Adquisición, Acondicionamiento y Análisis de Señales Fisiológicas para la Evaluación de Contenidos Audiovisuales

A. Colomer Granero[1], V. Naranjo Ornedo[1], J. Guixeres Provinciale[1] y M. Alcañiz Raya[1]

[1] Universitat Politècnica de València, I3BH/LabHuman, Camino de Vera s/n, 46022 Valencia, España,
{acolomer, vnaranjo, jguixeres, malcaniz}@labhuman.com

Resumen

Este trabajo tiene como principal objetivo ofrecer una visión general sobre las diferentes etapas de las que se compone un estudio de evaluación de contenidos audiovisuales basado en el análisis de señales fisiológicas. En primer lugar se exponen tanto las instalaciones como la instrumentación necesaria a emplear en un experimento de esta índole. Posteriormente se describen las técnicas empleadas para el acondicionamiento de los registros adquiridos, profundizando en cada uno de los algoritmos utilizados. Una vez se dispone de las bioseñales libres de artefactos, ruido e interferencias se hace necesaria la extracción de información de cada una de ellas. Para ello, en este trabajo se presentan métricas tanto propias como extraídas de la literatura. El resultado de la investigación se plasma en forma de herramienta para el análisis automático de futuros experimentos llevados a cabo en el laboratorio. Además se presentan resultados preliminares sobre dos estudios llevados a cabo en el mismo.

1. Introducción

Como es sabido, en el ser humano existen dos tipos de células (nerviosas y musculares) que poseen membranas excitables. Dichas membranas experimentan cambios transitorios en su conductancia en respuesta a impulsos despolarizantes, produciéndose un impulso de potencial intracelular denominado potencial de acción. Este fenómeno, que tiene como origen un intercambio iónico (proceso químico), desencadena una bioseñal de carácter puramente eléctrico (señal bioeléctrica).

Hace ya más de un siglo que se adquirieron las primeras señales fisiológicas. Desde entonces, la principal utilidad de las mismas ha sido la de ayudar al facultativo en el diagnóstico clínico. Actualmente, la ciencia pretende ir más allá y utilizar el registro de bioseñales con el objetivo de entender mejor el comportamiento del ser humano en determinadas situaciones [1,2].

Detectar los procesos cognitivos que se llevan a cabo a la hora de tomar decisiones por parte de un ser humano, evaluar el impacto suscitan en una persona determinados contenidos audiovisuales o cuantificar de manera objetiva emociones que afloran sobre un sujeto en determinadas experiencias, son sólo algunos ejemplos sobre los que múltiples investigadores profundizan en la actualidad.

Comúnmente se han utilizado técnicas en psicología como entrevistas y cuestionarios a completar por los participantes después de la ejecución de un determinado experimento que se lleva a cabo.

Tras varios años de uso de estas técnicas, se ha reconocido que en muchas ocasiones no es posible recabar información veraz acerca de los procesos cognitivos que subyacen durante la prueba, siendo inaccesibles los sentimientos y la memoria implícita a través de la entrevista [3].

Es por ello que se deben aunar los beneficios que aportan las técnicas comunes en psicología con nuevos métodos científicos, como el análisis de señales fisiológicas. Mediante estos novedosos métodos es posible obtener mediciones objetivas que se correlacionan con un aumento o disminución de la atención, la memoria, el gusto o cualquier otro proceso cognitivo que se lleva a cabo cuando se estimula alguno de los cinco sentidos que posee el ser humano.

El presente trabajo tiene como objetivo describir los instrumentos e instalaciones necesarias para llevar a cabo un experimento de evaluación de contenidos audiovisuales así como detallar las fases de adquisición, acondicionamiento y análisis de bioseñales.

2. Metodología.

2.1. Generación de experiencias

La diversidad de las instalaciones del instituto de investigación, donde se han desarrollado diferentes experimentos, permite la recreación de todo tipo de situaciones exponiendo escenarios tanto virtuales como reales. Concretamente, se disponen de cuatro salas de generación de experiencias y adquisición de señales fisiológicas.

