



**ESPE**  
**UNIVERSIDAD DE LAS FUERZAS ARMADAS**  
**INNOVACIÓN PARA LA EXCELENCIA**

**“Diseño de un sistema de adquisición y procesamiento de señales biomédicas para el análisis de la influencia de videojuegos de acción en los cambios fisiológicos en sujetos sanos”**

Palacios Pérez, César Andrés y Palacios Villafuerte, Francisco Xavier

Departamento de Eléctrica, Electrónica y Telecomunicaciones

Carrera de Ingeniería en Electrónica, Automatización y Control

Trabajo de titulación, previo a la obtención del título de Ingeniero  
en Electrónica, Automatización y Control

Ing. Arcentales Viteri, Andrés Ricardo, PhD

4 de agosto del 2021



### Document Information

Analyzed document	Tesis_Palacios_Palacios_Urkund.pdf (D111023052)
Submitted	8/6/2021 3:48:00 AM
Submitted by	Guaman Novillo Ana Veronica
Submitter email	avero.guaman@gmail.com
Similarity	1%
Analysis address	avguaman.espe@analysis.orkund.com

### Sources included in the report

<b>W</b>	URL: <a href="https://repositorio.espe.edu.ec/bitstream/21000/11836/1/T-ESPE-053245.pdf">https://repositorio.espe.edu.ec/bitstream/21000/11836/1/T-ESPE-053245.pdf</a> Fetched: 11/16/2019 7:57:09 AM	 1
<b>SA</b>	<b>Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE / Tesis_Betancourt Yopez.pdf</b> Document Tesis_Betancourt Yopez.pdf (D40882038) Submitted by: ararcentales@espe.edu.ec Receiver: ararcentales.espe@analysis.orkund.com	 2
<b>SA</b>	<b>Trabajo de titulación - Gustavo Ruiz.pdf</b> Document Trabajo de titulación - Gustavo Ruiz.pdf (D76123449)	 1
<b>W</b>	URL: <a href="https://docplayer.es/96613252-Departamento-de-electrica-y-electronica.html">https://docplayer.es/96613252-Departamento-de-electrica-y-electronica.html</a> Fetched: 7/23/2020 1:50:26 AM	 1





**DEPARTAMENTO DE ELÉCTRICA, ELECTRÓNICA Y TELECOMUNICACIONES**  
**CARRERA DE INGENIERÍA EN ELECTRÓNICA, AUTOMATIZACIÓN Y CONTROL**

**CERTIFICACIÓN**

Certifico que el trabajo de titulación, “**Diseño de un sistema de adquisición y procesamiento de señales biomédicas para el análisis de la influencia de videojuegos de acción en los cambios fisiológicos en sujetos sanos**” fue realizado por los señores **Palacios Pérez, César Andrés** y **Palacios Villafuerte, Francisco Xavier**, el cual ha sido revisado y analizado en su totalidad por la herramienta de verificación de similitud de contenido; por lo tanto cumple con los requisitos legales, teóricos, científicos, técnicos y metodológicos establecidos por la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE, razón por la cual me permito acreditar y autorizar para que lo sustente públicamente.

Sangolquí, 4 de agosto de 2021



Firmado electrónicamente por:  
**ANDRES RICARDO**  
**ARCENTALES**  
**VITERI**

.....

**Ing. Arcentales Viteri, Andrés Ricardo PhD**

C. C. 1712480746



**DEPARTAMENTO DE ELÉCTRICA, ELECTRÓNICA Y TELECOMUNICACIONES**  
**CARRERA DE INGENIERÍA EN ELECTRÓNICA, AUTOMATIZACIÓN Y CONTROL**

**RESPONSABILIDAD DE AUTORÍA**

Nosotros, Palacios Pérez, César Andrés, con cédula de ciudadanía n° 1720786845 y Palacios Villafuerte, Francisco Xavier, con cédula de ciudadanía n° 1727296863, declaramos que el contenido, ideas y criterios del trabajo de titulación: **“Diseño de un sistema de adquisición y procesamiento de señales biomédicas para el análisis de la influencia de videojuegos de acción en los cambios fisiológicos en sujetos sanos”** es de nuestra autoría y responsabilidad, cumpliendo con los requisitos legales, teóricos, científicos, técnicos, y metodológicos establecidos por la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE, respetando los derechos intelectuales de terceros y referenciando las citas bibliográficas.

**Sangolquí, 4 de agosto de 2021**

**Palacios Pérez, César Andrés**

C.C.: 1720786845

**Palacios Villafuerte, Francisco Xavier**

C.C.: 1727296863



**DEPARTAMENTO DE ELÉCTRICA, ELECTRÓNICA Y TELECOMUNICACIONES**  
**CARRERA DE INGENIERÍA EN ELECTRÓNICA, AUTOMATIZACIÓN Y CONTROL**

**AUTORIZACIÓN DE PUBLICACIÓN**

Nosotros **Palacios Pérez, César Andrés** con cédula de ciudadanía n° 1720786845 y **Palacios Villafuerte, Francisco Xavier** con cédula de ciudadanía n° 1727296863, autorizamos a la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE publicar el trabajo de titulación: **“Diseño de un sistema de adquisición y procesamiento de señales biomédicas para el análisis de la influencia de videojuegos de acción en los cambios fisiológicos en sujetos sanos”** en el Repositorio Institucional, cuyo contenido, ideas y criterios son de mi/nuestra responsabilidad.

**Sangolquí, 4 de agosto de 2021**

**Palacios Pérez, César Andrés**

C.C.: 1720786845

**Palacios Villafuerte, Francisco Xavier**

C.C.: 1727296863

**Dedicatoria**

Este trabajo de investigación está dedicado primeramente a Dios, quien me ha sostenido, amado y respaldado en cada paso de mi vida, solo tengo palabras de agradecimiento hacia Él y mi vida completa entregada a sus propósitos y caminos, te amo.

Después, quisiera dedicar este trabajo a mis padres, seres incondicionales y casi perfectos para mí. Todos los días de mi carrera universitaria mostraron su apoyo, preocupación y amor insondable hacía mí, no hay palabras que expresen lo que ustedes son para mí.

A toda mi familia, tía Magalli; mi hermano Darío, su esposa Cindy y mis sobrinos preciosos, quienes igualmente me han amado y respaldado siempre, gracias de verdad.

Todo esto lo hice pensando en todos ellos porque solo gracias a mi familia he podido llegar a este punto en mi vida, son mi pilar. Los amo con todo mi corazón.

**Dedicatoria**

Dedico todo el esfuerzo, dedicación y constancia de la realización de la presente tesis a mis padres, que me han sabido inculcar principios y valores que son base para guiar mi vida, nunca han perdido la fe en mí, brindándome incansablemente su cariño y paciencia; mi hermano que siempre me mostró su tenacidad y esfuerzo, siendo siempre parte de mi vida, enseñándome desde dar mis primeros pasos; y mi amuleto de la suerte que me ha acompañado en mis estudios desde el colegio, mi perrito Koki. A mi novia Crysthel que fue un apoyo y confort en momentos difíciles de mi carrera y vida. A ellos se lo debo todo, y de ahora en adelante empezaré a pagar todo el apoyo que me han dado.

## Agradecimientos

No hay palabras que puedan expresar el agradecimiento que tengo hacia Dios, he podido comprobar cada día de mi vida que sus misericordias son nuevas cada día y su fidelidad es para siempre. Cada vez que trato de entender por qué me ama tanto, me siento inmerecedor del mismo. Quiero agradecerte con mi vida, mis pensamientos, mi corazón, mis decisiones y todo de mí, gracias Padre Nuestro que estás en los Cielos.

Como no agradecer a mi madre que siempre me dejaba un plato de comida hecho con todo su amor cada noche de trabajo duro. Y a mi padre que se despertaba en la madrugada para despertarme y que siga estudiando o acabando un proyecto. Gracias padres de mi corazón, la vida tengo para honrarles de todas las formas posibles. A mi hermano Darío quien me ha ayudado siempre con sus consejos y sus conocimientos, siempre lo diré, eres mi mejor amigo y la persona que quiero ser, gracias. A mi tía Magalli, la segunda madre que Dios me dio, gracias por demostrarme tu amor en cada paso de mi vida. A mi cuñada y mis sobrinos preciosos, son parte de mi vida, gracias por llenar mi corazón con todo lo que hacen por mí, los amo.

A mis amigos de la universidad, Víctor, Daniel y César. Han sido personas incondicionales conmigo, espero seguir contando con su amistad siempre. También a mis amigos de la Frate, han llenado de alegría y buenos momentos a mi vida en la universidad.

Por último, al Dr. Andrés Arcentales. He podido comprobar la calidad de profesor y persona que es; quedare sinceramente agradecido por sus palabras de apoyo, consejos y sobre todo paciencia conmigo durante todo este proceso y antes del mismo. Gracias ingeniero, todo lo bueno que ha sido con todos sus estudiantes estoy seguro que regresará a usted, gracias.

Francisco Palacios



## Agradecimientos

Agradezco a Dios que siempre ha sido mi guía, me ha sabido fortalecer en mis momentos de tribulación, dejo en sus manos el camino que venga de ahora en adelante.

En estos momentos de pandemia ha sido muy complicado la realización de una tesis, esto debido al no poder usar los laboratorios de la Universidad, no haber una empresa que auspicie un proyecto, problemas económicos que todos pasamos; es por eso que estoy muy agradecido con nuestro tutor el Ing. Andrés Arcentales, PhD. que nos brindó la oportunidad de realizar la tesis financiada por la Corporación Ecuatoriana para el Desarrollo de la Investigación y la Academia "CEDIA".

A mi compañero tesista Francisco Palacios que ha sido la dupla perfecta gracias a su conocimiento y que aparte es de mis mejores amigos desde que inicie la travesía de ésta carrera, al igual que La Frate, que han sido como una segunda familia, y a Nixon Jaramillo mi mejor amigo desde el colegio y roommate en la Universidad que me acompañó durante toda la carrera, con todos anhelo una amistad infinita. Así mismo, a los tesisistas Nicolás Núñez e Ivonne Cruz que también forman parte de la investigación, por la colaboración y apoyo mutuo brindado. Al Ing. Kevin Morales, desarrollador autorizado de Apple, por solventar inconvenientes en el lenguaje de programación Swift. A las empresas Polar, Empatica y Scosche fabricantes de los dispositivos wearables usados en la tesis por facilitarnos obtener las señales crudas de sus sensores.

Y como no agradecer a la Universidad de Las Fuerzas Armadas "ESPE" y todos los docentes que me han compartido su sabiduría y el amor por la carrera.

César Palacios

## Índice de Contenidos

Resultado de Análisis Urkund .....	2
Certificado.....	3
Responsabilidad de Autoría .....	4
Autorización de Publicación .....	5
Dedicatoria.....	6
Dedicatoria.....	7
Agradecimientos .....	8
Agradecimientos .....	9
Índice de Tablas .....	13
Índice de Figuras .....	16
Resumen .....	19
Abstract.....	20
Capítulo I.....	21
Introducción.....	21
Antecedentes .....	21
Justificación e Importancia .....	24
Alcance del proyecto .....	25
Objetivos .....	28
Objetivo general .....	28
Objetivos específicos .....	28
Capítulo II.....	30
Estado del Arte.....	30
Introducción .....	30
Clasificación y caracterización de videojuegos .....	31
Clasificación según restricción .....	32
Género de videojuegos .....	35
Juegos violentos y no violentos .....	38
Respuesta fisiológica a los videojuegos .....	40
Principales cambios fisiológicos en el sistema cardiorrespiratorio .....	41
Principales cambios fisiológicos en el sistema tegumentario .....	42
Principales cambios fisiológicos en la región ocular .....	43
Principales cambios fisiológicos en la biomecánica del cuerpo humano .....	45

Sistema de sensado del entorno de videojuegos .....	46
Sistema de sensado de variables fisiológicas.....	48
Capítulo III.....	56
Diseño del Sistema de Multisensado .....	56
Introducción .....	56
Conceptos de diseño .....	57
Funcionamiento de dispositivos wearables.....	59
Empatica E4 .....	59
Rhythm24 .....	67
Dispositivos Polar.....	77
Garmin Vivoactive4 .....	82
Plataformas de adquisición de señales fisiológicas (PhysioSensor).....	85
Módulo de flujo respiratorio (FLW) .....	87
Módulo de electrooculograma (EOG).....	89
Módulo de acelerómetro (ACC).....	91
Módulo de respuesta galvánica de la piel (GSR).....	94
Plataformas de adquisición de señales ambientales (AmbientSensor) .....	95
Módulo de iluminancia (LUX).....	97
Módulo de radiación ultravioleta (UV) .....	98
Módulo detector de ruido (NOISE) .....	98
Módulo detector de humedad (HUM).....	99
Módulo de presión (PRES) y temperatura (TEMP).....	100
Software de integración .....	101
Sincronización de los dispositivos.....	102
Criterios de diseño del HMI .....	104
Interfaz gráfica del sistema integral.....	105
Capítulo IV.....	117
Registro y Procesamiento de las Señales .....	117
Introducción .....	117
Protocolo de estimulación.....	117
Base de datos .....	118
Procesamiento digital de las señales .....	119
Procesamiento de señal ECG .....	120

Procesamiento de señal PPG .....	122
Procesamiento de señal FLW .....	124
Procesamiento de señal GSR .....	126
Procesamiento de señal EOG .....	128
Procesamiento de señal ACC .....	130
Procesamiento de otras señales .....	132
Compendio de características.....	132
Capítulo V.....	135
Análisis de Resultados.....	135
Introducción .....	135
Análisis comparativo de los dispositivos wearables .....	136
Análisis comparativo PPG Empatica E4 – Polar OH1 .....	136
Análisis comparativo GSR Empatica E4 – PhysioSensor .....	138
Análisis comparativo ACC Empatica E4 – PhysioSensor .....	141
Análisis comparativo del valor estadístico de latidos por minuto (BPM) .....	146
Análisis de instrumentos de evaluación .....	147
Análisis comparativo entre videojuegos.....	152
Análisis basal vs. diferentes juegos.....	154
Correlación de señales fisiológicas y ambientales .....	171
Capítulo VI.....	174
Conclusiones y Recomendaciones .....	174
Hardware de sistema de adquisición de señales .....	174
Software de sistema de adquisición de señales .....	176
Registro y procesamiento de señales .....	180
Análisis de resultados.....	184
Referencias bibliográficas .....	193

## Índice de Tablas

Tabla 1. <i>Categorías de clasificación (ESBR)</i> .....	33
Tabla 2. <i>Especificaciones técnicas Empatica E4</i> .....	61
Tabla 3. <i>Especificaciones técnicas Rhythm24</i> .....	69
Tabla 4. <i>UUID de Servicios y Características de Rhythm24</i> .....	73
Tabla 5. <i>Explicación de decodificación de datos en Rhythm24</i> .....	76
Tabla 6. <i>Especificaciones técnicas Polar H10</i> .....	79
Tabla 7. <i>Especificaciones técnicas Polar OH1</i> .....	79
Tabla 8. <i>Otras especificaciones Vivoactive4</i> .....	83
Tabla 9. <i>Detalles técnicos del módulo ACC</i> .....	92
Tabla 10. <i>Detalles técnicos del módulo GSR</i> .....	94
Tabla 11. <i>Detalles técnicos del módulo LUX</i> .....	97
Tabla 12. <i>Detalles técnicos del módulo UV</i> .....	98
Tabla 13. <i>Detalles técnicos del módulo NOISE</i> .....	99
Tabla 14. <i>Detalles técnicos del módulo HUM</i> .....	100
Tabla 15. <i>Detalles técnicos del módulo PRES Y HUM</i> .....	101
Tabla 16. <i>Parámetros filtros digitales empleados a la señal ECG</i> .....	120
Tabla 17. <i>Características extraídas señal ECG</i> .....	122
Tabla 18. <i>Parámetros filtros digitales empleados a la señal PPG</i> .....	123
Tabla 19. <i>Características extraídas señal PPG</i> .....	124
Tabla 20. <i>Parámetros filtros digitales empleados a la señal FLW</i> .....	125
Tabla 21. <i>Características extraídas señal FLW</i> .....	126
Tabla 22. <i>Parámetros filtro digital empleados señal GSR</i> .....	126
Tabla 23. <i>Características extraídas de señal GSR</i> .....	127

Tabla 24. <i>Parámetros filtros digitales empleados señal EOG</i> .....	128
Tabla 25. <i>Características extraídas de señal EOGV</i> .....	129
Tabla 26. <i>Características extraídas de señal EOGH</i> .....	130
Tabla 27. <i>Características extraídas de señal ACC</i> .....	131
Tabla 28. <i>Esquema de Características de las Señales Fisiológicas</i> .....	133
Tabla 29. <i>Esquema de Características de las Señales Ambientales</i> .....	134
Tabla 30. <i>Valores de error del dato BPM de la señal PPG del dispositivo Polar OH1 en relación al dato BPM de la señal ECG del Polar H10</i> .....	137
Tabla 31. <i>Valores de error del dato BPM de la señal PPG del dispositivo Empatica E4 en relación al dato BPM de la señal ECG del Polar H10</i> .....	138
Tabla 32. <i>Valores de correlación de Pearson de la señal GSR del dispositivo Empatica E4 en relación a la señal GSR de la PhysioSensor</i> .....	139
Tabla 33. <i>Valores de error de la característica mGx de la señal ACC de la Plataforma de señales fisiológicas en relación al Empatica E4</i> .....	141
Tabla 34. <i>Valores de error de la característica mGy de la señal ACC de la Plataforma de señales fisiológicas en relación al Empatica E4</i> .....	142
Tabla 35. <i>Valores de error de la característica mGz de la señal ACC de la Plataforma de señales fisiológicas en relación al Empatica E4</i> .....	143
Tabla 36. <i>Valores de correlación de Pearson de la señal ACC del dispositivo Empatica E4 en relación a la señal ACC de la PhysioSensor</i> .....	144
Tabla 37. <i>BPM dispositivos wearables en min 2 de estado basal</i> .....	147
Tabla 38. <i>Características relevantes de señal ECG para videojuego GTAV</i> .....	156
Tabla 39. <i>Características relevantes de señal PPG Polar OH1 para videojuego GTAV</i> .....	157
Tabla 40. <i>Características relevantes de señal FLW para videojuego GTAV</i> .....	158

Tabla 41. <i>Características relevantes de señal GSR para videojuego GTAV</i> .....	159
Tabla 42. <i>Características relevantes de señal EOGH para videojuego GTAV</i> .....	160
Tabla 43. <i>Características relevantes de señal EOGV para videojuego GTAV</i> .....	161
Tabla 44. <i>Características relevantes de señal ACC para videojuego GTAV</i> .....	162
Tabla 45. <i>Características de señal FLW para videojuego Sims3</i> .....	163
Tabla 46. <i>Características de señal EOGV para videojuego Sims3</i> .....	164
Tabla 47. <i>Características de señal ACC para videojuego Sims3</i> .....	164
Tabla 48. <i>Características relevantes de señal ECG para videojuego interactivo Stroop</i> .....	165
Tabla 49. <i>Características relevantes de señal FLW para videojuego de interacción Stroop</i> .....	166
Tabla 50. <i>Características relevantes de señal GSR para videojuego interactivo Stroop</i> .....	166
Tabla 51. <i>Características relevantes de señal EOGH para videojuego interactivo Stroop</i> .....	167
Tabla 52. <i>Características relevantes de señal EOGV para videojuego interactivo Stroop</i> .....	168
Tabla 53. <i>Correlación Señales Ambientales y Fisiológicas</i> .....	172
Tabla 54. <i>Correlación Estrés y Señales Fisiológicas</i> .....	173

## Índice de Figuras

Figura 1. <i>Protocolo de estimulación</i> .....	53
Figura 2. <i>Arquitectura de la red de sensores</i> .....	54
Figura 3. <i>Diagrama Esquemático de Sistema de Sensado</i> .....	58
Figura 4. <i>Empatica E4</i> .....	60
Figura 5. <i>Sensores y ejes de acelerómetro</i> .....	60
Figura 6. <i>Triple apretón de manos TCP</i> .....	63
Figura 7. <i>Dirección IP y puerto del servidor</i> .....	65
Figura 8. <i>Diagrama de Flujo comunicación TCP MATLAB®</i> .....	66
Figura 9. <i>Señales tomadas en tiempo real Empatica E4</i> .....	67
Figura 10. <i>Dispositivo Rhythm24</i> .....	68
Figura 11. <i>Diagrama de Bloques Sensor Valencell</i> .....	69
Figura 12. <i>Capas de BLE</i> .....	71
Figura 13. <i>Servicios, Características y Descriptores</i> .....	72
Figura 14. <i>Diagrama de Flujo conexión BLE en MATLAB®</i> .....	75
Figura 15. <i>Señales tomadas en tiempo real Rhythm24</i> .....	77
Figura 16. <i>Dispositivo Polar OH1</i> .....	78
Figura 17. <i>Dispositivo Polar H10</i> .....	78
Figura 18. <i>Señal del dispositivo Polar OH1</i> .....	81
Figura 19. <i>Señales del dispositivo Polar H10</i> .....	81
Figura 20. <i>Dispositivo Garmin Vivoactive4</i> .....	82
Figura 21. <i>Señales tomadas offline en Vivoactive4</i> .....	85
Figura 22. <i>Diagrama de bloques de plataforma de señales fisiológicas</i> .....	86
Figura 23. <i>Plataforma de adquisición de señales fisiológicas</i> .....	87



Figura 24. Diagrama para la adquisición de la señal FLW .....	89
Figura 25. Diagrama para la adquisición de la señal EOG .....	91
Figura 26. Sistema de coordenadas y giros del sensor BNO055 .....	93
Figura 27. Ubicación de módulo ACC en concordancia con Empatica E4.....	94
Figura 28. Diagrama de bloques de plataforma de señales ambientales .....	96
Figura 29. Plataforma de adquisición de señales ambientales .....	96
Figura 30. Sincronización de los dispositivos .....	104
Figura 31. Arquitectura y navegación entre pantallas.....	106
Figura 32. Pantalla Principal.....	107
Figura 33. Pantalla Estado Dispositivo Empatica E4.....	108
Figura 34. Aviso "Fallo Conexión" .....	109
Figura 35. Proceso de Verificación de dispositivos.....	110
Figura 36. Ventana Estado de Grabación online .....	112
Figura 37. Acción del botón "Detener" .....	113
Figura 38. Señales GSR y Humedad Ambiental en tiempo real .....	114
Figura 39. Datos de señales de Garmin Vivoactive4 integrados manualmente .....	115
Figura 40. Visualización de todas las señales de los dispositivos y plataformas online .....	115
Figura 41. Interfaz Gráfica de Usuario del sistema.....	116
Figura 42. Estructura de base de datos .....	119
Figura 43. Señal ECG original y preprocesada .....	121
Figura 44. Señal PPG original y preprocesada .....	123
Figura 45. Señal FLW original y preprocesada.....	125
Figura 46. Señal GSR original y preprocesada .....	127
Figura 47. Señal EOGV original y preprocesada.....	128

Figura 48. <i>Señal ACC original y preprocesada</i> .....	131
Figura 49. <i>Señales GSR similares con diferentes dispositivos</i> .....	140
Figura 50. <i>Señales GSR no similares con diferentes dispositivos</i> .....	140
Figura 51. <i>Señales ACCx con diferentes dispositivos</i> .....	145
Figura 52. <i>Señales ACCy con diferentes dispositivos</i> .....	146
Figura 53. <i>Señales ACCz con diferentes dispositivos</i> .....	146
Figura 54. <i>Resultados de encuesta realizada antes de los estímulos</i> .....	148
Figura 55. <i>Pregunta 20 de la encuesta de estrés</i> .....	149
Figura 56. <i>Resultados de encuesta realizada después del videojuego GTAV</i> .....	150
Figura 57. <i>Resultados de encuesta realizada después del videojuego Sims3</i> .....	151
Figura 58. <i>Resultados de encuesta realizada después del videojuego Stroop</i> .....	152
Figura 59. <i>Gráfica de probabilidad normal para ciertas características analizadas de las señales fisiológicas</i> .....	153
Figura 60. <i>Minutos con más variaciones con respecto al estado basal en el videojuego GTAV</i> . 155	

## Resumen

La presente tesis contiene el diseño e implementación de un sistema de adquisición y procesamiento de señales biomédicas y ambientales. Para el análisis de los cambios fisiológicos que producen los videojuegos, se usa los dispositivos wearables *Polar OH1*, *Polar H10*, *Garmin Vivoactive4*, *Rhythm24* y *Empatica E4*; y una plataforma de adquisición de señales fisiológicas y ambientales. Los videojuegos para el protocolo de estimulación y caracterización son *Grand Theft Auto V (GTAV)*, *Sims3* y *Stroop*. Se integra todos los datos para ser monitoreados y controlados en una interfaz gráfica diseñada en un software, usando protocolos *Bluetooth Low Energy (BLE)* y *Serial*, para luego registrarse en una base de datos tipo “struct”. Las señales crudas son procesadas temporal y frecuencialmente, para someterse a un análisis estadístico. El dispositivo *Polar H10* tiene la mejor medición de señal electrocardiograma (ECG) con una relación señal-ruido casi nula. La señal fotopleletismografía (PPG) en *Polar OH1* es óptima, la *Empatica E4* tiene baja confiabilidad para su señal PPG, por altos niveles de ruido en sus mediciones, contrastan sus demás señales de óptima calidad. Se tiene estimulaciones considerables en el sistema cardíaco y respiratorio en *GTAV*, mientras que el GSR presentó emociones muy marcadas como miedo y tristeza, indicadas por la encuesta realizada. En cambio, en el videojuego interactivo *Stroop* se ubica las emociones generadas en la región de estrés emocional. Se sustenta con los resultados obtenidos en encuestas realizadas al inicio y final de la estimulación. Con las características de señales electrooculograma horizontal (EOGH) y vertical (EOGV), y el ACC, se interpreta que existe un alto estado de concentración de los sujetos en el videojuego *GTAV*, mientras que en *Stroop* disminuye.

### **PALABRAS CLAVE:**

- **WEARABLES**
- **VIDEOJUEGOS**
- **ESTIMULACIÓN**

### **Abstract**

Existing work contains the design and implementation of a system for the acquisition and processing of biomedical and environmental signals. For the physiological changes analysis that video games produce, the wearable devices Polar OH1, Polar H10, Garmin Vivoactive4, Rhythm24 and Empatica E4 are used; and a platform for the acquisition of physiological and environmental signals. The video games to perform a stimulation protocol and characterization are Grand Theft Auto V (GTAV), Sims3 and Stroop. All the data is integrate to be monitored and controlled in a graphical interface designed in a program, using Bluetooth Low Energy (BLE) and Serial protocols, and to be registered in a structure array type database. The raw signals are processed temporally and frequently, and to be studied to statistical analysis. The Polar H10 device has the best electrocardiogram (ECG) signal measurement with an almost null signal-to-noise ratio. The photoplethysmography (PPG) of Polar OH1 is optimal; the Empatica E4 has low reliability for its PPG signal, due to high noise levels in its measurements, contrasts with its other signals, of optimum quality. There is considerable stimulation in the cardiac and respiratory system in GTAV, while the GSR signal presented very marked emotions like fear and sadness, indicated by the survey carried out. Instead, in the interactive video game Stroop the emotions generated are located in the region of emotional stress. It is supported by the results obtained in surveys carried out at the beginning and end of the stimulation. With the characteristics of the horizontal (EOGH) and vertical (EOGV) electrooculogram signals, and the ACC, it is interpreted that there is a high concentration state of the subjects in the GTAV video game, while in Stroop it decreases.

#### **KEY WORDS:**

- **WEARABLES**
- **VIDEOGAMES**
- **STIMULATION**

## Capítulo I

### Introducción

#### Antecedentes

La historia de los videojuegos ha marcado un antes y un después en la industria del entretenimiento, con apenas cuarenta años de historia se ha convertido en una de las industrias más importantes posicionándose arriba de otras más comunes o tradicionales como la del cine (Benito, 2005). Al convertirse en algo tan comercial el planeamiento y diseño de videojuegos se ha focalizado en incrementar sus clientes por medio de historias más interesantes, gráficos más reales, sonidos envolventes, interfaces más amigables e interesantes, todo lo que sea necesario para entretener a los usuarios. Esto ha sucedido a pesar de que en sus inicios los juegos han sido diseñados no solo para el entretenimiento sino también de forma terapéutica, educacional y más temas relacionados para mejorar alguna habilidad o tratar algún problema de salud (Shaomei & Tao, 2011).

Existen varios trabajos, publicaciones e investigaciones que muestran la contribución que los videojuegos pueden aportar para mejorar al ser humano, tanto física, mental, y psicológicamente. Por ejemplo, es el caso del artículo "*Cognitive benefits of computer games for older adults*", que concluye que el juego *Medal of Honor: Allied Assault* podría ayudar a producir gran transferencia al rendimiento cognitivo por el énfasis a la discriminación, el procesamiento rápido de la información visual y la necesidad de observar toda la pantalla (M & Reyes, 2009). Otro estudio que observa la habilidad mental y su mejoría es el realizado por Kyriazis et. al., esta publicación trata sobre el estrés positivo que incita al organismo a adaptarse a situaciones adversas, estímulo que puede activarse al exponerse a plataformas digitales bajo ciertos lineamientos (Kyriazis & Kiourti, 2018). También se analizan distintas áreas de la salud como el

corazón y un posible tratamiento con videojuegos que requieran actividad física, como en la revisión literaria que fue publicada en la revista *European Journal of Cardiovascular Nursing*, concluyendo que los ejercicios realizados son seguros, factibles y podrían traer mejoras en pacientes que sufren apoplejía o enfermedades cardíacas (Klompastra, Jaarsma, & Stromberg, 2013).

También se han realizado publicaciones en donde se ha puesto en práctica la experimentación para apoyar o comprobar un supuesto sobre este tema, como un estudio realizado por Grant et. al.; en donde 23 jóvenes sanos jugaron videojuegos de acción mientras se registraba su presión y pulso en tiempo real, los resultados mostraron que existieron cambios notorios en la presión arterial sistólica y la frecuencia cardíaca que pueden conllevar a una arritmia. Dichos cambios se daba más en jugadores inexpertos siendo probable que la causa de enfermedades cardiovasculares en los jugadores sea por esta razón (Grant, Tarek, & Alan, 1983). Se tiene publicaciones de videojuegos donde por el avance tecnológico permiten realizar algún esfuerzo físico y pueden traer bienestar a la salud. Existen dos estudios similares una analiza la movilidad con la consola *Wii* y el otro utiliza el *Kinect*; concluyen que las actividades recreativas pueden llegar a mejorar el nivel de ejercicio físico en adultos mayores, ya que la frecuencia cardíaca monitoreada es la recomendada para dicha edad (M, Bia, & M, 2015) (Brito-Gomes, Perrier-Melo, Lima, & Costa, 2015).

La contraparte también ha sido analizada, por el propósito de entretener los diseñadores de los videojuegos comerciales no han evidenciado exactamente el objetivo de mejorar la salud. Infinidad de trabajos han explorado la temática de cuán perjudicial puede llegar a ser un videojuego digital hacia la salud y el comportamiento de las personas. Craig et. al., se preguntan si es factible realizar juegos que puedan generar ganancias y sean rentables, sin la necesidad de

ser destructivos y violentos sino direccionados hacia lo prosocial (Craig & Brad, 2001). Distintos investigadores han analizado el comportamiento fisiológico para obtener evidencia más fiable, como en el departamento de psicología en la Universidad de Bologna, se publicó un artículo donde se evalúa factores fisiológicos como la presión y frecuencia cardíaca; y psicológicos como ansiedad y agresividad de videojuegos violentos y no violentos en 22 participantes, en los juegos violentos existe una activación fisiológica más predominante que en los videojuegos no violentos y una mayor implicación emocional aumentando la ansiedad al final del juego, muestran datos que dan un indicio de la afectación física y psicológica (Baldaro, y otros, 2004).

Experimentos con datos más fiables para comprender mejor los efectos de videojuegos violentos son expuestos en (Douglas, K, & Craig, 2017), por medio de cortisol y cambios cardiovasculares (indicadores fisiológicos) se determinó que al jugar un videojuego violento un niño puede activar el sistema nervioso simpático provocando una respuesta de tipo lucha o huida. No sólo son discutibles los efectos en violencia o ansiedad sino también en los niveles de estrés puesto que en otra investigación se utilizaron participantes para que jugaran un juego de lucha y uno de rompecabezas, mediante la frecuencia cardíaca, presión arterial y calificaciones de emociones positivas y negativas llegó a determinarse que al aumentar la presión y disminuir la variabilidad en el ritmo cardíaco con los jugadores de juegos de lucha con respecto al de rompecabezas, existe en los primeros una respuesta de estrés cardiovascular (Porter & Goolkasian, 2019). Por último, como ámbito negativo se observa la consecuencia que un juego puede producir al descanso de una persona, Shuyan Lui et. al. realizaron una investigación, al someter a individuos a varias situaciones mientras jugaban el videojuego *Angry Birds* se determinó que los videojuegos no son recomendables en un descanso pues pueden afectar el rendimiento de la memoria al trabajar según un análisis por medio de escáner de resonancia magnética (MRI) (Shuyan & otros, 2019).

Se puede observar mediante las publicaciones e investigaciones mencionadas que un factor primordial para determinar la reacción que un videojuego produce a un ser humano de cualquier edad es la obtención de varias señales fisiológicas. Pues la relación que se obtiene entre ellas para su posterior análisis se convierte en una herramienta confiable y determinante para entender la reacción ante el estímulo que produce un videojuego, como se expone en la publicación *Association of Mental Stress with Video Games*, demuestra que la frecuencia cardíaca y varias otras respuestas fisiológicas son un factor primordial para saber si algo externo afecta al sistema nervioso de una persona, su monitoreo contribuye a entender si un videojuego a analizar afecta el estado de una persona y si su reacción resulta estresante o no (Ahmad, Likun, & Aamir, 2012).

### **Justificación e Importancia**

Los videojuegos no solo son el mercado que encabeza la industria del entretenimiento, por ser un consumo cotidiano; sino también se ha convertido en un producto cultural generando un crecimiento exponencial mucho más alto que cualquier otro contenido cultural o social. Dicho crecimiento ha roto cualquier barrera generacional por su existencia desde hace décadas; y de clases sociales pues hasta en los teléfonos celulares o *smartphones* existe este tipo de entretenimiento y actualmente existen más celulares que personas en el mundo. Por ello, los videojuegos se han convertido en parte de la cultura y vida cotidiana debido al avance y evolución de la tecnología (Bonilla & Peñuela, 2016).

Se ha comprobado que el uso de los videojuegos puede tener varias consecuencias en el comportamiento y habilidades de las personas cómo mejorar algunas destrezas o deficiencias por algún problema de salud, alivio de alguna dolencia mediante tratamientos con realidad virtual o desarrollo en la salud mental. Por otro lado, pueden llegar a afectar la salud de una persona a tal



punto de causar estrés y si no es controlada puede llegar a ser destructiva y dañina. Todos estos factores se deben analizar antes de adquirir un videojuego, sin embargo al ser un producto altamente demandado y con mucha publicidad el usuario no se percata o analiza el posible efecto del juego en su salud (Ahmad, Likun, & Aamir, 2012).

Por esta razón, el presente trabajo de titulación propone el estudio de la influencia de videojuegos de acción en sujetos sanos. Considerando que es pertinente e importante analizar la forma en que dicha distracción afecta a nuestro organismo y como esta reacción puede incidir internamente en el cuerpo humano de forma positiva o negativa, relacionándolo con ciertas características propias de cada videojuego, observándose desde un punto de vista distinto al de solo buscar un momento de ocio o diversión.

El presente trabajo será desarrollado como parte del proyecto de investigación “Integración de Nuevas Tecnologías para el Diseño de Soluciones Cognitivas en Ambientes de Vida Asistida para Adultos Mayores: Evaluación de Áreas de Atención y Memoria, CEPRA XIV 2020 07” financiado por la CORPORACIÓN ECUATORIANA PARA EL DESARROLLO DE LA INVESTIGACIÓN Y LA ACADEMIA CEDIA y la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE.

### **Alcance del proyecto**

Se propone el diseño de un sistema de sensado de variables fisiológicas y de caracterización de videojuegos para el estudio de la influencia de estos en la respuesta fisiológica de sujetos sanos. Para lo cual se trabajará con el dispositivo de investigación *Empatica E4* y los sistemas *wearable* comerciales *Rhythm24*, *Polar H10*, y *Garmin Vivoactive4*.

Se realizará una búsqueda bibliográfica en artículos científicos y publicaciones de revistas para el desarrollo del estado del arte sobre la clasificación de los videojuegos, aquellos que sean propicios para la investigación y los protocolos de estimulación utilizados. Estos estudios

permitirán conocer si los juegos provocan conductas agresivas, si son de descanso, o si fueron puestos a prueba en investigaciones similares a la presente. Es necesario también comprender los parámetros que se exponen en la jugabilidad para correlacionar dichos factores a los estímulos que son generados en el organismo por los videojuegos, por ende, todo contenido que muestre la caracterización de los juegos será de suma importancia para el desarrollo del estado del arte.

Como segunda etapa del proyecto se desarrolla el diseño de un sistema de sensado en diferentes dispositivos *wearable* comerciales y de investigación, para la obtención de las principales señales fisiológicas. Habiendo hecho ya la selección de estos, se trabajará con el dispositivo *Empatica E4* donde se desarrollará el software que permita extraer las señales crudas de fotopletismografía (PPG), respuesta galvánica de la piel (GSR) y movimiento por medio de acelerómetros. Este dispositivo *wearable* se utilizará como estándar ya que sus características se enfocan al área de investigación y tiene una certificación médica Clase IIa según la directiva 93/42/EEC. Adicional se trabajará con el dispositivo comercial *Polar H10*, el mismo que es una banda pectoral que nos aportará la señal de electrocardiograma (ECG) para complementar la información. Otro dispositivo comercial a emplear será el *Rhythm24*, el cual ofrece prestaciones muy similares a las bandas anteriormente expuestas y por ello servirá para poder comparar a esta banda con los dispositivos mencionados anteriormente con el fin comprobar si se los podría utilizar en un sistema integral de multisensado. Finalmente se trabajará con el dispositivo *Garmin Vivoactive4* que, aunque el software sea privativo o cerrado permitirá el análisis de ciertos parámetros fisiológicos.

Para la caracterización de los videojuegos y la influencia directa que estos pueden tener sobre los sujetos de prueba, se busca identificar los parámetros infundidos por los videojuegos en los jugadores o la denominada atracción sensorial, la misma que genera un impulso involuntario

originado como respuesta a los estímulos del videojuego que induce sentimientos y que desencadena conductas de reacción automática. Este factor mencionado, se lo puede medir o comprobar utilizando el análisis de agrado visual, sonoro, táctil en el control u otras medidas que el usuario experimente en el juego como la reacción visual o el movimiento de los ojos (González & José, 2010). Para identificar y medir estos parámetros se diseñará un sistema paralelo de sensado que nos permita obtener las principales características identificadas en la bibliografía, en otras palabras, la caracterización del videojuego las cuales son luminosidad, sonido, vibración y movimiento ocular. Esta última, mediante el diseño de hardware de un electrooculograma (EOG) el cual permite registrar los movimientos sacádicos o reflejos involuntarios del ojo y adicionalmente provee la frecuencia de parpadeo (Betancourt & Yépez, 2018), siendo este último importante ya que indica la respuesta del músculo orbicular de los ojos por medios eléctricos, acústicos, mecánicos, térmicos, etc. (Leon-Sarmiento, Gutiérrez, & Bayona-Prieto, 2009).

Por otra parte, para el análisis de las estímulos indirectos del medio sobre los sujetos de prueba, se propone el desarrollo de un dispositivo que permita el sensado de las variables: temperatura ambiente, humedad, luminosidad, ruido, presión, concentración de CO<sub>2</sub>, y campo electromagnético. El diseño de este dispositivo estará basado en el trabajo de titulación (Ruiz, 2020).

Posteriormente, se hará una selección de los videojuegos más comerciales de acción, y de tipo social para el registro de las personas mientras juegan, y se registrarán las señales fisiológicas de todos los dispositivos a la vez, paralelamente con el almacenamiento en memoria de las señales. Una vez generada la base de datos se realizará el procesamiento de las señales, extrayendo las características de las principales señales fisiológicas, como por ejemplo la caracterización de la respuesta temporal y frecuencial; y también las características de las señales

obtenidas por el videojuego para poder realizar el análisis estadístico que nos permita identificar los niveles de estimulación producidas por el videojuego en los cambios fisiológicos. También la base de datos será útil para realizar un análisis comparativo de la calidad de las señales obtenidas mediante los dispositivos de investigación y comerciales.

## **Objetivos**

### ***Objetivo general***

Analizar la influencia de los videojuegos de acción en la respuesta fisiológica de sujetos sanos en base a las señales obtenidas con dispositivos wearable de investigación y comerciales.

### ***Objetivos específicos***

- Desarrollar el estado del arte sobre las diferentes clasificaciones y métodos de caracterización de videojuegos, y el análisis de su influencia en los jugadores.
- Desarrollar un sistema de sensado basado en diferentes dispositivos wearable comerciales y de investigación, para la obtención de las principales señales fisiológicas.
- Desarrollar un sistema de sensado de las variables del entorno que estimulan de manera directa e indirecta a los sujetos de prueba.
- Generar una base de datos de las principales señales fisiológicas y de caracterización de los videojuegos de sujetos sanos sometidos a sesiones de juego.
- Realizar un análisis comparativo de la calidad de las señales obtenidas mediante los dispositivos de investigación y comerciales.

- Caracterizar la respuesta temporal y frecuencial de las señales fisiológicas y medioambientales adquiridas durante las sesiones de juego y realizar un análisis estadístico para la identificación de los niveles de estimulación producidas por el juego.

## Capítulo II

### Estado del Arte

#### Introducción

El presente proyecto de investigación plantea analizar la estimulación que causan los videojuegos en las personas y que son reflejadas en las variables fisiológicas que se presentan en el cuerpo humano. Por lo tanto, es necesario realizar una revisión bibliográfica sobre la caracterización de los videojuegos y su clasificación. Esto permite determinar que clase o grupo de videojuegos ha sido más propenso a causar emociones, sensaciones de peligro o reacciones involuntarias debido a las propias características y dinámicas de los mismos, para con ello utilizar el grupo apropiado de videojuegos que permitan recibir la mayor cantidad de información pertinente que determine un nivel de estimulación y estrés considerable.

Por otra parte, se revisarán las investigaciones que utilizan a los videojuegos como estresores y de esta forma detectar las variaciones más significativas en los distintos factores fisiológicos pertenecientes a los diferentes sistemas del cuerpo humano. Esto permitirá un análisis que describe la relación que existe entre la estimulación causada por los videojuegos y los sistemas que presentan variaciones debido a la inducción de esta sensación o emoción interna.

Para el análisis de la correlación entre los videojuegos y los cambios fisiológicos se exponen investigaciones sobre sistemas de sentido en el entorno de los videojuegos. A más de conocer la caracterización de los videojuegos es importante medir estas características propias como el sonido y la luz para realizar un análisis correcto de la estimulación que los videojuegos producen al usuario, como también del entorno o ambiente y de esta forma considerar todas las variables que pueden influir en las reacciones involuntarias que presenta el cuerpo humano al presentarse estímulos estresores como los videojuegos.

Existen diferentes métodos estándar de sensado de variables fisiológicas, sin embargo, con el desarrollo de la tecnología se han desarrollado varios dispositivos *wearables* de aplicaciones no médicas que permiten el sensado. Entonces, es de suma importancia revisar estudios o investigaciones que hayan realizado sistemas de sensado de variables fisiológicas con dispositivos inalámbricos o *wearables* los cuales han sido empleados últimamente en el análisis de la estimulación interna que producen los videojuegos debido a su portabilidad, precisión y medición no invasiva.

### **Clasificación y caracterización de videojuegos**

Los videojuegos vienen a ser considerados la actividad de ocio más relevante en la actualidad y la industria mejor pagada en el mundo del entretenimiento superando por mucho a la música y el cine juntos desde el 2019. Por el alcance que tienen, es de vital importancia caracterizar y regular su uso en particular en niños y adolescentes. El significado de un videojuego según Zyda es un software que busca divertir a los usuarios, basado en la interacción de la consola y los usuarios. Esto permite simular experiencias (Mainer Blanco, 2020) (Zyda, 2005).

Un videojuego no solo interactúa con el usuario a través de un mando y una pantalla, también genera una experiencia de estimulación en donde influyen factores como el audio, usándose dispositivos de reproducción de sonido tales como altavoces y auriculares, luces intermitentes en sincronía con lo visualizado en el momento y la vibración de los controles aunque no es directamente del videojuego también influye en la respuesta del jugador el entorno en el que se encuentra siendo las principales influencias del medio la humedad, temperatura, altura sobre el nivel del mar, presión, aspectos que deben ser considerados en la caracterización de un videojuego (Catota Carrera, 2019).

### ***Clasificación según restricción***

Existen entidades estatales y regionales que en función del contenido del juego los clasifican en edades apropiadas. Hay países que llegan a prohibir videojuegos por diversos factores como la violencia. Existen varias organizaciones que realizan la clasificación de los videojuegos según sus propios estándares de evaluación de contenido, algunas solo lo hacen como advertencia para los consumidores, pero en otros países son más estrictas y consideran ilegal la venta de videojuegos clasificados Solo Adultos (AO del inglés *Adult Only*) a menores de edad. En gran parte de países europeos se ciñen a la clasificación Información de Videojuegos Paneuropea (PEGI del inglés *Pan European Game Information*), hay países que tienen su propio sistema de clasificación entre ellos Alemania, Rusia, Chile, Argentina, Japón que tiene dos, la Organización de clasificación de entretenimiento informático (CERO del inglés *Computer Entertainment Rating Organization*) y la Organización de Ética del Software de Computadora (EOCS del inglés *Ethics Organization of Computer Software*) (Marvin the robot, 2020).

