



MÁSTER UNIVERSITARIO EN PSICOLOGÍA GENERAL

SANITARIA

Curso 2016-2017

Trabajo Fin de Máster

La utilización de la tecnología de espectroscopia de luz cercana al infrarrojo para la medición de reacciones emocionales: un estudio sobre la respuesta de sobresalto.

Autor: Sergio Molina Rodríguez

Tutores: Olga Pellicer Porcar

Joaquín Ibáñez Ballesteros

Resumen:

La respuesta de sobresalto ha sido ampliamente estudiada en contextos básicos y aplicados, utilizando instrumentos de medida que, sin embargo, adolecen de determinadas limitaciones. En este sentido, la tecnología de luz cercana al infrarrojo (NIRS, por sus siglas en inglés) ha mostrado buenos resultados midiendo la respuesta emocional y se erige como un método que podría superar dichas limitaciones. Dicha técnica consiste en la medición de la respuesta hemodinámica, en términos de hemoglobina oxigenada y desoxigenada, en la frente y la corteza cerebral. El objetivo del presente trabajo es valorar la respuesta de sobresalto mediante NIRS en la frente. Para ello se registró la respuesta hemodinámica de 12 sujetos en dos condiciones: neutral, en la que observaban imágenes sin contenido emocional, y sobresalto, en la que se genera dicha reacción mediante un sonido fuerte. Los resultados mostraron diferencias significativas en la respuesta hemodinámica de la frente, observándose mayor respuesta hemodinámica en la condición sobresalto. De esta forma, la tecnología NIRS parece un método adecuado para valorar reacciones emocionales relacionadas con la ansiedad, y puede constituir una herramienta de utilidad en contextos básicos y aplicados.

Abstract:

The startle response has been extensively studied in basic and applied contexts, using measurement instruments that, however, suffer from certain limitations. In this regard, near-infrared spectroscopy (NIRS) has shown good results by measuring emotional response and stands as a method that could overcome such limitations. This technique consists of measuring the hemodynamic response, in terms of oxygenated and deoxygenated hemoglobin, in the forehead and the cerebral cortex. The aim of the present study is to assess the startle response by NIRS on the forehead. For this purpose, the hemodynamic response of 12 subjects was registered in two conditions: neutral, in which they observed images without emotional content, and startle, in which this reaction is generated by a strong sound. The results showed significant differences in the hemodynamic response of the forehead, observing a greater hemodynamic response in the startle condition. In this way, NIRS seems to be a suitable method to assess anxiety-related emotional reactions, and can be a useful tool in basic and applied contexts.

Introducción

La respuesta de sobresalto es considerada como un reflejo defensivo que se relaciona con la necesidad de protección y la respuesta de lucha-escape (Wright, 2015). En general, la presentación de un estímulo de cualquier modalidad sensorial (por ejemplo, flashes de luz, vibraciones, golpes de aire o estimulación eléctrica de nervios periféricos) de forma inesperada e intensa, genera una respuesta de sobresalto mediada por el sistema nervioso simpático (Grillon y Baas, 2003). En este sentido, el reflejo de sobresalto es una respuesta compleja que involucra diversas reacciones, como el cierre de los ojos, la contracción de los músculos esqueléticos faciales y cervicales, así como el incremento de la frecuencia cardíaca (FC) (Orr, Lasko, Macklin, Peri y Pitman, 2000; Orr, Lasko, Shalev y Pitman, 1995).

En la actualidad, el estudio del reflejo de sobresalto y otros paradigmas relacionados como, por ejemplo, la inhibición del prepulso, constituyen un tópico importante tanto en investigación básica (De la Casa, Mena, Ruiz-Salas, 2016) como aplicada. En este último ámbito, la respuesta de sobresalto ha mostrado ser útil en el estudio del trastorno obsesivo-compulsivo (Grillon, 1996), el ataque de pánico (Favaron et al., 2010), la ansiedad social (Garner, Clarke, Graystone y Baldwin, 2011), la depresión (Dichter, Tomarken y Baucom, 2008), el trastorno de estrés postraumático (Orr et al., 1995) y la esquizofrenia (Kumari, Soni y Sharma, 2002; Mena et al., 2016).

Las técnicas que más se han utilizado con el objetivo de cuantificar la respuesta de sobresalto han sido, con diferencia, el electromiograma de los músculos esqueléticos de la cara y el cuello, seguido de la medida de la conductancia de la piel y la FC (Koch, 1999). Con respecto a la electromiografía, de toda la musculatura ha recibido especial interés la medición del músculo orbicular de los párpados (Filion, Dwason y Schell, 1998). De hecho, en la actualidad constituye un estándar de la cuantificación de la

respuesta de sobresalto (Blumenthal et al., 2005). Sin embargo, la medición de este músculo está sujeta a ciertos problemas metodológicos: en primer lugar, se ha de tener en cuenta que, como el resto de musculatura esquelética, se encuentra bajo el control volitivo, por lo que es susceptible de modificación voluntaria. Por otro lado, encontramos el hecho de que, en la mayoría de las investigaciones, la medición de electromiografía se realiza en una única hemicara, lo cual puede constituir un problema, ya que existen asimetrías en la respuesta muscular al sobresalto (Kofler, Müller, Rinnerthaler-Weichbold y Valls-Solé, 2008).

En este sentido, el desarrollo de las técnicas de neuroimagen en la última década ha permitido numerosos avances en la objetivación de las reacciones emocionales. Sin embargo, debido al elevado coste económico y temporal que poseen estas técnicas, así como la escasa validez ecológica que permiten en la forma de abordar los problemas, dichas técnicas son empleadas prácticamente de forma exclusiva en ámbitos relacionados con la investigación, y resulta complejo su uso en contextos clínicos. No obstante, en los últimos años ha aparecido una nueva técnica de neuroimagen denominada espectroscopia de luz cercana al infrarrojo (NIRS, por sus siglas en inglés). Este nuevo método destaca por su bajo coste, tanto económico como temporal, su naturaleza portátil y su comodidad de utilización, lo cual le confiere una mayor accesibilidad para la valoración de reacciones emocionales en el ámbito aplicado.

Como su propio nombre indica, la tecnología NIRS se basa en el uso de luz cercana al infrarrojo. De esta forma, la luz emitida en ciertas longitudes de onda (de 700 a 900 nm) es absorbida (Villringer y Chance, 1997) por algunas moléculas de los tejidos vivos, como la hemoglobina. Usando simultáneamente dos longitudes de onda (por ejemplo, 740 y 850 nm) con diferentes “coeficientes de extinción” para oxihemoglobina (HbO) y desoxihemoglobina (Hb), es posible medir cambios relativos de concentración

de estas moléculas en el tiempo (Scholkmann et al., 2014). Estos cambios de concentración permiten medir la actividad hemodinámica tanto de corteza cerebral como de tejidos extracerebrales (Figura 1). Dicha actividad refleja, a su vez, la utilización de oxígeno como consecuencia de la actividad metabólica celular.

