



GRADO EN INGENIERÍA ELECTRÓNICA INDUSTRIAL Y AUTOMÁTICA

TRABAJO FIN DE GRADO

**Estudio de los parámetros eléctricos de la piel
y su temperatura superficial
(efectos del estrés)**

Año académico 2017/2018

Convocatoria de julio 2018

Autor: Juan Francisco Hernández Cabrera

Tutor: Sergio Elías Hernández Alonso

AGRADECIMIENTOS

A los doce sujetos que se prestaron a someterse al paradigma de estrés, por contribuir de forma altruista con media hora de su tiempo en una época del año tan difícil para permitirme recoger datos para el presente trabajo.

Al profesor José Luis González Mora, por orientarme en la elección de sensores y abrirme la posibilidad de trabajar con los instrumentos de la facultad de Medicina.

Al profesor Manuel Eulalio Torres Betancort, por poner a mi disposición el analizador de frecuencias Solartron FRA 1250.

A los empleados del Servicio de Electrónica de la Universidad de La Laguna, por su diligencia y eficacia al reparar las averías que sobrevinieron en el analizador de frecuencias Solartron FRA 1250.

A los profesores, empleados, alumnos y demás usuarios del Laboratorio de Comunicaciones y Teledetección de la Universidad de La Laguna, por permitirme utilizar con asiduidad y durante horas los equipos del laboratorio y por tolerar las molestias que las pruebas con sujetos pudieran haber ocasionado a su labor.

Especialmente, a mi tutor, Sergio Elías Hernández Alonso, por su inestimable apoyo y orientación, por su celeridad y certería a la hora de ayudarme a buscar alternativas y soluciones y por su desinteresado e incansable afán de hacer las cosas bien.

DEDICATORIA

A Otilia, que me vio marchar, pero no pudo verme regresar.

Contenido

Siglas y acrónimos utilizados.....	6
0. Resumen/Abstract.....	7
0.1 Resumen.....	8
0.2 Abstract.....	8
1. Introducción.....	10
1.1 Introducción biológica	11
1.1.1 Definición de estados emocionales.....	11
1.1.2 Introducción al SNA	12
1.1.3 Actividad electrodérmica (EDA) y su regulación autónoma.....	14
1.1.4 Temperatura corporal y su regulación autónoma	15
1.1.5 Justificación de la elección de marcadores biológicos de estrés	16
1.2 Introducción técnica.....	17
1.2.1 Medición de parámetros eléctricos de la piel: analizador de impedancias HP 4263B.....	17
1.2.2 Medición de la temperatura: multímetro digital Agilent 34401A y termistor NTC serie YSI 400.....	21
1.2.3 Comunicación entre los instrumentos y el ordenador: bus GPIB.....	23
1.2.4 Control y lectura remotos de los instrumentos: la plataforma LabVIEW	23
2. Metodología.....	25
2.1 Participantes.....	26
2.2 Modelos empleados	27
2.2.1 Modelo eléctrico de la piel en AC: modelo propuesto por Lykken.....	27
2.2.2 Modelo del sensor de temperatura	38
2.3 Justificación de la colocación de sensores	42
2.4 Diseño experimental y paradigma de estrés.....	43

2.4.1	Test de Stroop (SCWT).....	43
2.4.2	Test aritmético.....	44
2.4.3	Visualización de imágenes estresantes.....	45
2.4.4	Intervalos de relajación	46
2.4.5	Soporte del paradigma.....	47
2.5	Configuración y conexión de los instrumentos	48
2.6	Recogida de datos.....	49
2.6.1	Instrumentos virtuales de LabVIEW	49
2.6.2	Plantilla de recogida de datos.....	55
2.6.3	Cuestionario posterior	55
2.7	Procedimiento general de la prueba	55
2.8	Tratamiento de datos	56
2.8.1	Procesado previo de datos	56
2.8.2	Tratamiento y extracción de datos	57
2.8.3	Análisis estadístico.....	59
3.	Resultados	61
3.1	Valores basales típicos	62
3.2	Adecuación del modelo eléctrico de la piel.....	62
3.3	Comportamiento temporal de las variables biológicas.....	63
3.4	Correlación entre las puntuaciones de estrés y las variables biológicas	65
3.5	Correlación entre variables biológicas	66
3.6	Estudio de la resiliencia.....	66
4.	Discusión.....	67
5.	Conclusiones /Conclusions	70
5.1	Conclusiones	71
5.2	Conclusions	72

6.	Referencias	74
7.	Anexos	80
	Anexo I: Datos de la validación del modelo eléctrico de la piel.....	81
	Anexo II: Soporte del paradigma	83
	Anexo III: Plantilla de recogida de datos	88
	Anexo IV: Cuestionario posterior	90
	Anexo V: instrumentos virtuales de LabVIEW	93
	Anexo V.1: instrumento virtual de puesta en remoto (puesta en remoto.vi).....	93
	Anexo V.2: instrumento virtual de adquisición de medidas (completo.vi).....	94
	Anexo V.3: subVI de conversión de resistencia a temperatura.....	95
	Anexo V.4: subVI de ajuste de impedancias al modelo eléctrico de la piel	96
	Anexo V.5: subVI de generación de <i>array</i> para inclusión en fichero.....	98