Estos organismos se encargan de limitar el acceso a contenido inadecuado a los niños y adolescentes, por ejemplo en Brasil censuraron el juego *Bully* por considerarlo perjudicial para los jóvenes y no solo eso, también empresas como Microsoft, Nintendo y Sony no permiten en sus consolas videojuegos AO según la Comisión de Clasificación de Software de Entretenimiento (ESBR del inglés *Entertainment Software Rating Board*) (Fonseca Serrano, 2018) (Wikipedia, 2021).





Así mismo la plataforma de descarga de aplicaciones y juegos como *App Store* cuenta con su propio sistema de clasificación para los videojuegos. Por otro lado, su competencia *Google Play* se rige a la clasificación Coalición Internacional de Calificación por Edad (IARC del inglés *International Age Rating Coalition*) para países que no cuenten con su propia clasificación. En Latinoamérica se aplica la clasificación ESRB que inicialmente fue creada para Estados Unidos,





México y Canadá en 1994, actualmente tiene 7 categorías de clasificación según la edad adecuada recomendable para jugarlo como se puede observar en la Tabla 1, encargada de advertir más no de restringir (Wikipedia, 2021) (Marvin the robot, 2020) (ESBR).

**Tabla 1.**

*Categorías de clasificación (ESBR)*

Clasificación ESRB	Edad	Descripción
 <p>Todos</p>	El contenido por lo general es apto para todas las edades.	Puede que contenga una cantidad mínima de violencia de caricatura, de fantasía o ligera, o uso poco frecuente de lenguaje moderado.
 <p>Todos +10</p>	El contenido por lo general es apto para personas de 10 años o más.	Puede que contenga más violencia de caricatura, de fantasía o ligera, lenguaje moderado o temas minimamente provocativos.
 <p>Adolescentes</p>	El contenido por lo general es apto para personas de 13 años o más.	Puede que contenga violencia, temas insinuantes, humor grosero, mínima cantidad de sangre, opuestas simuladas o uso poco frecuente de lenguaje fuerte.
 <p>Maduro +17</p>	El contenido por lo general es apto para personas de 17 años o más.	Puede que contenga violencia intensa, derramamiento de sangre, contenido sexual o lenguaje fuerte.

	<p>El contenido es apto sólo para adultos de 18 años o más.</p>	<p>Puede que incluya escenas prolongadas de violencia intensa, contenido sexual gráfico o apuestas con moneda real.</p>
<p>Solo Adultos</p>		
	<p>No se ha asignado una calificación final de ESRB</p>	<p>Solo aparece en la publicidad, marketing y materiales promocionales relacionados con un juego físico (por ejemplo, el que viene cerrado en caja) que se espera que tenga una clasificación de ESRB y debe ser sustituida por una clasificación de juego una vez que se haya asignado.</p>
<p>Clasificación Pendiente</p>		

*Nota.* Es la clasificación de los videojuegos por edades según la ESRB. Tomado de *Guía de Clasificaciones*, ESRB (s.f.).

La clasificación varía según el sistema que los evalúe como sucedió con el videojuego *DayZ* que se restringió su venta por la Junta de Clasificación Australiana (ACB del inglés *Australian Classification Board*) por tener contenido fuerte relacionado a drogas, y que para entrar al mercado australiano tuvieron que hacer varias modificaciones. Así mismo la ACB consideró al videojuego *Death Stranding* permitido para jóvenes de 15 años o más y la Oficina de Clasificación de Cine y Literatura (OFLC del inglés *Office of Film and Literature Classification*) en Nueva Zelanda hasta niños de 13 años pueden jugarlo de forma legal, mientras que la ESRB lo califica Maduro +17, la PEGI y en el Sistema de Clasificación por Edades de Rusia (RARS) lo consideran únicamente para adultos mayores de 18 años. Un videojuego más controversial es *Los Sims4*, que para la ESRB es clasificación Adolescentes, PEGI para niños de 12 años o más, ACB para adolescentes de 15 años o más, RARS para adultos mayores de 18 años por permitir parejas del mismo sexo y discutir con los padres, mientras que en Alemania el Autocontrol en el Software de Entretenimiento (ASK del alemán *Unterhaltungssoftware Selbstkontrolle*) lo considera para niños mayores de 6 años,

esto porque en su evaluación lo que más pesa es el contenido de violencia real que estima ausente en el videojuego (Marvin the robot, 2020).

Esto ocurre debido a que cada sistema considera diferentes criterios para clasificarlos, la ESRB tiene descriptores de contenido establecidos para evaluar los videojuegos como:

- Referencia al alcohol.
- Derramamiento de sangre.
- Violencia de caricatura.
- Humor vulgar.
- Referencia a drogas: Referencia o imágenes de drogas.
- Violencia intensa.
- Humor para adultos.
- Desnudez.
- Violencia sexual.
- Lenguaje fuerte.
- Letra de canciones.
- Uso de drogas.

### ***Género de videojuegos***

Así como ocurre en el cine y la música, los videojuegos tienen una larga y compleja lista de géneros y subgéneros. Estos varían mucho de acuerdo a la temática, calidad gráfica, jugabilidad, complejidad. Es por eso que un mismo videojuego puede tener diferente clasificación dependiendo de quien lo analice. De acuerdo al contenido se tiene varias formas de clasificarlos, analizando varios estudios la mejor taxonomía es la dada por Rivas, et. al., basándose en la

clasificación de Meggs tomada por Fernando García, presentando la siguiente estructura (Rivas Carabajo & Andrade Padilla, 2015) (Meggs, 1992) (García Fernández, 2005):

- Arcade: Requiere corto tiempo de reacción, es un juego rápido con poca estrategia y orientado a un solo objetivo.

Plataformas: Se desarrolla en un escenario bidimensional, efectuando desplazamientos horizontales y verticales. Un claro ejemplo es el clásico videojuego *Super Mario Bros*.

Laberintos: El escenario del juego es un laberinto que el protagonista debe recorrer obteniendo recompensas y esquivando peligros. Como ocurre en el videojuego de *Pac Man*.

Deportivos: Es el mundo deportivo. Como en las primeras versiones de máquinas en las que se podía jugar al fútbol, al baloncesto o al tenis, con poco realismo y baja calidad gráfica comparada a las versiones más modernas, que se clasifican en otra categoría distinta.

Dispara y olvida: La acción es trepidante, los escenarios son siempre iguales y sólo se modifican al cambiar de nivel tras haber “matado” a cierto número de enemigos. Como en el clásico videojuego *Space Invaders*.

Lucha o peleas: Representan un combate entre dos o más jugadores. La visualización de la escena es de forma lateral como si se tratase de un espectador. Un videojuego famoso de este tipo es *Mortal Kombat*.

- Simulación: Se puede dirigir determinadas situaciones o tomar el mando de vehículos o aparatos con las más sofisticadas tecnologías, logrando simular que se está usando en la realidad o que se está dentro del entorno. El tiempo de

respuesta no tiene demasiada importancia y los estímulos recibidos no suelen ser tan abundantes, por lo que el ritmo de juego es mucho más pausado. Uno de los juegos más comunes de este tipo es *The Sims 3*, el mismo que tiene requisitos muy básicos para su correcto funcionamiento como un tarjeta gráfica de 128 MB la cual permite muy pocos cuadros por segundo (FPS) aproximadamente 30 mientras que los efectos de sonido al generar satisfacción al usuario producen decibelios aceptables y confortables al oído de una persona (Ali, Abdullah, & Salim, 2013).

Instrumentales: La simulación de la cabina de un avión cuyos mandos debe accionar el jugador para guiar con la máxima destreza posible la aeronave. Como por ejemplo *Fligh Simulator*.

Deportivos: La temática es deportiva con un alto grado de realismo y complejidad. Toda la serie *FIFA*.

De Dios: El jugador asume el papel de un personaje sobrenatural que puede mover los hilos del destino de varios personajes simultáneamente.

Toda la saga *The Sims* entraría dentro de la subcategoría.

- Estrategia: El jugador toma el papel de protagonista, teniendo que superar diversas pruebas para obtener la victoria final rescatando así el videojuego. Se considera tres subcategorías.

Aventuras gráficas: Como protagonista el jugador debe superar varias misiones, venciendo retos y derrotando a enemigos cada vez más difíciles.

De rol: Con animaciones y gráficos en general más sencillos. Puede que el jugador deba controlar más de una identidad o pueda personalizarla,

combinando ciertos atributos: valor, fuerza, generosidad, inteligencia, entre otras.

De mesa: Son versiones digitales de los juegos de mesa, con los mismos elementos, el tablero, las fichas, pero en el ordenador, con la posibilidad de que los demás jugadores sean virtuales. De esta manera se puede jugar a juegos como al ajedrez, parchís, monopoly.

- **Acción-Aventura:** Se desarrollan mediante una historia, en la cual el jugador controla al personaje para superar misiones y aumentar el nivel. Se presentan la mayoría de videojuegos que contienen violencia pues la acción de este tipo de videojuegos consiste en peleas, disparos, asaltos, guerras, narcotráfico, drogas, sexo, etc. y más acciones consideradas en como delitos. Este tipo de videojuegos requieren características técnicas de alto rendimiento ya que al tener efectos de sonidos y video de disparos, explosiones y violencia, el rendimiento de la consola utilizada debe ser óptimo para estos casos. Generalmente se requieren tarjetas de vídeo de hasta 2 GB, lo que indica que aunque los FPS sean altos (entre 30 y 60) la resolución es la que más importa ya que las gráficas deben ser lo más realistas posibles para una óptima experiencia del usuario, mientras que el sonido requiere un nivel alto de decibeles para inducir emoción, miedo y suspenso (de Byl, 2015). Los más controversiales de los videojuegos que pertenece a este género es toda la saga de *Grand Theft Auto* (GTA).

### ***Juegos violentos y no violentos***

Los videojuegos están al alcance de cualquier persona desde niños, adultos y tercera edad; y considerar que todos son malos y violentos es dar un criterio erróneo, se debe tomar en cuenta que es difícil que alguien que no juega videojuegos sepa qué es realmente un videojuego,

es como decir que todos los libros son malos, o toda la música es mala. Existen videojuegos que tienen el propósito de ayudar a mejorar la actividad física, aumentar la concentración, interactivos, educativos, entre otros. (Zhao, 2017)

Existe una clasificación ampliamente usada, en la cual los videojuegos, de acuerdo al estímulo, se clasifican en videojuegos violentos y no violentos, siendo estos dos últimos términos los comúnmente utilizados para identificar videojuegos que generan violencia y por otro lado los que no presentan ningún tipo de violencia. Un patrón encontrado en estas investigaciones es la medición de variables fisiológicas en los sujetos de prueba como la frecuencia cardíaca y la presión de la sangre ya que son factores determinantes para analizar el nivel de estrés generado y cómo esta medida se relaciona con este tipo de videojuegos (Gwinup, Haw, & Elias, 1983) (Baldaro, y otros, 2004).

Pese a que los videojuegos incitan las respuestas fisiológicas y metabólicas en el cuerpo (Wang & Perry, 2006) la magnitud de cambio es menor que durante una actividad de ejercicio estándar y por debajo de las recomendaciones de salud, por lo que no puede sustituir a la actividad física, a menos que se considere videojuegos activos como el Xbox 360 con Kinect, que según Brito-Gomes, et. al., pueden provocar un aumento significativo en la frecuencia cardíaca. Por otro lado, también concluye que los videojuegos violentos no activos no producen un cambio significativo en la variabilidad de la frecuencia cardíaca (De Brito-Gomes, Perrier-Melo, De Albuquerque, & Da Cunha Costa, 2014).

A pesar de que en investigaciones han demostrado que los cambios a corto plazo en los sujetos de prueba no son muy notorios, algunos estudios indican que el uso de videojuegos violentos genera a largo plazo un aumento de la personalidad agresiva y violenta en los usuarios,

por lo que se recomienda a las personas que los jueguen continuamente, considerar el uso de soluciones no violentas a los conflictos sociales (Anderson & Brushman, 2001).

### **Respuesta fisiológica a los videojuegos**

Una gran cantidad de estudios e investigaciones utilizan la respuesta fisiológica como un medidor o estimador de estrés en el comportamiento interno de una persona, esto se debe a que el propio significado del estrés es ser la respuesta fisiológica y psicológica en cualquier persona. (Marty, Lavín, Figueroa, Larraín, & Cruz, 2005) Por lo tanto, los factores fisiológicos y biológicos han contribuido con información importante para determinar el grado de estrés que puede tener un sujeto bajo diferentes estimulaciones. Gracias a los avances de la tecnología y la biomédica se han implementado técnicas no invasivas para medir los factores fisiológicos en los sistemas del cuerpo humano en relación al estrés. Entre las principales variables analizadas se tiene las que están relacionadas con el sistema cardiorrespiratorio, tegumentario, nervioso, endocrino, etc. Dichos sistemas son los que muestran las variaciones más considerables cuando se presenta un estímulo de estrés (García, Garzón, & Camargo, 2011).

Una respuesta de tipo estrés se debe a condiciones externas o internas denominadas estresores, los cuales permiten cambios psicológicos como fisiológicos. Un estresor puede ser el trabajo, la situación económica, familiar, etc. También forman parte de estos estresores otros como la televisión o los videojuegos. Este último ha sido un caso amplio de estudio ya que su crecimiento ha sido uno de los mayores en el campo del entretenimiento y al tener tantas vertientes tiene la posibilidad de varios tipos de respuesta fisiológica, cognitiva y hasta emocionalmente al usuario (Bonilla & Peñuela, 2016).



### ***Principales cambios fisiológicos en el sistema cardiorrespiratorio***

Como se describió anteriormente, el inducir estresores estimulantes causa una variación en casi todo el organismo, siendo uno de los más importantes el sistema cardiorrespiratorio. Según (Bonilla & Peñuela, 2016), el cuerpo humano al tener motivación, emoción e información inesperada que procesar produce reacciones de sistemas extrínsecos que a su vez están correlacionados con el sistema nervioso autónomo simpático, parasimpáticos y nervioso central. Uno de estos mecanismos extrínsecos es el sistema cardiorrespiratorio, el cual involuntariamente reacciona ante un estímulo estresor.

Existen muchos estudios que demuestran la relación entre el agente estresante, que en este caso son los videojuegos y la respuesta cardiorrespiratoria. En la publicación de Borusiak et al., se analiza la frecuencia cardíaca, la presión sistólica/diastólica, el consumo de oxígeno y la producción de dióxido de carbono en 17 adolescentes varones durante un videojuego de simulación de carrera, en dicho proceso se comparó los datos obtenidos con el estado de reposo o basal y de esa forma se pudo determinar que la frecuencia cardíaca fue baja y la presión no tuvo mucha variante, mientras que la respiración indicó una frecuencia considerablemente alta por lo que se concluyó que la relación presión arterial y consumo de energía durante la simulación de carrera podría no ser favorable (Borusiak, Bouikidis, Liersch, & Rusell, 2008).

Otro estudio importante es el siguiente *Altered Cardiorespiratory Coupling in Young Male Adults with Excessive Online Gaming*, el mismo buscaba entender e indagar los cambios en la variabilidad de la frecuencia cardíaca y el flujo respiratorio en estudiantes universitarios con exceso de videojuegos de acción de internet. Para este objetivo se registró electrocardiogramas (ECG) y flujo de respiración a 22 participantes que juegan excesivamente y 22 personas sanas que son emparejados por edad, sexo y masa corporal con los que juegan excesivamente. En este caso

se concluyó que la estimulación de los videojuegos se relacionan al sistema cardiorrespiratorio ya que sugiere que el acoplamiento cardiorrespiratorio que se redujo se asocia a un mayor riesgo con el uso problemático del internet en adultos jóvenes con juego excesivo de videojuegos por internet, también que las medidas no lineales cardiorrespiratorias reflejan claramente el nivel excesivo y por último que pueden reflejar en estos jóvenes una falta de control inhibitorio a los estímulos de los videojuegos por internet. (Jae, y otros, 2015)

### ***Principales cambios fisiológicos en el sistema tegumentario***

Existen síntomas o reacciones fisiológicas que se presentan cuando una persona se encuentra estresada, estimulada o ansiosa. Estas reacciones se reflejan en sudoración, sequedad en la boca, aumento mínimo de la temperatura corporal, variación en la frecuencia cardíaca, etc. Al analizar que entre las respuestas fisiológicas mencionadas se encuentra la sudoración y la temperatura corporal es imprescindible no relacionar dichas variaciones con el sistema tegumentario pues la piel es uno de los principales órganos sensoriales que tiene el ser humano ya que en ella residen receptores del tacto, dolor, temperatura corporal y sensaciones (López, 2016).

Muchas publicaciones han analizado la parte de emoción o sensación asociadas con la respuesta galvánica de la piel (GSR) para el diseño adaptativo de videojuegos o para simplemente estudiar alguna dinámica del propio videojuego y como actúa en las personas. Por ejemplo el artículo presentado por (Shaomei & Tao, 2011) muestra evidencia de que la GSR varía conforme existen cambios de estrés dados por complicaciones que se presenten en el videojuego *Super Mario 64* y que dichos cambios se clasifican como eventos de frustración y de éxito, dentro del videojuego. Otra aplicación se da en (Terkildsen & Makransky, 2019) donde se busca obtener indicadores objetivos de la realidad virtual en los videojuegos. Entre esos indicadores se registró

y analizó la GSR a un total de 34 participantes en un juego de realidad virtual para determinar que dicho factor fisiológico está correlacionado (entre otros factores más) con la realidad virtual en los videojuegos.

Existen muchas investigaciones que asocian a la GSR con la temperatura corporal para llegar a conclusiones más objetivas y claras en las discusiones de sus propuestas, por ejemplo, en el trabajo de (Christy & Kuncheva, 2013) donde se diseña e implementa un mouse capaz de transmitir tres señales fisiológicas en tiempo real: pulso, GSR y temperatura corporal. En ésta investigación se demostró la funcionalidad, validez y confiabilidad del dispositivo para ser utilizada como una herramienta útil en analizar varias señales fisiológicas en distintos videojuegos de computador.

Por último, se tiene la tesis de maestría presentada por (López, 2016) en donde se integra dos metodologías para entender el reconocimiento de emociones de los usuarios en videojuegos y software educativos. Las metodologías son el uso de dispositivos comerciales libres de sensores con la pulsera *Empatica E4* y un sistema de medición fisiológica con sensores electrónicos. De esta forma con la pulsera se pudo medir la GSR y temperatura corporal además de otras variables biológicas que se llegó a registrar. Se demostró que dicha metodología es útil y propone una mejoría para detectar estados afectivos en los usuarios de los videojuegos.

### ***Principales cambios fisiológicos en la región ocular***

En el género de videojuegos conocido como acción, se ha determinado que el usuario desarrolla alta carga cognitiva, motora y perceptiva. Es decir que al existir varios escenarios de tensión y alarma se requiere por parte del jugador una alta atención y concentración cuando esté jugando. Es por esto que los jugadores deben supervisar de manera constante toda la pantalla para detectar enemigos, tareas, vidas u otras circunstancias que requieren su pronta reacción. Al

realizar este esfuerzo de concentración la fisiología ocular entra como herramienta eficaz para detectar el nivel de atención y reacción visual, ya que a través de los movimientos oculares sacádicos se puede determinar la distancia o esfuerzo que realizó un jugador, así como también el tiempo de reacción que transcurre de un objetivo hacia el inicio de su reacción, que en otras palabras serían la amplitud y la latencia, respectivamente. Dichos movimientos no son más que las reacciones oculares que tiene una persona en variar su fijación u objetivo a otro y en donde actúa principalmente el sistema nervioso en la orden de respuesta o reacción ocular (Rincón, 2020).

Los estudios realizados en base a esta temática respaldan su eficacia y utilidad. Uno de los tantos estudios es el realizado por (Hodam, y otros, 2018), el cual trata sobre la problemática de los adolescentes con adicción excesiva hacia los videojuegos de internet y que, a través del registro de señales biológicas como fotoplestimografía, GSR y electrooculograma (EOG), busca detectar el deseo de jugar induciendo dicha sensación a través de videoclips sobre lo asombroso y atrapante de estos videojuegos de internet. Se pudo interpretar disminuciones en la desviación estándar del número de parpadeos con los movimientos oculares, así como también la frecuencia cardíaca y un aumento en la frecuencia respiratoria media y de esta forma clasificar cuando un sujeto tenía deseo de jugar con una precisión del 87%. Con este estudio se comprobó que un EOG podía entregar marcadores eficientes para esta aplicación.

En el trabajo *“Measuring the Impact of Reinforcement Learning on an Electrooculography-only Computer Game”*, se usan las señales EOG para controlar un videojuego de carreras, mediante los movimientos sacádicos horizontales se controla el movimiento del carro y con el parpadeo como entrada secundaria la velocidad del mismo. Se implementaron dos metodologías distintas para el juego, la primera con un algoritmo de aprendizaje por refuerzo que permite

moderar automáticamente los comandos en función de los resultados de los comandos anteriores, mientras que la segunda metodología es de control directo propuesta por el jugador. Al obtener los datos y analizarlos, se pudo encontrar una mejora significativa en la puntuación cuando se aplica el algoritmo de aprendizaje por refuerzo (Perdiz, Garrote, Pires, & Nunes, 2018). Como estas publicaciones existe gran cantidad en el ámbito de la investigación para demostrar la eficacia y excelente rendimiento de la señal fisiológica EOG para determinar la reacción inmediata de los usuarios al interactuar y ser estimulados por el entorno los videojuegos en distintos ámbitos.

### ***Principales cambios fisiológicos en la biomecánica del cuerpo humano***

Para la adquisición y registro de la medición de movimientos en las distintas extremidades del cuerpo humano generalmente se ha empleado los sensores inerciales. Estos al estar adheridos o colocados en los segmentos de movimiento permiten calcular de forma cuantitativa y precisa el valor de ángulo o “movimiento” a través de la información dada por la fusión entre los acelerómetros y giroscopios. Este método es considerado una forma efectiva para estimar el movimiento corporal de una persona (Callejas, Ruiz, Vélez, & Alarcón, 2014). Entonces, existe el análisis de la parte externa o llamada comportamiento relacionado con la actividad. La misma se comprende del movimiento corporal; temblor de pies y manos; movimientos compulsivos y reacción rápida ocular; y que están relacionados con la respuesta emocional hacia los estímulos estresores dados por los videojuegos (Giakoumis, y otros, 2012).

El campo de aplicación de sensores inerciales o acelerómetros para analizar el movimiento corporal en distintos videojuegos es amplio, ya que por el avance de la tecnología en el realismo de los videojuegos se ha ocupado este tipo de medida fisiológica para analizar el movimiento corporal del usuario. La realidad virtual está empezando a emerger y poco a poco se

hace más popular en el mundo de los videojuegos. La publicación propuesta por (Kivela, Alaves, Visuri, & Ojala, 2019) realiza un estudio en 17 participantes sometidos a juegos de realidad virtual para evaluar el ejercicio a través de la frecuencia cardíaca, encuestas y acelerómetros dispuestos en puntos estratégicos como brazos y piernas. Gracias al procesamiento y análisis de estas señales se pudo determinar que ejercitan de forma efectiva su cuerpo pues la frecuencia cardíaca aumenta y el movimiento igualmente incrementó proporcionalmente. Una conclusión fue que se puede mejorar la salud a través de este tipo de videojuegos comparados con los convencionales en donde el movimiento y esfuerzo es mínimo.

Por otra parte, y relacionándose más con el proyecto de tesis propuesto, la investigación *“Using Activity-Related Behavioural Features towards More Effective Automatic Stress Detection”* plantea un sistema informático capaz de aumentar la detección automática del estrés mediante un protocolo de inducción de estrés a través del juego interactivo *stroop*. En el mismo se realiza la adquisición y procesamiento de señales biomecánicas como ECG, GSR y acelerómetro. De esta forma, la investigación determina que varias características marcadas por los factores fisiológicos están correlacionadas con el estrés inducido y el sistema implementado plantea una mejora significativa en los comúnmente utilizados para la detección de estrés basado a través del procesamiento de bioseñales (Giakoumis, y otros, 2012).

### **Sistema de sensado del entorno de videojuegos**

Casi no hay dispositivos que consideren el entorno del videojuego en relación al estímulo que causan, sin embargo, en ciertos estudios lo que principalmente se observa es el sonido y la iluminación de los videojuegos con el propósito de analizar la experiencia de los jugadores. En la tesis doctoral de (González, 2010) se explica que para la experiencia del usuario, un factor importante es el aspecto sonoro donde los efectos y el sonido ambiental son importantes para

caracterizar al mundo virtual y asociarlo a la dinámica del juego. El aspecto visual es otro elemento importante para una experiencia completa al usuario. En este factor, el nivel de realismo está relacionado directamente con el arte y ambientación visual que el juego provea, en otras palabras, la iluminación, nitidez, claridad, entre otras variables. Por lo tanto, para una correcta inmersión del usuario al juego es necesario una correcta caracterización de la luminosidad y sonido.

Según (González, 2010), los factores del entorno son adecuados para caracterizar a un videojuego y para una óptima experiencia de jugabilidad. Este sistema permitirá obtener un análisis más profundo para comprobar si las variables del juego como sonido e iluminación, se relacionan con el cambio fisiológico de los sujetos de prueba al experimentar videojuegos violentos o de acción, en contraste con videojuegos no violentos o de simulación.

El estudio de (Benyon & Mival, 2008) analiza esta premisa sobre el entorno y la caracterización de los videojuegos al considerar que la computadora a través de la pantalla y de sus periféricos provee información al usuario. Estos factores como luminosidad, sonido, entre otras, colaboran a las capacidades cognitivas para que se realicen distintas tareas que exige un videojuego. Para comprobar esto, realizaron un sistema multimodal que permite analizar el sonido, la iluminación, respuestas fisiológicas y expresiones faciales. El proceso de investigación sigue en curso y se espera que dicha investigación sirva de base para más diseños e implementaciones de sistemas que analicen el entorno de los videojuegos y como esta afecta al usuario.

Últimamente se ha explorado esta temática con más profundidad, es así que en el artículo de IEEE de Smerdov et al. en 2020 considero importante obtener datos de sensores ambientales como CO<sub>2</sub>, temperatura y humedad. Sin embargo, al momento de analizar todas las variables registradas no emplea los factores ambientales para analizar si dicha información se correlaciona

entre los usuarios y su rendimiento en los videojuegos (Smerdov, Zhou, Lukowicz, & Somov, 2020).

### **Sistema de sensado de variables fisiológicas**

Si bien el sensado de los factores del entorno del videojuego es importante para interpretar y analizar la correlación de estas variables con la respuesta fisiológica del usuario, dicho análisis sería infructuoso sin la medición de las principales señales fisiológicas relacionadas directamente a los principales cambios internos del cuerpo humano como el cardiorrespiratorio, tegumentario, ocular, la biomecánica del cuerpo, entre otros.

Hay videojuegos que generan una concentración extrema y en los jugadores demanda un ritmo rápido del juego. El usuario debe utilizar todos sus sentidos en los videojuegos, el mismo que se vuelve en el foco completo de su atención (Moreira, 2004). En otras palabras, en la mayor parte de estos juegos el usuario debe responder rápidamente a la presencia de varios estímulos simultáneos, considerando al mismo tiempo su posición en la pantalla, la velocidad y la trayectoria de sus acciones. En consecuencia, Moreira añade que los jugadores no necesitan de planificación, pues la acción del jugador debe ser inmediata frente a los estímulos lanzados por el programa de juego, y el aprendizaje se da en la práctica repetida por un mecanismo de ensayo y error (Moreira, 2004). Producto de este tipo de estímulo, dependiendo de qué tan fuerte sea, se tendrá una respuesta fisiológica de mayor o menor nivel.

Al realizar un sistema de sensado de variables fisiológicas nos permite realizar un registro y análisis de estímulos que percibe el jugador, no obstante, es necesario hacerlo de la forma menos invasiva posible para que el registro tenga la menor incidencia en el sujeto de prueba. Por lo tanto, para el sistema de sensado de variables fisiológicas se consideró útil dispositivos wearables, los cuales al no poseer cables, ser ergonómicos, pequeños y confortables, permiten



obtener una medición no invasiva de las variables biológicas del paciente. Para respaldar dicho sistema se exponen varias investigaciones que emplean estos dispositivos con el fin de analizar las variables en torno al estrés o la estimulación de algún factor externo.

Las bandas inalámbricas, brazaletes electrónicos o dispositivos *wearables* se han convertido en el producto tecnológico favorito entre los consumidores de aparatos electrónicos. Esto se debe gracias a la facilidad de obtención de datos en tiempo real de sensores de alta precisión, la conexión *bluetooth*, pantalla led informativa y demás características que han atraído al mercado global. Esta tecnología ha brindado aportes importantes en el área biomédica pues adquiere variables como ritmo cardíaco, temperatura corporal, frecuencia respiratoria, GSR, entre otras; permitiendo generar alarmas que indican si algún parámetro se encuentra fuera del rango normal y en consecuencia alertar a algún contacto de emergencia registrado por el usuario. La investigación también ha sido uno de los campos en donde se han empleado estas pulseras.

Existen gran cantidad de investigaciones que ya han empleado esta tecnología, mostrando los dispositivos más comúnmente utilizados en el campo de la investigación. Uno de ellos es el brazalete monitor de ritmo cardíaco *Scosche Rhythm24*, el cual posee una variedad de sensores ópticos que permiten una lectura precisa y confiable del pulso cardíaco en cualquier tono de piel. Este dispositivo fue empleado para analizar la variabilidad de la frecuencia cardíaca como un indicador de estrés que permita concluir si la terapia asistida por animales es más eficiente que los masajes de relajación y el control sin tratamiento. No se encontró cambios considerables para interpretar que la terapia con perros es mejor que los otros métodos ya mencionados, sin embargo se recomendó realizar más investigaciones con otros medidores pero bajo el mismo método de dispositivos wearables como el *Rhythm24* (Gillian, 2019).

En el mercado de las bandas inalámbricas existen marcas más reconocidas por su extensa trayectoria en el mercado. Una de estas empresas es *Garmin*, la cual desarrolla y produce dispositivos *wearables* de alta gama para aplicaciones no médicas como ejercicio y localización. Al ser una marca confiable y posicionada varios años en la industria de la tecnología portable es empleada en varias investigaciones que relacionan la fisiología con videojuegos como la desarrollada por Drachen et al. Los investigadores emplean el dispositivo *Garmin Forerunner 50*, el cual es un monitor de ritmo cardíaco para aplicaciones deportivas. En este caso lo utilizan para registrar la frecuencia cardíaca en conjunto con un sensor de GSR, con el fin de analizar cuantitativamente la experiencia del jugador en videojuegos de tipo tirador en primera persona (FPS). Los resultados muestran que existe una correlación significativa ( $p < 0.01$ ) entre la emoción psicofisiológica y la experiencia del jugador informada por el mismo (Drachen, Yannakakis, Nacke, & Lee, 2010).

La empresa *Garmin* también ofrece dispositivos más sofisticados, los cuales además de integrar el registro de variables fisiológicas permiten emparejarse con un *Smartphone* para que a través del dispositivo wearable sea posible contestar llamadas, mensajes, entre otras facilidades. El reloj inteligente *Garmin Vivoactive4* posee todas estas características de última tecnología y es utilizado en el artículo científico "*Exploring the Effects of Stereoscopic 3D on Gaming Experience Using Physiological Sensors*". El propósito de dicha investigación fue evaluar la experiencia de videojuegos con visualización estereoscópica en 3D y videojuegos 2D, a través de las variables fisiológicas obtenidas con el reloj inteligente y un sensor de electroencefalografía (EEG). Al ser un dispositivo con muchas funcionalidades, permite analizar el estrés del usuario. Esta variable fue empleada en la investigación mencionada para concluir que los participantes que desempeñaron el juego en 3D tenían más bajos niveles de estrés y frecuencias cardíacas más altas que los de 2D,

por lo tanto este tipo de videojuegos es beneficioso para sus usuarios (Hossain & Kulshreshth, 2019).

Por otra parte, existen bandas inalámbricas de investigación, las cuales buscan obtener la mayor cantidad de variables fisiológicas posibles. En este campo tenemos al muy conocido dispositivo wearable de investigación *Empatica E4* que tiene certificaciones de dispositivo médico. Este dispositivo fue usado por (Carrera, Boucher, & Tartar, 2018) para analizar la fisiología de los participantes con la estimulación de videojuegos. En este caso se analizó el efecto de jugar videojuegos con interfaces computador-cerebro los cuales emplean electroencefalograma para el mando del juego. Con el *Empatica E4* se pudo medir fotoplestimografía, GSR, temperatura y movimiento corporal o acelerómetro, sin embargo, sólo se empleó la variabilidad del ritmo cardíaco y la medida de GSR con el fin de analizar la estimulación fisiológica e impacto de este tipo de tecnología en los videojuegos. Los resultados indicaron una alteración del estado de ánimo mayor, tensión y confusión en relación a un estado basal. También se mostraron diferencias de amplitud de GSR más bajas que el estado basal, lo cual permitió sugerir que este modo de juego induce una frustración más alta y emociones negativas comparadas con una jugabilidad tradicional como interfaz de teclado y mouse. Por consiguiente, permite concluir que limita su uso aplicado a entornos de psicología clínica.

Un punto importante a considerar en este tipo de proyectos es también la elección de los dispositivos wearables. Para esto, es necesario la comprensión de que el diseño con que fueron contruidos los dispositivos para la medición de las variables fisiológicas, cambia conforme a la aplicación para la cual fueron creados. Por ejemplo, las pulseras comerciales deportivas deberán tener más confiabilidad en la obtención de datos cuando el usuario se encuentra en movimiento, mientras que las pulseras de investigación son usadas mayoritariamente para condiciones

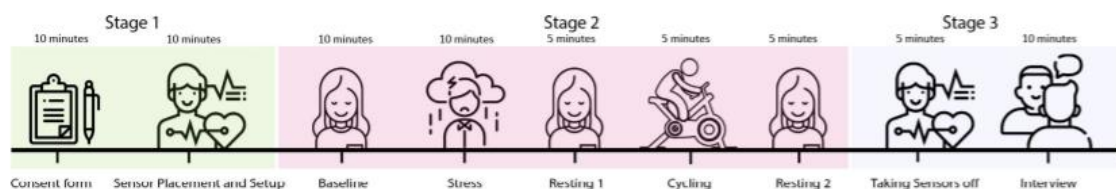
estáticas, por tanto estas últimas no necesariamente integren filtros que permitan eliminar el ruido causado por el ejercicio físico o movimiento brusco al adquirir los datos de los sensores. Entonces, es necesario realizar una comparación de los dispositivos y verificar cuales son los que poseen mayor precisión y confiabilidad, en base al objetivo del trabajo investigativo o también a la utilidad que el usuario tenga con el dispositivo. Esta comparación lo analiza Muhammad et al. utilizando la variabilidad del ritmo cardíaco y el estrés como factores que permitan comparar una variedad de dispositivos wearables con el fin de tener una retroalimentación de la confiabilidad de los sensores (Muhammad, Niaz, Corina, & Cem, 2021).

Los dispositivos wearables que emplea son *Empatica E4*, *Samsung Gear S2*, *Firstbeat Bodyguard 2*, *BITalina revolution*, *Polar H10* y *Polar OH1*. El protocolo de estimulación de forma sintetizada dice que primero se colocan todos los dispositivos, seguido de una medición en estado basal; después se procede a la etapa inducción de estrés mediante el juego *Stroop* y de preguntas aritméticas complejas que componen al protocolo de prueba de estrés social de *Trier*; para finalizar con una etapa de ciclismo de 5 minutos. Todo el protocolo se observa en la Figura 1 (Muhammad, Niaz, Corina, & Cem, 2021). Al realizar el procedimiento con 32 participantes, en alrededor de 70 minutos para cada uno, se realizó un análisis cuantitativo de correlación con los datos de la variabilidad de la frecuencia cardíaca y los datos cualitativos obtenidos en entrevistas a los sujetos de prueba. Una de las conclusiones fue que el dispositivo *Polar H10* obtuvo los niveles más altos de correlación en base al dispositivo de referencia *First beat bodyguard 2*. Desde otra perspectiva, se determinó que los dispositivos de muñeca *Empatica E4* y *Samsung Gear S2* mostraron errores proporcionales leves y continuos en el análisis de concordancia; y como última conclusión, aunque el ruido acústico, de movimiento y contaminación ambiental era el mismo para todos los pacientes, los dispositivos *Empatica E4*, *Samsung Gear S2* y *Bitalino revolution* presentaron muchos defectos. A pesar de todo lo anterior, los participantes prefirieron utilizar a

largo plazo las bandas *Samsung Gear S2*, *Empatica E4* y *Polar OH1* por la portabilidad, comodidad y estética.

**Figura 1.**

*Protocolo de estimulación.*



*Nota.* Protocolo de estimulación con las etapas, actividades y el tiempo para desarrollarla.

Tomado de *HRV and Stress: A Mixed-Methods Approach for Comparison of Wearable Heart Rate Sensors for Biofeedback* (p. 14005-14024), Muhammad, U., Niaz, C., Corina, S., & Cem, E. (2021), *IEEE Access*.

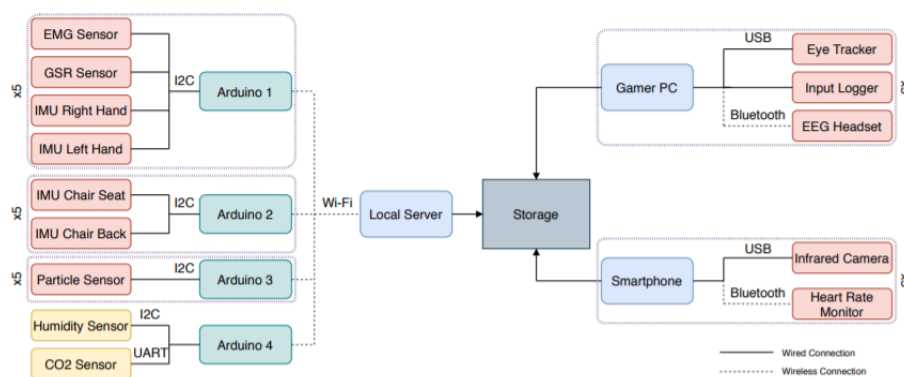
No solo es importante la comparación de dispositivos, sino también el uso de más sensores que permitan validar, correlacionar o apoyar las variables fisiológicas obtenidas por dispositivos inalámbricos. Este es el caso de (Smerdov, Zhou, Lukowicz, & Somov, 2020) donde al existir una falta de investigaciones sobre datos psicofisiológicos y cómo estos afectan a los jugadores profesionales de videojuegos o conocidos como atletas de *eSports*, realizaron un análisis de un conjunto de datos considerables como movimientos o acelerómetro, pulso, temperatura corporal, movimiento ocular, variables ambientales, entre otros. El estudio se realizó en 10 participantes entre jugadores profesionales y amateurs utilizando el videojuego *League of Legends* con el fin de analizar el rendimiento de los jugadores profesionales y caracterizar el modo de juego de cada uno mediante algoritmos de *machine learning*.

El dispositivo wearable elegido fue el *Polar OH1* para analizar el ritmo cardíaco y los niveles de estrés. Adicional, se utilizaron sensores para variables fisiológicas como

electromiografía (EMG), GSR, acelerómetro o unidad de medida inercial, EEG, temperatura de la piel mediante sensor infrarrojo, pulso-oximetría en la oreja derecha y un rastreador de ojos para registrar los movimientos sacádicos del usuario. Mientras que para las variables ambientales se utilizaron sensores de CO<sub>2</sub>, de humedad y temperatura ambiental. El esquema del sistema de sensado se puede observar en la Figura 2 (Smerdov, Zhou, Lukowicz, & Somov, 2020). Al recolectar los datos, el análisis de correlación con el estrés determinó que los jugadores profesionales presentan un juego más independiente que los jugadores amateurs, es decir que el factor estrés ya no es muy significativo para los profesionales y se pudo realizar modelos de *machine learning* con un nivel de confianza de 0,85 para predecir y re identificar a los jugadores profesionales y de esta forma estandarizar el modo de juego de cada uno. Es importante añadir que los análisis estadísticos se realizaron sin correlacionar las variables ambientales.

**Figura 2.**

*Arquitectura de la red de sensores*



*Nota.* Tomado de *Collection and Validation of Psychophysiological Data from Professional and Amateur Players: a Multimodal eSports Dataset*, Smerdov, A., Zhou, B., Lukowicz, P., & Somov, A. (2020), *IEEE TRANSACTIONS ON GAMES*.

De esta forma se puede analizar que aunque los estudios e investigaciones no son bastos en relacionar la estimulación de los videojuegos, los dispositivos *wearables* y las variables fisiológicas y ambientales, en los últimos años ha existido el interés por parte de varios investigadores en analizar este tipo de hipótesis e interpretar de forma más profunda como los videojuegos estimulan internamente a los jugadores empleando dispositivos confortables y no invasivos como los *wearables* y a la vez analizando si los factores externos influyen en las variaciones biológicas.

## Capítulo III

### Diseño del Sistema de Multisensado

#### Introducción

Para el presente trabajo de investigación se propone realizar el diseño e implementación de un sistema integral de multisensado que permita adquirir señales tanto fisiológicas como ambientales para el análisis de la estimulación de los videojuegos violentos y no violentos en pacientes sanos y la influencia que tiene el medio respecto a potenciar o no los cambios fisiológicos. Por lo cual, se realiza el diseño para la conexión de varios dispositivos *wearables* y sensores para registrar una gran cantidad de señales fisiológicas como medioambientales. Como parte del estudio se realizó un análisis comparativo de la calidad de los dispositivos *wearables*, existiendo redundancia en varias señales que se están registrando con diferentes dispositivos y sensores con el fin de analizar qué dispositivo es el más óptimo.

En este capítulo se expone el funcionamiento de los dispositivos *wearables*, como también los protocolos de comunicación que poseen cada uno de ellos, con el fin de desarrollar un software que permita conectar y transmitir las señales crudas y procesarlas de forma centralizada. Debido a que los dispositivos comerciales seleccionados no permiten el registro de todas las variables de interés, fue necesario la implementación de *hardware* adicional para el registro de ciertas variables fisiológicas y ambientales. Adicional, se presenta el software que permite integrar todos los subsistemas en un sistema de multisensado, con el fin de conectarse a los dispositivos y plataformas, adquirir las señales de forma sincronizada y almacenar todos los datos de forma estructurada y centralizada.



## Conceptos de diseño

En el diseño e implementación del sistema de multisensado se integra algunos subsistemas como los dispositivos wearables, la plataforma de señales ambientales y la plataforma de señales fisiológicas. Existen también múltiples protocolos de comunicación inalámbricos y alámbricos para acoplar todos estos dispositivos y plataformas en un solo sistema de multisensado. Los dispositivos wearables utilizados son: *Rhythm24*, *Empatica E4*, *Polar H10*, *Polar OH1* y *Garmin Vivoactive4*. La plataforma fisiológica se compone de sensores de humedad, presión – temperatura, rayos UV, sonido y luminosidad. Mientras que la plataforma ambiental presenta módulos de EOG, FLW y sensores como acelerómetro y GSR.

El dispositivo *Rhythm24* transmite 6 señales que son: señal óptica, frecuencia cardíaca, luz ambiente, intervalo RR1, intervalo RR2 y señal AC. Por otro lado, el dispositivo *Polar OH1* transmite señales de PPG y de acelerómetro, y el *Polar H10* de pecho señal de ECG y de acelerómetro igualmente. Todos estos dispositivos tienen comunicación *Bluetooth Low Energy* (BLE) hacia el computador. Por último, el dispositivo de investigación *Empatica E4* transmite señales de PPG, GSR, temperatura corporal y acelerómetro. La única diferencia es que el *Empatica E4* tiene dos protocolos de comunicación, el primero es comunicación BLE con el computador y comunicación TCP entre el servidor *E4 Streaming* y el software de adquisición de las señales.

Las pulseras antes mencionadas realizan la transmisión de sus señales en tiempo real, mientras que el reloj *Garmin Vivoactive4* realiza la transmisión de sus señales en modo *offline*, es decir, al finalizar la estimulación al paciente, los datos adquiridos por dicho reloj serán integrados manualmente, a través de la plataforma web propia de la compañía.

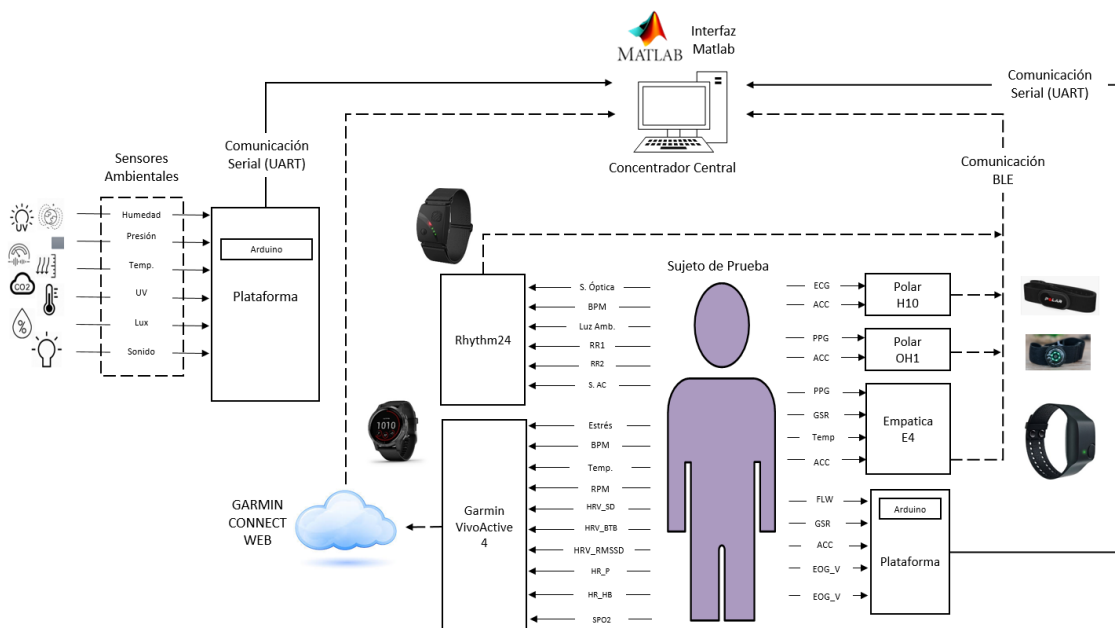
Las plataformas fisiológicas y ambientales poseen sensores y módulos que permiten la adquisición de sus señales. Las dos plataformas tienen conexión cada una con un controlador, que

es el *Arduino Nano*. Dicho controlador recibe las señales y las transmite al ordenador mediante conexión serial mientras que el controlador recibe las señales de los sistemas de sensado por dos protocolos: la comunicación normal de entradas analógicas y a través de comunicación I2C.

