Tunja 24 de abril de 2020

SEÑORES:

SUPERINTENDENCIA DE INDUSTRIA Y COMERCIO

DIRECCION DE NUEVAS CREACIONES

E S D

Referencia: Respuesta a objeciones al examen de fondo Exp. NC2018/0013053

Cordial saludo.

Nosotros la UNIVERSIDAD PEDAGOGICA Y TECNOLOGICA DE COLOMBIA UPTC, LAURA ALEJANDRA MARTÍNEZ TEJADA, ANDREA CATHERINE ALARCÓN ALDANA y MAURO CALLEJAS CUERVO damos alcance a las objeciones presentadas en el estudio de fondo establecido en el articulo 45 de la decisión 486 y nos permitimos aclarar sobre los puntos señalados lo siguiente:

1. Sobre la claridad de las reivindicaciones y la descripción.

   Efectivamente hay un error material en el término ecocardiograma, debido a que el termino preciso es electrocardiograma, ECG, se corrige este termino tanto en reivindicaciones como en descripción.

   De la reivindicación 6 se elimina el termino Arduino y se elimina la reivindicación 7, de la reivindicación 9 se elimina el paso relativo a instalar los sensores.

2. Sobre las objeciones a la Novedad.

   En primera instancia cabe aclarar que el objetivo principal de la patente presentada en D1 se enfoca en el incremento de la inmersión del usuario en ambientes virtuales a través del uso de señales fisiológicas.

   Pretende complementar el desarrollo de habilidades de juzgamiento y de coordinación en videojuegos o simuladores por computador, incluyendo habilidades de autorregulación física.

Las señales fisiológicas son usadas para influenciar los puntajes en los ambientes virtuales. Tal como se cita a continuación:

Consequently, it is an objective of invention to:
[i] teach the conscious attainment of physiological states optimally suited for performing certain actions or executing certain behaviors; and,
[ii] teach the attainment and maintenance of healthful physiological states; and,
[iii] motivate interest, attention, and commitment to physiological self-regulation by participation in multi-user videogames and multi-user computer-simulated tasks.

En este punto es importante diferenciar que nuestra herramienta, es una herramienta de diagnóstico a cerca del comportamiento de un individuo cuando interactúa con herramientas virtuales (videojuego o simulador). En este caso no se pretende que el usuario aprenda o sienta mayor inmersión en la tarea realizada, el ambiente virtual es solo la herramienta que permite evaluar una tarea en concreto y a partir de las señales, describir y analizar cambios de acuerdo al comportamiento mostrado.

Aunque la arquitectura tecnológica de adquisición de información es similar, ya que para cualquier sistema que haga uso de señales físicas (en este caso fisiológica) se tiene un dispositivo de entrada, un sistema de procesamiento, análisis y almacenamiento, y un sistema de salida, el objetivo final y la inclusión de métricas para medir al individuo son diferentes.

En este caso, D1 utiliza las señales y algunas métricas de rendimiento relacionadas con el ambiente virtual (puntajes) para enseñar al usuario a autorregular su comportamiento fisiológico, teniendo en cuenta que en D1 el método de enseñanza no es explicado, solo se menciona la realimentación y depende de unos valores que se consideran normales dentro de la sesión de entrenamiento. Entendiendo esta normalidad, un valor ponderado respecto a otros usuarios.

Nuestra herramienta utiliza las señales fisiológicas para identificar patrones de comportamiento, por medio de la generación de métricas relativas a una ventana de tiempo que es definida con respecto a la sesión y a las actividades que deben ser llevadas a cabo en el ambiente virtual. Estas métricas son luego relacionadas con valores de estados emocionales y valores de modelos de personalidad. Igualmente es escalable y flexible, ya que es posible evaluar al usuario con respecto a diferentes modelos de personalidad, utilizando cualquier herramienta virtual, con diferentes tiempos de sesión de interacción. La realimentación al usuario se realiza por medio del profesional utilizando la herramienta,

los valores de salida son presentados al profesional encargado de realizar las pruebas para su análisis.

Nuestra herramienta no compara el resultado de cada sesión con una base de datos (información de otros usuarios), sino que, los resultados o los valores obtenidos de cada usuario son comparados con respecto al comportamiento del mismo usuario, lo que permite evaluar el comportamiento fisiológico en diferentes instantes de tiempo y de acuerdo a diferentes tareas.

Queremos hacer énfasis en nuestra aplicación, la cual es, evaluar las señales fisiológicas mediante una simulación, esto nos permitirá determinar si este sujeto es apto para desempeñar funciones de interés particular. Partiendo de este enfoque es relevante que la prueba sea individual, no en grupos como en D1, por lo que nosotros no contemplamos que la tecnología deba estar conectada a internet ante un riesgo de hackeo, dado que alguien que este aspirando a un cargo de mucha responsabilidad podría alterar las pruebas; por eso preferimos que la unidad de adquisición de datos (16) esté conectada de manera alámbrica a los sensores, donde la información será guardada y custodiada en la memoria interna (25).

Siguiendo esta lógica, se decide que la reivindicación 2 sea parte integral con la reivindicación 1.

Para ofrecer mayor claridad sobre el alcance de nuestra invención, se limita el alcance en el preámbulo de la reivindicación principal, aclarando que el proceso va orientado a los procesos de selección de personal, este cambio se homogeniza en todo el cuerpo reivindicatorio y en el titulo quedando este así:

DISPOSITIVO PARA LA IDENTIFICACIÓN DE PATRONES DE COMPORTAMIENTO A PARTIR DE TÉCNICAS DE RECONOCIMIENTO EMOCIONAL DURANTE LA INTERACCIÓN CON UN VIDEOJUEGO ORIENTADO A PROCESOS DE SELECCIÓN DE PERSONAL.

Por otra parte, queremos señalar que tenemos un proceso muy distinto descrito en la reivindicación 9 respecto a D1, donde D1 no es claro en la forma que trata las señales, solo indica que evalúa diferencias de un usuario de la siguiente manera,

valores medidos;
valores medios medidos,
cambio medido en los valores;
tasa de cambio promedio medida en valores;

tasa de cambio medida en los valores

Esto lo hace respecto al grupo de personas que están interactuado en la plataforma de enseñanza, en este sentido no consideramos que comparar valores entre multiusuarios sea considerado una corrección al ruido de la señal, como si lo menciona lo registrado en nuestra reivindicación 9, literal c: "*c) Corregir señales obtenidas de los sensores mediante un microcontrolador (24)*"

Nosotros describimos de la página 32 en adelante la necesidad de aplicar una corrección al ruido de las señales, a continuación, un ejemplo de una de las señales.

1.2.2.1 *Filtrado del ECG [92]*

El filtrado de la señal ECG elimina contaminantes de la señal que alteran su forma, estos contaminantes pueden ser clasificados en:

- Interferencia en la línea eléctrica.
- Pop de electrodo o ruido de contacto.
- Artefactos de movimiento del paciente-electrodo.
- Ruido electromiográfico (EMG).
- Línea de base errante.

Por lo general, el hardware de adquisición de señales de ECG puede eliminar la interferencia de la línea eléctrica. Sin embargo, la línea de base errante y otros ruidos de banda ancha no son fáciles de ser suprimidos por equipos de hardware. En cambio, el esquema de software es más potente y factible para el procesamiento de señal ECG sin conexión.

Para el filtrado de la señal ECG se emplea una transformación wavelet Daubechies6 (db06) porque este tipo de wavelet es similar a la señal real del ECG, con un umbral de frecuencia definido por la
Ecuación 4 para remover señales dentro de sub – bandas específicas.

$$threshold\ frecuency = \frac{log_2 2 * t}{log_2 N}$$

Ecuación 4:

Donde:

- t es el tiempo que dura el muestreo de toda la señal ECG.
- N es el número total de muestras del vector ECG Raw.

Para remover el ruido de banda ancha es posible realizar un proceso en el cual se descompone la señal ECG en varias sub bandas aplicando transformada wavelet, luego modifica cada coeficiente wavelet aplicando una función umbral, por último, se reconstruye la señal ECG y se obtiene la señal ECG sin ruido de banda ancha.

En este sentido describimos las ecuaciones matemáticas necesarias para corregir el ruido proveniente de los sensores. No se consideró reivindicar las ecuaciones matemáticas para la corrección del ruido en cada sensor

por temor a que esta materia fuera considerada como una excepción a la patentabilidad al ser una ecuación matemática.

Por lo que reiteramos que D1 carece de un paso de corrección de ruido, el cálculo de diferencia que ellos hacen, parte de la premisa de señales verdaderas sin ruido con lo cual hacen un ajuste en los datos de los valores obtenidos del individuo respecto al grupo o valores promedio. Este paso se podría comparar más con el paso f) el cual llamamos clasificar datos, para lo cual es necesario después de ya haber corregido las señales eléctricas y transformadas en datos y los comparamos dentro del modelo diferencial que se aprecian desde la página 6, tal como se ve a continuación:

Modelo de emociones de Plutchik: Robert Plutchik ofrece un modelo tridimensional que es un híbrido entre categorías básicas – complejas y teorías dimensionales. Este ordena las emociones en círculos concéntricos donde los círculos internos son más básicos y los externos son más complejos (Imagen 4.). Notablemente, los círculos externos se forman a partir de doblar los círculos internos de emociones. Este modelo emana de representaciones circumplejas, donde palabras emocionales son mostradas basadas en similaridades [35].

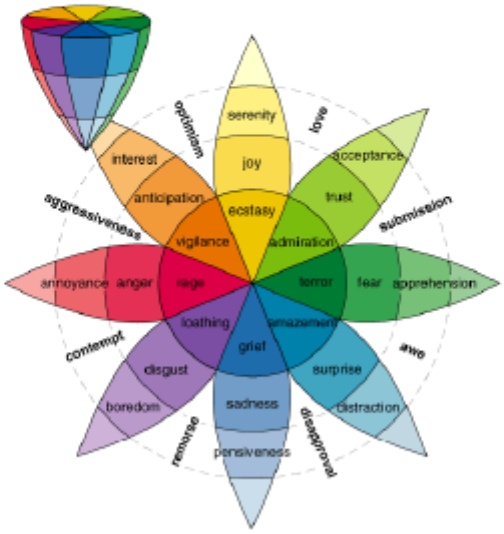


Imagen 4. Rueda de emociones de Plutchik.

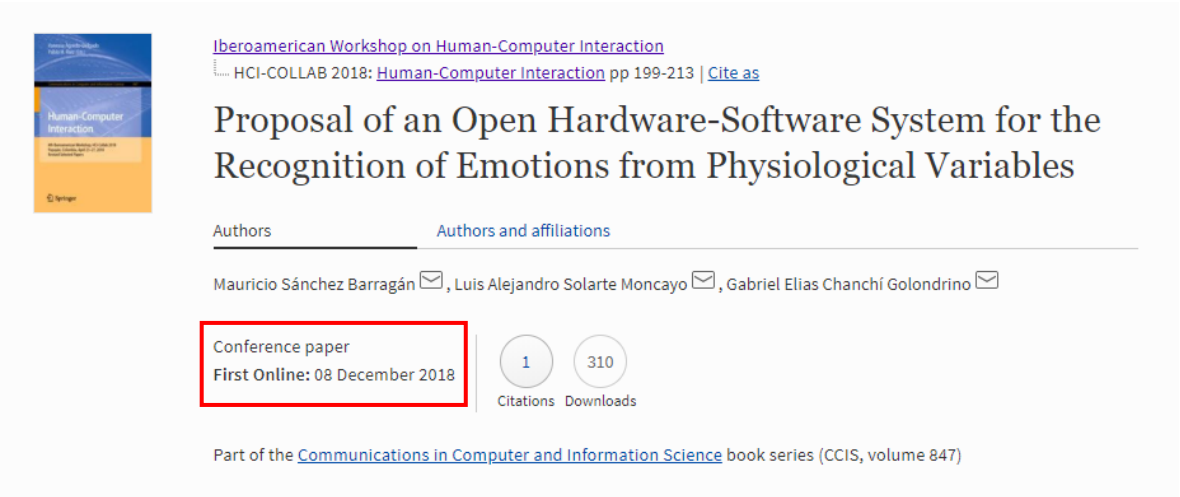
Para concluir sobre la reivindicación 9, D1 no hace corrección a las señales eléctricas para obtener datos y compara directamente estas señales con un histórico o con un grupo. Desestimando de esta manera la posible falta de novedad sobre la reivindicación de proceso.

Es entendible que D1 no necesite valorar el factor ruido, dado que, al ser una herramienta para enteramiento para videojuegos, no necesita contar

con precisión. En nuestro caso, al evaluar personas de las cuales pueden depender organizaciones privadas o gubernamentales, necesitamos que la precisión sea clínica y el ruido en las señales no sea un factor de error.

3. Respecto al nivel inventivo.

Para hablar de la afectación del nivel inventivo queremos señalar que si bien D2 corresponde a un libro que documenta las ponencias realizadas en Popayán del 23 al 27 de abril de 2018, las cuales no son de manejo público en su cuerpo total de texto, sino hasta aparecer de manera oficial publicadas por una editorial y en la que se condensan los documentos a cuerpo completo de cada una de las ponencias presentadas. Se puede apreciar en el link de la editorial https://link.springer.com/chapter/10.1007/978-3-030-05270-6_15 que:


Iberoamerican Workshop on Human-Computer Interaction
HCI-COLLAB 2018: Human-Computer Interaction pp 199-213 | Cite as

Proposal of an Open Hardware-Software System for the Recognition of Emotions from Physiological Variables

Authors | Authors and affiliations

Mauricio Sánchez Barragán, Luis Alejandro Solarte Moncayo, Gabriel Elias Chanchí Golondrino

Conference paper
First Online: 08 December 2018

1 Citations 310 Downloads

Part of the Communications in Computer and Information Science book series (CCIS, volume 847)

Este documento contó con una primera publicación el día 08 de diciembre de 2018, mientras que nuestra patente fue radicada el 1 de diciembre de 2018, por lo cual no se debe considerar D2 como elemento de estudio.

Por lo que entonces podemos plantear lo siguiente para la evaluación de nivel inventivo: si una persona normalmente versada en la materia de los videojuegos y además que tendría que serlo en electrónica conoce D1 el cual refiere a una plataforma de entrenamiento multiusuario mediante medidas de señales fisiológicas, ¿podría llegar a extrapolar sin conocimiento en modelos psicométricos, que dicha plataforma podría también evaluar personal para una selección laboral?

Queremos reiterar que para el alcance que estamos dando, contar con una memoria dentro de la unidad de adquisición de datos es vital para garantizar la individualización y custodia de datos críticos, que mediante

un tratamiento a las señales eléctricas de los sensores se elimina el ruido de las señales para garantizar precisión y que al enmarcar esta tecnología en un modelo serio psicométrico no solo estamos superando los conceptos obvios pre existentes, sino que además estamos planteando una tecnología revolucionaria que garantizará idoneidad a la hora de seleccionar personal, una tecnología desarrollada desde la universidad pública de la ciudad de Tunja que puede cambiar sustancialmente los manejos de personal de la nación e ir más lejos.

De esta manera damos respuesta al examen de fondo, consideramos que los argumentos son suficientes, no afectan la ampliación de materia, por lo que consideramos se debe tener en cuenta para la concesión de la patente.

Anexamos la descripción corregida junto con las reivindicaciones.

Atentamente:

UNIVERSIDAD PEDAGOGICA Y TECNOLOGICA DE COLOMBIA UPTC, LAURA ALEJANDRA MARTÍNEZ TEJADA, ANDREA CATHERINE ALARCÓN ALDANA y MAURO CALLEJAS CUERVO

DISPOSITIVO PARA LA IDENTIFICACIÓN DE PATRONES DE COMPORTAMIENTO A PARTIR DE TÉCNICAS DE RECONOCIMIENTO EMOCIONAL DURANTE LA INTERACCIÓN CON UN VIDEOJUEGO ORIENTADO A PROCESOS DE SELECCIÓN DE PERSONAL.

.

DESCRIPCIÓN

SECTOR DE LA INVENCIÓN

El dispositivo pretende responder las necesidades del sector laboral, generando una herramienta que permita identificar el estado emocional del posible personal de una empresa, para obtener patrones de conducta y a partir de este diagnosticar diferentes aspectos que afectan el rendimiento del individuo, desde el punto de las tecnologías del entretenimiento, y por consiguiente, crear espacios para que este tipo de desarrollos tomen lugar en procesos de diagnóstico psicológico de futuro personal productivo en cualquier empresa del sector público o privado.

ANTECEDENTES DE LA INVENCIÓN

En todo tipo de organizaciones, en las cuales, la identificación de patrones de conducta de los empleados es un aspecto importante para el crecimiento, desarrollo y proyección de la organización y del ambiente laboral, que conlleve al incremento de la productividad y mejor rendimiento de los empleados, se hace necesario encontrar herramientas y mecanismos que permitan realizar esta identificación de patrones de comportamiento de manera eficiente, confiable y asertiva. Por medio de los test psicométricos de personalidad, la empresa puede realizar una lectura del patrón de comportamiento de una persona por medio de bancos de preguntas o pruebas escritas aplicadas al individuo, sin embargo, al no evaluarse en un entorno con condiciones reales las respuestas pueden carecer de contexto y veracidad. Es aquí donde los videojuegos pueden tomar un rol muy importante, ya que al presentar temas atractivos y ambientes virtuales inmersivos para el individuo evaluado, es posible generar una respuesta más natural y espontanea en la persona, la cual podría asociarse con un patrón de comportamiento o un rasgo de personalidad del individuo.

El análisis y el estudio de las emociones humanas ha sido un campo complejo de investigación, que puede ser abarcado desde diferentes puntos de vista, dependiendo de los mecanismos empleados para la generación, medición y análisis de las reacciones emocionales en el cuerpo humano. Dentro de las

herramientas con mayor potencial que pueden ser utilizadas en la actualidad están los videojuegos, cuyo fuerte radica en la inmersión del jugador en un mundo virtual, donde puede experimentar diferentes reacciones emocionales, sin la necesidad de desplazarse largas distancias, comprometiendo su atención, concentración y tiempo, para alcanzar los objetivos que plantea la historia inmersiva de un juego.

Es ampliamente reconocido que muchas funciones de recursos humanos tienen la capacidad de alterar dramáticamente la efectividad de las organizaciones, las habilidades de los recursos humanos agregan valor porque el talento es raro no sustituible y difícil de imitar [3]. Para alcanzar una ventaja competitiva a través de las personas, las organizaciones deben ser capaces de seleccionar individuos que tengan habilidades excepcionales y cuyo talento, valores y motivaciones se acondicionen a la estructura, cultura y sistemas de reconocimiento de las empresas. Es por esto que los sistemas de selección en las organizaciones deben incluir procesos que permitan a las compañías identificar asertivamente aptitudes, habilidades y otras características en los candidatos que son reconocidas para la contribución de la eficacia de la organización.

Esta necesidad destaca el papel fundamental del personal de selección, y la importancia del test psicológico como herramienta para la identificación de candidatos con gran potencial para el desarrollo de las empresas. Sin embargo, aun con el rigor científico que emplean todas estas actividades, los procesos de selección no están exentos de encontrar candidatos que tiendan a fingir o mentir durante el proceso, lo que conlleva a obtener información errónea y a escoger a los candidatos menos aptos para los cargos.

Existen varios estudios ([4]–[11]) que examinan las consecuencias dentro de los procesos de selección debido a las respuestas y comportamientos fingidos de los aspirantes en los procesos de selección, en donde se han encontrado que, por ejemplo, un número significativo de aspirantes que toman un test de personalidad fingen sus respuestas alterando así los procesos y obteniendo resultados no favorables en la selección de personal apto para un cargo [7].

Aunque los test de personalidad tienen mecanismos para identificar cierto tipo de anormalidades en el modo en cómo se contestan, la falta de contexto en la aplicación de los test y la carencia de mecanismos y herramientas alternativas en las empresas que puedan identificar y medir respuestas alteradas o fingidas, para seleccionar personal de confianza, es evidente.

El psicólogo encargado de la aplicación de los test y análisis de las respuestas debe contar con herramientas más allá del test mismo para poder otorgar una valoración objetiva del individuo que está optando para un cargo, de lo contrario la selección de personal se vuelve un requisito sin validez científica que lleve no conlleva a una mejora en una organización.

¿Qué características se deben tener en cuenta para la implementación de un sistema de reconocimiento emocional eficiente, a partir de la interacción con videojuegos, aplicable al proceso de selección de personal, que emplee hardware y software especializado, y que permita captar la respuesta fisiológica de los jugadores a diferentes estímulos generados por el ambiente virtual, para el análisis y la caracterización de la reacción del jugador que permita identificar rasgos de personalidad?

Definiciones conceptuales

1.1.1 Video juegos serios

Se define como videojuego (también conocidos como Juego de Video) a toda aplicación o Software e integración de hardware que ha sido creado con fines de entretenimiento en diferentes campos de acción, basado principalmente en la interacción de uno o más jugadores. Partiendo de este concepto y observando la gran cantidad de gente que diariamente emplea horas en este tipo de actividades y de las potencialidades de este campo de acción, muchas organizaciones han comenzado a utilizar este tipo de tecnología en aplicaciones que se desligan del sector del entretenimiento. El termino Juegos Serios o “Serious Games” se refiere a videojuegos que son empleados con propósitos más allá del entretenimiento. Son aplicaciones de tecnología que se extienden más allá del mercado tradicional de los videojuegos, incluyendo: entrenamiento, exploración política, análisis, visualización, simulación, educación, salud, terapia, negocios, etc., [24]. Es importante reconocer el gran potencial que los videojuegos tienen para generar reacciones en los jugadores gracias a la integración de diferentes tecnologías multimedia que permiten que el jugador logre una experiencia inmersiva no solo con los mundos virtuales con los que interactúa, sino con las historias que cada videojuego plantea.

Los videojuegos recurren a historias, retos, objetivos, personajes, escenarios, música, animación y demás herramientas audiovisuales, para captar la atención de los jugadores y generar emociones que le permitan al individuo sentirse identificado con lo que está jugando y promueva una experiencia de juego más significativa para quien quiera asumir el reto y emplear su tiempo en este tipo de actividades. Junto con los libros, la música, las películas, constituyen un conjunto de herramientas audiovisuales que generan en los individuos reacciones emotivas, de acuerdo al grado de empatía que generen con la persona. Sin embargo, a diferencia de los ejemplos anteriores, los videojuegos representan una mayor fuente de información de reacción al ser fundamentalmente interactivos. Los juegos de video hacen parte de un área amplia de aplicaciones de entretenimiento, los cuales pueden influenciar las emociones de los

jugadores, casi tanto como los eventos de la vida real. Esto es a pesar de las obvias diferencias entre el mundo real y su representación digital [25].

Es importante definir las características de los videojuegos, desde el punto de vista estructural, es decir, lo que lo identifica como un juego, así como desde un punto de vista psicológico, ya que esto permite fundamentar la importancia del uso de este tipo de tecnología ligada al desarrollo emocional de un individuo. Todo juego comparte cuatro rasgos que lo definen: un objetivo, unas reglas, un sistema de realimentación y una participación voluntaria [26]:

El objetivo es el resultado específico por el cual los jugadores trabajaran, concentra la atención del jugador y constantemente orienta a la participación durante el juego, el objetivo le da al jugador la sensación de propósito.

- Las reglas ponen limitaciones en como los jugadores pueden alcanzar el logro. Removiendo o limitando las maneras obvias de obtener el logro, las reglas llevan a los jugadores a explorar diferentes posibilidades. Las reglas desencadenan la creatividad y fomentan el pensamiento estratégico.
- El sistema de realimentación les dice a los jugadores que tan cerca están de cumplir con el objetivo. Puede ser en forma de puntos, niveles, puntajes o barra de progreso. La realimentación sirve como una promesa a los jugadores que el objetivo es alcanzable, y provee la motivación para seguir jugando.
- La participación voluntaria que requiere que los jugadores acepten el objetivo, las reglas y la realimentación.

Todas estas herramientas permiten una inmersión parcial del jugador, lo que capta su atención y permite que la experiencia de juego sea más enriquecedora.

Como resaltan Scott Rigby y Richard M. Ryan, todas las otras formas de entretenimiento, aunque representan un acople emocional y despiertan en el individuo su imaginación, no son afectados por la audiencia, su atención se focaliza en entregar un contenido, una historia y unos actores. Los videojuegos centran su atención en las historias y las acciones del jugador. La dimensión psicológica más convincente es la interacción entre el juego y el jugador, y como la “acción/reacción” entre estos satisface algunas necesidades psicológicas específicas [1].

Scott Rigby y Richard M. Ryan, emplean el termino PENS (Player Experience of Need Satisfaction) cuando se habla de la motivación y la experiencia del jugador. Los videojuegos son más exitosos, interesantes, y divertidos cuando satisfacen una necesidad intrínseca específica las cuales definen como: competencia, autonomía y relación. La competencia se refiere al deseo innato de mejorar habilidades y obtener el dominio de nuevas situaciones y retos. La necesidad de autonomía se refleja en el deseo de tomar acciones por voluntad propia,

experimentando un sentimiento de selección y oportunidad y reflejando esos sentimientos en acciones, las cuales resultan en satisfacción. Relación se refiere a la necesidad de tener relaciones sociales significativas con otros como pertenencia o camaradería.

1.1.2 Reconocimiento emocional

Sin embargo, un videojuego por sí solo, no es capaz de medir estos atributos tan importantes para la construcción del perfil psicométrico de personalidad de un individuo, en este solo recae la responsabilidad y la tarea de presentar el componente de empatía con el jugador, el cual pretende generar las emociones, reacciones y decisiones de la persona evaluada. Para medir estas reacciones emocionales en el cuerpo humano, es necesario referirse a términos como computación afectiva (Affective computing) y reconocimiento emocional (Emotion Recognition).

El proceso de detección de la información emocional comienza con sensores pasivos que capturan los datos sobre el estado y el comportamiento del individuo sin interpretar la entrada de donde provienen, un esquema de este proceso se ve en la Imagen 11. Los datos reunidos son análogos a las señales que los seres humanos usan para percibir emociones en otros [27]. El reconocimiento de la información emocional requiere la extracción de patrones significativos de los datos reunidos, lo cual se realiza a través de técnicas de aprendizaje de máquina que procesan información obtenida de diferentes técnicas como reconocimiento del habla, procesamiento del lenguaje natural del cuerpo humano, detección de expresión facial, bio-potenciales asociados al movimiento muscular, etc., y que producen cualquier etiqueta emocional.