Siglas y acrónimos utilizados

AC	(ingl.) <i>Alternating Current</i> , corriente alterna
DC	(ingl.) <i>Direct Current</i> , corriente continua
EDA	(ingl.) <i>electrodermal activity</i> , actividad electrodérmica
EMI	(ingl.) <i>electromagnetic interference</i> , interferencia electromagnética
GIF	(ingl.) <i>Graphics Interchange Format</i> , formato de intercambio de gráficos
GPIB	(ingl.) <i>General Purpose Interface Bus</i> , bus de interfaz de propósito general
GSR	(ingl.) <i>Galvanic Skin Response</i> , respuesta galvánica de la piel
IEEE	(ingl.) Institute of Electrical and Electronics Engineers, Instituto de Ingenieros de Electricidad y Electrónica
MAT	(ingl.) <i>Mental Arithmetic Task</i> , tarea aritmética mental
MP4	(ingl.) <i>MPEG-4 Part 14</i>
NTC	(ingl.) <i>Negative Temperature Coefficient</i> , coeficiente de temperatura negativo
PC	(ingl.) <i>Personal Computer</i> , ordenador personal
RMS	(ingl.) <i>Root Mean Square</i> , media cuadrática
SCWT	(ingl.) <i>Stroop Color and Word Test</i> , teste de color y palabra de Stroop
SNA	sistema nervioso autónomo
SNP	sistema nervioso parasimpático
SNS	sistema nervioso simpático
subVI	(ingl.) <i>sub-Virtual Instrument</i> , subinstrumento virtual
TVM	tasa de variación media: aumento medio de una señal en un intervalo.
USB	(ingl.) <i>Universal Serial Bus</i> , bus serie universal
VI	(ingl.) <i>Virtual Instrument</i> , instrumento virtual
YSI	Yellow Springs Instruments

0. Resumen/Abstract

0.1 Resumen

La actividad electrodérmica y la temperatura superficial constituyen dos de las variables de estudio más exhaustivamente analizadas como marcadores biológicos del estrés. No obstante, la inmensa mayoría de implementaciones de sensores de actividad electrodérmica realizan su medición en corriente continua, lo que induce a dado el carácter capacitivo de la piel humana [1].

En el presente trabajo se ha empleado corriente alterna para realizar esta medición y, a partir de las diferentes mediciones tomadas en un barrido en frecuencias, se ha aproximado el comportamiento eléctrico de la piel mediante un conjunto de parámetros pertenecientes a un modelo eléctrico de la piel propuesto por Lykken [2]. Con ello se ha logrado descomponer la actividad electrodérmica en parámetros que tengan una significación anatómica. Se ha medido asimismo la temperatura superficial de la piel para mantener una medida de referencia que completa el modelo propuesto.

Tras validar el modelo eléctrico, se ha diseñado un experimento con sujetos que induce estrés a los mismos con el fin de obtener medidas en situaciones de estrés y de relajación. Para tomar las medidas de actividad electrodérmica se ha empleado el analizador de impedancias HP 4263B, y para medir la temperatura se emplea un termistor conectado al multímetro digital Agilent 44001A. Los instrumentos se controlaron desde un ordenador personal (PC) a través del protocolo GPIB mediante un programa *ad hoc* diseñado en LabVIEW.

Se ha realizado asimismo un análisis estadístico sobre los datos obtenidos, concluyéndose que la descomposición de la impedancia de la piel en parámetros diferenciados, teniendo en cuenta sus aspectos resistivos y capacitivos, presenta un gran potencial para inferir el grado de estrés de una persona.

0.2 Abstract

Electrodermal activity and surface temperature constitute two of the most thoroughly analysed study variables as biological markers of stress. Nevertheless, the vast majority of implementations of electrodermal activity sensors employ DC measurement, which brings about error of unknown magnitude given the capacitive nature of human skin [1].

In the present project alternating current is has been used to perform this measurement. Different measurements taken throughout a frequency sweep have allowed for the

approximation of the electrical behaviour of the skin to a set of parameters belonging to an electric model of the skin proposed by Lykken [1]. This also aims to decompose electrodermal activity into parameters possessing anatomical significance. Skin surface temperature has been recorded as a reference measurement which completes the proposed model.

After validating the electrical model, an experiment in which stress is induced to subjects so as to obtain measures in both stress and relax situations has been designed. Electrodermal activity measurements have been taken by means of a HP 4263B impedance analyser, and temperature has been measured by a thermistor which is connected to an Agilent 44001A digital multimeter. These instruments were controlled through the GPIB protocol by a personal computer (PC) by means of an ad hoc designed LabVIEW program.

A statistical analysis has also been carried out on the obtained data, concluding that the decomposition of the impedance of the skin in distinct parameters which take into account its resistive and capacitive aspects presents a great potential to infer the degree of stress of an individual..