El diseño más básico utilizado en este tipo de tecnología se basa en la colocación de un diodo emisor de luz en el espectro cercano al infrarrojo, mientras que, por otro lado, se dispone de un fotodetector, situado a una distancia conocida, que captura la señal luminosa resultante (Figura 1).

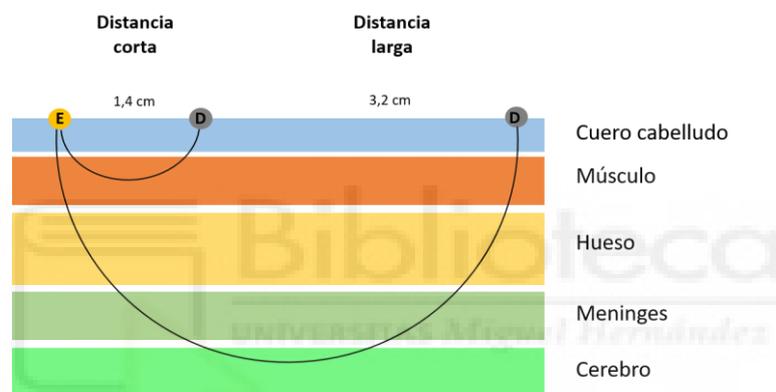


Figura 1. Diagrama que representa el funcionamiento básico de la tecnología de luz cercana al infrarrojo. Se representa en amarillo el emisor led de luz cercana al infrarrojo y en color gris los fotodetectores. La línea negra representa el paso de la luz cercana al infrarrojo por medio de los diferentes tejidos.

De esta forma, dependiendo de la distancia emisor-receptor (Figura 1) la tecnología NIRS puede utilizarse para inferir actividad cerebral (lo cual requiere distancias mayores entre el emisor y el receptor), pero como hemos dicho anteriormente también puede utilizarse para registrar cambios hemodinámicos en tejidos como músculo y piel (con distancias menores entre emisor y receptor). El presente trabajo se centra en la señal NIRS de origen extra-cerebral, concretamente en la región anatómica de la frente. En este sentido, se sabe que las tareas cognitivas inducen cambios en el

tono vasomotor de las arterias y venas de la frente (Jenkis y Brown, 2014; Kirilina et al., 2012; Takahashi et al., 2011). En el terreno emocional, también existen evidencias de que estos vasos son sensibles a diferentes tipos de reacciones emocionales tales como frustración (Puri, Olson, Pavlidis, Levine y Starren, 2005) y vergüenza (Drummond y Mirco, 2004).

En el caso de la reacción emocional de sobresalto, tema del presente trabajo, no hemos encontrado estudios que evalúen dicha reacción con NIRS, pese a que dicha tecnología superaría las limitaciones propias de la electromiografía. No obstante, en el trabajo llevado a cabo por Pavlidis, Levine y Baukol (2000) se comprobó mediante el empleo de cámara infrarroja que la respuesta de sobresalto producía un incremento muy rápido del flujo sanguíneo en la zona supraorbital y del cuello, acompañado de una disminución de dicho flujo en las zonas de la mejilla. Asimismo, dichos autores (Pavlidis et al., 2000) también encuentran patrones de activación específicos y no solapados de cada reacción emocional, por lo que la frente podría constituir una zona interesante en la cuantificación objetiva de reacciones emocionales humanas. Sin embargo, la medición del flujo utilizada en esta investigación (cámara infrarroja) se encuentra sujeta a determinadas limitaciones: baja fiabilidad de la medición, escasa resolución espacial, así como que sólo aporta información del flujo epidérmico.

En este sentido, la tecnología NIRS podría superar dichas limitaciones y constituir una herramienta sencilla y asequible para la medición objetiva de las reacciones emocionales. Por todo ello, el objetivo general del presente trabajo es la valoración de la respuesta de sobresalto mediante registro NIRS en la frente, y como objetivos específicos:

1. Analizar las relaciones oscilatorias entre HbO y Hb, comparando las condiciones de sobresalto y neutral.

2. Analizar las relaciones oscilatorias entre HbO y FC, comparando las condiciones de sobresalto y neutral.
3. Analizar las oscilaciones vasomotoras asociadas a la respuesta de sobresalto.
4. Describir, de forma preliminar, los patrones espaciales de vasomotricidad, en términos de localización anatómica de la frente, asociados a la reacción de sobresalto.

En base a los objetivos planteados se establecen las siguientes hipótesis básicas:

1. La condición de sobresalto generará oscilaciones de gran amplitud y co-variantes en el tiempo de las concentraciones de HbO y Hb, en comparación con la condición neutral.
2. La condición de sobresalto generará oscilaciones de gran amplitud y co-variantes en el tiempo de las señales de HbO y FC.
3. Los cambios vasomotores asociados a la respuesta de sobresalto presentarán una respuesta temporal de una frecuencia elevada.
4. Los cambios vasomotores asociados a la respuesta de sobresalto presentarán una respuesta espacial localizada en la zona supraorbital.

Método

Participantes

Para este estudio se reclutó a un total de 12 estudiantes universitarios (33% hombres y 67% mujeres) con una mediana de edad de 22 años y un rango intercuartil de 19-26 años. Todos ellos cumplieron su “consentimiento informado” en el marco de la pertinente autorización de la “Comisión Evaluadora de Proyectos” de la Universidad Miguel Hernández (UMH). Para el control de las variables extrañas se establecieron

como criterios de exclusión el consumo de más de 10 cigarros por día, el abuso de alcohol, el consumo de fármacos que puedan interferir en las reacciones vasomotoras (beta bloqueantes, etc.), la presencia de problemas visuales o auditivos no resueltos, padecer alguna patología neurológica, psiquiátrica o cardiovascular, y haber estado expuesto a anestesia general en los últimos seis meses.

Variables e instrumentos

En primer lugar, todas las variables dependientes del presente trabajo se han medido mediante un espectroscopio de luz cercana al infrarrojo (NIRS, por sus siglas en inglés) de la empresa Newmanbrain S.L. (Figura 2). Este dispositivo se compone de un total de 16 canales cortos y una tasa de muestreo de 10 Hz, lo que le proporciona una buena resolución temporal y espacial para medir cambios hemodinámicos en el tejido extracerebral (Ibáñez-Ballesteros, Molina-Rodríguez, Méndez-Arenas y Martínez-Otero, 2017). La distancia emisor-receptor entre los canales cortos es 14 mm., por lo que se asume que la profundidad media a la que penetra la luz cercana al infrarrojo es de 0.7 mm.