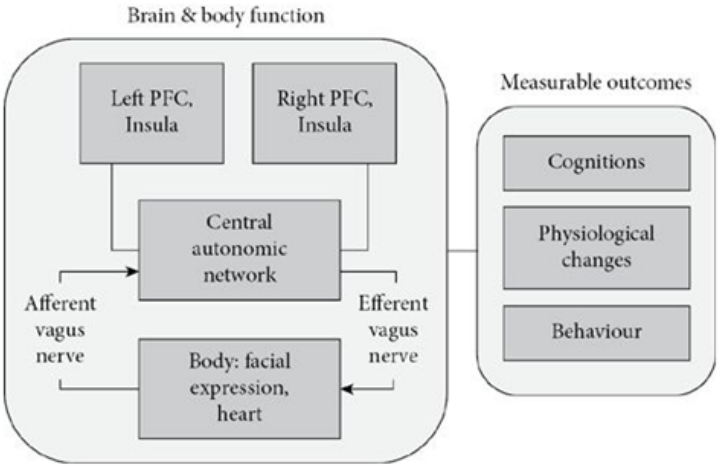


Imagen 1. Funciones del cuerpo Variables medibles en el reconocimiento emocional.
Fuente: [28]

Multimodal se refiere a la combinación de varios sensores, ya sea para reconocer un rango amplio de emociones o de mejorar la precisión del proceso de detección de las mismas. La estrategia multimodal provee más de una manera de reconocer emociones [29]. Habilitar a los sistemas digitales y electrónicos para demostrar empatía tiene implícita la convergencia de sensores inalámbricos portables y la aplicación de algoritmos para la manipulación de grandes cantidades de datos generadas por estos sensores [30].

Gracias al avance de la tecnología y del uso de herramientas electrónicas y computacionales como sensores y dispositivos digitales para procesamiento de información, es posible identificar estas emociones como manifestaciones fisiológicas del cuerpo humano partiendo de las teorías de como las emociones se manifiestan en el cuerpo humano.

En primera instancia es necesario definir qué se entiende por emoción. "*La emoción es un estado mental y fisiológico asociado con una gran variedad de sentimientos, pensamientos y comportamientos*", el estado fisiológico es acompañado con cambios fisiológicos que pueden llevar a la modificación de las expresiones de una persona las cuales son manifestaciones observables y medibles y pueden ser percibidas y evaluadas por otros como evidencia de un estado emocional [31].

1.1.2.1 *Recolección de información para reconocimiento emocional [2]*

a. **Reconocimiento de expresión facial**. Las expresiones faciales comunican emociones, intensión y estado físico. [28]. Los estudios que utilizan el reconocimiento facial parten del trabajo realizado por Ekman [32] y enfatizan en que las expresiones faciales son expresadas y reconocidas mundialmente por los humanos. Se enfocan en una serie de siete emociones que asocian expresiones faciales (miedo, ira, tristeza, alegría, disgusto, sorpresa y desprecios). En este tipo de investigaciones se utiliza procesamiento de imágenes y videos para clasificar emociones.
b. **Reconocimiento del habla**: Los sistemas para el reconocimiento de emociones en el habla utilizan técnicas de extracción de característica relevantes de señales de la voz sin procesar. Correlaciones acústicas de categorías básicas de emociones son investigadas en términos del tono, energía, parámetros temporales y espectrales, en diferentes escalas de tiempo, etc., con el objetivo de extraer información relevante a las emociones.
c. **Reconocimiento de señales fisiológicas:** Los parámetros para la medición de electrocardiogramas (ECG), electromiografía (EMG), electroencefalografía (EEG), respuesta galvánica de la piel (GSR), respiración y temperatura, se correlacionan altamente con los estados emocionales de un individuo. Estos sistemas están construidos sobre las bases de modelos discretos de emoción.

1.1.2.2 *Clasificación de emociones*

Para entrenar y probar los sistemas de reconocimiento afectivo o analizar el comportamiento afectivo de un individuo, es necesario recolectar información relacionada a las emociones de una persona. Esta información es posible clasificarla con distintos modelos propuestos por diferentes psicólogos, que permiten relacionar los datos captados de una persona (voz, expresiones faciales, comportamientos, señales fisiológicas) con las emociones que se experimentan en un momento determinado.

a. Modelos discretos de emociones básicas

- Clasificación de emociones de Paul Ekman (1972): Ekman desarrolló una lista de emociones básicas a partir de investigaciones transculturales. Observó que los miembros de una cultura aislada son capaces de identificar con un alto grado de fiabilidad las expresiones emocionales al observar las fotografías tomadas a personas de culturas con las que ellos no han estado familiarizados. También eran capaces de adjudicar ciertas expresiones faciales a descripciones de situaciones específicas. Con esa información, llegó a la conclusión de que algunas expresiones son básicas o biológicamente universales en la especie humana [32]. La siguiente es la lista elaborada por Ekman de las emociones humanas:

  - Alegría.
  - Ira.
  - Miedo.
  - Asco.
  - Sorpresa.
  - Tristeza.

Sin embargo, en la década de 1990 Ekman amplió esta lista de emociones básicas e incluyó un rango más extenso de emociones positivas y negativas, de las cuales no todas están codificadas en músculos faciales:

  - Alivio.
  - Bochorno.
  - Complacencia o contento.
  - Culpa.
  - Diversión.
  - Desprecio o desdén.
  - Entusiasmo o excitación.
  - Felicidad.
  - Ira o rabia.
  - Miedo o temor.

- Orgullo o soberbia.
- Placer sensorial.
- Repugnancia, repulsa, asco o repulsión.
- Satisfacción.
- Sorpresa.
- Tristeza.
- Vergüenza.

b. Modelos dimensionales de emociones

Modelo circumplejo de emociones [33]: Fue desarrollado por James Russell. El modelo sugiere que las emociones están distribuidas en un espacio circular de dos dimensiones mostrado en la Imagen 2. Modelo circumplejo de emociones de Russell.

- Fuente:2, las dimensiones corresponden a activación y valencia. Activación representa el eje vertical y la valencia representa el eje horizontal, el centro del círculo representa una valencia neutral y un nivel medio de activación.

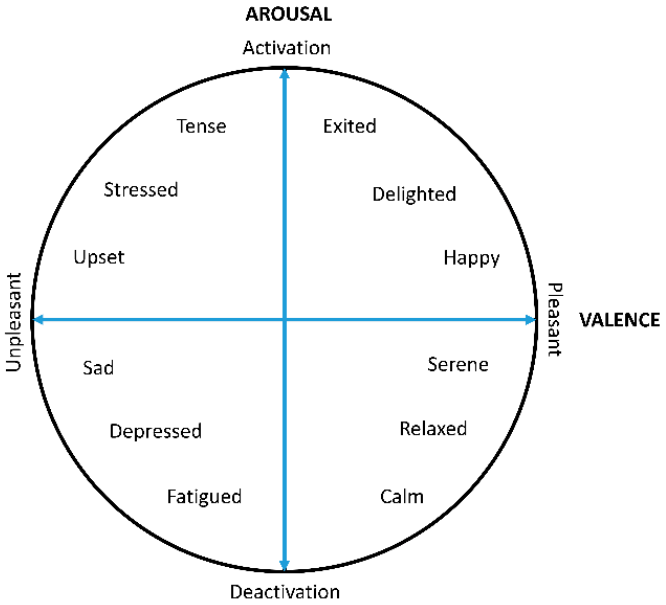


Imagen 2. Modelo circumplejo de emociones de Russell.
Fuente: Autor.

- Modelo emocional de activación positiva – activación negativa (Positive activation – negative activation (PANA)): El modelo originalmente creado por Watson y Tallegan en 1985 sugiere que afectos positivos y afectos negativos son dos sistemas separados. Los estados de mayor activación tienden a ser definidos por su valencia, y estados de menor activación tienden a ser más neutrales en términos de valencia [34]. En el modelo PANA, el eje vertical representa de bajo a alto afecto positivo y el eje horizontal representa de bajo a alto el afecto negativo (Imagen 3).

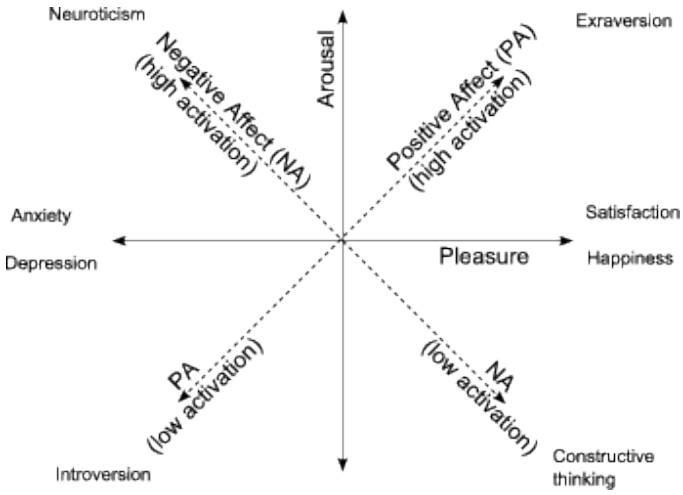


Imagen 3. Modelo PANA de emociones.
Fuente:
http://www.bartneck.de/publications/2010/perceptionAffectElicitedRobotMotion/Figuraures/Figuraure01_thumb.png

- Modelo de emociones de Plutchik: Robert Plutchik ofrece un modelo tridimensional que es un híbrido entre categorías básicas – complejas y teorías dimensionales. Este ordena las emociones en círculos concéntricos donde los círculos internos son más básicos y los externos son más complejos (Imagen 4.). Notablemente, los círculos externos se forman a partir de doblar los círculos internos de emociones. Este modelo emana de representaciones circumplejas, donde palabras emocionales son mostradas basadas en similaridades [35].

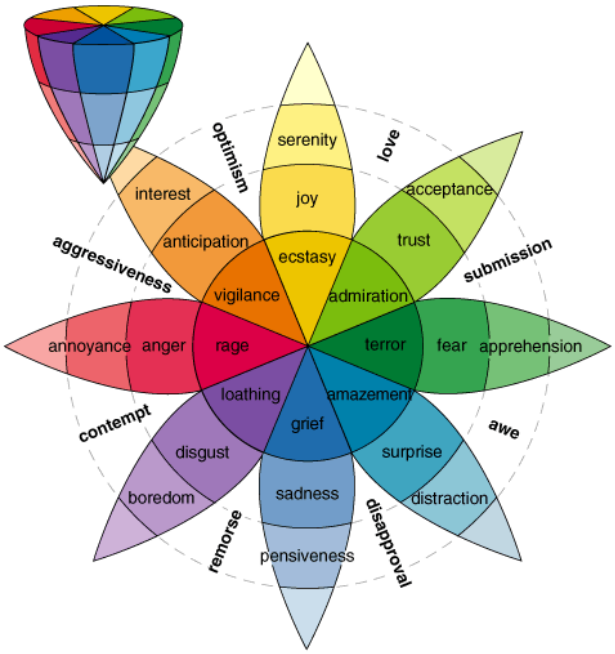


Imagen 4. Rueda de emociones de Plutchik.
Fuente: http://www.fractal.org/Bewustzijns-Besturings-Model/PlutchikFigura6.gif

- Modelo de estados emocionales PAD: Es un modelo psicológico desarrollado por Albert Mehrabian y James A. Russell para describir y medir los estados emocionales. PAD utiliza tres dimensiones como se ven en la Imagen 5. para representar todas las emociones [36]. Las dimensiones PAD son Placer, Activación y Dominancia. La escala Placer-Desagrado mide que tan placentero pueda ser una emoción. La escala Activación-Desactivación mide la intensidad de la emoción. La escala Dominancia-Sumisión representa la naturaleza controladora y dominante de la emoción.

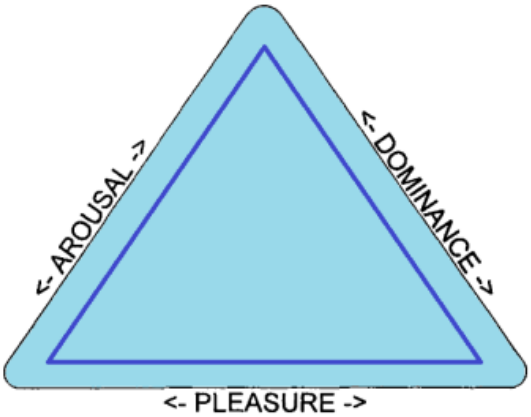


Imagen 5. Modelo de estados emocionales PAD.
Fuente: MEHRABIAN A. "Pleasure-Arousal.Dominance: A General Framework for Describing and Measuring Individual Differences in Temperament". University of California, Los Angeles.

- Cubo de emociones de Lövheim: En 2011 Lövheim propone una directa relación entre combinaciones específicas de los niveles de las señales de dopamina, noradrenalina y serotonina y 8 emociones básicas. El cubo de emociones mostrado en la Imagen6, un modelo tridimensional fue presentado donde las señales de las sustancias forman ejes en un sistema coordenado, y las 8 emociones básicas están ubicadas en las esquinas [37].

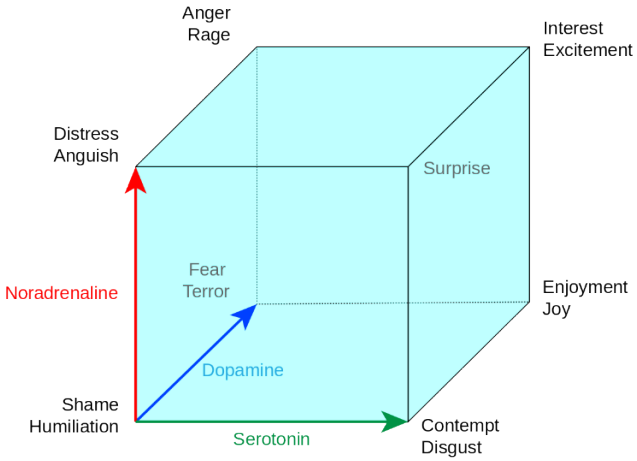


Imagen 6. Cubo de emociones de Lövheim.
Fuente:
https://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/6/6e/L%C3%B6vheim_cube_of_emotion.svg

1.1.3 Emociones y señales fisiológicas

Desde la antigüedad filósofos occidentales y orientales han especulado sobre como las emociones se reflejan en el cuerpo humano. Al final del siglo XIX, William James y Charles Darwin estudiaron la relación entre el Sistema Nervioso Autónomo y las emociones. Más recientemente, con la introducción de sensores precisos, pequeños, portables y de bajo costo, la detección afectiva basada en señales fisiológicas se ha venido explotando ampliamente [29], [38], [39].

Los investigadores en computación afectiva se han concentrado en la detección de cambios en variables como el ritmo cardiaco o conductancia en la piel, así como también, cambios en la actividad muscular, la respiración, la temperatura de la piel, entre otras. Muchos métodos pueden utilizarse para monitorear señales fisiológicas para la detección de emociones. Estos métodos varían en grado de invasión requerida y tienen diferencias asociadas a la fidelidad de las señales y la cantidad de características que pueden ser extraídas de las señales.

1.1.4 Sistema nervioso autónomo [40]

El sistema nervioso vegetativo o autónomo (SNA), regula y coordina las funciones que son involuntarias, inconscientes y automáticas en el cuerpo humano. Anatómicamente se distingue una parte central del SNA, situada dentro de las meninges, y una parte periférica, situada fuera de las meninges.

- La parte central del SNA está compuesta por grupos de neuronas localizadas en la médula espinal y el tronco cerebral (p.e., en el bulbo hay centros nerviosos que regulan la frecuencia cardíaca, la tensión arterial y

la respiración), y grupos neuronales situados en el sistema límbico y el hipotálamo. Estos centros nerviosos reciben impulsos sensoriales procedentes en su mayoría de interceptores (receptores localizados en vasos sanguíneos, vísceras y sistema nervioso que transmiten información acerca del medio interno). Las neuronas del SNA son básicamente moto neuronas las cuales regulan actividades viscerales al activar o inhibir la actividad de sus tejidos efectores (músculo liso, músculo cardíaco y glándulas).

- La parte periférica del SNA está compuesto por los nervios vegetativos, que son básicamente motores.

Los procesos vegetativos auto regulatorios, como lo son la temperatura corporal, el ritmo cardiaco, movimiento intestinal, la secreción de sudor, etc., no se pueden controlar de manera consciente. Estos procesos son conducidos y balanceados por el SNA respondiendo a demandas de comportamiento. El SNA se compone de dos subdivisiones: el Sistema Nervioso Simpático y el Sistema Nervioso Parasimpático:

- Sistema Nervioso Simpático: Las funciones del sistema nervioso simpático, en su conjunto, preparan al cuerpo para una respuesta ante una situación de estrés. Representa un sistema de movilización de respuesta rápida, facilitando acciones motoras inmediatas. El incremento en la actividad simpática es asociado a indicadores corporales de la "activación autónoma" como incremento del ritmo cardiaco, presión arterial y la sudoración.
- Sistema Nervioso Parasimpático: El sistema nervioso parasimpático es el responsable del control de funciones internas en condiciones de reposo y normalidad. Regula procesos que cambian lentamente asociados al "descanso y la digestión" o con la "alimentación".

1.1.4.1 *Señal electrocardiográfica del corazón (ECG) [41]*

La señal electrocardiográfica (ECG) refleja la variación de potencial eléctrico cardiaco en el tiempo generado por el corazón. La señal ECG es registrada colocando electrodos en la superficie del cuerpo humano entre dos puntos denominados como derivaciones I, II y III (Imagen 7):

$$I = V_{LA} - V_{RA}$$
$$II = V_{LL} - V_{RA}$$
$$I = V_{LL} - V_{LA}$$

Donde RA = Brazo derecho, LA = Brazo Izquierdo y LL = Pierna Izquierda.

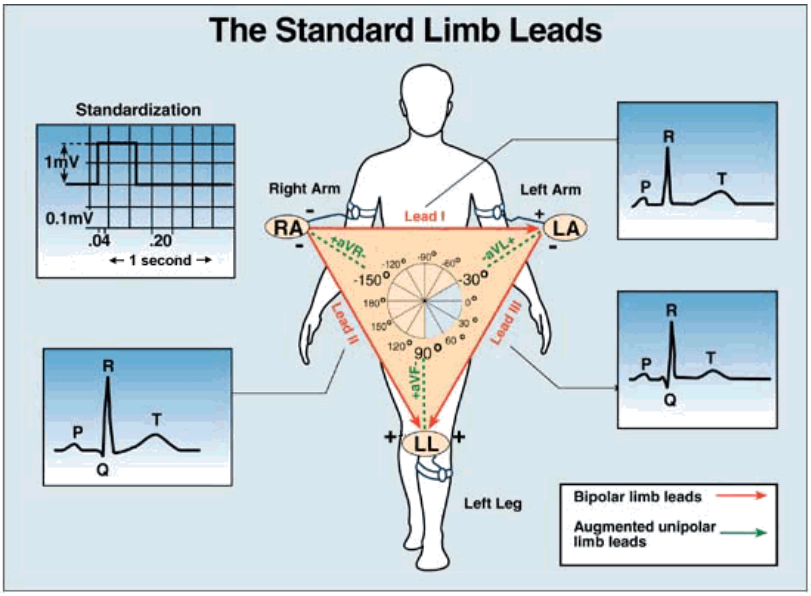


Imagen 7. The 12-lead ECG is formed by the 3 bipolar surface leads: I, II, and III.

Fuente: http://ecg.utah.edu/img/items/ecg_outline12.gif

El corazón tiene cuatro cámaras (Imagen8): dos aurículas y dos ventrículos, izquierdos y derechos. La aurícula derecha recibe la sangre venosa del cuerpo y la envía al ventrículo derecho el cual la bombea a los pulmones, lugar en el que la sangre se oxigena y libera dióxido de carbono (CO_2) y del que pasa a la aurícula izquierda. De aquí la sangre se deriva al ventrículo izquierdo, de donde se distribuye, al contraerse éste, a todo el cuerpo y regresa a la aurícula derecha cerrando el ciclo cardíaco. Para que la contracción cíclica del corazón se realice en forma sincrónica y ordenada, existe un sistema de estimulación y conducción eléctrica compuesto por fibras de músculo cardíaco especializadas en la generación y transmisión de impulsos eléctricos.

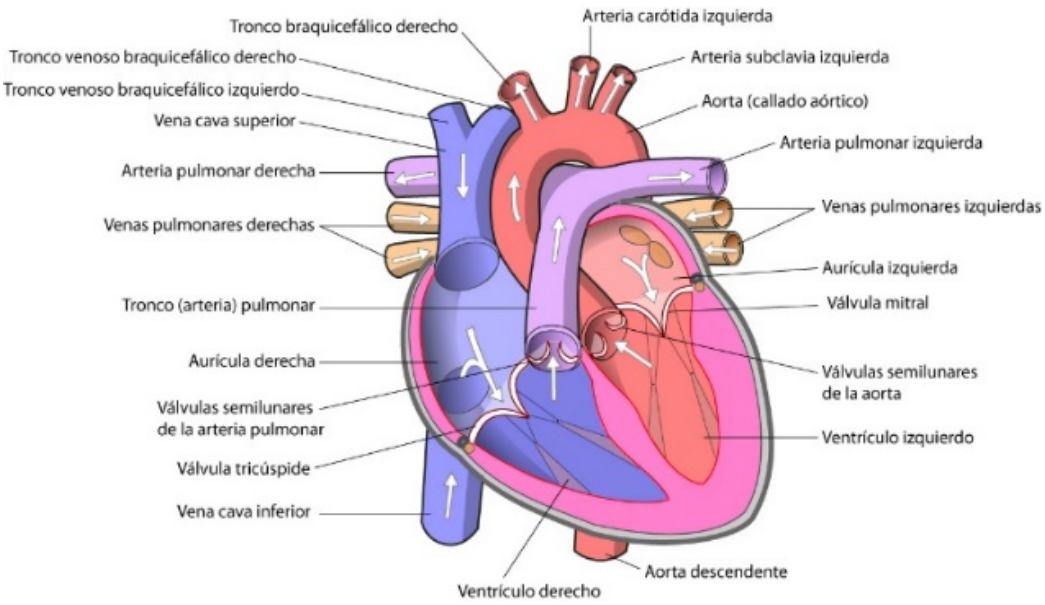


Imagen 8. Corazón anatómico y partes.
Fuente: http://image.slidesharecdn.com/sistemadeconduccinelctricadelcorazn-150702052327-lva1-app6892/95/sistema-de-conduccin-elctrica-del-corazn-bases-elctricas-del-ecg-6-638.jpg?cb=1435814940

1.1.4.2 *Conductividad de la piel (GSR) [40]*

La piel humana funciona como la principal interfaz entre el organismo y el ambiente. Junto con los otros órganos, es responsable por procesos del sistema inmunológico (el cual es una barrera protectora – impactos mecánicos y presión, variación de temperatura, microorganismos, radiación, y agentes químicos), la termo regulación (control de temperatura corporal a través de la emisión de sudor, pilo erección, y la circulación periférica de la sangre), y la exploración sensorio-motora (la piel es un órgano de percepción, contiene una red extensiva de células nerviosas que detectan cambios en el ambiente basados en la actividad de los receptores de temperatura, presión y dolor).

La piel posee tres capas primarias (Imagen9):

- Epidermis (capa externa protectora).
- Dermis (capa protectora para el cuerpo del estrés y la tensión).
- Hipodermis (ancla a los huesos y los músculos).

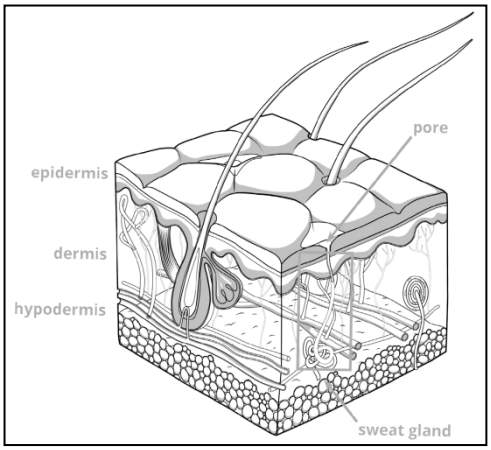
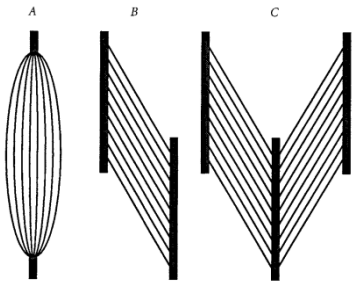


Imagen 9. Capas de la piel humana con glándulas sudoríparas.
Fuente: [40]

La densidad de las glándulas varía ampliamente a través del cuerpo, siendo puntos altos de concentración en la frente y las mejillas, las palmas y los dedos, así como también en la planta de los pies. Cuando las glándulas de sudor son activadas y se vuelven más activas, secretan sudor por los poros hacia la superficie de la piel. Cambiando el balance entre iones negativos y positivos en el sudor, la corriente eléctrica fluye más fácilmente, resultando en cambios medibles en la conductancia de la piel (incremento en la conductancia de la piel se refleja en la disminución de la resistencia de la piel). Estos cambios en la conductancia de la piel son denominados Respuesta Galvánica de la Piel (Galvanic Skin Response GSR). La actividad GSR se mide en “micro-Siemens (uS)” o “micro-Mho (uM)”.

1.1.4.3 *Señal electromiográfica de los músculos (EMG) [41]*

El electromiógrafo (EMG -**Error! Not a valid bookmark self-reference.**) mide la actividad muscular detectando voltajes superficiales que ocurren cuando un músculo se contrae. El movimiento y la posición de las extremidades son controladas por señales eléctricas que viajan a través de los músculos y sistema nervioso central y periférico. El diseño de los músculos varía dependiendo del rango de movimiento y fuerza ejercida, teniendo 2 formas básicas estructurales de los músculos: fusiformes y peniformes.