La sala Contextual es una habitación transformable según las especificaciones del experimento a realizar. Por ejemplo, en uno de los experimentos esta sala se transformó en el salón de una casa con el propósito de proporcionar al sujeto una sensación hogareña e intentar eliminar el factor laboratorio (Figura 1a).

La sala Cave se trata de un cubo formado por cuatro proyectores mediante los cuales se recrean experiencias utilizando los desarrollos más avanzados en realidad virtual y *retail* (Figura 1b).

El espacio Experimental está formado por dos ordenadores y un equipo de seguimiento de mirada (*Eye Tracker*), gracias al cual se puede obtener información pupilométrica del participante (Figura 1c).

Por último, la habitación Power Wall se caracteriza por una pantalla de unas dimensiones comparables a las de una pantalla cinematográfica donde se reproducen todo tipo de contenidos audiovisuales para generar una experiencia muy realista (Figura 1d).

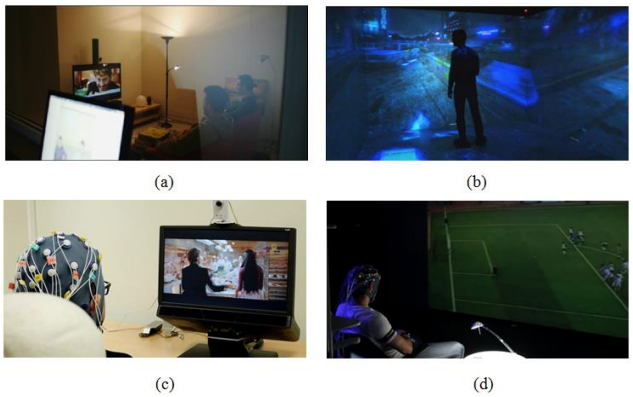

***Figura 1**. (a) Sala Contextual, (b) Cave, (c) Experimental y (d) Power Wall del LENI.*

Los espacios descritos dotan de una gran novedad en cuanto a metodología a los estudios que se llevan a cabo en el laboratorio respecto a los trabajos que se pueden encontrar actualmente en la literatura.

2.2. Adquisición de bioseñales

Para el registro de actividad cerebral se utiliza un equipo estático perteneciente al fabricante *Twente Medical Systems International* (TMSI). Dicho instrumento de medida permite sincronizar mediante hardware la señal de electroencefalografía (EEG) con otras bioseñales. Haciendo uso de este equipo, el EEG de superficie se registra mediante un gorro de tela compuesto por 32 electrodos Ag/AgCl basados en agua dispuestos según el Sistema 10-20 de colocación de electrodos.

Haciendo uso de las cuatro entradas bipolares del instrumento TMSI es posible registrar la actividad eléctrica cardíaca (ECG) del participante. Para dicho cometido se utilizan dos electrodos desechables que poseen gel conductor situados en la parte alta del pecho.

Mediante el sensor de actividad eléctrica de la dermis o sensor de respuesta galvánica (GSR) es posible medir la capacidad de la piel para la transmisión de corrientes eléctricas, la cual varía si existe sudoración y cambios en el organismo. El sensor de GSR consiste en la inserción de dos bandas de tela con velcro, en las cuales hay cosido un electrodo, en la falange medial de los dedos índice y corazón de la mano no dominante del participante.

Mediante un canal auxiliar del amplificador se conecta una banda elástica que incorpora dos sensores encargados de medir la respiración (RSP). La banda se coloca en la parte inferior de la caja torácica. Debido a los fenómenos fisiológicos de inspiración y expiración, los sensores que posee la banda miden cual ha sido la deformación que ha sufrido la misma en cada uno de los procesos.

