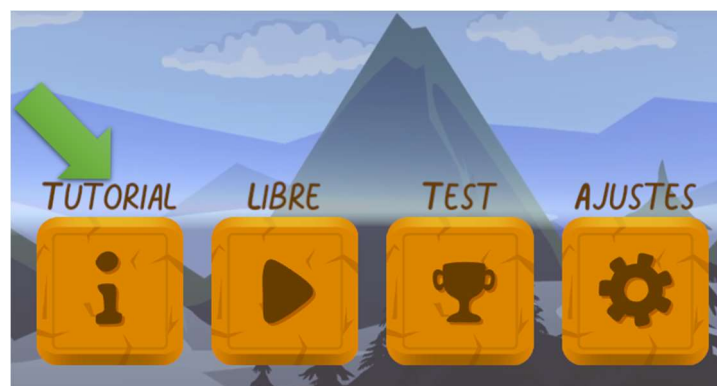


Figura 4 Menú principal selección de tutorial. La flecha verde muestra la selección de tutorial para que el usuario pueda ingresar a dicho ambiente.



Figura 5 Menú de pausa. Al presionar la letra p aparecerá el menú de pausa que permitirá detener el juego y seleccionar 1 de 3 opciones: continuar, reiniciar o volver al inicio.



Figura 6 Instrucciones del tutorial. Varios letreros irán apareciendo en pantalla indicando los pasos a seguir para aprender a manejar el vehículo virtual desde el triciclo horizontal. Test o Prueba competitiva

3.4 Prueba competitiva

El jugador debe recorrer la pista lo más rápido posible recolectando los conos que hay distribuidos en la pista durante un tiempo definido desde el menú de ajustes (Figura 7). Para comenzar se selecciona la opción Test desde el menú principal (Figura 8). Al finalizar el tiempo de prueba se presenta un menú que da la opción de enviar los resultados (Figura 10), al seleccionar esta opción el juego envía los resultados siguiendo el formato JSON a través de la comunicación serial presente por si el usuario desea almacenar los datos en una base externa, ya que el videojuego no guarda registros de las pruebas. El mensaje contiene el tiempo que duró la prueba,

la distancia recorrida y la cantidad de conos obtenidos entre otros como muestra el siguiente ejemplo:

```
{  
  "Tiempo de prueba": 180,  
  "Distancia recorrida": 1325,  
  "Objetivos": 19,  
  "Uso VR": true,  
  "Velocidad máxima": 60,  
  "Aceleración": 5,  
  "Sensibilidad de giro": 1  
}
```

Es posible salir o reiniciar la prueba abriendo el menú de pausa con la letra “p” (Figura 5).

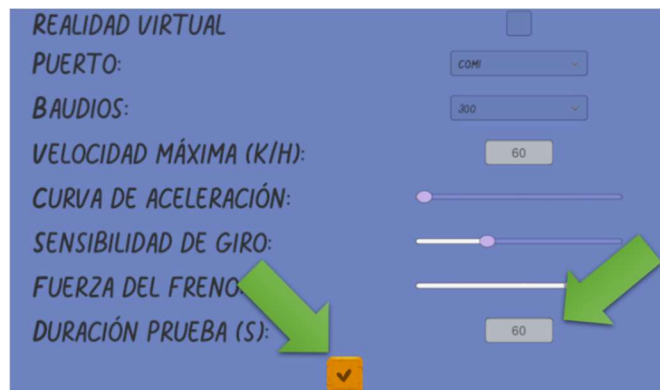


Figura 7 Configuración de la duración de la prueba competitiva.

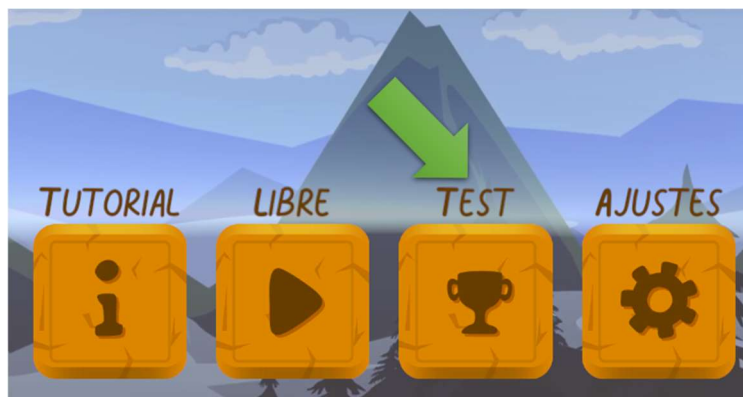


Figura 8 Selección de la prueba competitiva.