***Error! Not a valid bookmark self-reference.**. Diferentes tipos de arreglos de fibras musculares: (A) fusiforme, (B) unipeniforme, and (c) bipeniforme.*
Fuente: [41]

En la estructura más simple (fusiforme), las fibras paralelas se extienden por toda la longitud del músculo y se unen a los tendones en ambos extremos. Los músculos que producen una gran fuerza tienen una estructura más compleja en donde muchas fibras musculares cortas se adhieren a un tendón plano que se extiende sobre una gran fracción del músculo. Esta disposición (unipeniforme) aumenta el área de la sección transversal y por lo tanto la fuerza contráctil del músculo. Cuando las fibras musculares se extienden a ambos lados del tendón, la estructura muscular se denomina bipeniforme.

1.1.5 Características medibles de las señales fisiológicas seleccionadas para detección de emociones

Se definen a continuación las métricas de cada una de las señales fisiológicas consideradas para la extracción de información asociada a la activación emocional en un individuo, con el fin de identificar cuáles son los aspectos que deben ser medidos y bajo qué características.

1.1.5.1 *Asociadas al ECG:*

El ECG (Imagen1) es una señal cuasi periódica, constituida de repeticiones de latidos de corazón. Cada latido está compuesto de tres ondas: la onda P, el complejo QRS, y la onda T. Estas ondas representan la despolarización y repolarización secuencial del músculo cardiaco y son referidos usualmente como puntos fiduciales. La señal ECG es un resumen de diferentes fases del ciclo cardiaco. La onda P usualmente tiene una polaridad positiva y una duración aproximada de 80 ms; la duración del complejo QRS varía entre 80-120 ms; finalmente la onda T se observa unos 300 ms después del complejo QRS. Sin embargo, su posición exacta depende del ritmo cardiaco [42].

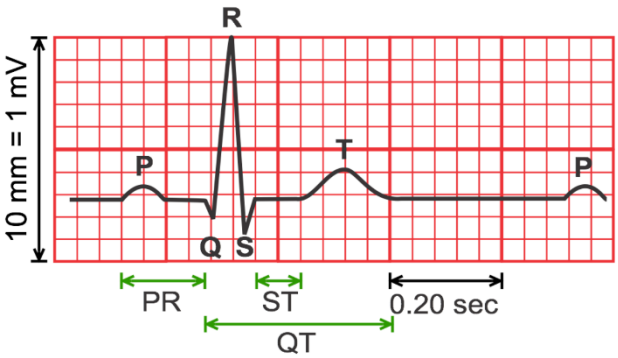


Imagen 11. Señal ECG.
Fuente: http://www.cvphysiology.com

En la Imagen 12 se muestra la colocación adecuada de los electrodos periféricos, con el código de color recomendado por la American Health Association, igualmente se muestra el nombre de los lugares del cuerpo humano en donde se deben colocar los electrodos (Tabla 1. Notación de los lugares anatómicos para la ubicación de los electrodos.1) se observa que los electrodos periféricos pueden situarse sobre las muñecas y tobillos, o próximos a los hombros y caderas, pero deben estar equilibrados (derecho vs izquierdo).

Nombre del electrodo (en USA)	**Localización del electrodo**
RA	En el brazo derecho (*right arm*), evitando prominencias óseas.
LA	En el mismo sitio que se colocó RA, pero en el brazo izquierdo (*left arm*).
RL	En la pierna derecha (*right leg*), evitando prominencias óseas.
LL	En el mismo sitio que se colocó RL, pero en la pierna izquierda (*left leg*).

Tabla 1. Notación de los lugares anatómicos para la ubicación de los electrodos.
Fuente: https://infogalactic.com/info/Electrocardiography.

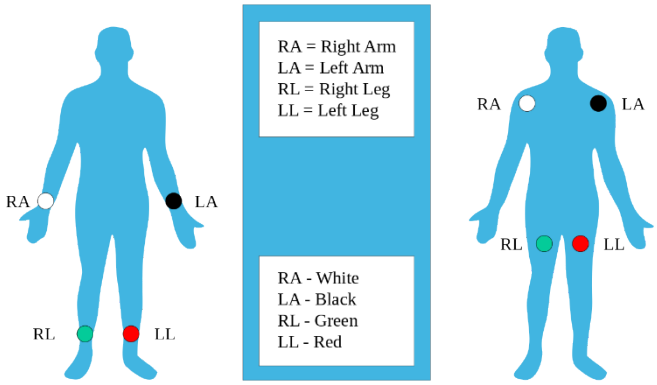


Imagen 12. Colocación de los electrodos.
Fuente: https://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/thumb/c/c9/Limb_leads.svg/440px-Limb_leads.svg.png

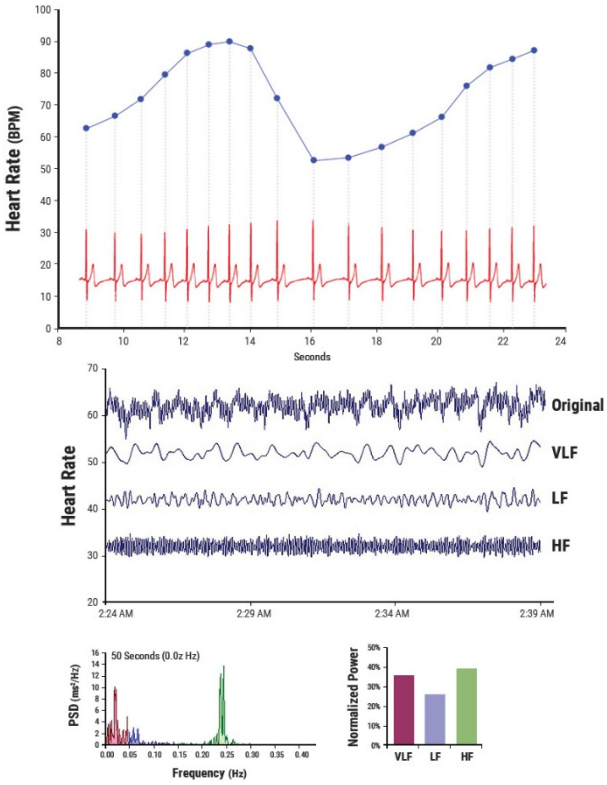
El ritmo cardiaco refleja el número de latidos en un minuto, el número de latidos en reposo se encuentra en un rango entre en 60 y 90 por minuto. El ritmo cardiaco da una gran visión de la actividad del Sistema Nervioso Autónomo (SNA). El sistema nervioso simpático acelera el ritmo cardiaco y puede ser visto como parte del SNA que está relacionado con el “estrés”, o activación. El sistema

nervioso parasimpático es responsable de recuperar el ritmo cardiaco de la activación simpática, es decir, desacelerar el ritmo cardiaco y puede ser visto como el sistema responsable de la “relajación”, o del descanso y la recuperación. Un incremento en el ritmo cardiaco indica un incremento general de la actividad del sistema nervioso simpático, una disminución del ritmo cardiaco indica que el sistema nervioso parasimpático se está regulando hacia la relajación [28]. El análisis de la activación emocional debido al ritmo cardiaco se puede realizar por medio de la variabilidad del ritmo cardiaco (*Imagen 1*3). El termino variabilidad del ritmo cardiaco (Heart Rate Variability HRV) se usa para describir un conjunto de métricas, que pueden ser calculadas en el dominio del tiempo y en el dominio de la frecuencia [43]:

Métodos en el dominio de la frecuencia: El sistema parasimpático es capaz de modular el ritmo cardiaco a frecuencias entre 0.04 Hz y 0.5 Hz, mientras que el sistema simpático modula el ritmo cardiaco con ganancia significativa a frecuencias menores a 0.1 Hz, las ventajas relativas del sistema simpático y parasimpático que influencian el HRV pueden ser discriminadas en el dominio espectral [28]. El análisis de densidad espectral de potencia (Power Spectral Density) proporcional la información básica en como la potencia (variación) se distribuye en función de la frecuencia. Métodos para el cálculo de PSD se clasifican generalmente como no paramétricos y paramétricos. Las ventajas de los métodos no paramétricos son: a) la simplicidad del algoritmo utilizado (Transformada Rápida de Fourier – FFT en la mayoría de los casos) y b) la alta velocidad de procesamiento. Las ventajas de los métodos paramétricos son: a) componentes espectrales más suaves que pueden ser distinguidos independientemente de bandas de frecuencia pre seleccionadas, b) fácil pos procesamiento del espectro con un cálculo automático de los componentes de potencia de bajas y altas frecuencias y fácil identificación de frecuencias centrales de cada componente, y c) una estimación precisa de PSD incluso con poco número de muestras en las cuales la señal se supone que debe mantener estacionalidad. La desventaja básica del método paramétrico es la necesidad de verificar la conveniencia del modelo escogido y su complejidad. En la Tabla 2. Medidas del HRV en el dominio de la frecuencia.

Fuente: [43]Se muestra un resumen de las medidas HRV en el dominio de la frecuencia [43].

1. Registros de corta duración: Tres componentes espectrales son distinguidos en un espectro calculado de registros a corto plazo de 2 a 5 min: componentes de muy baja frecuencia (Very Low Frecuency VLF), baja frecuencia (Low Frecuency) y alta frecuencia (High Frecuency HF). La distribución de potencia y la frecuencia central de LF y HF no son fijos, pero pueden variar en relación a los cambios en la modulación autonómica del periodo del corazón. Aunque VLF es evaluado en registros de corta duración, es una medición dudosa y debe ser evitada cuando se interpreta el PSD de ECG de corta duración.



a) b)

Imagen 13. a) Intervalos R-R con respecto a la señal ECG. b) Registro de HRV durante 15 minutos.
Fuente: [44]

- Banda de alta frecuencia (HF): El espectro de la banda de HF está entre el rango de 0.15 Hz a 0.4 Hz, la cual equivale a los ritmos cardiacos que ocurren entre 2.5 y 7 segundos. Esta banda refleja la actividad vaga o del sistema parasimpático y es llamada frecuentemente la banda de respiración porque corresponde a las variaciones del HR relacionadas con los ciclos respiratorios conocidos como arritmia sino respiratoria. En cuanto a la regulación psicológica, la reducción del HRV mediada vagamente se ha relacionado con la capacidad autorregulada reducida y las funciones cognitivas que involucran a los centros ejecutivos de la corteza prefrontal. Esto es consistente con el hallazgo de que menor potencia en HF se asocia con estrés, pánico y ansiedad/preocupación [44].

- Banda de Baja Frecuencia (LF): La banda de LF se encuentra entre 0.04 y 0.15 Hz, lo que equivale al ritmo o modulaciones que ocurren entre 7 y 25 segundos. El sistema nervioso simpático no ha mostrado tener mucha influencia en los ritmos cardiacos sobre 0.1 Hz. La perspectiva de que la banda de LF refleja la actividad simpática proviene de observaciones de grabaciones ambulatorias de 24 horas en las que hay frecuentes activaciones simpáticas que resultan

principalmente de la actividad física, pero también reacciones emocionales, que pueden crear oscilaciones en los ritmos cardíacos que cruzan del VLF Banda en la región inferior de la banda LF. En las grabaciones ambulatorias a largo plazo, la banda LF se aproxima bastante a la actividad simpática cuando se produce una mayor actividad simpática [44].

- Banda de Ultra Baja Frecuencia (ULF): La banda de muy baja frecuencia (VLF) es la potencia en el rango de espectro de potencia HRV entre 0,0033 y 0,04 hertz, lo que equivale a ritmos o modulaciones con períodos que se producen entre 25 y 300 segundos. Aunque todas las medidas clínicas de HRV de 24 horas que reflejan una HRV baja están vinculadas con un mayor riesgo de resultados adversos, la banda VLF tiene asociaciones más fuertes con mortalidad por todas las causas que las bandas LF y HF [44].

2. Registros de larga duración: este análisis espectral puede ser utilizado para analizar la secuencia de intervalos NN en un periodo de 24 horas. El resultado incluye un componente de ultra baja frecuencia (Ultra Low Frecuency ULF).

Variable	Units	Description	Frequency Range
Analysis of short-term recording (5 min)			
5 min total power	ms^2	The variance of NN intervals over the temporal segment	Approximately ≤ 0.4 Hz
VLF	ms^2	Power in very low frequency range	≤ 0.04 Hz
LF	ms^2	Power in low frequency range	0.04-0.15 Hz
LF norm	n.u.	LF power in normalized units LF/(Total Power-VLF) x 100	
HF	ms^2	Power in high frequency range	0.15-0.4 Hz
HF norm	n.u.	HF power in normalized units HF/(Total Power-VLF) x 100	
LF/HF		Ratio (LF [ms^2]/ HF[ms^2])	
Analysis of entire 24 h			
Total power	ms^2	Variance of all NN intervals	Approximately ≤ 0.4 Hz
ULF	ms^2	Power in ultra-low frequency range	≤ 0.003 Hz
VLF	ms^2	Power in very low frequency range	0.003-0.04 Hz
LF	ms^2	Power in low frequency range	0.04-0.15 Hz
HF	ms^2	Power in high frequency range	0.15-0.4 Hz
α		Slope of the linear interpolation of the spectrum in a log-log scale	Approximately ≤ 0.04 Hz

Tabla 2. Medidas del HRV en el dominio de la frecuencia.
Fuente: [43]

Métodos en el dominio del tiempo: El análisis del dominio del tiempo se basa en diferentes variables que pueden ser obtenidas de los intervalos RR (también llamados intervalos Normal-to-Normal (NN) o Inter Beat Interval IBI), los cuales son los intervalos de tiempo entre latidos consecutivos medidos habitualmente en el electrocardiograma desde el inicio del complejo QRS hasta el siguiente complejo QRS. Los métodos en el dominio del tiempo cuantifican la cantidad de varianza entre intervalos RR obtenidas a través de métodos estadísticos:

1. Standard Deviation of the NN interval SDNN (ms): desviación estándar de los intervalos R-R medido en milisegundos. Esta medida representa las fluctuaciones (flujo y reflujo) de todos los factores que contribuyen al HRV. En registros de 24 horas, el SDNN está altamente correlacionado con ULF y la potencia total. En registros de corta duración en reposo, la principal fuente de variación es parasimpática, sin embargo, en registros ambulatorios de larga duración los valores del SDNN son correlacionados altamente con ritmos de baja frecuencia. Ejemplo del uso de esta métrica

es la predicción de mortalidad y morbilidad ajustado a la edad, para pacientes con valores moderados de SDNN (50 – 100 milisegundos) tienen un 400% menos de riesgo de mortalidad que aquellos con valores bajos (0 – 50 milisegundos) en registros de 24 horas [44].

2. SDNN Index: Es la media de la desviación estándar de todos los intervalos R-R en intervalos de 5 minutos. Esta medida solo estima la variabilidad debido a factores que afecten el HRV en periodos de 5 minutos. En registros de 24 horas, primero se dividen los registros en 288 segmentos de 5 minutos cada uno y luego se calcula la desviación estándar de todos los intervalos R-R en cada segmento. El SDNN Index es el promedio de los 288 valores. Se cree que el SDNN Index mide principalmente la influencia del sistema autónomo en el HRV. Esta medida tiende a correlacionarse con la potencia de la banda VLF en periodos de 24 horas [44].

3. Root Mean Squar of Successives Differences (RMSSD): Es la raíz cuadrada media de las diferencias sucesivas entre latidos normales. Este valor se obtiene primero calculando cada diferencia de tiempo sucesiva entre latidos en milisegundos. Cada uno de estos valores es elevado al cuadrado y el resultado se promedia ante de obtener la raíz cuadrada del total. El RMSSD refleja la varianza del intervalo R-R en la frecuencia cardíaca y es la principal medida del dominio del tiempo utilizada para estimar los cambios vagamente mediados reflejados en HRV. El RMSSD se correlaciona con la potencia de HF y, por lo tanto, también refleja la capacidad de autorregulación [44].

En la

SDNN	ms	Standard deviation of all NN intervals
SDANN	ms	Standard deviation of the averages of NN intervals in all 5 min segments of the entire recording
RMSSD	ms	The square root of the mean of the sum of the squares of differences between adjacent NN intervals
SDNN index	ms	Mean of the standard deviations of all NN intervals for all 5 min segments of the entire recording
SDSD	ms	Standard deviation of differences between adjacent NN intervals
NN50 count		Number of pairs of adjacent NN intervals differing by more than 50ms in the entire recording. Three variants are possible counting all such NN intervals pairs or only pairs in which the first or the second intervals is longer
pNN50	%	NN50 count divided by the total number of all NN intervals

Tabla 3. se muestra el resumen de las medidas HRV en el dominio del tiempo:

SDNN	ms	Standard deviation of all NN intervals

SDANN	ms	Standard deviation of the averages of NN intervals in all 5 min segments of the entire recording
RMSSD	ms	The square root of the mean of the sum of the squares of differences between adjacent NN intervals
SDNN index	ms	Mean of the standard deviations of all NN intervals for all 5 min segments of the entire recording
SDSD	ms	Standard deviation of differences between adjacent NN intervals
NN50 count		Number of pairs of adjacent NN intervals differing by more than 50ms in the entire recording. Three variants are possible counting all such NN intervals pairs or only pairs in which the first or the second intervals is longer
pNN50	%	NN50 count divided by the total number of all NN intervals

Tabla 3. Medidas del HRV en el dominio del tiempo.
Fuente: [43]

Existen otros factores que deben ser tenidos en cuenta cuando se desea medir el HRV para interpretar las características del ritmo cardiaco. Los factores incluyen edad, enfermedades del corazón, postura, nivel de condición física, frecuencia respiratoria, y ciclo circadiano[1] [28].

1.1.5.2 *Asociadas al GSR [40]*

Una de las medidas más sensibles para la activación emocional es la respuesta galvánica de la piel (Galvanic Skin Response – GSR), también llamada Actividad Electrodermal (Electrodermal Activity – EDA), o conductancia de la piel (Skin Conductance – SC). Cuando se activan las emociones en el cuerpo humano, la conductividad eléctrica de la piel cambia sutilmente. El GSR se origina de la activación autonómica de las glándulas sudoríparas de la piel, las cuales son activadas por estimulación emocional: los datos del GSR muestran patrones distintivos que pueden ser identificados estadísticamente. La conductividad de la piel es modulada únicamente por la actividad simpática autónoma que impulsa los procesos corporales, los estados emocionales y la cognición a un nivel netamente subconsciente. La conductividad de la piel se registra de manera no invasiva utilizando dos electrodos ubicados sobre la piel, por los cuales se aplica un voltaje constante, el sistema debe medir la diferencia de voltaje entre los dos electrodos el cual refleja la conductividad de la piel.

Aunque se recomienda que los datos del GSR deben ser adquiridos a frecuencias de muestreo arbitrarias de hasta 2000 Hz, también se sugieren frecuencias de muestreo entre 1 a 10 Hz, si no se adquieren otras señales. La

[1] Los ritmos circadianos o ciclos circadianos son cambios físicos, mentales y conductuales que siguen un ciclo aproximado de 24 horas y que responden, principalmente, a la luz y la oscuridad en el ambiente de un organismo. Se encuentran en la mayoría de los seres vivos, incluidos los animales, las plantas y muchos microbios diminutos [100].

señal del GSR se puede obtener de los dedos de la mano los cuales son colocados en la falange media de los dedos índice (A) y del medio (B), de la palma (C y D), ajustados con velcro o cinta adhesiva como se muestra en la Imagen14.

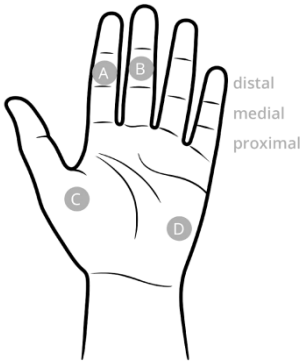


Imagen 14. Colocación de los electrodos GSR en la mano.
Fuente: [40]

La señal GSR tiene en dos componentes principales: SCL y SCR (Imagen15):

- Nivel de conductancia de la piel (Skin Conductance Level – SCL): El nivel de conductancia de la piel varía lentamente y cambia ligeramente en decenas de segundos a minutos. El aumento y la disminución de SCL está cambiando constantemente en un individuo dependiendo de su hidratación, sequedad de la piel, o regulación autonómica. El SCL también puede diferir notablemente entre individuos. Esto ha llevado a algunos investigadores a concluir que el SCL por sí solo no es tan informativo.
- Respuesta de conductancia de la piel (Skin Conductance Response – SCR): La respuesta fásica, denominada también SCR, que se ubica encima de SCL, cambia y muestra significativamente alteraciones rápidas. Variaciones en el componente fásico se conocen como “picos GSR” y son sensitivos a eventos y estímulos de activación emocional (Event-Related SCRs – ER-SCRs). Estos picos ocurren entre 1 a 5 segundos después de la aparición del estímulo emocional. En contraste, respuestas no específicas de la conductancia de la piel (Non-Specific Skin Conductance Responses – NS-SCRs) ocurren espontáneamente en el cuerpo con una velocidad de 1 a 3 por minuto y no están relacionadas a ningún estímulo detonador. Cuando se analiza los datos del GSR, es necesario enfocarse principalmente en los eventos relacionados con los SCRs ya que pueden ser interpretados como mediciones directas de activación emocional.

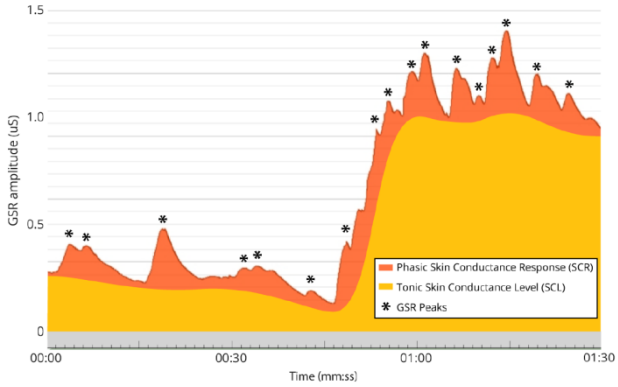


Imagen 15. Representación gráfica de la respuesta del SCR y SCL. Fuente: [40]

Los individuos presentan diferentes registros de SCL, así que si se quiere realizar una comparación entre individuos es necesario utilizar información normalizada. Los datos SCL pueden ser normalizados usando los valores máximos y mínimos sobre todas las muestras de la señal GSR de un individuo. La

Ecuación 1 muestra como normalizar los datos SCL en cualquier instante de tiempo registrado (SCL_{now}) como porcentaje [45]:

$$SCL_{normalizado} = \frac{SCL_{now} - SCL_{min}}{SCL_{max} - SCL_{min}} \times 100 \qquad \textit{Ecuación 1}$$

Las mediciones de SCR (Imagen 16) de un individuo pueden ser caracterizadas por:

- Latencia: Es la duración desde el inicio del estímulo hasta el inicio del pico de la fase. Típicamente el ER-SCRs se eleva entre 1 a 5 segundos después del inicio del estímulo. El inicio es generalmente ajustado al punto de tiempo en el que la curva GSR excede un criterio de amplitud mínima (0.01 ó 0.05 uS, respectivamente). Los cambios del GSR que ocurren antes de este periodo son definidos típicamente como NS-SCRs y no se consideran como generados por la manipulación experimental.
- Amplitud de pico: La diferencia de amplitud entre el inicio y un pico.
- Tiempo de subida: Duración desde el inicio hasta el pico.
- Tiempo de recuperación: La duración desde el pico hasta la recuperación del 100%. Mientras que el inicio de un SCR puede ser bastante pronunciado, la recuperación es típicamente más plana, resultando en tiempos de recuperación más largos.

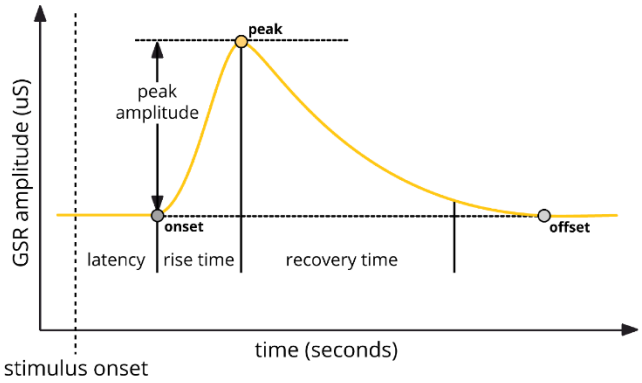


Imagen 16. Gráfica simplificada de las características de las mediciones de SCR.
Fuente: [40]

Debido a que la señal GSR no se presenta de manera simplificada como se ve en la Imagen 16, es necesario procesar la señal con los siguientes métodos:

1. Reducción del muestreo (Downsampling): Este proceso reduce el número de muestras por segundo. La señal GSR es registrada generalmente a una mayor velocidad de muestreo que la que se requiere realmente. Es posible reducir la frecuencia de muestreo sin que se desechen aspectos importantes de la señal. Si se tiene una frecuencia de muestreo de 100 Hz (100 muestras por segundo), es posible reducir esta frecuencia a 10 Hz (10 muestras por segundo) o incluso menos.
2. Filtrado: Con un filtro es posible “suavizar” la curva GSR en orden de remover el nivel SCL de la señal el cual no está relacionado con la activación emocional, o la amplitud de los picos generados por el movimiento como se observa en la Imagen 1717. Un filtro de mediana cumple con ambos procesos, arrojando únicamente la señal fásica. Es posible aplicar un filtro de media en tres pasos:

    a. Recorrer los datos muestra por muestra.
    b. Para cada muestra, calcule la puntuación GSR mediana de las muestras circundantes basándose en un intervalo de tiempo de +/- 4 segundos centrado en la muestra actual, por ejemplo.
    c. Restar el promedio de la muestra actual. El resultado son los datos fásicos.