2.3. Acondicionamiento de los registros

Debido a la baja amplitud de la señal EEG (5-200 µV), ésta se ve muy afectada por diversos artefactos. Por un lado contamos con artefactos no estereotipados, producidos por el movimiento de los electrodos o el mal contacto electrodo-piel. Para la identificación y eliminación de los segmentos de señal EEG contaminados por este tipo de artefactos se emplea un algoritmo de detección por umbral. Tras segmentar todo el registro en ventanas de un segundo, el algoritmo comprueba el porcentaje de electrodos que supera un determinado valor umbral (típicamente 75-100 µV) para cada uno de los segmentos. Si más del 10% de sensores lo superan, dicho segmento es marcado para eliminar (Figura 2).

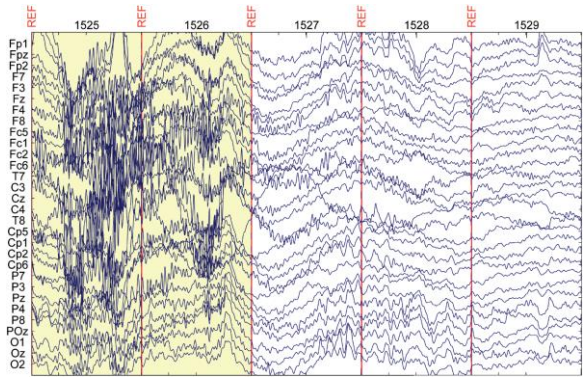

***Figura 2.** Segmentos marcados para su eliminación tras ejecutar el algoritmo.*

Por otro lado, encontramos artefactos estereotipados producidos por fenómenos fisiológicos del participante durante el experimento. Parpadeos, movimientos oculares, movimientos musculares provenientes de mastoides y cuello e incluso la señal cardíaca se mezclan en forma de artefacto estereotipado con nuestra señal de actividad cerebral. Debido a que estos fenómenos comparten el rango de frecuencias de nuestra señal útil, es imposible discriminarlos y eliminarlos mediante técnicas de filtrado. Se hace necesario, por tanto, utilizar métodos de separación de fuentes.

En este trabajo, se ha empleado la técnica de Análisis de Componentes Independientes (ICA) para recuperar fuentes de señal estadísticamente independientes a partir de la observación de mezclas de dichas señales. El modelo estadístico de ICA viene dado por $\boldsymbol{s} = \boldsymbol{Wx}$ donde $\mathbf{x}$ es el vector de mezclas registradas por cada sensor, $\mathbf{W}$ representa la matriz de demezclado y $\mathbf{s}$ es el vector de componentes independientes (ICs) o fuentes.

Aplicando el algoritmo de resolución del modelo ICA propuesto por Bell y Sejnowski [4] sobre cierto registro EEG, se estiman las fuentes fisiológicas $\mathbf{s}$ que participan en la mezcla de la señal registrada en cada uno de los electrodos, así como la matriz de mezclas $\mathbf{A}$ ($\mathbf{W}^{-1}$).

Posteriormente, se debe discernir entre las componentes que pertenecen a actividad cerebral y las que pertenecen a otros procesos fisiológicos que artefactan la señal. Para realizar esta distinción se hace uso del algoritmo ADJUST [5], basado en la extracción de parámetros espaciales y temporales sobre las componentes independientes y la matriz de mezclas, estimada anteriormente. Tras la extracción de todas las características de una IC, se calcula un valor umbral por

medio de un algoritmo de procesamiento de imagen a partir del cual se toman las decisiones de detección.

Para el del registro ECG es necesaria la detección del complejo QRS, por ello, se hace indispensable el preprocesado de la señal cardíaca. En primer lugar, la señal ECG se filtra paso alto para corregir todos los problemas relacionados con la línea base. Para ello, se aplica un filtro FIR en forma directa II y se elimina la componente continua de la señal restando la media. Posteriormente, se aplica un filtro Notch para eliminar la interferencia de los 50 Hz de la red y un filtro paso bajo (60 Hz < fc < 70 Hz) con el objetivo de eliminar los artefactos producidos por el ruido muscular caracterizado por altas frecuencias.