1. Introducción

En el presente capítulo se pretende introducir al lector a los fundamentos biológicos y técnicos que dan base a la medición de parámetros del sistema nervioso autónomo (SNA) usados en este trabajo.

1.1 Introducción biológica

El objetivo de este proyecto es el estudio de los parámetros eléctricos de la piel y la temperatura corporal periférica, y analizar su comportamiento ante el estrés psicológico. Estas dos variables son controladas por el SNA, una subdivisión del sistema nervioso no sometido a la voluntad que regula las funciones viscerales del cuerpo.

La base por la que se desea relacionar un estado emocional como el estrés con la respuesta del SNA hay que buscarla en el hipotálamo, un área del cerebro que funciona como el “centro de control” de las funciones autónomas [1], pues forma parte del sistema límbico, considerado el origen neurofisiológico de las emociones [3].

Un problema por resolver en este campo es el de la coherencia autónoma, es decir, que el comportamiento de los diferentes marcadores biológicos del SNA sea congruente en conjunto y con la experiencia subjetiva del sujeto [4]. Por ejemplo, ante una situación de estrés, se espera que todas las variables biológicas relacionadas varíen de forma coherente —aumento de la frecuencia cardíaca, aumento de la sudoración, dilatación de las pupilas...—, y que dicha variación guarde relación con la sensación subjetiva.

En [5] se realiza un metaanálisis de un conjunto de trabajos sobre la relación entre la emoción y el SNA y se encuentra que, para la ansiedad, en la inmensa mayoría de los estudios, todas las variables estudiadas (frecuencia cardíaca, actividad electrodérmica, presión arterial, temperatura superficial de la piel...) varían de forma coherente. Esto sugiere que la medida de dichas variables es un método fiable para inferir el grado de estrés del individuo.

1.1.1 Definición de estados emocionales

El estrés puede ser definido como el estado mental producto de la reacción natural del cuerpo ante una situación de tensión que es percibida como desafiante, demandante o amenazante. Dicha reacción, frecuentemente llamada “reacción de lucha o huida”, implica complejos mecanismos fisiológicos que preparan al cuerpo para hacer frente a la nueva situación e inducen el sentimiento psicológico de estrés al individuo.

La prolongación de un estado de estrés en el tiempo da lugar a la ansiedad, que persiste aun cuando el origen de la situación de estrés ha desaparecido [6]. El estrés, especialmente cuando es crónico, es origen de una multitud de daños para la salud, tales como insomnio, trastornos digestivos y alimentarios, dolor crónico, e incluso cardiopatías y diabetes [6].

En el presente trabajo también se explorará la resiliencia psicológica de los sujetos; se trata de la capacidad de un individuo para regresar a un estado mental de normalidad tras un evento adverso, como una situación estresante. Las personas resilientes tienen una estrategia consciente de afrontamiento ante este tipo de situaciones más desarrollada, lo que permite a su cuerpo volver a su estado original de forma más rápida. Este concepto proviene de la resiliencia en ciencia de materiales, que consiste en la propiedad de un material de recuperar su forma original tras haber sido deformado.

1.1.2 Introducción al SNA

1.1.2.1 Neurofisiología del sistema nervioso autónomo

El sistema nervioso está formado por el conjunto de células que transmiten señales eléctricas a través del cuerpo, con el fin de coordinar las acciones del mismo. Anatómicamente se divide en dos: el sistema nervioso central, formado por el encéfalo y la médula espinal; y el sistema nervioso periférico, formado por el resto de las estructuras nerviosas.

El sistema nervioso periférico se subdivide a su vez en dos, atendiendo a un criterio funcional: el sistema nervioso autónomo (SNA) y el sistema nervioso somático. Este último es de control voluntario, e inerva al músculo esquelético —aquellos unidos a los huesos—.

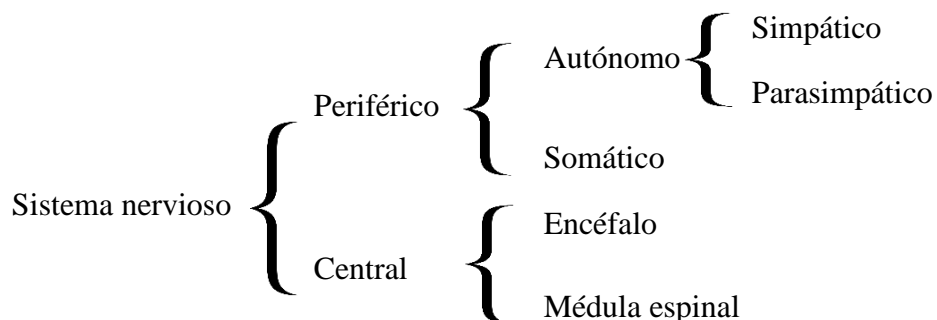


Figura 1: Esquema de las subdivisiones del sistema nervioso.

Las funcionalidades del organismo originadas en el sistema nervioso central —como, por ejemplo, del hipotálamo— son posibles siempre que exista un cierto equilibrio interno o

“homeostasis”. El SNA tiene la funcionalidad de regular los procesos fisiológicos que mantienen dicha homeostasis en el organismo, desencadenando las respuestas adecuadas.

