

**ADDENDA
A
ANALES DE PSICOLOGIA
N.º 2**

1985

UNIVERSIDAD DE MURCIA

Procedimientos de registro, medida y cuantificación de la actividad electrodérmica

FRANCISCO ROMAN LAPUENTE

JESUS GOMEZ AMOR

JOSE MARIA MARTINEZ SELVA

INTRODUCCION: ACTIVIDAD ELECTRODERMICA Y MODELOS ELECTRICOS DE LA PIEL

Quien primero observó que la piel presentaba ciertas propiedades eléctricas fue Féré en 1888, el cual sujetando dos electrodos sobre el antebrazo, conectados en serie con una débil fuente de corriente eléctrica y un galvanómetro, descubrió que cuando el sujeto era estimulado externamente a través de distintos sistemas sensoriales podían observarse rápidas oscilaciones en el galvanómetro. Este hecho, conocido con el nombre de «fenómeno de Féré», pone de manifiesto que la piel es capaz de conducir la corriente eléctrica. Féré consideró como responsable del fenómeno a la electricidad estática (la cual se produce cuando se fricciona la piel seca), ignorando la importancia de las glándulas sudoríparas en la manifestación de dicho fenómeno. Fue un colaborador suyo, D'Arsonval, quien concedió la debida importancia a la secreción sudorípara (Woodworth y Schlosberg, 1971).

Dos años después de Féré, Tarchanoff, descubrió que sin necesidad de aplicar ninguna fuente de corriente eléctrica y simplemente conectando dos

regiones de la piel a un galvanómetro, éste indicaba una diferencia de potencial entre las dos regiones cuando se le presentaba al sujeto un estímulo.

Entre 1888 y 1890, pues, se llevó a cabo la identificación de dos propiedades eléctricas de la piel: en primer lugar, que era capaz de conducir la corriente eléctrica, y en segundo que en ella se generaba algún tipo de corriente capaz de desplazar la aguja del galvanómetro.

Para la Psicología, los descubrimientos de Féré y Tarchanoff, principalmente los del primero, han tenido una profunda influencia en la comprensión de algunos de los mecanismos biológicos que subyacen a la conducta. La actividad de las glándulas sudoríparas ha sido durante mucho tiempo para los psicólogos, un índice favorito de la actividad del sistema Nervioso, en concreto del Sistema Simpático, reflejándose a través de ellas el estado emocional del sujeto. La conductividad de la piel, medida más utilizada para poner de manifiesto las variaciones en la actividad electrodérmica, está relacionada directamente con la atención activa del sujeto, de forma que cuando éste se encuentra en un estado de baja actividad atencional, se observa una disminución en la conductividad de la piel. Por el contrario, en un estado de gran concentración mental, aumenta dicha conductividad.

Para explicar el comportamiento eléctrico de la piel se han elaborado varios modelos. Venables y Christie (1980) señalan que aunque todavía estamos lejos de establecer un modelo adecuado que explique satisfactoriamente la actividad eléctrica de la piel, existen dos modelos a partir de los cuales se puede tener una orientación general para elaborar las técnicas de medida.

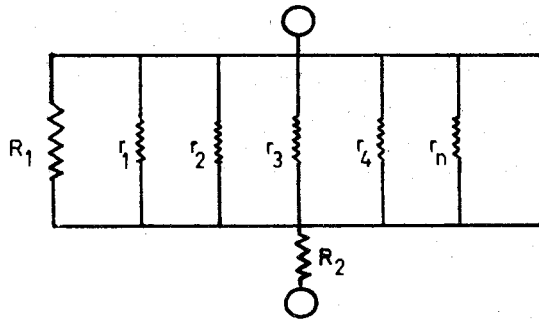
Primer modelo

Es un modelo sencillo y considera que la piel se comporta como tres resistencias, dos de ellas colocadas en paralelo (R_1 y r_1-r_n) y una tercera (R_2) en serie con respecto a las otras dos (figura 1).

R_1 : Equivale a la resistencia de la capa córnea.

r_1-r_n : Representan la resistencia de cada uno de los conductos sudoríparas capaces de conectarse y desconectarse dependiendo de su actividad.

R_2 : Representa una gran resistencia constituida por la dermis y el interior del cuerpo (ver figura 1).



(figura 1)

Segundo modelo

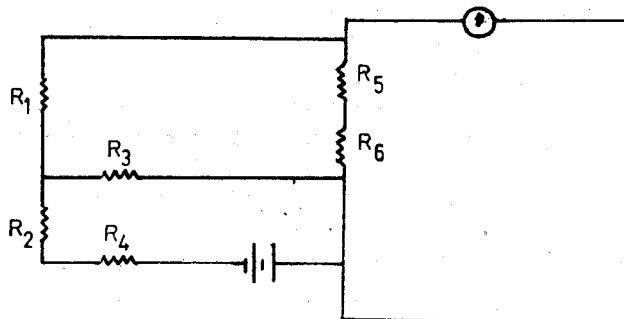
Es algo más complejo que el primero y está constituido por los siguientes elementos (ver figura 2):

R_1 y R_2 : Representan la resistencia del conducto de las glándulas sudoríparas. Resistencia que va variando dependiendo de la columna del sudor en el interior del conducto. Estas resistencias se corresponden en el modelo anterior con una de las r_n . Asimismo, R_1 y R_2 , indican la resistencia de la porción epidérmica y dérmica del conducto sudoríparo respectivamente.