Todas las señales se dirigen de forma centralizada al ordenador y este a su vez adquiere las señales mediante la plataforma de programación MATLAB®, revisando su estado y almacenando estructuralmente las mismas de forma local. En la plataforma de MATLAB® también se realiza un interfaz humano máquina (HMI), la cual permite presentar todas las señales de forma ordenada y amigable al usuario. Todo el proceso explicado en esta apartado se encuentra descrito en la Figura 3.

**Figura 3.**

*Diagrama Esquemático de Sistema de Sensado*



## **Funcionamiento de dispositivos wearables**

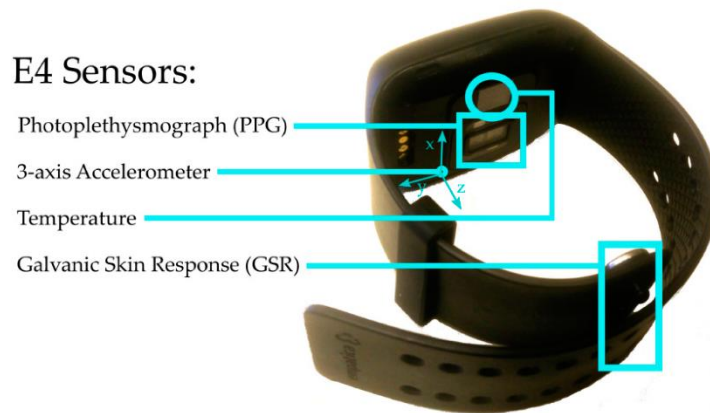
Para el funcionamiento correcto de los dispositivos wearables se realizó un pre análisis de desempeño de los distintos dispositivos, observando los *datasheets*, manuales y puestas en marcha. Posteriormente se investigó a los distintos protocolos de comunicación de cada una de las pulseras para determinar la mejor forma de obtener sus datos crudos y almacenarlos en una base de datos para su posterior análisis. En este sentido, se pudo investigar a profundidad dichos temas con los dispositivos *Rhythm24*, *Empatica E4* y *Garmin Vivoactive4*. Mientras que para los dispositivos *Polar OH1* y *Polar H10* se integró lo desarrollado por (Nuñez, 2021). Se determinó varios protocolos de comunicación desarrollándolos dentro de la plataforma de MATLAB®, más específicamente la versión 2019b, para obtener los datos de cada pulsera de forma centralizada y realizar posteriormente un correcto almacenamiento en la base de datos.

### ***Empatica E4***

Dispositivo inalámbrico con carácter investigativo de grado médico, que entrega al usuario la adquisición de datos fisiológicos más importantes en tiempo real, lo cual permite su visualización, interpretación y posterior análisis con más profundidad (ver Figura 4). Las señales biomédicas crudas que ofrece son fotopleletismografía (PPG), respuesta galvánica de la piel (GSR), temperatura corporal y movimiento a través de acelerómetros con los ejes mostrados en la Figura 5 (Timotej, Kristina, Jaka, & Grega, 2019). Tiene una certificación médica de clase IIa según la directiva 93/42/EEC (Empatica, 2019).

**Figura 4.***Empatica E4*

*Nota.* Tomado de *E4 wristband*, Empatica (2019).

**Figura 5.***Sensores y ejes de acelerómetro*

*Nota.* Tomado de *Assessing Drivers' Physiological Responses Using Consumer Grade Devices*, Timotej, G., Kristina, S., Jaka, S., & Grega, J. (2019), *MDPI*.

Equipado con distintos sensores con el fin de recopilar datos de alta precisión y calidad. Posee sensores EDA para la respuesta galvánica de la piel, PPG para el pulso cardíaco o fotopletismografía, acelerómetro de 3 ejes que captura la actividad de movimiento y termopila

infrarroja que permite la lectura de la temperatura corporal. En la parte superior existe un botón de funcionamiento, que permite realizar todas las funciones del dispositivo, como encender, marcar un evento, grabar sesión y apagar.

Entre sus especificaciones técnicas se encuentra detalladas en la Tabla 2.

**Tabla 2.**

*Especificaciones técnicas Empatica E4*

<b>Descripción</b>	<b>Especificación</b>
Dimensiones	Caja: 44 mm x 40 mm x 16 mm Muñeca: 110 - 190 mm
Peso	25 g
Batería	Transmisión: + 24 horas Grabación: +32 horas Carga: +2 horas
Memoria flash	Hasta 60 horas de almacenamiento interno
Material	Banda de poliuretano Caja de policarbonato y fibra de vidrio Lentes de policarbonato y silicona
Cumplimiento normativo	Clase IIa según la directiva 93/42/EEC

*Nota.* Tomado de *E4 wristband*, Empatica (2019).

### **Protocolo de comunicación**

Existen varias formas de obtener las señales fisiológicas. Hay posibilidad de obtenerlas offline y se la emplea en el modo grabación en donde el mismo dispositivo *Empatica E4* con memoria interna de hasta 60 horas puede grabar los datos obtenidos cada vez que se establezca este modo con el botón de funcionamiento. Posee una resolución de sincronización de 5 segundos. Al momento de finalizar la sesión, se procede a conectar el dispositivo vía USB al ordenador y descargar los archivos a través de *E4 manager*, automáticamente dichos datos se

transferirán a la nube de *Empatica* y también estarán disponibles las sesiones en la cuenta de usuario en *E4 connect*. Estos datos se pueden obtener en formato csv para su posterior análisis e investigación.

Otra forma de obtener las señales es a través de BLE, en este caso la transmisión será online y se podrá visualizar los datos en tiempo real del usuario. Lo que se necesita es descargar la aplicación móvil *E4 real time* que existe tanto para *IOS* como para *Android*. Después se debe sincronizar el dispositivo *E4* con el *smartphone* a través de la aplicación móvil *E4 real time* vía BLE. La visualización de datos comenzará automáticamente en la aplicación.

Para la obtención de los datos, no sólo visualización, de forma continua y en tiempo real también *Empatica Company* ofrece el servicio *E4 streaming server* para Windows. Esta comunicación se puede realizar a través de socket de conexión TCP ya que se requiere la comunicación entre el ordenador y un servidor. Para todo esto es necesario descargarse e instalarse el *E4 Streaming Server*, el mismo que se encuentra disponible para aquellos que se generen una cuenta en la página web de la compañía. Adicional a esto, es imperativo el uso del adaptador USB de la tecnología BLE *Bluegiga Bluetooth Smart Dongle* para la conexión del dispositivo *Empatica E4* con el servidor de *streaming*. Ya con el software y hardware listos se requiere la conexión TCP que se puede realizar en scripts de varios lenguajes de programación de alto nivel como MATLAB®, Java, Python, entre otros (Empatica, 2019).

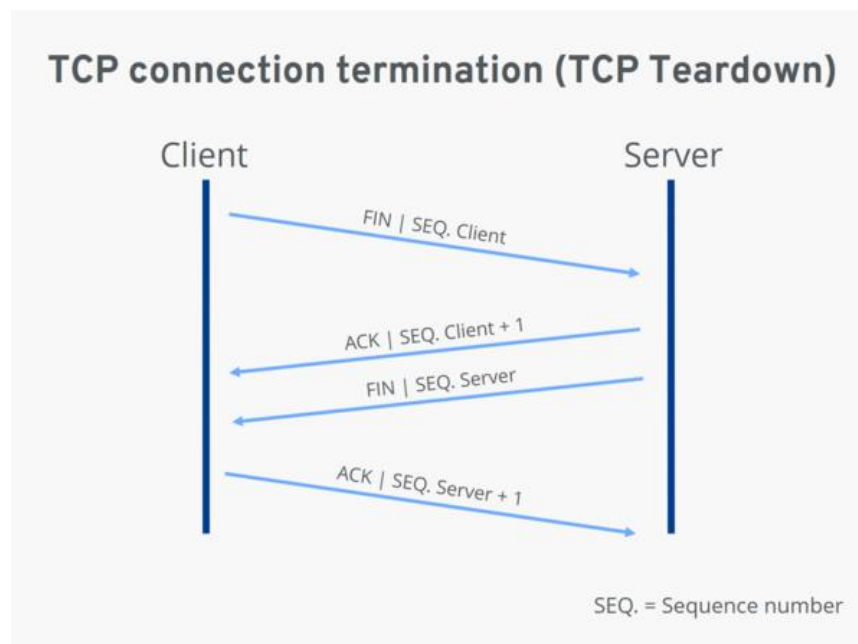
La comunicación TCP está orientada a la conexión y se activa mediante diferentes aplicaciones de red como servidores o navegadores vía interfaces fijas. Cada una se debe identificar mediante cliente o servidor y con una dupla de dirección IPv4 o IPv6 y puerto en cada punto terminal. La secuencia específica para establecer la conexión es la siguiente (ver Figura 6):

1. Cliente envía paquete SYN o sincronización al servidor.
2. El servidor si recibe dicho paquete lo confirma con el envío del paquete SYN-ACK, en otras palabras, confirmación de sincronización.
3. El cliente ahora confirma dicha recepción por medio del paquete ACK.

Dicha secuencia se la denomina *Three way handshake* o traducido triple apretón de manos.

### Figura 6.

*Triple apretón de manos TCP*



*Nota.* Tomado de *TCP*, IONOS. (2020).

El envío de datos en segmentos individuales puede llegar a ser de hasta 1500 bytes y el encabezado TCP por defecto tiene tamaño de 20 bytes, lo cual es suficiente para aplicaciones de este tipo en donde se envía información de sensores que no agrupan muchos datos por paquete de transmisión (IONOS, 2020).

### Comunicación con la interfaz

Se enfatizó anteriormente la comunicación TCP para la transmisión y obtención de datos en tiempo real de la pulsera *Empatica E4*. Sin embargo, no se detalló los requerimientos tanto de hardware como de software que se ocupan para una exitosa comunicación. Por lo tanto, se requiere:

- Windows 7 o superior con Visual C++.
- La instalación del programa *E4 Streaming Server* actualizado que se obtiene a través de la cuenta de desarrollador en la página web de *Empatica*.
- Adaptador de BLE *Bluegiga Bluetooth Smart Dongle*.

Cada pulsera posee una llave API para poder enlazar el dispositivo con las distintas herramientas de desarrollo como la SDK y el servidor de *streaming*, es necesario este código para poder realizar la comunicación. El enlace entre la *API Key* y el dispositivo se efectúa mediante el código *Purchase* que posee cada pulsera *Empatica E4* y que se envía vía mail al comprador cuando confirma el envío del dispositivo.

La *API Key* es empleada en el programa *E4 Streaming Server*, para poder enlazar la pulsera y que se obtengan los datos de la misma. Sin embargo, igualmente la conexión será fallida si la computadora no tiene conectada el adaptador de BLE Bluegiga.

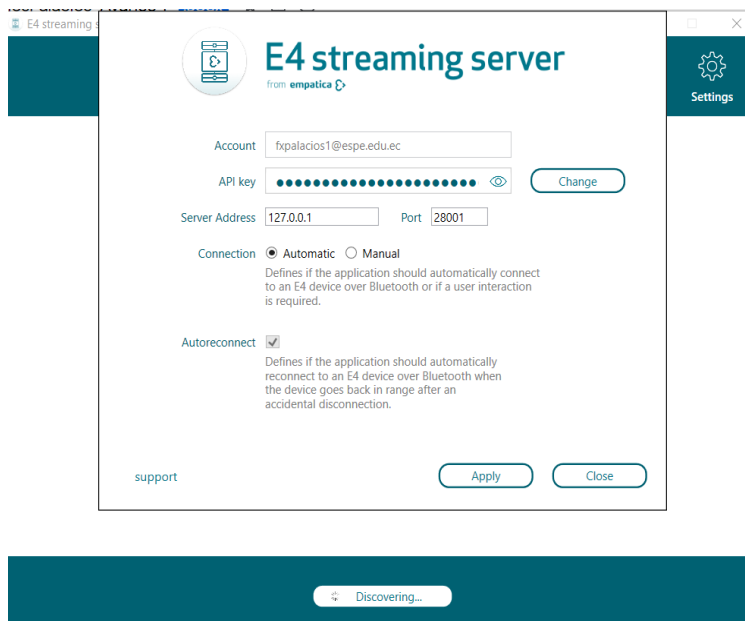
Una vez realizada la conexión y autenticación anteriormente descrita se procede a realizar la transmisión de los datos, para esto igualmente se ocupa el software MATLAB® el mismo que puede realizar comunicación TCP y de esta forma establecer conexión con el servidor de *streaming*. Primero es necesario obtener la dirección IP del servidor y el puerto de comunicación



para conectarse con este servidor, los mismos que están establecidos en el servidor *E4 Streaming Server* en la parte de configuraciones o *Settings* (ver Figura 7).

**Figura 7.**

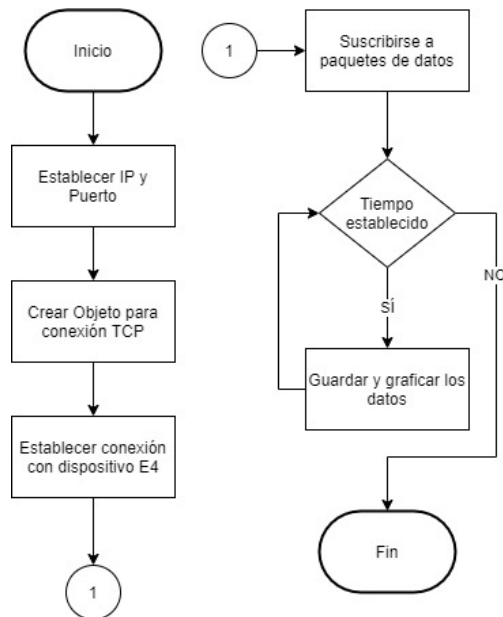
*Dirección IP y puerto del servidor*



En MATLAB® se crea el objeto de TCP Cliente para realizar la conexión con el servidor y después con la pulsera *Empatica E4*. Realizado el objeto vinculado con el servidor a través de su IP y su puerto, ahora se establece la conexión con el ID del dispositivo que está vinculado a dicho servidor. Al realizar la conexión con el dispositivo específico en este caso la pulsera *Empatica E4* que se utiliza, ahora es necesario especificar los datos que se requieren del *Empatica E4* y para ellos hay que suscribirse mediante los comandos de comunicación TCP. Ya realizado esto con éxito, se procede a obtener los datos según el tiempo que sea necesario o establecido por el usuario. En la Figura 8 se puede observar el diagrama de flujo explicando la comunicación TCP en MATLAB® con la pulsera *wearable Empatica E4*.

**Figura 8.**

*Diagrama de Flujo comunicación TCP MATLAB®*

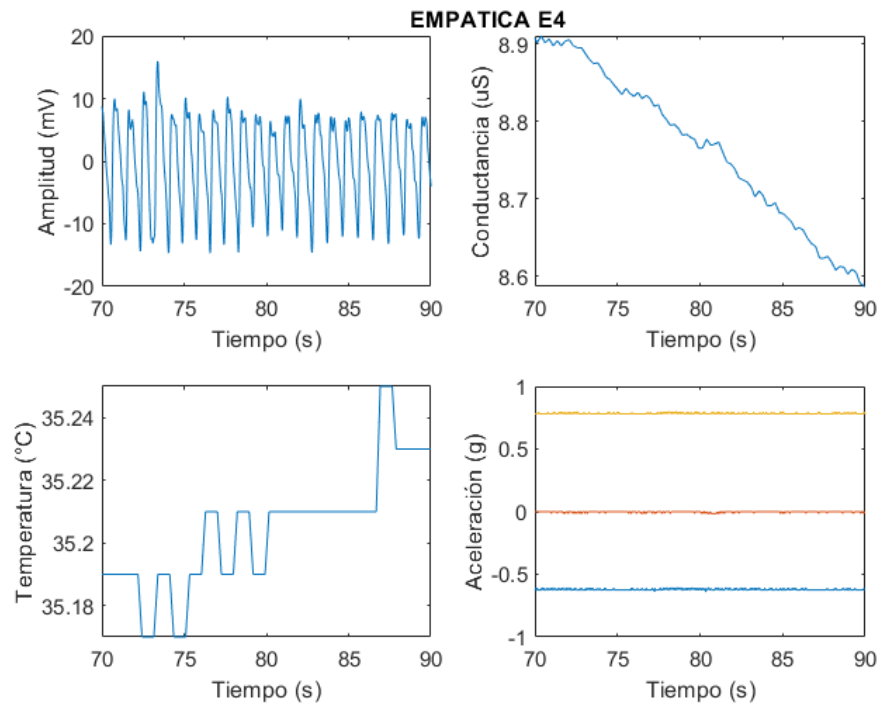


### **Pruebas de funcionamiento**

Las señales obtenidas son de fotopleletismografía PPG, respuesta galvánica de la piel GSR, temperatura corporal y el tiempo de intervalo en los pulsos cardíacos o periodos de la señal PPG. Se realizó la prueba en tiempo real y durante 120 segundos en estado basal. En la Figura 9 se presentan las señales crudas obtenidas de estos registros entre los segundos 70 al 90. Cabe mencionar que la temperatura corporal es registrada en la muñeca y de ahí el valor obtenido.

**Figura 9.**

*Señales tomadas en tiempo real Empatica E4*



### **Rhythm24**

Es un dispositivo que hace las funciones de monitor cardíaco, el mismo que se emplea como un brazalete en el antebrazo, usado principalmente para aplicaciones deportivas. Es conocido por su alta precisión en las medidas como frecuencia cardíaca y comodidad para realizar ejercicio y entrenar de manera correcta conociendo datos procesados de frecuencia cardíaca y *fitness*, ver Figura 10. *Rhythm24* posee los últimos avances en tecnología del sensor óptico proporcionado por la empresa especializada en medidas biométricas *Valencell*. Esta compañía posee su propia tecnología patentada del sensor denominada *PerformTek*, la cual a través de sus 3 sensores ópticos, dos verdes y uno amarillo, ofrecen una lectura precisa y confiable de la señal de fotopletimografía para cualquier tono de piel (Scosche, 2018).

**Figura 10.**

*Dispositivo Rhythm24*

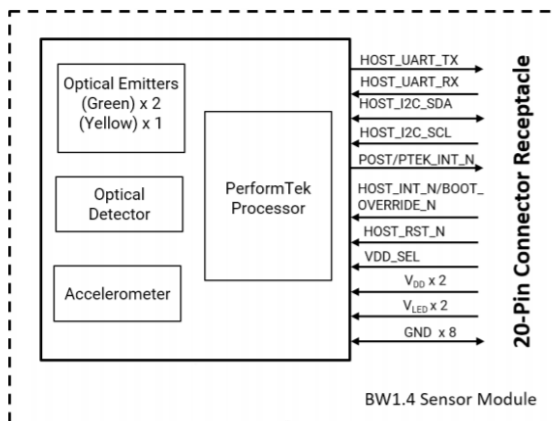


*Nota.* Tomado de *Scosche Rhythm24 waterproof armband heart rate monitor*, Scosche, I. (2018).

El diagrama de bloques del sensor biométrico se muestra a continuación, visualizando de mejor manera lo explicado anteriormente, ver Figura 11 (Valencell, Benchmark Wearable 1.4 Datasheet, 2019). En su interior también existe un acelerómetro que permite compensar mediante *machine learning*, el movimiento del usuario mientras hace ejercicio y de esta forma descartar este ruido que se pueda generar en la señal óptica, permitiendo obtener la señal de fotopleletismografía para calcular algunos datos tales como ritmo cardíaco y calorías quemadas. El monitor combina la silicona y el policarbonato conjuntamente con una correa elástica y ajustable para diferentes tamaños de brazos (Valencell, Customers, 2018).

**Figura 11.**

*Diagrama de Bloques Sensor Valencell*



*Nota.* Tomado de *Benchmark Wearable 1.4 Datasheet*, Valencell. (2019).

En la Tabla 3 se presentan las principales características del dispositivo.

**Tabla 3.**

*Especificaciones técnicas Rhythm24*

Descripción	Especificación
Capacidad de tiempo de memoria integrada	13 Horas
Protocolo de comunicación	Bluetooth Low Energy/ ANT+
Duración de batería	24 horas
Zonas de frecuencia cardíaca	5 zonas
Protección	IP68 a prueba de agua

*Nota.* Tomado de *Customers*, Valencell. (2018).

### **Protocolo de comunicación**

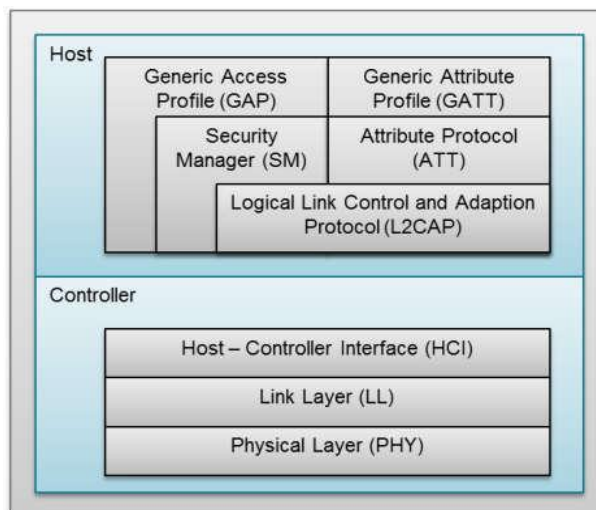
La transmisión de los datos se puede realizar de forma continua en tiempo real ya sea a un celular, computadora u otro dispositivo compatible. Para esta comunicación se ha basado en

el protocolo *Bluetooth Low Energy* (BLE) en vez de la tecnología ANT+, siendo el BLE el que permite mejores prestaciones en cuanto a más tipos de datos que se pueden transmitir.

El protocolo BLE o *Bluetooth Smart*, se basa en el estándar *Bluetooth 4.0* y funciona en las frecuencias de 2,4 GHz con un alcance de hasta 100 metros. Como su nombre propio lo indica, realiza una transmisión con un consumo bajo de energía, enviando la mayor cantidad de datos posibles, y de esta forma no recargar el dispositivo constantemente sino en periodos de tiempo considerables como días e incluso semanas según sea el caso. Una de las mayores ventajas es que es aceptada por gran parte de los sistemas operativos hoy en día más utilizados como IOS, Android, Linux o Microsoft.

En la siguiente Figura 12 se puede observar las diferentes capas que posee BLE y su estructura definida por dicho protocolo. La capa física se encarga de la modulación y demodulación de las señales analógicas y las transforma en valores digitales. Por otra parte, la capa de enlace permite gestionar requerimientos temporales, revisión de mensajes si estos son incorrectos o no, filtrado de direcciones y define los roles de los actores en la conexión, es decir identificar de forma lógica la función de cada dispositivo, si este es Maestro o esclavo, si es *Advertiser* o *Scanner*. Algunas aplicaciones para este tipo de tecnología son:

- Dispositivos del hogar
- Sensores de movimiento y proximidad (Seguridad)
- Dispositivos para la salud
- Sector automovilístico, entre otros.

**Figura 12.***Capas de BLE*

*Nota.* Tomado de *Bluetooth Low Energy – Introducción a la tecnología, Smartlighting. (2019).*

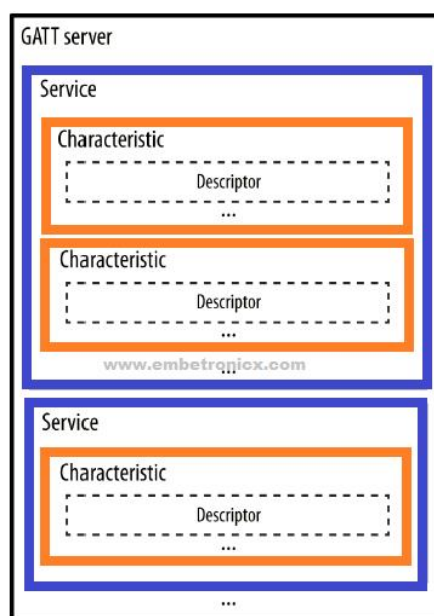
HCI es un protocolo estándar el cual permite la transmisión entre un *host* y un controlador, es decir es el conjunto de comandos que permite que dichas partes interactúen entre sí. La siguiente capa de importancia es la L2CAP, la cual brinda acceso a dos capas necesarias, el ATT (*Attribute Protocol*) con estructura cliente-servidor que permite intercambio de información y la capa SMP (*Security Manager Protocol*) que provee un *framework* para generar y repartir códigos de seguridad en los dispositivos.

Las capas o protocolos más altos en nivel son GAP y GATT, muy importantes para la vinculación y obtención de datos que un desarrollador de software puede obtener de un dispositivo a través de un lenguaje de programación de alto nivel. La primera capa expuesta, GAP (*Generic Attribute Profile*) permite la visibilidad del dispositivo hacia los demás con el mismo sistema de comunicación BLE, además de la interacción entre dichos dispositivos. Entre sus funciones más importantes están la de los roles de interacción, procedimientos para la comunicación y modos de seguridad.

En paralelo, se encuentra GATT (*Generic Attribute Profile*) que es la que define como los dos dispositivos BLE se comunican y obtienen información uno del otro. Al estar en esta fase, se entiende que han superado la capa GAP y se empieza la transferencia de datos. En la Figura 13 se puede observar los elementos de esta última capa, los cuales integran la disponibilidad de datos que ofrece el dispositivo BLE (Smartlighting, 2019).

**Figura 13.**

*Servicios, Características y Descriptores*



*Nota.* Tomado de *Bluetooth Low Energy – Introducción a la tecnología, Smartlighting. (2019).*

Se puede observar que hay servicios, características y más internamente descriptores; estos tres son un conjunto de atributos y poseen identificadores únicos universales UUID. Estos identificadores, que pueden ser de 16 hasta 128 bits, mismo que permite establecer la funcionalidad de cada atributo ya que la asociación *Bluetooth Special Interest Group* (SIG) estandarizó varios perfiles y atributos con UUID cortos para variadas aplicaciones como mediciones ambientales, frecuencia cardíaca, glucosa, sensores de proximidad, etc. (RS, 2019).



### Comunicación con la interfaz

Como se explicó anteriormente, la comunicación con el dispositivo *Rhythm24* es a través de BLE, por lo que se debe tener en cuenta los identificadores o UUID del Servicio y cada Característica del Servicio. Con la finalidad de obtener estos identificadores para obtener la información que se requiere del presente dispositivo se utilizó una aplicación móvil para *IOS* realizada por la empresa *North Pole Engineering* representando a *Scosche* en base a un SDK (*Software Development Kit*) llamado *ScoscheSDK24* realizado por la misma compañía asociada. Dicho SDK permite a través de los atributos de los métodos establecidos para dicho SDK, obtener los identificadores UUID de los servicios del dispositivo *Rhythm24*. Era necesario realizar este procedimiento ya que la mayoría de servicios y características no se encontraban dentro de los ya estandarizados por el SIG, sino por el fabricante. El único que se encontraba dentro de los estandarizados era el ritmo cardíaco. Por lo tanto los servicios y características obtenidos son presentados en la Tabla 4, a continuación:

**Tabla 4.**

*UUID de Servicios y Características de Rhythm24*

<b>Servicio(UUID):</b> Heart Rate		
<b>Descripción</b>	<b>Característica(UUID)</b>	<b>Propiedad</b>
Ritmo Cardíaco	Heart Rate Measurement	Notify

<b>Servicio(UUID):</b> FCE64000-7802-4392-B6B7-96B18DEAAD22		
<b>Descripción</b>	<b>Característica(UUID)</b>	<b>Propiedad</b>
Señal óptica	FCE64002-7802-4392-B6B7-96B18DEAAD22	Notify
Luz ambiental	FCE6400C-7802-4392-B6B7-96B18DEAAD22	Notify

---

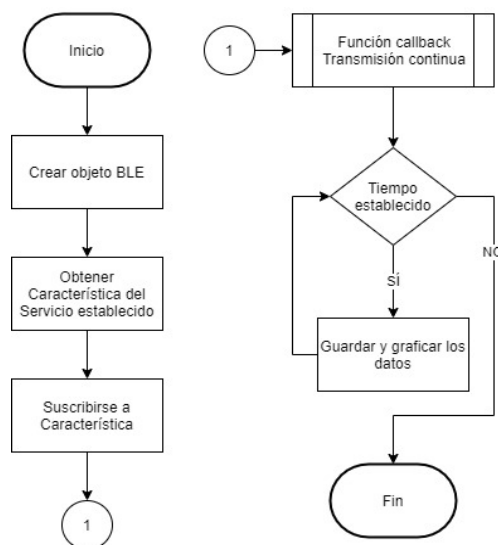
Intervalo RR de zona 1	FCE64012-7802-4392-B6B7-96B18DEAAD22	Notify
Intervalo RR de zona 2	FCE64013-7802-4392-B6B7-96B18DEAAD22	Notify
Señal AC	FCE6400D-7802-4392-B6B7-96B18DEAAD22	Notify

---

En base a los identificadores obtenidos, se puede empezar a transmitir los datos a través de estos paquetes y obtener así las señales deseadas. Esto se realiza a través de MATLAB® mediante la comunicación BLE que ofrece este software de análisis. Para dicho proceso es necesario crear un objeto tipo BLE con el nombre del dispositivo que es visible para los demás dispositivos BLE o también por la dirección que tiene el aparato inalámbrico. Después se procede a obtener el Servicio del paquete de transmisión para luego especificar qué Característica de ese Servicio se desea obtener. Ya con la obtención de estos datos, se procede a suscribirse a dicha característica, ya que es de propiedad Notify y por último se vincula una función de tipo *Callback* a la característica ya suscrita para que esta función se encargue de la obtención continua de los datos cada vez que los reciba el computador a través de BLE mediante la plataforma de MATLAB®. Estas funciones son de gran utilidad en la integración de los demás dispositivos ya que se realizan en segundo plano y no interrumpen la ejecución del programa principal, por lo que se puede obtener los datos sin pérdidas ni retrasos. Por esta razón, la función de tipo *Callback* es utilizada para cada dispositivo wearable y plataforma, en la obtención de los datos. El desarrollo del programa es explicado en el diagrama de flujo de la Figura 14.

**Figura 14.**

Diagrama de Flujo conexión BLE en MATLAB®



Para comprender de mejor forma la decodificación de los paquetes se debe tener en cuenta que los datos recibidos están en sistema de numeración hexadecimal por lo que es necesario decodificar estos datos a un sistema decimal para la interpretación de los mismos.

La decodificación de los paquetes se efectúa internamente por los métodos de MATLAB® para comunicación BLE, sin embargo, no reflejan los datos requeridos. Esto es debido a que se debe realizar primero un algoritmo sencillo para la decodificación de la información obtenida y de esta forma entregar datos legibles. Primero se observó que los datos obtenidos vienen en par y en cada par se agrupaban dos bytes de información. También se pudo descifrar que los bytes más significativos se encontraban a la derecha y no a la izquierda como se deben leer, por lo que se tuvo primero que transformar los dos bytes a hexadecimal de nuevo con el comando *dec2hex*, después unir los pares de datos, pero esta vez de forma contraria a la recibida para que el byte más significativo ocupe el primer lugar, es decir a la izquierda de todos y por último decodificar el dato agrupado a decimal con el comando *hex2dec*.

De esta forma se obtuvo el dato correcto y legible que se mostraba en la aplicación móvil en base a la SDK. La explicación del proceso se muestra en la Tabla 5.

**Tabla 5.**

*Explicación de decodificación de datos en Rhythm24*

Dato recibido transformado en decimal por MATLAB®:	
<b>Bytes menos significativos</b>	<b>Bytes más significativos</b>
253	13
Intercambio para interpretación correcta y transformación a hexadecimal:	
<b>Bytes más significativos</b>	<b>Bytes menos significativos</b>
13 -> D	253 -> FD
Agrupación y transformación a decimal:	
FDD -> 4061	

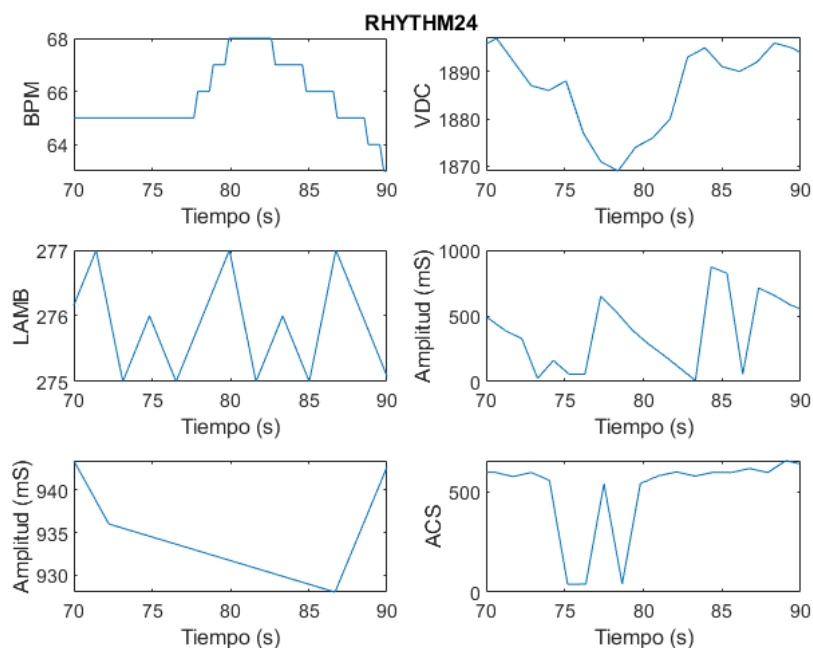
### **Pruebas de funcionamiento**

Las señales obtenidas son las del sensor óptico, el ritmo cardíaco, la luz ambiente, dos intervalos RR y la señal AC. Se hizo la prueba en estado basal por 120 segundos y en tiempo real.

En la Figura 15 se presentan los datos obtenidos durante los segundos 70 al 90.

**Figura 15.**

*Señales tomadas en tiempo real Rhythm24*



### **Dispositivos Polar**

Para la investigación, se tomaron en cuenta los dispositivos *Polar OH1* y *H10*, los cuales son utilizados para monitorear y analizar el rendimiento físico del usuario mientras realiza ciclismo, natación, *running*, entre otras actividades.

El dispositivo *Polar OH1* es un brazalete wearable colocado en el antebrazo del usuario y permite obtener la frecuencia cardíaca del mismo mediante el procesamiento de la señal cruda de fotoplestismografía. Posee filtros para el movimiento brusco de la persona y una alta confiabilidad en su medición al estar compuesta de 6 leds que permiten la adquisición continua de las señales. También se encuentra integrado un acelerómetro en el dispositivo (ver Figura 16) (Polar, 2018).

**Figura 16.**

*Dispositivo Polar OH1*



*Nota.* Tomado de *POLAR OH1: BRAZALETE CON SENSOR ÓPTICO DE FRECUENCIA CARDÍACA*, Polar. (2018).

Por su parte la banda pectoral *Polar H10* que permite obtener la señal cruda de ECG para procesarla y mostrar al usuario el ritmo cardíaco mientras realiza una actividad física. Posee una banda elástica y ergonómica que permite sujetar el sensor adecuadamente a pechos de distinta anchura. Para adquirir la señal ECG, el dispositivo posee dos electrodos de acero, los cuales permiten obtener dicha señal. También integra un sensor de movimiento o acelerómetro (ver Figura 17) (Polar, 2007).

**Figura 17.**

*Dispositivo Polar H10*



*Nota.* Tomado de *Manual del Usuario, Polar H10*, Polar. (2007).

Las características técnicas de los dos dispositivos son detallados en la Tabla 6 y Tabla 7:

**Tabla 6.**

*Especificaciones técnicas Polar H10*

<b>Descripción</b>	<b>Especificación</b>
Tipo de batería	CR 2025
Protocolo de comunicación	Bluetooth Low Energy/ ANT+
Vida útil de la batería	400 horas
Material del electrodo	Acero inoxidable
Temperatura de funcionamiento	-10 °C a 50 °C

*Nota.* Tomado de *Manual del Usuario, Polar H10*, Polar. (2007).

**Tabla 7.**

*Especificaciones técnicas Polar OH1*

<b>Descripción</b>	<b>Especificación</b>
Tipo de batería	Polímero de litio de 45 mAh
Protocolo de comunicación	Bluetooth Low Energy/ ANT+
Vida útil de la batería	200 horas
Memoria	4 MB
Peso	20.5 g

*Nota.* Tomado de *POLAR OH1: BRAZALETE CON SENSOR ÓPTICO DE FRECUENCIA CARDÍACA*, Polar. (2018).

### **Protocolo de comunicación**

Como la mayoría de bandas wearable comerciales, los dispositivos *Polar* utilizan igualmente dos protocolos: BLE y ANT+. Estos pueden ser empleados para transmitir datos de los dispositivos hacia un computador, teléfono o dispositivo inteligente. Siendo seleccionado para el

estudio el protocolo BLE debido a las facilidades que presenta su característica de transmitir paquetes de datos permite obtener las señales crudas de los dispositivos, se ha escogido este tipo de comunicación. El protocolo BLE fue explicado a detalle en la sección Protocolo de comunicación del dispositivo *Rhythm24*.

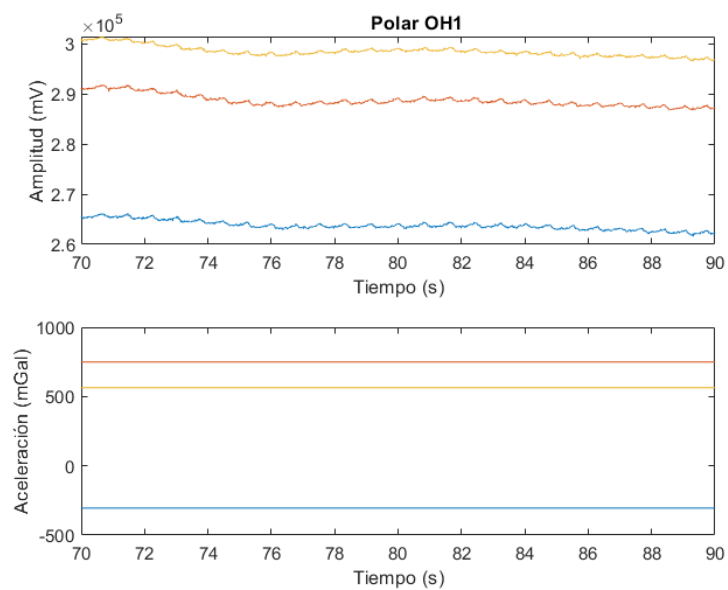
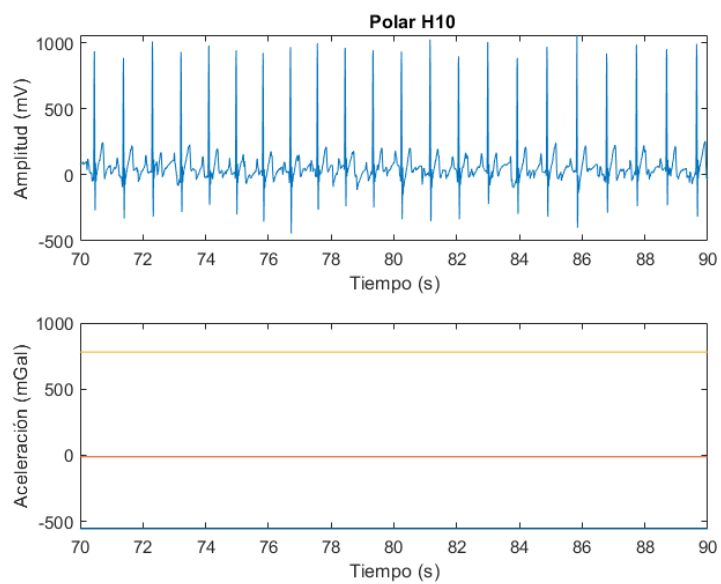
### **Comunicación con la interfaz**

Para utilizar el protocolo de comunicación BLE, es necesario ciertos parámetros los cuales permitan adquirir los paquetes de datos. Primero se debe obtener las características de los servicios, los cuales se emplean para la comunicación entre el receptor (ordenador) y el transmisor (dispositivos *Polar*). El servicio se denomina PMD y contiene las características PMD-CP (*Control Point*) y PMD Data MTU. Estas características serán empleadas para comunicarse con los dispositivos y activar la transmisión de las señales crudas ya que los dispositivos no lo hacen automáticamente. Dicho procedimiento se explica a detalle en el trabajo de (Nuñez, 2021) y fue acoplado al presente trabajo. Lo que se obtuvo fueron las señales crudas del ECG del *Polar H10* con una frecuencia de 130 Hz y 14 bits de resolución; y 3 señales de PPG del *Polar OH1* con una frecuencia de muestreo de 130 Hz y resolución de 22 bits.

### **Pruebas de funcionamiento**

Se realizó la medición de las señales en un periodo de 3 minutos en donde el sujeto sano se encontraba en estado basal. En la señal de PPG se tuvo que realizar un procesamiento, basado en filtrado pasabanda y promediado de la señal PPG cruda. En la Figura 18 se presenta las señales del *Polar OH1*, mientras que en la Figura 19 las señales del *Polar H10*.



**Figura 18.***Señal del dispositivo Polar OH1***Figura 19.***Señales del dispositivo Polar H10*

### ***Garmin Vivoactive4***

Es un *smartwatch* de gama media con GPS, posee funciones de monitoreo de salud durante todo el día, obtiene mediciones de saturación de oxígeno en sangre, monitorización de energía corporal, y de seguimiento de respiración, ciclo menstrual, estrés, sueño, ritmo cardíaco, hidratación y más. Dispone de más de 20 aplicaciones para diferentes actividades deportivas. Cuenta con tecnología avanzada *Garmin Elevate* para el monitoreo de frecuencia cardíaca, que elimina eficientemente el ruido de las señales con una filtración rápida para una visualización de datos precisa a través de algoritmos patentados por *Garmin*. Esto permite al dispositivo medir sin problemas ante diferentes situaciones adversas como sudor, vibraciones, cambios de postura, movimiento, fluctuaciones de temperatura e incluso cambios en la distancia entre el dispositivo y la piel (ver Figura 20) (GARMIN, s/f).

### **Figura 20.**

*Dispositivo Garmin Vivoactive4*



*Nota.* Tomado de *Garmin Elevate Optical Heart Rate*, GARMIN. (s/f).

El dispositivo cuenta con varios sensores como son: GPS, GLONASS, Galileo, monitor de frecuencia cardíaca con tecnología *Garmin Elevate*, altímetro barométrico, brújula, giroscopio,

acelerómetro, monitor de saturación de oxígeno en la sangre (GARMIN, s/f). Todos los sensores funcionan de forma simultánea, así mismo se calibran mutuamente para garantizar una alta precisión, para el proceso de desarrollo y fabricación no dependen de terceros, ya que todo es realizado en sus propias instalaciones lo que les permite un control estricto en el desarrollo del producto (GARMIN, s/f). En la Tabla 8 se presenta un mayor detalle de las especificaciones técnicas del dispositivo.

**Tabla 8.**

*Otras especificaciones Vivoactive4*

<b>Descripción</b>	<b>Especificación</b>
Duración de batería	Más de 8 días en modo <i>smartwatch</i>
Protocolo de comunicación	BLE/ ANT+ /Wifi
Temperatura de operación	De -20° a 60°C
Zonas de frecuencia cardíaca	5 zonas
Frecuencia inalámbrica	2.4 GHz @ 19 dBm nominal 13.56 MHz @ -44 dBm nominal
Protección	IP68 a prueba de agua
Presión máxima soportada en el agua	5 ATM (equivalente a 50 metros de profundidad)

*Nota.* Tomado de *Garmin Elevate Optical Heart Rate*, GARMIN. (s/f).

### **Protocolo de Comunicación**

El dispositivo tiene comunicación BLE, ANT+ y Wi-Fi. La comunicación BLE permite al dispositivo *Garmin* comunicarse con un *smartphone* para enviar y recibir datos con la aplicación de celular *Garmin Connect*, donde se puede observar el monitoreo de las funciones de salud y *fitness*. Por medio de BLE el *smartwatch* se puede conectar a dispositivos externos como sensores de temperatura, frecuencia cardíaca, entre otros, para tomar sus datos y mostrarlos en su

pantalla. Si se desea una comunicación BLE con la computadora es posible a través de una tarjeta Nordic nRF52 DK pero se limita al envío de datos que permite la SDK de *Connect IQ* (GARMIN, s/f) (NORDIC semiconductor, s/f).

### **Comunicación con la interfaz**

Debido al software y hardware cerrado, la obtención de datos en tiempo real no es posible en este dispositivo, es por ello que se lo hará *offline* a través de la plataforma *Garmin Connect*. Para este procedimiento se debe registrar una actividad deportiva en el dispositivo, siendo yoga la elegida, ya que es la que más datos relevantes para la investigación se entrega, además en *Garmin Connect IQ Store* se compra una aplicación que incluye el uso de campo de datos *Meditate* desarrollada por “vtrifonov” para obtener más datos relacionados a la frecuencia cardíaca y se instala la aplicación gratuita *Estimated Body Temperature Data Field* desarrollada por *GarminLabs* para obtener un estimado de la temperatura corporal en función del pulso cardíaco.

Al terminar la actividad se guarda automáticamente en *Garmin Connect* si el dispositivo *Vivoactive4* se encuentra conectado a internet a través de la comunicación Wi-Fi, o a su vez se sube la información si está sincronizado con un *smartphone* con internet a través de BLE. Luego se debe ingresar a la página web de *Garmin Connect*, de donde se descarga el archivo .FIT de la actividad. El archivo .FIT obtenido no se puede abrir más que en el mismo *Garmin Connect*, es por ello que para poder procesar los datos es necesario transformarlo a formato .CSV, se procede a decodificarlo usando un programa de *Python* ejecutado a través de *MATLAB*<sup>®</sup>, para posteriormente graficar las señales obtenidas.