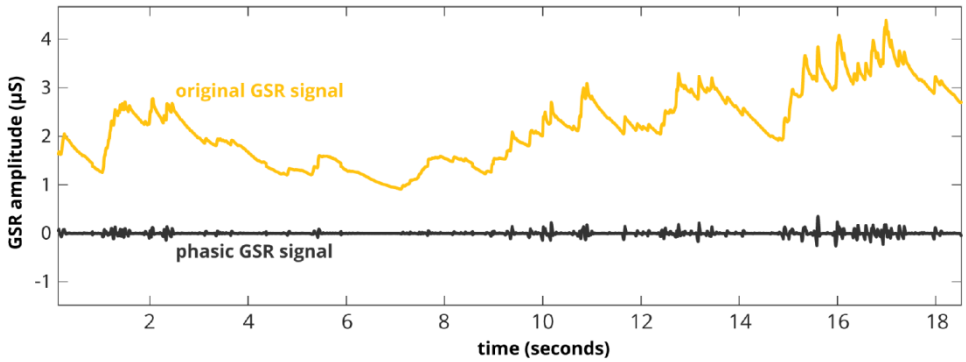


Imagen 17. Filtro aplicado a una señal GSR y resultado obteniendo los picos de la señal fásica.
Fuente: [40]

3. Detección de inicios y picos: Existen algoritmos y procedimientos que permiten la detección automática de inicios y picos en la señal GSR, así como también el reporte de los mismos siguiendo el proceso, cuyo resultado se muestra en la Imagen 1818:

    a. Encontrar los picos de inicio (> 0,01 uS) y los desplazamientos (<0 uS) en los datos fásicos.
    b. En los datos de la señal original GSR sin filtrar, encontrar los valores máximos de GSR dentro de cada par de inicios y desplazamientos. Estos son los picos GSR. La amplitud del pico GSR es la amplitud en el pico menos la amplitud en el inicio.

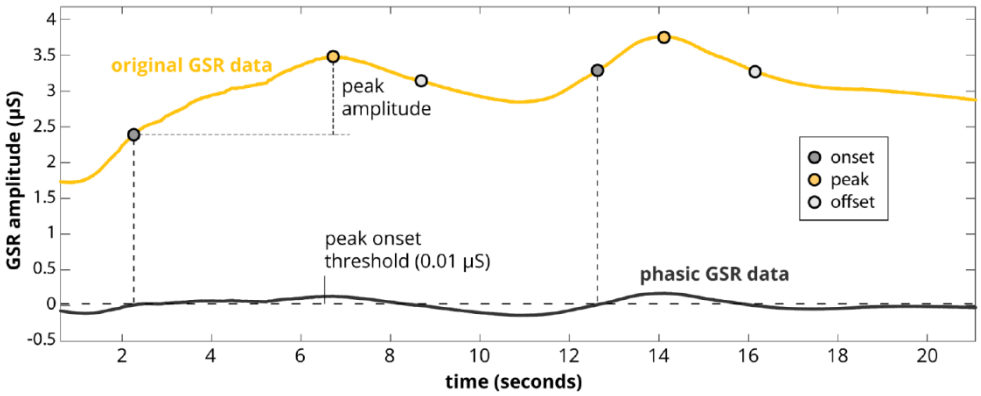


Imagen 18. Marcadores y características de las señales para la detección de inicios y picos.
Fuente: [40]

Luego de realizar el acondicionamiento de la señal, es posible analizar algunas de las métricas GSR:

1. Número de picos GSR: Esta métrica representa cuantos picos GSR ocurren durante el registro de la señal. Es posible obtener un número de picos de un individuo durante una prueba y calcular el promedio del número de picos GSR dependiendo del estímulo en el individuo.
2. Amplitud y magnitud promedio de picos GSR: Si se presenta el mismo estimulo varias veces, es posible calcular la amplitud GRS promedio. En esta métrica, cero respuestas (en donde en la señal GSR no se muestran picos) son ignoradas. Dado que los picos de GSR a través de los individuos analizados pueden variar en latencia o amplitud, la agregación no puede ser un promedio simple de todas las formas de onda GSR de los individuos. En su lugar, tiene que lograr agregación GSR basada en la binarización de la señal:

    a. Fragmenta los datos continuos de los individuos analizados durante los periodos de los estímulos seleccionados en intervalos con una cierta ventana de duración (por ejemplo, 5 segundo) y una ventana de superposición (1 segundo, por ejemplo).
    b. Asignar un valor de 1 (“verdadero”) a los intervalos que contengan por lo menos un pico GSR. Asignar el valor de 0 (“falso”) a los intervalos que no contengan picos GSR. En ligar de las amplitudes de los picos GSR, los valores vinarios 0 o 1 son utilizados.

Es necesario tener algunas consideraciones en el momento de realizar el registro de la señal GSR, como: respirar normalmente, mantener los movimientos de las extremidades censadas al mínimo, tratar de no hablar, tener una posición cómoda durante estudios estacionarios en ambientes controlados como laboratorios.

1.1.5.3 *Asociadas al EMG [45]*

La electromiografía (EMG) mide la actividad muscular detectando los voltajes superficiales que ocurren cuando un músculo se contrae, es decir, mide cuando los músculos se activan o no. Un electrodo EMG colocado en la superficie sobre el músculo es capaz de censar la más ligera activación del músculo. El EMG mide la activación del sistema nervioso periférico, y generalmente es usado para evaluación de los músculos faciales. En particular, fisiológicamente los investigadores se han enfocado en el uso de los músculos de las cejas (corrugado superciliar) para indicar emociones negativas y los músculos de las mejillas (zigomático mayor) para indicar emociones positivas. Para evaluaciones a largo plazo (más de unos cuantos minutos) el músculo del ojo (orbicularis oculi) también ha demostrado ser útil en el registro de emociones agradables de excitación alta. Ya que las señales musculares son amplificadas de micro voltios.

La señal EMG es representada como un conjunto de voltajes eléctricos positivos y negativos, cuyas características principales son la frecuencia y la amplitud. La

señal EMG, especialmente cuando los sensores son colocados en sitios grandes del músculo se caracteriza por picos de actividad (cuando el músculo se contrae) y líneas de base cuando el músculo está en reposo. El registro del ruido de línea base antes de la exposición a un estímulo experimental y la extracción de la señal es un método común utilizado para eliminar el ruido no deseado de los registros antes de comenzar a filtrar la señal. El proceso de filtrado de la señal origen para la obtención de la señal normalizada, mostrada en la Imagen19, sigue los siguientes pasos:

1. Rectifique la señal cruda usando una técnica llamada RMS, que es igual a la media cuadrática de un número.
2. A veces, los dispositivos que registran las señales fisiológicas (el denominado amplificador) ya tiene un filtro pasa banda (10-500 Hz) incorporado. De no ser así, al menos para las señales EMG se debe aplicar un filtro pasa bajos de 500 Hz para eliminar el ruido del amplificador. La decisión de utilizar un filtro de paso alto de 10, 20 o 30 Hz depende de cuánto se quiera atenuar las señales débiles (30 Hz se deshace de la interferencia y otros ruidos como la alimentación de CA).
3. Finalmente, la señal es a menudo suavizada usando una técnica de ventana móvil, donde basándose en una ventana de tiempo definida por los datos del investigador se promedia en la ventana en movimiento. Esto a menudo se llama media móvil o valor rectificado promedio.

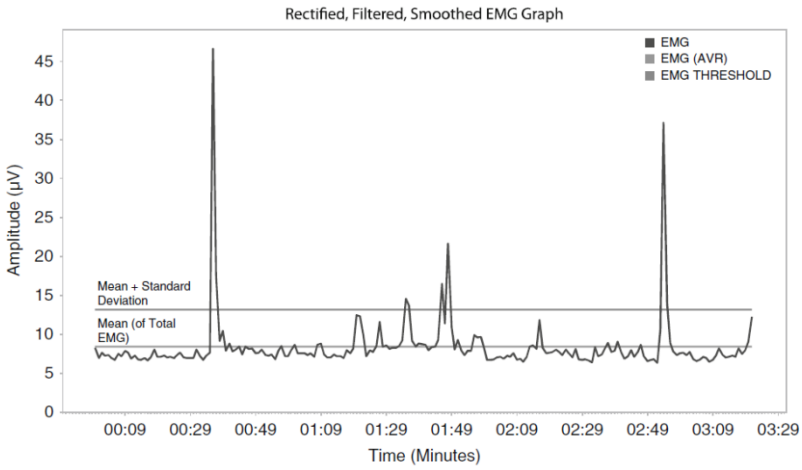


Imagen 19. Ejemplo de una señal EMG filtrada, suavizada y rectificada, mostrando análisis de umbral.
Fuente: [45]

DESCRIPCIÓN DETALLADA DE LA INVENCIÓN

Esta invención consiste en un hardware que mide señales biométricas del cuerpo humano mientras el paciente de estudio juega un videojuego; las señales son procesadas por un software con el fin de determinar los contrastes de personalidad del paciente.

Esta invención será descrita primero de manera amplia para dar a comprender los conceptos y metodologías de la tecnología; también será descrita de manera precisa para acotar lo propio que se pretende reivindicar.

DESCRIPCIÓN AMPLIA DE LA INVENCIÓN

1.2 FASE I: ADQUISICIÓN DE INFORMACIÓN

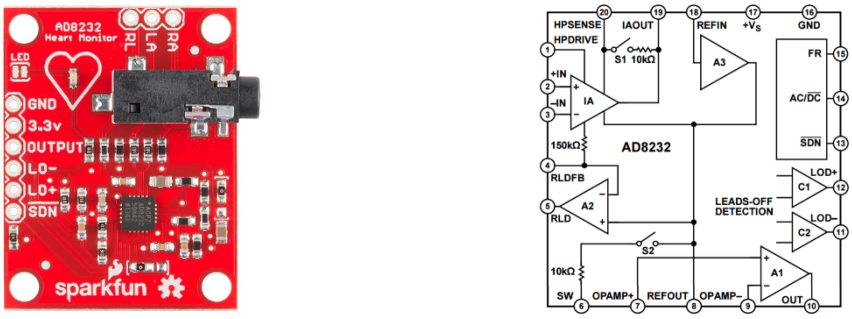
En la fase de adquisición de información se realiza el diseño del hardware y el software para obtener las métricas descritas anteriormente de las tres señales seleccionadas.

1.2.1 Sistemas de adquisición de información

Como primera medida para la implementación del sistema se realiza la selección y la adecuación de los sensores que medirán las señales de ECG, EMG y GSR, posteriormente se diseña el sistema de adquisición y acondicionamiento de los datos de las señales.

1.2.1.1 *Adquisición ECG (10):*

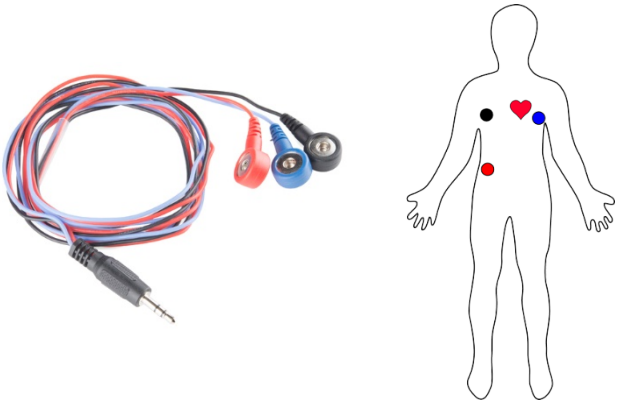
Se utiliza la placa de desarrollo “Single Lead Heart Rate Monitor - AD8232” (Imagen 220) para medir la actividad eléctrica del corazón. El integrado AD8232 es un bloque de acondicionamiento de señal para biopotenciales del ECG, está diseñado para extraer, amplificar y filtrar señales de biopotenciales pequeños en presencia de condiciones ruidosas, el integrado actúa como un amplificador operacional para obtener las señales de los complejos PR y QT.



a) b)

Imagen 20. a) Tarjeta de desarrollo AD8232 y b) Diagrama de bloques funcional AD8232.
Fuente: https://www.sparkfun.com/products/12650.

Los electrodos del sensor se colocan en el área pectoral como se muestra en la Imagen 21, con el fin de disminuir la interferencia que se puede presentar por los movimientos de las extremidades durante la manipulación de los dispositivos de juego.

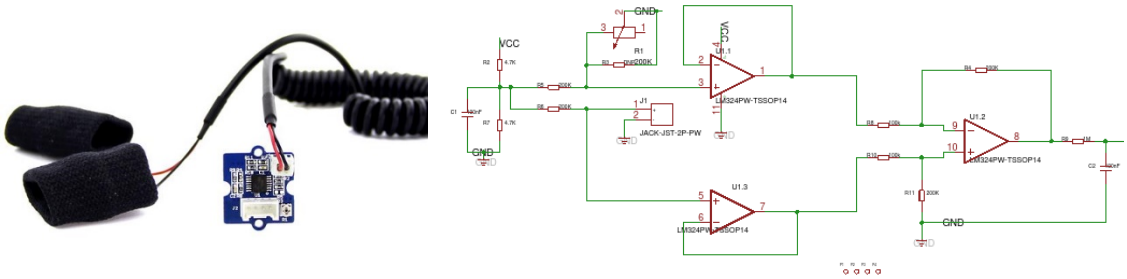


Cable Color	Signal
Black	RA (Right Arm)
Blue	LA (Left Arm)
Red	RL (Right Leg)

Imagen 21. Colocación de los electrodos del sensor ECG en el cuerpo.
Fuente: https://learn.sparkfun.com/tutorials/ad8232-heart-rate-monitor-hookup-guide?_ga=1.140160560.2085115779.1424785993

1.2.1.2 *Adquisición GSR (11):*

Se utiliza la placa de desarrollo “Grove – GSR sensor”, el cual contiene un integrado LM324 con cuatro amplificadores operacionales cuyo diagrama del circuito es posible observar en la Imagen 2222, este sensor entrega una señal de voltaje proporcional al cambio de voltaje medido entre los dos electrodos del sensor.



a) b)

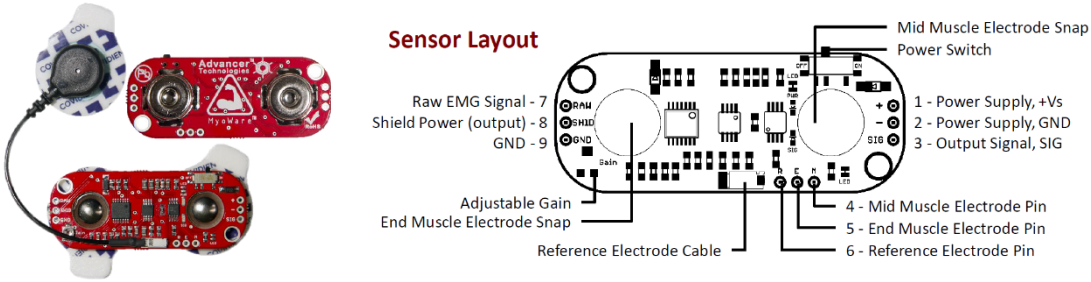
Imagen 22. a) Tarjeta Sensor GSR – GROVE con electrodos y b) Circuito Sensor GSR - GOVRE.
Fuente: https://www.seeedstudio.com/Grove-GSR-sensor-p-1614.html.

Los electrodos del sensor se colocan en la falange media de los dedos índice y medio de la mano no dominante como se muestra en la Imagen 23.

Imagen 23. Colocación de los electrodos del sensor GSR en la mano.
Fuente: http://wiki.seeed.cc/Grove-GSR_Sensor/

1.2.1.3 *Adquisición EMG (12):*

Se utiliza la placa de desarrollo “MyoWare™Muscle Sensor” (Imagen 24.24), el cual capta la actividad eléctrica del músculo donde se posiciona y entrega una señal de voltaje análogo que representa la contracción que realiza el músculo.



a) b)

Imagen 24. a) Tarjeta MyoWare™Muscle Sensor y b) Plano de conexiones MyoWare™Muscle Sensor.
Fuente: https://www.seeedstudio.com/Grove-GSR-sensor-p-1614.html.

Los electrodos del sensor se colocan en el antebrazo sobre el músculo flexor común superficial de los dedos como se ve en la Imagen25, se encuentra en la parte interna y anterior del antebrazo. Este músculo tiene como función flexionar las uniones interfalángicas proximales de los dedos segundos a quinto de la mano.

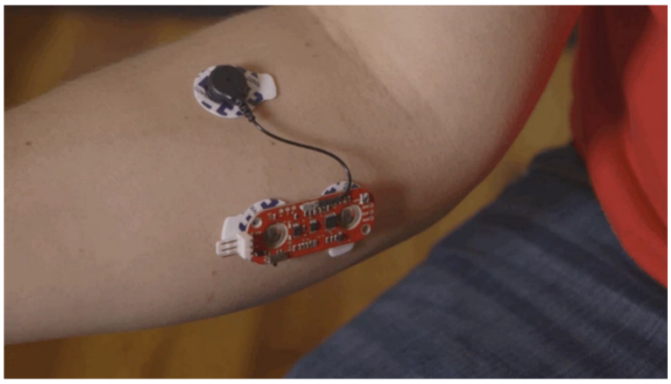


Imagen 25. Colocación del sensor Myoware.
Fuente: https://www.kickstarter.com/projects/312488939/myowaretm-harness-the-power-of-your-muscle-signals?lang=es

1.2.1.4 *Sistema microcontrolado (16)*

Luego de colocar los electrodos de los sensores en las partes necesarias del cuerpo del individuo, se conectan las salidas de voltaje de los sensores al sistema microcontrolado, en este caso un microcontrolador ARDUINO MEGA o TENSY con una velocidad de reloj de 16 MHz. Las señales obtenidas son medidas en voltaje, los cual se adquiere por tres canales de conversión análoga digital (ADC). En la Imagen26, es posible observar el diagrama de la conexión de los sensores y el sistema microcontrolado, al igual que las señales que se pretenden obtener.

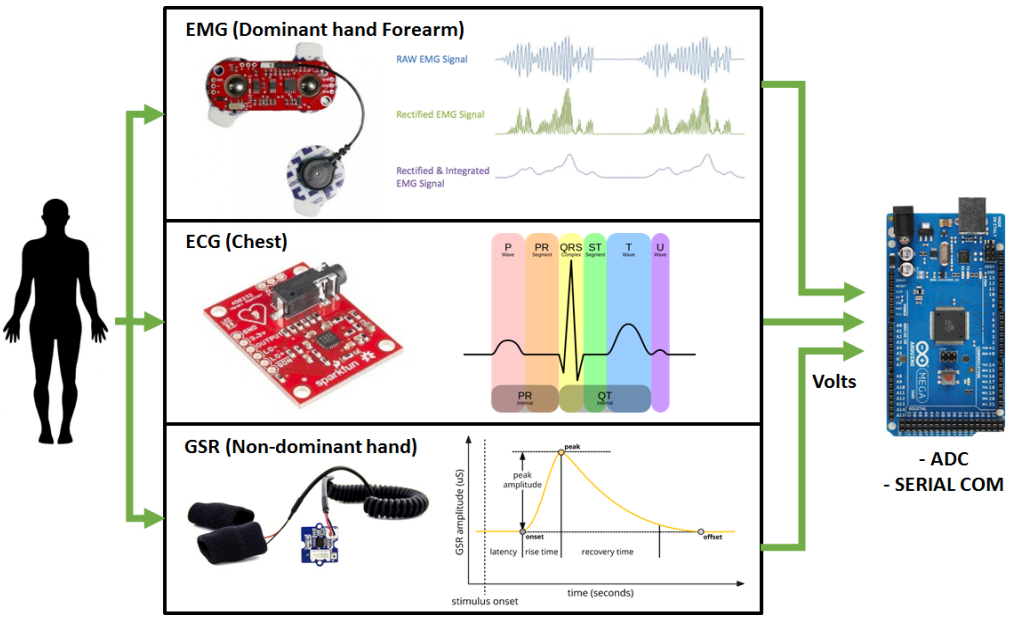


Imagen 26. Diagrama de bloques del sistema microcontrolado. Fuente: Autor.

El tiempo que le toma al microcontrolador realizar la adquisición de los datos de los tres sensores y el envío por medio de comunicación serial tiene un valor promedio de 7,232 ms, valor que representa el tiempo de muestreo, el valor aproximado de la frecuencia de muestreo es de 138,27 Hz. La frecuencia de muestreo es adecuada para la adquisición de las tres señales ya que para la señal ECG, cuya adquisición es más crítica al tratarse de una señal periódica cuya forma es estándar, la frecuencia de muestreo recomendada es 100 Hz – 500 Hz [43], para la señal GSR la frecuencia de muestreo recomendada es de 10 Hz o mayor[40], y para la señal EMG la frecuencia de muestreo recomendada es de 100 Hz a 1 kHz [91].

1.2.2 Acondicionamiento (LabVIEW®)

Para la construcción del aplicativo se utiliza el software LabVIEW®, debido a las ventajas que proporciona en el desarrollo de sistemas de medidas y control como: análisis de datos, procesamiento de señales, arquitectura abierta que permite la integración de cualquier dispositivo de hardware y cualquier enfoque de software al integrar programación gráfica, basada en texto y otros lenguajes de programación.

En primera instancia el software procesa la información que es enviada del microcontrolador al PC. El usuario por medio de un control indica la ventana de tiempo en la que desea adquirir la información en segundos, para así continuar con el proceso.

El software comienza a construir los vectores con las muestras de las señales captadas por los sensores durante el tiempo determinado por el usuario en segundos. Para que el programa sepa cuantas muestras debe tomar de cada señal se divide el tiempo ingresado por el usuario en la interfaz gráfica por el tiempo de muestreo. Luego se genera un ciclo que recibe la trama de información proveniente del microcontrolador, comprueba que la trama llegue correctamente, si llega correctamente se separan los datos y se extrae la información de la señal ECG, GSR y EMG, junto con el tiempo de muestreo que indicará la señal. En caso contrario se descarta la trama y se recibe la siguiente.

Para cada una de las señales se realiza un acondicionamiento por software que permite visualizar la señal en las unidades correspondientes. En primera instancia todos los datos digitales recibidos del microcontrolador son convertidos en valores de voltaje, obteniendo así, los valores de ECG y EMG. Para la señal GSR es necesario convertir el voltaje medido a un valor de conductancia cuya unidad son los Siemens (S). En la Imagen27Imagen 27. Interfaz de usuario del panel de adquisición de las señales.

Fuente: Autor. se muestra la interfaz de usuario en la cual se observa el registro de las tres señales junto con los indicadores numéricos y gráficos de adquisición de las señales.

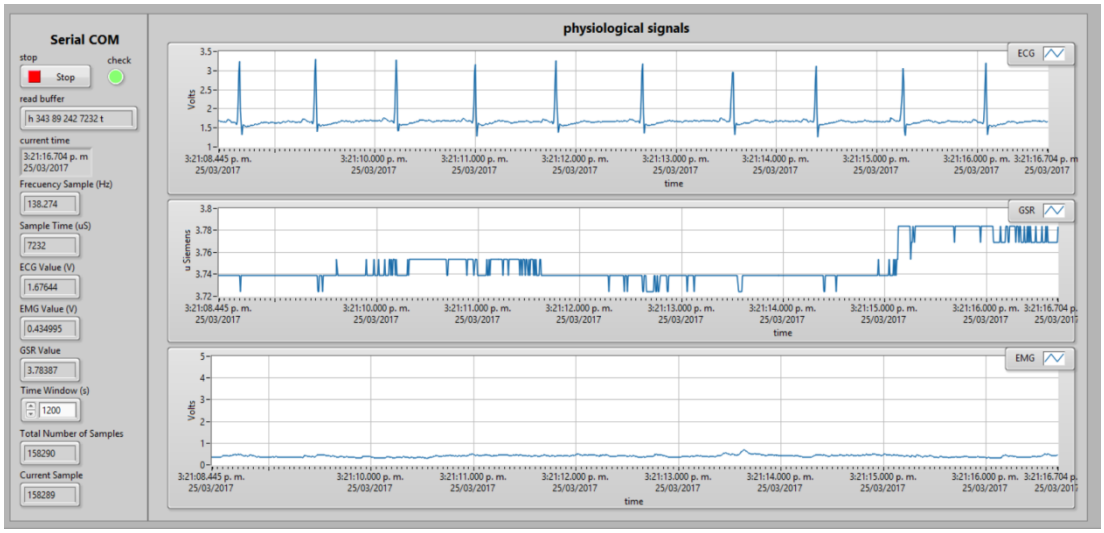


Imagen 27. Interfaz de usuario del panel de adquisición de las señales. Fuente: Autor.

Una vez se efectúa la construcción de los vectores con el número de muestras en la ventana de tiempo definida, se realiza el filtrado de cada una de las señales para realizar la extracción de métricas. Igualmente se dispone de una interfaz gráfica (Imagen28) que permite visualizar las señales registradas y las señales filtradas, esto con el fin de poder realizar una inspección visual sobre las señales.

1.2.2.1 *Filtrado del ECG [92]*

El filtrado de la señal ECG elimina contaminantes de la señal que alteran su forma, estos contaminantes pueden ser clasificados en:

- Interferencia en la línea eléctrica.
- Pop de electrodo o ruido de contacto.
- Artefactos de movimiento del paciente-electrodo.
- Ruido electromiográfico (EMG).
- Línea de base errante.

Por lo general, el hardware de adquisición de señales de ECG puede eliminar la interferencia de la línea eléctrica. Sin embargo, la línea de base errante y otros ruidos de banda ancha no son fáciles de ser suprimidos por equipos de hardware. En cambio, el esquema de software es más potente y factible para el procesamiento de señal ECG sin conexión.

Para el filtrado de la señal ECG se emplea una transformación wavelet Daubechies6 (db06) porque este tipo de wavelet es similar a la señal real del ECG, con un umbral de frecuencia definido por la
Ecuación 4 para remover señales dentro de sub – bandas específicas.

$$threshold\ frecuency = \frac{log_2 2 * t}{log_2 N}$$

Ecuación 4:

Donde:

- t es el tiempo que dura el muestreo de toda la señal ECG.
- N es el número total de muestras del vector ECG Raw.

Para remover el ruido de banda ancha es posible realizar un proceso en el cual se descompone la señal ECG en varias sub bandas aplicando transformada wavelet, luego modifica cada coeficiente wavelet aplicando una función umbral, por último, se reconstruye la señal ECG y se obtiene la señal ECG sin ruido de banda ancha.

1.2.2.2 *Filtrado del GSR*

Para filtrar la señal GSR y acondicionarla se aplica primero un filtro de media de 5 muestras con el fin de suavizar la señal registrada. Luego se realiza un proceso de disminución de resolución del muestreo en factor de 10. Por último, se aplica un filtro Butterworth pasa bajos con frecuencia de corte de 60 Hz y orden 2, para eliminar ruidos en la señal.

1.2.2.3 *Filtrado del EMG*

Para filtrar la señal EMG y acondicionarla se aplica un filtro de media de 5 muestras con el fin de suavizar la señal registrada.