R_3 y R_4 : Son las resistencias de las paredes del conducto epidérmico y dérmico

R_5 : Es la resistencia de estrato córneo, admitiéndose en este modelo que dicha resistencia varía en función de la hidratación corneana.

R_6 : Representa la resistencia del estrato lúcido. R_5 y R_6 corresponden en el modelo anterior a R_1 .



(figura 2)

TIPOS DE REGISTRO DE LA ACTIVIDAD ELECTRODERMICA

Desde que Féré y Tarchanoff descubrieran, cada uno, un método distinto para poner de manifiesto que la piel poseía características eléctricas, las cuales podían ser modificadas por distintos tipos de estímulos, dos han sido los métodos para registrar dichas propiedades: registro monopolar y bipolar.

Método de registro monopolar

El método de registro monopolar o método de Tarchanoff, utiliza el procedimiento endosomático, que consiste en captar la actividad eléctrica natural de la piel del sujeto reflejada en la diferencia de potencial entre dos puntos de su superficie.

El registro monopolar mide la diferencia de potencial existente entre un electrodo situado encima de un lugar eléctricamente activo de la piel (fuente) y otro electrodo situado en un lugar neutro. El electrodo colocado encima de la fuente se denomina activo y al situado en un lugar del cuerpo eléctricamente neutro, indiferente, de referencia o inactivo. El registro monopolar se utiliza en actividad electrodérmica para registrar el potencial de la piel (SP), no requiriéndose la aplicación de una corriente externa, sino simplemente captar las variaciones bioeléctricas naturales de la piel entre dos puntos de su superficie. Esta característica del registro monopolar hace que el equipamiento sea muy simple y cómodo de utilizar, basta con dos electrodos y un galvanómetro. En la actualidad, el registro monopolar apenas se utiliza en actividad electrodérmica, puesto que es solamente aplicable para obtener medidas del potencial de la piel y, como señalan Fowles y Cols. (1981), a no ser que el investigador esté interesado de manera especial en comparar sus trabajos con los existentes en la literatura sobre potencial de la piel, es probable que se prefieran otras medidas de la actividad electrodérmica (conductancia o resistencia) y, por lo tanto, el registro bipolar, ya que el monopolar no sirve para registrar tales medidas. El que se prefieran las medidas de conductancia o resistencia a las de potencial, está motivado por las dificultades a la hora de interpretar las medidas de amplitud de dicha respuesta, dificultades que surgen tanto de la naturaleza bifásica de tal respuesta (con un primer componente negativo y un segundo positivo), como de la sensibilidad de los niveles de potencial de la piel (SPL) ante los efectos de la hidratación. Sin embargo, cuando lo que interesa es obtener simplemente un recuento de número de respuestas electrodérmicas, sin tener en cuenta la amplitud u otros elementos u otras medias, está justificada la utilización del potencial de la piel y, por lo tanto, el registro monopolar.

Método de registro bipolar

También llamado método de Féré. Se caracteriza por encontrarse los dos electrodos colocados sobre fuentes, es decir, sobre dos lugares eléctricamente activos de la piel, de manera que cada uno puede captar un flujo de corriente. En este caso, no existe un electrodo activo y otro de referencia, sino dos electrodos activos. Aunque lo ideal para este tipo de registro es que cada lugar donde se coloquen tenga el mismo nivel de actividad, lo más usual es que ésta sea diferente en uno y otro electrodo (Venables y Martin, 1967; Edelberg, 1967).

El registro bipolar utiliza el procedimiento exosomático, y con él se trata de medir la conductancia o resistencia de la piel al paso de una corriente eléctrica débil e inofensiva para el sujeto, procedente de una fuente externa, y que aplicada a través de uno de los electrodos, atraviesa la piel para dirigirse al otro electrodo, el cual la capta y la envía al amplificador para su posterior registro.

El registro bipolar a diferencia del monopolar, requiere una instrumentación mucho más compleja, permitiendo obtener una medida del nivel absoluto de conductividad de la piel y de los cambios que en ella se producen. Por ello, en la actualidad, este tipo de registro se utiliza con mayor frecuencia.

El tipo de instrumentación utilizada para el registro bipolar de la actividad electrodérmica, varía en función de la medida que se quiera tomar, conductancia o resistencia.

Cuando un investigador está interesado en registrar la resistencia que ofrece la piel al paso de una corriente eléctrica mediante un registro bipolar, utiliza el método de intensidad constante, que consiste en aplicar una corriente de intensidad constante. En este caso y aplicando la ley de Ohm ($V=I \cdot R$), donde V =voltaje, I =intensidad y R =resistencia, obtendríamos que cualquier cambio que se produjese en la resistencia, por muy pequeño que este sea, afectaría al voltaje de forma directamente proporcional. Como con este método lo que se está registrando son los cambios en el voltaje, esto es, la diferencia de potencial entre los dos electrodos, cualquier variación que se produzca en el voltaje será interpretada como una variación en la resistencia. Cuando se utiliza este método el máximo de intensidad de corriente que se aplica al sujeto es inferior a 10 microamperios/cm², ya que si se supera dicho valor la ley de Ohm no puede ser aplicada a organismos vivos (Vila, 1981).