Las vías neurales que conforman el SNA son mayoritariamente eferentes o salientes, es decir, transmiten órdenes a los efectores autónomos —“actuadores” biológicos—. Sus vías aferentes (entrantes, la información fluye hacia los “centros de control” del SNA) recogen la información necesaria de los receptores —“sensores” biológicos— para que este pueda llevar a cabo la regulación [7].

El control del sistema nervioso autónomo sobre las funciones viscerales del cuerpo puede modificar los parámetros de estas en periodos muy cortos de tiempo, normalmente del orden de segundos o decenas de segundos [8], lo que lo hace de la medición de sus señales una herramienta potencialmente poderosa a la hora de inferir el estado mental de una persona.

1.1.2.2 Estructuración funcional del sistema nervioso autónomo

Obedeciendo a una división funcional, el conjunto de vías eferentes del sistema nervioso autónomo está formada por dos subsistemas nerviosos: el simpático (SNS) y el parasimpático (SNP). La mayoría de los órganos internos están inervados por ambos subsistemas. Una excepción es la sudoración, controlada únicamente por el SNS [7]. Normalmente ejercen efectos contrapuestos, como la dilatación de la pupila (SNS) y su contracción (SNP) [9].

El SNS regula los procesos que sirven para preparar al cuerpo ante una amenaza para la supervivencia. Estos procesos están relacionados con la llamada “reacción de lucha o huida” (ingl. *fight or flight*), una respuesta fisiológica que desencadena una activación del SNS que prepara al cuerpo para la amenaza. Entre los efectos que produce la activación del SNS cabe resaltar la dilatación de las pupilas, el aumento de la frecuencia cardíaca y la presión arterial, el aumento de la sudoración y la redirección del flujo sanguíneo hacia los músculos esqueléticos [9].

El sistema parasimpático regula aquellos procesos asociados con estados de reposo: se habla de una “reacción de descansar y digerir” en contraposición a “lucha o huida” [9]. Entre los efectos controlados por el sistema parasimpático cabe destacar los procesos digestivos y del sueño, la relajación de los esfínteres y la disminución de la frecuencia cardíaca [8].

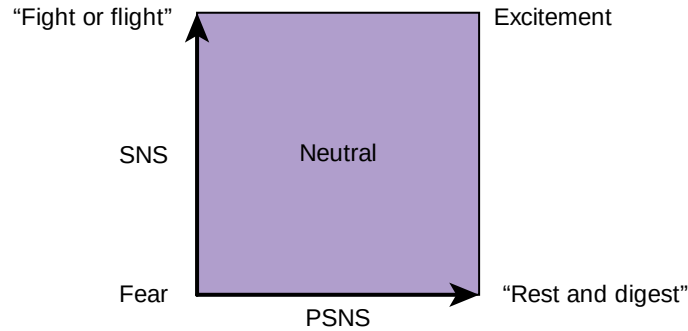


Figura 2: Modelo bidimensional del sistema nervioso autónomo de Lövheim.

1.1.3 Actividad electrodérmica (EDA) y su regulación autónoma

La actividad electrodérmica (ingl. *electrodermal activity*, EDA), conocida también por su nombre más antiguo “respuesta galvánica de la piel” (ingl. *galvanic skin response*, GSR) es una propiedad de las estructuras de la piel humana que origina cambios continuos en sus parámetros eléctricos.

Dentro de las medidas de la actividad electrodérmica se distinguen dos grandes tipos: medición endosomática, en la que se miden diferencias de potencial intrínsecas generadas por el propio cuerpo; y medición exosomática, en la que se miden parámetros eléctricos pasivos de la piel, como la resistencia [1].

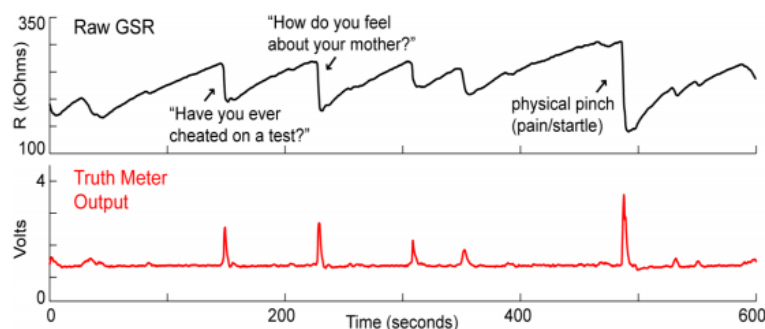


Figura 3: comparación entre las medidas exosomáticas (gráfica superior) y endosomáticas (gráfica inferior) de la actividad electrodérmica de un individuo [10].

En el presente trabajo se realizarán medidas exosomáticas, al ser las más frecuentemente reseñadas en los estudios de EDA [1].

Esta actividad está directamente relacionada con la activación de las glándulas sudoríparas por el SNS [1]. Cabe esperar una activación de la sudoración ante estados de

tensión, como se ha observado en los estudios de estrés [5]. La activación de las glándulas sudoríparas produce a su vez una alteración medible de los parámetros eléctricos de la piel.