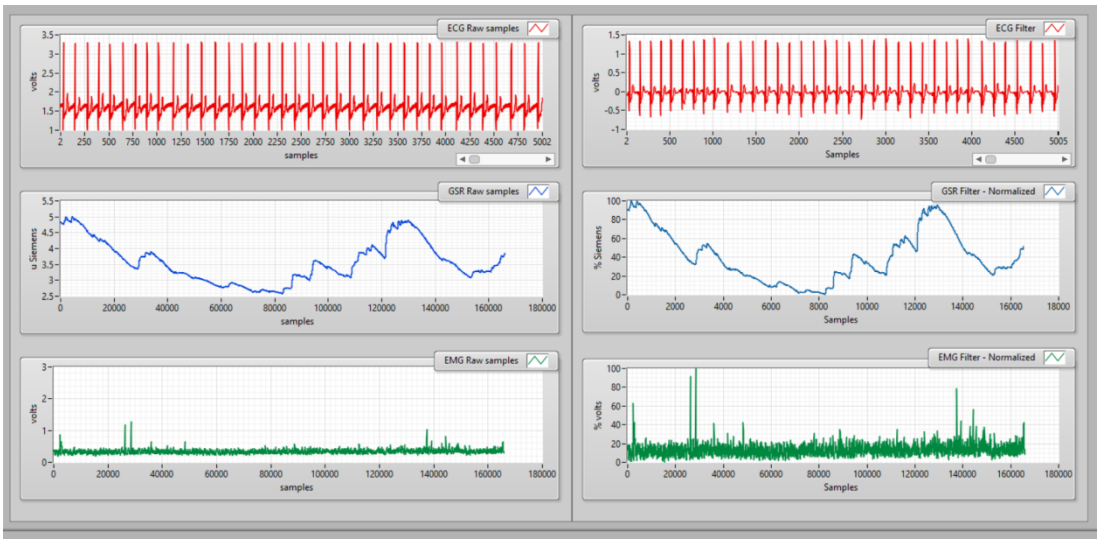


Imagen 28. Interfaz de usuario del panel de filtrado de las señales. Fuente: Autor.

1.2.3 Extracción de características de las señales fisiológicas

Una vez que se acondicionan las señales se prosigue a realizar la extracción de métricas. Para la extracción de métricas se realiza una segmentación de los vectores de las señales en intervalos que representen una ventana de tiempo de 1 minuto. Esto se realiza con el fin de determinar minuto a minuto cómo se comportan cada una de las señales fisiológicas mientras el individuo juega. En la Imagen29, se puede observar la interfaz de usuario generada para visualizar el proceso de extracción de métricas de cada una de las señales.

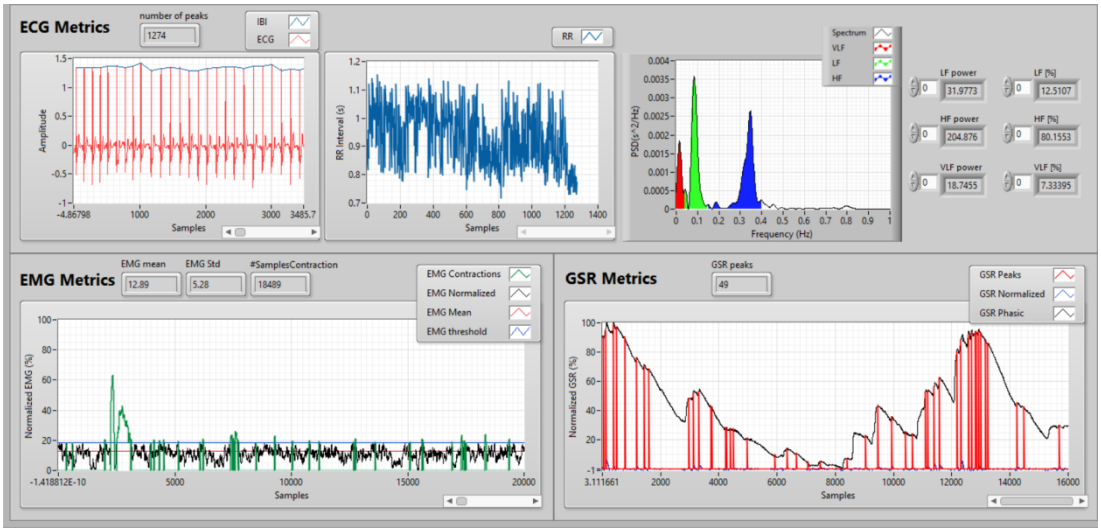


Imagen 29. Interfaz de usuario para visualización del proceso de extracción de métricas de las señales fisiológicas.
Fuente: Autor.

1.2.3.1 *Métricas de la señal ECG*

Las métricas que se desean obtener para la señal ECG son el ritmo cardiaco, y la relación entre potencias de los espectros de baja frecuencia y alta frecuencia de la variabilidad del ritmo cardiaco.

- BPM (Ritmo cardiaco): Para obtener el ritmo cardiaco de la señal ECG, primero se obtienen las muestras de la señal que corresponden al primer minuto, luego se analiza la porción del vector para detectar el pico de la onda R de la señal, y se cuentan cada uno de estos picos para saber cuántos latidos hubo por minuto.
- Relación LF/HF (espectro de frecuencias/ variabilidad del ritmo cardiaco): Para hallar la relación entre la potencia de las bandas de frecuencia bajas y altas de la variabilidad del ritmo cardiaco primero se halla la señal que represente el intervalo RR, para esto se calcula el tiempo entre picos R consecutivos detectados para el ritmo cardiaco y se construye la señal. Luego a esa señal se le aplica una transformada rápida de Fourier para obtener la densidad espectral de potencias del espectro de frecuencias de las bandas que representan el comportamiento del sistema nervioso autónomo simpático y parasimpático. Por último, se halla la relación entre la densidad de la banda de baja frecuencia sobre la banda de alta frecuencia.

1.2.3.2 *Métricas de la señal GSR [40]*

Para obtener el número de picos que hay por minuto de la señal GSR registrada se procede de la siguiente manera:

- Se obtienen los valores máximos y mínimos del segmento de la ventana de tiempo de la señal GSR.
- Se realiza la normalización de la señal.
- Se obtiene la señal fásica de GSR restando la señal GSR normalizada con la señal filtrada con un filtro de media en una ventana de tiempo de 10 segundos.
- Se detectan los picos de la señal fásica.
- Por último, se realiza el conteo del número de picos SCR.

1.2.3.3 *Métricas de la señal EMG [45]*

Para obtener el número de muestras en las cuales se detecta una contracción muscular que hay por minuto de la señal EMG registrada se procede así:

- Obtención de los valores máximos y mínimos de la señal EMG.
- Normalización de la señal
- Obtención de la media y obtención de la desviación estándar.
- Suma de la media y la desviación estándar ´para obtener el umbral de contracción para la detección.
- Conteo del número de muestras que representan una contracción muscular por encima del umbral.

Después de obtener cada una de las métricas por minuto se visualizan en una interfaz gráfica para obtener un registro visual del comportamiento de cada una de las señales por ventana de tiempo, en este caso por cada minuto (Imagen 30).

Imagen 30. Interfaz de usuario para visualización de métricas de las señales fisiológicas por minuto.
Fuente: Autor.

1.3 FASE II: CORRELACIÓN Y ANÁLISIS

1.3.1 Clasificación y etiquetamiento de emociones

Una vez que se definen y se caracterizan las señales fisiológicas para la detección de emociones, se debe seleccionar un modelo de etiquetamiento de emociones, el cual le permite a los sistemas digitales y los algoritmos identificar una cierta emoción o un parámetro relacionado a estas a partir de la información característica de cada señal fisiológica. Para nuestro estudio se tomó como referencia el modelo Afectivo de Russel [33], el cual es un modelo dimensional. El Modelo Afectivo de Russell es un modelo gráfico, el cual permite una representación de los estados afectivos dentro del mismo. Es un modelo bidimensional que consta de dos ejes: el eje horizontal comprende lo que es la valencia positiva y negativa, y el eje vertical comprende lo relacionado a la agitación o activación alta y baja (Imagen 31). Este modelo consta de un total de 28 estados afectivos distribuidos en los cuatro cuadrantes; esta distribución se realizó con base en pruebas realizadas a lo largo de la investigación de Russell.

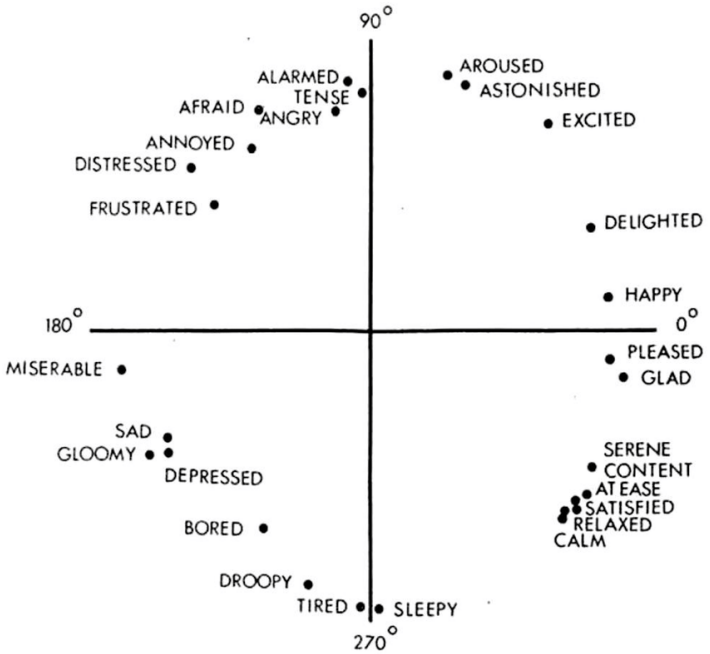


Imagen 31. Modelo para la representación de Estados Afectivos de Russell. Fuente: [33]

La relación entre personalidad y emociones se ha revisado extensivamente en la psicología social. La teoría de Eysenck propone que se requiere más estimulación externa para las personas extrovertidas que introvertidas, y que las personas neuróticas son estimuladas más fácilmente. Sin embargo, se encuentran pocos trabajos que a nivel computacional hayan trabajado esta relación directa. Un ejemplo puntual del uso del reconocimiento emocional y

rasgos de personalidad se encuentra en [93], en donde se creó una base de datos con información de individuos que tomaron el test de personalidad Big Five y se sometieron a un experimento de laboratorio en donde el individuo veía una serie de video mientras se captaban sus respuestas fisiológicas como ECG, EEG, GSR, video facial, etc. En diferentes estudios se investiga la relación entre la personalidad y la emoción en un individuo, se ha encontrado que la extraversión de Eysenck está relacionada con los parámetros de Activación de Russell, y que el neuroticismo de Eysenck está relacionado con los parámetros de Valencia de Russell [94]–[96].

Para el trabajo planteado se utilizarán dos fuentes de información para identificar las emociones en cada uno de los cuatro cuadrantes del modelo afectivo de Russell. Para el eje de Activación (Arousal) se utilizan las señales fisiológicas cuyas características están directamente relacionadas con la excitación y relajación del individuo, como se ha descrito en los apartados anteriores. Para el eje de Valencia (Valence) se utilizará el denominado cuestionario PANAS (Positive and Negative Affect Schedule) el cual es un cuestionario de 20 elementos para medir eventos positivos y negativos desarrollado por Watson, Clark y Tellegen. Con estos dos conjuntos de valores clasificaron las emociones que puede estar sintiendo un individuo.

Para poder realizar la correlación se obtienen los valores de los cuestionarios: EPI el cual fue contestado con anterioridad por la muestra poblacional y el PANAS el cual es contestado inmediatamente después de haber terminado la aplicación del estímulo, en este caso la ejecución del video juego, además de haberse terminado de registrar las señales. En la Imagen32 se muestra la interfaz que permiten ingresar los valores.

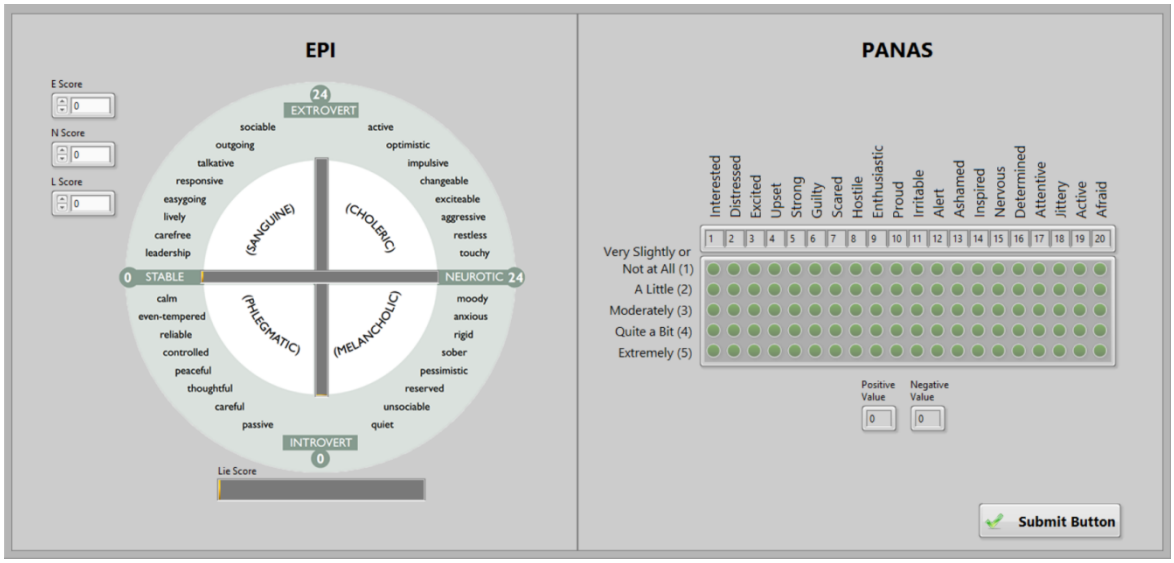


Imagen 32. Interfaz de Usuario para ingresar valores del EPI y responder cuestionario PANAS.
Fuente: Autor.

1.3.2 Correlación de emociones con rasgos de personalidad

Para realizar la correlación de los dos modelos se obtienen los valores de activación (Arousal) para cada una de las señales ECG (BPM, HRV), GSR y EMG, y se realizó el siguiente procedimiento para obtener un valor de referencia que permitió compararlos con los valores obtenidos por el EPI:

- Se calcula la media y la desviación estándar de los minutos en donde se registran las señales en las cuales el sujeto de estudio está en reposo o en estado de “relajación”.
- Estos valores se suman y se restan para obtener dos umbrales (por encima y por debajo de la media de las muestras).
- Se comparan los minutos restantes con estos valores, si el dato de la métrica en el minuto está por encima del umbral positivo se cuenta como una activación, si está por debajo se cuenta como una relajación.
- Al final los valores obtenidos son representados por medio de indicadores gráficos en la interfaz.

Una vez que se obtiene este dato para cada una de las señales se muestran de forma gráfica sobre una imagen del modelo afectivo de Russel en el eje de Activación. De igual forma se muestra sobre el mismo modelo el valor obtenido entre la resta de los puntajes positivo y negativo para el eje de Valencia. Junto a esta grafica se muestra, igualmente, los valores obtenidos por el EPI para comparación visual directa entre los dos modelos (personalidad – afectivo). En la Imagen 33. Es posible observar la interfaz.

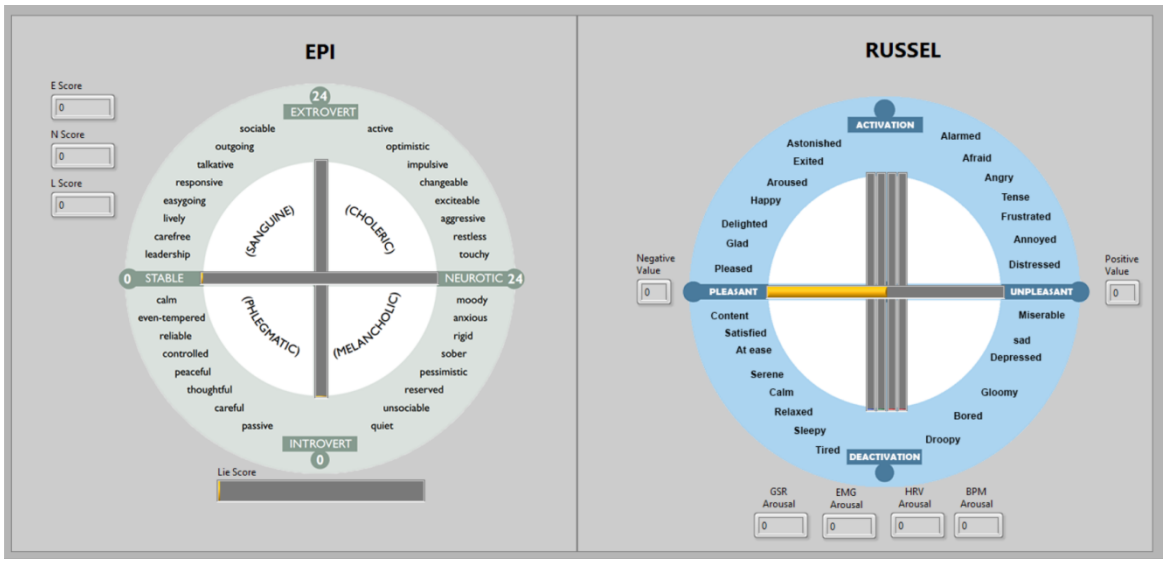


Imagen 33. Interfaz de Usuario para mostrar los resultados EPI – RUSSEL. Fuente: Autor.

Para observar la relación de los resultados de los modelos propuestos como marcos de medición (EPI – RUSSEL), se propone la siguiente tabla de resultados (Tabla 4) en donde se agruparan los valores obtenidos de las señales y el cuestionario PANAS en relación al resultado de personalidad obtenido en el EPI para cada uno de los sujetos

S	Indicador PANAS	Indicador GSR	Russel GSR	Indicador BPM	Russel BPM	Indicador HRV	Russel HRV	Indicador EMG	Russel EMG	EPI
1										
2										
3										
4										
6										
7										
8										
9										
10										
12										
%										

Tabla 4. tabla de correlación que agrupan los diferentes resultados de las señales y el cuestionario PANAS con respecto personalidad obtenida del cuestionario EPI.

1.4 FASE III ESTIMULACIÓN DE EMOCIONES

Una vez construido el sistema prototipo para la detección de las métricas que permitirán identificar la emoción y correlacionarla con rasgos de personalidad es necesario identificar la herramienta para estimular las emociones en el individuo. Para realizar la estimulación de las emociones se selecciona un videojuego partiendo de los criterios expuestos a continuación.

1.4.1 Selección del video juego

Según un estudio realizado por Nick Yee [97], se dice que la motivación o preferencia por un género de videojuego especifico está relacionado directamente con los rasgos de la personalidad del jugador. En este estudio se toma como referencia el modelo de personalidad propuesto por el Big Five para relacionar rasgos de personalidad y géneros de videojuegos (Imagen 34). En el estudio realizado por Yee se relacionan géneros de videojuegos con 3 tipos de personalidad: extroversión, escrupulosidad, y apertura a la experiencia, de estas relaciones se crean tres grupos diferentes: acción – social, maestría – logro, inmersión – creatividad.

- El grupo acción – social es la expresión de la extraversión en el contexto de los videojuegos, en este grupo se ubican características como busca de emoción, sociabilidad, interés en armas de fuego y explosiones, y afirmación social en forma de competencia.
- El grupo de maestría – logro (enfocado en logros a largo plazo o planeación) se relaciona con la escrupulosidad.
- Por último, el grupo de inmersión – creatividad (enfocado en fantasía y descubrimiento) se relaciona con la apertura a la experiencia.

Imagen 34. Relación entre tres rasgos de personalidad del Big Five y género de video juegos.
Fuente: [97]

A partir de estos resultados, se procede a hacer la selección del video juego. El video juego comercial se seleccionó con dos criterios básicos: el primero es que el video juego no debe pertenecer a categorías que estén directamente relacionadas con la extroversión, esto para que el videojuego no tenga influencia directa sobre personalidades extrovertidas o introvertidas, el segundo criterio es que debe ser un ambiente virtual que proponga tareas o retos que el individuo deba resolver con una dificultad baja-media y con una introducción al modo de juego relativamente corta, esto para que el individuo no pase el mayor tiempo de la prueba entendiendo la historia del ambiente virtual, sino interactuando con las pruebas.

A partir de estos criterios se decidió escogen un videojuego de tipo puzzle, los cuales ponen a prueba el ingenio del jugador para la resolución de problemas, que pueden ser de índole matemático, espacial o lógico. Dentro de este género se escogió el videojuego Portal 2. El videojuego Portal 2 "*es un videojuego de lógica en primera persona para un solo jugador desarrollado por Valve Corporation. El juego consta principalmente de una serie de rompecabezas que deben ser resueltos teletransportando al personaje y objetos simples usando el «Aperture Science Handheld Portal Device», un dispositivo que puede crear portales interespaciales entre dos superficies planas. El individuo es desafiado por una inteligencia artificial llamada GLaDOS (Genetic Lifeform and Disk Operating System) para completar cada puzzle en el Aperture Science Enrichment Center usando el arma de portales. La física única del juego permite que se mantenga el impulso a través de portales, lo que requiere un uso creativo de estos para maniobrar mediante las cámaras de prueba*" [98]. En la Imagen35 se muestra una imagen del videojuego con los elementos claves descritos, como la cámara, los portales, el dispositivo para crear portales y algunos objetos con los que tiene que interactuar el jugador.

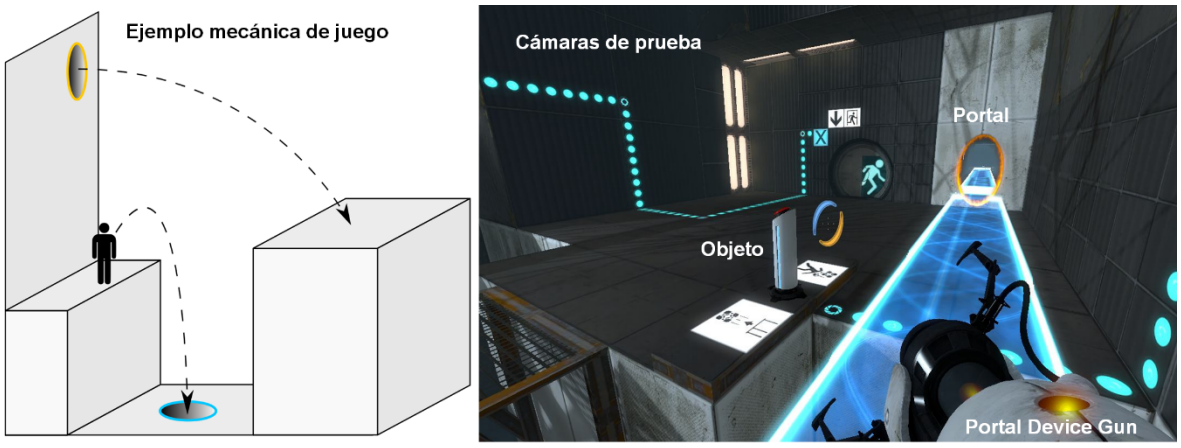


Imagen 35. Imagen gameplay Portal 2.
Fuente: http://net.archbold.k12.oh.us/ahs/web_class/Fall_14/PORTAL2_SCHELLING/IMAGES/Gameplay2.jpg

Cabe aclarar que los individuos que actualmente se consideran que están dentro población laboral o apta a laborar, alguna vez ha tenido contacto con un videojuego. Según un informe del 2016 de la Asociación de Software de Entretenimiento (Entertainment Software Association, ESA) [99], en Estados Unidos, el 51% de los hogares cuentan con una consola y el 42% de los estadounidenses son jugadores regulares (con 3 horas o más de juego por semana). La edad promedio de los jugadores es de 35 años para los hombres y para las mujeres es de 44 años. De la población total estudiada el 41% son mujeres y el 59% son hombres (Imagen36).

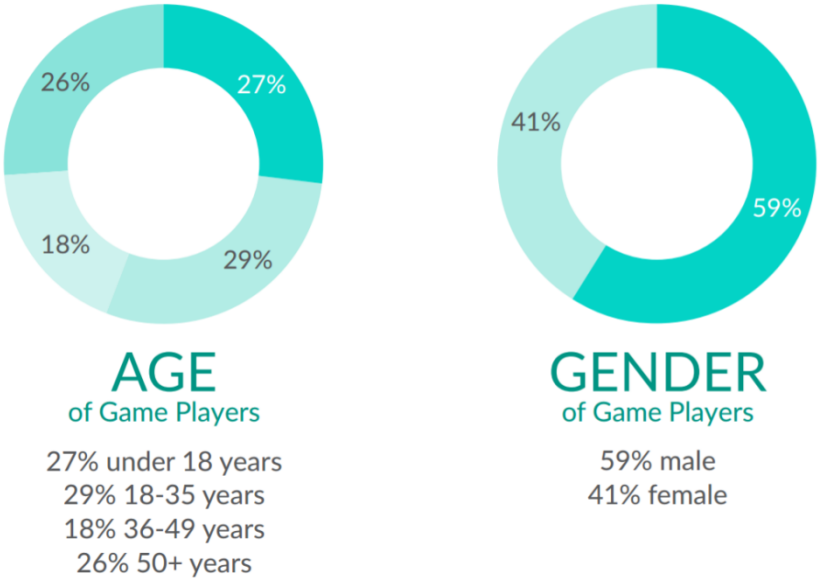


Imagen 36. Porcentajes demográficos de jugadores de videojuegos.

Fuente:

1.5 EVALUACIÓN DE LA RESPUESTA DEL SISTEMA

1.5.1 Protocolo de pruebas

Para realizar las pruebas del sistema se define una serie de tareas en las cuales se resumen tres momentos importantes: El primer momento es el de relajación, el cual asegura que las métricas obtenidas de las señales fisiológicas del individuo reflejen un estado de calma, esta ventana de tiempo servirá como referencia para realizar la comparación posterior de los datos obtenidos en los minutos posteriores. El segundo momento hace referencia a la interacción del individuo con el videojuego, se registran las señales y se obtienen las métricas por cada minuto tanto en el periodo de la relajación como durante el videojuego. El tercer momento hace referencia al ingreso de los valores del EPI obtenidos con anterioridad por medio de un cuestionario virtual, la obtención de las respuestas del cuestionario PANAS por el individuo y la obtención grafica del comportamiento de cada una de las métricas que resumen como se sintió el individuo durante la sesión de juego.