Para el registro de la conductancia se emplea el método del voltaje constante, que consiste en hacer pasar a través de la piel una corriente del voltaje

invariable, de tal manera que el amplificador no tiene en cuenta las diferencias de potencial entre los dos electrodos, sino las variaciones en la intensidad de la corriente a su paso por la piel. Por lo tanto, a partir de la ley de Ohm, $I=R/V$, como V va a ser constante, las variaciones en I serán atribuidas a R . Si sabemos que la conductancia es el inverso de la resistencia ($C=1/R$), podemos registrar, en consecuencia, directamente, la conductancia de la piel por el método de voltaje constante.

Una cuestión que nos podemos plantear ahora, se refiere a la conveniencia de utilizar uno u otro tipo de método, si el de intensidad constante o el de voltaje constante.

En un principio, no parece necesario el tener que utilizar uno u otro exclusivamente, ya que a partir de las medidas obtenidas en uno de ellos se pueden calcular las medidas del otro, sin embargo, Likken y Venables (1971) indican las ventajas que tiene el utilizar el método de voltaje constante en lugar del de intensidad constante. Estas ventajas son:

1. Existe una relación directa entre actividad de las glándulas sudoríparas y conductancia de la piel.
2. Es más fácil y exacto medir directamente la conductancia de la piel, que medir la resistencia y convertir, posteriormente, los datos obtenidos a conductancia.
3. La instrumentación requiere una menor atención por parte del operador.
4. La amplitud de la onda de la respuesta de conductancia correlaciona directamente con la actividad del Sistema Nervioso.
5. En la medida directa de la conductancia se eliminan los voltajes altos, por lo que se evitan posibles daños a los sujetos.
6. La instrumentación que hoy día existe en el mercado es fácilmente adaptable a la medida de la conductancia de la piel.

Darrow (1964) demostró que el nivel de conductancia de la piel está relacionado linealmente con la secreción de sudor. Puesto que la actividad sudorípara es la fuente principal de cambio en la conductancia de la piel, es recomendable que la unidad más simple de uso psicofisiológico en actividad electrodérmica, sea la conductancia y no la resistencia. Esta relación está también demostrada a nivel neuroquímico. Lader (1970), introduciendo por iontoforesis atropina, agente bloqueador colinérgico, en un punto determinado de la superficie palmar, observó que el nivel de conductancia de la piel en ese punto descendía poco a poco hasta llegar a un momento en el que toda la actividad eléctrica desaparecía, al mismo tiempo que inhibía la actividad de

las glándulas sudoríparas. Estos argumentos de la relación lineal entre conductancia y actividad de las glándulas sudoríparas, aboga en favor de utilizar la conductancia en lugar de la resistencia.

ELECTRODOS Y GEL ELECTROLITICO EN EL REGISTRO DE LA CONDUCTANCIA DE LA PIEL

A la hora de elegir los electrodos que han de emplearse para el registro de la conductancia de la piel, deben tenerse en cuenta dos aspectos de ellos, error de potencial y error de polarización (Fowles y Cols. 1981). El error de potencial hace referencia a los potenciales inherentes a los electrodos, apareciendo como una varianza de error en la medida electrodérmica. La medida del error de potencial se realiza en ausencia de voltaje aplicado, obteniéndose así la diferencia de potencial entre cada uno de los electrodos. Cuando no hay diferencia de potencial entre ambos electrodos, el error de potencial es, por lo tanto, nulo. La comprobación de si existe error de potencial en los electrodos que estamos utilizando es muy simple, basta con introducir los electrodos en una solución salina durante algún tiempo (de 12 a 24 horas antes de su uso, teniendo cuidado de no agitar durante este período dicha solución) y posteriormente sacarlos para hacer un contacto eléctrico entre ellos y a través de un amplificador de corriente continua, con sensibilidad capaz de obtener diferencias de potencial del orden de los 0.1 a 10 milivoltios, medir la diferencia de potencial entre ellos. Cuando se adquieren los electrodos es aconsejable que la diferencia de potencial entre ambos no sea superior a 1 milivoltio, ya que por el uso dicha diferencia tiende a aumentar. Es necesario comprobar el potencial de error con frecuencia (cada dos o tres días).

El potencial de polarización, segundo aspecto importante a tener en cuenta en la elección de los electrodos, hace referencia al potencial que se desarrolla en la superficie de separación entre el electrodo y el electrolito, debido al paso de la corriente eléctrica. Para subsanar esta fuente de error de medida se utiliza un tipo de electrodos denominados «no polarizados» o «reversibles», que consisten en un metal en contacto con una solución de sus propios iones, de forma que al pasar la corriente eléctrica por ellos no cambia apreciablemente su composición química. Los potenciales de polarización son importantes cuando se trabaja con conductancia, ya que pueden provocar que se registre una conductancia menor a la conductancia real de la piel. Para evitar este problema, el valor del potencial de polarización no debe ser nunca superior a 5 milivoltios.