Por último resaltar que la morfología de los registros GSR y RSP hacen que tan sólo se precise de un filtro paso bajo que elimine las altas frecuencias con el objetivo de que la detección de máximos locales, para el análisis, sea lo más eficiente posible. Al perder información eliminando las altas frecuencias, los picos de interés son más fácilmente detectables.

2.4. Análisis de señales fisiológicas

La señal EEG obtenida directamente de la superficie del cuero cabelludo registra la activación síncrona de grupos neuronales. Una métrica utilizada para cuantificar la actividad cerebral durante la exposición de contenidos audiovisuales es el Global Field Power (GFP) dado por:

$$GFP = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^{N_e}\sum_{j=1}^{N_e}(u_i - u_j)^2}{N_e}}$$

donde u_i es el potencial eléctrico (a lo largo del tiempo) en el electrodo i, u_j es el potencial eléctrico (a lo largo del tiempo) en el electrodo j y N_e es el número total de electrodos sobre los que se computa el GFP [6].

Es interesante destacar que el GFP se calcula teniendo en cuenta los electrodos prefrontales, frontales y fronto-centrales que siguen el estándar 10-20 de colocación de electrodos. Este hecho es debido a que los procesos cognitivos que se desean evaluar mediante esta métrica, como la memorización, el interés, el gusto o la atención tienen su origen en el lóbulo frontal del cerebro [1].

Tras obtener el GFP es necesaria su tipificación atendiendo a un periodo de *baseline*. Dicho periodo debe ser neutro para cualquier participante y su objetivo es el de registrar la actividad cerebral base del sujeto, para eliminar factores como la fatiga o pérdida de concentración. Típicamente se utilizan videos de documentales y sonidos relajantes. Por lo tanto tras la normalización del GFP se obtiene una variable que cuantifica la actividad cerebral y se obtiene como $Zscore = (GFP_i - \overline{GFP_B})/\sigma(GFP_B)$ donde GFP_i se corresponde con el GFP del estímulo i a evaluar, $\overline{GFP_B}$ pertenece a la media temporal del GFP del periodo definido como *baseline*, mientras que $\sigma(GFP_B)$ es la desviación estándar del GFP en el mismo periodo.

El primer objetivo para llevar a cabo la etapa de análisis de la señal ECG es la detección del complejo QRS, concretamente de la onda R. Para dicho cometido, se emplea el algoritmo de Pan-Tompkins [7]. Uniendo las ondas R de cada uno de los latidos, se obtiene la señal del tacograma o secuencia RR. Dicha señal, registra información acerca de la frecuencia cardíaca latido a latido durante todo el experimento y gracias a ella es posible realizar un análisis conocido como Heart Rate Variability (HRV) que consiste en la extracción de parámetros, sobre la señal del tacograma, en cuatro dimensiones o dominios (tiempo, frecuencia, tiempo-frecuencia y análisis no lineal), recogidos en la guía acerca de la medición clínica del HRV que realizó la sociedad Europea de Cardiología [8].

Por último para el análisis de los registros de GSR y RSP el primer paso es efectuar una normalización dividiendo cada señal entre su valor máximo. El motivo de ello, es que cada persona posee unos niveles de sudoración y respiración basales diferentes.

Mediante morfología matemática se hallan los máximos y mínimos locales (así como el instante temporal donde ocurren) de los registros para así obtener métricas que cuantifiquen los niveles de sudoración y respiración del sujeto durante la prueba. Particularizando a la señal GSR (Figura 3), para cada pareja mínimo-máximo se calcula la diferencia tanto temporal como de nivel de conductividad (G_D y G_F). Además se localizan los niveles e instantes de sudoración máxima y mínima durante el estímulo que se presenta así como la diferencia ($GSR_{mín}$ y $GSR_{máx}$).