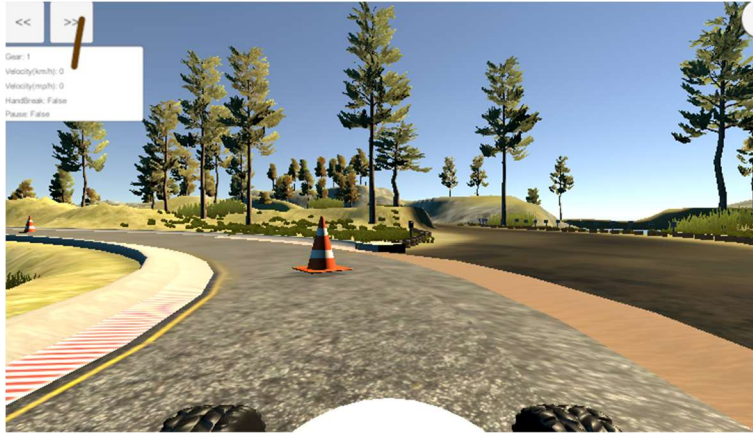


Figura 9 Prueba competitiva. En esta prueba el usuario deberá recorrer una pista y recolectar conos que le darán puntos.



Figura 10 Envío de resultados de la prueba competitiva. Al finalizar la prueba se puede decidir entre enviar los resultados o repetir la prueba.

3.5 Libre

En este modo el jugador recorre libremente una pista sin un límite de tiempo definido (Figura 11). El jugador podrá elegir una pista entre dos posibles (Figura 12). Para salir se abre el menú de pausa con “p” y selecciona el menú principal (Figura 5). Este modo de juego incluye una mecánica extra que interactúa con dispositivos de control como bicicletas estáticas con mecanismos de carga variable para aumentar o disminuir la dificultad de pedaleo. El juego envía a través de la comunicación serial establecida un mensaje con un valor entre 0 y 1 cada vez que el jugador ingresa o

sale de zonas específicas del mapa, donde 0 significa libre pedaleo y 1 la máxima dificultad y es directamente proporcional a la inclinación de la pista o tipo de terreno. Es deber del usuario darle significado y transformar este valor a conveniencia para que interactúe con el dispositivo de control, el mensaje tiene la siguiente forma:

```
{  
  "Carga": 0.3  
}
```

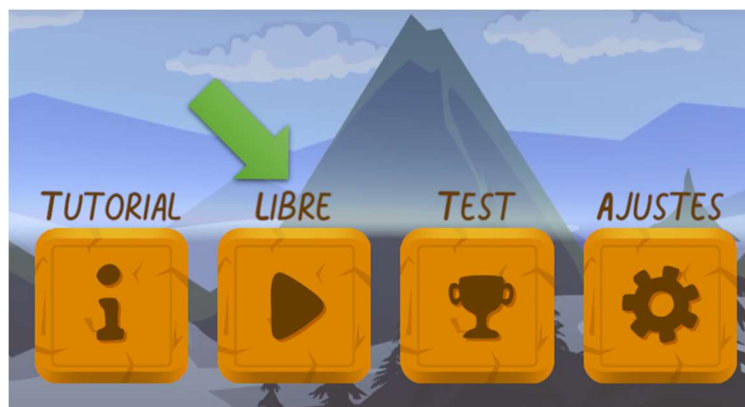


Figura 11 Selección del modo libre desde el menú principal.



Figura 12 Selección de mapas para el modo libre. El jugador puede elegir entre dos posibles opciones. A futuro pueden agregarse nuevas opciones.

3.6 Otras configuraciones

En caso de que sea necesario ajustar la sensación de realidad virtual, se puede ajustar la experiencia de conducción configurando la velocidad máxima, la aceleración y la sensibilidad de giro y freno desde el menú de configuración.