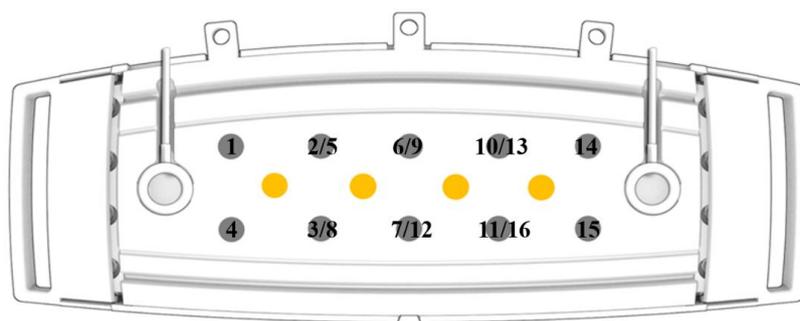


Figura 2. Cara interna del espectroscopio de luz cercana al infrarrojo. Se muestran en color amarillo los emisores y en gris los detectores de luz numerados.

En segundo lugar, como variables dependientes encontramos:

Poder espectral común entre HbO y HB: esta variable, de tipo cuantitativa serie temporal, se define como el grado en el que estas dos señales en determinados momentos y frecuencias oscilan relacionadas entre si con una amplitud compartida.

Poder espectral común entre HbO y la FC, es una variable cuantitativa serie temporal, y se define como el grado en el que estas dos señales en determinados momentos y frecuencias oscilan relacionadas entre si con una amplitud compartida.

En segundo lugar, encontramos como variables independientes:

Condición de estimulación, de tipo cualitativa, se encuentra compuesta por dos niveles. El primer nivel denominado “Neutral” es una condición control en la que se estimula al participante con 13 imágenes neutras (2191, 2397, 2235, 2396, 2411, 2579,7550, 2384, 2036, 2850, 2102, 2393, 2593) provenientes de una base de datos denominada International Affective Picture System (Langs, Bradley y Cuthbert, 2008; Moltó, Segarra, López, Esteller, Fonfría, Pastos y Poy, 2013). El segundo nivel, denominado “Sobresalto”, constituye la condición experimental en la que se genera una reacción emocional de sobresalto mediante la producción de un fuerte sonido metálico.

Caracterización espacial de la señal de sobresalto, de tipo cuantitativa, se define como la forma en la que el poder espectral común entre HbO y Hb se distribuye en las diferentes regiones de la frente. Para su medición se utilizó la combinación de dos índices:

Índice infero-superior: los valores cercanos a 1 indican que la respuesta de sobresalto, en términos de poder espectral común, se localiza en la parte superior, mientras que valores cercanos a -1 indican que dicha respuesta se localiza eminentemente en la parte inferior. Valores cercanos a 0 indican que la respuesta se

localiza de forma equitativa en los cuadrantes superior e inferior. Su cálculo se realiza de la siguiente forma:

$$\text{Índice infero-superior} = \frac{[(\sum_{\text{Canales } 1+2+5+10+13+14}) - (\sum_{\text{Canales } 4+3+8+11+16+15})]}{(\sum_{\text{Canales } 1+2+5+10+13+14+ 4+3+8+11+16+15})}$$

Ecuación 1. Cálculo del índice inferior superior.

Índice derecha-izquierda: valores cercanos a 1 señalan que la respuesta de sobresalto, en términos de poder espectral común, se produce eminentemente en la parte derecha, mientras que valores cercanos a -1 señalan que dicha respuesta se lateraliza hacia la parte izquierda. Los valores cercanos a 0 indican que la respuesta de sobresalto se ha producido sin asimetría derecha-izquierda. Su cálculo se realiza de la siguiente forma:

$$\text{Índice infero-superior} = \frac{[(\sum_{\text{Canales } 1+2+5+10+13+14}) - (\sum_{\text{Canales } 4+3+8+11+16+15})]}{(\sum_{\text{Canales } 1+2+5+10+13+14+ 4+3+8+11+16+15})}$$

Ecuación 2. Cálculo del índice derecha izquierda

Caracterización temporal de la señal de sobresalto, de tipo cualitativa, se define como la forma en la que el poder espectral común HbO y Hb se distribuye en las diferentes frecuencias. Para su medición se utilizaron cinco bandas de frecuencias diferentes: 12 a 17 mHz, 18-25 mHz, 26-37 mHz, 38-55 mHz, 56-82 mHz, y 83-121 mHz.

Procedimiento

El reclutamiento de los participantes se realizó en las diferentes aulas del campus de la Universidad Miguel Hernández situado en la ciudad de San Juan de Alicante. De esta forma, el muestreo de los participantes fue de tipo incidental, y no

aleatorio. Una vez comprobada la ausencia de los criterios de exclusión mediante una entrevista telefónica, se procedió a la admisión del participante en la investigación y se le citó en el laboratorio entre las 10:00 h. y las 13:00 h.

Dentro de la sala experimental, el protocolo comenzó con una explicación detallada sobre el experimento y se prosiguió con la firma de un consentimiento informado basado en la declaración de Helsinki y aprobado por la comisión evaluadora de proyectos de la Universidad Miguel Hernández. Se aseguró en todo momento el tratamiento confidencial de los datos obtenidos.

Durante el experimento los participantes permanecieron sentados a una distancia de 80 cm. de un monitor de 19 pulgadas y la temperatura de la sala fue constante y adecuada para favorecer el confort (Figura 3). Se colocó el espectroscopio de luz cercana al infrarrojo en la frente de cada participante. En concreto, el dispositivo se situó a 1 centímetro de la línea fronto-polar según el sistema internacional 10/20 (Jasper, 1958), para asegurar su correcta colocación independientemente de la forma de la frente (Figura 3).



Figura 3. Izquierda: disposición física del participante y el monitor durante la realización del experimento. Derecha: espectroscopio de luz cercana al infrarrojo colocado a 1 cm. de la línea fronto-polar.

Al inicio del experimento el participante fue instruido a mantener la atención en las imágenes que se le iban a presentar. El experimento comenzó con un registro pre tarea para la toma de una línea base de 120 segundos de duración, tras lo cual se presentaron un total de 13 imágenes neutras de forma aleatoria. Cada imagen se presentaba un total de 5 segundos y entre imagen e imagen se intercaló una máscara negra cuya duración era de 1 segundo (Figura 4). Una vez terminado el visionado de las imágenes se instó al participante a cerrar los ojos y relajarse. De esta forma, uno de los investigadores dejó caer una bandeja metálica detrás del participante desde una altura de 1 metro para generar una respuesta de sobresalto. Con posterioridad a la respuesta de sobresalto, se registró al participante durante 120 segundos más (Figura 4).