Otro aspecto a tener en cuenta sobre los electrodos hace referencia a la composición de los mismos. Los más adecuados y cuya estandarización hoy día se hace patente, son los de cloruro de plata y plata (Venables y Christie, 1980), caracterizándose por ser no polarizados y con un potencial de error inferior a 250 microvoltios. En el mercado, los electrodos que más se ajustan a las especificaciones anteriores, son los electrodos biopotenciales Beckman, cuyos potenciales de error son bastante satisfactorios, no sólo para el registro de la conductancia, sino también para el registro de la resistencia y potencial de la piel.

El tamaño del electrodo tiene una gran importancia. Venables y Christie (1973), aconsejan la utilización de las mismas medidas, así como de los mismos métodos de colocación de los electrodos, con el fin de estandarizar el procedimiento de todo el registro de la actividad electrodérmica. Las dimensiones del área de contacto vienen determinadas por la homogeneidad que presenta el potencial del área cubierta por el electrodo. En general, se considera que el potencial de la piel es homogéneo en una extensión de 1 cm^2 . Sin embargo y por el interés que existe en la estandarización de todas las variables que puedan afectar al registro de cualquiera de las medidas de la actividad electrodérmica y que impidan de alguna manera la comparación de resultados con otros trabajos, se viene utilizando, como norma, un área de contacto de 1 cm^2 .

La conductancia de la piel, y en concreto su medida de amplitud, depende no sólo del área de contacto del electrodo, sino también de la densidad de las glándulas sudoríparas en el área de la piel elegida para la colocación de los mismos, del grado de actividad de esas glándulas y del contacto del área de la piel con el electrolito (Likken y Venables, 1971). Este último aspecto es de capital importancia, si tenemos en cuenta que el electrodo-electrolito forman un sistema tal que el área de contacto real del electrodo, es el área que ocupa el electrolito. Puesto que el sistema electrodo-electrolito puede variar el registro de la conductancia de la piel, se utiliza un tipo de electrodo denominado «electrodo cubierto», el cual tiene forma de copa y en su interior se encuentra el metal rodeado por una superficie de plástico mediante la cual se fija a la piel, consiguiéndose que el área de contacto del electrolito sea la misma que el área de contacto del electrodo. La sujeción a la piel mediante correas que presionen fuertemente el electrodo, tiene el inconveniente de que al apretar el disco sobre la superficie de la piel y debido a la viscosidad del electrolito, éste va esparciéndose poco a poco sobre la piel por fuera del electrodo, aumentando el área de contacto con ella. Para subsanar el problema que conlleva la sujeción por presión, se emplea un disco adhesivo por las dos caras, una para

sujetar el electrodo a la piel e impedir que se ejerza ningún tipo de presión y que se expanda el electrolito y, la otra, el borde plástico. Si se lleva cuidado a la hora de aplicar la pasta electrolítica en el hueco donde está situado el electrodo, impidiendo el escape por debajo del disco adhesivo, se consigue que el área de contacto sea igual a la del electrodo.

El registro de la actividad electrodérmica requiere el lavado de las manos solamente con agua. El uso de disolventes grasos del tipo de la acetona o éter, así como el lavado de las manos con agua y jabón antes de la colocación de los electrodos, produce una disminución en la conductancia de la piel. Sin embargo, y con el fin de estandarizar la metodología una vez más, Venables y Christie (1973), proponen que para evitar el error de medida en la conductancia de la piel, debida al lavado o no lavado de las manos por parte de los sujetos que entran al laboratorio y a los que se les han de colocar los electrodos, que todos laven sus manos con agua y jabón antes de la aplicación de los mismos.

El mantenimiento de los electrodos no requiere importantes atenciones. Las condiciones ambientales en las que se guardan han de ser de poca humedad. Debe llevarse cuidado de no romper ni arañar con ningún tipo de material, especialmente metálico, la capa de cloruro de plata. Antes de utilizarlos, han de sumergirse en una solución electrolítica del mismo tipo y concentración que la pasta electrolítica utilizada por un período de unas 24 horas, con el fin de que el electrolito penetre en los poros de la superficie del electrodo. Inmediatamente después de su utilización, habrán de lavarse con agua corriente.

La utilización de un gel electrolítico o pasta conductora que ponga en contacto la piel con el electrodo, se hace necesaria en el registro de la actividad electrodérmica, especialmente en el de la conductancia. El empleo de un determinado tipo de electrolito queda justificado por dos razones fundamentales. En primer lugar, por la necesidad de proporcionar un ambiente iónico constante, entre el electrodo y la piel, con el fin de eliminar posibles potenciales de polarización generados al paso de la corriente eléctrica en la superficie de separación entre el electrodo y el electrolito, potenciales que serían fácilmente captados (con la consiguiente alteración del registro) debido a la alta amplificación de las señales bioeléctricas que producen los aparatos de registro de la actividad electrodérmica. Y, en segundo lugar, para estandarizar las técnicas de medida empleadas, permitiendo una correcta comparación entre los distintos trabajos existentes en dicho campo.