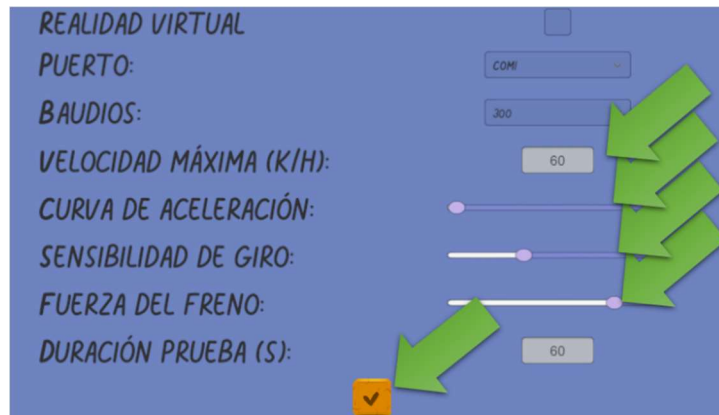


Figura 13 Configuración del vehículo. Es posible configurar datos que permitan ajustar la sensación de inmersión en la realidad virtual que experimenta un jugador.

Cuestionario de Inmersión

El siguiente cuestionario evaluará su conformidad y experiencia con el sistema de realidad virtual, evaluando diferentes aspectos como su inmersión visual y auditiva.

***Obligatorio**

1. Nombre Completo: *

2. Documento: *

3. Edad: *

4. Sexo: *

Marca solo un óvalo.

Masculino

Femenino

Otro

5. Nivel de amputación *

Marca solo un óvalo.

Transtibial

Transfemoral

No Aplica

6. Lado de amputación *

Marca solo un óvalo.

Izquierdo

Derecho

Bilateral

No Aplica

Cuestionario de Inmersión

A continuación encontrará una serie de preguntas en las cuales usted puntuará según sea el nivel. En cada caso, se tiene una escala de 7 opciones.

7. 1. ¿Cuánto control tenía sobre el vehículo virtual? *

Marca solo un óvalo.

	1	2	3	4	5	6	7	
Poco control	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	Mucho control

8. 2. ¿Qué tan rápido se reflejaron las acciones que realizaste sobre el triciclo en el entorno virtual? *

Marca solo un óvalo.

	1	2	3	4	5	6	7	
Muy lento	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	Muy rápido

9. 3. ¿Qué tan natural fueron las interacciones entre el triciclo y el entorno virtual? *

Marca solo un óvalo.

	1	2	3	4	5	6	7	
Poco natural	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	Muy natural

10. 4. ¿Qué tan realista fue la sensación de sus sentidos con el entorno virtual? *

Marca solo un óvalo.

	1	2	3	4	5	6	7	
Poco conectados	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	Completamente conectados

11. 5. ¿Qué tanto lograron atraparte los gráficos y el ambiente del videojuego? *

Marca solo un óvalo.

	1	2	3	4	5	6	7	
Poco atrapado	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	Muy atrapado

12. 6. ¿Qué tanto lograron atraparte los sonidos del ambiente del videojuego? *

Marca solo un óvalo.

	1	2	3	4	5	6	7	
Poco atrapado	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	Muy atrapado

13. 7. ¿Qué tan natural se sintió el mecanismo que controla el movimiento del vehículo virtual? *

Marca solo un óvalo.

	1	2	3	4	5	6	7	
Poco natural	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	Muy natural

14. 8. ¿Qué tan consciente estuviste de los eventos que ocurrían en el mundo real a tu alrededor? *

Marca solo un óvalo.

	1	2	3	4	5	6	7	
Poco consciente	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	Muy consciente

15. 9. ¿Qué tan consciente estabas de tener puesto el casco de realidad virtual y de sujetar el manubrio del triciclo? *

Marca solo un óvalo.

	1	2	3	4	5	6	7	
Poco consciente	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	Muy consciente

16. 10. ¿Qué tan convincente fue tu sensación del movimiento de los objetos como el vehículo, sus llantas y demás en el entorno virtual? *

Marca solo un óvalo.