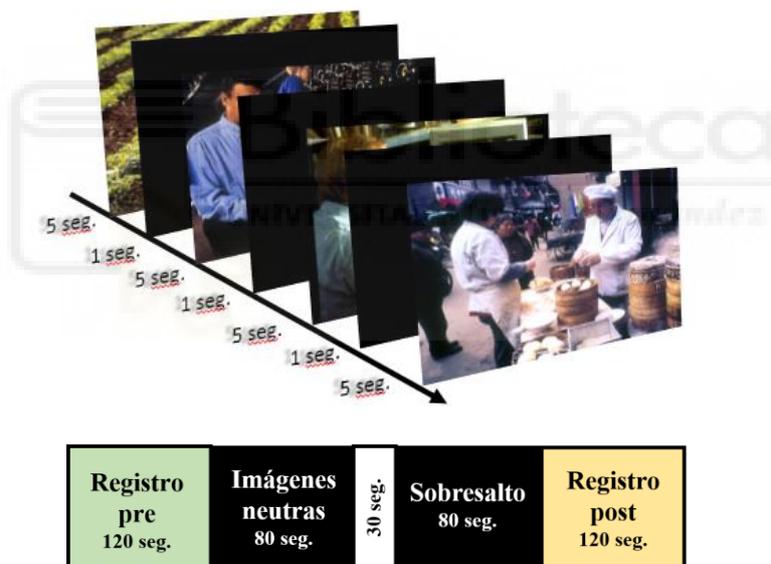


Figura 4. Superior: tiempo de presentación de las imágenes neutras. Inferior: secuencia de presentación de los diferentes tipos de imágenes.

Una vez terminada la sesión experimental, se le mostraron al participante los datos obtenidos durante el registro a modo de recompensa por su participación. Por último, una vez recolectados los datos, se procedió a la codificación y análisis de los mismos mediante los programas IBM SPSS Statistics versión 23.0 y Matlab 2016.

Tipo de diseño

El presente trabajo se puede clasificar dentro de diversos tipos de diseño, dependiendo del criterio de clasificación que se seleccione. Centrándonos en el número de medidas realizadas en el tiempo, esta investigación se puede enmarcar dentro de los diseños transversales, ya que los datos se obtienen en un único momento temporal. Según la metodología empleada (Cubo, 2011) esta investigación se enmarca dentro del diseño cuantitativo de medidas repetidas simples, ya que incluye varias observaciones por unidad experimental (participante) obtenidas cada una de ellas bajo una condición experimental diferente (Pascual-Llobell, Frías-Navarro y García-Pérez, 1996; Balluerka y Vergara, 2002).

Análisis de datos

Se utilizó la ecuación de Lambert-Beer modificada para calcular las concentraciones relativas de HbO y Hb. Se aplicó un filtro pasa banda de 0.002-0.1 Hz a la señal hemodinámica para eliminar las fluctuaciones relacionadas con la respiración, la actividad cardíaca y las ondas de presión de Mayer. Para la extracción de la FC, se aplicó un filtro pasa banda de 0.7 a 2.3 Hz. Como se ha indicado previamente, el presente trabajo se centra en el análisis de las oscilaciones hemodinámicas locales en la frente (HbO, Hb), y de oscilaciones sistémicas (FC). Dichas oscilaciones varían en el tiempo tanto en amplitud como en frecuencia y, por tanto, no pueden ser consideradas “señales estacionarias”. La “no estacionariedad” de las señales hace que los métodos tradicionales de análisis espectral (métodos basados en la transformada de Fourier, por ejemplo) no sean adecuados. Sin embargo, métodos específicos de análisis tiempo-frecuencia como la “Transformada Wavelet Continua (CWT)” son adecuados para la detección, extracción y reconstrucción de señales “no estacionarias”. Concretamente, la “Transformada Wavelet Cruzada (XWT)”, una versión bi-variante de la CWT, permite

el análisis de las relaciones oscilatorias entre dos series temporales “no-estacionarias” (Grinsted et al. 2004).

La XWT permite localizar regiones de alto poder espectral común en el plano tiempo frecuencia, es decir, momentos temporales en los que a determinadas frecuencias ambas señales han oscilado con una amplitud alta y co-variante en el tiempo. Para determinar estas regiones se utilizó un método de remuestreo en el que se contrasta la señal obtenida contra un modelo autoregresivo de ruido blanco. En lo referente a la coherencia de fase se consideró que valores superiores a 0,70 indicaban una co-variación temporal elevada. Por todo ello, en el presente trabajo se ha utilizado la XWT para obtener los valores de poder espectral común y de esta forma analizar las relaciones oscilatorias entre HbO, Hb y FC.

En lo referente a los análisis estadísticos, se utilizaron pruebas no paramétricas debido al bajo tamaño muestral. De este modo, se empleó el test de los rangos con signo de Wilcoxon para muestras relacionadas. En concreto, se utilizó dicha prueba para comparar las diferencias en el poder espectral común entre las señales de HbO y Hb, así como de HbO y FC en la condición de respuesta de sobresalto y de visionado de imágenes neutras. Por otro lado, para cada contraste con el test de Wilcoxon se informa de la mediana y el rango intercuartil (Q1-Q3) como medida de dispersión. Además, se utilizó un estimador del tamaño del efecto “ r ”, resultante de la división entre el estadístico de contraste y la raíz cuadrada del número de participantes (Field, 2013). Por otro lado, para comprobar la distribución espacial de la respuesta de sobresalto, se utilizó el coeficiente de correlación Rho de Spearman. Los análisis estadísticos fueron realizados usando los programas IBM SPSS Statistics v.23.0 y Matlab 2016. Se asumió como estadísticamente significativo los valores de $p < .050$.

Resultados:

Poder espectral común entre HbO y Hb

En lo referente a la condición Neutral, la mediana del poder espectral común entre HbO y Hb fue de 8.45 (Rango intercuartil = 2.55-16.01), mientras que para la condición Sobresalto la mediana fue de 57.71 (Rango intercuartil = 34.05-85.74). Al comparar ambas condiciones con la prueba de Wilcoxon para muestras relacionadas, se encontraron diferencias significativas ($z=-2.79$, $p=.002$, $r=.81$) (Figuras 5 y 6).

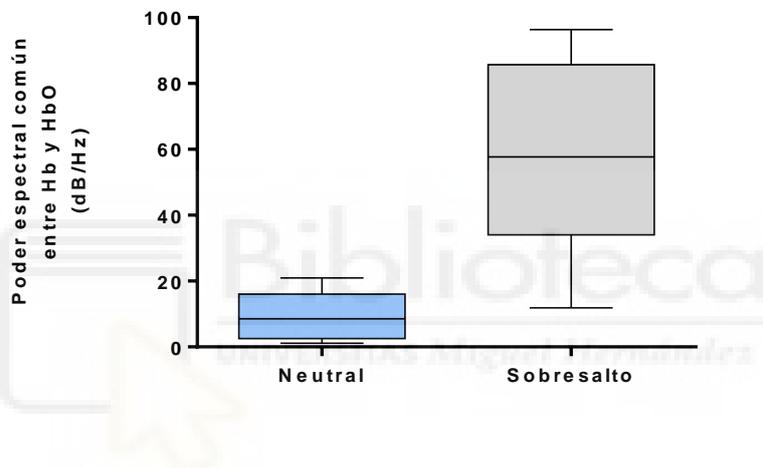


Figura 5. Diagrama de cajas y bigotes en el que se representa el poder espectral común entre HbO y Hb en la condición Neutral y Sobresalto.