Dentro de las mediciones exosomáticas de EDA existen dos grandes estrategias: medir con señales de excitación en DC o en AC.

Tradicionalmente la medición con corriente continua ha sido la más utilizada [10], pero, como sugiere la experiencia en este campo, debido a la naturaleza capacitiva de la impedancia humana se obtienen medidas falseadas, ya que la carga y descarga eléctrica de ciertas estructuras corporales originan diferencias de potencial de carácter capacitivo medibles entre los electrodos. Además, se suma a la medida el voltaje intrínseco constante generado por la semicelda que forma la yuxtaposición del electrodo y la piel.

La ventaja de medir en AC es que, además de solventar estos dos últimos problemas, permite analizar las características capacitivas de la piel mediante el estudio en frecuencia.

Al estudiar las características de la piel humana no cabe suponer una homogeneidad eléctrica, ya que esta presenta diversas capas diferenciadas con comportamientos eléctricos diferentes. [1]. Existen membranas capaces de comportarse como condensadores al aplicar una señal eléctrica externa debido a fenómenos iónicos similares a los que se producen en los condensadores electrolíticos [1].

1.1.4 Temperatura corporal y su regulación autónoma

El SNA adquiere información necesaria para la termorregulación a través de una red de órganos sensores de frío y de calor, llamados termorreceptores.

Toda la evidencia apunta a que el “centro de control” de la temperatura del cuerpo se encuentra en el hipotálamo [11]. Se puede hacer una analogía entre la termorregulación del cuerpo y un sistema de control, en el que existe una consigna de temperatura central de alrededor de 37 °C [11], y un controlador —el hipotálamo— modifica una variable manipulada —los impulsos nerviosos— en función de la diferencia entre la variable controlada —la temperatura corporal central— y la consigna de temperatura. La planta representa los efectores de termorregulación —sudoración, tiriteo y vasoconstricción —, y para completar el lazo, se tienen los elementos de retroalimentación —los órganos sensoriales— (véase la Figura 4).

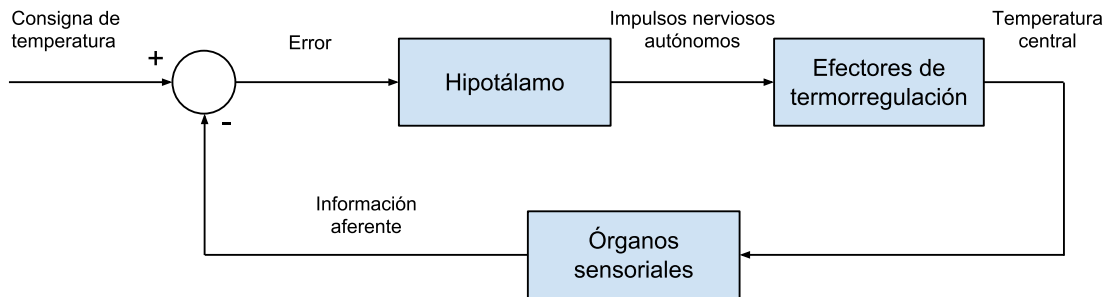


Figura 4: analogía del mecanismo de termorregulación del cuerpo utilizando un sistema de control de ingeniería.

La temperatura del cuerpo que tiene que ser mantenida dentro de unos márgenes estrechos es la central, es decir, la del interior de las cavidades del cuerpo y la cabeza [11]. Para asegurar un valor adecuado de la misma el cuerpo puede “sacrificar” la temperatura superficial ante situaciones como el estrés. Por ello, en la temperatura superficial se observan cambios más radicales. El mecanismo fisiológico que logra controlar la temperatura superficial es el de la vasoconstricción [12], es decir, la reducción de la sección de los vasos sanguíneos.

1.1.5 Justificación de la elección de marcadores biológicos de estrés

Como queda mencionado, en el presente trabajo se medirán los parámetros eléctricos de la piel (actividad electrodérmica exosomática) y la temperatura periférica del cuerpo.

En estas situaciones, sobreviene una excitación del SNS y una inhibición del SNP de carácter rápido [9]. El resultado tangible en el cuerpo humano es un conjunto de signos correspondientes a la respuesta “lucha o huida”. Ante tales situaciones, el SNA puede hacer disminuir el riego sanguíneo en regiones más periféricas del cuerpo por vasoconstricción, como en la piel, originando allí una disminución de la temperatura [13].

La constricción de los vasos sanguíneos cutáneos implica una modificación temporal de la estructura física de la piel, por lo que variará su constante dieléctrica y con ello su capacitancia. La excitación del SNS también desencadena la secreción de sudor, al interferir con el origen biológico de la capacitancia humana, también conducirá a su variación.

Otro parámetro que va a variar es el de la conductancia de la piel. Al segregarse sudor, debido a los diferentes niveles de conductividad eléctrica de la piel (de media, 1 mS/cm [14]) y del sudor (de media, 5,56 mS/cm en individuos sanos [15]), se origina un aumento de la

conductividad superficial de la piel. Además, la vasoconstricción y la tensión muscular parecen originar asimismo un aumento de la conductancia de la piel [10].