	1	2	3	4	5	6	7	
Poco convincente	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	Muy convincente

17. 11. ¿Qué tan desconectada estaba la información que venía de todos tus sentidos? *

Marca solo un óvalo.

	1	2	3	4	5	6	7	
Muy conectada	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	Muy desconectada

18. 12. ¿Qué tan realista se sintió la realidad virtual teniendo en cuenta la sensación de conducir una bicicleta en el mundo real? *

Marca solo un óvalo.

	1	2	3	4	5	6	7	
Poco realista	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	Muy realista

19. 13. ¿Era capaz de anticipar lo que sucedería a continuación cuando realizaba acciones con el triciclo? *

Marca solo un óvalo.

	1	2	3	4	5	6	7	
Capáz de anticipar	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	Incapaz de anticipar

20. 14. ¿Qué tanto podía inspeccionar el ambiente virtual usando su visión y moviendo la cabeza al usar el casco de realidad virtual? *

Marca solo un óvalo.

	1	2	3	4	5	6	7	
Poca inspección	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	Mucha inspección

21. 15. ¿Qué tan bien pudo identificar sonidos dentro juego? *

Marca solo un óvalo.

	1	2	3	4	5	6	7	
Difícil de identificar	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	Fácil de identificar

22. 16. ¿Qué tan bien pudo identificar el origen de los sonidos dentro del juego? *

Marca solo un óvalo.

1	2	3	4	5	6	7	
Difícil de localizar	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	Fácil de localizar

23. 17. ¿Qué tan convincente era el movimiento del vehículo en el entorno virtual? *

Marca solo un óvalo.

1	2	3	4	5	6	7	
Poco convincente	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	Muy convincente

24. 18. ¿Qué tan de cerca pudo examinar los objetos (árboles, conos, lago, casas, piedras, señales de tránsito) en el juego? *

Marca solo un óvalo.

1	2	3	4	5	6	7	
Muy lejos	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	Muy cerca

25. 19. ¿Qué tan bien podía examinar objetos (árboles, conos, lago, casas, piedras, señales de tránsito) desde varios puntos de vista? *

Marca solo un óvalo.

1	2	3	4	5	6	7	
Pocos puntos de vista	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	Muchos puntos de vista

26. 20. a) ¿Qué tan confundido, mareado o desorientado se sintió al comienzo de las pausas? *

Marca solo un óvalo.

1	2	3	4	5	6	7	
Poco	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	Mucho

27. 20. b) ¿Qué tan confundido, mareado o desorientado se sintió al final de la sesión experimental? *

Marca solo un óvalo.

1	2	3	4	5	6	7	
Poco	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	Mucho

28. 21. ¿Qué tan inmerso (sentimiento de realidad) te sentiste en la experiencia virtual con el juego? *

Marca solo un óvalo.

1	2	3	4	5	6	7	
Poco inmerso	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	Muy inmerso

29. 22. ¿Qué tanto lo distrajo manejar el triciclo real mientras lo usaba como control del vehículo virtual? *

Marca solo un óvalo.

	1	2	3	4	5	6	7	
Poco distractor	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	Muy distractor

30. 23. ¿Cuánto retraso experimentó entre sus acciones sobre el triciclo y los resultados esperados en el juego? *

Marca solo un óvalo.

	1	2	3	4	5	6	7	
Poco retraso	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	Mucho retraso

31. 24. ¿Con qué rapidez se adaptó a la experiencia del entorno virtual? *

Marca solo un óvalo.

	1	2	3	4	5	6	7	
Muy lento	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	Muy rápido

32. 25. ¿Qué tan hábil se sintió en el manejo del triciclo y el entorno virtual al finalizar la sesión? *

Marca solo un óvalo.

	1	2	3	4	5	6	7	
Poco hábil	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	Muy hábil

33. 26. ¿Qué tanta interferencia o distracción le produjo la calidad de la imagen para lograr los objetivos en los modos de juego llamados "Tutorial" y "Prueba con puntaje"? *

Marca solo un óvalo.

	1	2	3	4	5	6	7	
Poca distracción	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	Mucha distracción

34. 27. ¿Qué tanto interfirieron los dispositivos de control, tales como los pedales, el manubrio y los frenos, en su desempeño a la hora de lograr los objetivos en los modos de juego llamados "Tutorial" y "Prueba con puntaje"? *

Marca solo un óvalo.