Edelberg (1967), indica la adecuación de utilizar una pasta electrolítica

para el registro de la conductancia de la piel, pero, sin embargo, subraya que aunque se utilice dicha pasta, las medidas registradas van a depender tanto del tipo de iones como de su concentración. Lykken y Venables (1971), proponen la utilización de una pasta electrolítica que contenga cloruro sódico (ClNa) y cloruro potásico (ClK) en proporciones semejantes a las que contiene el sudor, con lo que obtendríamos un medio electrolítico adecuado, ya que si su salinidad fuese diferente a la del sudor se afectaría la propia actividad electrodérmica alterando las características de las medidas que se pretendan registrar. Una solución isotónica adecuada podría estar formada por 2.39 grs. de ClNa disueltos en 100 ml de agua destilada (solución 0.05 M) y en caso de emplear como electrolito el ClK, por 0.4 grs. de dicho electrolito en 100 ml de agua (solución 0.05 M). Debido a la imposición que hoy día están teniendo los electrodos reversibles de ClAg/Ag en el registro de la actividad electrodérmica, por su bajo nivel de polarización, el gel más adecuado para dichos electrodos no sería ni el ClNa ni el ClK, sino cloruro de plata (ClAg), donde el Cl^- va a controlar la reacción reversible $\text{Ag}^+ + \text{e}^- \rightleftharpoons \text{Ag}$, impidiendo que se produzca un potencial de polarización por acción de la concentración de Ag en las proximidades del electrodo.

La elección del lugar de colocación de los electrodos en la superficie de la piel, va a ser un factor importante a la hora de registrar la conductancia. Puesto que el registro empleado es de tipo bipolar, ambos electrodos han de estar situados en lugares eléctricamente activos. Los lugares más activos y, por tanto, más adecuados son las palmas de las manos y las plantas de los pies, ya que contienen la mayor proporción de glándulas sudoríparas por centímetro cuadrado de todo el cuerpo ($2.000/\text{cm}^2$). De entre estos lugares, el más utilizado es la palma de la mano, concretamente en las eminencias tenar e hipotenar, lugares donde se consigue una mejor fijación de los electrodos con discos adhesivos.

MEDIDAS DE LA CONDUCTANCIA DE LA PIEL

Pueden obtenerse dos tipos generales de medidas, tónicas y fásicas.

Medidas tónicas (SCL)

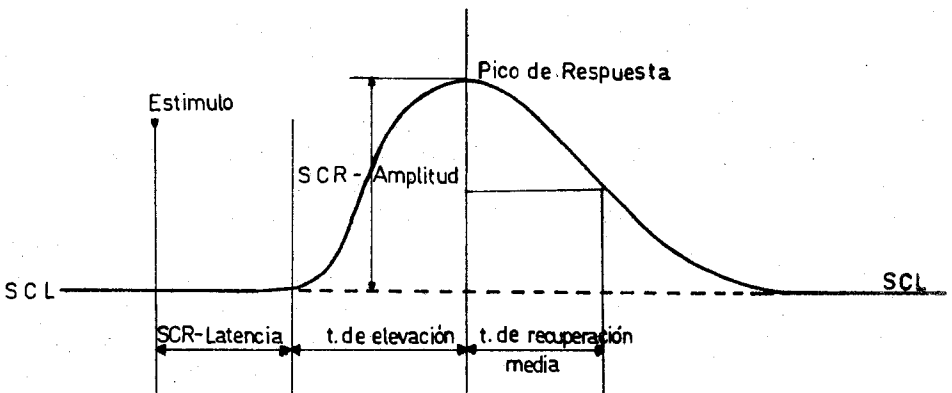
Se refieren a los niveles básicos en la conductancia de la piel, niveles que no son iguales para todos los sujetos, pudiendo variar en un sujeto a lo largo del tiempo, dependiendo tanto de la situación ambiental como de variables

orgánicas. Las medidas en SCL se vienen tomando como indicadores de activación autonómica o nivel de arousal. La medida de SCL se obtiene promediando un gran número de medidas individuales durante un determinado tiempo, a lo largo de la duración de todo el registro, por lo que el término SCL se refiere a un valor promediado de varias medidas obtenidas en distintos momentos del registro. Los valores para SCL, cuando se utilizan electrodos de un cm^2 de superficie, oscilan entre 2 y 100 micromhos/ cm^2 .

Medidas fásicas (SCR)

En general, la actividad fásica de la conductancia de la piel se refiere a los cambios breves en la actividad fisiológica tónica, la cual está asociada en la mayoría de los casos con un estímulo identificado. Cuando dicha actividad no está asociada con un estímulo específico, conocido por el experimentador, se habla entonces de respuestas inespecíficas. En el estudio de la conductancia de la piel, se va a considerar respuesta a toda aquella variación en el nivel tónico, superior o igual a 0.05 micromhos, aunque algunos autores sitúan este umbral en 0.025 o en 0.0625 micromhos (Siddle, O'Gorman y Wood, 1979; Smith y Ketterer, 1982 y Boud y Maltzman, 1983).

Los elementos o medidas que componen la SCR son básicamente cuatro: tiempo de latencia, intensidad de respuesta, tiempo de elevación y tiempo de recuperación media (figura 3).