Se desea asimismo estudiar la temperatura debido al carácter más inexplorado de las mediciones de actividad electrodérmica en AC. El objetivo es utilizar la temperatura para validar las conclusiones que pueden extraerse de los resultados de analizar las variaciones de los parámetros del modelo eléctrico de la piel, ya que la disminución de la primera ante estímulos de estas características está confirmada [16]. De validarse, la concordancia entre los dos tipos de mediciones sugeriría un alto grado de coherencia autonómica para el caso de la respuesta ante el estrés.

1.2 Introducción técnica

En el presente trabajo se utilizarán para medir los parámetros eléctricos de la piel y la temperatura superficial del cuerpo un analizador de impedancias o medidor LCR y un multímetro digital, respectivamente, junto a los sensores apropiados (electrodos y termistor NTC de la serie YSI 400). Los instrumentos utilizados serán controlados a través del estándar IEEE-488 o GPIB mediante un ordenador que ejecutará un programa diseñado en LabVIEW.

A continuación, se proporciona una introducción a la tecnología utilizada.

1.2.1 Medición de parámetros eléctricos de la piel: analizador de impedancias HP 4263B

Un analizador de impedancias o medidor LCR es un instrumento capaz de medir inductancias (L), capacitancias (C) y resistencias (R) de componentes electrónicos y, por extensión, impedancias, admitancias y parámetros asociados. Estos instrumentos realizan sus mediciones en corriente alterna a una frecuencia dada, que puede ser configurable o no. Se basan en la llamada ley de Ohm generalizada:

$$Z = \frac{V}{I} \quad (1)$$

En (1) los símbolos I y V representan vectores o fasores [17] de corriente y de voltaje, respectivamente. Z representa la impedancia. Los diferentes parámetros de la impedancia se relacionan en (2).

$$Z = R + jX = |Z| e^{j\varphi} \equiv |Z| \angle \varphi \quad (2)$$

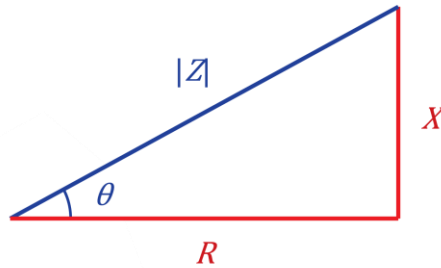


Figura 5: visualización geométrica de la relación entre los parámetros de la forma binomial de la impedancia (en rojo) y los de la forma polar (en azul).

Los fasores resultan de caracterizar una señal de corriente alterna sinusoidal de una frecuencia f dada únicamente como una magnitud A y una fase inicial o desfase.

$$i(t) = I_p \text{sen}(2\pi ft + \theta_i) \Rightarrow I = |I| \angle \theta_i \quad (3)$$

$$v(t) = V_p \text{sen}(2\pi ft + \theta_v) \Rightarrow V = |V| \angle \theta_v \quad (4)$$

Al sustituir las magnitudes de (1) por sus expresiones fasoriales en forma exponencial, se obtiene:

$$I = |I| \angle \theta_i = \frac{|V| e^{j\theta_v}}{|Z| e^{j\varphi}} = \frac{|V|}{|Z|} e^{j(\theta_v - \varphi)} = \frac{|V|}{|Z|} \angle (\theta_v - \varphi) \quad (5)$$

De (5) se pueden deducir las expresiones (6) y (7):

$$|I| = \frac{|V|}{|Z|} \quad (6)$$

$$\theta_i = \theta_v - \varphi \quad (7)$$

En (7) se puede observar cómo el desfase de la corriente (θ_i) es el resultado de añadir al desfase del voltaje (θ_v) un cierto ángulo o argumento característico de la impedancia (φ).

Este es el principio en que se basa la operación de un medidor LCR [18]; este inyecta un voltaje de estimulación cuya magnitud eficaz es conocida y mide el valor eficaz de la corriente y el desfase entre ambas señales.

Para hallar los valores de la resistencia, capacitancia o inductancia, es necesario especificar al medidor LCR un modelo eléctrico equivalente al que se aproximará el componente a medir. Al poder seleccionar el modelo, representa una herramienta versátil a la

hora de medir componentes de diversa naturaleza, además de permitir la lectura de ambos parámetros simultáneamente en una única medida.

Los modelos equivalentes normalmente están constituidos por un inductor o un condensador conectado en serie o en paralelo con una resistencia. Es posible asimismo caracterizar el componente como una única impedancia, siendo el resultado de la medida su representación binomial o polar.

El medidor LCR utilizado en este trabajo es el HP 4263B, instrumento comercializado por Hewlett-Packard. Sus características principales son:

- Precisión básica del 0,1%.
- Frecuencias de medida de 100 Hz, 120 Hz, 1 kHz, 10 kHz y 100 kHz.
- Niveles de voltaje de medida desde 20 mV RMS hasta 1 V RMS.
- Velocidad de medida de 29 ms.