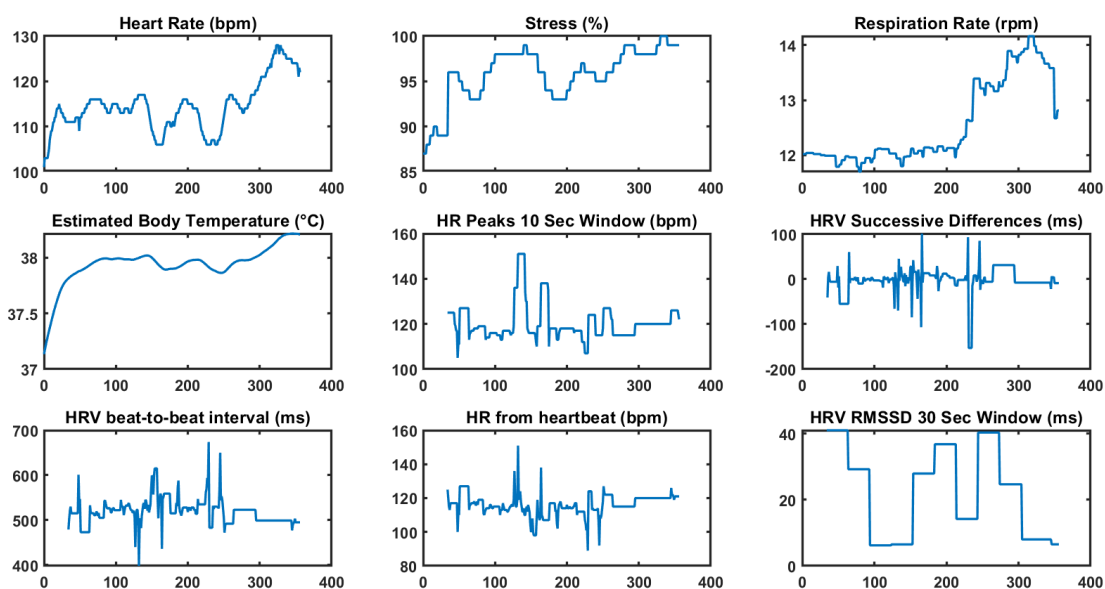
### **Pruebas de funcionamiento**

Se tomó datos de un sujeto sano durante un tiempo de 360 segundos en estado basal, obteniendo frecuencia cardíaca, estrés, frecuencia respiratoria, temperatura corporal estimada,

variabilidad de la frecuencia cardíaca del intervalo de tiempo entre latidos, intervalo de tiempo entre los latidos individuales del corazón también conocido como IBI, raíz cuadrática media de las diferencias sucesivas calculado para rangos consecutivos de 30 segundos, frecuencia cardíaca calculada a partir del intervalo latido a latido tomando la máxima por cada 10 segundos, intervalo de latido a latido convertido a frecuencia cardíaca, además se mide la saturación de oxígeno (SpO2) manualmente al inicio y al final de la toma de las señales. En la Figura 21 se presenta los datos obtenidos.

**Figura 21.**

*Señales tomadas offline en Vivoactive4*



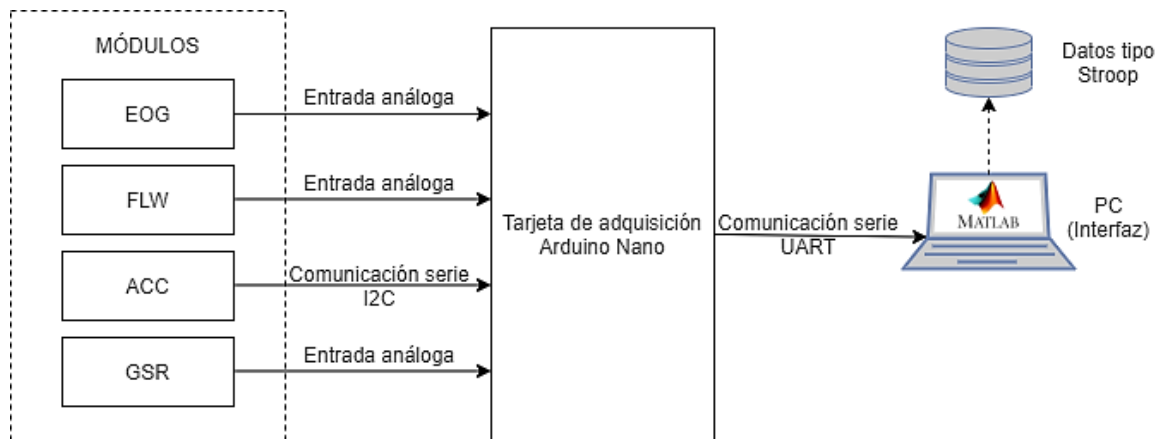
### Plataformas de adquisición de señales fisiológicas (PhysioSensor)

Para el diseño de la plataforma se consideró hacerlo de manera modular para facilitar el cambio de cualquier módulo de adquisición de señales de acuerdo a las señales de registro, permitir una mejor organización y aumentar el número de plataformas de ser necesario, permitiendo que el sistema tenga escalabilidad.

Para la adquisición, procesamiento y transmisión se usa el *Arduino Nano*. La comunicación con la computadora central se realizó mediante conexión USB, por lo cual se utiliza la función *serialport* en el software MATLAB®, a una velocidad de 115200 baudios. En la Figura 22 se observa el diagrama de bloques de la plataforma de adquisición de señales fisiológicas donde se observa los módulos electrooculograma (EOG), flujo respiratorio (FLW), acelerómetro (ACC) y respuesta galvánica de la piel (GSR).

**Figura 22.**

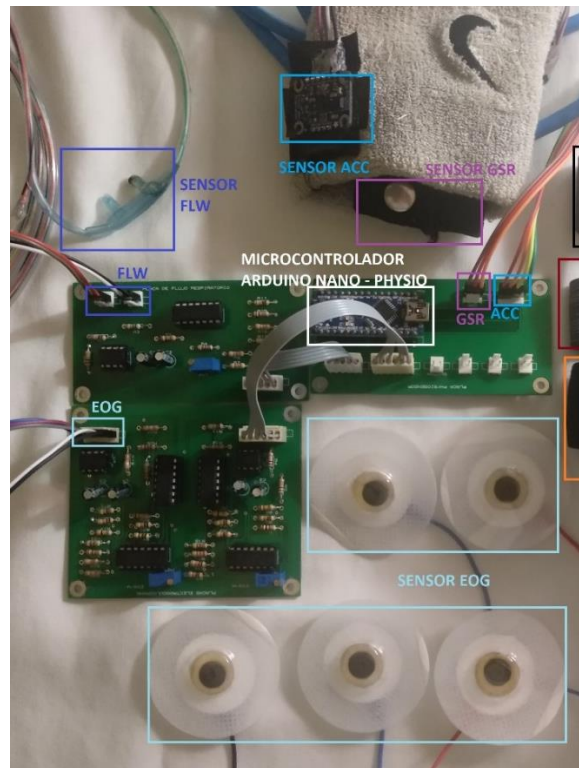
*Diagrama de bloques de plataforma de señales fisiológicas*



En la Figura 23 se presenta el circuito completo implementado con los diferentes módulos de adquisición.

**Figura 23.**

*Plataforma de adquisición de señales fisiológicas*



### ***Módulo de flujo respiratorio (FLW)***

La adquisición de la señal de flujo respiratorio se la realiza en base al análisis de los cambios de temperatura generados en el proceso de inhalación y exhalación, para ello se usa dos sensores de temperatura termistores NTC de  $10\text{ k}\Omega$ , uno ubicado en una fosa nasal a través de una cánula, este permite el registro de los cambios de temperatura producidos por el aire inhalado y exhalado. El segundo termistor es utilizado para tener una temperatura ambiente de referencia.

Para que las señales emitidas por los sensores lleguen a la tarjeta de procesamiento *Arduino Nano* es necesario que pase por un circuito de acondicionamiento, mismo que consta de

varias etapas de procesamiento analógico que son: Puente de *Wheatstone*, pre amplificación, filtrado, amplificación, desfase y acople de impedancias.

El acondicionamiento de los sensores empieza con el puente de *Wheatstone* constituido por los dos termistores ya mencionados anteriormente, uno interno (NTC INT) y otro externo de referencia (NTC REF), juntos con dos resistencias de  $10\text{ k}\Omega$  que completan el puente, permitiendo a la salida una variación de voltaje proporcional a la variación de la resistencia del NTC INT, que al ser de coeficiente negativo disminuye su resistencia cuando aumenta la temperatura, es decir que se tiene más voltaje al exhalar y menos voltaje al inhalar. El voltaje que entrega el puente tiene un valor máximo y mínimo de 120 mV y 30 mV respectivamente, por eso se realiza una pre amplificación de 1.5 usando el amplificador de instrumentación AD620 (Betancourt & Yépez, 2018).

Para la eliminación del ruido se diseña un filtro pasa alto con una frecuencia de corte de 0.1 Hz, para eliminar señales de ruido en frecuencias bajas, el filtro pasa bajo no fue necesario al considerar que no se tienen frecuencias altas. Para el diseño se usa el programa online *Filter Design Tool* de la empresa *Texas Instruments* seleccionando un filtro de respuesta *Butterworth* con una topología *Sallen-Key*.

Obteniendo un filtro pasa alto de segundo orden *Butterworth* con topología *Sallen-Key*, con valores cercanos a los elementos del filtro diseñado por Betancourt, et. al., comprobado su funcionamiento con valores comerciales de resistencias y capacitores, siendo el filtro que se usará. (Betancourt & Yépez, 2018)

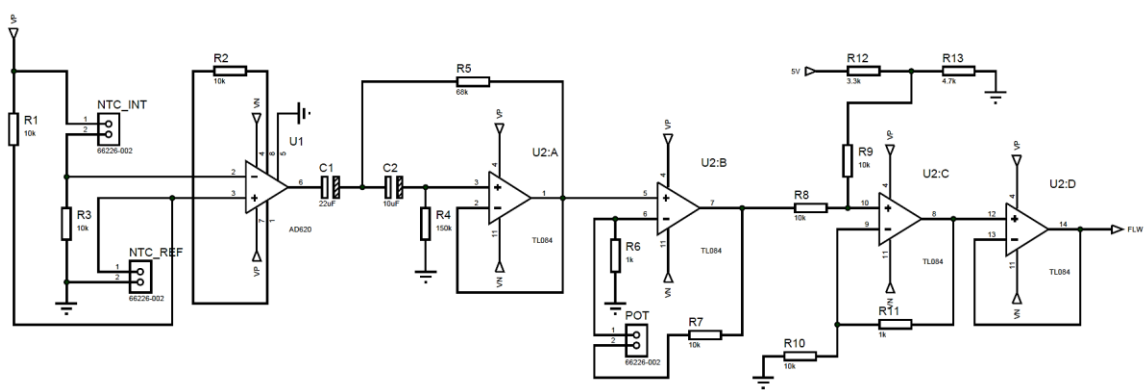
Una vez eliminado el ruido, se procede a realizar una segunda amplificación. Es necesario que pase por la presente etapa para que llegue con un voltaje adecuado a la tarjeta de adquisición de datos *Arduino Nano*. Por lo tanto, se aplica un amplificador de ganancia 20, un desfase u *offset*



de 1.5 V, con el fin de que la señal de salida sea en el intervalo de 0 a 5 V. Para el acople de impedancias de la señal con la tarjeta de adquisición se adjunta al final un seguidor de tensión (Betancourt & Yépez, 2018). En la Figura 24 se presenta el diagrama completo para la obtención y acondicionamiento del FLW con las fases correspondientes.

**Figura 24.**

*Diagrama para la adquisición de la señal FLW*



### **Módulo de electrooculograma (EOG)**

El módulo de EOG se diseñó con el objetivo de adquirir las señales del movimiento vertical y horizontal de los ojos, así como los parpadeos. Para ello se usa cinco electrodos conectados en la cara del paciente, para el movimiento vertical (EOGV) se conecta un electrodo en la parte superior (EOGVS) Y otro en la inferior (EOGVI) del ojo derecho, en el movimiento horizontal (EOGH) se coloca dos electrodos, uno al lado del ojo derecho (EOGHD) y otro al lado del ojo izquierdo (EOGHI), y el electrodo faltante se conecta en la mitad de la frente haciendo de referencia (REF) y conectada a un circuito de protección para el paciente.

Dado que las señales emitidas por los electrodos son muy bajas, se requiere de dos circuitos de acondicionamiento para el módulo EOG, uno para el EOGV y otro para el EOGH siendo estos los mismos solo se detallará el acondicionamiento del EOGV.

En esta etapa se conecta el electrodo REF a un circuito de protección RLD, que evita el reingreso de corriente hacia el electrodo aislando la referencia del paciente. De esta manera el paciente podría sufrir una descarga eléctrica (Alvarez Osorio, 2007).

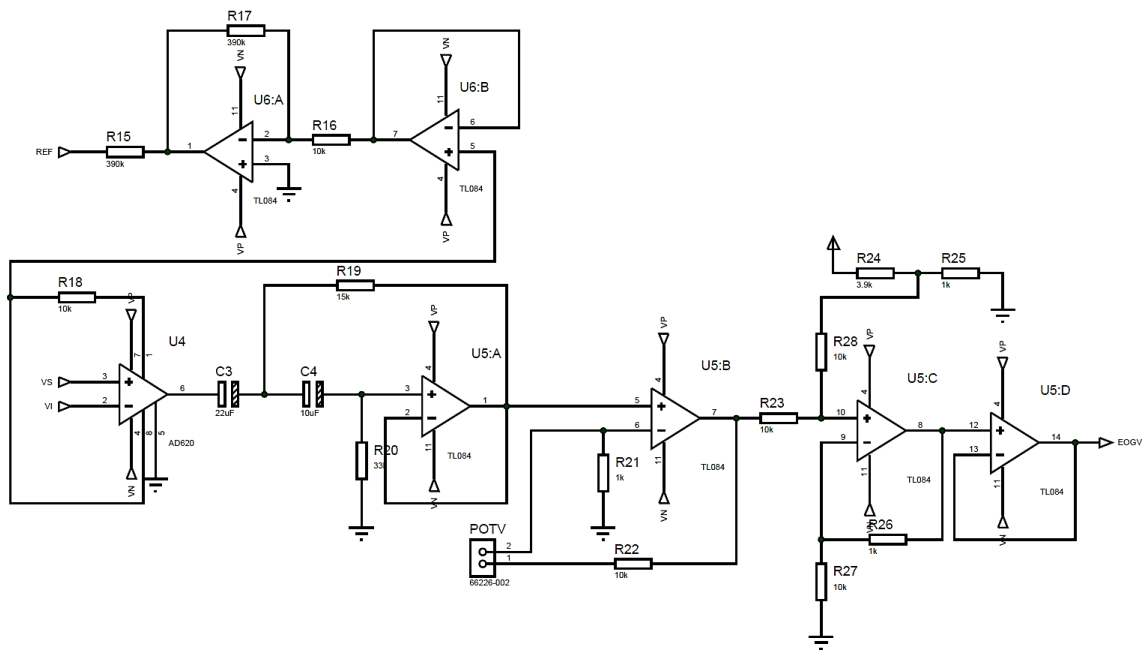
Conociendo que los electrodos EOGVS y EOGVI con el movimiento ocular tienen una amplitud de voltaje mínimo de  $50 \mu\text{V}$  y máximo de  $3.5 \text{ mV}$ , se debe realizar una pre amplificación de ganancia 6 con un amplificador instrumental AD620, para que se pueda llevar los pequeños potenciales eléctricos generados por los sensores a la etapa de filtrado (Guzmán Medina & Salazar Roggero, 2015) (Betancourt & Yépez, 2018).

Considerando la investigación de la tesis de Betancourt, et. al., se toma una frecuencia de  $0.5 \text{ Hz}$  para diseñar un filtro pasa altos en el programa online *Filter Design Tool*. Con lo que se obtiene un filtro pasa alto de segundo orden *Butterworth* con topología *Sallen-Key*, el mismo que se implementará considerando valores de los elementos disponibles en el mercado teniendo un filtro similar al de Betancourt, et. al (Betancourt & Yépez, 2018).

Posterior a la presente etapa llega la señal acondicionada a la tarjeta de adquisición de datos *Arduino Nano*. Se amplifica con una ganancia de 110, y para que la señal de salida se mantenga entre 0 y 5 V se realiza un offset o desfase de 1 V, donde a la salida se implementa un seguidor de tensión para acoplar la impedancia de la señal del EOG con la entrada analógica de la tarjeta de adquisición de datos (Betancourt & Yépez, 2018). En la Figura 25 se presenta el diagrama completo para la obtención y acondicionamiento del EOGV con las fases correspondientes.

Figura 25.

Diagrama para la adquisición de la señal EOG



### Módulo de acelerómetro (ACC)

Para el acelerómetro se usa el módulo *BNO055* de la empresa Adafruit, que dispone de comunicación I2C para conectar con la tarjeta de adquisición *Arduino Nano*, para ello se ha hecho uso de la librería *Adafruit\_BNO055* que brinda la misma empresa. El módulo permite varios datos del sensor:

- Orientación absoluta (Euler Vector, 100Hz)
  - Datos de orientación de tres ejes basados en una esfera de 360 °.
- Orientación absoluta (Quaternion, 100Hz)
  - Salida de cuaternión de cuatro puntos para una manipulación de datos más precisa.
- Vector de velocidad angular (100 Hz)
  - Tres ejes de velocidad de rotación en *rad/s*.

- Vector de aceleración (100 Hz)  
Tres ejes de aceleración (gravedad + movimiento lineal) en  $m/s^2$ .
- Vector de fuerza de campo magnético (20Hz)  
Detección de tres ejes de campo magnético en micro Tesla ( $\mu T$ ).
- Vector de aceleración lineal (100 Hz)  
Tres ejes de datos de aceleración lineal (aceleración menos gravedad) en  $m/s^2$ .
- Vector de gravedad (100 Hz)  
Tres ejes de aceleración gravitacional (menos cualquier movimiento) en  $m/s^2$ .
- Temperatura (1Hz)  
Temperatura ambiente en grados centígrados.  
(Townsend, 2021)

Los algoritmos de fusión de sensores permiten combinar los datos del acelerómetro, magnetómetro y giroscopio en una salida de orientación estable de tres ejes (Townsend, 2021). El dispositivo internamente tiene un microcontrolador que permite el procesamiento de las señales y el envío de las posiciones relativas o absolutas, sea en ángulos o cuaterniones. Los detalles técnicos se presentan en la Tabla 9, y en la Figura 26 se indica el sistema de coordenadas referencial del dispositivo (Bosch Sensortec, 2014).

**Tabla 9.**

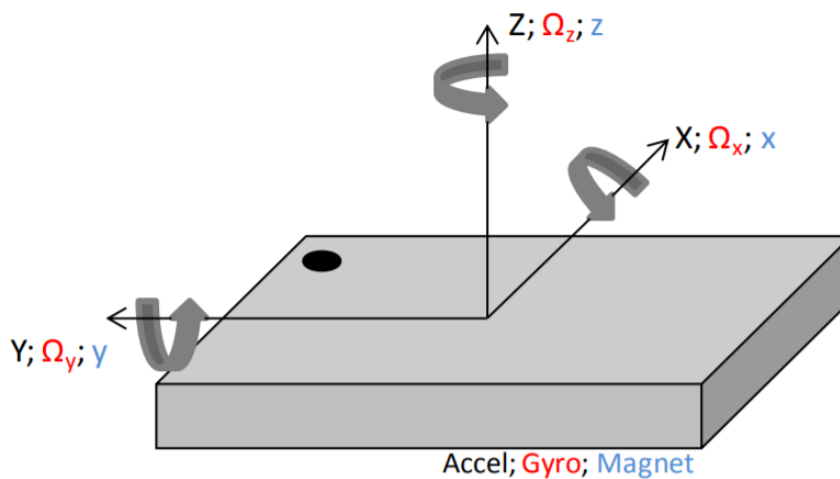
*Detalles técnicos del módulo ACC*

<b>Descripción</b>	<b>Especificación</b>
Tipo de sensor:	Encapsulado
Rango de aceleración lineal:	$-16 m/s^2$ a $16 m/s^2$
Resolución:	14 bits
Suministro de voltaje:	Alimentación con 3.3-5 VDC
Tipo de Salida:	I2C
Peso:	3 gramos

*Nota.* Tomado de BNO055. *Intelligent 9-axis absolute orientation sensor*, Bosch Sensortec. (2014).

**Figura 26.**

*Sistema de coordenadas y giros del sensor BNO055*



*Nota.* Tomado de *BNO055. Intelligent 9-axis absolute orientation sensor*, Bosch Sensortec. (2014).

Para su uso se ha ubicado según el sistema de coordenadas y giro del acelerómetro del dispositivo *wearable* de investigación *Empatica E4* colocado en la muñeca izquierda para concordar con el giro y posiciones referenciales del sensor BNO055. En la Figura 27 se observa la posición por debajo de la *Empatica E4*, usando una pulsera deportiva teniendo en cuenta evitar el contacto de las conexiones con la tela mediante una cinta aislante.

**Figura 27.**

*Ubicación de módulo ACC en concordancia con Empatica E4*



### ***Módulo de respuesta galvánica de la piel (GSR)***

El módulo usado para GSR es el fabricado por la empresa SICHIRAY, y de acuerdo a las especificaciones del fabricante puede ser usado para la medida de emociones, monitorización del sueño, detector de mentiras, entre otras. Las especificaciones técnicas son detalladas en la Tabla 10. Para su uso, no es necesario librerías, se usa un código sencillo de lectura señales analógicas, para el primer uso se debe realizar una calibración de la sensibilidad que consiste en conectar el módulo GSR sin usarlo, girar el potenciómetro hasta ajustar el valor de la salida analógica en 2.5 VDC o 512 bits, para comprobar el cambio en los valores se puede respirar hondo o aguantar la respiración (SeedStudio, s/f) (SICHIRAY, s/f).

**Tabla 10.**

*Detalles técnicos del módulo GSR*

<b>Descripción</b>	<b>Especificación</b>
Tipo de sensor:	Electrodo
Material de contacto del sensor:	Níquel
Sensibilidad	Ajustable con un potenciómetro
Suministro de voltaje:	Alimentación con 3.3-5 VDC
Tipo de salida:	Analógica

*Nota. Tomado de Biosensor: sensor de piel GSR, SICHIRAY. (s/f).*

Se adaptó el sensor que originalmente era para colocarse en dos dedos de la mano, para que funcione en la pulsera deportiva, siendo las posiciones de los mismos lo más parecido a las del sensor wearable *Empatica E4*.

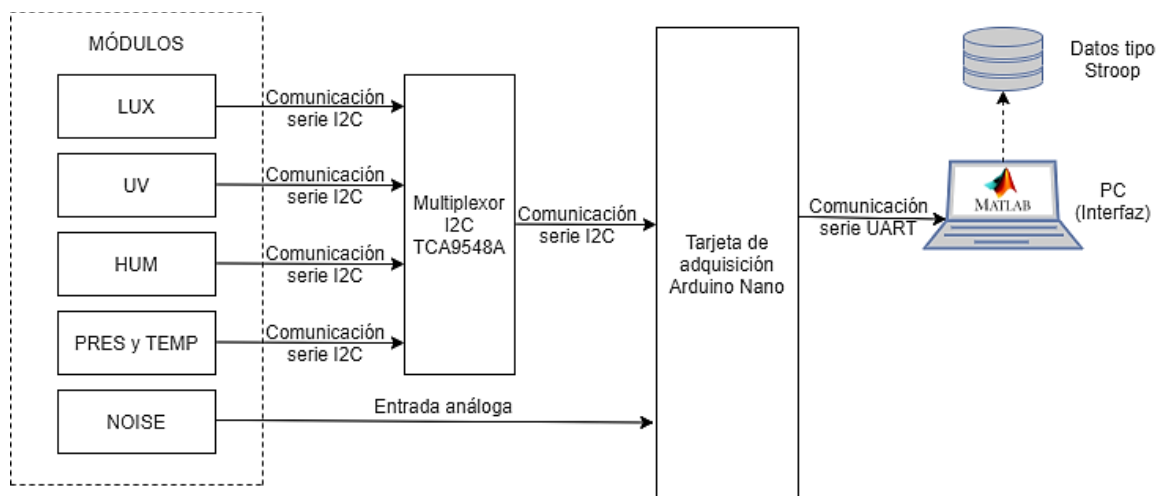
### **Plataformas de adquisición de señales ambientales (AmbientSensor)**

La plataforma se diseñó de forma modular al igual que en la Plataformas de adquisición de señales fisiológicas por los motivos ya mencionados. Además, se incluye un multiplexor de comunicación serial I2C, dado que cuatro módulos usados tienen esta comunicación y se necesita que todos se mantengan funcionando a la vez. Este proceso de multiplexación fue realizado con la tarjeta TCA9548, que permite la comunicación de hasta 8 módulos con I2C a la vez con *Arduino Nano* incluso si tienen la misma dirección (lady ada, 2021).

Se usa una tarjeta de adquisición *Arduino Nano* para el registro y procesamiento de todos los datos de los módulos, mismos que serán transmitidos luego por comunicación serial UART al computador a una velocidad de 115200 baudios para ser interpretados en el software MATLAB® usando la función “serialport”. La plataforma permite el sensado de las variables medioambientales de luz, sonido, radiación ultravioleta, humedad, presión y temperatura, en la Figura 28 se presenta el diagrama de bloques de los elementos y conexiones de la plataforma.

**Figura 28.**

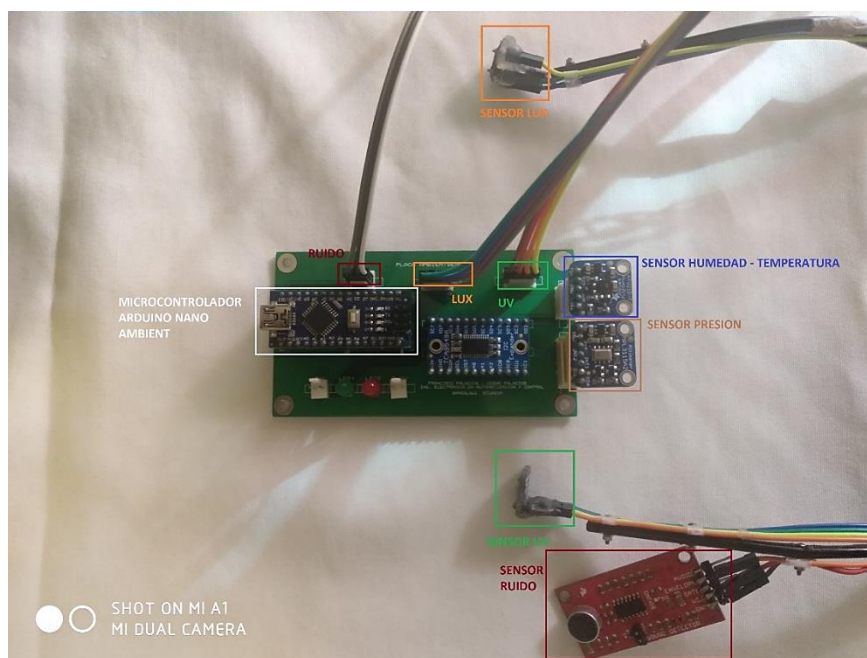
*Diagrama de bloques de plataforma de señales ambientales*



En la Figura 29, se observa la implementación de la plataforma con la que se realizó la adquisición de señales ambientales con sus respectivos módulos.

**Figura 29.**

*Plataforma de adquisición de señales ambientales*





### **Módulo de iluminancia (LUX)**

Para la medida de luz se usa el módulo de la empresa Adafruit que cuenta con el sensor SI1145 de SiLabs, con un algoritmo de detección de luz calibrado que puede calcular el índice ultravioleta (UV). Los detalles del módulo se observan en la Tabla 11. No contiene un elemento sensor de UV real, sino que lo aproxima en función de la luz visible e infrarroja (IR) del sol, cuenta con un sensor de proximidad básico a través del pin LED, aproxima la medida de iluminancia lux con un algoritmo de corrección de IR. Tiene comunicación serial I2C conectada a las entradas 7 (SD7 y SC7) del multiplexor de I2C TCA9548A, para su funcionamiento es necesario hacer uso de la librería *Adafruit\_SI1145* para *Arduino* que ya brindan los fabricantes (lady ada, 2021).

**Tabla 11.**

#### *Detalles técnicos del módulo LUX*

<b>Descripción</b>	<b>Especificación</b>
Tipo de sensor:	Fotodiodo
Espectro del sensor de infrarrojos:	Longitud de onda: 550nm-1000nm (centrado en 800)
Espectro del sensor de luz visible:	Longitud de onda: 400 nm-800 nm (centrado en 530)
Rango de medición:	0 a 128 klux
Resolución:	100 mlux
Suministro de voltaje:	Alimentación con 3-5 VDC
Tipo de salida:	Dirección I2C 0x60 (7 bits)
Temperatura de funcionamiento:	-40 ° C ~ 85 ° C
Peso:	0.3 gramos

*Nota.* Tomado de *Adafruit SI1145 Breakout Board - UV index / IR / Visible Sensor*, lady ada. (2021),

*Adafruit.*

El módulo SI1145 de la compañía Adafruit fue implementado a la plataforma de adquisición de señales ambientales, con la función de sensor la cantidad de lux que perciben los pacientes es por eso que se han colocado al nivel del ojo izquierdo adaptando un soporte de lentes para sostener al módulo.

### **Módulo de radiación ultravioleta (UV)**

El módulo VEML6070 de Adafruit será el utilizado como módulo de medida de radiación ultravioleta (UV), tiene un verdadero sensor de luz UV A. El módulo SI1145 realiza aproximaciones del índice UV basadas en el nivel de luz, no en la verdadera detección de UV. El VEML6070, al contrario, tiene un sensor de luz real en el espectro UV. Cuenta con una comunicación serial I2C que se conecta a las entradas 3 al multiplexor I2C *TCA9548A*, para su funcionamiento con el *Arduino Nano* es necesario usar la librería *Adafruit\_VEML6070* que brindan los fabricantes. El módulo está ubicado a la altura del ojo derecho del mismo soporte que sostiene al módulo UV (lady ada, 2021). Las especificaciones técnicas se muestran en la Tabla 12.

**Tabla 12.**

#### *Detalles técnicos del módulo UV*

<b>Descripción</b>	<b>Especificación</b>
Tipo de sensor:	Fotodiodo
Sensibilidad del espectro UV:	320-410nm (pico a 355nm)
Suministro de voltaje:	Alimentación con 2.7-5.5 VDC
Tipo de comunicación:	I2C
Resolución:	16 bits
Peso:	0.5 gramos

*Nota.* Tomado de *Adafruit VEML6070 UV Sensor Breakout*, lady ada (2021), *Adafruit*.

### **Módulo detector de ruido (NOISE)**

Para el sensado de ruido ambiente se utiliza el detector de sonido de la marca SparkFun, mismo que cuenta con tres funciones diferentes e independientes, una es la salida de audio (AUDIO), también una indicación binaria de la presencia de sonido (*GATE*) y una representación analógica de su amplitud (*ENVELOPE*), además un led se enciende para indicar la presencia de sonido en el ambiente (J. & SparkFun, s/f). Más características se muestran en la Tabla 13.

**Tabla 13.***Detalles técnicos del módulo NOISE*

<b>Descripción</b>	<b>Especificación</b>
Tipo de sensor:	Micrófono encapsulado
Funciones:	AUDIO, GATE, ENVELOPE
Rango de medición:	40 a 90 dB
Suministro de voltaje:	Alimentación con 3.5-5.5VDC
Tipo de comunicación:	Análoga
Resolución:	0.1 dB
Peso:	9 gramos

*Nota.* Tomado de *SparkFun. Sound Detector Hookup Guide*, J., B., & SparkFun. (s/f).

Del módulo será usado la función “Envelope” que permite conocer el nivel de sonido o ruido, al ser una salida análoga se realiza un programa sencillo en la tarjeta de adquisición *Arduino Nano*. El módulo se coloca al nivel de la oreja izquierda para estimar el nivel de sonido que está llegando al oído.

***Módulo detector de humedad (HUM)***

El módulo HTU21D-F escogido para la medición de la humedad en el ambiente es de la empresa Adafruit, el sensor tiene la capacidad de medir también la temperatura, pero no se consideró debido a que se usará otro sensor con mejores prestaciones. Al igual que los demás módulos de dicha empresa, es digital con una comunicación serial I2C conectada a las entradas 2 del multiplexor de I2C, que requieren de una librería Adafruit\_HTU21DF para funcionar con la tarjeta *Arduino Nano*, que la proporciona la empresa fabricante (lady ada, 2021). Los detalles técnicos se observan en la Tabla 14.

**Tabla 14.***Detalles técnicos del módulo HUM*

<b>Descripción</b>	<b>Especificación</b>
Tipo de sensor:	Encapsulado
Rango de operación:	5% al 95% de HR
Suministro de voltaje:	Alimentación con 3.3-5 VDC
Tipo de comunicación:	Dirección I2C de 7 bits 0x40
Precisión típica:	±2%
Peso:	0.5 gramos

*Nota.* Tomado de *Adafruit HTU21D-F Temperature & Humidity Sensor*, lady ada. (2021), *Adafruit*.

Dicho módulo no estará puesto en el cuerpo de los pacientes como los demás, sino se encontrará en la misma plataforma para sensar la humedad en el ambiente como se observa en la Figura 29.

***Módulo de presión (PRES) y temperatura (TEMP)***

Para el módulo PRES y TEMP para sensar las señales ambientales de la presión barométrica y temperatura se usa un mismo sensor que es el MPL3115A2 de la empresa Adafruit que al ser digital dispone comunicación serial I2C conectada a las entradas 4 del multiplexor de I2C, para el funcionamiento con *Arduino Nano* el fabricante nos facilita una librería llamada *Adafruit\_MPL3115A2*, además sensa altitud pero no se lo tomó en cuenta (Adafruit, s/f). Más detalles están descritos en la Tabla 15.

**Tabla 15.**

*Detalles técnicos del módulo PRES Y HUM*

<b>Descripción</b>	<b>Especificación</b>
Tipo de sensor:	Encapsulado
Rango de operación:	5% al 95% de HR
Suministro de voltaje:	Alimentación con 3.3-5 VDC
Tipo de comunicación:	Dirección I2C de 7 bits 0x40
Precisión típica:	±2%

*Nota.* Tomado de *Adafruit MPL3115A2 - I2C Barometric Pressure/Altitude/Temperature Sensor*,

Adafruit. (s/f), *Adafruit*.

El módulo de PRES y TEMP, al igual que el Módulo detector de humedad (HUM) se lo coloca directo en la plataforma de adquisición de señales ambientales y no en el cuerpo del paciente, observar Figura 29.

### **Software de integración**

Para establecer una conexión y transmisión sincronizada, y en tiempo real de las plataformas de adquisición de señales ambientales y fisiológicas; y de cada dispositivo *wearable*, exceptuando el *Garmin Vivoactive4*, se procedió a realizar un programa que permita la centralización de toda la información en un solo computador. Todo el desarrollo de software se realizó en MATLAB®, al ser una plataforma con funciones que permiten realizar conexiones entre el ordenador y distintos dispositivos con varios protocolos de comunicación. Además, MATLAB® dispone de varias herramientas que permiten una velocidad de procesamiento y ejecución de instrucciones muy alta. Dichos requerimientos son de vital importancia para poder desarrollar un programa capaz de conectar, sincronizar, transmitir y almacenar todas las variables de las señales de forma óptima, eficaz y eficiente.

El software realizado para la sincronización de todas las señales recibidas fue el fundamento necesario para desarrollar la interfaz gráfica del sistema sin inconvenientes. La

interfaz personalizada integró varias pantallas que facilitan la conexión óptima con los dispositivos, la adquisición correcta de las señales, el ingreso de información del paciente y la grabación local de los datos. También, se realizó varias validaciones como la correcta conexión de los dispositivos y plataformas, la desconexión intempestiva de cualquier dispositivo durante la grabación y la adquisición nula de alguna señal.

### ***Sincronización de los dispositivos***

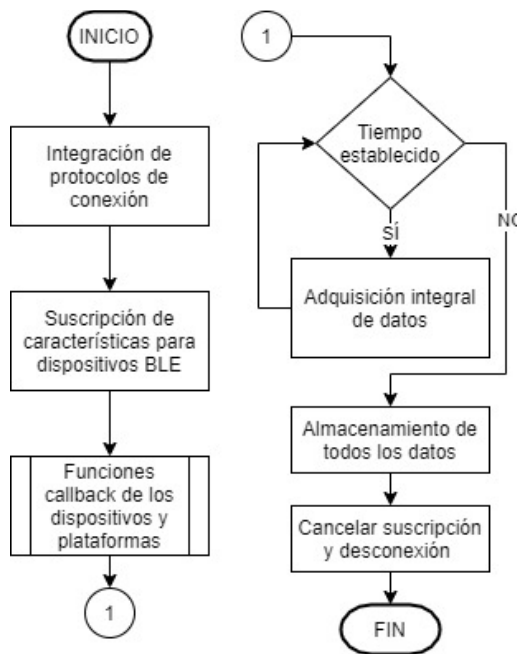
La primera parte del programa es la conexión de todos los dispositivos y plataformas, la cual consta de la misma estructura explicada anteriormente en cada apartado de las plataformas ambientales y fisiológicas como también de los dispositivos wearables. Lo diferente es que se integran todos esos protocolos en el inicio del programa y de forma simultánea para obtener una conexión múltiple a través de BLE: *Rhythm24*, *Polar OH1* y *Polar H10*; TCP: *Empatica E4*; y puerto serial: Plataforma ambiental y fisiológica. En esta parte también se realiza la obtención de Características del *Rhythm24* y el requerimiento de *streaming* de los *Polar OH1 – Polar H10*.

La siguiente sección realiza la suscripción de los distintos dispositivos BLE. Como ya se explicó en la sección de funcionamiento del dispositivo *Empatica E4*, el protocolo TCP es empleado para utilizar comandos que permiten una conexión BLE entre el adaptador USB y el dispositivo. De modo que, se realiza la suscripción de estas Características mediante comandos TCP. Por otro lado, los dispositivos que están directamente conectados a través de BLE son suscritos a las Características obtenidas anteriormente, las cuales contienen los datos crudos de las variables fisiológicas.

Para realizar la adquisición de los datos, es necesario llamar a las funciones *callback* de cada dispositivo *wearable* y de cada plataforma. Esto debido a que las mencionadas funciones son ejecutadas al ocurrir cierta acción en el programa, es decir que se ejecutan en paralelo al

programa principal y solo cuando otra acción acontece. Esto se denomina función *background* o de segundo plano, ya que se ejecuta sin necesidad de ser llamada por el programa principal, solo es necesario definirla. Gracias a esto, el tiempo de respuesta del programa principal no fue afectado y pudo adquirirse todos los datos de las señales de los dispositivos *wearables* sin interrupciones (Mathworks, 2020). Después se realiza un *bucle* por un tiempo máximo en segundos ingresado por el usuario, el cual contiene la obtención y la visualización en tiempo real de todas las señales. Al finalizar el *bucle*, se realiza el almacenamiento de las señales en una base de datos de tipo “struct”.

Por último, la sección de desconexión donde se procede a cancelar la suscripción de las características del *Rhythm24*; realizar el requerimiento de detener el *streaming* y cancelar la suscripción de las características para los dispositivos *Polar*; desconectarse del dispositivo *Empatica E4* mediante comandos TCP; desconectarse de los puertos seriales y utilizar el comando “*clear*” para borrar todos los objetos que eran empleados para la conexión de cada dispositivo y plataforma. Todo el proceso de integración y sincronización es resumido en el diagrama de flujo de la Figura 30.

**Figura 30.***Sincronización de los dispositivos****Criterios de diseño del HMI***

Al existir varios dispositivos *wearables* y plataformas que transmiten gran cantidad de información al ordenador, se diseñó la interfaz de forma dinámica, organizada e intuitiva. Esto permite un entorno óptimo y eficiente para el usuario según los siguientes criterios generales de diseño establecidos en la ISO 9241 (Rubio, 2020):

- Capacidad de adecuación a la tarea: los mensajes o sistemas de diálogo deben ser consecuentes con la función realizada, es decir que las asistencias de estos avisos deben estar relacionados correctamente con el propósito de la tarea para que el usuario pueda llevarla a cabo de forma eficaz y eficiente.
- Autodescriptividad del sistema: el sistema de diálogo debe tener la capacidad de presentar explicaciones claras y comprensibles, las cuales permitan acercarse a las necesidades del mismo.



- Controlabilidad: es necesario ejecutar actividades como también anularlas. Por lo tanto, la interfaz debe dar esta facilidad al usuario. El criterio se puede observar en el botón “Detener”, el cual permite anular la grabación ante un error presente en la transmisión de datos.
- Conformidad con las expectativas del usuario: el sistema de diálogo debe ser consecuente con las convenciones comúnmente aceptadas por los usuarios, por ejemplo que los avisos para las distintas tareas tengan un lenguaje estándar.
- Tolerancia a los errores: la interfaz de usuario debe tener la capacidad de seguir con el funcionamiento del programa a pesar de errores existentes en el proceso por medio de correcciones mínimas o sistemas de diálogo. Todos los errores que se presentan se muestran con ventanas de aviso.
- Capacidad de adaptación al usuario: el sistema debe ser capaz de cambiar de acuerdo al desarrollo del usuario para alguna tarea, por ejemplo la interfaz permite elegir alternativas de presentación, según la tarea requerida. Distintas pantallas son permitidas en la interfaz.
- Facilidad de aprender a utilizar: debe proporcionar ayudas al usuario en el proceso de adaptación al entorno. En otras palabras, el usuario debe realizar el mínimo esfuerzo posible para efectuar su tarea.

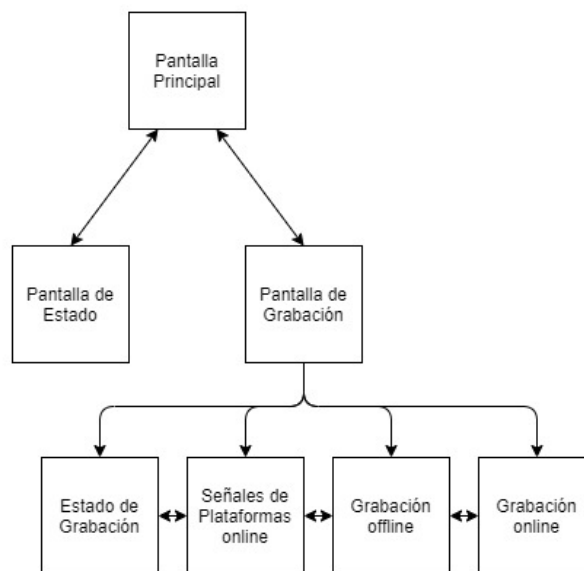
### ***Interfaz gráfica del sistema integral***

Con el propósito de permitir al usuario las opciones de conectar, transmitir, adquirir y almacenar las señales crudas obtenidas de los diferentes dispositivos y controladores se diseñó una interfaz gráfica de usuario (GUI). La navegación de la interfaz fue diseñada de forma dinámica y ordenada, como se observa la estructura de navegación en la Figura 31. Esto permite enlazar correctamente las distintas fases de la adquisición y almacenamiento de las señales. Igualmente,

se tomó en cuenta varias validaciones en el proceso de conexión y grabación de las señales para evitar la frustración del usuario. Es importante mencionar que la adquisición de las señales de las dos plataformas y todos los dispositivos wearables es online a excepción del *Garmin Vivoactive4*, el cual es offline. La herramienta MATLAB® *App Designer* fue empleada para desarrollar la GUI.

**Figura 31.**

*Arquitectura y navegación entre pantallas*



### Descripción de pantallas

La interfaz gráfica de usuario desarrollada presenta 3 pantallas, las cuales son: pantalla principal, de estado y de grabación. La pantalla principal, presentada en la Figura 32, consta de dos partes, la primera se denomina “Dispositivos *wearables* y sensores”. En esta parte es posible seleccionar los dispositivos *wearables* y plataformas para después poder conectarlos al sistema a través del botón “Conectar”. Al momento de realizar una conexión satisfactoria se habilita el botón “Estado” el cual permite abrir la pantalla de estado.

Figura 32.

*Pantalla Principal*

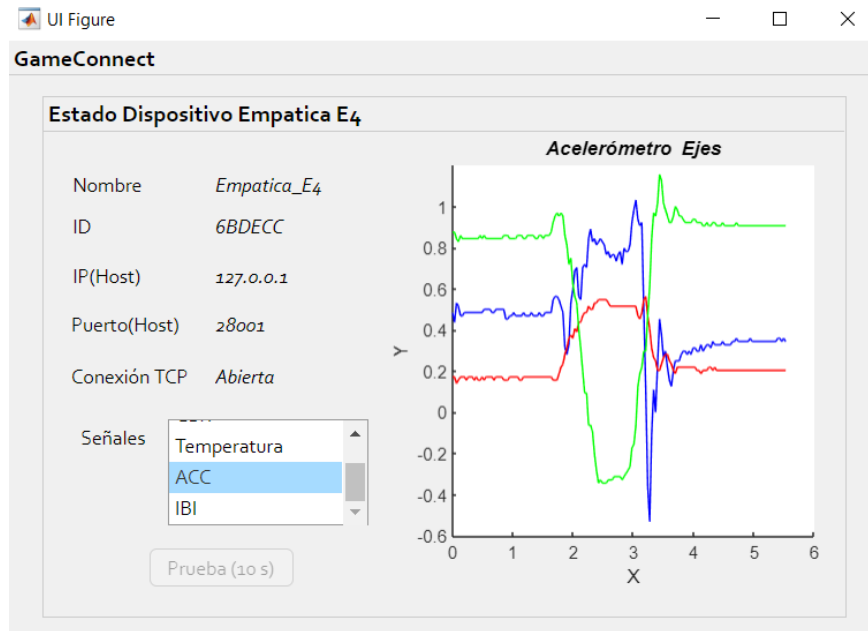
The screenshot shows the 'GameConnect' interface with two main sections:

- Dispositivos wearable y sensores:**
  - Dispositivos Online*
  - Rhythm24 (Estado: ●)
  - Empatica E4 (Estado: ●)
  - Polar OH1 (Estado: ●)
  - Polar H10 (Estado: ●)
  - Physio (Estado: ●)
  - Ambient (Estado: ●)
  - Buttons: Conectar, Desconectar
- Información del usuario:**
  - Nombre: Francisco
  - Fecha: 21-Dec-2020
  - Edad: 25
  - Código: 002
  - Hora: hh:mm:ss
  - Tiempo (s): 10
  - SPO2: 91
  - Sexo:  Hombre,  Mujer
  - Estimulación:  GTA V,  Stroop,  Sims 3,  Basal
  - Button: Grabar

En la pantalla de estado se puede observar información importante del protocolo de comunicación propio del dispositivo *wearable* o de la plataforma conectada, por ejemplo en la pulsera *Empatica E4* se muestra la información de IP que pertenece al servidor *E4 streaming* y es proporcionado por el protocolo de comunicación TCP para una comunicación correcta entre el sistema y el servidor mencionado. Para el *Empatica E4*, mostrado en la Figura 33, se presenta: Nombre, ID, IP, Puerto y Conexión TCP. En la pantalla de estado también es posible realizar una transmisión en tiempo real por 10 segundos de alguna señal perteneciente al dispositivo o plataforma. Esto, con el fin de comprobar si la transmisión es correcta, o si por factores externos como la posición incorrecta de la pulsera o sensor, la señal no sea adquirida de forma óptima.