	1	2	3	4	5	6	7	
Poca interferencia	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	Mucha interferencia

35. 28. ¿Qué tan bien podía concentrarse en las tareas asignadas en el juego en lugar de concentrarse en controlar el triciclo? *

Marca solo un óvalo.

	1	2	3	4	5	6	7	
Poca concentración	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	Mucha concentración

36. 29. ¿Aprendió nuevas técnicas durante el modo libre y el tutorial que le permitieron mejorar su desempeño durante la prueba con puntaje? *

Marca solo un óvalo.

	1	2	3	4	5	6	7	
Ninguna	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	Muchas técnicas

37. 30. ¿Estuvo inmerso (entretenido, concentrado) en el juego hasta el punto de perder la noción del tiempo? *

Marca solo un óvalo.

	1	2	3	4	5	6	7	
Poco inmerso	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	Muy inmerso

Este contenido no ha sido creado ni aprobado por Google.

Google Formularios

Objeto	Cantidad	Valor unidad (cop)	Valor total (cop)
CABLE MICRO HDMI A HDMI cable convertidor 1.5m	1	15000	\$15,000
Kit cables conexión fácil Dupont M/M 30cm x10	3	3000	\$9,000
Conector DC bornera Jack Macho	3	1000	\$3,000
Potenciómetro deslizante 10K	1	14000	\$14,000
Modulo sensor de flexión	1	19200	\$19,200
Sensor flexión 2,2"	1	42300	\$42,300
Memoria micro SD 64GB Clase 10 SanDisk	1	74000	\$74,000
Max301002 particle optical sensor	1	26000	\$26,000
Sensor de ritmo cardíaco SENS-PULSO	1	11000	\$11,000
Convertor ADC ADS1015	2	13000	\$26,000
Kit completo de 5 disipadores de aluminio para Raspberry Pi 4	1	2800	\$2,800
Cable USB tipo C con suiche para alimentación de Raspberry Pi 4	1	12600	\$12,600
wifi+ bluetooth solucion Modulo ESP 32	1	35000	\$35,000
solo wifi Módulo WiFi ESP8266 Nodemcu V3	1	11200	\$11,200
Tarjeta convertora DAC MCP4725	1	5600	\$5,600
Módulo bluetooth para Arduino	1	24000	\$24,000
Pantalla con conexión HDMI	1	410000	\$410,000
Teclado y mouse/ Teclado con mouse	1	26000	\$26,000
Router	1	48000	\$48,000
Materiales y elaboración de correas para sensor de FR	2	6000	\$12,000
Rollo de 1 kg de material de impresión para acoples	1	70000	\$70,000
Psoc 5 + Tarjeta de desarrollo	1	112744	\$112,744
Tarjeta para interfaz USB-UART FTDI Versión 2	1	65450	\$65,450
Cable USB-mini USB de 2 metros	2	12000	\$24,000
Fuente de poder para protoboard	1	4000	\$4,000
Circuito impreso universal	2	4850	\$9,700
Adaptador 9v	1	19700	\$19,700
CablesCable Blindado 8 Hilos 24Awg BL8T	6	4935	\$29,610
Carcasa cable conexión rápida	10	297	\$2,970
Carcasa cable conexión rápida 1x2	10	202	\$2,020

Carcasa cable conexión rápida 1x3	10	226	\$2,260
Terminal hembra de 0.1	30	261	\$7,830
Terminal macho de 0.1	30	345	\$10,350
Conector Molex 2 Pines 3.5mm - M/H	10	226	\$2,260
Conector para impreso M/H KF2510 - 3 pines	10	392	\$3,920
Tryke	1	\$8,000,000	\$8,000,000
Rodillo prodalca	1	\$2,500,000	\$2,500,000
Pc gamer	1	\$7,500,000	\$7,500,000
Gafas de realidad vistual HTC vive	1	2000000	\$2,000,000
Raspberry pi 4	1	900000	\$900,000
Videojuego?	1	40000000	\$40,000,000
Cojín maya sensora	1	\$2,500,000	\$2,500,000
Total			\$64,593,514