Figura 6: panel frontal del medidor de impedancias HP 4263B.

Los terminales del componente a medir se conectan a los terminales UNKNOWN, bien directamente, bien a través de unos bornes de prueba comercializados como accesorios por Hewlett-Packard. Se le deberá indicar al instrumento la longitud de los cables según una relación indicada en el manual, en el apartado *Matching the Cable Length* [19]. Se utilizan los bornes 16089B, con una longitud de 1 m.

El instrumento permite realizar medidas de parámetros con seis modelos equivalentes, devolviendo el valor de sus dos parámetros. En el presente trabajo se emplea el modelo 1, formado por una única impedancia Z , representada como una componente real (R) en serie con una componente imaginaria (X):

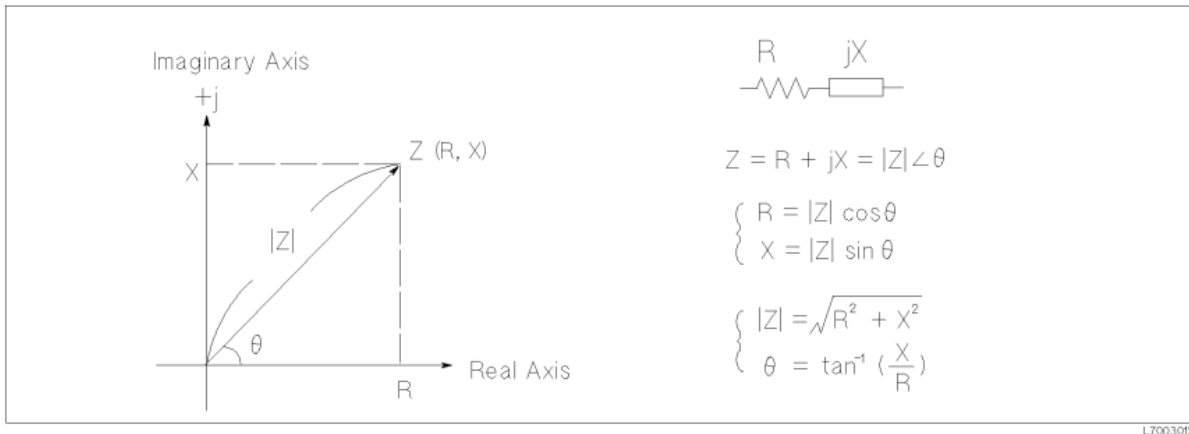


Figura 7: representación del modelo 1 y la relación entre sus distintos parámetros [19].

Este medidor de impedancia tiene un rango de medición elevado para todos estos parámetros, unido a una buena resolución. La magnitud de interés que será recogida con este instrumento, la magnitud de la impedancia, puede ser medida desde 1 mΩ hasta 100 MΩ.

Los parámetros seleccionables del HP 4263B que serán manipulados en esta aplicación serán configurados a través del instrumento virtual de puesta en remoto, y son los siguientes:

- Modelo: 1
- Parámetro primario: Z
- Parámetro secundario: θ
- Voltaje de *offset*: 0 V.
- Nivel de señal de prueba: 1 V RMS.
- Longitud de cable: 1 m.

El analizador de frecuencias halla automáticamente el período de tiempo durante el cual debe permanecer analizando la señal de entrada con el fin de minimizar el efecto del ruido. En las pruebas realizadas con este equipo, se observa que de media el equipo demora 1,859 s en realizar un barrido.

Si se acepta un valor mínimo de la impedancia del cuerpo humano de 1,5 kΩ [20], la corriente máxima que lo atravesará será de 667 μA RMS, valor inferior al umbral de percepción más estricto de la corriente eléctrica típico a bajas frecuencias de 1,1 mA RMS para hombres [20]. Teniendo en cuenta que el umbral de percepción de la corriente eléctrica aumenta drásticamente con la frecuencia [21], se concluye que la medición de impedancia mediante el analizador no presenta inconvenientes desde el punto de vista de la seguridad.

1.2.2 Medición de la temperatura: multímetro digital Agilent 34401A y termistor NTC serie YSI 400

1.2.2.1 Multímetro digital Agilent 34401A

Se trata de un instrumento con una resolución de 6½ dígitos, con una precisión básica del 0,0015% tras 24 horas y del 0,06% tras un año. Seleccionando el modo óhmetro, permite medir resistencias de hasta 100 MΩ.

Posee un puerto GPIB a través del cual puede ser controlado de forma remota, y al cual puede volcar hasta 1000 lecturas por segundo.



Figura 8: Frontal del multímetro digital Agilent 34401A.

1.2.2.2 Termistor NTC de la serie YSI 400

El sensor utilizado para medir la temperatura de la yema de los dedos de los sujetos será una sonda de temperatura basada en un termistor tipo NTC compatible con la serie YSI 400 [22]. El sensor forma parte de la plataforma de mediciones biométricas *e-Health* de la empresa Cooking Hacks [23].



Figura 9: Sensor de temperatura del kit *e-Health*.