**Figura 33.**

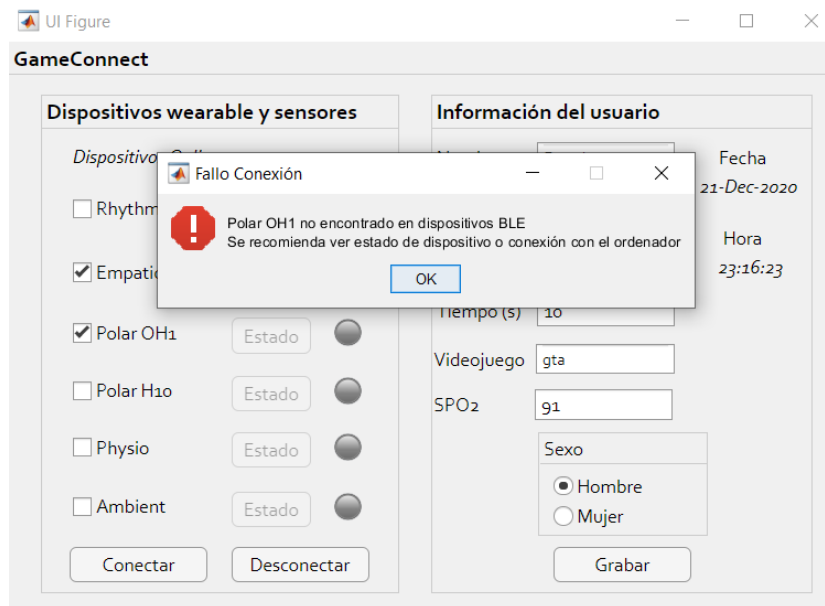
*Pantalla Estado Dispositivo Empatica E4*



Para determinar si un dispositivo está conectado correctamente a la interfaz, se debe observar el color de la luz indicadora. Las luces indicadoras están posicionadas alado de cada dispositivo wearable o plataforma. Si el color es verde, se determina que la conexión es exitosa y si mantiene un color gris indica que no existe conexión entre el sistema y el dispositivo o controlador. Para la validación de errores de conexión son mostrados mensajes de aviso, los cuales indican el motivo por el cual no existe la conexión y una recomendación al usuario para que sea factible una conexión satisfactoria, como se observa en la Figura 34. Para desconectar uno o varios dispositivos, se debe seleccionar los dispositivos conectados y presionar el botón "Desconectar".

Figura 34.

Aviso "Fallo Conexión"



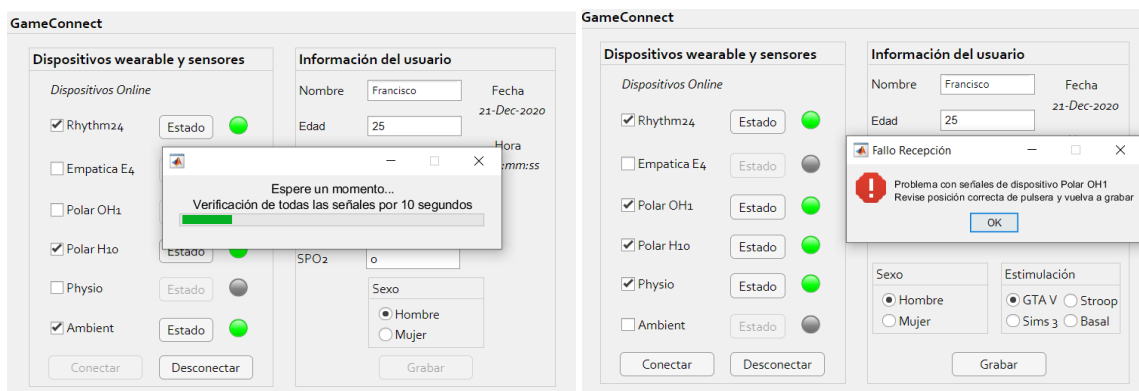
La segunda parte de la pantalla principal se denomina "Información del usuario". En esta sección se debe ingresar la información del paciente correctamente como Nombre, Edad, Código, Sexo y SPO2 proporcionado por el dispositivo *Garmin Vivoactive4*; e información necesaria para el registro de los datos como Estimulación y Tiempo en segundos. En Estimulación, se elige el tipo de videojuego que va a ser utilizado en el paciente o Basal, el cual se escoge cuando el paciente no será estimulado con ningún videojuego. También existe el botón "Grabar", el cual permite realizar la adquisición y registro de todas las señales de los dispositivos conectados y que da paso a la pantalla de grabación. Si uno o varios campos de la información de usuario están vacíos o algún dispositivo y plataforma no está conectado, al presionar "Grabar" aparecerá un mensaje indicando que no es posible empezar la grabación debido a cualquiera de los dos motivos mencionados previamente.

Cuando se presiona “Grabar” empieza un proceso de validación de errores para que no existan inconvenientes de transmisión al momento de almacenar las señales de los dispositivos. Este proceso consta de 10 segundos de prueba en donde el sistema verifica si se están transmitiendo correctamente los datos desde los dispositivos *wearables* o plataformas conectadas antes de pasar al proceso definitivo de grabación de las señales. Es decir, que si las variables, que representan a las señales adquiridas por el sistema, están vacías o nulas, al finalizar los 10 segundos de prueba aparecerá un mensaje denominado “Fallo Recepción” que indique la señal que no está siendo transmitida al ordenador y por consiguiente, el sistema no permitirá que se proceda con la grabación de las señales y permanecerá en la pantalla principal. Los errores de transmisión generalmente suceden por una incorrecta posición de un dispositivo wearable o de algún sensor en las plataformas de sensado. Este proceso se puede observar en la Figura 35.

**Figura 35.**

*Proceso de Verificación de dispositivos*

*a) Tiempo de verificación por 10 segundos. b) Fallo Recepción del dispositivo Polar OH1.*



a)

b)

Si no existen errores de transmisión, entonces se presenta la pantalla de grabación para comenzar con la adquisición de las señales en tiempo real. Al finalizar el registro, el sistema

almacena las señales y toda la información del registro de forma local. Esta pantalla ofrece 4 ventanas las cuales permiten navegar de forma oportuna por la pantalla de grabación, ya que ofrecen información vital de cada dispositivo y plataforma conectados al sistema. Estas ventanas son: “Estado Grabación online”, “Señales de Plataformas online”, “Grabación offline” y “Grabación online”.

En la ventana “Estado Grabación online” se puede visualizar el estado de transmisión de los dispositivos *wearables* conectados. A través de mensajes cortos y de luces indicadoras se puede conocer el estado de transmisión. Los mensajes cortos son 4 y se relacionan igualmente con 4 colores de las luces indicadoras; estos son: “Transmitiendo...” como mensaje y color verde, lo que indica una correcta transmisión de los datos al ordenador; “Transmisión defectuosa...” y color amarillo, indica que alguna señal dejó de transmitirse; “Conexión interrumpida” y color rojo, informa que se desconectó algún dispositivo de forma intempestiva; y por último “Dispositivo desconectado” y color gris, que señala la desconexión del dispositivo con el sistema (ver Figura 36). Esta ventana también está compuesta por una luz llamada “Grabando” la cual cambia de color rojo a gris intermitentemente indicando que se está realizando el proceso de grabación; un reloj el cual indica el tiempo en segundos establecidos en la pantalla principal y el botón “Detener”.

**Figura 36.**

*Ventana Estado de Grabación online*

*a) Dispositivos sin fallos de transmisión. b) Inconvenientes con Empatica E4.*



a)

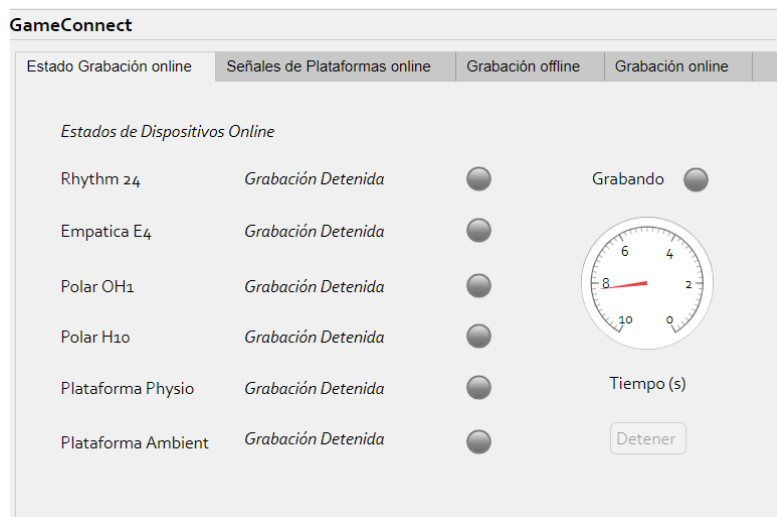
b)

El botón “Detener” permite parar inmediatamente el proceso de grabación si el usuario lo considera pertinente. Este botón fue añadido para aplicar el criterio de controlabilidad expuesto en la sección Criterios de diseño del HMI (ver Figura 37). Puede ser utilizado cuando existe algún factor externo que interrumpe el protocolo de estimulación, la conexión interrumpida de algún dispositivo y la transmisión defectuosa de algún dispositivo que no es corregida al pasar algunos segundos de aparecer el mensaje.



**Figura 37.**

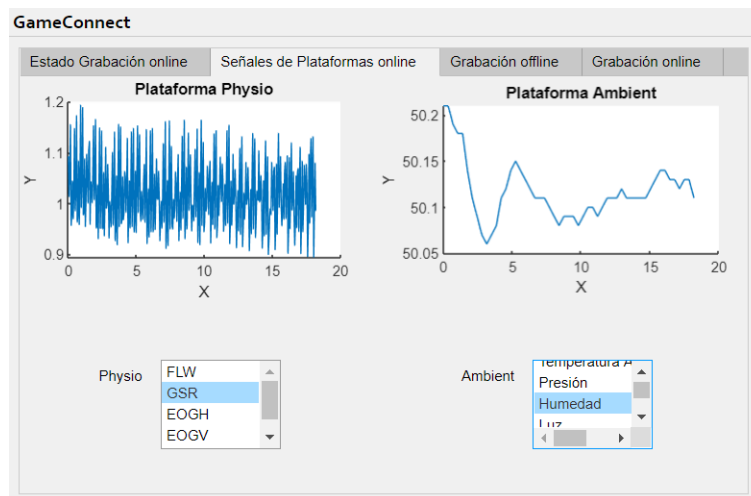
*Acción del botón "Detener"*



La siguiente ventana llamada "Señales de Plataformas online" expone todas las señales fisiológicas y ambientales transmitidas por las plataformas *Physio* y *Ambient*, respectivamente como se observa en la Figura 38. Tiene la particularidad de graficar las señales en tiempo real. Para esto, simplemente se tiene que elegir la señal en la lista desplegable y aquella será graficada en la parte superior. Dicha ventana se inhabilita al momento de finalizar el tiempo de grabación o de presionar el botón "Detener".

**Figura 38.**

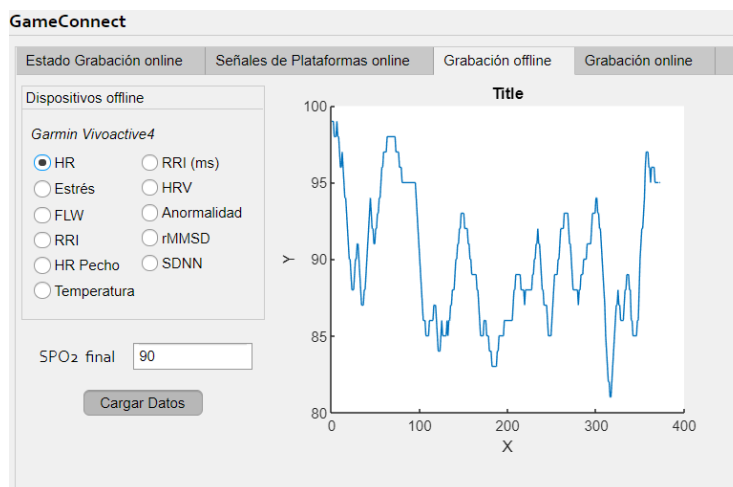
*Señales GSR y Humedad Ambiental en tiempo real*



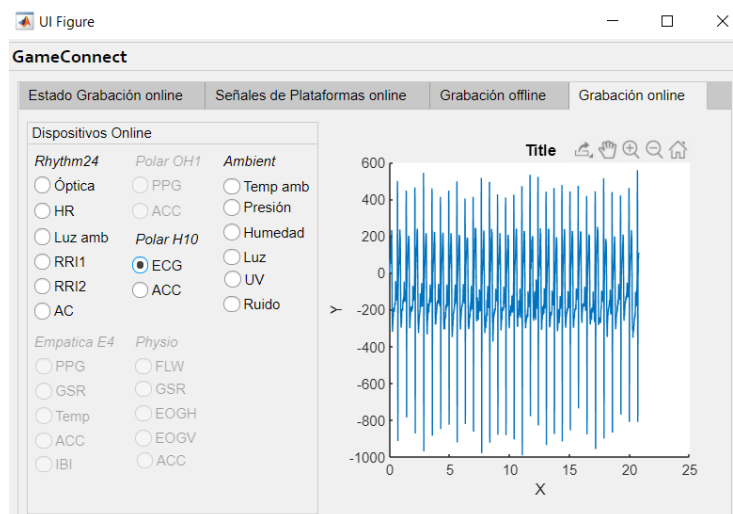
Las dos últimas ventanas denominadas “Grabación offline” y “Grabación online” permiten graficar las señales obtenidas al finalizar la grabación, por esto son habilitadas al momento de acabar el tiempo de grabación para poder visualizar las señales completas. En “Grabación offline”, mostrado en la Figura 39, se encuentran las señales del dispositivo *Garmin Vivoactive4*, las cuales son integradas y almacenadas al registro al finalizar la grabación mediante el botón “Cargar Datos”. Este botón se encarga de extraer los datos de las señales de un archivo .fit provisto por el servidor web *Garmin Connect*. Este archivo .fit es descargado de dicho servidor y colocado en una dirección preestablecida, para que al presionar el botón “Cargar Datos” se extraigan los datos correctamente de dicha dirección. Se debe también ingresar el valor de SPO2 del reloj inteligente, al finalizar la grabación. Una vez integrado las señales del *Garmin Vivoactive4*, pueden ser visualizadas a través de los botones de selección dispuestos en la parte denominada “Dispositivos offline”. Como última ventana, la llamada “Grabación online” permite visualizar todas las señales de los dispositivos wearables conectados y que fueron transmitidas en tiempo real al sistema, observar la Figura 40.

**Figura 39.**

*Datos de señales de Garmin Vivoactive4 integrados manualmente*

**Figura 40.**

*Visualización de todas las señales de los dispositivos y plataformas online*

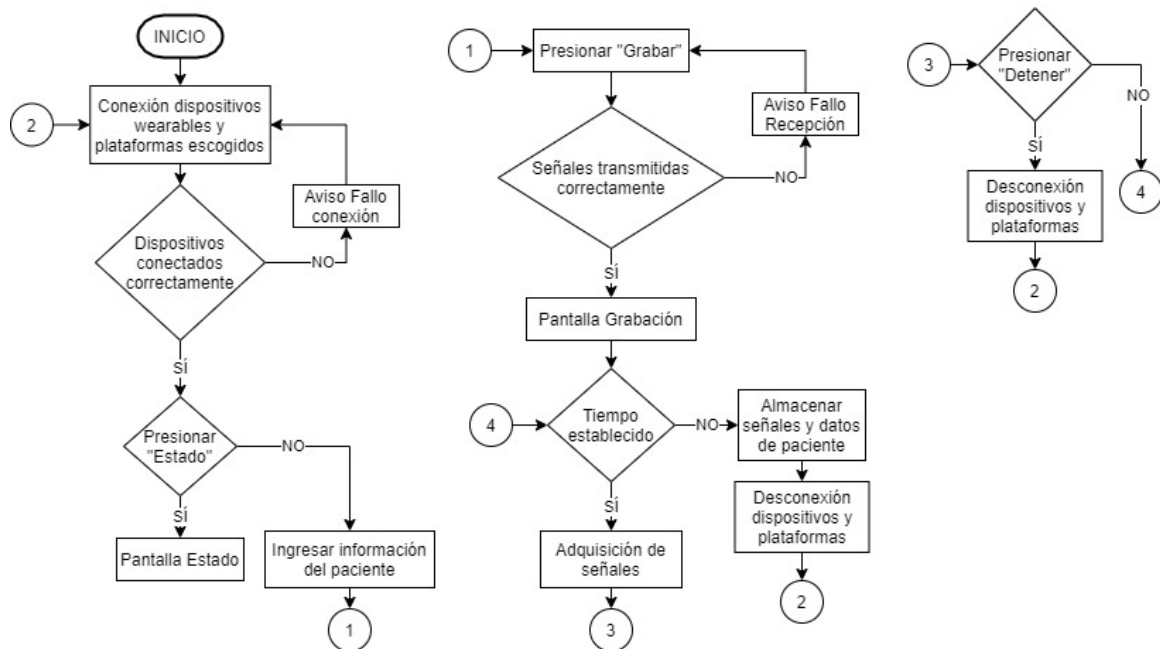


Una vez terminado el proceso de grabación, todos los dispositivos conectados previamente, son desconectados automáticamente y la pantalla principal regresa a su estado inicial. Todas las señales obtenidas son almacenadas en objetos de tipo "struct" llamados "Basal": para los registros en estado basal; "GTAV": para las estimaciones al paciente con el videojuego *Grand Theft Auto V* (GTAV); "Sims3": cuando el paciente interactúe con el videojuego *Sims 3* y

“Stroop”: para almacenar las señales cuando el paciente utilice el software *Stroop*. La estructura a detalle de este objeto se explicará en el Capítulo IV, sección Estructura y registro de las señales. Cada vez que existe un nuevo registro, en el mismo objeto ya creado se procede a integrar la nueva información y así cada vez que se reinicie el ciclo de estimulación, es decir que el objeto de tipo “struct” incrementa su tamaño en cada nueva grabación exitosa. Todo esto es almacenado en una dirección preestablecida en la memoria del computador. El desarrollo completo del software está detallado en el diagrama de flujo de la Figura 41.

**Figura 41.**

*Interfaz Gráfica de Usuario del sistema*



## Capítulo IV

### Registro y Procesamiento de las Señales

#### Introducción

En el presente capítulo se detalla el procedimiento de registro de señales para obtener una base de datos donde consten todos los cambios fisiológicos y del ambiente ante el estímulo de los videojuegos. Para ello se registraron las señales de las Plataformas de adquisición de señales fisiológicas, Plataformas de adquisición de señales ambientales y las señales crudas de los distintos sensores de los dispositivos wearables *Empatica E4*, Dispositivos *Polar, Rhythm24* y las señales ya procesadas por los algoritmos del propio fabricante del dispositivo *Garmin Vivoactive4*.

Las señales sin procesar obtenidas fueron sometidas a un procesamiento digital para el acondicionamiento y obtención de las principales características temporales y frecuenciales; con el objetivo de analizar la influencia de los videojuegos en la respuesta fisiológica de los sujetos. Además al registrar las mismas señales fisiológicas con ciertos dispositivos *wearables* y Plataformas de adquisición de señales fisiológicas se puede realizar un análisis comparativo de la calidad de las señales obtenidas.

#### Protocolo de estimulación

Es necesario establecer un protocolo de estimulación para estandarizar el registro de datos al aplicar al sujeto diferentes estímulos audiovisuales e interactivos. El protocolo se centra en el tipo de pacientes, los estímulos, los tiempos de exposición y la secuencia de los estímulos aplicados. Para la estimulación fueron seleccionados tres juegos, *Sims3*, juego de simulación o no violento; *GTAV*, como juego de acción o violento; y *Stroop*, juego interactivo. Los sujetos fueron estimulados durante un periodo de 10 minutos en los juegos *GTAV* y *Sims3*, mientras que para el juego interactivo *Stroop* se estimuló por 3 minutos, al igual que el registro Basal. En el Anexo 1 se

detalla el protocolo implementado para el registro que fue basado en el protocolo usado por Cruz (Cruz Varela, 2021). Previo a la estimulación se realizaron encuestas para conocer el nivel de estrés en el que se encontraban los pacientes y de la misma manera se realizaron encuestas al finalizar el Protocolo de estimulación para conocer las emociones que provocaron los videojuegos, conforme a lo descrito en el Anexo 1.

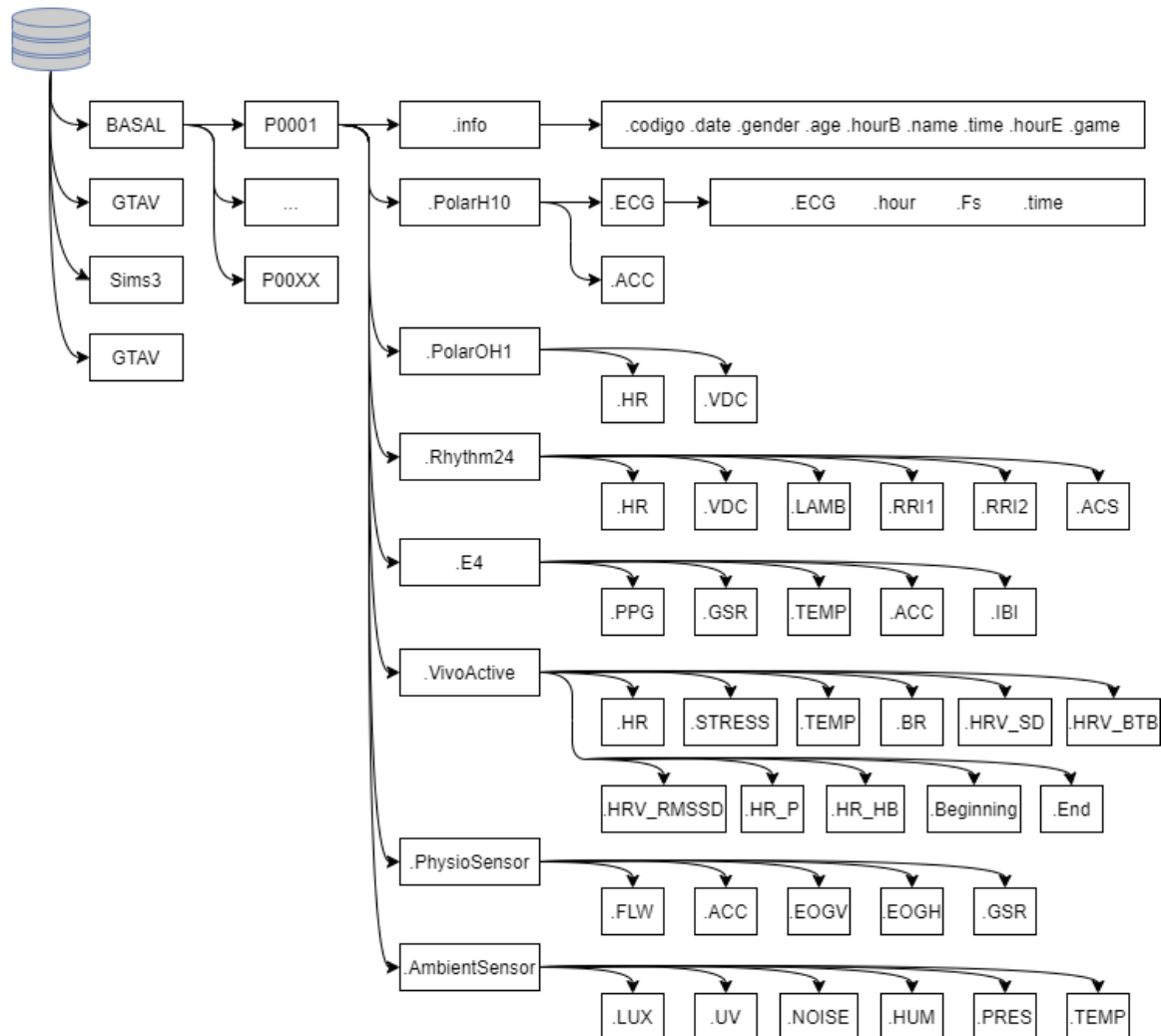
### **Base de datos**

La base de datos fue registrada usando el software Matlab® y para el desarrollo HMI que permita el registro simultáneo de todos los dispositivos. Fueron registrados un total de 15 sujetos sanos de acuerdo al Protocolo de estimulación descrito en el Anexo 1, del total de sujetos de prueba 9 son mujeres y 6 hombres, y los rangos de edad varían de entre los 18 años a los 67 años ( $\mu= 37.27$  ,  $\sigma= 17.31$ ).

Antes de empezar con la estimulación se registra información general sobre el sujeto como el nombre, edad, sexo, (ver Figura 32), así mismo datos relevantes para la investigación como una medición manual de SPO2 usando el dispositivo *Garmin Vivoactive4*, la estimulación y el tiempo de registro, los cuales varían según el videojuego como se indica en el Protocolo de estimulación. Antes de iniciar con los estímulos se toma una señal en estado Basal del sujeto de 3 minutos. Los datos fueron guardados en variables tipo “struct” de Matlab® generándose una estructura para cada paciente en cada uno de los videojuegos, además de la información general del paciente. En los “struct” se almacenan los datos de todos los dispositivos de acuerdo a lo presentado en la Figura 42 y de forma detallada en el Anexo 2.

Figura 42.

Estructura de base de datos



### Procesamiento digital de las señales

Las señales fisiológicas de ECG, PPG, FLW, GSR, EOGH, EOGV y ACC registradas fueron procesadas con el objetivo de obtener sus principales características temporales y frecuenciales. En el caso particular de las señales medio ambientales: LUX, NOISE, TEMP, PRES y HUM; se trabaja principalmente con la media y desviación estándar. Las señales son caracterizadas en intervalos de tiempo de 1 minuto a lo largo del periodo completo de registro. En general, para todas las señales se descartan los 20 segundos iniciales y finales de todo el registro, debido a que se tiene

valores atípicos al inicializar los dispositivos y enviar los primeros datos. Para los estímulos de Basal y *Stroop* se tiene en segundos un tramo inicial (20-60 s), intermedio (60-120 s) y final (120-160 s). Mientras que para *GTAV* y *Sims3* al ser un registro de 10 minutos, se tiene un tramo inicial (20-60 s), intermedios (60-120 s), (120-180 s), (180-240 s), (240-300 s), (300-360 s), (360-420 s), (420-480 s), (480-540 s) y final (540-580 s).

### **Procesamiento de señal ECG**

En la señal ECG obtenida del dispositivo *wearable Polar H10* se observa que no tiene niveles de ruido alto pero aun así se realiza un preprocesamiento para evitar cualquier ruido electrónico, para aquello primero se realiza un remuestreo, luego se usa un filtro pasa banda que se compone de dos filtros digitales IIR *Butterworth* con las características que se observan en la Tabla 16, uno es el filtro pasa alto que retira la componente DC y el otro pasa bajo suprime frecuencias altas de información nula para la señal ECG. Se observa que la señal original y preprocesada de la Figura 43 tiene un aspecto similar, concluyendo que la relación señal ruido del dispositivo *Polar H10* es bastante adecuada. (Betancourt & Yépez, 2018).

**Tabla 16.**

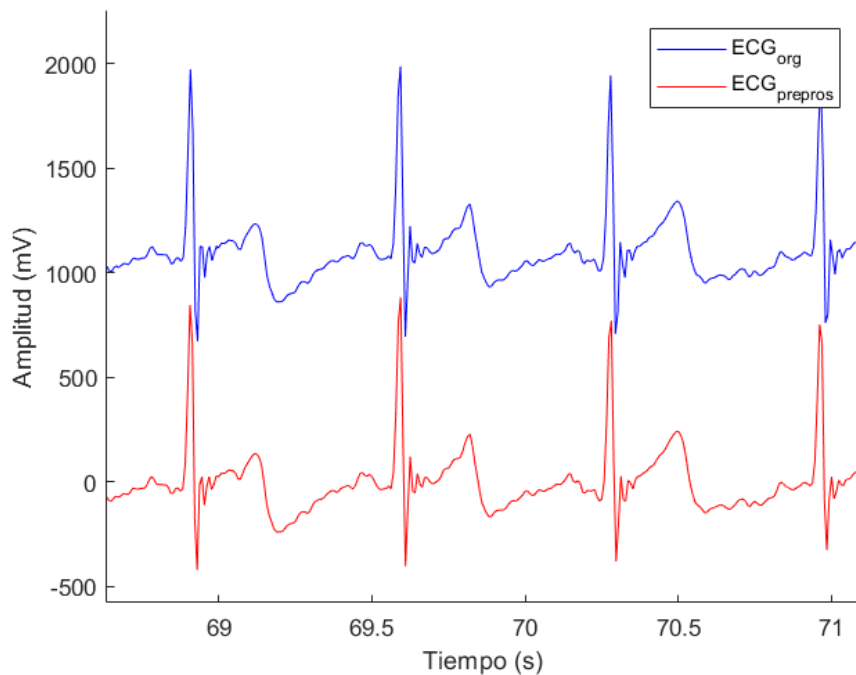
*Parámetros filtros digitales empleados a la señal ECG*

Filtro	Parámetros			
	Fpass [Hz]	Apass [dB]	Fstop [Hz]	Astop [dB]
Pasa bajos	31.5	1	32	40
Pasa altos	0.005	1	0.0001	40



**Figura 43.**

*Señal ECG original y preprocesada*



Posterior al preprocesamiento se realizó el delineado de la señal en base al algoritmo de *Pan Tompkins*, mismo para identificar el complejo QRS. A partir del delineado fueron estimados los intervalos RR, mismos que son interpolados a una frecuencia de 4 Hz y filtrados IIR *Butterworth* pasa alto de doble pasada a 0.005 Hz. A partir del tacograma se estimaron las principales características temporales y espectrales descritas en la Tabla 17.

**Tabla 17.***Características extraídas señal ECG*

N°	Tipo de Característica	Nombre	Descripción
1	Temporales	mBT1	Promedio de tiempo de duración de los latidos, según los intervalos RR.
2		BPM	Latidos por minuto.
3		SSDN	Método SSDN para variabilidad de la frecuencia cardíaca.
4		RMSSD	Método RMSSD para variabilidad de la frecuencia cardíaca.
5		mQRSA	Promedio de la amplitud del complejo QRS.
6		sQRSA	Desviación estándar de la amplitud del complejo QRS.
7	Frecuenciales	FMP	Frecuencia de la potencia máxima.
8		MP	Potencia máxima del espectro de la señal.
9		FMPt	Frecuencia de la potencia máxima del tacograma.
10		MPt	Potencia máxima del espectro del tacograma.
11		VLF	En la banda VLF potencia media del espectro del tacograma.
12		LF	En la banda LF potencia media del espectro del tacograma.
13		HF	En la banda HF potencia media del espectro del tacograma.
14		LF/HF	Relación de potencia entre LF/HF

***Procesamiento de señal PPG***

Para el registro de las señales de PPG se tiene el dispositivo *Empatica E4* y *Polar OH1*. El procesamiento realizado en las señales de ambos dispositivos fue el mismo, con la particularidad de que el *Polar OH1* tiene 6 sensores que aportan 3 señales independientes, mismas que previo al procesamiento son promediadas. Las señales fueron remuestreadas a 128 Hz, filtradas digitalmente con un pasabanda entre 7.5 Hz y 0.005 Hz, y eliminación de tendencia lineal.

En la Figura 44 se observa la señal original y preprocesada, con el efecto de los filtros digitales IIR *Butterworth* doble pasada aplicados que se encuentran en la Tabla 18, eliminando frecuencias mayores a 7.5 Hz y menores a 0.005 Hz, además del ruido de la red eléctrica a 60 Hz. (Betancourt & Yépez, 2018).

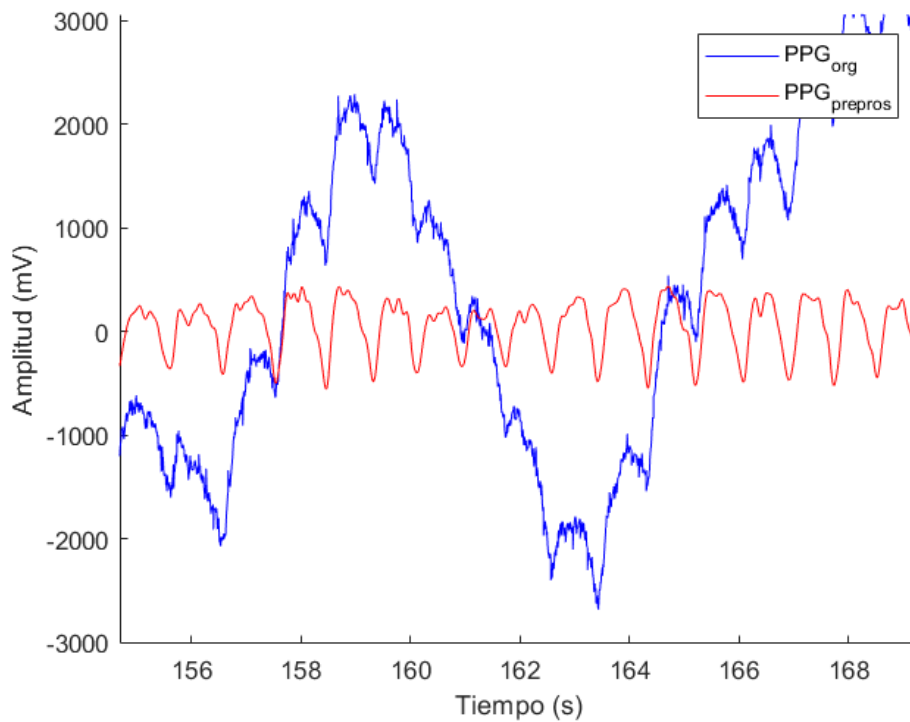
**Tabla 18.**

*Parámetros filtros digitales empleados a la señal PPG*

Filtro	Parámetros			
	Fpass [Hz]	Apass [dB]	Fstop [Hz]	Astop [dB]
Pasa bajos	7.5	1	8	20
Pasa altos	0.005	1	0.0001	20

**Figura 44.**

*Señal PPG original y preprocesada*



Para el delineado de la señal, se realizó la detección de los puntos de máxima sístole y mínima diástole, usando el mismo método aplicado por Betancourt, et. al., de sumatoria de pendientes (Betancourt & Yépez, 2018).

A partir de la identificación de los puntos máximos se construyó la serie temporal de tiempos entre sístoles, y a partir del procesamiento de esta señal se pudo extraer las características temporales y frecuenciales descritas en la Tabla 19.

**Tabla 19.**

*Características extraídas señal PPG*

N°	Tipo de Característica	Nombre	Descripción
1	Temporales	BPM	Latidos por minuto.
2		SST	Tiempo promedio entre cada latido, calculado entre cada sístole.
3		sSST	Desviación estándar del tiempo promedio entre cada latido.
4		mBPA	Promedio de la amplitud de la frecuencia cardíaca, calculado entre el pico negativo de diástole y máximo de sístole.
5		sBPA	Desviación estándar de la amplitud de la frecuencia cardíaca.
6	Frecuenciales	FMP	Frecuencia de la potencia máxima.
7		MP	Potencia máxima del espectro de la señal.

#### ***Procesamiento de señal FLW***

El procesamiento de las señales de FLW se centró principalmente en la reducción del ruido de alta frecuencia y en la línea base (ver Figura 45), para lo cual se utilizó el filtro pasa banda que se compone de dos filtros digitales IIR *Butterworth* doble pasada y sus características se presentan en la Tabla 20.

Después del filtrado se realiza un remuestreo de la señal con las funciones de MATLAB® “*downsample*” para el tiempo de la señal y “*decimate*” para los valores de la señal en sí. Esto con

el propósito de eliminar el ruido en los picos de espiración e inspiración y reducir el ancho de banda de 32 Hz a 8 Hz.

En el proceso para la extracción de características de la señal de FLW se empleó la técnica del sumatorio de pendientes, siendo la misma que se utilizó para la señal de PPG. El delineado consiste en la detección de los puntos de máxima inspiración y mínima expiración; en base a estos parámetros se calcula las características temporales como respiración por minuto RPM, tiempo. Las características extraídas se muestran en la Tabla 21.

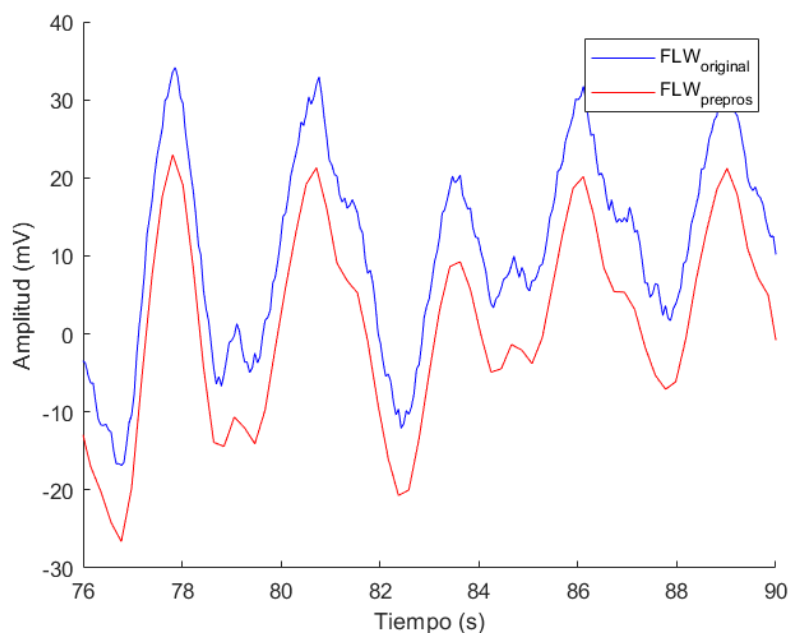
**Tabla 20.**

*Parámetros filtros digitales empleados a la señal FLW*

Filtro	Parámetros			
	Fpass [Hz]	Apass [dB]	Fstop [Hz]	Astop [dB]
Pasa bajos	1.5	1	2	20
Pasa altos	0.005	1	0.0001	20

**Figura 45.**

*Señal FLW original y preprocesada*



**Tabla 21.***Características extraídas señal FLW*

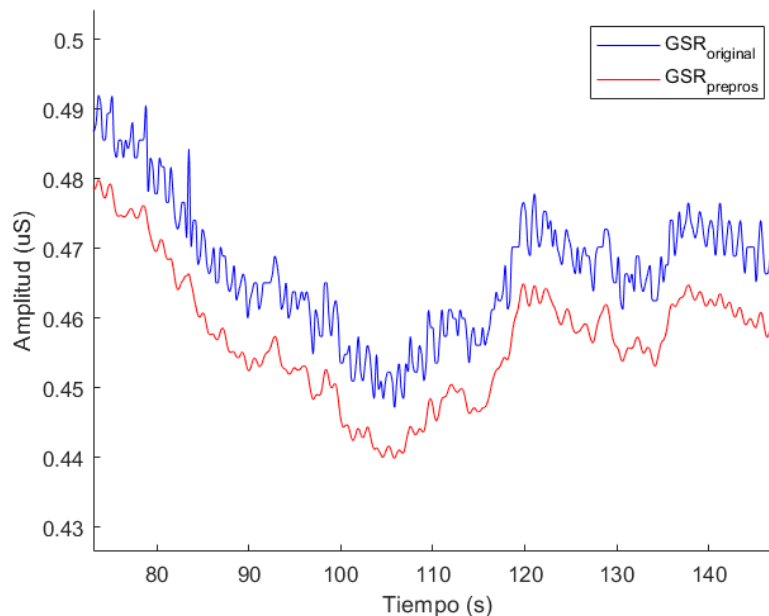
N°	Tipo de Característica	Nombre	Descripción
1		RPM	Respiraciones por minuto.
2		TTot	Tiempo promedio entre cada respiración, calculado entre cada pico máximo inspiratorio.
3	Temporales	sTTot	Desviación estándar del tiempo promedio entre cada respiración.
4		mFLWA	Promedio de la amplitud de la respiración, calculado entre el pico negativo de espiración y máximo de inspiración.
5		sFLWA	Desviación estándar de la amplitud de respiración.
6	Frecuenciales	FMP	Frecuencia de la potencia máxima.
7		MP	Potencia máxima del espectro de la señal.

**Procesamiento de señal GSR**

El procesamiento digital de la señal GSR se desarrolló de una forma más simple ya que no presenta muchas variaciones. Primero se realizó un remuestreo de la señal a 16 Hz. Para el preprocesamiento de la señal fue necesario ocupar un filtro pasa bajo tipo IIR *Butterworth* con el fin de disminuir el ruido de la señal, los parámetros del filtro se presentan en la Tabla 22. Después, se ocupó un filtro de media móvil, los cuales son comúnmente utilizados para el suavizado de las señales con ruido de alta frecuencia. La señal original y preprocesada se pueden observar en la Figura 46.

**Tabla 22.***Parámetros filtro digital empleados señal GSR*

Filtro	Parámetros			
	Fpass [Hz]	Apass [dB]	Fstop [Hz]	Astop [dB]
Pasa altos	5	0.0005	5.5	0.005

**Figura 46.***Señal GSR original y preprocesada*

Una vez realizado el preprocesamiento, se procede a extraer las características temporales y frecuenciales de la señal en el segundo minuto del estado basal y en cada minuto de los videojuegos estimulantes. Gracias al filtro de media móvil, se pudo obtener una correcta linealización de la señal y con ello calcular la pendiente ajustada a la tendencia lineal del tramo de la señal. Los demás parámetros extraídos son mostrados en la Tabla 23.

**Tabla 23.***Características extraídas de señal GSR*

N°	Tipo de Característica	Nombre	Descripción
1	Temporales	GSRm	Pendiente ajustada de la señal en el intervalo de tiempo establecido.
2		mGSR	Promedio de los valores de la señal GSR.
3		sGSR	Desviación estándar de los valores GSR.
4		MaxGSR	Valor máximo en el intervalo de tiempo establecido.
5	Frecuenciales	FMP	Frecuencia de la potencia máxima.
6		MP	Potencia máxima del espectro de la señal.

### Procesamiento de señal EOG

Como la señal no posee una frecuencia de muestreo constante, primero se realiza el remuestreo de la señal a 128 Hz. La señal de EOG tiene un ancho de banda de 0.1 Hz a 30 Hz, entonces se realiza el preprocesamiento de la señal con dos filtros digitales IIR *Butterworth* con las frecuencias de corte mencionadas anteriormente para obtener una señal EOG con una relación señal ruido óptima. Las características del filtro pasa bajos y pasa altos se muestran en la Tabla 24. Para disminuir el ruido se implementa un filtro de media móvil explicado anteriormente, con el fin de suavizar más la señal debido al ruido constante que presenta. La señal original y preprocesada se muestra en la Figura 47.

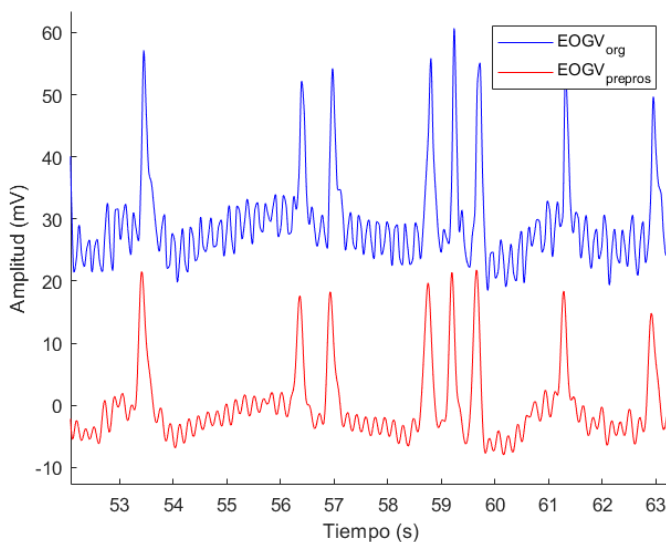
**Tabla 24.**

*Parámetros filtros digitales empleados señal EOG*

Filtro	Parámetros			
	Fpass [Hz]	Apass [dB]	Fstop [Hz]	Astop [dB]
Pasa bajos	30	0.5	31	20
Pasa altos	0.1	0.05	0.05	30

**Figura 47.**

*Señal EOGV original y preprocesada*





El procesamiento digital para obtener las características temporales de la señal se utilizó la técnica de sumatorio de pendientes mencionada en el procesamiento de la señal PPG, con el fin de obtener los puntos máximos y mínimos de la señal. Para la señal EOGV los picos máximos de la señal indican los parpadeos del sujeto de prueba, mientras que para la señal EOGH detectan los movimientos horizontales oculares. Por lo tanto, se extrajo, como característica temporal, el promedio del parpadeo para la señal EOGV y por otro lado, el promedio de los movimientos horizontales para la señal EOGH. Todas las características obtenidas tanto de EOGV como EOGH se muestran en la Tabla 25 y Tabla 26, respectivamente.