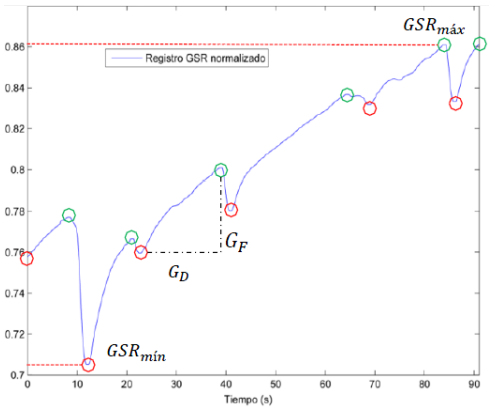

Figura 3. *Extracción de parámetros de la señal GSR*

3. Resultados

El presente trabajo ha dado como fruto una plataforma de acondicionamiento y análisis de señales fisiológicas para cualquier tipo de experimento que se lleve a cabo en el laboratorio (Figura 4). Mediante dicha aplicación es posible exportar los datos adquiridos por los biosensores, segmentar los registros, llevar a cabo su preprocesado y efectuar el posterior análisis de los mismos. Esta aplicación se ha utilizado en varios estudios obteniendo algunos resultados preliminares.

El primer experimento consistió en la exposición de videos de la historia de un equipo de fútbol entremezclados en un documental neutro. Los videos escogidos poseían diferente carácter emocional para los aficionados del club que participaron en el estudio. Momentos positivos como la celebración de títulos y

goles contrastan con momentos negativos como derrotas en finales de campeonatos Europeos.

Por medio de la cuantificación de la actividad cerebral y haciendo uso de la métrica del GFP tipificado se obtuvo de forma automática el número de picos medio de actividad cerebral registrados por todos los participantes en cada uno de los videos e intervalos neutros. Tras el análisis estadístico se obtuvieron diferencias significativas ($F = 6.054$, $p = 0.0019$) entre el número de picos medio registrado durante la exposición de estímulos positivos y el número de picos medio registrados durante el estímulo neutro predecesor. En cambio, la misma comparación realizada para los estímulos negativos no presentó resultados significativos ($F = 2.916$, $p = 0.096$).

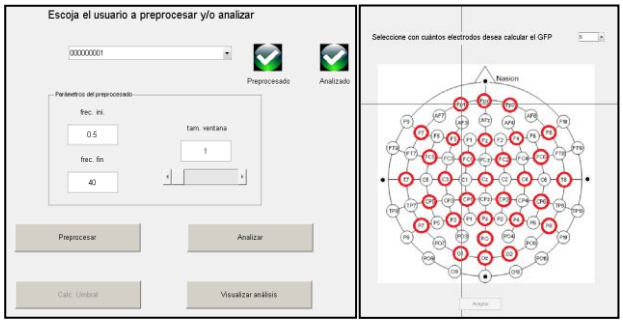

Figura 4. *Interfaz de usuario de la aplicación.*

El otro de los estudios llevado a cabo en el laboratorio tenía como principal objetivo conocer los procesos cognitivos y las reacciones del ser humano ante la exposición de contenidos publicitarios (Figura 5).

Diversos anuncios fueron evaluados mediante el GFP normalizado pudiendo concluir que los participantes presentan un mayor nivel de actividad cerebral en las bandas Theta y Beta extendida (referentes al proceso cognitivo de memorización) durante los anuncios recordados tras el experimento que durante los anuncios olvidados ($F = 2.916$, $p = 0.096$) [9].