Se dispone de un computador para ejecutar software para la detección de emociones, el video y el video juego. Como hardware adicional se utilizan un monitor, un teclado y un mouse como periféricos externos al equipo de cómputo principal, los cuales manipulará el individuo en el momento de la prueba. En la Imagen36, se muestran a cuatro individuos y la disposición de los elementos para registrar las señales y manipular el juego y el software creado.

Para preparar a los individuos antes de interactuar con el sistema se les entrega un formato de consentimiento informado (ANEXO 1), en donde se les explica el procedimiento que se realizará durante la sesión de medición, si acceden y firman el consentimiento se procede a realizar las siguientes actividades:

1. Se conectan los sensores al cuerpo del sujeto por medio de electrodos desechables para el ECG y el EMG, igualmente se colocan las almohadillas con los electrodos del GSR.
2. Se realizan pruebas de adquisición de datos evidenciando que las señales se estén registrando correctamente en el software.
3. Se coloca audífonos al sujeto para aislar el ruido ambiente, y que el sujeto se concentre en los sonidos del videojuego.

Una vez el sujeto está listo con los sensores y demás elementos dispuestos correctamente sobre el cuerpo, se procede a aplicar el protocolo de pruebas (duración 25 minutos aprox.) realizando las siguientes actividades en orden secuencial:

1. Reproducción Video con música relajante (3 min): este paso pretende asegurar que el individuo se encuentre en estado de pasividad y relajación, se registran las señales y se extraen las métricas en este estado que servirán de base para la comparación de la actividad del sistema nervioso autónomo por medio de las métricas extraídas cuando el individuo se encuentre jugando.
2. Interacción del sujeto con el video juego (16 min): durante este periodo de tiempo el individuo interactúa con el videojuego, dependiendo de su desempeño es capaz de avanzar más cámaras o tableros encontrándose con retos de mayor dificultad que los anteriores. Durante todo el proceso la persona encargada del monitoreo de la prueba puede observar el registro en tiempo real de las señales, sin interrumpir la sesión de juego del individuo.
3. Ingreso de los valores obtenidos del EPI por el individuo: es este paso el encargado de monitorear la prueba, una vez acabado el registro de las señales, ingresa los valores de los puntajes E, N y L del individuo en el software, los cuales se obtuvieron con anterioridad.
4. Ingreso de respuestas el formulario PANAS: en este ítem el encargado de monitorear la prueba realizará las 20 preguntas al individuo que constan de una serie de 20 adjetivos y él individuo contesta un valor cuantitativo refiriéndose al grado que describe que tan fuerte sintió el adjetivo durante la prueba. Las respuestas son ingresadas por parte del encargado de monitorear la prueba.
5. Obtención de los valores visuales en las gráficas dispuestas en las interfaces de usuario para análisis, correlación y detección de emociones: Luego de ingresar toda la información necesaria al software, este mostrará los resultados de manera gráfica para ser interpretados por la persona encargada del monitoreo de la prueba. Se muestran los valores obtenidos tanto en el EPI como en el modelo afectivo de Russel que muestra el consolidado de las métricas de las señales y del cuestionario PANAS.
6. Obtención de un reporte en Excel con los datos de las señales y las métricas: Por ultimo para obtener un registro de la prueba se genera un reporte en Excel con toda la información generada por el software.

En la **Error! Reference source not found.**Imagen37 se muestra el registro fotográfico tomado durante la prueba de 4 individuos (tres hombres, una mujer) dos de ellos pertenecientes a quinto semestre y los otros dos a noveno semestre. En las fotografías es posible observar la disposición de los elementos de registro y manipulación durante la prueba.

Imagen 37. Sujetos probando el sistema prototipo.
Fuente: Autor.

Igualmente se registra en forma de video, el gameplay del individuo y el desempeño del aplicativo de software (Imagen 3837, Imagen38) para un registro adicional que sirva de insumo al análisis de los datos de comportamiento del individuo.

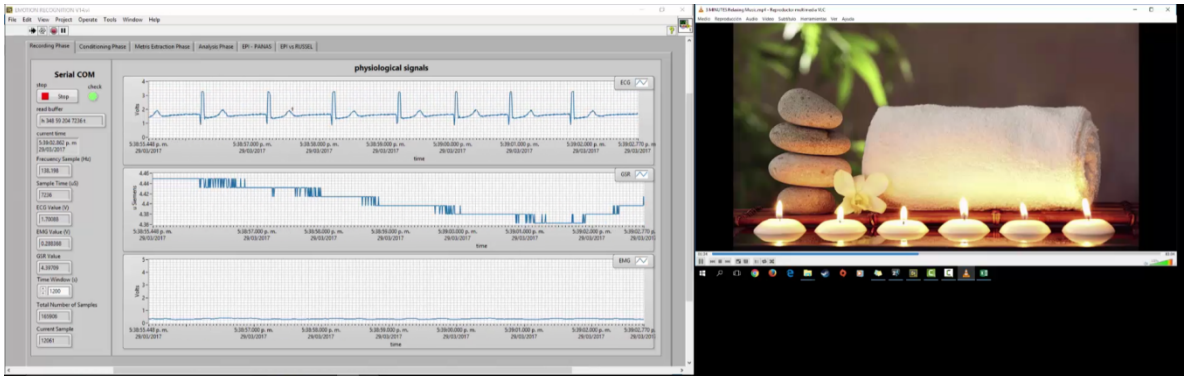


Imagen 38. Captura de pantalla de la interfaz de usuario de registro de señales y del video con música relajante.
Fuente: Autor.

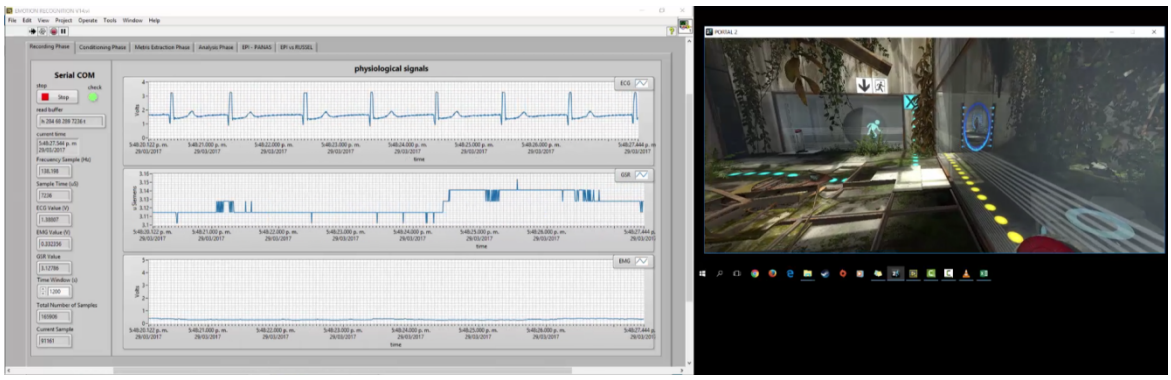


Imagen 39. Captura de pantalla de la interfaz de usuario de registro de señales y del video juego.
Fuente: Autor.

Como insumo demostrativo del trabajo se genera un link en donde es posible observar dos videos. El primer video realiza una explicación y demostración de la herramienta en funcionamiento. El segundo video muestra una sesión de registro de información y desempeño en pantalla dividida, en el cual se puede observar el software que observa el individuo que monitorea la prueba y la pantalla que observa el jugador durante la prueba.

Link a los videos:

https://drive.google.com/open?id=0B6GImgoLFtCVV2JKY2pGb2puS1U

2 DISCUSIÓN – RESULTADOS DE LA RELACIÓN MODELO RUSSEL – EPI

En la
Tabla 5 se puede observar un resumen de los resultados de los dos cuestionarios aplicados a los 12 individuos (EPI y PANAS) junto con la relación, para el caso del sujeto 5, no se utilizan las señales ya que la señal registrada del GSR presentaba mucho ruido y no tenía una forma adecuada para obtener las métricas respectivas.

S	EPI			PANAS			Grupo de personalidad según EPI	Estado del Individuo en la prueba según PANAS	Usar
	E Score	N Score	L Score	Positive Score	Negative Score	Difference			

01	16	6	4	31	16	15	SANGUINE	POSITIVO	SI
02	6	17	3	22	40	-18	MELANCHOLIC	NEGATIVO	SI
03	14	9	0	29	26	3	SANGUINE	POSITIVO	SI
04	11	11	1	47	14	33	PHLEGMATIC	POSITIVO	SI
05	13	10	1	36	26	10	SANGUINE	POSITIVO	NO
06	15	9	3	45	32	13	SANGUINE	POSITIVO	SI
07	14	18	3	27	16	11	CHOLERIC	POSITIVO	SI
08	12	12	4	17	16	1	NEUTRAL	POSITIVO	SI
09	12	11	4	23	16	7	STABLE - NEUTRAL	POSITIVO	SI
10	16	13	2	37	20	17	CHOLERIC	POSITIVO	SI
12	6	8	3	33	23	10	PHLEGMATIC	POSITIVO	SI

Tabla 5. Tabla resumen de los resultados de los cuestionarios EPI – PANAS de los 11 sujetos.
Fuente: Autor.

A continuación, se muestra de manera gráfica los resultados obtenidos por cada uno de los sujetos con respecto a las personalidades detectadas en la prueba:

Personalidad sanguínea

Para los sujetos con personalidad sanguínea (Imagen40, Imagen1 y Imagen42) es posible observar que el comportamiento de las señales HRV (Heart Rate Variability) se relacionan en los tres casos (sujeto 1 con un nivel de activación de 8, sujeto 3 con un nivel de activación de 6 y sujeto 6 con un nivel de activación de 7) estando por encima del punto medio del eje de activación de modelo Russel, de acuerdo con la imagen, el sujeto 1 y el sujeto 3 tiene valores de GSR (Galvanic Skin Response) por encima del punto medio del eje de activación de modelo Russel (correspondientes a un nivel de activación de 2), el sujeto 1 y el sujeto 6 tiene valores de BPM (Beats Per Minute) por encima del punto medio del eje de activación de modelo Russel (correspondientes a un nivel de activación de 9 y 6 respectivamente).

En los tres casos la señal de EMG (Electromyography) se mantiene por debajo del punto medio del eje de activación de modelo Russel.

Con respecto a los resultados del cuestionario PANAS se observa que existe relación entre ambos modelos (EPI y RUSSEL) ya que los valores se encuentran ambos se encuentran antes del punto medio del eje de Neuroticismo.

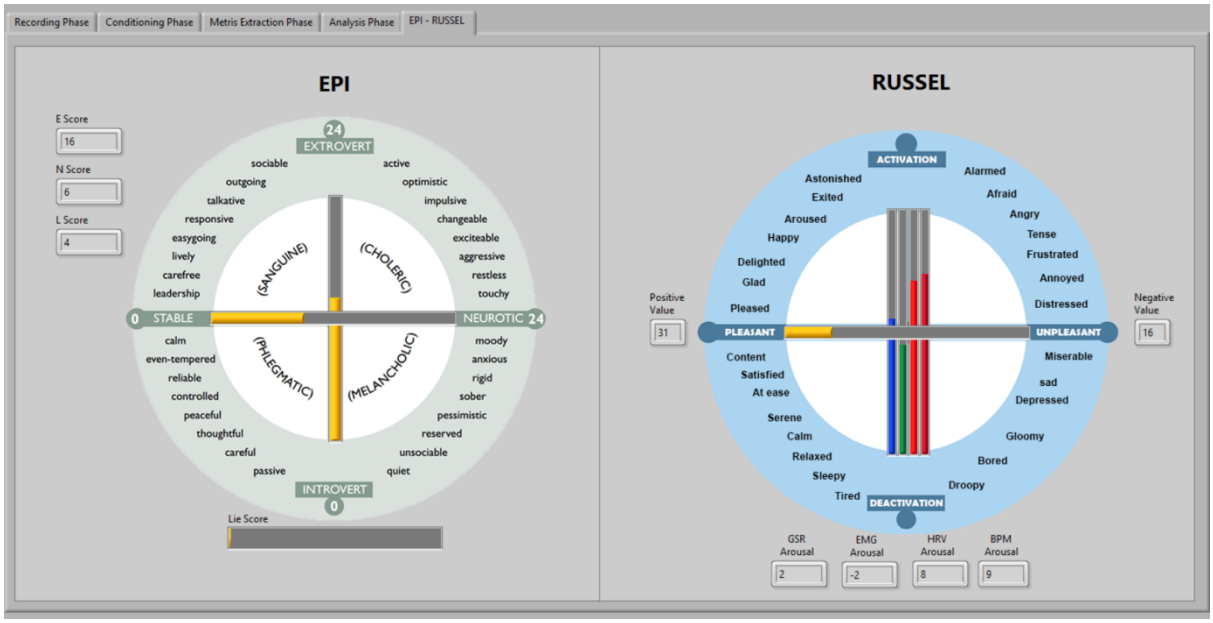


Imagen 40. Comparación visual entre el resultado de las señales del sujeto 1 con personalidad sanguínea.
Fuente: Autor.

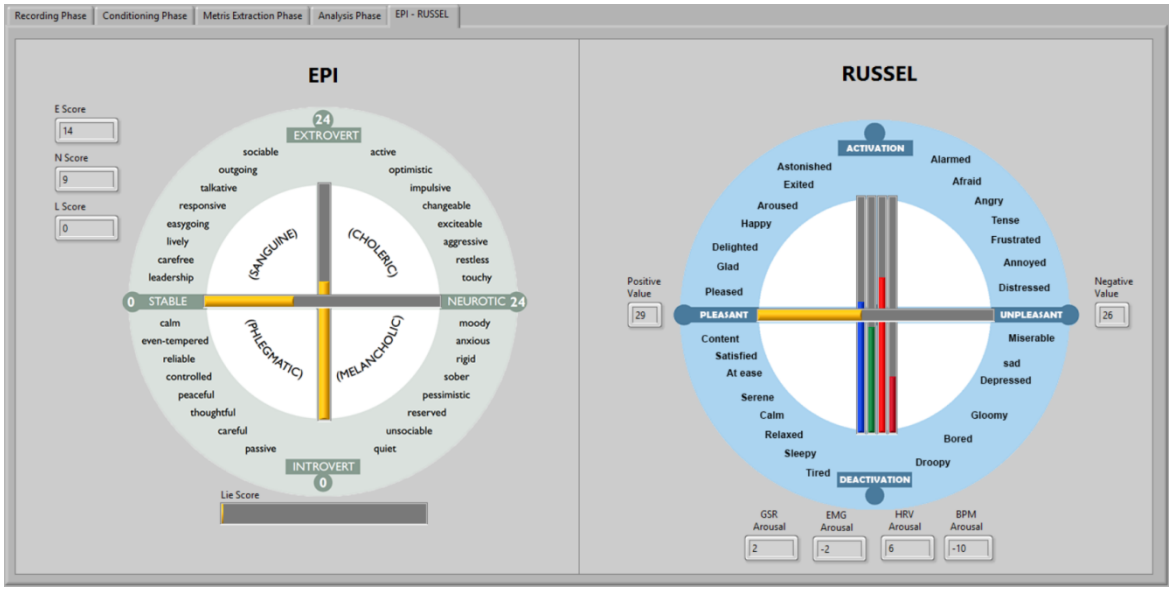


Imagen 41. Comparación visual entre el resultado de las señales del sujeto 3 con personalidad sanguínea.
Fuente: Autor.

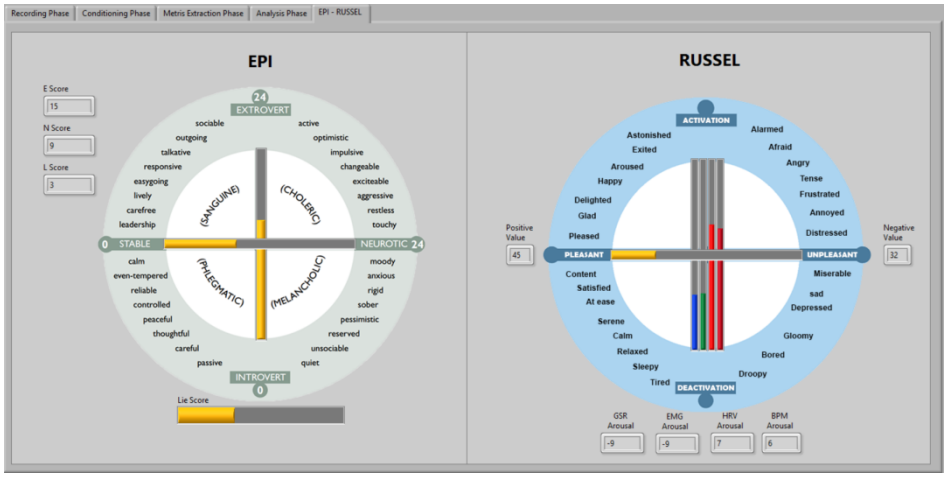


Imagen 42. Comparación visual entre el resultado de las señales del sujeto 6 con personalidad sanguínea.
Fuente: Autor.

Personalidad flemática

Para los sujetos con personalidad flemática (Imagen43 y Imagen44) es posible observar que el comportamiento de las señales GSR y EMG se relacionan estando ambas por debajo del punto medio del eje de activación de modelo Russel, de acuerdo con la imagen, el sujeto 4 tiene valores de activación de GSR de -6 y valores de activación de EMG de -10, el sujeto 11 tiene valores de activación de GSR de -6 y valores de activación de EMG de -10. Para el sujeto 4 la señal del HRV se encuentra por debajo del punto medio del eje de activación de modelo Russel con un valor de -17.

Con respecto a los resultados del cuestionario PANAS se observa que existe relación entre ambos modelos (EPI y RUSSEL) ya que los valores se encuentran ambos se encuentran antes del punto medio del eje de Neuroticismo.

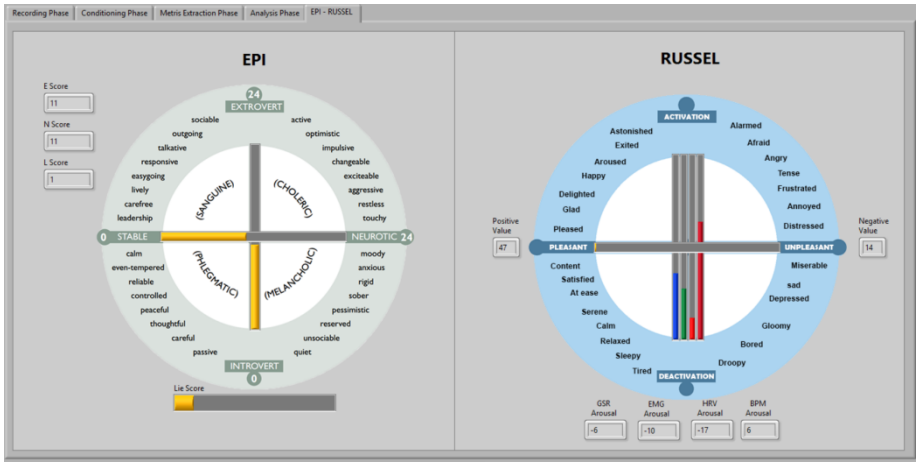


Imagen 43. Comparación visual entre el resultado de las señales del sujeto 4 con personalidad flemática.

Fuente: Autor.

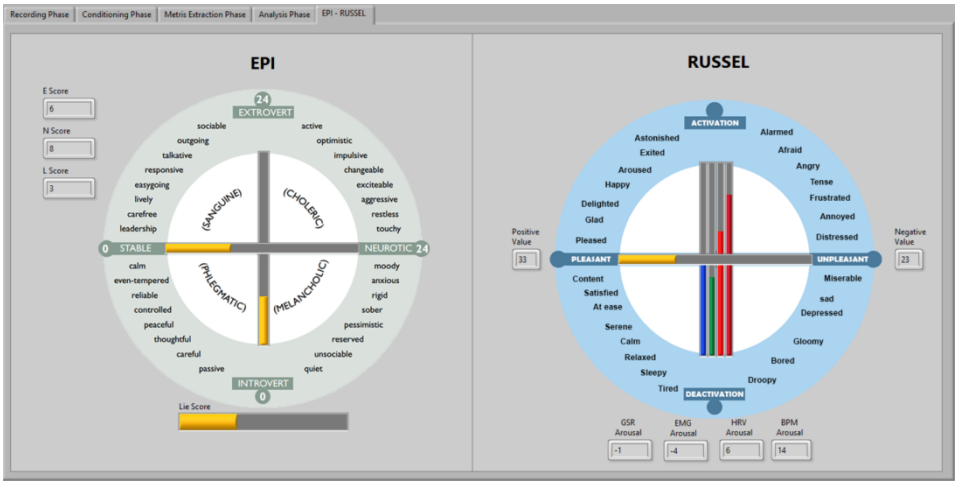


Imagen 44. Comparación visual entre el resultado de las señales del sujeto 12 con personalidad flemática.
Fuente: Autor.

Personalidad Colérica

Para los sujetos con personalidad colérica (Imagen 45 y Imagen) es posible observar que el comportamiento de las señales HRV y GSR se relacionan en los dos casos (sujeto 7 con un nivel de activación de 5 y 4 respectivamente, y sujeto 10 con un nivel de activación de 4 y sujeto 9 respectivamente) estando por encima del punto medio del eje de activación de modelo Russel.

Con respecto a los resultados del cuestionario PANAS se observa que en ambos casos no existe relación entre ambos modelos (EPI y RUSSEL), lo que implica que, aunque las señales reflejen relación de nivel de activación con el eje de extraversión del EPI, el rasgo detectados por el modelo Russel no corresponde a la detectados por el modelo EPI.

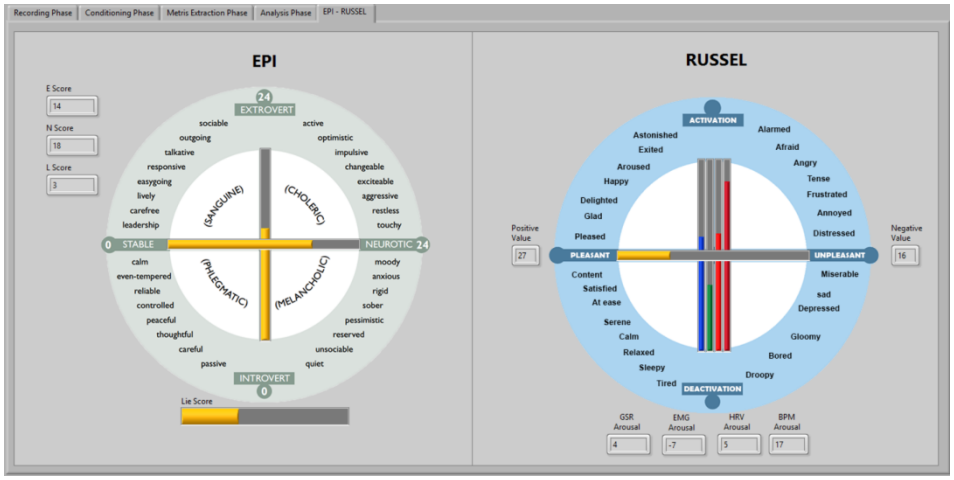


Imagen 45. Comparación visual entre el resultado de las señales del sujeto 7 con personalidad colérica.
Fuente: Autor.

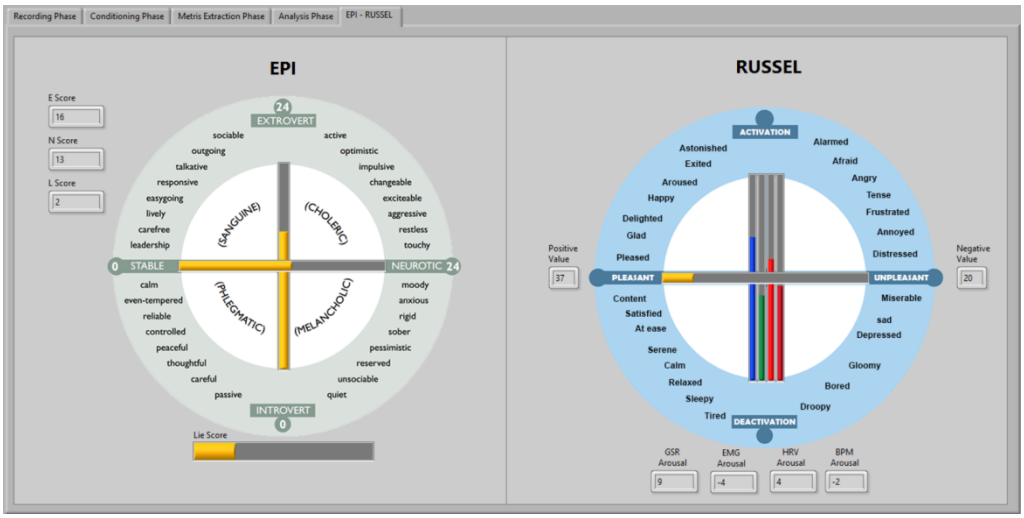


Imagen 46. Comparación visual entre el resultado de las señales del sujeto 10 con personalidad colérica.
Fuente: Autor.

Personalidad melancólica

Para el sujeto con personalidad melancólica (Imagen) es posible observar que el comportamiento de las señales GSR y EMG se relacionan estando ambas por debajo del punto medio del eje de activación de modelo Russel (la señal GSR con un nivel de activación de -5 y la señal EMG con un nivel de activación de -1).

Con respecto a los resultados del cuestionario PANAS se observa que existe relación entre ambos modelos (EPI y RUSSEL) ya que los valores se encuentran ambos se encuentran antes del punto medio del eje de Neuroticismo.