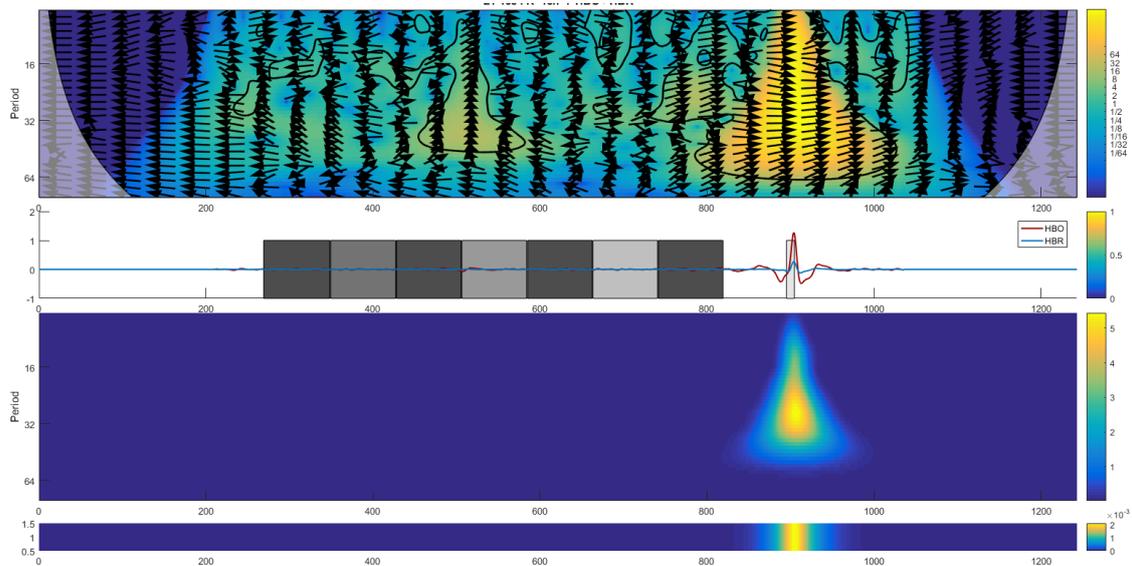


Figura 6. Ejemplo de registro de un único sujeto en el que se muestran las señales de Hb y HbO. En la parte superior se muestra la Transformada Wavelet Cruzada. En la parte media se muestran el registro continuo de ambas señales por separado (en rojo: HbO, en azul: Hb). En la parte inferior se muestra la versión simplificada de la Transformada Wavelet Cruzada, mostrándose exclusivamente la zona de interés de poder espectral común.

Poder espectral común entre HbO y FC

Por otro lado, en lo referente a la condición Neutral encontramos que el valor de la mediana en lo referente a la poder espectral común HbO y FC fue de 9.19 (Rango intercuartil = 6.49-17.68). Sin embargo, para la condición Sobresalto la mediana alcanzó un valor de 53.54 (Rango intercuartil = 34.19-77.01). La comparación entre ambas condiciones con la prueba de Wilcoxon para muestras relacionadas arrojó diferencias significativas ($z=-2.75$, $p=.003$, $r=.79$) (Figuras 7 y 8).

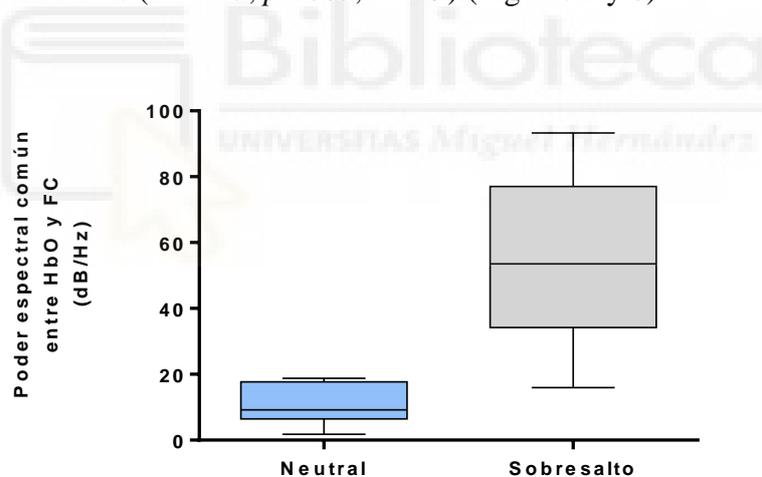


Figura 7. Diagrama de cajas y bigotes en el que se representa el poder espectral común entre HbO y FC en la condición Neutral y Sobresalto.

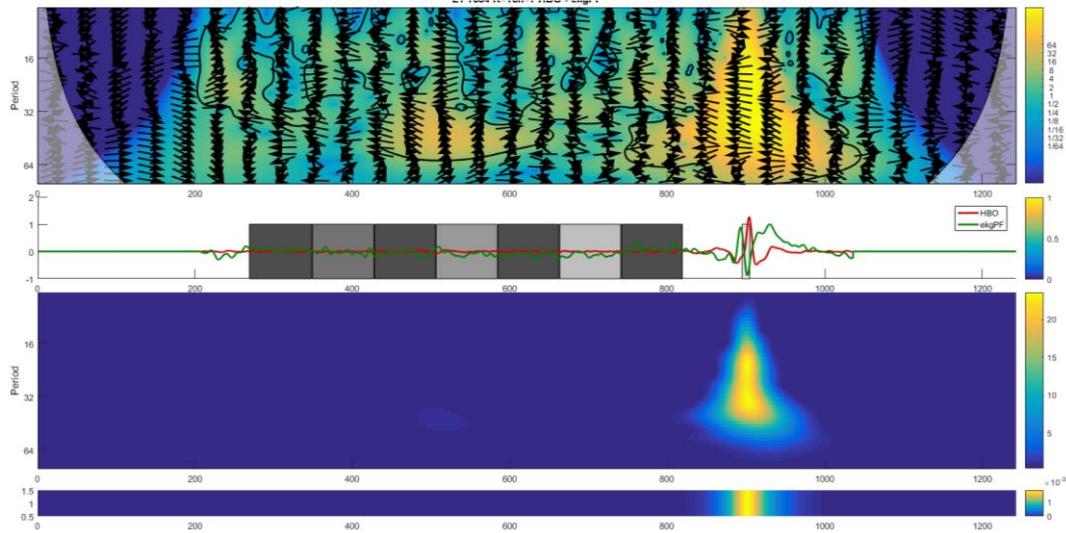


Figura 8. Ejemplo de registro de un único sujeto en el que se muestran las señales de FC y HbO. En la parte superior se muestra la Transformada Wavelet Cruzada. En la parte media se muestran el registro continuo de ambas señales por separado (en rojo: HbO, en verde: FC). En la parte inferior se muestra la versión simplificada de la Transformada Wavelet Cruzada, mostrándose exclusivamente la zona de interés de poder espectral común

Caracterización temporal de la señal de sobresalto

Con respecto a la distribución temporal de la respuesta en la condición de sobresalto, podemos comprobar cómo la banda de frecuencia que tiene mayor poder espectral común es la de 38 a 55 mHz, de modo que la respuesta de sobresalto está asociada a una oscilación que se sitúa en la franja temporal de entre 18 y 26 segundos. De esta forma, la respuesta de sobresalto está caracterizada fundamentalmente por una oscilación cuya frecuencia dominante se encuentra en dicha banda (Figura 9).