(figura 3)

El tiempo de latencia, que junto con el tiempo de elevación y el tiempo de recuperación media constituyen las tres medidas temporales de la SCR, se define como el tiempo transcurrido desde el inicio de la presentación de estímulo y el comienzo de la respuesta. Los valores para el tiempo de latencia oscilan entre 1 y 5 segundos. Su valor es independiente del resto de las medidas de la SCR cuando sus puntuaciones se toman brutas; sin embargo, Venables y Christie (1980) señalan que al transformarlas mediante el logaritmo, las respuestas de gran amplitud tienen latencias más cortas. Conocer el tiempo de latencia es importante a la hora de decidir si una variación en el nivel tónico puede ser considerada como respuesta específica. Como la latencia es constante para un mismo sujeto a lo largo del tiempo, una técnica empleada para identificar las respuestas específicas, en un sujeto determinado, consiste en promediar el tiempo de latencia de las primeras respuestas del experimento para así obtener un valor que nos asegure que la respuesta que estamos midiendo es específica.

El tiempo de elevación es el tiempo que tarda la SCR desde su inicio, en alcanzar el pico de respuesta o punto de máxima deflexión. Sus valores oscilan entre 1 y 2,5 segundos.

La intensidad de respuesta se puede definir como la deflexión máxima de la SCR en comparación con el SCL inmediatamente anterior a la aparición de la misma. Los límites entre los que oscila van desde 0.1 micromhos a 5 micromhos. Dentro de la intensidad de respuesta, es posible distinguir dos tipos de medidas, amplitud media y magnitud. La amplitud media refleja la media de las diferentes intensidades de respuesta efectivas que aparecen a lo largo del registro, en este caso las respuestas con valor cero, no respuesta tras la presentación de un estímulo, no son incluidas en el promedio. Por el contrario, la magnitud de respuesta sí tiene en cuenta, a la hora de promediar, la inclusión de las respuestas cero, es decir, todas las ocasiones en que podría haberse dado una respuesta tras la presentación del estímulo. Prokasy y Kumpfer (1973) argumentan en favor de utilizar la amplitud en vez de la magnitud para referirse a la intensidad de respuesta por tres razones: En primer lugar, porque la magnitud no distingue entre frecuencia de respuesta y amplitud de la misma. En segundo lugar, debido a que no existen criterios bien definidos para atribuir un valor cero a la medida de la magnitud cuando no se da respuesta, pudiendo dicho valor alterar los resultados. Y en tercer lugar, porque es posible que las medidas de magnitud puedan confundirse con cambios en el nivel tónico. Venables y Christie (1980), por el contrario, consideran que es preferible utilizar la magnitud a la amplitud por dos razones: Porque el que no se obtenga una respuesta en el registro, no quiere decir que

no exista, pudiéndose atribuir dicha manifestación de no respuesta a la incapacidad del equipo para registrar actividades muy pequeñas. Y porque se utiliza el mismo número de medidas para cada media, lo que permite que los grupos sean iguales. En la actualidad, se siguen utilizando tanto una como otra.

Un problema que se plantea cuando se trabaja tanto con SCR como con SCL, es el de si es necesario hacer algún tipo de transformación o cambio de unidades antes de calcular las medias, establecer correlaciones o efectuar análisis de varianza. Las razones sobre las que se apoya la literatura que defiende la transformación de los valores brutos son indicadas por Levey (1980). La transformación de las puntuaciones, con el fin de satisfacer las exigencias estadísticas de normalización, se puede conseguir transformando las puntuaciones directas en su raíz cuadrada o al logaritmo. Likken y Venables (1971) proponen que se realicen los cálculos con puntuaciones brutas directamente, excepto en el caso de que se quieran comparar las SCR, donde convendría que la unidad apropiada de expresión de tales respuestas fuese una puntuación corregida, puntuación que puede obtenerse mediante la fórmula siguiente:

$$SCR_x = \frac{SCR_{ix}}{SCR_{i(max)}}$$

SCR_x = Respuesta de la conductancia de la piel en una determinada ocasión.

SCR_{ix} = Respuesta del sujeto «i» bajo la condición experimental «x».

$SCR_{i(max)}$ = Respuesta máxima del sujeto «i» a lo largo del experimento.

El tiempo de recuperación media se refiere al tiempo que tarda la respuesta en alcanzar el 50% de su amplitud máxima en el descenso. Es independiente de la intensidad de respuesta en cualquiera de sus medidas y constante para cada sujeto. Sus valores oscilan entre 1 y 10 segundos. Depende de varios factores tales como: intensidad del estímulo, tiempo transcurrido desde la última respuesta y características del sujeto y ambientales. Otra medida relacionada con la recuperación es el tiempo de recuperación constante, el cual corresponde al tiempo que tardará la respuesta en alcanzar el 63% de su amplitud máxima en el descenso. Su valor, dividido por el tiempo medio de recuperación, es siempre igual a 1,34.

Otra medida que se puede obtener de la SCR es su frecuencia: número de respuestas que han aparecido ante «n» presentaciones de un estímulo.

ESQUEMAS DE LOS CIRCUITOS BASICOS UTILIZADOS EN LAS MEDIDAS DE RESISTENCIA Y CONDUCTANCIA DE LA PIEL

Básicamente, los circuitos empleados para registrar tanto las medidas de conductancia como las de resistencia, se basan en la ley de Ohm, señalando la importancia que tiene la piel en dichos circuitos y considerando al sujeto como una resistencia.