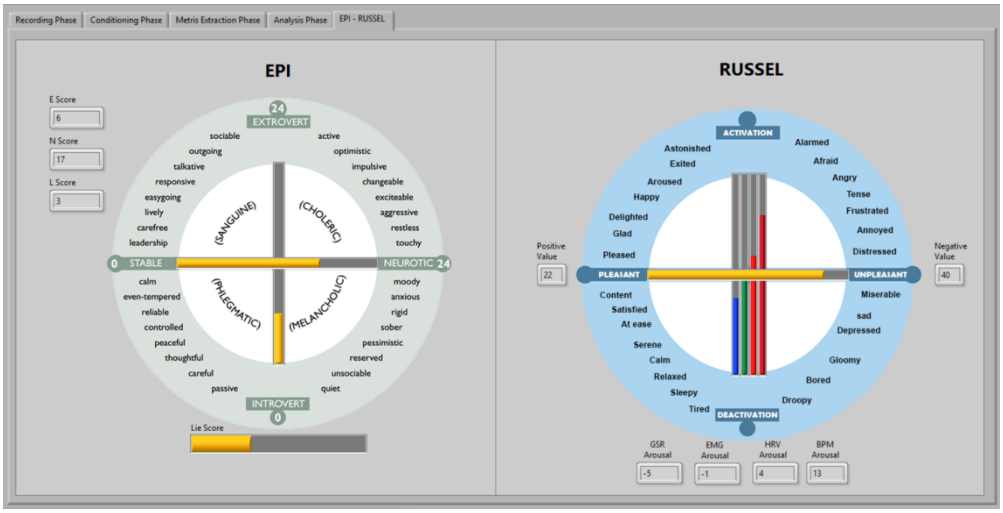


Imagen 47. Comparación visual entre el resultado de las señales del sujeto 2 con personalidad melancólica.
Fuente: Autor.

Personalidad neutral y estable – neutral

Para el sujeto con personalidad neutral (Imagen 48) no es posible observar una relación directa entre las señales del modelo Russel ni los datos del modelo EPI ya que las señales GSR, EMG y HRV se encuentran por debajo del punto medio del eje de activación de modelo Russel.

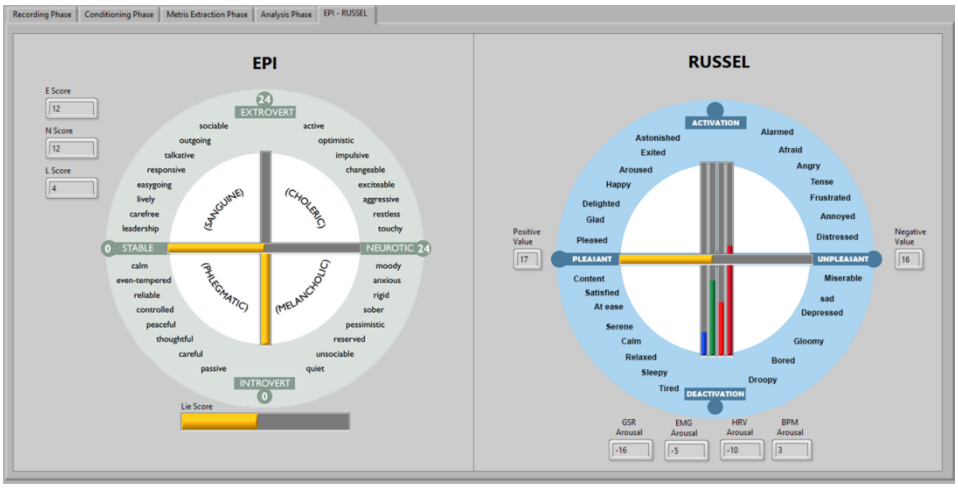


Imagen 48. Comparación visual entre el resultado de las señales del sujeto 8 con personalidad neutral.
Fuente: Autor.

Para el sujeto con personalidad estable - neutral (Imagen) es posible observar que el comportamiento de las señales BPM (Beat Per Minute) y HRV (Heart Rate Variability) se relacionan estando muy cerca del punto medio del eje de extraversión, de acuerdo con la imagen, obteniendo cierta similitud con el modelo

EPI. En ambos casos con respecto a los resultados del cuestionario PANAS se observa que existe relación entre ambos modelos (EPI y RUSSEL) ya que los valores se encuentran ambos se encuentran antes del punto medio del eje de Neuroticismo.

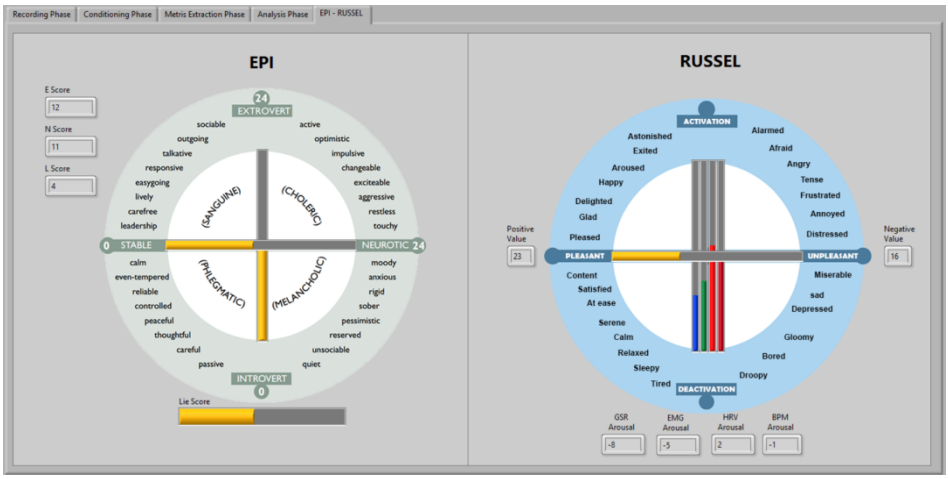


Imagen 49. Comparación visual entre el resultado de las señales del sujeto 9 con personalidad estable - neutral.
Fuente: Autor.

Una vez obtenidos los resultados para cada una de los sujetos, se ingresaron los valores en la Tabla 4 para resumir el desempeño de la plataforma en el momento de identificar tanto emociones como rasgos de personalidad. Para organizar la información se consideraron los valores obtenidos por: El indicador del cuestionario PANAS, los indicadores de las métricas GSR, BPM, HRV y EMG, la personalidad identificada por cada señal y el cuestionario PANAS y, por último, la personalidad obtenida por el sujeto en el cuestionario EPI (Tabla 6).

S	Indicador PANAS	Indicador GSR	Russel GSR	Indicador BPM	Russel BPM	Indicador HRV	Russel HRV	Indicador EMG	Russel EMG	EPI
1	Correcto	Correcto	Sanguíneo	Correcto	Sanguíneo	Correcto	Sanguíneo	Incorrecto	Flemático	Sanguíneo
2	Correcto	Correcto	Melancólico	Incorrecto	Colérico	Incorrecto	Colérico	Correcto	Melancólico	Melancólico
3	Correcto	Correcto	Sanguíneo	Incorrecto	Flemático	Correcto	Sanguíneo	Incorrecto	Flemático	Sanguíneo
4	Correcto	Correcto	Flemático	Incorrecto	Sanguíneo	Correcto	Flemático	Correcto	Flemático	Flemático
6	Correcto	Incorrecto	Flemático	Correcto	Sanguíneo	Correcto	Sanguíneo	Incorrecto	Flemático	Sanguíneo
7	Incorrecto	Correcto	Sanguíneo	Correcto	Sanguíneo	Correcto	Sanguíneo	Incorrecto	Flemático	Colérico
8	Correcto	Incorrecto	Relajación	Incorrecto	Activación	Incorrecto	Relajación	Incorrecto	Relajación	Neutral
9	Correcto	Incorrecto	Relajación	Incorrecto	Relajación	Incorrecto	Activación	Incorrecto	Relajación	Estable – Neutral
10	Incorrecto	Correcto	Sanguíneo	Incorrecto	Flemático	Correcto	Sanguíneo	Incorrecto	Flemático	Colérico
12	Correcto	Correcto	Flemático	Incorrecto	Sanguíneo	Incorrecto	Sanguíneo	Correcto	Flemático	Flemático
%	80	70	50	30	10	60	40	30	10	

Tabla 6. tabla de relación con los resultados de las señales y el cuestionario PANAS con respecto personalidad obtenida del cuestionario EPI.

En color verde es posible observar los valores que coinciden para el indicador considerado del modelo Russel, en este caso los ejes de activación (señales) y el eje de valencia (PANAS), y el valor de los ejes extraversión y neuroticismo del modelo EPI respectivamente.

Con respecto al cuestionario PANAS se ve un acierto del 80% entre el eje de valencia del modelo Russel y el eje de neuroticismo del modelo EPI para los 10

sujetos considerados para la prueba. Los dos valores que no coincidieron hacen referencia a los sujetos con personalidad colérica.

Con respecto al indicador de la señal GSR se ve un acierto del 70% entre el eje de activación del modelo Russel y el eje de extraversión del modelo EPI para los 10 sujetos considerados para la prueba.

Con respecto al indicador de la señal GSR se ve un acierto del 60% entre el eje de activación del modelo Russel y el eje de extraversión del modelo EPI para los 10 sujetos considerados para la prueba.

Con respecto a los indicadores de las señales BPM y EMG se ve un acierto de solo el 30% entre el eje de activación del modelo Russel y el eje de extraversión del modelo EPI para los 10 sujetos considerados para la prueba.

Por último, se obtiene una columna en el cual se indica la personalidad obtenida por el modelo Russel con respecto a cada una de las señales, debido a que dos de los resultados del cuestionario PANAS son incorrectos lleva a que el porcentaje de detección correcta del modelo con respecto a las señales GSR y HVR sea del 50 y del 40 por ciento respectivamente.

Si únicamente se consideran las 4 personalidades definidas en el modelo EPI (sanguínea, flemática, melancólica y colérica - Tabla 7) el sistema construido muestra un porcentaje de aciertos a partir de las señales GSR y HVR de 87.5% y de 75% respectivamente, que junto con el cuestionario PANAS (75%) muestran un porcentaje de detección de personalidad de 75%.

S	Indicador PANAS	Indicador GSR	Russel GSR	Indicador BPM	Russel BPM	Indicador HRV	Russel HRV	Indicador EMG	Russel EMG	EPI
1	Correcto	Correcto	Sanguíneo	Correcto	Sanguíneo	Correcto	Sanguíneo	Incorrecto	Flemático	Sanguíneo
2	Correcto	Correcto	Melancólico	Incorrecto	Colérico	Incorrecto	Colérico	Correcto	Melancólico	Melancólico
3	Correcto	Correcto	Sanguíneo	Incorrecto	Flemático	Correcto	Sanguíneo	Incorrecto	Flemático	Sanguíneo
4	Correcto	Correcto	Flemático	Incorrecto	Sanguíneo	Correcto	Flemático	Correcto	Flemático	Flemático
6	Correcto	Incorrecto	Flemático	Correcto	Sanguíneo	Correcto	Sanguíneo	Incorrecto	Flemático	Sanguíneo
7	Incorrecto	Correcto	Sanguíneo	Correcto	Sanguíneo	Correcto	Sanguíneo	Incorrecto	Flemático	Colérico
10	Incorrecto	Correcto	Sanguíneo	Incorrecto	Flemático	Correcto	Sanguíneo	Incorrecto	Flemático	Colérico
12	Correcto	Correcto	Flemático	Incorrecto	Sanguíneo	Incorrecto	Sanguíneo	Correcto	Flemático	Flemático
%	75	87.5	87.5	25	25	75	75	37.5	37.5	

Tabla 7. tabla de relación con los resultados de las señales y el cuestionario PANAS con respecto personalidad obtenida del cuestionario EPI.

Descripción puntual de la invención

Básicamente el hardware se compone de los electrodos para la medición de las señales ECG (10), EMG (11) y GSR (12) los cuales se conectan al sistema de adquisición de información (16) por medio de cables o de manera inalámbrica.

La unidad de adquisición (16) cuenta en su interior con una placa de desarrollo "Single Lead Heart Rate Monitor - AD8232" (21) para medir la actividad eléctrica del corazón proveniente del sensor (10). El integrado AD8232 es un bloque de acondicionamiento de señal para biopotenciales del ECG, está diseñado para extraer, amplificar y filtrar señales de biopotenciales pequeños en presencia de condiciones ruidosas, el integrado actúa como un amplificador operacional para obtener las señales de los complejos PR y QT. La señal obtenida por este circuito se entrega al microcontrolador (24) para acondicionamiento. Los electrodos del sensor (10) se colocan en los puntos mostrados en la Figura 3 para la medición de las derivaciones I, II y III, con el fin de disminuir la interferencia que se puede presentar por los movimientos de las extremidades durante la manipulación de los dispositivos de juego.

Se utiliza la placa de desarrollo "Grove – GSR sensor" (23), el cual contiene un integrado LM324 con cuatro amplificadores operacionales, este sensor entrega al microcontrolador (24) una señal de voltaje proporcional al cambio de voltaje medido entre los dos electrodos del sensor (12) (Figura 2). Los electrodos del sensor (12) se colocan en la falange media de los dedos índice y medio de la mano no dominante como se muestra en la Figura 1.

Se utiliza la placa de desarrollo "MyoWare™Muscle Sensor" (22), el cual capta la actividad eléctrica del músculo donde se posiciona por medio de los electrodos (11) y entrega una señal de voltaje análogo al microcontrolador (24) que representa la contracción que realiza el músculo (Figura 2). Los electrodos (11) del sensor se colocan sobre el musculo que se desea medir (Figura 1).

Luego de colocar los electrodos de ECG (10), EMG (11) y GSR (12) en las partes del cuerpo necesarias (Figura 1), se conectan por medio de los hilos conductores al sistema de adquisición (16) en el cual se encuentran los sensores (21), (22), (23) y el microcontrolador (24). Las señales obtenidas son medidas en voltaje, los cual se adquiere por tres canales de conversión análoga digital (ADC).

El microcontrolador se encarga de construir la trama de comunicación la cual será enviada por medio del módulo de comunicación serial por USB (25) al software de acondicionamiento de los datos, extracción de métricas, comparación y visualización de información (18), por medio de un cable USB (17). El software estará alojado en un PC (30) en el cual se ejecutará el videojuego (19) que servirá de estímulo durante la prueba.

En la figura 3 se describe el proceso realizado por el software de acondicionamiento de los datos, extracción de métricas, comparación y visualización de información (18). En primera instancia el software procesa la información que es enviada del sistema de adquisición de datos (16) al PC (30). El usuario por medio de un control indica la ventana de tiempo en la que desea adquirir la información en segundos, para así continuar con el proceso.

El software (18) comienza a construir los vectores con las muestras de las señales captadas por los sensores (21), (22), (23) durante el tiempo determinado por el usuario en segundos. Para que el programa sepa cuantas muestras debe tomar de cada señal se divide el tiempo ingresado por el usuario en la interfaz gráfica por el tiempo de muestreo. Luego se genera un ciclo que recibe la trama de información proveniente de la unidad de adquisición de datos (16), comprueba que la trama llegue correctamente, si llega correctamente se separan los datos y se extrae la información de la señal ECG, GSR y EMG, junto con el tiempo de muestreo que indicará la señal. En caso contrario se descarta la trama y se recibe la siguiente.

Para cada una de las señales se realiza un acondicionamiento por software que permite visualizar la señal en las unidades correspondientes. En primera instancia todos los datos digitales recibidos del microcontrolador son convertidos en valores de voltaje, obteniendo así, los valores de ECG y EMG. Para la señal GSR es necesario convertir el voltaje medido a un valor de conductancia cuya unidad son los Siemens (S).

Una vez se efectúa la construcción de los vectores con el número de muestras en la ventana de tiempo definida, se realiza el filtrado de cada una de las señales para realizar la extracción de métricas. Igualmente se dispone de una interfaz gráfica que permite visualizar las señales registradas y las señales filtradas, esto con el fin de poder realizar una inspección visual sobre las señales.

Filtrado de las señales ECG

El filtrado de la señal ECG elimina contaminantes de la señal que alteran su forma. Para el filtrado de la señal ECG se emplea una transformación wavelet Daubechies6 (db06) porque este tipo de wavelet es similar a la señal real del ECG, con un nivel de tendencia definido por la para remover señales dentro de sub – bandas. Para remover el ruido de banda ancha es posible realizar un proceso en el cual se descompone la señal ECG en varias sub bandas aplicando transformada wavelet, luego modifica cada coeficiente wavelet aplicando una función umbral, por último, se reconstruye la señal ECG y se obtiene la señal ECG sin ruido de banda ancha.

Filtrado de las señales EMG

Para filtrar la señal EMG y acondicionarla se realiza un proceso de reducción de muestras y luego se aplica un filtro de media de 5 muestras con el fin de suavizar la señal registrada.

Filtrado de las señales GSR

Para filtrar la señal GSR y acondicionarla se aplica primero un filtro de media de 5 muestras con el fin de suavizar la señal registrada. Luego se realiza un proceso de disminución de resolución del muestreo en factor de 10. Por último, se aplica un filtro Butterworth pasa bajos con frecuencia de corte de 60 Hz y orden 2, para eliminar ruidos en la señal.

Extracción de características de las señales fisiológicas

Una vez que se acondicionan las señales se prosigue a realizar la extracción de métricas. Para la extracción de métricas se realiza una segmentación de los vectores de las señales en intervalos que representen una ventana de tiempo de 1 minuto. Esto se realiza con el fin de determinar minuto a minuto cómo se comportan cada una de las señales fisiológicas mientras el individuo juega. En la Figura 30, se puede observar la interfaz de usuario generada para visualizar el proceso de extracción de métricas de cada una de las señales.

Métricas de la señal ECG

Las métricas que se desean obtener para la señal ECG son el ritmo cardiaco, y la relación entre potencias de los espectros de baja frecuencia y alta frecuencia de la variabilidad del ritmo cardiaco.
BPM (Ritmo cardiaco): Para obtener el ritmo cardiaco de la señal ECG, primero se obtienen las muestras de la señal que corresponden al primer minuto, luego se analiza la porción del vector para detectar el pico de la onda R de la señal, y se cuentan cada uno de estos picos para saber cuántos latidos hubo por minuto.
Relación LF/HF (espectro de frecuencias/ variabilidad del ritmo cardiaco): Para hallar la relación entre la potencia de las bandas de frecuencia bajas y altas de la variabilidad del ritmo cardiaco primero se halla la señal que represente el intervalo RR, para esto se calcula el tiempo entre picos R consecutivos detectados para el ritmo cardiaco y se construye la señal. Luego a esa señal se le aplica una transformada rápida de Fourier para obtener la densidad espectral de potencias del espectro de frecuencias de las bandas que representan el comportamiento del sistema nervioso autónomo simpático y parasimpático. Por último, se halla la relación entre la densidad de la banda de baja frecuencia sobre la banda de alta frecuencia.

Métricas de la señal GSR

Para obtener el número de picos que hay por minuto de la señal GSR registrada se procede de la siguiente manera: Se obtienen los valores máximos y mínimos del segmento de la ventana de tiempo de la señal GSR. Se realiza la normalización de la señal. Se obtiene la señal fásica de GSR restando la señal GSR normalizada con la señal filtrada con un filtro de media en una ventana de tiempo de 10 segundos. Se detectan los picos de la señal fásica. Por último, se realiza el conteo del número de picos SCR.

Métricas de la señal EMG

Para obtener el número de muestras en las cuales se detecta una contracción muscular que hay por minuto de la señal EMG registrada se procede así: Obtención de los valores máximos y mínimos de la señal EMG. Normalización de la señal. Obtención de la media y obtención de la desviación estándar. Suma de la media y la desviación estándar ´para obtener el umbral de contracción para la detección. Conteo del número de muestras que representan una contracción muscular por encima del umbral. Después de obtener cada una de las métricas por minuto se visualizan en una interfaz gráfica para obtener un registro visual del comportamiento de cada una de las señales por ventana de tiempo, en este caso por cada minuto.

Clasificación y etiquetamiento de emociones

Una vez que se definen y se caracterizan las señales fisiológicas para la detección de emociones, se debe seleccionar un modelo de etiquetamiento de emociones, el cual le permite a los sistemas digitales y los algoritmos identificar una cierta emoción o un parámetro relacionado a estas a partir de la información característica de cada señal fisiológica. Para nuestro estudio se tomó como referencia el modelo Afectivo de Russel, el cual es un modelo dimensional.

Para el sistema planteado se utilizarán dos fuentes de información para identificar las emociones en cada uno de los cuatro cuadrantes del modelo afectivo de Russell. Para el eje de Activación (Arousal) se utilizan las señales fisiológicas cuyas características están directamente relacionadas con la excitación y relajación del individuo, como se ha descrito en los apartados anteriores. Para el eje de Valencia (Valence) se utilizará el denominado cuestionario PANAS (Positive and Negative Affect Schedule). Con estos dos conjuntos de valores clasificaron las emociones que puede estar sintiendo un individuo.

Para poder realizar la correlación se obtienen los valores de los cuestionarios: EPI el cual fue contestado con anterioridad por la muestra poblacional y el PANAS el cual es contestado inmediatamente después de haber terminado la

aplicación del estímulo, en este caso la ejecución del video juego, además de haberse terminado de registrar las señales.

Correlación de emociones con rasgos de personalidad

Para realizar la correlación de los dos modelos se obtienen los valores de activación (Arousal) para cada una de las señales ECG (BPM, HRV), GSR y EMG, y se realizó el siguiente procedimiento para obtener un valor de referencia que permitió compararlos con los valores obtenidos por el EPI:

- Se calcula la media y la desviación estándar de los minutos en donde se registran las señales en las cuales el sujeto de estudio está en reposo o en estado de “relajación”.
- Estos valores se suman y se restan para obtener dos umbrales (por encima y por debajo de la media de las muestras).
- Se comparan los minutos restantes con estos valores, si el dato de la métrica en el minuto está por encima del umbral positivo se cuenta como una activación, si está por debajo se cuenta como una relajación.
- Al final los valores obtenidos son representados por medio de indicadores gráficos en la interfaz.

Una vez que se obtiene este dato para cada una de las señales se muestran de forma gráfica sobre una imagen del modelo afectivo de Russel en el eje de Activación. De igual forma se muestra sobre el mismo modelo el valor obtenido entre la resta de los puntajes positivo y negativo para el eje de Valencia. Junto a esta grafica se muestra, igualmente, los valores obtenidos por el EPI para comparación visual directa entre los dos modelos (personalidad – afectivo).

El Proceso de identificación básicamente seria el siguiente:

a) Instalar sensores de electrocardiograma (10) electromiografia (11) y GSR (12) en sujeto de estudio.
b) Sensar actividad del sujeto durante una sección de videojuego
c) Corregir señales obtenidas de los sensores mediante un microntrolador (16)
d) Almacenar datos corregidos en la unidad de memoria (25) y comunicación
e) Enviar los datos a la unidad de computo (30)

Clasificar los datos en la unidad de computo (30)

Usos puntuales de la tecnología.

La tecnología permite identificar patrones de comportamiento de los seres humanos, lo que permite no solo ser usada en procesos de selección de

personal, también es aplicable para otorgar licencias de conducción, salvoconductos de armas, permisos de pilotos, entre muchos tantos oficios.

3 REFERENCIAS

[1] S. Rigby and R. Ryan, *Glued to games : how video games draw us in and hold us spellbound*. PREAGER, 2011.

[2] N. Trends and I. Technologies, "MULTI-MODAL EMOTION RECOGNITION – MORE ' COGNITIVE ' MACHINES Velina Slavova , Hichem Sahli , Werner Verhelst," *Electronics*, no. 14, pp. 70–78, 1954.

[3] O. Fuertes and A. Camarero, "Gestión Estratégica De Los Recursos Humanos: una síntesis teórica," vol. 8, pp. 59–78, 2002.

[4] B. de Soete, F. Lievens, and C. Druart, "An update on the diversity - validity dilemma in personnel selection: A review," *Psihol. Teme*, vol. 21, no. 3, pp. 399–424, 2012.

[5] M. Tonković, "Are there personality traits that predispose applicants to fake noncognitive measures in personnel selection?," *Rev. Psychol.*, vol. 19, no. 1, pp. 29–36, 2012.

[6] R. D. Goffin and N. D. Christiansen, "Correcting Personality Tests for Faking: A Review of Popular Personality Tests and an Initial Survey of Researchers," *Int. J. Sel. Assess.*, vol. 11, no. 4, pp. 340–344, 2003.

[7] R. L. Griffith, T. Chmielowski, and Y. Yoshita, "Do applicants fake? An examination of the frequency of applicant faking behavior," *Pers. Rev.*, vol. 36, no. 3, pp. 341–355, 2007.

[8] B. A. Martin, C. C. Bowen, and S. T. Hunt, "How effective are people at faking on personality questionnaires?," *Pers. Individ. Dif.*, vol. 32, no. 2, pp. 247–256, 2002.

[9] A. Furnham, "Knowing and faking one's Five-Factor personality score," *J. Pers. Assess.*, vol. 69, no. 1, pp. 229–243, 1997.

[10] J. Hogan, P. Barrett, and R. Hogan, "Personality measurement, faking, and employment selection.," *J. Appl. Psychol.*, vol. 92, no. 5, pp. 1270–1285, 2007.

[11] L. A. McFarland, "Warning Against Faking on a Personality Test: Effects on Applicant Reactions and Personality Test Scores," *Int. J. Sel. Assess.*, vol. 11, no. 4, pp. 265–276, 2003.

[12] J. . Peiró and F. Prieto, "Tratado de psicología del trabajo," *La Act. Labor. en su Context.*, vol. 1, 1996.

[13] Wikipedia®, "Psicología del trabajo y de las organizaciones," 2017. [Online]. Available: https://es.wikipedia.org/wiki/Psicología_del_trabajo_y_de_las_organizaciones.