**Tabla 25.**

*Características extraídas de señal EOGV*

<b>N°</b>	<b>Tipo de Característica</b>	<b>Nombre</b>	<b>Descripción</b>
1		RPM	Parpadeos por minuto.
2		TTot	Tiempo promedio entre cada parpadeo, calculado entre cada pico máximo.
3	Temporales	sTTot	Desviación estándar del tiempo promedio entre cada parpadeo.
4		mEOGA	Promedio de la amplitud de la señal EOG.
5		sEOGA	Desviación estándar de la amplitud de la señal.
6	Frecuenciales	FMP	Frecuencia de la potencia máxima.
7		MP	Potencia máxima del espectro de la señal.

**Tabla 26.***Características extraídas de señal EOGH*

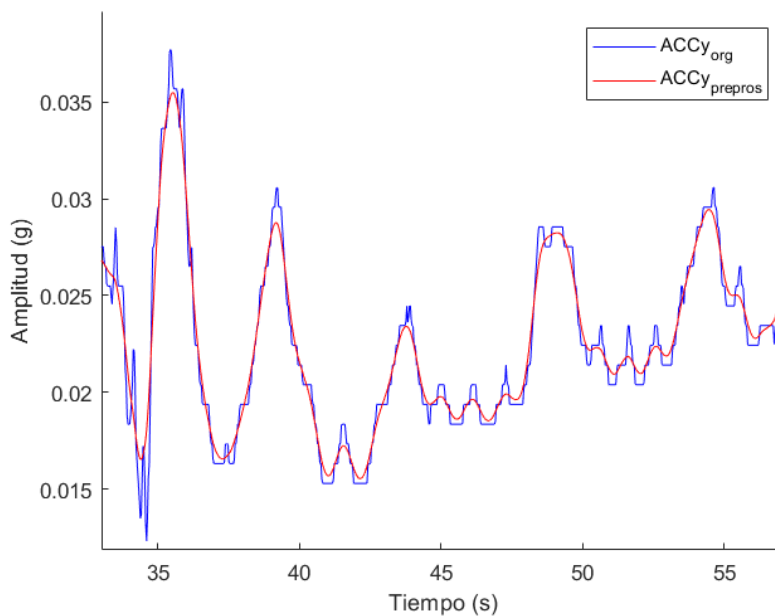
Nº	Tipo de Característica	Nombre	Descripción
1		HPM	Movimientos horizontales por minuto.
2		TMH	Tiempo promedio entre cada movimiento horizontal, calculado entre cada pico máximo.
3	Temporales	sTMH	Desviación estándar del tiempo promedio entre cada movimiento horizontal.
4		mEOGA	Promedio de la amplitud de la señal.
5		sEOGA	Desviación estándar de la amplitud de la señal.
6	Frecuenciales	FMP	Frecuencia de la potencia máxima.
7		MP	Potencia máxima del espectro de la señal.

***Procesamiento de señal ACC***

El patrón para cada procesamiento de las señales es realizar un remuestreo de las mismas, por lo que primero se realiza esto en primer lugar, en este caso a 32 Hz. Las señales de acelerómetro no presentaron mucho ruido por lo que se realizó un filtro de media móvil para suavizar la señal y así detectar más efectivamente las fluctuaciones de la señal (ver Figura 48). Para el procesamiento digital, fueron detectados los picos más altos de la señal en cada minuto del registro y a su vez obtener el promedio de dichos valores. También, se linealizó a la señal para encontrar la pendiente de la misma y así comprender si el cambio de movimiento en el paciente es considerable o no. Cada una de las características de la señal, temporales y frecuenciales, fueron obtenidas para cada eje, es decir ejes “x”, “y” y “z”. Los parámetros obtenidos de la señal ACC se muestran en la Tabla 27.

**Figura 48.**

*Señal ACC original y preprocesada*

**Tabla 27.**

*Características extraídas de señal ACC*

N°	Tipo de Característica	Nombre	Descripción
1	Temporales	MaxG[x,y,z]	Valor máximo de la señal para los ejes X,Y y Z.
2		mG[x,y,z]	Valor medio de la señal ACC para el intervalo de tiempo establecido de los ejes X,Y y Z.
3		sG[x,y,z]	Desviación estándar del valor promedio.
4		ACCM[x,y,z]	Pendiente ajustada de la señal ACC en el intervalo de tiempo establecido en los ejes X,Y y Z.
5	Frecuenciales	FMP[x,y,z]	Frecuencia de la potencia máxima.
6		MP[x,y,z]	Potencia máxima del espectro de la señal.

### ***Procesamiento de otras señales***

Para la señal fisiológica temperatura corporal (TEMP), así como para las ambientales; se procedió a extraer los valores promedio de las mismas en los rangos temporales descritos en Procesamiento digital de las señales. En el caso particular de la temperatura corporal también se calculó la desviación estándar. No se extrajo más características debido a que las señales, en intervalos largos de tiempo, presentaban un comportamiento constante. Las señales ambientales fueron analizadas para determinar la correlación que existe con las características de las señales fisiológicas que puedan tener una relación con estas.

### ***Compendio de características***

En resumen, han sido extraídas características de 8 señales fisiológicas y 6 señales medioambientales. De las fisiológicas se tiene la señal ECG, de la cual se obtienen 6 características temporales y 8 frecuenciales; señal PPG, que se extrajo 5 características temporales y 2 frecuenciales; señal de flujo respiratorio FLW y se tiene 5 características temporales y 2 características frecuenciales; señal GSR, 4 características temporales y 2 frecuenciales; señal EOG siendo dos tipos: vertical y horizontal, entre las dos se han extraído 10 características temporales y 4 características espectrales; señal ACC, con 12 características temporales y 6 frecuenciales y por último la señal de temperatura con 2 características temporales. Es decir, que para las señales fisiológicas se tiene un total de 68 características. En la Tabla 28 se presenta la extensión de todas las características para las señales fisiológicas.

Tabla 28.

*Esquema de Características de las Señales Fisiológicas*

Tipo de señal	Señal	Tipo de Características	Características
Fisiológica	ECG	Temporal: 6	mBT, BPM, SDNN, RMSSD, mQRSA, sQRSA
		Frecuencial: 8	FMP, MP, FMPT, MPt, VLF, LF, HF, LF/HF
	PPG	Temporal: 5	BPM, SST, sSST, mBPA, sBPA
		Frecuencial: 2	FMP, MP
	FLW	Temporal: 5	RPM, TTot, sTTot, mFLWA, sFLWA
		Frecuencial: 2	FMP, MP
	GSR	Temporal: 4	GSRm, mGSR, sGSR, MaxGSR
		Frecuencial: 2	FMP, MP
	EOGV	Temporal: 5	RPM, TTot, sTTot, mEOGA, sEOGA
		Frecuencial: 2	FMP, MP
	EOGH	Temporal: 5	HPM, TMH, sTMH, mEOGA, sEOGA
		Frecuencial: 2	FMP, MP
	ACC	Temporal: 12	MaxG[x,y,z], mG[x,y,z], sG[x,y,z], AACm[x,y,z]
		Frecuencial: 6	FMP[x,y,z], MP[x,y,z]
	TEMP	Temporal: 2	mTEMP, sTEMP

Por otro lado, para las señales ambientales solo se extrajeron los promedios de cada señal ya que no existía mucha variación en ellas a lo largo del tiempo. Se procesaron un total de 6 señales medioambientales, siendo igualmente 6 características obtenidas en total (ver Tabla 29). En conclusión, se tiene en total 74 características extraídas de las señales adquiridas y procesadas.

**Tabla 29.***Esquema de Características de las Señales Ambientales*

<b>Tipo de señal</b>	<b>Señal</b>	<b>Tipo de Características</b>	<b>Características</b>
Ambiental	LUX	Temporal: 1	mLUX
	UV	Temporal: 1	mUV
	NOISE	Temporal: 1	mNOISE
	HUM	Temporal: 1	mHUM
	PRES	Temporal: 1	mPRES
	TEMP	Temporal: 1	mTEMP

## Capítulo V

### Análisis de Resultados

#### Introducción

Un objetivo importante en el presente trabajo de investigación es la comparación de los distintos dispositivos *wearables* y determinar cuál ofrece las mejores prestaciones. En consecuencia, se realizó un análisis de la susceptibilidad del ruido y la estimación del error entre los diferentes dispositivos. Para determinar el ruido entre las señales transmitidas se analiza el espectro de las mismas. Por otro lado, también se compara las señales de algunos dispositivos *wearables* con módulos de referencia para validar su medición. Para ello, se utiliza una prueba no paramétrica que permite medir la relación entre dos variables.

Realizado el procesamiento de las señales para la extracción de sus características, se lleva a cabo el procedimiento para analizar los resultados obtenidos. Previo a los procesos de estimulación, se realizaron encuestas a los sujetos de prueba con el propósito de medir el estrés psicológico antes de la estimulación de videojuegos e identificar las emociones que generaron dichos videojuegos minimizando el estado del sujeto previo al proceso de estimulación. Toda esta información fue analizada estadísticamente para interpretar la información obtenida.

Por otro lado, muchas de las características obtenidas no fueron relevantes para determinar la respuesta fisiológica de los sujetos de prueba sometidos a los videojuegos, por lo tanto, se realiza la identificación de los parámetros relevantes, mediante la aplicación de test estadísticos y de esta manera interpretar el nivel de estimulación del videojuego violento (*GTAV*), con respecto al no violento (*Sims3*). Por último, con el fin de determinar si las variables medioambientales influyen en la estimulación fisiológica a través de los videojuegos, se lleva a cabo el cálculo de la correlación entre las señales fisiológicas y ambientales.

### **Análisis comparativo de los dispositivos wearables**

Es importante considerar el desempeño de cada dispositivo y la confiabilidad de las señales transmitidas, por lo cual se realiza un análisis comparativo de las pulseras *wearables* en secciones temporales específicas. La comparación se realizó entre los dispositivos: *Empatica E4* y *Polar OH1*, siendo considerado al *Polar H10* como el dispositivo estándar para la estimación de los bpm, debido a que presenta una señal ECG muy confiable (Muhammad, Niaz, Corina, & Cem, 2021) (Nuñez, 2021). Adicional, se realiza la comparación entre el dispositivo *wearable Empatica E4* y los módulos de la plataforma fisiológica implementados, siendo estos últimos considerados como los patrones de comparación. Para que la comparación sea lo más aproximada, se procuró colocar los sensores en ubicaciones muy próximas de los dispositivos *wearables* a analizar, permitiendo adquirir señales semejantes a la de los sensores de los dispositivos *wearables*.

### **Análisis comparativo PPG Empatica E4 – Polar OH1**

Para la medición de frecuencia cardíaca basadas en fotopleletismografía se compararon los dispositivos *Empatica E4* y *Polar OH1*. En trabajos previos se verificó la eficacia del dispositivo *Polar H10* para la determinación de los bpm, como en Procesamiento de señal ECG y por tanto se estimó como referencia para parámetros respecto a las estimadas señales PPG del *Empatica E4* y *Polar OH1* (Muhammad, Niaz, Corina, & Cem, 2021). Para el análisis en particular se realizan los cálculos entre los 60 y 120 s del registro Basal, para tener una señal más adecuada donde el paciente no esté excitado por ninguna variable, se mantenga calmado, no se encuentre en movimiento, y de esta manera tener un mejor análisis comparativo de los dispositivos.

Para realizar la comparación de los dispositivos en el análisis temporal de las señales se toma en cuenta a los 15 sujetos de prueba para el cálculo de los errores relativos. En la Tabla 30 se presentan los valores calculados del BPM de los dispositivos *Polar H10* y *Polar OH1* para cada



paciente y el error relativo. A partir de estos valores se calculó la raíz del error cuadrático medio (RMSE del inglés *Root-Mean-Square Error*) igual a 3.916. Se observa que el mayor error relativo es de 9.091% BPM, y el menor error es de 0% BPM. En la Tabla 31 se indican los valores de BPM entre el dispositivo Polar H10 y Empatica E4 de cada paciente y su error relativo. Con estos datos se calculó un RMSE de 32.931. El mayor error relativo es 104.286% BPM, y el menor de 1.266% BPM. Se observa que el mayor error el Polar OH1 es mejor que la Empatica E4 porque tiene un RMSE menor de 3.916.

**Tabla 30.**

*Valores de error del dato BPM de la señal PPG del dispositivo Polar OH1 en relación al dato BPM de la señal ECG del Polar H10*

<b>BPM (Polar H10) estándar</b>	<b>BPM (Polar OH1)</b>	<b>Error relativo (%)</b>
70.000	70.000	0.000
68.000	63.000	7.353
88.000	80.000	9.091
67.000	67.000	0.000
79.000	74.000	6.329
81.000	76.000	6.173
75.000	75.000	0.000
83.000	78.000	6.024
65.000	64.000	1.538
69.000	69.000	0.000
79.000	79.000	0.000
97.000	92.000	5.155
97.000	95.000	2.062
68.000	68.000	0.000
87.000	81.000	6.897
<b><math>\overline{\text{BPM}} \pm \text{sBPM}</math></b>	<b><math>\overline{\text{BPM}} \pm \text{sBPM}</math></b>	<b>RMSE</b>
78.200 ± 10.632	75.400 ± 9.311	3.916

**Tabla 31.**

Valores de error del dato BPM de la señal PPG del dispositivo *Empatica E4* en relación al dato BPM de la señal ECG del Polar H10

BPM (Polar H10)	BPM (E4)	Error relativo (%)
70.000	143.000	104.286
68.000	81.000	19.118
88.000	176.000	100.000
67.000	70.000	4.478
79.000	129.000	63.291
81.000	71.000	12.346
75.000	89.000	18.667
83.000	71.000	14.458
65.000	66.000	1.538
69.000	71.000	2.899
79.000	80.000	1.266
97.000	93.000	4.124
97.000	90.000	7.216
68.000	69.000	1.471
87.000	85.000	2.299
$\overline{\text{BPM}} \pm \text{sBPM}$	$\overline{\text{BPM}} \pm \text{sBPM}$	RMSE
78.200 ± 10.632	92.267 ± 32.032	32.931

#### **Análisis comparativo GSR *Empatica E4* – *PhysioSensor***

Para la medida de GSR se usó el módulo GSR de la empresa SICHIRAY. En las medidas sucesivas se observó que el dispositivo tiene una baja repetibilidad. Se analizó que en algunos casos permitía tener medidas muy próximas a la *Empatica E4*, mientras que en otras era totalmente diferente. Adicional, se debe mencionar que el módulo empezó a sufrir fallos a mitad de la investigación, induciendo corriente en los sujetos de prueba, razón por la cual y en función de la seguridad, el dispositivo fue descartado.

Para darle validez a los inconvenientes antes indicados se calculó la correlación de Pearson entre la señal GSR del dispositivo *Empatica E4* y *PhysioSensor* en estado Basal (ver Tabla 32), con un valor máximo de correlación 0.976 y un valor mínimo de -0.022, y la correlación media es de 0.101. En la Figura 49 se presenta la gráfica del paciente con mayor correlación y en

contraste en la Figura 50 se muestra al de menor correlación, ambas gráficas se encuentran escaladas respecto a su valor máximo.

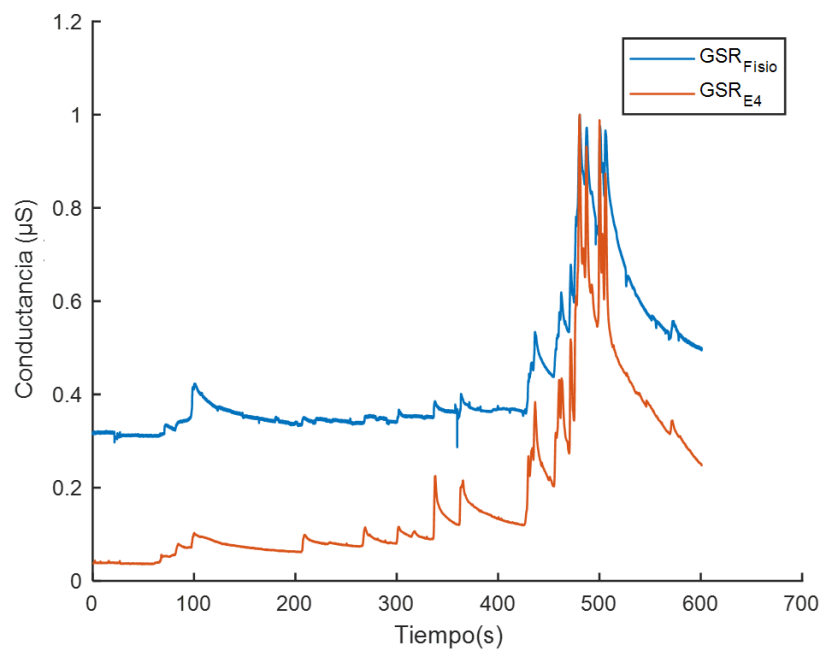
**Tabla 32.**

*Valores de correlación de Pearson de la señal GSR del dispositivo Empatica E4 en relación a la señal GSR de la PhysioSensor*

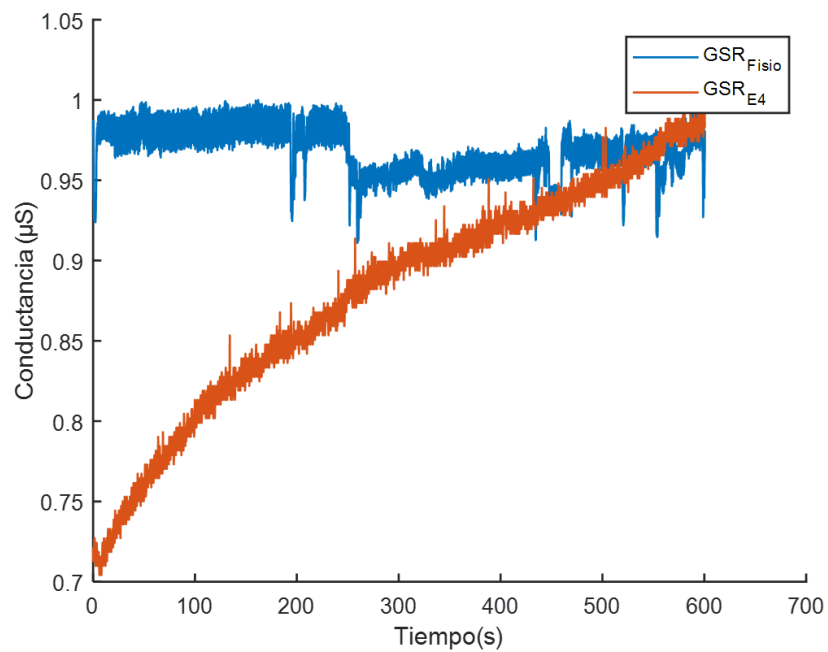
<b>PACIENTE</b>	<b>Coefficiente de Correlación de Pearson</b>
1	-0.723
2	-0.453
3	0.388
4	-0.880
5	-0.218
6	-0.136
7	0.795
8	0.535
9	0.976
10	-0.653
11	-0.122
12	0.599
13	0.926
14	0.500
15	-0.022
<b>Valor medio</b>	<b>0.101</b>

**Figura 49.**

*Señales GSR similares con diferentes dispositivos*

**Figura 50.**

*Señales GSR no similares con diferentes dispositivos*



### **Análisis comparativo ACC Empatica E4 – PhysioSensor**

Los sensores del acelerómetro se ubican en la misma posición para el dispositivo *Empatica E4* y la Plataformas de adquisición de señales fisiológicas que usa el módulo BNO055, como se indica en Módulo de acelerómetro (ACC). El análisis comparativo se realizó en mGx, mGy y mGz, que son los valores medios de la señal ACC para el intervalo de tiempo establecido, en los ejes “x”, “y” y “z” respectivamente.

Es necesario mencionar que los dispositivos tenían diferentes frecuencias de muestreo, por lo que la respuesta ante el estímulo del *E4* es más lenta que el módulo. Esto produce errores muy grandes al comparar los datos de las señales ACC.

En la Tabla 33 se tiene los valores de la media y desviación estándar de la característica mGx para la *Empatica E4* ( $\overline{mGx} = -0.718$ ,  $smGx = 0.245$ ) y para el *PhysioSensor* ( $\overline{mGx} = -0.343$ ,  $smGx = 0.336$ ). Se midió el error relativo para cada paciente en el minuto 2 del estado Basal, con un valor máximo de error de 515.098% y un mínimo de 3.033%. Se calculó un RMSE de 0.438.

**Tabla 33.**

*Valores de error de la característica mGx de la señal ACC de la Plataforma de señales fisiológicas en relación al Empatica E4*

<b>mGx (E4)</b>	<b>mGx (PhysioSensor)</b>	<b>Error relativo (%)</b>
-0.859	-0.726	15.526
-0.717	-0.386	46.157
-0.538	-0.154	71.311
-0.515	0.063	112.288
-0.855	-0.703	17.731
-0.698	-0.677	3.033
-0.679	-0.472	30.377
-0.896	-0.866	3.392
-0.923	-0.294	68.112
-0.406	-0.002	99.625

-0.856	-0.048	94.410
-0.929	-0.305	67.140
-0.081	0.337	515.098
-0.820	-0.479	41.655
-0.999	-0.438	56.162
<b><math>\overline{mGx} \pm smGx</math></b>	<b><math>\overline{mGx} \pm smGx</math></b>	<b>RMSE</b>
$-0.718 \pm 0.245$	$-0.343 \pm 0.336$	0.438

En la Tabla 34 se calcula la media y desviación estándar de la característica mGy para la *Empatica E4* ( $\overline{mGy} = 0.003$ ,  $smGy = 0.245$ ) y para el *PhysioSensor* ( $\overline{mGy} = 0.078$ ,  $smGy = 0.279$ ). En el minuto 2 del estado Basal se calculó el error relativo en porcentaje para los pacientes, con un valor máximo de error de 16184.905% y un mínimo de 6.809%. Se calculó un RMSE de 0.110.

**Tabla 34.**

*Valores de error de la característica mGy de la señal ACC de la Plataforma de señales fisiológicas en relación al Empatica E4*

<b>mGy (E4)</b>	<b>mGy (PhysioSensor)</b>	<b>Error relativo (%)</b>
-0.037	0.083	325.951
0.012	-0.001	107.711
-0.069	0.021	130.602
0.129	0.238	84.086
-0.047	-0.014	69.174
-0.542	-0.579	6.809
-0.047	-0.075	60.542
-0.229	-0.271	18.244
0.094	0.225	138.916
-0.210	-0.067	68.020
-0.050	0.190	480.356
0.200	0.225	12.610
0.342	0.491	43.552
0.504	0.543	7.640
-0.001	0.161	16184.905
<b><math>\overline{mGy} \pm smGy</math></b>	<b><math>\overline{mGy} \pm smGy</math></b>	<b>RMSE</b>
$0.003 \pm 0.245$	$0.078 \pm 0.279$	0.110

En la Tabla 35 se calculó para la característica mGz la media y desviación estándar para la *Empatica E4* ( $\overline{mGz} = 0.524$ ,  $smGz = 0.305$ ) y para el *PhysioSensor* ( $\overline{mGz} = 0.785$ ,  $smGz = 0.261$ ). Se calculó el error relativo en el estado Basal del minuto 2 para cada paciente, con un valor máximo de error de 375.384% y un mínimo de 12.059%. Se calculó un RMSE de 0.339.

**Tabla 35.**

*Valores de error de la característica mGz de la señal ACC de la Plataforma de señales fisiológicas en relación al Empatica E4*

<b>mGz (E4)</b>	<b>mGz (PhysioSensor)</b>	<b>Error relativo (%)</b>
0.530	0.682	28.677
0.699	0.921	31.800
0.842	0.987	17.176
0.844	0.969	14.799
0.532	0.710	33.291
-0.134	0.075	155.905
0.735	0.877	19.386
0.248	0.351	41.688
0.397	0.929	133.957
0.891	0.998	12.059
0.529	0.979	85.210
0.334	0.925	177.085
0.926	0.803	13.258
0.296	0.690	132.775
0.186	0.884	375.384
<b><math>\overline{mGz} \pm smGz</math></b>	<b><math>\overline{mGz} \pm smGz</math></b>	<b>RMSE</b>
0.524 ± 0.305	0.785 ± 0.261	0.339

Las señales ACC del dispositivo *Empatica E4* tiene una frecuencia de muestreo mayor a la de la señal ACC de la Plataforma de adquisición de señales fisiológicas como se mencionó previamente, observándose que en ciertos casos la frecuencia es tan alta que para diferentes muestras se tiene el mismo valor de aceleración. Sin embargo luego de que ambas señales han sido procesadas se observa una similitud (ver Figura 51). En la Tabla 36 se encuentra calculada la correlación de Pearson para la señal ACC entre el dispositivo *Empatica E4* y *PhysioSensor* en

estado Basal. Para los ejes X, Y y Z respectivamente se tiene un valor máximo de 0.995, 0.991 y 0.985, un valor mínimo de -0.223, 0.075 y -0.073, y la correlación media es de 0.443, 0.634 y 0.442.

**Tabla 36.**

*Valores de correlación de Pearson de la señal ACC del dispositivo Empatica E4 en relación a la señal ACC de la PhysioSensor*

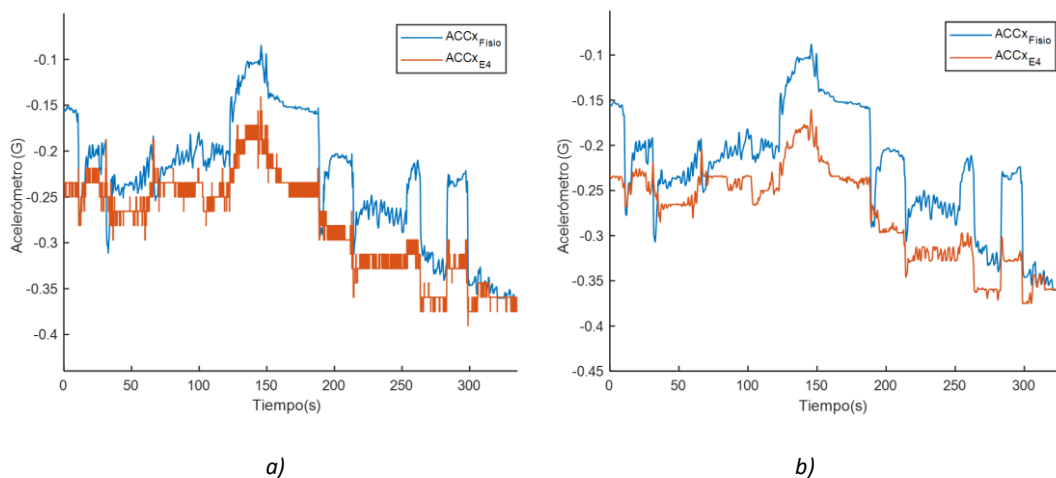
PACIENTE	Coeficientes de Correlación de Pearson		
	Eje X	Eje Y	Eje Z
1	0.819	0.075	0.836
2	-0.233	0.118	0.749
3	-0.537	0.294	-0.394
4	0.387	0.640	0.958
5	-0.475	-0.161	-0.427
6	0.995	0.991	0.975
7	0.965	0.928	0.956
8	0.899	0.890	0.946
9	-0.473	0.962	0.985
10	0.847	0.624	-0.132
11	0.626	0.642	-0.274
12	0.536	0.949	0.682
13	0.945	0.886	-0.073
14	0.815	0.826	0.319
15	0.531	0.831	0.528
<b>Valor medio</b>	0.443	0.634	0.442



**Figura 51.**

*Señales ACCx con diferentes dispositivos*

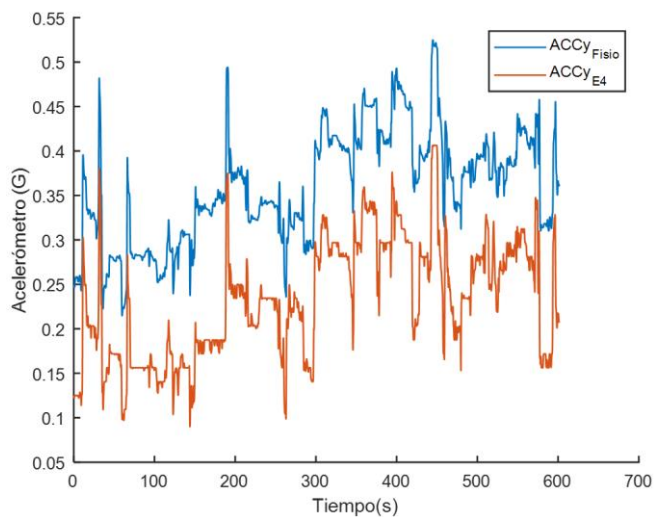
*a) Señales ACCx crudas. b) Señal ACCx preprocesada.*



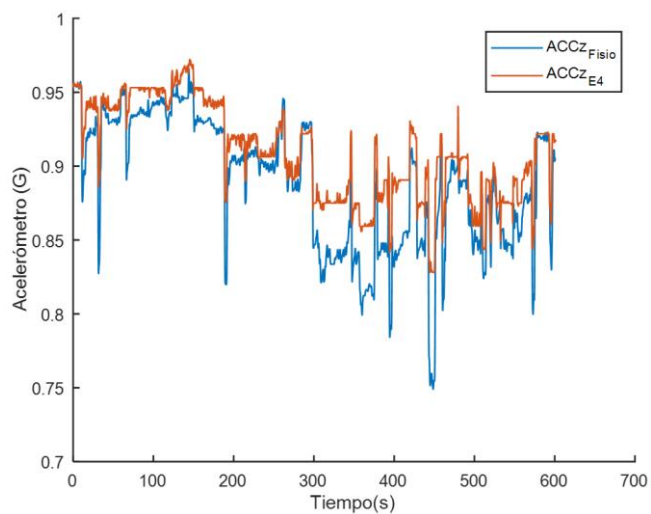
Las señales ACCz se observan ligeramente desfasadas entre sí (ver Figura 53), a comparación de las señales ACCx y ACCy (ver Figura 51 y Figura 52), esto es debido a la ubicación de las pulseras como se indica en la sección Módulo de acelerómetro (ACC), siendo el eje Z el menos afectado por la posición. Pese a aquello los gráficos siguen siendo muy similares, es por ello que no es un impedimento para la medición del RMSE.

**Figura 52.**

*Señales ACCy con diferentes dispositivos*

**Figura 53.**

*Señales ACCz con diferentes dispositivos*



### ***Análisis comparativo del valor estadístico de latidos por minuto (BPM)***

Debido al software cerrado por parte de las compañías desarrolladoras de los dispositivos *Garmin Vivoactive4* y *Rhythm24*, no se pudo obtener las señales crudas de los mismos, por lo que se analizó el BPM de los dos mencionados respecto a los demás dispositivos *wearables*. Para el

análisis se extrajo el BPM del minuto central en estado basal, ya que es el más adecuado para obtener las señales más estables de los dispositivos. Como se determinó anteriormente, el dispositivo *Polar H10* presenta señales óptimas y robustas para su análisis, por lo que este dispositivo es referencia en la Tabla 37. Se puede observar que los valores obtenidos de BPM para los dispositivos *Garmin Vivoactive4* y *Rhythm24* son muy diferentes a los calculados en los dispositivos *Polar*, mientras se asemejan a los BPM del dispositivo *E4*. Este análisis comparativo sirve de respaldo para descartar los dispositivos *Garmin Vivoactive4* y *Rhythm24*, ya que sus resultados estadísticos presentan errores considerables con respecto a los dispositivos de referencia.

**Tabla 37.**

*BPM dispositivos wearables en min 2 de estado basal*

<b>Dispositivo Wearable</b>	<b>BPM (Basal min 2)</b>
Polar H10 (referencia)	78.2
Polar OH1	75.4
Empatica E4	92.26
Garmin Vivoactive4	90.26
Rhythm24	91.25

### **Análisis de instrumentos de evaluación**

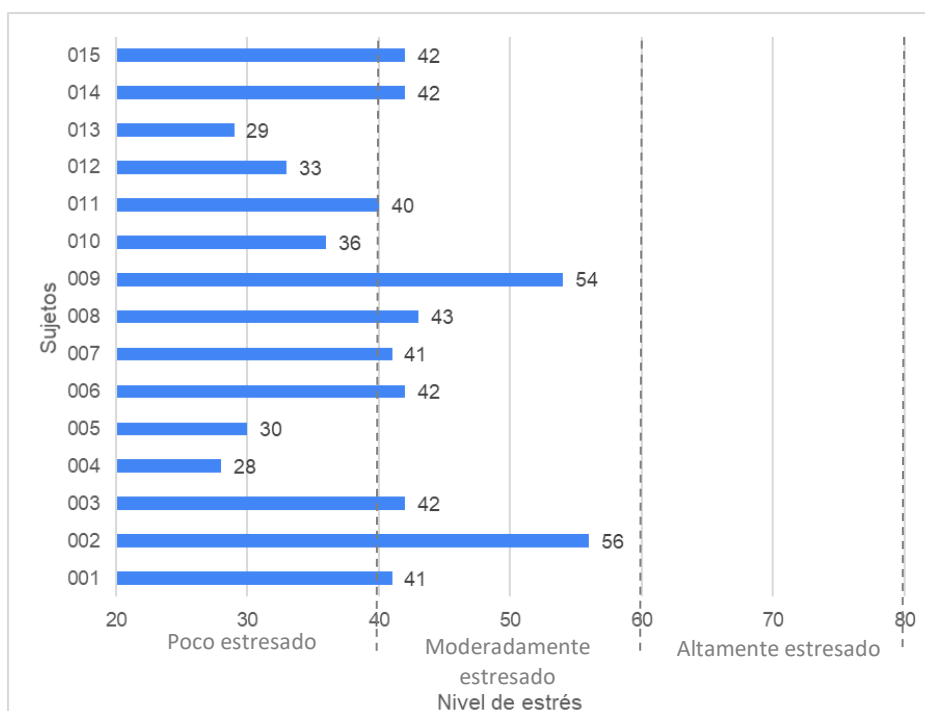
Uno de los objetivos del presente trabajo de investigación es analizar las señales fisiológicas de personas sanas cuando son estimulados por videojuegos violentos. Sin embargo, también es importante considerar el aspecto psicológico del sujeto de prueba ya que dichos parámetros permiten estimar el nivel de estrés y con ello respaldar el análisis de la estimulación fisiológica producida por los videojuegos. Por consiguiente, previo a los procesos de estimulación se aplicó el cuestionario de la Medida del Estrés Psicológico (MSP) con el fin de cuantificar el estrés de los sujetos de prueba y definir las emociones producidas por los distintos videojuegos utilizados para la estimulación.

Para ello, primero contestaron 20 preguntas antes de la estimulación de los videojuegos, descritas en el Anexo 1. Las preguntas están puntuadas según como se estableció en el Protocolo de estimulación, obteniendo los resultados reflejados en la Figura 54.

Luego de realizar la encuesta se establece que 9 pacientes (60%) se encuentran moderadamente estresados con una media y desviación estándar de ( $\bar{x}= 44.78, s= 5.84$ ), siendo la puntuación más alta de 56/80. Por otro lado hubieron 6 pacientes (40%) poco estresados con una media y desviación estándar de ( $\bar{x}= 32.67, s= 4.63$ ), el paciente con menor nivel de estrés tuvo una puntuación de 28/80. En general, se considera que se tiene un grupo de pacientes moderadamente estresado dado que la mayoría se encuentra en el rango de (41-60) en el nivel de estrés.

**Figura 54.**

*Resultados de encuesta realizada antes de los estímulos*



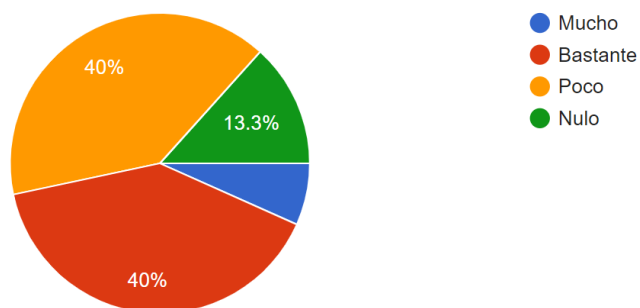
Cabe recalcar que la última pregunta realizada en la encuesta es para saber directamente si el paciente se siente estresado, (ver Figura 55), de los cuales solo 2 sujetos (13,3%) respondieron “Nulo”, es decir que un 86.7% sentían al menos algo de estrés, es decir que los efectos violentos provocados por el videojuego *GTAV* tendrán un mejor impacto en el paciente y por lo tanto en los sensores.

### Figura 55.

*Pregunta 20 de la encuesta de estrés*

20. ¿Me siento estresado?

15 respuestas



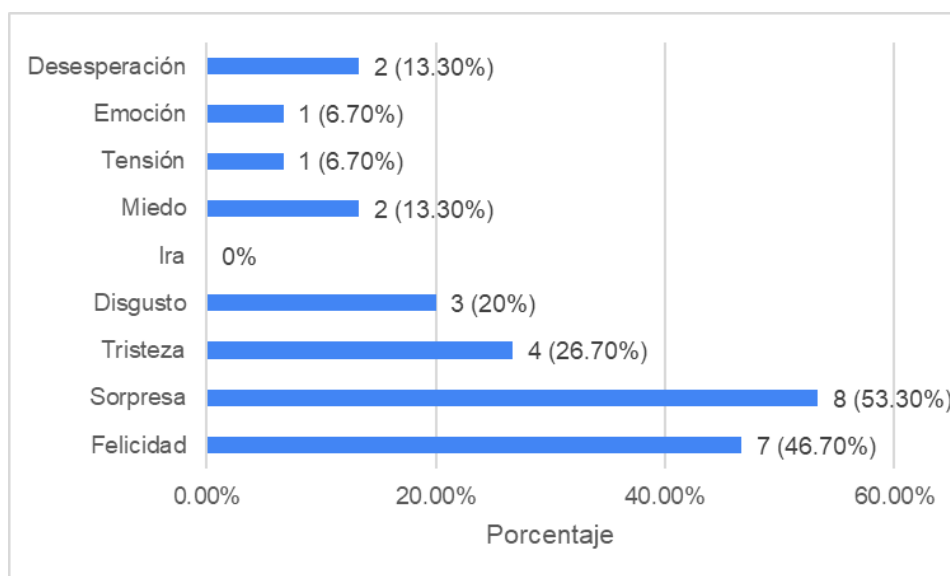
Después de los estímulos inducidos en los pacientes se requiere conocer que sentimientos provocan cada uno de los videojuegos en ellos, es por esto que se realiza una segunda encuesta (ver Anexo 1). Al final del Protocolo de estimulación, se realizó esta encuesta siguiendo las instrucciones propuestas, dónde pueden escoger más de una emoción por videojuego, razón por la cual se tiene más resultados. Para el análisis se considera que cantidad, de los 15 pacientes, escogieron cada emoción para cada videojuego.

En la Figura 56 se indica que en el videojuego *GTAV* hubo un alto porcentaje de sorpresa (53.30%), es decir que 8 de los 15 pacientes sintieron que hubo cambios bruscos en sus sentidos provocando la emoción sorpresiva producida por algo imprevisto. Se denotan emociones de

tristeza, disgusto, miedo, tensión y desesperación, que no aparecen en los resultados de las encuestas de los otros videojuegos, datos que indirectamente indican la presencia de violencia y estrés en la estimulación del videojuego de acción *GTAV*.

**Figura 56.**

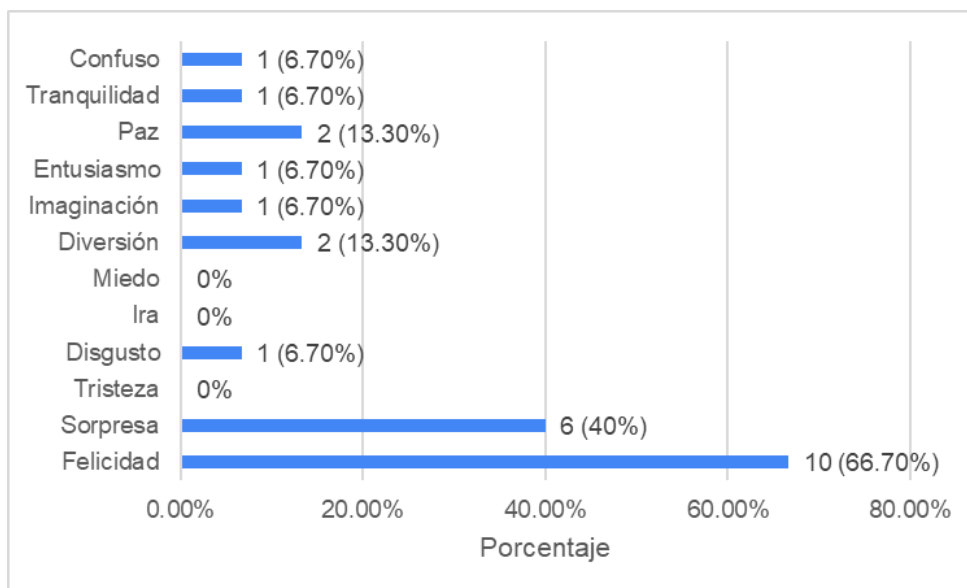
*Resultados de encuesta realizada después del videojuego GTAV*



En los resultados obtenidos de la encuesta posterior al videojuego *Sims3* (ver Figura 57), se indica que sobresale la emoción de felicidad (66.70%), con 10 de 15 pacientes que se sintieron felices con el videojuego de simulación. Además, provocó otras emociones de relajación como son paz, tranquilidad, imaginación y entusiasmo, logrando el efecto de no violencia deseado en los pacientes.

**Figura 57.**

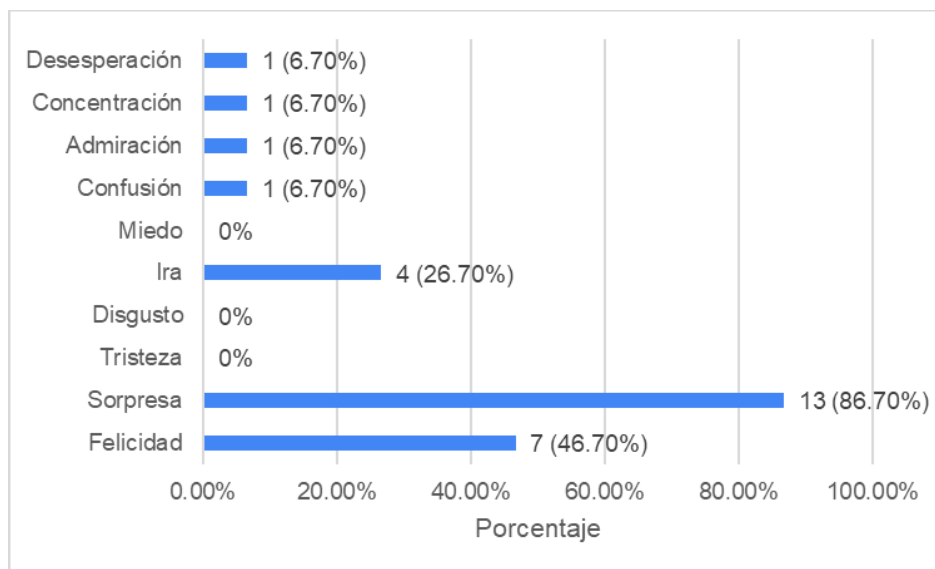
Resultados de encuesta realizada después del videojuego Sims3



Para la estimulación provocada por el videojuego *Stroop*, se tiene los resultados de la encuesta observados en la Figura 58, de donde se destaca que hubieron 13 de 15 personas que sintieron sorpresa (86.70%), pero a diferencia del videojuego *GTAV* su sorpresa fue con motivo de admiración, provocada porque no se esperaban que exista un tipo de videojuego para computadora que se jugara con los ojos. Cabe recalcar que fue el único videojuego que provocó ira, esto debido a que se les dificulta la jugabilidad requiriendo mayor concentración, además de producir desesperación, es decir que, pese a no ser un videojuego violento supone una sensación de estrés.

**Figura 58.**

*Resultados de encuesta realizada después del videojuego Stroop*



### **Análisis comparativo entre videojuegos**

Por otro lado, por medio de un método estadístico no paramétrico se pudo realizar el análisis de la estimulación fisiológica entre videojuegos violentos y no violentos. Con la obtención del promedio de las señales, la desviación estándar de las mismas y el valor  $p$  de una prueba no paramétrica, se pudo interpretar las variaciones relevantes durante los videojuegos empleados, comparadas con las características de las señales en estado basal. Como último análisis se efectuó la correlación entre las características de las señales fisiológicas y medioambientales con el objetivo de determinar si existe una estimulación o influencia del medioambiente en el cambio fisiológico producido por los videojuegos empleados.