A continuación indicamos las características principales de estos circuitos, características formuladas por Lykken y Venables (1971).

Circuito para el registro de la resistencia (fuente de corriente)

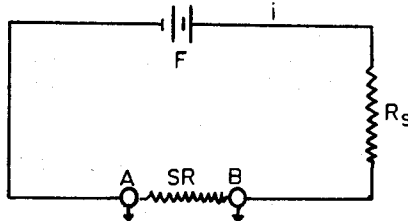
Estaría formado por:

R_s = Resistencia situada entre la fuente de corriente (1) y el sujeto con el fin de obtener una corriente de intensidad constante en los electrodos conectados a la piel.

F = Batería.

SR = Resistencia de la piel del sujeto.

A y B = Electrodos.



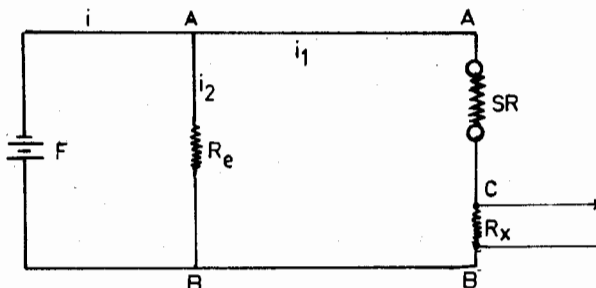
Como R_s es mucho mayor que SR ($R_s \gg SR$), las pequeñas variaciones que pueden ocurrir en SR no afectan a la corriente « i » del circuito. Así pues, si representamos por « i » a la intensidad de la corriente, esta « i » será constante a través de la piel del sujeto. Aplicando ahora la ley de Ohm ($V = I \cdot R$), obtendremos que $SR = V_{AB}/I$, por lo que cualquier variación que se registre será de V_{AB} ; es decir, la diferencia de potencial entre los dos electrodos. Por tanto, las variaciones de V_{AB} serán debidas a variaciones en SR y no en I .

(1) Una fuente de corriente es un dispositivo que proporciona una corriente de intensidad constante. La forma usual de conseguir una fuente de corriente, es conectar a una batería una resistencia (R_s) grande en serie.

Circuito para el registro de la conductancia (fuente de tensión)

Está constituido por los siguientes elementos:

- F = Batería.
- SR = Resistencia de la piel.
- R_x = Resistencia señal.
- R_e = Resistencia de la batería.



Una fuente de tensión consiste en una batería con una resistencia R_e , pequeña, en paralelo. En este circuito $i = i_1 + i_2$. Ahora bien, $i_1 = V_{AB}/SR + R_x$ e $i_2 = V_{AB}/R_e$. Si $R_e \ll SR$, entonces i_1 es \ll que i_2 y, por tanto, $i \approx i_2$. Así pues, $V_{AB} \approx i_2 \cdot R_e = \text{cte}$. Es decir, los cambios en SR no afectan a V_{AB} . Para medir i_1 (la corriente que pasa por la piel y, por tanto, la conductancia «C» de la misma), se utiliza una pequeña resistencia R_x que es \ll que SR, la cual provoca una caída de tensión, lo que permite medir i_1 con un voltímetro. Si conocemos la corriente que pasa por la piel, conocemos, por tanto, su conductancia.

Si se desea obtener una información más detallada de los actuales circuitos, los cuales presentan una mayor complejidad, pueden consultarse los trabajos de Lykken y Venables (1971), Venables y Christie (1973), Lowry (1977) y Venables y Christie (1980).

DETECCION Y MEDIDA DE LA RESPUESTA DE CONDUCTANCIA DE LA PIEL

El método tradicional de detección de la respuesta de conductancia, con-

siste simplemente en un cuidadoso examen de los registros gráficos obtenidos en el polígrafo (método visual). Este procedimiento plantea serios problemas metodológicos que ponen en tela de juicio su validez. Autores como Law, Lewey y Martin (1980), opinan que los métodos visuales son procedimientos esencialmente subjetivos que confían en la habilidad y destreza de un observador particular, y añaden que el acuerdo entre distintos observadores experimentados, rara vez es completo y, a veces, inexistente.

Los avances tecnológicos nos permiten hoy día evitar estos problemas al poder emplear procedimientos objetivos automatizados de detección y análisis de las respuestas psicofisiológicas. Esto es posible gracias a la utilización de sistemas de toma de datos computarizados.

Por tales razones, el computador de laboratorio es una herramienta de trabajo prácticamente imprescindible en la actualidad, dadas su gran versatilidad y la gran capacidad que posee de acoplar estructuras adicionales. Mediante el empleo de ordenadores, se puede operar en tiempo real, interactuando e integrando los distintos aparatos utilizados en el laboratorio para nuestra investigación, haciéndolo de forma precisa y disminuyendo la subjetividad y el error. Otra ventaja que se añadiría al empleo de ordenadores, es la gran velocidad con que estos efectúan la toma de datos y realizan el posterior análisis de los mismos, lo que trae consigo una gran economía de tiempo.