[14] G. M. Coronado Romo and J. F. Bustos Ruiz, "Introducción a la Psicología organizacional," 2013. [Online]. Available: http://datateca.unad.edu.co/contenidos/90016/2013_2/90016_ONLINE/le

ccin_22_introduccin_a_la_psicologa_organizacional.html.
[15] R. M. Kaplan and D. P. Saccuzzo, *Psychological Testing: Principles, Applications, and Issues*. Wadsworth Publishing, 2012.
[16] U. de Cambridge, "The psychometrics center," 2012. [Online]. Available: http://cambridgepsychometrics.com/wiki/doku.php?id=public:what_is_psychometrics.
[17] J. Tovar, "Psicometria: Tests Psicométricos, Confiabilidad y Validez," *Pág. 86*, 2007.
[18] U. de Oxford, "Psychometric Tests," 2015. [Online]. Available: http://www.careers.ox.ac.uk/psychometric-tests/.
[19] A. P. Association, "American Psychological Association," 2016. [Online]. Available: http://www.apa.org/topics/personality/.
[20] "Psychometric success." [Online]. Available: http://www.psychometric-success.com/psychometric-tests/psychometric-tests-personality-questionnaires.htm.
[21] H. J. Eysenck and S. B. G. Eysenck, *Manual of the Eysenck Personality Questionnaire.* California, 1994.
[22] J. A. Gray, "Three fundamental emotion systems," in *The nature of emotion*, New York: Oxford University Press, 1994, pp. 243–247.
[23] V. Schmidt, L. Firpo, D. Vion, M. E. De Costa Oliván, L. Casella, L. Cuenya, G. D. Blum, and V. Pedrón, "Modelo Psicobiológico de Personalidad de Eysenck: una historia proyectada hacia el futuro," *Rev. Int. Psicol.*, vol. 11, pp. 1–21, 2010.
[24] M. Orozco and J. Silva, "The role of haptics in games," *Haptics Render. …*, 2012.
[25] J. Jansz, "Playing out identities and emotions," *Play. Identities*, p. 256, 2015.
[26] J. McGonical, "Reality is Broken," *… . org/news/2011/02/podcastscicafe-reality-is-broken/. …*, 2011.
[27] J. Tao and T. Tan, "Affective computing: A review," *Affect. Comput. Intell. Interact.*, 2005.
[28] *The Oxford handbook of affective computing*. 2015.
[29] J. Gonzalez-Sanchez, M. E. Chavez-Echeagaray, R. Atkinson, and W. Burleson, "ABE: An Agent-Based Software Architecture for a Multimodal Emotion Recognition Framework," *2011 Ninth Work. IEEE/IFIP Conf. Softw. Archit.*, pp. 187–193, Jun. 2011.
[30] R. Picard, *Affective computing*, no. 321. 2000.
[31] K. H. Kim, S. W. Bang, and S. R. Kim, "Emotion recognition system using short term monitoring of physiological signals," *Med. Biol. Eng. Comput.*, vol. 42, no. Journal Article, pp. 419–427, 2004.
[32] P. Ekman and W. V. Friesen, "The repertoire of nonverbal behavior: Categories, origins, usage, and encoding," *Semiotica*, vol. 1, pp. 49–98, 1969.
[33] J. Russell, "A circumplex model of affect," *J. Pers. Soc. Psychol.*, vol. 39, pp. 1161–1178, 1980.
[34] D. C. Rubin and J. M. Talerico, "A comparison of dimensional models of

emotion," *Memory*, vol. 17, pp. 802–808, 2009.
[35] R. Plutchik, "The Nature of Emotions," *American Scientist*. 2001.
[36] A. Mehrabian, "Basic dimensions for a general psychological theory," 1980, pp. 39–53.
[37] H. Lövheim, "A new three-dimensional model for emotions and monoamine neurotransmitters," *Med Hypotheses*, vol. 78, pp. 341–8, 2011.
[38] N. Sebe, I. Cohen, and T. Huang, "Multimodal emotion recognition," *Handb. Pattern Recognit. …*, 2005.
[39] A. Jaimes and N. Sebe, "Multimodal Human Computer Interaction : A Survey," no. Figure 1, 2005.
[40] iMotions, "GSR - THE DEFINITIVE GUIDE - iMotions," pp. 1–34, 2016.
[41] Joseph D. Bronzino, *The Biomedical Engineering Handbook*, Third. CRC Press, 2006.
[42] F. Agrafioti, D. Hatzinakos, S. Member, and A. K. Anderson, "ECG Pattern Analysis for Emotion Detection," vol. 3, no. 1, pp. 102–115, 2012.
[43] Guidelines, "Guidelines Heart rate variability," *Eur. Heart J.*, vol. 17, pp. 354–381, 1996.
[44] HeartMath Institute, "Science of the Heart Exploring the Role of the Heart in Human Performance," 2017. [Online]. Available: https://www.heartmath.org/research/science-of-the-heart/heart-rate-variability/. [Accessed: 12-Feb-2017].
[45] V. Sundstedt, M. Bernhard, E. Stavrakis, E. Reinhard, and M. Wimmer, *Game Analytics*. 2013.
[46] I. Kotsia, S. Zafeiriou, and S. Fotopoulos, "Affective gaming: A comprehensive survey," *IEEE Comput. Soc. Conf. Comput. Vis. Pattern Recognit. Work.*, pp. 663–670, 2013.
[47] H. Seifi and K. E. Maclean, "A first look at individuals' affective ratings of vibrations," *2013 World Haptics Conf. WHC 2013*, pp. 605–610, 2013.
[48] P. Mitkidis, J. J. McGraw, A. Roepstorff, and S. Wallot, "Building trust: Heart rate synchrony and arousal during joint action increased by public goods game.," *Physiol. Behav.*, vol. 149, pp. 101–6, 2015.
[49] S. Marc and A. M. Madni, "Modeling of emotional effects on decision-making by game agents," *Procedia Comput. Sci.*, vol. 28, no. Cser, pp. 736–743, 2014.
[50] Z. Cai, B. Goertzel, C. Zhou, D. Huang, S. Ke, G. Yu, and M. Jiang, "OpenPsi: A novel computational affective model and its application in video games," *Eng. Appl. Artif. Intell.*, vol. 26, no. 1, pp. 1–12, 2013.
[51] L. J. Chang and A. Smith, "Social emotions and psychological games," *Curr. Opin. Behav. Sci.*, vol. 5, pp. 133–140, 2015.
[52] I. Leite, A. Pereira, S. Mascarenhas, C. Martinho, R. Prada, and A. Paiva, "The influence of empathy in human-robot relations," *Int. J. Hum. Comput. Stud.*, vol. 71, no. 3, pp. 250–260, 2013.
[53] S. Rank and C. Lu, "PhysSigTK : Enabling Engagement Experiments with Physiological Signals for Game Design," *2015 Int. Conf. Affect. Comput. Intell. Interact.*, pp. 968–969, 2015.
[54] V. Argyriou, I. Kotsia, S. Zafeiriou, and M. Petrou, "Guest editorial

introduction to the special issue on modern control for computer games," *IEEE Trans. Cybern.*, vol. 43, no. 6, pp. 1516–1518, 2013.

[55] N. Suttie, S. Louchart, T. Lim, and J. Ritchie, "Towards a biocybernetic approach for serious games real-time psychophysiological inferences for adaptive agents in serious games," *Procedia Comput. Sci.*, vol. 15, pp. 316–317, 2012.

[56] P. Wilkinson, "Affective educational games: Utilizing emotions in game-based learning," *2013 5th Int. Conf. Games Virtual Worlds Serious Appl. VS-GAMES 2013*, 2013.

[57] Y. Bengio and N. Y. Georgios, "Learning Deep Physiological Models of Affect," no. April, pp. 20–33, 2013.

[58] J. Broekens and W. P. Brinkman, "AffectButton: A method for reliable and valid affective self-report," *Int. J. Hum. Comput. Stud.*, vol. 71, no. 6, pp. 641–667, 2013.

[59] L. W. Lam, K. W. Chan, D. Fong, and F. Lo, "Does the look matter? The impact of casino servicescape on gaming customer satisfaction, intention to revisit, and desire to stay," *Int. J. Hosp. Manag.*, vol. 30, no. 3, pp. 558–567, 2011.

[60] S. Pichon, S. W. Rieger, and P. Vuilleumier, "Persistent affective biases in human amygdala response following implicit priming with negative emotion concepts," *Neuroimage*, vol. 62, no. 3, pp. 1610–1621, 2012.

[61] F. van Winden, "Political economy with affect: On the role of emotions and relationships in political economics," *Eur. J. Polit. Econ.*, vol. 40, pp. 1–14, 2015.

[62] H. Yoon, S.-W. Park, Y.-K. Lee, and J.-H. Jang, "Emotion recognition of serious game players using a simple brain computer interface," *2013 Int. Conf. Inf. Commun. Technol. Converg. ICTC 2013, Oct. 14, 2013 - Oct. 16, 2013*, pp. 783–786, 2013.

[63] D. P. O. Bos, B. Reuderink, B. Van De Laar, H. Gürkök, C. Mühl, M. Poel, D. Heylen, and A. Nijholt, "Human-computer interaction for BCI games: Usability and user experience," *Proc. - 2010 Int. Conf. Cyberworlds, CW 2010*, pp. 277–281, 2010.

[64] T. McMahan, I. Parberry, and T. D. Parsons, "Evaluating Player Task Engagement and Arousal Using Electroencephalography," *Procedia Manuf.*, vol. 3, no. Ahfe, pp. 2303–2310, 2015.

[65] R. Jenke, A. Peer, and M. Buss, "A Comparison of Evaluation Measures for Emotion Recognition in Dimensional Space," *2013 Hum. Assoc. Conf. Affect. Comput. Intell. Interact.*, pp. 822–826, 2013.

[66] K. M. Harlé Katia M. and A. G. Sanfey, "Social economic decision-making across the lifespan: An fMRI investigation," *Neuropsychologia*, vol. 50, no. 7, pp. 1416–1424, 2012.

[67] K. Mu??oz, P. M. Kevitt, T. Lunney, J. Noguez, and L. Neri, "An emotional student model for game-play adaptation," *Entertain. Comput.*, vol. 2, no. 2, pp. 133–141, 2011.

[68] R. S. J. d Baker, S. K. D'Mello, M. M. T. Rodrigo, and A. C. Graesser, "Better to be frustrated than bored: The incidence, persistence, and impact

of learners' cognitive-affective states during interactions with three different computer-based learning environments," *Int. J. Hum. Comput. Stud.*, vol. 68, no. 4, pp. 223–241, 2010.

[69] I. Kotsia, I. Patras, and S. Fotopoulos, "Affective gaming: Beyond using sensors," *5th Int. Symp. Commun. Control Signal Process. ISCCSP 2012*, no. May, pp. 2–4, 2012.

[70] K. P. Truong, D. A. Van Leeuwen, and F. M. G. De Jong, "Speech-based recognition of self-reported and observed emotion in a dimensional space," *Speech Commun.*, vol. 54, no. 9, pp. 1049–1063, 2012.

[71] C. Li, C. Xu, and Z. Feng, "Analysis of physiological for emotion recognition with the IRS model," *Neurocomputing*, vol. 178, pp. 103–111, 2016.

[72] C.-Y. Chang, C.-W. Chang, J.-Y. Zheng, and P.-C. Chung, "Physiological emotion analysis using support vector regression," *Neurocomputing*, vol. 122, pp. 79–87, 2013.

[73] M. Khezri, M. Firoozabadi, and A. R. Sharafat, "Reliable emotion recognition system based on dynamic adaptive fusion of forehead biopotentials and physiological signals," *Comput. Methods Programs Biomed.*, vol. 122, no. 2, pp. 149–164, 2015.

[74] C. Y. Nie, R. Li, and J. Wang, "Emotion recognition based on multi-variant correlation of physiological signals," *Appl. Mech. Mater.*, vol. 380–384, no. 2, pp. 3750–3753, 2013.

[75] W. Huang, G. Liu, and W. Wen, "MAPD: A Multi-subject Affective Physiological Database," *Proc. - 2014 7th Int. Symp. Comput. Intell. Des. Isc. 2014*, vol. 2, pp. 585–589, 2015.

[76] C. Maaoui, F. Abdat, and A. Pruski, "Physio-visual data fusion for emotion recognition," *Irbm*, vol. 35, no. 3, pp. 109–118, 2014.

[77] A. Parnandi, Y. Son, and R. Gutierrez-Osuna, "A control-theoretic approach to adaptive physiological games," *Proc. - 2013 Hum. Assoc. Conf. Affect. Comput. Intell. Interact. ACII 2013*, pp. 7–12, 2013.

[78] A. Landowska and M. R. Wrobel, "Affective reactions to playing digital games," *Proc. - 2015 8th Int. Conf. Hum. Syst. Interact. HSI 2015*, pp. 264–270, 2015.

[79] G. Chanel, C. Rebetez, M. Bétrancourt, and T. Pun, "Emotion Assessment From Physiological Signals for Adaptation of Game Difficulty," vol. 41, no. 6, pp. 1052–1063, 2011.

[80] L. Chittaro and R. Sioni, "Exploring eye-blink startle response as a physiological measure for affective computing," *Proc. - 2013 Hum. Assoc. Conf. Affect. Comput. Intell. Interact. ACII 2013*, pp. 227–232, 2013.

[81] S. Wu and T. Lin, "Exploring the use of physiology in adaptive game design," *2011 Int. Conf. Consum. Electron. Commun. Networks, CECNet 2011 - Proc.*, pp. 1280–1283, 2011.

[82] S. F. Raaijmakers, F. W. Steel, M. de Goede, N. C. van Wouwe, J. B. F. van Erp, and a.-M. Brouwer, "Heart Rate Variability and Skin Conductance Biofeedback: A Triple-Blind Randomized Controlled Study," *2013 Hum. Assoc. Conf. Affect. Comput. Intell. Interact.*, pp. 289–293, 2013.

[83] C. Holmg and P. Mart, "To Rank or to Classify ? Annotating Stress for

Reliable PTSD Profiling," pp. 719–725, 2015.
[84] V. Vachiratamporn, R. Legaspi, K. Moriyama, and M. Numao, "Towards the design of affective survival horror games: An investigation on player affect," *Proc. - 2013 Hum. Assoc. Conf. Affect. Comput. Intell. Interact. ACII 2013*, pp. 576–581, 2013.
[85] Y. Li, A. S. Elmaghraby, A. El-Baz, and E. M. Sokhadze, "Using physiological signal analysis to design affective VR games," *2015 IEEE Int. Symp. Signal Process. Inf. Technol.*, pp. 57–62, 2015.
[86] L. Chittaro and R. Sioni, "Affective computing vs. Affective placebo: Study of a biofeedback- controlled game for relaxation training," *Int. J. Hum. Comput. Stud.*, vol. 72, no. 8–9, pp. 663–673, 2014.
[87] P. A. Nogueira, V. Torres, R. Rodrigues, and E. Oliveira, "An annotation tool for automatically triangulating individuals' psychophysiological emotional reactions to digital media stimuli," *Entertain. Comput.*, vol. 9–10, pp. 19–27, 2015.
[88] G. L. Read, M. Ballard, L. J. Emery, and D. G. Bazzini, "Examining desensitization using facial electromyography:Violent videogames, gender, and affective responding," *Comput. Human Behav.*, vol. 62, pp. 201–211, 2016.
[89] T. Osumi and H. Ohira, "The positive side of psychopathy: Emotional detachment in psychopathy and rational decision-making in the ultimatum game," *Pers. Individ. Dif.*, vol. 49, no. 5, pp. 451–456, 2010.
[90] V. Vachiratamporn, K. Moriyama, K. I. Fukui, and M. Numao, "An implementation of affective adaptation in survival horror games," *IEEE Conf. Comput. Intell. Games, CIG*, no. i, 2014.
[91] H. A. Romo, J. C. Realpe, P. E. Jojoa, and U. Cauca, "Surface EMG Signals Analysis and Its Applications in Hand Prosthesis Control," *Av. en Sist. e Informática*, vol. 4, no. 1, pp. 127–136, 2007.
[92] National Instruments, "LabVIEW for ECG Signal Processing," 2012. [Online]. Available: http://www.ni.com/tutorial/6349/en/.
[93] J. Wache, R. Subramanian, M. K. Abadi, R.-L. Vieriu, N. Sebe, and S. Winkler, "ASCERTAIN: Emotion and Personality Recognition using Commercial Sensors," *Taffc*, vol. 3045, no. August, pp. 1–14, 2016.
[94] G. Stenberg, "Personality and the EEG: Arousal and emotional arousability," *Pers. Individ. Dif.*, vol. 13, pp. 1097–1113, 1992.
[95] E. G. Kehoe, J. M. Toomey, J. H. Balsters, and A. L. W. Bokde, "Personality modulates the effects of emotional arousal and valence on brain activation," *Soc. Cogn. Affect. Neurosci.*, vol. 7, pp. 858–70, 2012.
[96] S. Gupta and J. Nicholson, "Simple visual reaction time, personality strength of the nervous system : theory approach," *Pers. Individ. Dif.*, vol. 6, no. 4, pp. 461–469, 1985.
[97] N. Yee, "Gaming Motivations Align with Personality Traits," *QUANTIC FOUNDRY*, 2016. [Online]. Available: http://quanticfoundry.com/2016/01/05/personality-correlates/. [Accessed: 16-Apr-2017].
[98] wikipedia.org, "Portal (videojuego)," 2017. [Online]. Available:

https://es.wikipedia.org/wiki/Portal_(videojuego). [Accessed: 16-Apr-2017].
[99] Entertainment Software Association, “ESSENTIAL FACTS ABOUT THE COMPUTER AND VIDEO GAME INDUSTRY,” 2016.
[100] National Institute of General Medical Sciencie, “Circadian Rhythms Fact Sheet,” 2012. [Online]. Available: https://www.nigms.nih.gov/education/Pages/los-ritmos-circadianos.aspx. [Accessed: 01-Jan-2016].

FIGURAS

Figura 1

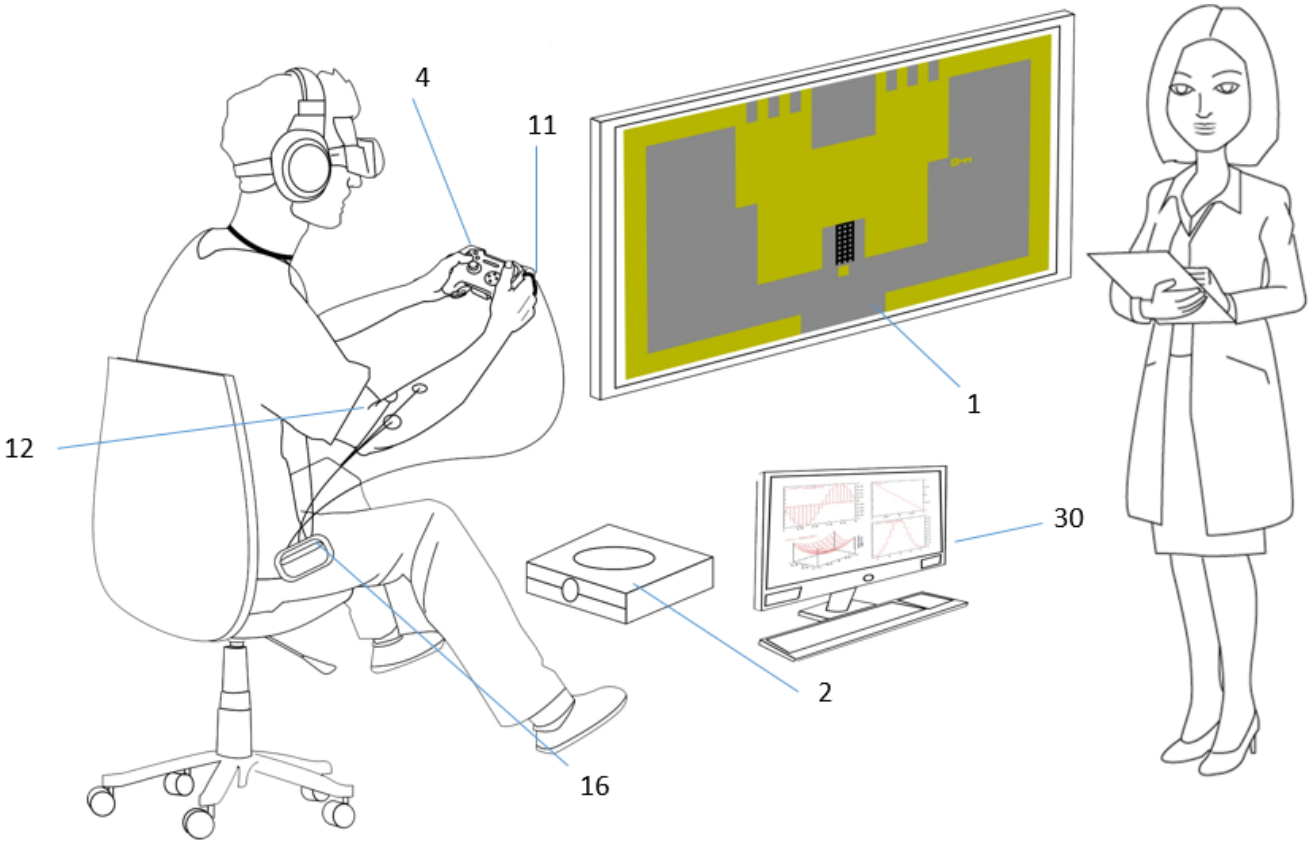


Figura 2

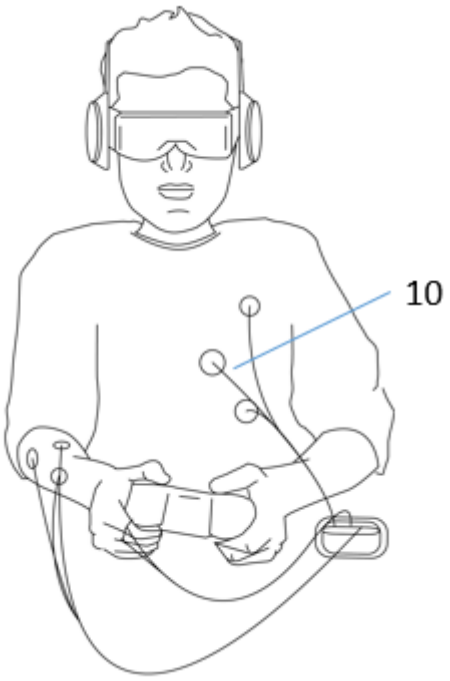
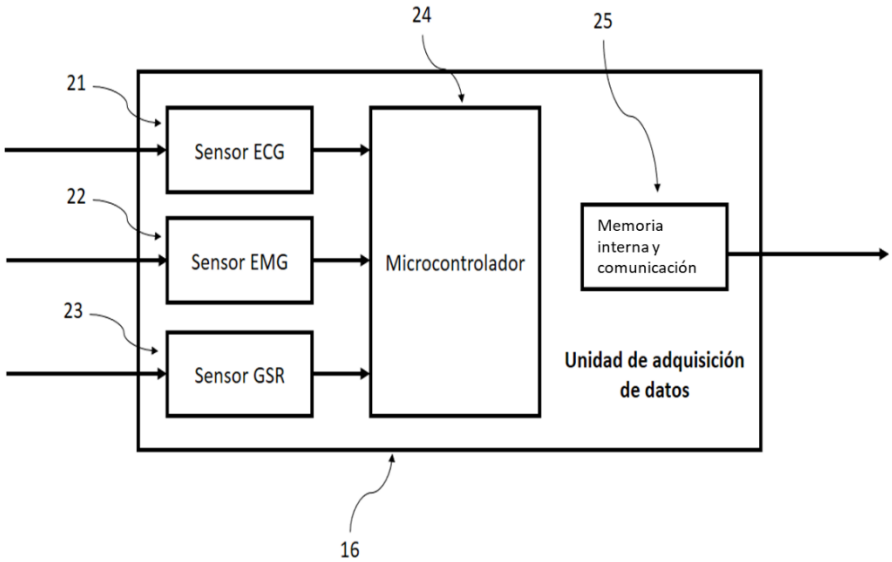


Figura 3



DISPOSITIVO PARA LA IDENTIFICACIÓN DE PATRONES DE COMPORTAMIENTO A PARTIR DE TÉCNICAS DE RECONOCIMIENTO EMOCIONAL DURANTE LA INTERACCIÓN CON UN VIDEOJUEGO ORIENTADO A PROCESOS DE SELECCIÓN DE PERSONAL.

REIVINDICACIONES

1. Dispositivo para la identificación de patrones de comportamiento a partir de técnicas de reconocimiento emocional durante la interacción con un videojuego orientado a procesos de selección de personal caracterizado porque comprende sensores voltaicos de detección de electrocardiograma (10) y electromiografia (11), sensores galvánicos de detección de GSR (conductividad eléctrica en la piel) (12) y una unidad de videojuegos (2) que están conectados a una unidad de adquisición (16) de datos configurada para capturar, corregir y almacenar los datos de los sensores (10, 11, 12) y de la unidad de videojuego (2). La unidad de adquisición de datos (16) tiene una memoria interna (25) de 0.2 a 240 gigas

2. Dispositivo para la identificación de patrones de comportamiento a partir de técnicas de reconocimiento emocional durante la interacción con un videojuego orientado a procesos de selección de personal según reivindicación 1 caracterizado porque la unidad de adquisición (16) está conectada a una unidad de computo (30) configurada para clasificar datos

3. Dispositivo para la identificación de patrones de comportamiento a partir de técnicas de reconocimiento emocional durante la interacción con un videojuego orientado a procesos de selección de personal según reivindicación 1 caracterizado porque la unidad de videojuego (2) está conectada a la unidad de computo (30)

4. Dispositivo para la identificación de patrones de comportamiento a partir de técnicas de reconocimiento emocional durante la interacción con un videojuego orientado a procesos de selección de personal según reivindicación 3 y 4 caracterizado porque la forma de conexión entre la unidad de computo (30), la unidad de adquisición (16) y la unidad de videojuego (2) es alámbrica o inalámbrica.

5. Dispositivo para la identificación de patrones de comportamiento a partir de técnicas de reconocimiento emocional durante la interacción con un videojuego orientado a procesos de selección de personal según reivindicación 1 caracterizado porque la unidad de adquisición (16) contiene un microcontrolador (24).

6. Dispositivo para la identificación de patrones de comportamiento a partir de técnicas de reconocimiento emocional durante la interacción con un videojuego orientado a procesos de selección de personal según reivindicación 7 caracterizado porque el microcontrolador (24) tiene un módulo de comunicación serial por USB (25)

7. Proceso de identificación de patrones de comportamiento a partir de técnicas de reconocimiento emocional durante la interacción con un videojuego orientado a procesos de selección de personal caracterizado por las siguientes etapas:
   a) Sensar actividad del sujeto durante una sección de juego de una unidad de videojuego (2)
   b) Corregir señales obtenidas de los sensores mediante un microntrolador (24)
   c) Almacenar datos corregidos en la unidad de memoria (25) y comunicación
   d) Enviar los datos a la unidad de computo (30)
   e) Clasificar los datos en la unidad de computo (30)