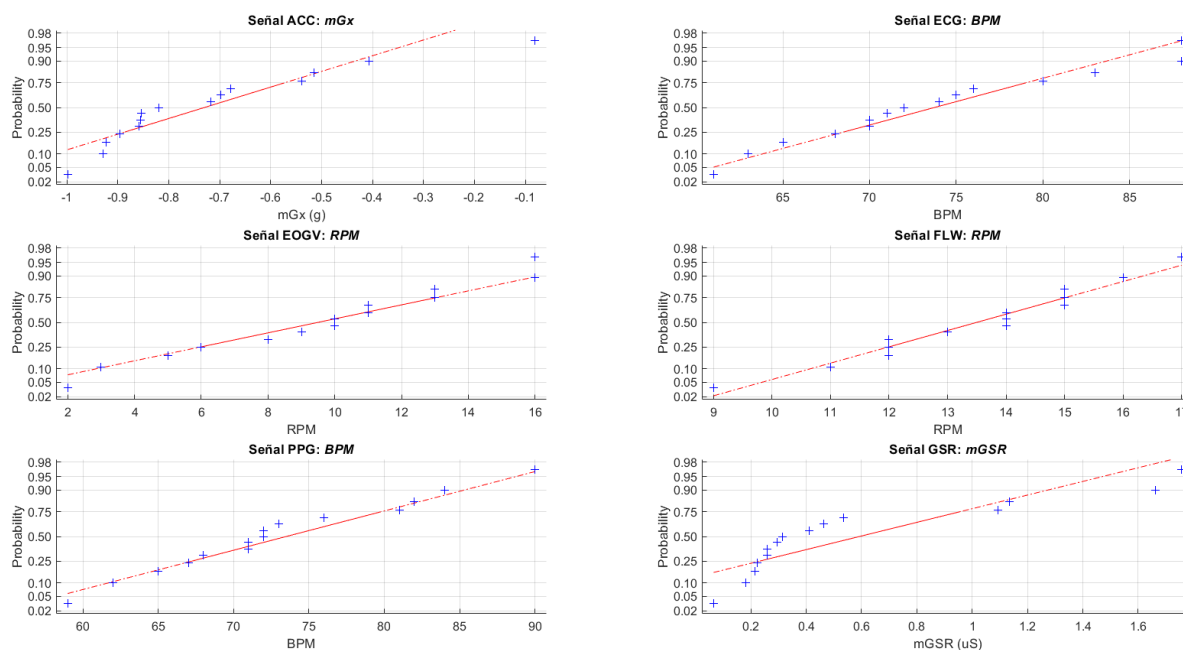
Para realizar el análisis estadístico que permita comparar las características entre el estado basal y los videojuegos, se utiliza la prueba estadística no paramétrica de U de Wilcoxon-Mann-Whitney. Este método es conocido para comparar las medianas entre dos grupos de datos



independientes con la hipótesis nula que indica que el primer elemento de la muestra 1 es de mayor magnitud que el de la muestra 2. Para describir la hipótesis de forma matemática y probabilística se utiliza el valor  $p$  ( $X < Y$ ) = 0.5. En otras palabras, si el valor  $p$  es menor a 0.5, es decir con un nivel de confianza de 95%, se acepta la hipótesis nula que indica que las medianas son distintas. Mientras que, si el valor  $p$  es mayor a 0.5, se rechaza dicha hipótesis. Por lo tanto, se comprueba la homogeneidad entre los dos grupos de datos siendo el primer grupo las características en estado basal y el segundo grupo los parámetros extraídos de las señales obtenidas durante la estimulación del videojuego (Rivas-Ruiz, Moreno-Palacios, & Talavera, 2013). Adicional, este método es empleado ya que se lo puede aplicar en grupos de pequeño tamaño muestral con distribución no normal. Dicho comportamiento puede ser observado en la Figura 59 donde se muestra la distribución no normal de características extraídas de las señales fisiológicas y que fueron escogidas para ser analizadas estadísticamente.

**Figura 59.**

*Gráfica de probabilidad normal para ciertas características analizadas de las señales fisiológicas*



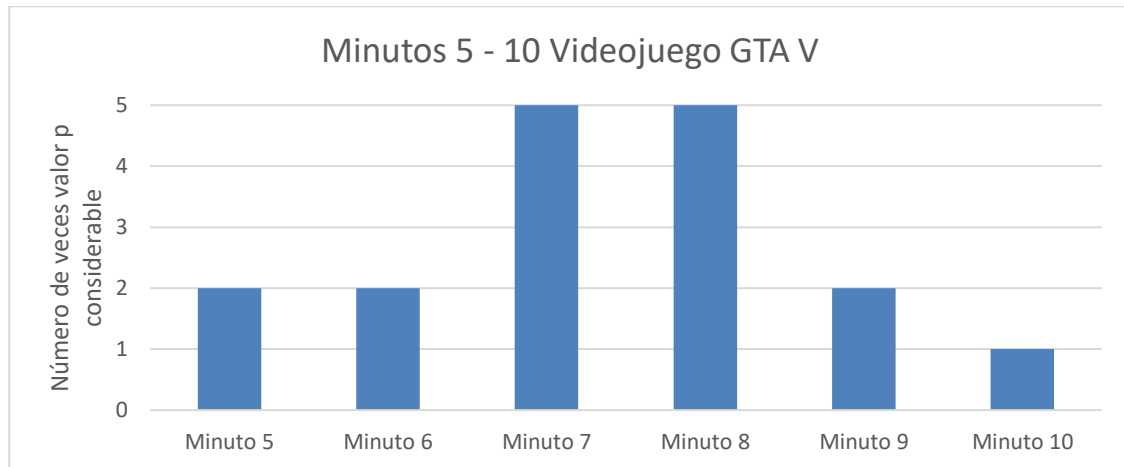
### ***Análisis basal vs. diferentes juegos***

El minuto central del registro en estado basal es aquel que presenta estabilidad en las características extraídas de las señales ya que en el minuto 1 el sujeto está aún acoplándose a los sensores y dispositivos colocados en su cuerpo, mientras que en el minuto 3 existe una tendencia de intolerabilidad con el sistema de sensado colocado. En consecuencia, las características de las señales fisiológicas en el minuto central del estado basal serán empleadas para comparar sus valores con los de las características obtenidas de las señales registradas en la estimulación de los distintos videojuegos. Esto con el objetivo de identificar las características que presenten variaciones significativas y determinar la estimulación de los videojuegos violento, no violento e interactivo.

**Análisis basal vs videojuego violento.** Según los valores  $p$  del Test U, se pudo identificar los minutos en donde existe una diferencia considerable entre las características extraídas en el estado basal y las características en la estimulación del videojuego *GTAV*. Los minutos más relevantes a analizar del videojuego *GTAV* son entonces el 7 y 8, como se puede visualizar en el diagrama de la Figura 60. También se observaron las características entre los minutos 5 al 10, sin embargo se presta más atención en los primeros mencionados porque los sujetos de prueba muestran una mayor estimulación en esta sección temporal.

**Figura 60.**

*Minutos con más variaciones con respecto al estado basal en el videojuego GTAV*



Al establecer los minutos a analizar, se procede a realizar el análisis estadístico con las características obtenidas de las señales ECG, PPG, GSR, FLW, EOG y ACC. Se realizará primeramente el análisis de las señales previamente mencionadas del videojuego violento *GTAV* con el estado basal, en los minutos seleccionados dentro del rango explicado anteriormente en la Figura 60. Como se explicó anteriormente, se empleará la prueba estadística no paramétrica Test U con un nivel de confianza del 95% ( $\alpha = 0.05$ ), con valor  $p < 0.5$ , siendo la hipótesis nula ( $H_0$ ) que las medianas entre las dos muestras son distintas, en otras palabras que existe una estimulación considerable de los videojuegos violentos, no violentos y de interacción.

Primero se analiza las características de la señal ECG, obtenida del *Polar H10*. En la Tabla 38 se puede observar los valores promedio junto con la desviación estándar de las características en estado basal comparadas con los minutos de relevancia del videojuego de acción *GTAV*. Es importante acotar que para las características se calculó la tendencia media recortada ( $M\alpha$ ) y la desviación absoluta de medianas (MAD), en otras palabras se aplican métodos estadísticas para descartar *outliers* los cuales distorsionan los valores de media y desviación estándar comunes.

**Tabla 38.***Características relevantes de señal ECG para videojuego GTAV*

No	Características	Basal (min 2)	Videojuego (min 7)	p-valor (Basal y min 7)	Videojuego (min 9)	p-valor (Basal y min 9)
1	mBT [ms]	781.45 ± 102.43	744.04 ± 74.54	0.34	748.76 ± 71.99	0.34
2	BPM	78.2 ± 10.63	81.46 ± 9.12	0.35	80.8 ± 8.34	0.39
4	RMSSD [ms]	784.02 ± 102.67	745.79 ± 74.31	0.32	750.73 ± 70.94	0.36
13	HF [Hz]	0.87 ± 0.52	0.67 ± 0.39	0.34	0.63 ± 0.32	0.14
14	RP	7.86 ± 5.79	9.99 ± 7.57	0.36	9.43 ± 5.18	0.38

Para las características de la señal ECG se pudo encontrar que los valores  $p$  no fueron menores a 0.5, por lo tanto se rechaza la hipótesis nula que afirma una estimulación considerable de los videojuegos analizados. Sin embargo, se escogió las características de dicha señal ya que existió una variación descendente considerable de los valores  $p$  de la mayoría de las características en el videojuego violento *GTAV* desde el minuto 5 en adelante, siendo los dos minutos más variantes el 7 y 9.

Se puede analizar entonces que existe una pequeña diferencia de valores promedio entre algunas características para el videojuego violento como para BPM, mBT, RMSSD, LF y RP. Sin embargo, existen algunas características que, aunque no tuvieron valores  $p < 0.5$ , presentaron una variación considerable con respecto al estado basal. Como por ejemplo la característica HF, que en el minuto 9 muestra un valor  $p = 0.14$  y un valor promedio mucho menor (0.63) al registrado en estado basal (0.87).

La característica HF tiene relación con el sistema parasimpático, el cual tiende a mantener al cuerpo en estado de reposo o de tranquilidad. Al decrecer dicho valor, se puede interpretar que el organismo de los sujetos de prueba no pudo encontrar dicha estabilidad interna ante un estímulo estresante o amenazante. Por otro lado, la característica LF acciona el sistema simpático,

el cual trata de reaccionar a un factor estresante, mismo valor que se encontraba alto tanto en estado basal (4.49) como en el videojuego de acción (4.50).

Al comparar los dispositivos *wearables* en la sección Análisis comparativo PPG *Empatica E4 – Polar OH1*, se pudo determinar que la señal PPG del dispositivo *E4* presenta muchas interferencias en su registro, dificultando obtener un análisis estadístico óptimo y con resultados fiables. Por lo tanto, se ha escogido al dispositivo *Polar OH1* para tal propósito, el cual ha presentado características con errores tolerables frente al dispositivo de referencia (*Polar H10*). Las características seleccionadas se presentan en la Tabla 39, donde se puede observar un incremento considerable de frecuencia cardíaca de 75.4 bpm en estado basal a casi 80 bpm en el videojuego violento.

**Tabla 39.**

*Características relevantes de señal PPG Polar OH1 para videojuego GTAV*

No	Características	Basal (min 2)	Videojuego (min 6)	p-valor (Basal y min 6)	Videojuego (min 8)	p-valor (Basal y min 8)
1	BPM	75.4 ± 9.31	79.93 ± 8.16	0.15	78.4 ± 7.80	0.26
2	SST	0.80 ± 0.09	0.75 ± 0.07	0.17	0.77 ± 0.08	0.26
3	sSST	0.09 ± 0.06	0.06 ± 0.028	0.36	0.09 ± 0.07	0.87

La siguiente señal a analizar es la de flujo respiratorio FLW (ver Tabla 40). Las características extraídas en el videojuego *GTAV* presentaron una variación considerable respecto al estado de reposo y en un parámetro en particular se calculó valor  $p < 0.5$ , este es el  $sT_{Tot}$ . Esta característica es la MAD del promedio de tiempo entre cada parpadeo, por lo que nos indica que existe un incremento considerable de dispersión de esta característica cuando el sujeto de prueba es estimulado por el videojuego violento. También es notable el cambio de respiración por minuto RPM en los datos mostrados, siendo un valor que disminuye con respecto al estado basal con una

diferencia de 3.4 RPM, mostrando que ante la estimulación de un videojuego violento en el organismo trata de regular la frecuencia respiratoria como reacción al estrés. Todo el análisis fue realizado en el minuto 7.

**Tabla 40.**

*Características relevantes de señal FLW para videojuego GTAV*

No	Características	Basal (min 2)	Videojuego (min 7)	p-valor (Basal y min 7)
1	RPM	15.13 ± 5.81	11.73 ± 3.01	0.09
2	mTTot [ms]	4.35 ± 1.18	5.43 ± 1.41	0.13
3	sTTot [ms]	1.69 ± 0.62	2.29 ± 0.87	0.03
5	sFLWA [mV]	22.01 ± 21.45	31 ± 25.13	0.12
7	MP	3.23 ± 1.36	2.45 ± 0.97	0.07

Por parte de la señal GSR, se observaron varios minutos que mostraron reacciones considerables en la fisiología de los sujetos de prueba en el videojuego de acción *GTAV*. Las variaciones relevantes comenzaron desde el minuto 6, presentando gran cantidad de valores  $p < 0.5$  desde el minuto 8. Se conoce que el GSR está relacionado con la emoción o sensación, por lo que su valor determina directamente si existió estimulación. Son utilizadas las características de la señal provista por el dispositivo *E4* ya que el módulo GSR presentó inconvenientes y gran cantidad de interferencias, observar la Tabla 41.

**Tabla 41.***Características relevantes de señal GSR para videojuego GTAV*

No	Características	Basal (min 2)	Videojuego (min 8)	p-valor (Basal y min 8)	Videojuego (min 9)	p-valor (Basal y min 9)	Videojuego (min 10)	p-valor (Basal y min 10)
2	mGSR [uS]	0.59 ± 0.55	1.53 ± 1.2	0.01	1.74 ± 1.32	0.005	1.86 ± 1.8	0.01
3	sGSR [uS]	0.036 ± 0.050	0.11 ± 0.14	0.02	0.24 ± 0.54	0.02	0.10 ± 0.13	0.03
4	MaxGSR [uS]	0.68 ± 0.61	1.91 ± 1.37	0.007	2.29 ± 2.07	0.007	2.12 ± 1.93	0.007
5	FMP [Hz]	0.44 ± 0.57	0.064 ± 0.21	0.05	0.0018 ± 0.0068	0.004	0.14 ± 0.30	0.14
6	MP	7.47 ± 5.27	9.63 ± 3.48	0.11	10.17 ± 4.68	0.14	6.03 ± 2.57	1

Existe un incremento importante en la conductancia de la piel mGSR de los sujetos de prueba, siendo la más alta en el minuto 10 con 1.86 [uS]. Igualmente en el valor máximo de GSR MaxGsr, con un promedio notable en el minuto 9 dando un pico de 2.29 [uS]. Todos estos datos afirman que existió una estimulación constante en estos minutos y que los sujetos de prueba experimentaron emociones. Para determinar la emoción que fue la que experimentaron principalmente se realizó la encuesta MAP, explicada en el protocolo de estimulación en el Anexo 1.

En el caso de la señal EOGH, se observaron cambios para el videojuego violento *GTAV*, en las características temporales: movimientos horizontales por minuto HPM, tiempo entre movimiento horizontales TMH y desviación estándar del tiempo entre movimientos horizontales sTMH. Existió un incremento muy notable en los movimientos horizontales ya que el videojuego requería la atención del sujeto de prueba en toda la pantalla. La diferencia de los movimientos

horizontales en el minuto 7 es de 10.65 HPM, mostrando la variación relevante con el videojuego GTAV (ver la Tabla 42).

**Tabla 42.**

*Características relevantes de señal EOGH para videojuego GTAV*

No	Características	Basal (min 2)	Videojuego (min 7)	p-valor (Basal y min 7)	Videojuego (min 8)	p-valor (Basal y min 8)
1	HPM	15.81 ± 5.28	26.46 ± 11.73	0.01	22.57 ± 9.71	0.05
2	mTMH	4294.83 ± 1889.92	2756.82 ± 1379.88	0.01	3012.47 ± 996.08	0.06
3	sTMH	2931.38 ± 1641.41	1553.52 ± 1014.66	0.01	1701.55 ± 638.83	0.009

Para la señal ocular EOGV, se tienen valores  $p$  que acepten la hipótesis nula en el minuto 8, donde los valores temporales muestran más variaciones como se observa en la Tabla 43. En este caso se analizaron los parpadeos de los sujetos de prueba, por lo que se observa un decremento del promedio de parpadeos para el videojuego de acción con una diferencia de 4 parpadeos por minuto RPM, en comparación con el estado basal. Esto indica que existió una alta concentración cuando fueron estimulados con el videojuego mencionado. A pesar de predominar los cambios en la parte temporal, existe una característica espectral que presenta cambios considerables y es la potencia máxima MP, la cual decrece de 3.08 Hz a 2.28 Hz, respaldando la poca cantidad de parpadeos ya que no existen muchos picos de señal como en el estado de reposo.



**Tabla 43.***Características relevantes de señal EOGV para videojuego GTAV*

No	Características	Basal (min 2)	Videojuego (min 7)	p-valor (Basal y min 7)
1	RPM	9.5 ± 4.36	5.46 ± 2.06	0.01
2	mTTot [ms]	8960.01 ± 7109.55	14210.84 ± 11648.68	0.01
3	sTTot [ms]	6245.50 ± 5977.95	9930.74 ± 4694.45	0.01
5	FMP [Hz]	1.42 ± 2.21	0.32 ± 0.11	0.29
7	MP [Hz]	3.08 ± 1.23	2.28 ± 0.51	0.05

Para las características extraídas del acelerómetro del dispositivo *E4*, se pudo observar el gran cambio en los valores promedio de valores g en los ejes “x” y “z”. Para el juego de acción, todos los sujetos de prueba utilizaron un mando de *Playstation*, por lo que el dispositivo *E4* estaba girado, dejando los ejes antes mencionados expuestos a la movilidad libre del usuario, como se visualiza en la Figura 5. Igualmente, los valores máximos presentaron una variación considerable en dichos ejes. Todos estos datos son analizados en los minutos 5, 8 y 9 (ver Tabla 44).

**Tabla 44.***Características relevantes de señal ACC para videojuego GTAV*

Basal vs. GTAV								
No	Características	Basal (min 2)	Videojuego (min 5)	p-valor (Basal y min 5)	Videojuego (min 8)	p-valor (Basal y min 8)	Videojuego (min 9)	p-valor (Basal y min 9)
1	MaxGx [g]	-0.62 ± 0.31	-0.71 ± 0.51	0.03	-0.61 ± 0.53	0.3	-0.61 ± 0.54	0.3
3	MaxGz [g]	0.61 ± 0.24	0.37 ± 0.28	0.02	0.42 ± 0.31	0.13	0.43 ± 0.34	0.14
4	mGx [g]	-0.71 ± 0.24	-0.76 ± 0.50	0.02	-0.75 ± 0.49	0.08	-0.72 ± 0.52	0.08
5	mGy [g]	0.003 ± 0.24	-0.09 ± 0.16	0.32	-0.11 ± 0.21	0.007	-0.11 ± 0.24	0.3
6	mGz [g]	0.52 ± 0.30	0.27 ± 0.27	0.03	0.25 ± 0.26	0.02	0.27 ± 0.26	0.02
13	FMPx [Hz]	0.03 ± 0.04	0.006 ± 0.01	0.02	0.01 ± 0.02	0.09	0.02 ± 0.04	0.19
15	FMPz [Hz]	0.08 ± 0.15	0.003 ± 0.01	0.001	0.01 ± 0.02	0.05	0.02 ± 0.04	0.12

**Análisis basal vs videojuego no violento.** Los minutos seleccionados para el videojuego de simulación o no violento *Sims3* serán escogidos teniendo como referencia a los minutos del videojuego violento *GTAV*, que presenten la mayor cantidad de variaciones en las características con respecto al minuto central en estado basal. La razón para esto se debe a que el videojuego *Sims3* no presentó variaciones considerables a lo largo de los 10 minutos de registro. Por otro lado, el juego de interacción *Stroop* presentó estimulaciones considerables en los minutos 2 y 3, ya que según el protocolo en el Anexo 1, alrededor de estos minutos la prueba de estrés Stroop se presentaba a los participantes.

Entonces, se expone las características del videojuego no violento *Sims3* en algunas señales fisiológicas analizadas (FLW, EOGV y ACC). No se expone las demás señales y sus características porque sus valores no varían considerablemente respecto al estado basal, lo cual indican que no existe una estimulación considerable. Como se explicó anteriormente, los minutos

analizados son los mismos del videojuego *GTAV*. Se muestran todas las tablas comparando el estado basal con el videojuego de simulación y así constatar que los valores  $p$  calculados determinan que la estimulación por parte del mencionado juego es prácticamente nula.

**Tabla 45.**

*Características de señal FLW para videojuego Sims3*

No	Características	Basal (min 2)	Videojuego (min 7)	p-valor (Basal y min 7)
1	RPM	15.13 ± 5.81	12.26 ± 2.22	0.25
2	mTTot [ms]	4.35 ± 1.18	5.02 ± 0.90	0.21

Si bien al observar la Tabla 45, los valores  $p$  no son considerables como para determinar una estimulación alta, se puede decir que el promedio de las RPM disminuye un poco respecto al estado basal. El aumento en el promedio del mTTot confirma la disminución en las RPM de los sujetos de prueba.

El mismo comportamiento existe para las señales EOGV y ACC, donde los valores  $p$  no determinan un cambio considerable fisiológicamente en los sujetos de prueba. A pesar de ello, se puede analizar que si existe una variación, como la encontrada en los RPM de la señal EOGV de la Tabla 46. Los parpadeos por minuto disminuyen en el videojuego *Sims3*, por lo que existe una mayor concentración por parte de los participantes. Igualmente existe un decremento importante en la característica MP, lo que indica que los movimientos verticales oculares y los pestañeos fueron menos constantes que en el estado basal.

**Tabla 46.***Características de señal EOGV para videojuego Sims3*

No	Características	Basal (min 2)	Videojuego (min 7)	p-valor (Basal y min 7)
1	RPM	9.5 ± 4.36	7.33 ± 2.78	0.21
2	mTTot [ms]	8960.01 ± 7109.55	9251.47 ± 3737.40	0.22
3	sTTot [ms]	6245.50 ± 5977.95	7468.66 ± 3215.32	0.12
5	FMP [Hz]	1.42 ± 2.21	0.28 ± 0.06	0.10
7	MP [Hz]	3.08 ± 1.23	2.26 ± 1.24	0.06

Por otro lado, en la señal ACC se puede observar un movimiento considerable en el eje x de la muñeca izquierda, ya que la característica MaxGx en el minuto 9 es mayor que la efectuada en el estado basal (ver Tabla 47).

**Tabla 47.***Características de señal ACC para videojuego Sims3*

No	Características	Basal (min 2)	Videojuego (min 5)	p-valor (Basal y min 5)	Videojuego (min 8)	p-valor (Basal y min 8)	Videojuego (min 9)	p-valor (Basal y min 9)
1	MaxGx [g]	-0.62 ± 0.31	-0.4 ± 0.43	0.24	-0.42 ± 0.46	0.24	-0.43 ± 0.37	0.18
15	FMPz [Hz]	0.08 ± 0.15	0.02 ± 0.06	0.01	0.02 ± 0.03	0.09	0.02 ± 0.03	0.11

**Análisis basal vs videojuego interactivo.** Por parte del videojuego *Stroop*, sí existen variaciones para la mayoría de las señales con respecto al estado basal. Por ejemplo para la señal ECG se puede observar un decremento de la Frecuencia de la Potencia Máxima FPM, por ello el valor  $p$  es aproximadamente 0.05. Esto indica que la frecuencia de la señal ECG disminuyó al interactuar con el juego interactivo para la detección de estrés, igualmente se puede observar esto con la frecuencia cardíaca con un promedio de 73.6 pulsos por minuto en el *Stroop* y con 78.2 en estado basal. Las muestras de las características HF y LF, por otro lado, están aproximadas a los extraídos en el estado basal, por lo que se puede determinar que para tal juego no existió una estimulación considerable que genere amenaza o estrés (ver Tabla 48).

**Tabla 48.**

*Características relevantes de señal ECG para videojuego interactivo Stroop*

No	Características	Basal (min 2)	Stroop (min 7)	p-valor (Basal y min 7)
1	mBT [ms]	781.45 ± 102.43	824.19 ± 91.97	0.43
2	BPM	78.2 ± 10.63	73.6 ± 8.3	0.37
4	RMSSD [ms]	784.02 ± 102.67	825.90 ± 91.9	0.40
7	FMP [mHz]	1.78 ± 0.81	1.52 ± 0.76	0.05
12	LF [mHz]	4.49 ± 1.14	4.15 ± 0.53	0.48
13	HF [mHz]	0.87 ± 0.52	0.88 ± 0.43	0.80
14	RP	7.86 ± 5.79	6.40 ± 4.20	0.71

Desde otra perspectiva, el videojuego *Stroop* no presenta cambios relevantes o considerables en la señal PPG, por lo que la estimulación generada por este juego es aproximadamente similar al estado basal. Para la señal FLW es distinto, ya que existe una disminución de las respiraciones por minuto RPM con respecto al estado basal, sin embargo la diferencia no es tan alta como en el videojuego violento. Otra característica importante temporal fue la amplitud de la señal FLW FLWA, la cual presenta un aumento e indica respiraciones con

exhalaciones e inhalaciones más pronunciadas. Por último, se puede observar un aumento notable en la frecuencia de la potencia máxima FMP, de 0.40 Hz en estado de reposo a 0.51 Hz en el videojuego Stroop. Las características se presentan en la Tabla 49.

**Tabla 49.**

*Características relevantes de señal FLW para videojuego de interacción Stroop*

No	Características	Basal (min 2)	Videojuego (min 2)	p-valor (Basal y min 2)
4	mFLWA [mV]	107.87 ± 102.06	151.02 ± 107.4	0.18
5	sFLWA [mV]	22.01 ± 21.45	35.28 ± 39.28	0.32
6	FMP [Hz]	0.4 ± 0.17	0.51 ± 0.19	0.006
7	MP	3.23 ± 1.36	2.87 ± 0.71	0.61

También, se pudo analizar que la homogeneidad con las muestras de las características en estado basal es representativa para la señal GSR. Aunque los valores  $p$  no son menores a 0.5, se observa que sí existe un incremento en el promedio de la conductancia de la piel de 0.59 [uS] en estado basal a 1.73 [uS] en el minuto 2, donde empieza la prueba interactiva de estrés *Stroop*. Las características analizadas estadísticamente son mostradas en la Tabla 50.

**Tabla 50.**

*Características relevantes de señal GSR para videojuego interactivo Stroop*

No	Características	Basal (min 2)	Stroop (min 2)	p-valor (Basal y min 2)
2	mGSR [uS]	0.59 ± 0.55	1.73 ± 2.41	0.12
3	sGSR [uS]	0.036 ± 0.050	0.06 ± 0.08	0.17
4	MaxGSR [uS]	0.68 ± 0.61	1.89 ± 2.52	0.18
5	FMP [Hz]	0.44 ± 0.57	0.12 ± 0.22	0.15

La interacción con la prueba de estrés *Stroop* comienza en el minuto 2 del registro, sin embargo muchas veces la prueba se extiende por la demora del sujeto de prueba en la etapa de preparación en el minuto 1. Por lo tanto se muestran cambios considerables entre los minutos 2 y 3 de las características en la señal EOGH, como por ejemplo el incremento de los movimientos horizontales con un promedio de 29.15 HPM en el minuto 3. Los datos son expuestos en la Tabla 51.

**Tabla 51.**

*Características relevantes de señal EOGH para videojuego interactivo Stroop*

No	Características	Basal (min 2)	Stroop (min 2)	p-valor (Basal y min 2)	Stroop (min 3)	p-valor (Basal y min 3)
1	HPM	15.81 ± 5.28	21.15 ± 9.81	0.33	29.15 ± 20.88	0.09
2	mTMH	4294.83 ± 1889.92	3441.93 ± 1491.99	0.41	3328.33 ± 2434.87	0.10
3	sTMH	2931.38 ± 1641.41	2238.41 ± 1196.74	0.32	2444.31 ± 2113.71	0.13

Desde otro punto de vista, se analizan las características del videojuego interactivo igualmente en el minutos 2 con la señal EOGV. Se observa un decremento importante de RPM en el minuto 2 de 9.5 RPM a 7.3 RPM con la estimulación del videojuego *Stroop*. Aunque no se muestre en la Tabla 52, es importante mencionar que una característica notoria es la potencia máxima del minuto 3 donde existe un decremento de la frecuencia, indicando menos picos de amplitud de parpadeos por parte de los sujetos de prueba.

**Tabla 52.**

*Características relevantes de señal EOGV para videojuego interactivo Stroop*

No	Características	Basal (min 2)	Stroop (min 2)	p-valor (Basal y min 2)
1	RPM	9.5 ± 4.36	7.38 ± 5.09	0.14
2	mTTot [ms]	8960.01 ± 7109.55	11849.94 ± 8037.35	0.14
3	sTTot [ms]	6245.50 ± 5977.95	7677.16 ± 6517.67	0.5
7	MP [Hz]	3.08 ± 1.23	2.44 ± 0.8	0.21

Por último, las características de la señal ACC en el videojuego de interacción *Stroop* no presentaron cambios considerables ya que el movimiento ocular fue indispensable para interactuar con la interfaz, mas no los brazos o la mano.

**Análisis de videojuegos violento y no violento.** Realizado el análisis comparativo de todos los videojuegos con el estado basal, en este apartado se procede a analizar los resultados entre el videojuego violento (*GTAV*) y no violento (*Sims3*). Para todas las señales fisiológicas, ya se observó que no existe un cambio considerable entre el estado basal y la estimulación de videojuego *Sims3*, por lo que se compara los valores obtenidos entre los dos videojuegos para comprobar que la estimulación es muy baja.

Para la señal ECG, las características relevantes en el videojuego violento con respecto al estado basal fueron BPM, HF y LF. Las mismas características en el videojuego *Sims3*, presentan valores *p* muy superiores a 0.5. En el caso de BPM, para el videojuego *Sims3* se puede observar que tiene un valor de 76.4 BPM en el minuto 9, mientras que en el videojuego violento *GTAV* el valor es de 80.8 BPM. Lo que indica que existió una estimulación más alta en las pulsaciones por minuto en el videojuego violento que en el no violento.



En la señal de PPG del dispositivo *Polar OH1*, se puede observar el mismo patrón anterior, una estimulación menor del videojuego *Sims3* en comparación al videojuego violento *GTAV*, y un valor  $p$  muy elevado por parte del videojuego no violento, lo que indica que sus valores son aproximadamente homogéneos a los obtenidos en estado basal. Un ejemplo es la característica igualmente de BPM, con un valor promedio en el videojuego *Sims3* de 75.73 BPM en el minuto 8, mientras el videojuego *GTAV* presenta un valor de 78.4 BPM en el mismo minuto.

Por otro lado, existió una ligera estimulación en la señal FLW por parte del videojuego *Sims3* ya que las RPM son semejantes al videojuego no violento *GTAV*. Los RPM del videojuego *GTAV* son de  $11.73 \pm 3.01$ , mientras que el videojuego *Sims3*  $12.26 \pm 2.22$ . Los demás valores del videojuego no violento, no muestran similitud con las características relevantes obtenidas en el videojuego *GTAV*.

Un caso interesante se dio en las características de la señal GSR al realizar la comparación entre videojuegos violentos y no violentos. Los valores  $p$  del videojuego *Sims3* para las características mGSR y MaxGSR, mostraron valores muy superiores a 0.05, sin embargo los valores promedios excedían considerablemente a los mostrados en la Tabla 41 del videojuego *GTAV*. Esto se dio debido a la dispersión considerable que se presentaba en las características mGSR y MaxGSR del videojuego *Sims3*, por lo que aunque en el valor promedio se refleja una emoción más marcada, la dispersión y el valor  $p$  calculados permiten concluir que dichos datos son homogéneos con el estado basal, por lo tanto el videojuego violento genera una estimulación mayor al tener valores  $p < 0.05$  y dispersiones bajas.

El mismo patrón sucedió en las señales EOGH, EOGV y ACC; en donde se muestra una estimulación similar al estado basal por parte del videojuego no violento y valores en sus

características que muestran una influencia en las señales fisiológicas mencionadas mucho menor a las generadas por el videojuego violento.

**Análisis de videojuegos violento e interactivo.** En el videojuego no violento *Sims3* se presentó un comportamiento en las señales fisiológicas que mostraron una influencia casi nula por parte del juego. En el caso del videojuego interactivo *Stroop* fue distinto, algunas señales mostraron características similares al videojuego *GTAV*, que mostró más influencia fisiológica en sus resultados que los demás videojuegos. Pero en otros caso, no existió similitud, sino más bien valores que muestran una influencia hasta menor que el estado basal. Como por ejemplo los BPM de la señal ECG del Polar H10 (ver Tabla 38), donde en el videojuego *GTAV*, al minuto 7 se obtuvo un valor de 81.46 BPM; en estado basal se tiene un valor promedio de 78.2 BPM, mientras que en el videojuego *Stroop* 73.6 BPM. Esto quiere decir que la estimulación del videojuego *Stroop* fue menor no solo que el videojuego *GTAV* sino también que el estado basal, con respecto a los BPM. Lo expuesto anteriormente sucede de igual proporción en los BPM de la señal PPG del *Polar OH1*.

Por parte de la señal GSR, se puede observar mediante la Tabla 41 para *GTAV* y Tabla 50 para *Stroop*, que existe una estimulación similar. Eso se ve reflejado en las características mGSR, MaxGSR y sGSR; en donde aunque el valor  $p$  no es tan considerable en el *Stroop* como en el *GTAV*, sus valores se asemejan bastante, determinando que existieron emociones pronunciadas por parte de los sujetos de prueba en el videojuego *Stroop*, así como en el videojuego *GTAV*. El mismo comportamiento existe en las señales EOGH y EOGV, donde las características relevantes en el videojuego *GTAV*, sufren variaciones similares en el videojuego *Stroop*, con valor  $p$  de 0.09 en el juego *Stroop* para la característica HPM, mientras que para el *GTAV* en el minuto 8 con un valor  $p$  calculado de 0.05.

Por último, se encontró estimulación casi nula por parte del videojuego *Stroop*, en las señales FLW y ACC. Por lo que se puede analizar que mientras existieron influencias considerables en el videojuego *GTAV* en las señales mencionadas anteriormente, para el videojuego *Stroop*, las estimulaciones no fueron similares y tampoco menores a las del videojuego *GTAV*.

### **Correlación de señales fisiológicas y ambientales**

La estadística no paramétrica trata sobre las técnicas que no dependen de muestras con distribución específica, es decir que el comportamiento de las muestras a analizar puede presentar una distribución no normal. En la Figura 59 se puede observar que varias características de las señales fisiológicas a analizar estadísticamente no presentaron una distribución normal, por lo que se utilizan métodos no paramétricos. Uno de ellos es la correlación de *Spearman*, la cual calcula la dirección y magnitud de la relación entre dos muestras cuantitativas (Mondragón, 2014); y que es empleada para determinar la intensidad de la relación entre las variables fisiológicas y medioambientales. Esto con el fin de estudiar si las estimulaciones causadas por los videojuegos también están relacionadas a factores externos como la luz y el sonido del propio videojuego; como también la presión, temperatura y humedad ambiental. También se analiza la relación entre las variables fisiológicas y el nivel de estrés, el cual es calculado por el dispositivo *Garmin Vivoactive4*.

El coeficiente calculado por la correlación de *Spearman* tiene sus límites en -1 y 1; indicando que si los valores positivos van de 0.5 a 1 y por otro lado, los negativos entre -1 a -0.5; se acepta la correlación entre las variables analizadas. Si el resultado es negativo, la relación entre las variables es directamente proporcional y si es negativo, la relación es inversa. En el análisis realizado, se realiza la comparación de los valores promedio de las señales ambientales con algunas características de las señales fisiológicas. Se encuentra casi nula relación entre las

variables fisiológicas y ambientales, sin embargo se destacan las más importantes en la Tabla 53, encontradas en estado basal y con el videojuego interactivo *Stroop*.

**Tabla 53.**

*Correlación Señales Ambientales y Fisiológicas*

Variable Ambiental	Variable Fisiológica		Coeficiente Pearson ( $r_s$ )	Interpretación de Correlación
	Señal	Característica		
<b>Basal</b>				
TEMP	PPG (OH1)	mBPA	0.45	Media baja
PRES	GSR (E4)	GSRm	0.4	Media baja
<b>Stroop</b>				
TEMP	EOGV	RPM	0.3	Media baja
	EOGH	HPM	-0.3	Media baja

Según los datos obtenidos, la temperatura ambiental tuvo cierta influencia para la respuesta de 3 variables fisiológicas. La primera es la amplitud de la señal de fotopleletismografía mBPA presentando una correlación media baja en el estado basal, mientras que en el juego interactivo se muestra una relación con la señal EOGV y EOGH, determinando que existe una correlación directa con los parpadeos por minutos y una indirecta con los movimientos horizontales oculares. Por último, la presión ambiental también presenta una estimulación directa en la conductancia de la piel de los sujetos de prueba.

También se correlaciona a los factores fisiológicos con el nivel de estrés, el cual es calculado por el dispositivo *Garmin Vivoactive4*. Con esto se puede determinar si existe una relación considerable del estrés que experimentan los sujetos de prueba con la estimulación que reciben por parte de los videojuegos. La Tabla 54, presenta los valores de correlación entre el nivel de estrés y las variables fisiológicas mientras se daba la estimulación de los distintos videojuegos, como también sin estimulación, es decir en estado basal.

Tabla 54.

*Correlación Estrés y Señales Fisiológicas*

Variable Fisiológica		Coeficiente Pearson ( $r_s$ )	Interpretación de Correlación
Señal	Característica		
<b>Basal</b>			
PPG (OH1)	mBPA	-0.4	Media baja
<b>GTAV</b>			
ECG (H10)	BPM	0.34	Media baja
<b>Stroop</b>			
EOGH	HPM	0.32	Media baja

Se puede observar una correlación inversa media baja entre el nivel de estrés y la amplitud de la señal PPG del dispositivo *Polar OH1* en estado basal, por lo que mientras el sujeto de prueba sea sometida a más estrés, la amplitud de la señal PPG disminuirá. Igualmente se puede interpretar una correlación directa media baja de los pulsos por minuto calculados de la señal ECG del dispositivo *Polar H10* en el videojuego *GTAV*, en otras palabras, si el videojuego *GTAV* genera más estrés al sujeto de prueba, su pulso cardíaco aumentará también. Y por último, los movimientos horizontales oculares también fueron un factor determinante en el nivel de estrés con la estimulación del videojuego interactivo *Stroop*, ya que la forma de comunicarse con la interfaz y poder interactuar con el juego es a través de los movimientos de los ojos a través de la pantalla del computador.

Aunque la mayoría de las correlaciones entre los factores ambientales y fisiológicos mostraron un valor muy bajo, se encuentran correlaciones aceptables que permiten determinar qué factores externos influenciaron más en el organismo de los sujetos de prueba mientras interactúan con distintos videojuegos. Por otra parte, el nivel de estrés también presentó un vínculo con las variables fisiológicas, las cuales reaccionaron mayoritariamente en el sistema cardíaco y después en el sistema ocular de los sujetos de prueba.

## Capítulo VI

### Conclusiones y Recomendaciones

Existen muchos estudios que analizan la temática sobre la afectación que tienen los videojuegos violentos en sus usuarios y aunque estas investigaciones han sido bastas sobre dicho tema, no se ha explorado de forma integral, la influencia que puede tener un videojuego violento en la respuesta fisiológica del ser humano. En el presente trabajo de investigación se propone el análisis de esta respuesta fisiológica en sujetos sanos en base a señales fisiológicas y ambientales obtenidas con dispositivos *wearables* y un sistema de adquisición de señales.

#### Hardware de sistema de adquisición de señales

Para el diseño del hardware para el sistema de adquisición de señales, se empleó técnicas de diseño modulares con el fin de brindar facilidad de conexión, organización y escalabilidad al sistema. Tanto para la plataforma ambiental como fisiológica se utilizó la tarjeta de adquisición y procesamiento *Arduino Nano*, a una velocidad de 115200 baudios con el puerto serial del computador. Para la plataforma fisiológica, se diseñaron e implementaron los módulos de EOG y FLW. El esquema de diseño para los dos módulos es básicamente el mismo y consta de la etapa de preamplificación, filtrado, amplificación, desplazamiento y un circuito seguidor de voltaje al final para no presentar pérdida o distorsión en la señal. La diferencia entre los dos módulos, es que para el acondicionamiento de la señal FLW es aplicado un puente de *Wheastone* con los termistores como sensores de temperatura corporal, mientras que el módulo EOG utiliza cinco electrodos como sensores de las señales eléctricas provistas por los movimientos oculares. Igualmente, los dos módulos mencionados poseen circuitos de protección con el fin de que si existe descarga eléctrica, el paciente no sufra tal choque. Las señales de GSR y ACC, pertenecientes a la plataforma fisiológica, fueron módulos comerciales y que fueron acoplados al

microcontrolador para la adquisición de sus señales. Estos módulos fueron colocados muy cerca de la pulsera inalámbrica *Empatica E4*, ya que se busca validar las señales de ACC y GSR transmitidas por la mencionada pulsera. Para la ubicación cercana, fue empleado una pulsera de tela para tenis, a la cual se le adaptó los sensores lo más parecido en posición y proximidad al dispositivo *E4*.

Para la plataforma ambiental, por otro lado, se utilizaron solamente módulos comerciales de la empresa Adafruit, los cuales eran LUX, UV, HUM, PRES - TEMP y NOISE. Para poder recibir todas las señales en los puertos de entrada del controlador se tuvo que utilizar un multiplexor digital TCA9458a, el cual posee conexión de tipo I2C y permite obtener todas las señales por un solo puerto de comunicación.

Por lo tanto, se puede concluir que existen interferencias debido al tipo de cable empleado para las conexiones de los distintos módulos y sensores. También, se pudo observar cierta incomodidad por parte de los sujetos de prueba debido al peso de los cables igualmente, ya que fueron de tipo Ethernet y de dimensión 26 AWG. Estos fueron empleados por ser blindados, sin embargo no fueron los ideales para la investigación, por lo que se recomienda igualmente cables blindados para reducir el ruido pero con dimensiones más pequeñas con el fin de reducir su peso y densidad.

Por otra parte, la ubicación de los módulos de ACC y GSR fue la adecuada para obtener señales semejantes a las transmitidas por el dispositivo *Empatica E4*, sin embargo el método empleado no fue el mejor, ya que no se diseñó una pulsera especializada para tal propósito y que fije adecuadamente los electrodos de registro. Por lo que para futuras investigaciones que plantean igualmente validar las señales del dispositivo *E4*, se recomienda diseñar una pulsera ergonómica y pequeña, para que los sensores estén lo más cercano al dispositivo *wearable*.

### Software de sistema de adquisición de señales

Para la obtención de señales fisiológicas fueron empleados 5 dispositivos *wearables*: *Rhythm24*, *Empatica E4*, *Polar OH1*, *Polar H10* y *Garmin Vivoactive4*. Para cada dispositivo se analizó su funcionamiento y el protocolo de comunicación más óptimo. Lo que se buscaba era transmitir las señales crudas de los sensores integrados en las pulseras y bandas inalámbricas a un ordenador y en tiempo real, por lo que se escogió a la tecnología BLE como protocolo adecuado y a la plataforma MATLAB® como software empleado para tal propósito. El único dispositivo que no pudo ser transmitido en tiempo real fue el *Garmin Vivoactive4* por tener un software de tipo “*closed source*”. Además, entre los dispositivos transmitidos *online* existió la particularidad en el *E4* que se utilice dos protocolos de comunicación para adquirir las señales, los cuales fueron TCP y BLE, el primero para establecer la conexión con la interfaz y el segundo para poder obtener las señales del dispositivo a través de un adaptador USB de BLE.

Con la comunicación de los dispositivos adquirida satisfactoriamente, se puede concluir que la pulsera *E4* presentaba varios errores al momento de la transmisión de las señales en tiempo real debido a la alta sensibilidad en el sensor de fotopletoisgrafía incorporado ante un movimiento de la muñeca del usuario. También se determina que los dispositivos *Polar* en el momento de transmisión en tiempo real, presentan ciertas fallas en la transmisión al perderse datos durante el registro. Esto puede darse debido al poco contacto con la piel del sujeto de prueba o la conexión de BLE pérdida (Imali, y otros, 2018). Se recomienda realizar una validación de errores en el software al momento de la transmisión para poder corregir dichos errores al mínimo posible.

Al establecer los protocolos de comunicación y la plataforma que desarrolle dichos procesos para cada pulsera inalámbrica y plataforma de sensado, se procede a realizar la



sincronización de todos los dispositivos y plataformas mediante un programa que permita transmitir, centralizar y almacenar toda la información en un computador. Para tal propósito fue esencial determinar una plataforma que integre funciones y librerías con todos los protocolos de comunicación establecidos para cada dispositivo *wearable* y plataforma de sensado, y también que posea un tiempo de respuesta rápido para tal propósito. Para ello, se ocupó de nuevo la plataforma MATLAB®, pues es lo suficientemente robusta. Para el desarrollo del programa, fue necesario integrar todos los objetos y funciones relacionados con la conexión y la transmisión de las señales de los dispositivos y plataformas, para todos los protocolos de comunicación empleados.

Por otro lado, en el desarrollo del programa para la adquisición de señales, sirvió como pilar fundamental la utilización de funciones *Callback* ya que, como fue explicado en la sección Sincronización de los dispositivos, no interrumpe el desarrollo del programa principal mientras se ejecutan las instrucciones de la función. Finalmente, se realizó el almacenamiento de los datos obtenidos de forma local y la desconexión de todos los dispositivos y plataformas en los distintos protocolos de comunicación.

Para el desarrollo del programa de sincronización de dispositivos y plataformas, se concluye que el protocolo más adecuado para adquirir las señales crudas de los dispositivos *wearable* es el protocolo BLE, ya que es una tecnología estandarizada diseñada para varias señales, entre ellas señales biomédicas y medioambientales, presentando prestaciones que permiten transmitir gran cantidad de datos a una frecuencia de 2.4 GHz. También se determina que la plataforma adecuada para adquirir los datos en tiempo real de los dispositivos *wearables* y plataformas, el cual integra varios protocolos de comunicación con el mínimo retraso en la transmisión por su robustez de software, es MATLAB®, por lo que se recomienda dicha plataforma

para investigaciones a futuro. Por otro lado, se encuentra que las funciones de segundo plano *Callback*, son necesarias para la transmisión en tiempo real para varios protocolos empleados, ya que es indispensable la adquisición de las señales de cada dispositivo, sin que exista una interrupción al programa principal que afecte el tiempo de respuesta y se pierdan datos transmitidos.

Con el fin de realizar el registro de las señales a los sujetos de prueba, se desarrolló una interfaz gráfica de usuario que cumpla con un criterio de diseño, el cual permite una organización y estructuración óptima en la navegación de las pantallas. La interfaz permite interactuar entre distintas pantallas facilitando la conexión de los dispositivos y plataformas, el ingreso de los datos del sujeto de prueba, la adquisición de las señales de los dispositivos *wearables* y plataformas; y la grabación de los datos en el ordenador.