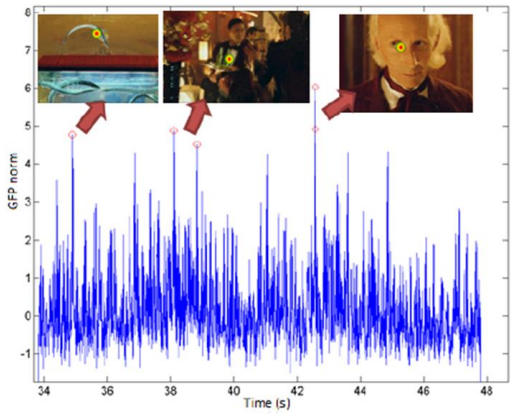

Figura 5. *Actividad cerebral de un sujeto representativo*

4. Conclusiones

En el presente trabajo se ha descrito el tipo de equipos de medidas fisiológicas necesarios para llevar a cabo con éxito un estudio de evaluación de contenidos audiovisuales. Se han expuesto los sensores utilizados en el laboratorio, así como las instalaciones que lo forman, dando una visión genérica de los componentes necesarios para una buena adquisición de bioseñales.

Se han detallado los métodos de acondicionamiento y análisis para cada uno de los registros. Empleando técnicas de filtrado y separación de fuentes ha sido posible reducir el ruido y eliminar los artefactos que contaminan la señal útil y empleando métricas tanto propias como extraídas de la literatura se ha obtenido la información necesaria de cada una de las señales.

Aunando todo lo investigado, se ha desarrollado una aplicación, que automatiza al máximo el proceso de análisis del estudio. Utilizando dicha aplicación se han extraído resultados preliminares de diversos estudios. Se han diferenciado videos de carga emocional positiva para los participantes de videos con carga emocional negativa. Asimismo en el segundo estudio expuesto se comprueba como los anuncios comerciales recordados por los participantes tras el experimento presentan un mayor nivel de actividad cerebral durante su visualización que los anuncios no recordados.

Como trabajo futuro se plantea el uso de los parámetros extraídos de las bioseñales en el entrenamiento de un clasificador. Además los estudios futuros llevados a cabo en el laboratorio deben servir para validar la herramienta desarrollada y nuevas hipótesis planteadas.

Referencias

[1] Vecchiato G, Astolfi L, De Vico Fallani F, Cincotti F, Mattia D, Salinari S, Soranzo R, Babiloni F. Changes in brain activity during the observation of TV commercials by using EEG, GSR and HR measurements. *Brain Topogr*, vol.23, no. 2, pp. 165-179, 2010.

[2] Kong W, Zhao X, Hu S, Vecchiato G, Babiloni F. Electronic evaluation for video commercials by impression index," in *Cognitive Neurodynamics* vol.7, no. 6, pp. 531-534, 2013.

[3] Zaltman G. How customers think, Harvard Business School Press, 2003.

[4] Bell AJ, Sejnowski TJ. An information-maximization approach to blind separation and blind deconvolution. *Neural Comput.*, vol. 7, pp. 1129-1159, Nov.1995.

[5] Mognon A, Jovicich J, Bruzzone L, Buiatti, M. Adjust: An automatic eeg artifact detector based on the joint use of spatial and temporal features. *Psychophysiology*, vol. 48, no. 2, pp. 229-240, 2011.

[6] Lehmann D, Skrandies W. Reference-free identification of components of checkerboard-evoked multichannel potential fields. *Electroencephalography and clinical neurophysiology*, vol. 48, no. 6, pp. 609-621, 1980.

[7] Pan J, Tompkins WJ. A real-time qrs detection algorithm. *IEEE Trans Biomed Eng*, vol. 32, pp. 230-236, Mar. 1985.

[8] American Heart Association. Task force of the european society of cardiology and the north american society of pacing and electrophysiology. *European Heart Journal*, vol. 17, pp. 354-381, 1996.

[9] Colomer A, Naranjo V, Guixeres J, Ausín JM, Alcañiz M. Biosignal Analysis for Advertisement Evaluation. *Actas del XXIX Simposium Nacional de la Unión Científica Internacional de Radio*. Valencia, 2014, pp. 105.