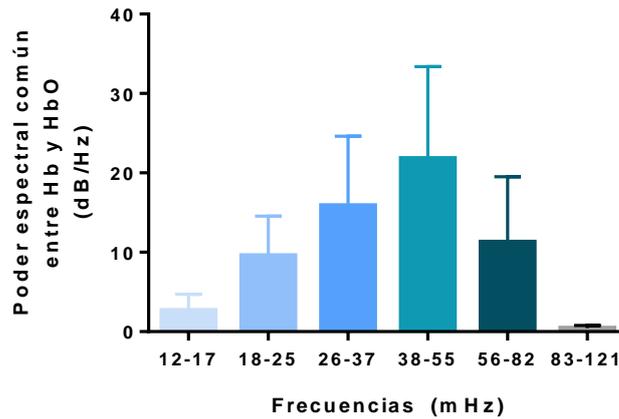


Figura 9. Histograma en el que se presenta los valores de poder espectral común entre HbO y Hb en las diferentes bandas de frecuencia de interés.

Caracterización espacial de la señal de sobresalto

La correlación entre el índice infero-superior y el índice derecha-izquierda medida por el coeficiente Rho de Spearman mostró un valor de .50 ($p=.101$). La dirección de la relación es directamente proporcional y su intensidad es moderada. De esta forma, los valores elevados en el índice inferior-superior se relacionan moderadamente con valores elevados en el índice derecha-izquierda, mientras que valores bajos en uno de los índices se relacionan moderadamente con valores bajos en el otro índice (Figura 10).

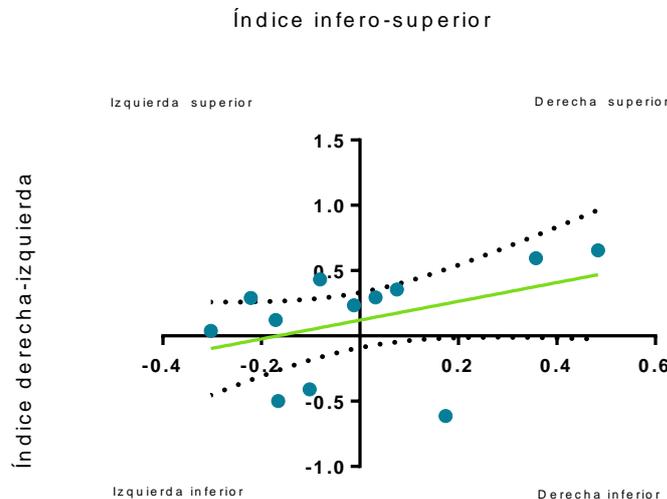


Figura 10. Diagrama de dispersión entre el índice infero-superior y el índice derecha-izquierda. Se ha representado la recta de regresión (verde) y el intervalo de confianza al 95% para dicha recta (línea discontinua)

Discusión

El objetivo de partida del presente trabajo era la valoración de la respuesta de sobresalto mediante la tecnología NIRS. En base a los resultados mostrados en anteriores apartados, podemos decir que el espectroscopio de luz cercana al infrarrojo ha permitido diferenciar claramente la respuesta de sobresalto de la respuesta ante la presentación de imágenes neutras.

De forma más concreta, podemos afirmar que se ha verificado la primera hipótesis, ya que se ha encontrado un mayor poder espectral común entre HbO y Hb en la condición de sobresalto al ser comparada con la condición neutral. Es decir, la condición de sobresalto ha generado oscilaciones de las concentraciones de HbO y Hb de gran amplitud y co-variantes en el tiempo. En este sentido, la prueba de Wilcoxon señaló la presencia de diferencias estadísticamente significativas, hecho que viene reforzado por la presencia de un tamaño del efecto elevado (Field, 2013). Estos resultados son apoyados por la investigación de Pavlidis et al. (2000) los cuales encontraron la presencia de un cambio de flujo en la frente como producto de una reacción de sobresalto. En concreto, Pavlidis, Levine y Baukol (2000) encuentran incrementos localizados en la zona de interés periorbital, específicamente en el territorio irrigado por la arteria supraorbital. Sin embargo, las comparaciones entre estos hallazgos se han de realizar con cautela, ya que la medición en dicha investigación se realizó con una cámara infrarroja la cual es capaz de detectar únicamente cambios de flujo en la piel, mientras que la medición realizada en el presente trabajo está realizada con la tecnología NIRS que aporta información de cambios vasomotores tanto de la piel

como de otras capas más profundas. En este sentido, existe ya literatura sobre el uso de la espectroscopia de luz cercana al infrarrojo para la evaluación de reacciones emocionales en contextos clínicos, en concreto para la valoración de la fobia al dentista. En dicha investigación se encontró que la emoción de miedo se relaciona principalmente con cambios de la HbO (Köchel et al., 2011).

Con respecto a la segunda hipótesis de partida, podemos afirmar que se ha cumplido, ya que se ha determinado la existencia de diferencias significativas en el poder espectral común entre la HbO y la FC al comparar la condición neutral y de sobresalto. En este sentido, las señales de HbO y FC han presentado en la condición de sobresalto oscilaciones de gran magnitud y co-variantes en el tiempo. Además, los resultados significativos también vienen respaldados por tamaños del efecto elevados (Field, 2013).

De esta forma, Orr et al. (2000), y Orr et al. (1995) hallaron resultados similares en lo que respecta a los cambios de la FC. Específicamente encontraron que tanto los controles sanos como los pacientes diagnosticados de trastorno de estrés postraumático presentaban incrementos de la FC durante el condicionamiento clásico de la respuesta de sobresalto.

En lo referente a la tercera hipótesis, encontramos que se ha cumplido de forma parcial. En este sentido, se esperaba encontrar que la respuesta de sobresalto estuviera caracterizada por un patrón temporal de una frecuencia alta. Sin embargo, la frecuencia dominante se sitúa entre los 38 y los 55 mHz y el rango de frecuencias posibles se sitúa entre 12-121 mHz, por lo que se puede considerar una respuesta de una frecuencia intermedia.