Igualmente, se desarrollaron distintas validaciones de errores para la conexión de los distintos dispositivos, de acuerdo al criterio de diseño empleado, como también para la grabación de las señales obtenidas. Las validaciones diseñadas para la conexión de las pulseras inalámbricas y plataformas, fueron de mucha utilidad ya que existían inconvenientes externos como desconexiones por falta de batería, entre otros. Mientras que las validaciones en la grabación de las señales fueron empleadas antes de proceder al registro de las señales, pues se necesitaba determinar si algún dispositivo o sensor se encontraba colocado incorrectamente y por ello no transmitía datos. Esta última validación prevenía problemas de transmisión para no detener la grabación en tiempo real de las señales y poder corregir los errores identificados con antelación, con el fin de realizar una grabación con el mínimo de errores posibles.

También, fue diseñada una pantalla de estado para cada dispositivo *wearable* y plataforma, con el propósito de analizar la conexión y el estado de transmisión de cada uno. Tanto

las validaciones de errores como la pantalla de estado fueron desarrolladas para reducir al mínimo los problemas de grabación de las señales en tiempo real y que exista un porcentaje casi nulo en la frustración que puede tener el sujeto de prueba debido a errores presentados en la interfaz gráfica de usuario. Por otro lado, se integró a la pantalla de grabación un botón denominado “Detener”, que permite un paro intempestivo en la grabación de las señales. Esto, ya que aún con las técnicas de programación antes mencionadas, que pretenden prevenir los inconvenientes en el registro de las señales al mínimo, aún existe la probabilidad de que aparezcan problemas de conexión, de transmisión, problemas con el rendimiento del ordenador, entre otros factores externos.

Al culminar con el desarrollo y prueba de la GUI para el sistema de adquisición de señales fisiológicas y ambientales, se puede concluir que es vital implementar técnicas de validación de errores, ya que al existir una gran cantidad de dispositivos *wearables* conectados a la vez en distintos protocolos de comunicación, e igualmente varios sensores y módulos conectados y comunicados al computador mediante microcontroladores; la probabilidad de que existan varios errores en el registro de las variables fisiológicas y medioambientales es considerable. Se recomienda implementar validaciones más complejas y con capacidad para solucionar automáticamente los problemas de conexión entre los dispositivos, no solo presentando avisos sino prestando la facilidad al usuario de corregir los errores de conexión automáticamente. Por otro lado, se pudo observar que el dispositivo con más inconvenientes en proceder al registro de las señales es el *E4*. Esto debido al sensor de fotopletoxiografía incorporado, el cual no transmitía sus datos al ordenador ante cualquier movimiento del sensor, presentando una alta sensibilidad en el mismo. Mientras que los dispositivos *Polar*, al momento de realizar el registro de sus señales, detenían sus transmisiones de forma intempestiva, existiendo aún conexión con el computador pero nula recepción de sus datos. Es importante mencionar que el problema descrito

anteriormente con los dispositivos *Polar* no sucedía con mucha frecuencia, mientras que con el *E4* se incrementaron progresivamente conforme se empleaba a la misma, no solo en el sensor PPG, sino también con el sensor de temperatura corporal.

Una vez realizadas las conexiones y el análisis de datos, se observó que la adquisición de los datos de *Garmin Vivoactive4* y *Rhythm24* es extremadamente compleja por el software cerrado presentado por los desarrolladores de los dispositivos mencionados. Solamente se tuvo acceso a los estadísticos calculados y no directamente de las señales crudas. Adicional, en un primer resultado en la sección Análisis comparativo del valor estadístico de latidos por minuto (BPM), se observó que estos estadísticos presentan errores parecidos a los estimados con los demás dispositivos *wearables*. Por esta complejidad de acceso a los datos y al no presentar mejoras considerables en la estimación de los parámetros, estos dispositivos fueron descartados para el análisis de la respuesta fisiológica respecto a la estimulación de los videojuegos, con excepción de los niveles de estrés calculados por el *Garmin Vivoactive4* para la correlación de las señales fisiológicas. Cabe mencionar que a pesar de esto las señales completas del *Garmin Vivoactive4* y *Rhythm24* fueron registradas durante los protocolos de estimulación.

### **Registro y procesamiento de señales**

Al efectuar el registro de las señales por parte de los sujetos de prueba fue muy importante integrar un protocolo de estimulación, debido a que se debe considerar varios aspectos como el entorno y sus características, los estímulos empleados, la población de estudio, consideraciones éticas, la estructura y orden de los procesos; y por último los instrumentos de evaluación. Todo lo anteriormente mencionado es aplicado por un protocolo de estimulación establecido para el presente trabajo de estimulación.

Además, el protocolo contribuye para que la estimulación presentada a los sujetos de prueba genere datos y variables lo más cercanas a la realidad y con ello, los resultados obtenidos sean óptimos y confiables. Por lo tanto, las señales registradas en el proceso fueron las fisiológicas: EGC, PPG, GSR, FLW, EOGH, EOGV y ACC; por otro lado, las medioambientales fueron LUX, NOISE, TEMP, PRES y HUM. Toda la información ingresada, las señales recibidas y demás datos importantes fueron registrados y almacenados en una base de datos ordenada y estructurada en el ordenador. Dicha base es de tipo “struct”, lo que permite organizarla de forma correcta y de fácil adquisición para el procesamiento posterior de las señales.

Después de analizar el registro de las señales y el protocolo de estimulación, se puede concluir que la muestra poblacional de la investigación tiene un rango de edad muy amplio, por lo que al momento de extraer las características de las señales y analizar dichos resultados se encuentran datos con dispersiones muy amplias debido a las variadas respuestas fisiológicas por los sujetos de prueba. También, se puede determinar que la estructura tipo “struct” utilizada para la base de datos fue óptima, ya que al adquirir una gran cantidad de señales e información, es indispensable registrar dichos datos de forma ordenada y estructurada. Esto último, también fue notable en la etapa de procesamiento y análisis de las señales porque no existieron inconvenientes al momento de adquirir las señales, extraer sus características y analizar sus resultados.

Por otro lado, debido a que se requería un procesamiento robusto por el sistema de adquisición de señales fisiológicas y ambientales; y con la continua utilización de la interfaz y los recursos del computador, existieron retrasos considerables en cuanto al protocolo de registro establecido. Por lo que se recomienda, no solo tener un computador que soporte la plataforma Matlab® 2019b, sino mejorar las prestaciones ya establecidas para no tener inconvenientes al

momento de realizar el registro de las señales. También se recomienda disminuir el tiempo de registro en los videojuegos *GTAV* y *Sims3* a partir de minuto 5, ya que los minutos anteriores no presentaron estímulos considerables pero son necesarios para comenzar a influenciar en la respuesta fisiológica de los sujetos de prueba.

Después del registro de las señales, se procede a realizar el procesamiento para la extracción de las características. Las señales fisiológicas para tal propósito son: ECG, 2 PPG, FLW, EOGV, EOGH, 2 GSR, 3 ACC y TEMP. Los tramos de tiempo escogidos para la extracción de las características variaron según la estimulación. En estado basal fueron registradas las señales durante 3 minutos, donde fue determinado el minuto central (min 2) como ideal para el procesamiento y extracción de características, debido a la adaptación inicial (min 1) que tiene el organismo frente a objetos extraños en el cuerpo y al alto nivel de intolerancia que se presenta en los sujetos de prueba al saber que finaliza (min 3) el registro en estado basal. Por otro lado, para los videojuegos de acción y de simulación, se extrajeron las características en cada minuto de los 10 minutos de registro, sin considerar los 20 segundos iniciales y finales debido a la adaptación inicial de los sujetos de prueba e igualmente la incomodidad final que puede presentarse por saber que pronto finalizará el registro. Por otro lado, para el videojuego interactivo, se realizó la extracción de las características en cada minuto de los 3 minutos de grabación, obviando los 20 segundos iniciales y finales, por las mismas razones expuestas para los videojuegos de acción y simulación.

Primero, se realiza un preprocesamiento de las señales fisiológicas, con el fin de remuestrear las señales para obtener una frecuencia de muestreo fija y también eliminar el ruido en frecuencias altas y bajas. Para el caso particular de la señal PPG del *Polar OH1*, se realizó la eliminación de línea base para descartar información irrelevante de la misma. Para eliminar el

ruido de las señales, se aplicaron filtros pasa bajos y pasa altos en las señales mencionadas, con sus anchos de banda descritos de esta forma: ECG 0.5 a 64 Hz, PPG 0.005 a 75 Hz, FLW 0.005 a 1.5 Hz, GSR 0 a 5 Hz y EOGV – EOGH 0.1 a 30 Hz. Para la señal ACC solo se realizó un filtro de media móvil para suavizar la señal ya que no presentaba ruido considerable.

Con las señales preprocesadas, se desarrolla el software que permita extraer las características temporales y espectrales en los tramos temporales descritos anteriormente. Para tal propósito, se empleó el algoritmo de Pan Tompkins para detectar el complejo QRS de la señal ECG, y así obtener las características temporales y frecuenciales de dicha señal. Para la señal PPG tanto para el *E4* y *Polar OH1*, se realizó la técnica de sumatoria de pendientes para extraer sus características. El mismo proceso se integró en la señal de FLW, para detectar los puntos de inspiración y expiración; y también en la señales de EOG, ya que también sus valores máximos y mínimos presentaban información relevante. Para la señal de ACC y GSR, el procesamiento fue semejante, ya que se buscaba obtener el comportamiento de la señal, por lo que se linealizó a las mismas. Todas las señales fisiológicas ocuparon el método de *Welch* para extraer sus características espectrales.

Se puede concluir que un método adecuado para el presente trabajo sobre el análisis del espectro de potencia de las señales es el periodograma de *Welch*, ya que entrega resultados óptimos en cuanto a la resolución frecuencial y la estimación del espectro de potencia. Por otro lado, la señal ECG del *Polar H10* presenta una relación señal ruido casi nulo, debido a la alta tecnología implementada en el dispositivo en su sensor de frecuencia cardíaca, que consta de electrodos embebidos con alta sensibilidad a las señales eléctricas del corazón. La frecuencia de muestreo es de 130 Hz, lo que permite una transmisión rápida y continua de los datos provistos por los electrodos. También, se determina que la señal preprocesada de PPG del dispositivo *Polar*

*OH1* es óptima, debido a que integra 6 sensores ópticos que permiten obtener 3 señales independientes de PPG, las cuales al ser promediadas, presentan una señal de alta confiabilidad. Mientras que la señal PPG del dispositivo *E4* presenta dos sensores de fotopleletismografía que presentaron un alto nivel de ruido en gran cantidad de señales obtenidas, el cual fue generado por el movimiento de los sujetos de prueba por la estimulación de los videojuegos. Hay que recalcar que dicha pulsera es de investigación y con certificación de dispositivo médico, mas no como pulsera deportiva, las cuales integran filtros de movimiento para obtener señales PPG óptimas y confiables. En la misma pulsera, se pudo encontrar que la señal GSR muestra un nivel de ruido muy bajo, gracias a sus dos electrodos de acero inoxidable integrados, adquiriendo señales óptimas para su procesamiento. Por último, se puede concluir que se dio énfasis a las características temporales, debido al estado del arte que respalda el análisis de la respuesta fisiológica en videojuegos en base a datos cuantitativos temporales.

### **Análisis de resultados**

Un objetivo relevante del presente trabajo de investigación es realizar el análisis de rendimiento de los dispositivos *wearables*. Para ellos es necesario comparar sus diferentes prestaciones y características a través de los datos que entreguen las señales crudas transmitidas por los mismos. En ese caso, se realizó la comparación entre los dispositivos *Polar OH1* y *Empatica E4*, teniendo como referencia al dispositivo *Polar H10*. También se utilizaron módulos de ACC y GSR, con el propósito también de comparar las señales del dispositivo *Empatica E4*. En los análisis mencionados se emplea una técnica estadística no paramétrica como la correlación de *Pearson*, con el propósito de ver la relación que existe entre las señales analizadas entre el dispositivo *E4* y los módulos empleados. Así también, se calculó los errores relativos y cuadrático medio, con el propósito de validar las señales del dispositivo *Empatica E4* con el *Polar OH1*, como también con los módulos de ACC y GSR.



Entre las conclusiones encontradas por los resultados obtenidos, se determina que el dispositivo *Polar OH1* presentó una correlación de BPM muy alta comparada con el dispositivo de referencia *Polar H10*. No solo esto, sino también una relación señal ruido muy baja al analizar el espectro de la señal. Por lo que se puede concluir que el mencionado dispositivo transmite señales de alta confiabilidad. Esto ocurre gracias al diseño de ingeniería avanzada que posee el dispositivo *Polar OH1*, ya que en un interior están implementados 6 sensores ópticos de PPG, los cuales promedian sus señales de dos en dos, transmitiendo un total de 3 señales PPG independientes. Las mismas, que al ser promediadas entregan una señal de PPG de alta confiabilidad.

Por otro lado, el dispositivo *Empatica E4* mostró falencias en las señales de PPG transmitidas al ser comparado con el dispositivo *Polar OH1*. Sin embargo, no se puede determinar que dicho dispositivo entrega señales de bajo rendimiento, ya que el ruido detectado en las señales de PPG se debieron en su mayoría al movimiento brusco de los sujetos de prueba. Por lo que se puede concluir que la pulsera *Empatica E4*, no integra en su diseño filtros de movimiento, los cuales son implementados en dispositivos deportivos. Los mencionados filtros no son necesarios para el *Empatica E4* ya que es un dispositivo de investigación y con certificación médica.

También, se pudo encontrar que las demás señales entregadas por el dispositivo *Empatica E4* como GSR y ACC, son de óptima calidad ya que al ser comparadas con módulos de las mismas características, reportaron errores tolerables y considerablemente bajos. Por lo tanto, el dispositivo *Empatica E4* es ideal para propósitos investigativos y de carácter técnico, mas no para objetivos relacionados al movimiento o deportivos en cuanto se trate de la señal de fotopleletismografía.

Como análisis importante para determinar la estimulación fisiológica de los videojuegos violentos y no violentos, se empleó la prueba estadística no paramétrica de test U. Dicha técnica estadística contribuyó para analizar la homogeneidad entre las características extraídas en estado basal y las obtenidas en los distintos videojuegos, en otras palabras, identificar el nivel de estimulación fisiológica considerable en los sujetos de prueba por parte del videojuego violento, no violento e interactivo. El nivel de estimulación es calculado mediante el valor  $p$  de la prueba estadística.

Para tal propósito, se presentaron tablas para cada señal fisiológica mostrando los minutos de mayor estimulación, acompañado de los valores promedio con la desviación estándar de las características más relevantes, juntamente con el valor  $p$  calculado. Estos datos fueron comparados con el minuto central en estado basal, con el objetivo de visualizar la variación en los valores de las características entre el estado de reposo y la estimulación de los distintos videojuegos. En el videojuego violento se observa que las variaciones más relevantes en las características de las señales fisiológicas empiezan a partir del minuto 5, debido a que la violencia presentada en el juego *GTAV* empieza a partir de la mitad del registro. Los minutos con más variaciones con respecto al estado basal son los minutos 7, 8 y 9.

Es importante considerar que en el presente trabajo de investigación, se realizó la estimulación de videojuegos en sujetos de prueba sanos con rangos de edad no específicos que varían entre los 18 a 67 años ( $\mu= 37.27$ ,  $\sigma= 17.31$ ).

Este grupo tan disperso en cuanto a edad permite obtener datos en las encuestas sin un patrón definido pues, aunque la emoción que predominó entre los sujetos de prueba para el juego *GTAV* fue sorpresa y le acompañó la sensación de tristeza, disgusto, miedo y desesperación; como segunda emoción predominante fue también la felicidad, emoción presentada en personas jóvenes entre las edades de 18 a 30 años.

Bajo la misma premisa, no solo en las encuestas se obtuvieron resultados variados sino también en la respuesta fisiológica de los sujetos de prueba, ya que variables como la frecuencia cardíaca calculada en las señales ECG y PPG de los distintos dispositivos o la respiración por minuto, presentaron una tendencia central estable, muy parecida al estado basal. Esto igualmente debido a las edades tan variadas en el registro de las señales ante la estimulación de los videojuegos.

Entonces, para la señal ECG del *Polar H10* no existieron valores  $p$  aceptables para rechazar la hipótesis nula, sin embargo si se presentó un comportamiento variable desde el minuto 7 del registro, como un incremento de las BPM y disminución del BT y RMSSD. Indicando con esto que en promedio, existió un esfuerzo del sistema cardíaco al momento de ser estimulados por la violencia del videojuego de acción. La conclusión previa es respaldada por lo obtenido en la señal PPG del *Polar OH1*, ya que en este caso, al minuto 6 y 8 existió un incremento considerable de BPM. Por otro lado, las características HF y LF permitieron determinar que los sujetos de prueba perciben estímulos amenazantes y estresantes en los minutos que generaron más violencia por parte del videojuego *GTAV*, ya que el organismo no pudo encontrar estabilidad interna ante las estimulaciones y el sistema simpático permaneció reaccionando considerablemente durante los minutos más relevantes. Todo lo anterior mencionado respalda el hecho que el sistema cardíaco presentó una estimulación considerable por parte del videojuego violento *GTAV*. Para el

videojuego interactivo, por otra parte, se encontraron valores que no generaron estrés o amenaza, por lo que se puede determinar que dicho videojuego no genera una reacción fisiológica en la señal ECG considerable.

Las características más relevantes de la señal FLW tanto para el videojuego *GTAV* como para *Stroop* fueron la  $sTTot$ , RPM y  $mTTot$ . La dispersión estándar del tiempo entre cada respiración  $sTTot$  presenta un incremento considerable, mientras que las respiraciones por minuto RPM disminuyen con respecto al estado basal. Concluyendo que existe mucha variación de valores con respecto a las respiraciones de los sujetos de prueba en el videojuego violento, ya que al tener estimulaciones arbitrarias a lo largo del tiempo de registro, las respiraciones de los sujetos de prueba por momentos eran más frecuentes y en otras más pausadas. Sin embargo, al obtener un decremento de las RPM, se determina que el control respiratorio tiene una compleja interacción frente a los videojuegos violentos y sus estimulaciones (Alvarez, y otros, 2000), pues el patrón clásico señala que las RPM aumentan ante un factor estresor o amenazante, pero el presente trabajo de investigación puede concluir que no existe un patrón respiratorio como respuesta a dichos estímulos pues la forma de reaccionar por parte de los sujetos de prueba fue disminuir sus RPM.

Con respecto a la señal GSR, los cambios fueron muy marcados y representativos, indicando que los sujetos de prueba experimentaron emociones tanto para el videojuego violento como para el interactivo. Sin embargo, para el videojuego *GTAV* los cambios fueron más representativos pues los valores  $p$  fueron menores que 0.5, mientras que para el juego *Stroop* no sucedió aquello. Se puede concluir que los sujetos prueba experimentaron más sensaciones y emociones en el minuto 9, al presentarse el pico más alto, sin obviar que en la mayoría de minutos a partir del minuto 5, ya se empezó a incrementar la conductancia galvánica de la piel. Las

encuestas realizadas determinaron que las sensaciones o emociones presentadas en el videojuego violento fueron sorpresa, felicidad, tristeza, disgusto y miedo. El sentimiento de felicidad se puede explicar por el número de jóvenes en los sujetos de prueba, los cuales en su mayoría gustaban del videojuego *GTAV*. Pero en general, se puede concluir que el videojuego violento genera emociones negativas entre miedo y tristeza, ubicados en la región de estrés no emocional según el círculo de Circumplex de emociones básicas presentado en Anexos 1 y que determina emociones debido a estímulos amenazantes o de forma inesperada los cuales se debe evitar. Mientras que las emociones más relevantes en el videojuego *Stroop* fueron sorpresa, felicidad e ira; las emociones tan contrarias se deben a que el videojuego fue innovador y atractivo para los sujetos de prueba, por lo tanto en algunos casos causó felicidad. Por otro lado, causó ira porque en algunas ocasiones a los sujetos de prueba se les dificultaba la interfaz del videojuego, pues se empleaban los ojos para interactuar en el mismo. Estas emociones se ubican en la región de estrés emocional donde se generan emociones por estímulos que se ajustan a las necesidades emocionales de la persona, por lo tanto dicho videojuego genera emociones positivas y que contribuyen a la persona.

Por último, analizando las características obtenidas de las señales EOGH, EOGV y ACC, se determina que existe una concentración cognitiva elevada por parte de los sujetos de prueba en el videojuego *GTAV*, mientras que en el videojuego *Stroop* la concentración disminuye pero sigue siendo considerable. Los movimientos horizontales oculares elevados, la disminución de los parpadeos por minuto y el movimiento considerable en varios ejes del brazo izquierdo de los sujetos de prueba respaldan la elevada concentración que los sujetos de prueba mantenían durante el videojuego violento, como lo describe (Arce & Fariña, 2006); y en menor proporción, en el videojuego interactivo.

Como objetivo planteado, también se pretende analizar si existe una influencia indirecta de los factores ambientales, los cuales podrían afectar a las respuestas fisiológicas presentadas debido a la estimulación de videojuegos. Para esto, igualmente fue empleada una técnica estadística no paramétrica denominada correlación de *Spearman*, la cual permite calcular la intensidad de la relación entre dos variables con distribución no normal. Las variables del entorno analizadas fueron luz, sonido, presión, temperatura y humedad ambiental. Adicionalmente, se integra el nivel de estrés proporcionado por el reloj inteligente *Garmin Vivoactive4* para correlacionarlo con las variables fisiológicas.

Los resultados obtenidos no fueron los esperados ya que la correlación entre las variables fisiológicas y medioambientales fue muy baja. Existieron pocas variables ambientales que presentaron una correlación media baja con pocas variables fisiológicas, las cuales fueron analizadas e interpretadas. Se puede determinar que los factores externos más relevantes fueron la temperatura y la presión ambiental, ya que influenciaron en el sistema cardíaco y tegumentario de los pacientes respectivamente. Por otro lado, la región ocular presenta relaciones aceptables igualmente con la temperatura ambiental. Por lo que podemos concluir que la temperatura y presión ambientales influyeron medianamente en la estimulación causada por los videojuegos, ya que estas variables medioambientales a su vez contribuyeron a la respuesta del sistema cardíaco, tegumentario y la región ocular. Sistemas que fueron determinantes para comprender el nivel de influencia de los videojuegos violentos y sus estimulaciones negativas en personas sanas.

Por otro lado, al correlacionar el nivel de estrés del dispositivo *Garmin Vivoactive4* con las variables fisiológicas, se pudo determinar que no existe estrés en estado basal, ya que se calculó una correlación inversa entre la amplitud de la señal PPG del *Polar OH1* con el nivel de estrés,

mostrando que mientras exista un esfuerzo mayor por parte del corazón, el nivel de estrés disminuirá. Sin embargo, en el videojuego violento se puede concluir que el nivel de estrés en los sujetos de prueba está relacionado medianamente con el aumento proporcional de los pulsos cardíacos, esto debido a que el sistema cardíaco está involuntariamente relacionado a la respuesta fisiológica frente un estímulo estresor (Bonilla & Peñuela, 2016). Mientras que en el videojuego *Stroop*, el nivel de estrés es determinado por el movimiento horizontal ocular ya que dicho juego es manejado mediante la mirada del usuario en la pantalla del ordenador, en otras palabras, la frustración de los sujetos de prueba está medianamente relacionada con la interacción del videojuego *Stroop* mediante el movimiento de los ojos.

En toda la investigación realizada, se puede concluir que existe una estimulación fisiológica considerable en personas sanas y de edades variadas, por parte de videojuegos violentos. Se concluye que el sistema cardíaco, respiratorio, tegumentario, la región ocular y la biomecánica de cuerpo presentan una influencia considerable producida por la estimulación del videojuego violento *GTAV*. En otras palabras, la estimulación fisiológica producida por el juego *GTAV* es elevada y se debería controlar la utilización del mismo, ya que las emociones mostradas por los sujetos de prueba no son positivas y generan ansiedad, amenaza y estrés; factores que a la larga puede llegar a ocasionar afectaciones en la salud (Ahmad, Likun, & Aamir, 2012). En menor cantidad, se presenta la influencia por parte del videojuego interactivo *Stroop*, el cual presenta estimulaciones no muy elevadas, permitiendo obtener una respuesta fisiológica normal y positiva. Y un nivel de influencia casi nula por parte del videojuego de simulación *Sims3*, el cual genera felicidad, paz y tranquilidad a los sujetos de prueba del presente trabajo de investigación.

Igualmente, se recomienda realizar investigaciones futuras relacionadas con dicha temática con una muestra más amplia y con límites de edades definidas, para de esta forma

comprender la influencia de los videojuegos en poblaciones específicas y no muy generales. Por motivo de la pandemia mundial producida por el COVID-19 durante la investigación, no se pudo realizar el estudio con un mayor número de participantes y con edades específicas.



## Referencias bibliográficas

- Adafruit. (s/f). Adafruit MPL3115A2 - I2C Barometric Pressure/Altitude/Temperature Sensor. *Adafruit*. Fonte: <https://www.adafruit.com/product/1893#technical-details>
- Ahmad, R., Likun, X., & Aamir, S. (2012). Association of Mental Stress with Video Games. *International Conference on Intelligent and Advanced Systems*, 82-85.
- Ali, N., Abdullah, S., & Salim, J. (2013). Exploring user experience in game interface: a case study of The Sims 3. *The Computer Games Journal*, 6-18.
- Alvarez Osorio, L. (Abril de 2007). Acondicionamiento de Señales Bioeléctricas. *Trabajo de Grado*. Universidad Tecnológica de Pereira - UTP. Fonte: <http://repositorio.utp.edu.co/dspace/bitstream/handle/11059/91/6213822A473as.pdf?sequence=3&isAllowed=y>
- Alvarez, D., Farbiarz, J., Bermúdez, V., Campo, F., Castro, J., Ospina, C., & Sánchez, J. (2000). Modulación del sistema nervioso autónomo sobre la variabilidad de la frecuencia respiratoria. Una visión desde la teoría del caos y los fractales. *Una visión desde la teoría del caos y los fractales. Iatreia*, 97.
- Anderson, C. A., & Bushman, B. J. (2001). Effects of Violent Video Games on Aggressive Behavior, Aggressive Cognition, Aggressive Affect, Physiological Arousal, and Prosocial Behavior: A Meta-Analytic Review of the Scientific Literature. *Psychological Science*, 353-359. doi:10.1111/1467-9280.00366
- ANT. (s/f). STARTING YOUR PROJECT. Fonte: <https://www.thisisant.com/developer/ant/starting-your-project>
- Arce, R., & Fariña, F. (2006). Psicología del testimonio y evaluación cognitiva de la veracidad de testimonios y declaraciones. *Psicología forense: Manual de técnicas y aplicaciones*, 563-601.
- Baldaro, B., Tuozi, G., Codispoti, M., Montebanocci, O., Barbagli, F., Trombini, E., & Rossi, N. (2004). Aggressive and non-violent videogames: short-term psychological and cardiovascular effects on habitual players. *Stress & Health*, 203-208. doi:<https://doi.org/10.1002/smi.1015>
- Benyon, D., & Mival, O. (2008). An affective channel for Photopal. *Workshop Proceedings Emotion in HCI – Designing for People*.
- Betancourt, C., & Yépez, I. (2018). *DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UNA PLATAFORMA MULTISENSADO PARA EL MONITOREO DE SUJETOS SANOS SOMETIDOS A UN TEST DE INDUCCIÓN DE ESTRÉS*. Sangolquí: Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE.

- Bonilla, N., & Peñuela, J. (2016). *VIDEOJUEGOS, ANSIEDAD Y ESTRÉS: UNA PROPUESTA DE DISEÑO INSTRUMENTAL*. Bogotá: Pontificia Universidad Javeriana.
- Borusiak, P., Bouikidis, A., Liersch, R., & Rusell, J. (2008). Cardiovascular effects in adolescents while they are playing video games: A potential health risk factor? *Psychophysiology*, 327-332.
- Bosch Sensortec. (Noviembre de 2014). BNO055. *Intelligent 9-axis absolute orientation sensor*.  
 Fuente: [https://cdn-shop.adafruit.com/datasheets/BST\\_BNO055\\_DS000\\_12.pdf](https://cdn-shop.adafruit.com/datasheets/BST_BNO055_DS000_12.pdf)
- Brito-Gomes, J., Perrier-Melo, R., Lima, F., & Costa, M. (2015). Heart rate response during a session with different active videogames. *MTP & Rehabilitation Journal*, 55-59.
- Callejas, M., Ruiz, A., Vélez, M., & Alarcón, A. (2014). Plataforma de Captura y Análisis de Información Biomecánica Usando Sensores Inerciales: Calibración y Validación. *INTERCAMBIOS DE CUIDADO MÉDICO PANAMERICANOS. CONFERENCIA, TALLERES Y EXHIBICIONES. COOPERACIÓN / ENLACES*, 169-174.
- Carrera, F., Boucher, L., & Tartar, J. (2018). The Effects of Videogaming with a Brain–Computer Interface on Mood and Physiological Arousal. *GAMES FOR HEALTH JOURNAL: Research, Development, and Clinical Applications*, 366-369.
- Catota Carrera, B. P. (2019). Ambato, Tungurahua, Ecuador: Universidad Técnica de Ambato.
- Christy, T., & Kuncheva, L. (2013). A.M.B.E.R. Shark-Fin: An Unobtrusive Affective Mouse. *ACHI 2013 : The Sixth International Conference on Advances in Computer-Human Interactions*, 488-495.
- Craig, A., & Brad, J. (2001). EFFECTS OF VIOLENT VIDEOGAMES ON AGGRESSIVE BEHAVIOR, AGGRESSIVE COGNITION, AGGRESSIVE AFFECT, PHYSIOLOGICAL AROUSAL, AND PROSOCIAL BEHAVIOR: A Meta-Analytic Review of the Scientific Literature. *PSYCHOLOGICAL SCIENCE*, 343-359.
- Cruz Varela, I. E. (2021). Análisis de la correlación de estímulos auditivos y audiovisuales con el sistema cardiorrespiratorio de sujetos sanos. Quito, Pichincha, Ecuador: Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE.
- De Brito-Gomes, J. L., Perrier-Melo, R. J., De Albuquerque, F. L., & Da Cunha Costa, M. (2014). Heart rate response during a session with different active videogames. *Manual Therapy Posturology & Rehabilitation Journal*, 55-59.
- de Byl, P. (2015). A conceptual affective design framework for the use of emotions in computer game design. . *Cyberpsychology: Journal of Psychosocial Research on Cyberspace*.
- Douglas, A., K, P., & Craig, A. (2017). Violent video game effects on salivary cortisol, arousal, and aggressive thoughts in children. *Computers in Human Behavior*.

- Drachen, A., Yannakakis, G., Nacke, L., & Lee, A. (2010). Correlation between Heart Rate, Electrodermal Activity and Player Experience in First-Person Shooter Games. *the Association for Computing Machinery*, 49-54.
- Empatica. (2019). *E4 wristband*. Fonte: Empatica: <https://www.empatica.com/en-eu/research/e4/>
- ESBR. (s.d.). *Guía de Clasificaciones*. Fonte: <https://www.esrb.org/ratings-guide/es/>
- Fonseca Serrano, J. A. (13 de Marzo de 2018). Videojuegos que han sido prohibidos en diferentes países. Fonte: <https://www.alfabetajuega.com/noticia/videojuegos-que-han-sido-prohibidos-en-diferentes-paises-d-121100>
- García Fernández, F. (2005). *Videojuegos: un análisis desde el punto de vista educativo*.
- García, S., Garzón, L., & Camargo, L. (2011). REVISIÓN DE DISPOSITIVOS ELECTRÓNICOS PARA LA DETERMINACIÓN DE ESTRÉS A PARTIR DE VARIABLES FISIOLÓGICAS. *Visión Electrónica*, 114-122.
- GARMIN. (2019). *VÍVOACTIVE® 4/4S Owner's Manual*.
- GARMIN. (s/f). Garmin Elevate Optical Heart Rate. Fonte: <https://www.garmin.com.sg/minisite/garmin-technology/wearable-science/heart-rate/>
- GARMIN. (s/f). Getting Started with Connect IQ BLE Development. Fonte: <https://forums.garmin.com/developer/connect-iq/w/wiki/19/getting-started-with-connect-iq-ble-development>
- GARMIN. (s/f). Multi-Sensor. Fonte: <https://www.garmin.com.sg/minisite/garmin-technology/wearable-science/multi-sensor/>
- GARMIN. (s/f). *Vivoactive 4*. Fonte: <https://buy.garmin.com/en-US/US/p/643382#specs>
- Giakoumis, D., Drosou, A., Cipresso, P., Tzovaras, D., Hassapis, G., Gaggiolli, A., & Riva, G. (2012). Using Activity-Related Behavioural Features towards More Effective Automatic Stress Detection. *PLOS*, 1-16.
- Gillian, B. (2019). *Animal Assisted Activities: An Experimental Comparison Study of Therapy Dogs versus Massages to Alleviate Short-Term Stress*. Arizona: Barrett, the Honors College.
- González, J. (2010). *Jugabilidad Caracterización de la experiencia del jugador en videojuegos*. Granada, España: Universidad de Granada.
- Grant, G., Tarek, H., & Alan, E. (1983). Cardiovascular changes in video-game players. *Postgraduate Medicine*, 245-248.

- Guzmán Medina, M. C., & Salazar Roggero, Ú. F. (2015). Diseño e implementación de un prototipo de un sistema de procesamiento de señal electrooculográfica orientado a controlar - mediante el guiño - el entorno de mensajería instantánea Telegram para usuarios con limitaciones motoras en miembros superiores. *PROYECTO PROFESIONAL para Optar los Títulos Profesionales*. Universidad Peruana de Ciencias Aplicadas - UPC.
- Gwinup, G., Haw, T., & Elias, A. (1983). Cardiovascular changes in video-game players. Cause for concern? *Postgraduate medicine*. doi:10.1080/00325481.1983.11698546
- Hodam, K., Jihyeon, H., Won-Du, C., Wanjoo, P., Laehyun, K., & Chang-Hwan, I. (2018). Detection of Craving for Gaming in Adolescents with Internet Gaming Disorder Using Multimodal Biosignals. *sensors*, 1-13.
- Hossain, E., & Kulshreshth, A. (2019). Exploring the Effects of Stereoscopic 3D on Gaming Experience Using Physiological Sensors. *In Symposium on Spatial User Interaction (SUI '19)* (pp. 1-2). New York: Association for Computing Machinery.
- Imali, H., Samer, H., Darius, N., Julie, I., Mohammed, H., & Saeid, N. (2018). Towards More Accessible Physiological Data for Assessment of Cognitive Load - A Validation Study. *2018 IEEE International Conference on Systems, Man, and Cybernetics (SMC)*, 3045-3050.
- IONOS. (Marzo de 2020). *TCP*. Fonte: IONOS: <https://www.ionos.es/digitalguide/servidores/know-how/que-es-tcp-transport-control-protocol/>
- J., B., & SparkFun. (s/f). SparkFun. *Sound Detector Hookup Guide*. Fonte: [https://learn.sparkfun.com/tutorials/sound-detector-hookup-guide?\\_ga=2.133382221.2105632659.1625477747-391210670.1625477747](https://learn.sparkfun.com/tutorials/sound-detector-hookup-guide?_ga=2.133382221.2105632659.1625477747-391210670.1625477747)
- Jae, S., Chang, E., Young, K., Dooyoung, J., Seong, H., Jeong, Y., . . . Bong-Jin, H. (2015). Altered Cardiorespiratory Coupling in Young Male Adults with Excessive Online Gaming. *Biological Psychology*.
- Kivela, O., Alaves, P., Visuri, A., & Ojala, T. (2019). Study on the Motivational and Physical Effects of Two VR Exergames . *IEE*.
- Klompastra, L., Jaarsma, T., & Stromberg, A. (2013). Exergaming in older adults: A scoping review and implementation potential for patients with heart failure. *European Journal of Cardiovascular Nursing*, 388-398.
- Kyriazis, M., & Kiourti, E. (2018). Video Games and Other Online Activities May improve Health in Ageing. *Frontiers in Medicine*, 1-4.

- lady ada. (4 de Julio de 2021). Adafruit HTU21D-F Temperature & Humidity Sensor. *Adafruit*.  
 Fuente: <https://learn.adafruit.com/adafruit-htu21d-f-temperature-humidity-sensor/overview>
- lady ada. (4 de Julio de 2021). Adafruit SI1145 Breakout Board - UV index / IR / Visible Sensor. *Adafruit*.  
 Fuente: <https://learn.adafruit.com/adafruit-si1145-breakout-board-uv-ir-visible-sensor>
- lady ada. (4 de Julio de 2021). Adafruit TCA9548A 1-to-8 I2C Multiplexer Breakout. *Adafruit*.  
 Fuente: <https://learn.adafruit.com/adafruit-tca9548a-1-to-8-i2c-multiplexer-breakout/overview>
- lady ada. (4 de Julio de 2021). Adafruit VEML6070 UV Sensor Breakout. *Adafruit*.  
 Fuente: <https://learn.adafruit.com/adafruit-veml6070-uv-light-sensor-breakout/>
- Leon-Sarmiento, F., Gutiérrez, C., & Bayona-Prieto, J. (2009). Evaluación neurofuncional del tallo cerebral. Parte I: Reflejo del parpadeo. *Iatreia*, 22, 372-381.
- López, L. (2016). *Clasificación de emociones fusionando características de análisis de respuesta fisiológica y análisis automatizado de conducta en video juegos*. Zacatecas: Centro de Investigación en Matemáticas, A.C.
- M, D., Bia, Y., & M, S. (2015). *The effect of active video games on the heart rate of older adults*. New Jersey: Department of Health and Nutrition Sciences, Montclair State University, Montclair, NJ, USA.
- M, E., & Reyes, R. (2009). Cognitive benefits of computer games for older adults. *National Institute of Health*.
- Mainer Blanco, B. (18 de Febrero de 2020). The Conversation. *El 'boom' del videojuego: una industria que factura más que el cine y la música juntos*. España. Fuente: <https://theconversation.com/el-boom-del-videojuego-una-industria-que-factura-mas-que-el-cine-y-la-musica-juntos-131871>
- Marty, M., Lavín, G., Figueroa, M., Larraín, d. I., & Cruz, C. (2005). Prevalencia de estrés en estudiantes del área de la salud de la Universidad de los Andes y su relación con enfermedades infecciosas. *Revista chilena de neuro-psiquiatría*, 25-32.
- Marvin the robot. (23 de Marzo de 2020). *¿Cómo se establece la clasificación por edades de los videojuegos?* Fuente: <https://latam.kaspersky.com/blog/gaming-age-ratings/6869/>
- Marvin the robot. (24 de Febrero de 2020). *kaspersky daily. La aventura de la clasificación de los videojuegos*. Fuente: <https://www.kaspersky.es/blog/game-ratings/21155/>
- Mathworks, I. (2020). *Mathworks*. Fuente: Comunicación mediante Bluetooth de baja energía: [https://la.mathworks.com/help/matlab/bluetooth-low-energy-communication.html?s\\_tid=CRUX\\_lftnav](https://la.mathworks.com/help/matlab/bluetooth-low-energy-communication.html?s_tid=CRUX_lftnav)

- Meggs, P. (1992). *Will video games devour the world?* Print.
- Mondragón, B. (2014). USO DE LA CORRELACIÓN DE SPEARMAN EN UN ESTUDIO DE INTERVENCIÓN EN FISIOTERAPIA. *Movimiento Científico*, 98-104.
- Moreira, M. (2004). *La música de los videojuegos: Modalidades de uso y su relación con el imaginario social. Un estudio sobre la banda sonora del juego: 'Final Fantasy VI'*. Santiago: Universidad de Chile.
- Muhammad, U., Niaz, C., Corina, S., & Cem, E. (2021). HRV and Stress: A Mixed-Methods Approach for Comparison of Wearable Heart Rate Sensors for Biofeedback. *IEEE Access*, 14005-14024.
- NORDIC semiconductor. (s/f). nRF52 DK. Fonte: [nordicsemi.com/Software-and-Tools/Development-Kits/nRF52-DK](http://nordicsemi.com/Software-and-Tools/Development-Kits/nRF52-DK)
- Nuñez, N. (2021). *ANÁLISIS DE DESEMPEÑO DE DISPOSITIVOS WEARABLES COMERCIALES PARA LA ESTIMACIÓN DE LOS NIVELES DE ESTRÉS CAUSADO POR ESTÍMULOS AUDIOVISUALES EN SUJETOS SANOS*. Quito: Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE.
- Perdiz, J., Garrote, L., Pires, G., & Nunes, U. (2018). Measuring the Impact of Reinforcement Learning on an Electrooculography-only Computer Game. *IEE*.
- Polar. (2007). Manual del Usuario, Polar H10. Fonte: <http://www.mendeley.com/documents/?uuid=0a4a6a46-7f86-4f02-a1e0-76ed51810bd1>
- Polar. (2018). Fonte: POLAR OH1: BRAZALETE CON SENSOR ÓPTICO DE FRECUENCIA CARDÍACA: <https://www.polar.com/mx-es/productos/accesorios/oh1-optical-heart-rate-sensor>
- Porter, A., & Goolkasian, P. (2019). *Video Games and Stress: How Stress Appraisals and Game Content Affect Cardiovascular and Emotion Outcomes*. Maryland: Silvia Serino.
- Rincón, N. (2020). *ESTUDIO DE LOS MOVIMIENTOS OCULARES Y LA BÚSQUEDA VISUAL EN JUGADORES/AS DE VIDEOJUEGOS DE ACCIÓN*. Cataluña: Facultat d'Òptica i Optometria de Terrassa.
- Rivas Carabajo, D. M., & Andrade Padilla, M. F. (2015). *Consumo de videojuegos en adolescentes de educación general básica*. Cuenca, Azuay, Ecuador: Universidad de Cuenca.
- Rivas-Ruiz, R., Moreno-Palacios, J., & Talavera, J. O. (2013). Diferencias de medianas con la U de Mann-Whitney. *Investigación clínica XVI*, 414-419.
- RS. (2019). *Probando la tecnología Bluetooth*. Fonte: RS: <https://smart-lighting.es/bluetooth-low-energy-introduccion-la-tecnologia/>

- Rubio, Á. (2020). *Manual de normas técnicas para el diseño ergonómico de puestos con pantallas de visualización (2ª Edición)*. Instituto Nacional de Seguridad e Higiene en el Trabajo .
- Ruiz, G. (2020). *DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UNA PLATAFORMA MULTISENSADO PORTÁTIL DE VARIABLES*. Sangolquí: Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE.
- Scosche, I. (2018). *Scosche Rhythm24 waterproof armband heart rate monitor*. Fonte: Scosche: <https://www.scosche.com/rhythm24-waterproof-armband-heart-rate-monitor>
- SeedStudio. (s/f). *Biomedicine. Groove - Sensor GSR*. Fonte: [https://wiki.seedstudio.com/Grove-GSR\\_Sensor/](https://wiki.seedstudio.com/Grove-GSR_Sensor/)
- Shaomei, W., & Tao, L. (2011). Exploring the Use of Physiology in Adaptive Game Design. *Fthe Scientific Research Foundation for the Returned Overseas Chinese Scholars, State Education Ministry*, 1280-1283.
- Shuyan, L., & otros, e. (2019). Short-term effects of video gaming on brain response during working memory performance. *plos one*.
- SICHIRAY. (s/f). *Biosensor: sensor de piel GSR*. Fonte: <https://www.sichiray.com/store/products/sheng-wu-chuan-gan-qi-gsrpi-fu-dian-chuan-gan-qi>
- Smartlighting. (Mayo de 2019). *Bluetooth Low Energy – Introducción a la tecnología*. Fonte: Smartlighting: <https://smart-lighting.es/bluetooth-low-energy-introduccion-la-tecnologia/>
- Smerdov, A., Zhou, B., Lukowicz, P., & Somov, A. (2020). Collection and Validation of Psychophysiological Data from Professional and Amateur Players: a Multimodal eSports Dataset. *IEEE TRANSACTIONS ON GAMES*.
- Terkildsen, T., & Makransky, G. (2019). Measuring presence in video games: An investigation of the potential use of physiological measures as indicators of presence. *International Journal of Human-Computer Studies*, 64-80.
- Texas Instruments. (s/f). Filter Design Tool. Fonte: <https://webench.ti.com/filter-design-tool/design/21>
- Timotej, G., Kristina, S., Jaka, S., & Grega, J. (2019). Assessing Drivers' Physiological Responses Using Consumer Grade Devices. *MDPI*.
- Townsend, K. (4 de Julio de 2021). Adafruit. *Sensor de orientación absoluta Adafruit BNO055*.
- Valencell. (2018). *Customers*. Fonte: Valencell: <https://valencell.com/customers/#>
- Valencell. (2019). *Benchmark Wearable 1.4 Datasheet*. Raleigh.

- Wang, X., & Perry, A. C. (2006). Metabolic and physiologic responses to video game play in 7- to 10-year-old boys. *Archives of pediatrics & adolescent medicine*, 411-415. doi:<https://doi.org/10.1001/archpedi.160.4.411>
- Wenqian, Q., Yi, Z., Sujuan, Y., Jin, C., Yuzhen, X., & Na, L. (2017). The Study on the life signs of clinical patients monitored by electronic wrist band. *2017 IEEE International Conference on Computational Science and Engineering (CSE) and IEEE International Conference on Embedded and Ubiquitous Computing (EUC)*, 356-359.
- Wikipedia. (8 de Marzo de 2021). Clasificación por edades (videojuegos). Fonte: [https://es.wikipedia.org/wiki/Clasificaci%C3%B3n\\_por\\_edades\\_\(videojuegos\)](https://es.wikipedia.org/wiki/Clasificaci%C3%B3n_por_edades_(videojuegos))
- Zhao, Z. (Junio de 2017). VIDEOJUEGOS, EDUCACIÓN Y DESARROLLO. Madrid, España: UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE MADRID.
- Zyda, M. (Septiembre de 2005). From Visual Simulation to Virtual Reality to Games. USC Information Sciences Institute.