La variabilidad de las funciones del computador, estará determinada por la variabilidad de los programas que seamos capaces de introducir dentro de él. La unidad central de procesamiento de la información (CPU) del ordenador, recibirá información de las mismas instrucciones del programa y de los datos muestreados, al tiempo que enviará información al exterior. De esta manera, por tanto, el ordenador se convierte en la unidad central de control y análisis del laboratorio experimental.

La señal biológica del sujeto, registrada como una variación de voltaje y representada normalmente de forma gráfica en un oscilógrafo, puede ser reemplazada por la medición de una variación analógica de voltaje. La transformación de la señal biológica a terminología de computador, se efectúa a través de un aparato, el conversor analógico-digital (ADC). Este aparato es capaz de muestrear una entrada (input) de voltaje variable desde un polígrafo, por ejemplo, y enviar la señal analógica (output) al ordenador para que sea procesada.

El ADC puede muestrear datos dentro de amplios límites, permitiendo al experimentador elegir la tasa más adecuada para obtener una señal de interés, sin malgastar memoria del ordenador por muestrear con demasiada frecuencia.

Gracias a la gran versatilidad o flexibilidad de los ordenadores, el sistema de toma de datos puede ser completado y mejorado con el empleo de otros aparatos. Por ejemplo, con tubos de rayos catódicos (CRT), se pueden visualizar las ondas de conductancia de la piel. Emplear «plotters digitales» para realizar una representación gráfica de las medidas efectuadas. Completar el sistema con inputs y outputs digitales, mediante los cuales el computador puede percibir e iniciar eventos con el mundo físico, como por ejemplo, empleando un conversor digital-analógico (DAC) para presentar estímulos con un elevado grado de control, etc.

Por último, se puede añadir una gran ventaja al uso de computadores en el laboratorio psicofisiológico, y es el hecho de que los ordenadores son capaces de efectuar la toma de datos y realizar su análisis a una gran velocidad, lo que no sólo permite un ahorro de tiempo, como ya comentábamos, sino la posibilidad de captar señales de alta frecuencia, señales que con procedimientos visuales, por ejemplo, se escapan al control experimental.

BIBLIOGRAFIA

- BOYD, G. M. y MALTZMAN, I.: Bilateral asymmetry of skin conductance responses during auditory and visual tasks. *Psychophysiology*, 1983, 20, 196-203.
- DARROW, C. W.: The rationale for treating the change in galvanic skin response as a change in conductance. *Psychophysiology*, 1964, 1, 31-38.
- EDELBERG, R.: Electrical properties of skin. En C. C. Brow (Ed.) *Methods in psychophysiology*. Baltimore, Md. Williams y Wilkins, 1967.
- FOWLES, D. C.; CHRISTIE, M. J.; EDELBERG, R.; GRINGS, W. W.; LYKKEN, D. T. y VENABLES, P. H.: Publication recommendations for electrodermal measurement. *Psychophysiology*, 1981, 18, 232-239.
- LADER, M. H.: The unit of quantification of the GSR. *Journal of Psychosomatic Research*, 1970, 14, 109-110.
- LAW, L. N.; LEVEY, A. B. y MARTIN, I.: Response detection and measurement. En I. Martin y P. H. Venables (eds.). *Techniques in psychophysiology*. New-York. John-Wiley y sons, 1980.
- LEVEY, A. B.: *Measurement units in Psychophysiology*. En I. Martin y P. H. Venables (eds.). *Techniques in psychophysiology*. New-York. John Wiley y sons. 1980.
- LOWRRY, R.: Active circuits for the direct measurement of skin resistance and conductance. *Psychophysiology*, 1977, 14, 329-331.
- LYKKEN, D. T. y VENABLES, P. H.: Direct measurement of skin conductance: A proposal for standardization. *Psychophysiology*. 1971, 8, 656-672.
- PROKASY, W. F. y KUMPFER, K. L.: Classical conditioning. En W. F. Prokasy y D. C. Raskin (eds.). *Electrodermal activity in psychological research*. New-York, Academic Press. 1973.
- SIDDLE, D. A. T.; O'GORMAN, J. G. y WOOD, L.: Effects of electrodermal lability and stimulus significance on electrodermal response amplitude to stimulus change. *Psychophysiology*, 1979, 16, 520-527.
- SMITH, B. D. y KETTERER, M. W.: Lateralized cortical/cognitive processing and bilateral electrodermal activity: effects of sensory mode and sex. *Biological Psychology*, 1982, 15, 191-201.
- VENABLES, P. H. y MARTIN, I.: Skin resistance and skin potential. En P. H. Venables y I. Martin (Eds.) *A manual of psychophysiological methods*. Amsterdam. North-Holland, 1967.
- VENABLES, P. H. y CHRISTIE, M. J.: Mechanisms, instrumentations, recording techniques, and quantification of responses. En W.F. Prokasy y D.C. Raskin. *Electrodermal activity in psychological research*. New-York. Academic Press, 1973.
- Electrodermal activity. En I. Martin y P. H. Venables (Eds.). *Techniques in psychophysiology*. New-York, John Wiley y sons. 1980.
- VILA, J.: Sistemas psicofisiológicos de respuesta humana. En A. Puerto (Ed.). *Psicofisiología*, UNED, 1981.
- WOODWORTH, R. y SCHLOSBERG, H.: *Psicología Experimental*. Buenos Aires, Eudeba, 1971.