En cuanto a la última hipótesis, podemos comprobar que no se ha verificado la existencia de una respuesta localizada únicamente en la zona supraorbital. De hecho, la respuesta presenta un patrón espacial heterogéneo aunque es cierto que existe una correlación moderada entre el índice ínfero-superior y el índice derecha-izquierda. De este modo, se puede afirmar que existe una tendencia a que las respuestas lateralizadas a la izquierda se presenten en la parte inferior de la frente, mientras que las respuestas lateralizadas a la derecha son más proclives a presentarse en la parte superior, y viceversa.

En general, en la literatura ya se encuentran referencias sobre la naturaleza heterogénea y asimétrica de la respuesta de sobresalto (Kofler et al., 2008). De hecho, se recomienda la utilización de mediciones de la actividad muscular esquelética en ambos lados debido a que existen respuestas diferentes en función de la hemicara estudiada. En lo referente al flujo en la frente, se sabe que existe una asimetría en el control microvascular autonómico. Así, la actividad simpática no se encuentra distribuida homogéneamente (Benedicic, Dolenc, Stefanovska y Bosnjak, 2006) sobre la frente, ya que las neuronas autonómicas del ganglio cervical superior se proyectan de forma heterogénea sobre ésta (Asthana, 2001). Otro factor a considerar es el hecho de que las proyecciones autonómicas vaso- y sudomotoras de la frente son mixtas en lo referente a su origen anatómico (Drummond, 1994). En concreto, la zona medial se encuentra inervada por fibras autónomas que provienen del plexo nervioso que acompaña a la carótida interna, mientras que la zona más lateral está inervada por fibras que emergen del plexo que acompaña a la carótida externa (Drummond, 1994; Salvense, 2010).

En relación con la respuesta de sobresalto, encontramos que el resto de investigaciones señalan la existencia de respuestas lateralizadas en la hemifrente derecha (Pavlidis, Levine y Baukol, 2000). Sin embargo, estos trabajos no tienen en

cuenta la dimensión arriba-abajo, por lo que las comparaciones han de ser realizadas con cautela.

Una idea interesante es la expuesta por Jenkis y Brown (2014), los cuales, mediante la utilización de la termografía de infrarrojo, encontraron evidencia sobre la existencia de rasgos estables en la asimetría del flujo en la frente, diferenciando entre dominantes derechos e izquierdos. En este sentido, la heterogeneidad de asimetrías encontrada en el presente trabajo puede estar mostrando exacerbaciones de los rasgos propios de cada uno de los sujetos.

Por tanto, en base a nuestros resultados podemos concluir que la respuesta de sobresalto se manifiesta a través de cambios locales del tono vasomotor de las arterias y venas de la frente, así como mediante fluctuaciones sistémicas de la FC. La respuesta en términos temporales es relativamente rápida y presenta heterogeneidad en sus características espaciales. De esta forma, la tecnología NIRS parece un método útil, al menos para valorar reacciones emocionales relacionadas con la ansiedad, y que puede aportar información tanto de la activación cortical cerebral como de la actividad vasomotora de la frente. En este sentido, parece que, por sus peculiaridades anatómicas y su inervación, la frente constituye un territorio especialmente útil en la valoración afectiva.

En la quinta versión del Manual diagnóstico y estadístico de los trastornos mentales (Asociación Americana de Psiquiatría, 2014) ya se hace patente la necesidad de evaluar de forma objetiva de la respuesta de sobresalto en el trastorno de estrés posttraumático. Por todo ello, la espectroscopia de luz cercana al infrarrojo se erige como un método de bajo coste, cómodo e interesante para objetivar reacciones emocionales en contextos aplicados.

En cualquier caso, pese a las evidencias obtenidas, el presente estudio adolece de ciertas limitaciones que hace que los resultados deban tomarse con cautela. Por un lado, hemos de destacar el bajo tamaño muestral, que hace que el proceso de inferencia poblacional sea complejo. Sin embargo, se debe señalar, en primer lugar, que los contrastes de hipótesis se encuentran acompañados de tamaños del efecto elevados que respaldan los resultados y, en segundo lugar, que es muy común la utilización de tamaños muestrales pequeños en los estudios de neuroimagen. Por otro lado, la ausencia de contrabalanceo en las condiciones experimentales se erige como una deficiencia metodológica típica de los diseños de medidas repetidas simples. Sin embargo, se optó por este diseño experimental para evitar el denominado “efecto de persistencia”. En este sentido, si se hubiese decidido realizar un contrabalanceo, y aplicar a los participantes la condición de Sobresalto antes de la Neutra, podría haberse contaminado la señal registrada durante la condición Neutra, ya que después de una reacción emocional tan fuerte es posible que el tono vasomotor no sea capaz de recuperarse.

Por todo ello, para futuras investigaciones sería interesante superar las limitaciones anteriormente comentadas, y tener en cuenta las siguientes líneas de trabajo: en primer lugar, sería interesante comprobar si la tecnología NIRS es sensible a otros paradigmas relacionados con la respuesta de sobresalto, como la inhibición del prepulso, tanto en población sana como en población clínica. En segundo lugar, debido a que parece que la espectroscopia de luz cercana al infrarrojo es una técnica sensible a la activación autonómica, sería interesante probar su validez para objetivar la evolución de los tratamientos psicológicos. En este sentido, sería una herramienta interesante para la objetivación de las denominadas “Unidades Subjetivas de Ansiedad” muy típicas de los tratamientos de exposición. Por otro lado, también puede ser una técnica interesante para cuantificar el nivel de craving en el tratamiento y valoración de las adicciones.

Además, esta tecnología puede tener una aplicación también en el contexto de la Psicología de la salud, ya que podría ser una técnica útil para valorar disregulaciones autonómicas asociadas a la migraña, o la fibromialgia, entre otras.

Referencias bibliográficas:

Asociación Americana de psiquiatría (APA). (2014). *DSM-5. Manual Diagnóstico y Estadístico de los Trastornos Mentales*. Washington, DC: Panamericana.

Asthana, H.S. (2001) Hemiregional facial asymmetry in expression of emotion: a concept needs to be verified. *Perceptual and Motor Skills*, 93,690–692.

Balluerka, N., y Vergara, A.I. (2002). *Diseños de investigación experimental en psicología*. Madrid: Pearson Educación.

Benedicic, M., Dolenc, V. V., Stefanovska, A., y Bosnjak, R. (2006). Left-right asymmetry of the facial microvascular control. *Clinical Autonomic Research*, 16, 58-60.

Blumenthal, T.D., Cuthbert, B.C., Filion, D., Hackley, S., Lipp, O.V., y Van Boxtel, A. (2005). Committee report: guidelines for human startle eyeblink electromyographic studies. *Psychophysiology*, 43, 1-15.

Cubo, S. (2011). La investigación experimental. En S. Cubo, B. Martín y J.L. Ramos (Coords.), *Métodos de investigación y análisis de datos en ciencias sociales y de la salud*. Madrid: Pirámide.

De la Casa, G., Mena, A., y Ruiz-Salas, J.M. (2016). Effect of stress and attention on startle response and prepulse inhibition. *Physiology and Behavior*, 165, 179-186.

- Dichter G.S., Tomarken A.J., y Baucom B.R. (2002). Startle modulation before, during and after exposure to emotional stimuli. *International Journal of Psychophysiology*, 43, 191–196.
- Drummond, P.D. (1994). Sweating and vascular responses in the face: normal regulation and dysfunction in migraine, cluster headache and harlequin syndrome. *Clinical Autonomic Research*, 4, 273-285.
- Drummond, P., y Mirco, N. (2004). Staring at one side of the face increases blood flow on that side of the face. *Psychophysiology*, 41, 281-287.
- Favaron, E., Bellodi, L., Biffi, S., Vanni, G., Zorzi, C., Liperi, L., y Perna, G. (2010). Acoustic startle response in panic disorder. *Psychiatry Research*, 176, 254-256.
- Field, A. (2013). *Discovering statistics using IBM SPSS statistics*. California: Sage.
- Filion, D. L., Dawson, M.E., y Schell, A.M. (1998). The psychological significance of human startle eyeblink modification: a review. *Biological Psychology*, 47, 1-43.
- Garner, M., Clarke, G., Graystone, H., y Baldwin, D.S. (2011). Defensive startle response to emotional social cues in social anxiety. *Psychiatry Research*, 186, 150-152.
- Grillon, C. (1996). Startle reactivity and anxiety disorder: aversive conditioning, context, and neurobiology. *Biological Psychiatry*, 52, 958-975.
- Grillon, C., y Baas, J. (2003). A review of the modulation of the startle reflex by affective states and its application in psychiatry. *Clinical neurophysiology*, 114, 1557-1579.

- Grinsted, A., Moore, J.C., y Jevrejeva, S. (2004). Application of the cross wavelet transform and wavelet coherence to geophysical time series. *Nonlinear Processes in Geophysics*, *11*, 561-566.
- Ibáñez-Ballesteros, J., Molina-Rodríguez, S., Méndez-Arenas, A., y Martínez-Otero, L. (2017, Julio). *A Multimodal system for functional assessment of brain and systemic responses*. Comunicación presentada en el II Congreso Internacional de Psicobiología, Ávila, España.
- Jasper, H.H. (1958). The ten-twenty electrode system of the international federation. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, *10*, 371-375.
- Jenkis, S.D., y Brown, R.D.H. (2014, Julio). *A correlational analysis of human cognitive activity using infrared thermography of the supraorbital region, frontal EEG and self-report of core affective state*. Comunicación presentada en la 12ª Conferencia Internacional de Termografía de infrarrojo cuantitativa, Burdeos, Francia.
- Kirilina, E., Jelzow, A., Heine, A., Niessing, M., Wabnitz, H., Brühl, R., Ittermann, B., Jacobs, A.M., y Tachtsidis, I. (2012). The physiological origin of task-evoked systemic artefacts in functional near infrared spectroscopy. *Neuroimage*, *61*, 70-81.
- Kofler, M., Müller, J., Rinnerthaler-Weichbold, M., y Valls-Solé, J. (2008). Laterality of auditory startle responses in humans. *Clinical neurophysiology*, *119*, 309-314.
- Köchel, A., Plichta, M.M. Schäfer, A., Schöngassner, F., Fallgatter, A.J., y Schienle, A. (2011). Auditory symptom provocations in dental phobia: a near-infrared spectroscopy study. *Neuroscience letters*, *503*, 48-51.

- Koch, M. (1999). The neurobiology of startle. *Progress in Neurobiology*, 59, 107-128.
- Kumari, V., Soni, W., y Sharma, T. (2002). Prepulse inhibition of the startle response in risperidone-treated patient: comparison with typical antipsychotics. *Schizophrenia Research*, 55, 139-146.
- Lang, P. J., Bradley, M. M., y Cuthbert, B. N. (2008). *International Affective Picture System (IAPS): Affective ratings of pictures and instruction manual*. Gainesville.
- Mena, A. Ruiz-Salas, J.C., Puentes, A., Dorado, I., Ruiz-Veguilla, M., y De la Casa, L.G. (2016). Reduced prepulse inhibition as a biomarker of schizophrenia. *Frontiers in Behavioral Neuroscience*, 10, 1-9.
- Moltó, J., Segarra, P., López, R., Esteller, A., Fonfría, A., Pastor, M.C., y Poy, R. (2013). Adaptación española del “International Affective Picture System” (IAPS) *Anales de Psicología*, 29, 965-984.
- Orr, S.P., Lasko, N.B., Shalev, A., y Pitman, R.K. (1995). Physiologic response to loud tones in Vietnam veterans with posttraumatic stress disorder. *Journal of abnormal psychology*, 104, 75-82.
- Orr, S.P., Metzger, L.J., Lasko, N.B., Macklin, M.L., Peri, T., y Pitman, R.K. (2000). De novo conditioning in trauma-exposed individuals with and without posttraumatic stress disorder. *Journal of abnormal psychology*, 109, 290-298.
- Pascual-Llobell, J., Frías-Navarro, M.D., y García-Pérez, J.F., (1996). *Manual de psicología experimental: Metodología de investigación*. Madrid: Ariel.
- Pavlidis, I., Levine, J., y Baukol, P. (2000, Abril). *Thermal imaging for anxiety detection*. Comunicación presentada en el Computer vision beyond the visible spectrum: Methods and applications, California, Estados Unidos de América.

Puri, C., Olson, L., Pavlidis, I., Levine, J., y Starren, J. (2005). StreesCam: Non-contact measurement of user's emotional states thorough thermal imaging. Comunicación presentada en el International conference for human-computer interaction, Portland, Estados Unidos de América.

Salvense, R. (2010). Innervation of sweat glands in the forehead. A study in patients with Horner's syndrome. *Journal of the Neurological Sciences*, 183, 39-42.

Scholkmann, F., Kleiser, S., Metz, A.J., Zimmermann, R., Mata-Pavia, J., Wolf, U., y Wolf, M. (2014), A review on continuous wave functional near-infrared spectroscopy and imaging instrumentation and methodology, *NeuroImage*, 85, 6–27.

Takahashi, T., Takikawa, Y., Kawagoe, R. Shibuya, S., Iwano, T., y Kitzawa, S. (2011) Influence of skin blood Flow on near-infrared spectroscopy signals measured on the forehead during a verbal fluency task. *Neuroimage*, 57, 991-1002.

Villringer, A., y Chance, B. (1997), Non-invasive optical spectroscopy and imaging of human brain function. *Trends in Neuroscience*, 20, 120-124.

Wright, J. (2015). *International Encyclopedia of the social and behavioral sciences*. Amsterdam: Elsevier.