El ejemplar del que se dispone no presenta el termistor al descubierto, sino que se encuentra en el interior de una carcasa o *copa* conductiva de acero rellena con resina epoxi de 12,4 mm de diámetro y 3,5 mm de grosor.

Es compatible con la serie 400, un estándar para sondas de temperatura de la empresa Yellow Springs Instruments (YSI) que establece una curva de respuesta única para todos los productos de la serie y una precisión de $\pm 0,1$ °C en el rango de 25 °C a 45 °C [24]. Para asegurar que el comportamiento del sensor se mantiene dentro de las especificaciones, YSI indica una disipación máxima de 50 μ W [25].

El conector de las sondas de la serie YSI 400 es un conector *mini jack* de 3,5 mm [24].

La resistencia de los termistores es predeciblemente dependiente de la temperatura., lo que permite su uso como termómetro. Las siglas de este sensor en inglés —*negative coefficient thermistor, NTC*— hacen referencia al hecho de que su resistencia disminuye con la temperatura.

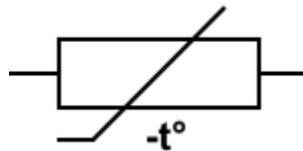


Figura 10: símbolo de un termistor tipo NTC según el estándar IEC 60617.

Todas las sondas de temperatura de la serie YSI 400 tienen la misma curva resistencia-temperatura; por ello una sonda puede ser reemplazada por cualquier otra de la serie sin pérdida de funcionalidad. YSI especifica que en el rango de 0 °C a 70 °C es posible el reemplazo con una tolerancia de 0,1 °C [25]. Esta curva puede encontrarse en la referencia [26], y está representada en la Figura 11.

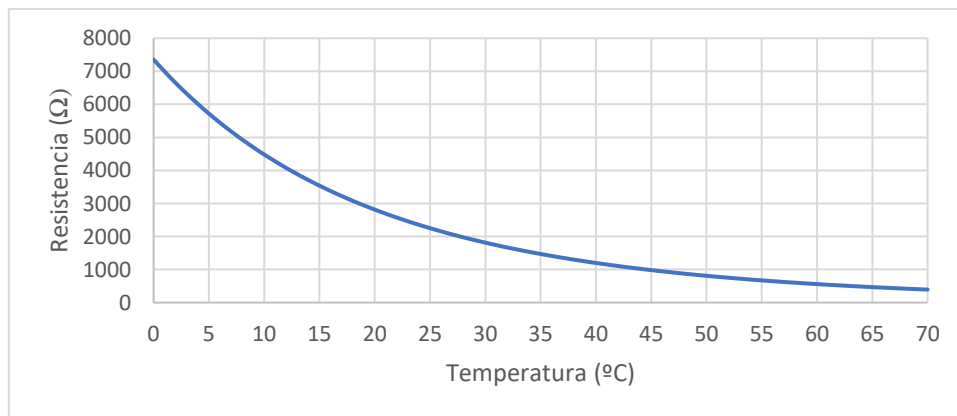


Figura 11: curva temperatura-resistencia del estándar YSI 400.

1.2.3 Comunicación entre los instrumentos y el ordenador: bus GPIB

Para enviar instrucciones a los instrumentos y obtener sus lecturas de forma remota desde un ordenador, se utilizarán dos cables (en inglés, *General Purpose Interface Bus*) GPIB que conectarán los puertos de sendos instrumentos con la tarjeta GPIB del ordenador.



Figura 12: cable GPIB.

El bus GPIB posee veinticuatro líneas, que en el conector se corresponden con dos filas de pines de doce pines cada una. Cada conector tiene un lado macho y un lado hembra, lo que permite conectar hasta 363 dispositivos “apilando” sus conectores.

Los instrumentos conectados a una red GPIB pueden actuar de tres maneras: como receptor (en inglés, *listener*), emisor (*talker*) o controlador (*controller*). Puede haber como máximo catorce receptores y un emisor en un momento dado, y solamente pueden recibir o emitir cuando son direccionados por un controlador. En ocasiones, los dispositivos pueden hacer funciones tanto de emisor como de receptor.

1.2.4 Control y lectura remotos de los instrumentos: la plataforma LabVIEW

El paquete *software* LabVIEW es una plataforma de licencia propietaria de la empresa National Instruments orientada a la programación gráfica e interactiva de los llamados “instrumentos virtuales” (en inglés, *virtual instruments*, VI), formados por bloques funcionales entre los que fluye la información a través de “cables” que los unen. En el presente trabajo se utiliza la versión LabVIEW 2011.

LabVIEW fue diseñado de forma específica para manejar conexiones remotas con instrumentos de medición, así como para analizar datos, procesarlos, interactuar con otras

plataformas *software* y mostrar los resultados de manera visual. La plataforma ofrece una amplia gama de formas de representar los datos y controlar el programa en un panel frontal (*Front Panel*) virtual que posee cada instrumento virtual. Al espacio donde se realiza el programa se le denomina diagrama de bloques (*Block Diagram*).

Un instrumento virtual puede representarse como un icono (subVI) e incluirse en otro instrumento virtual, lo que permite la implementación de subrutinas.

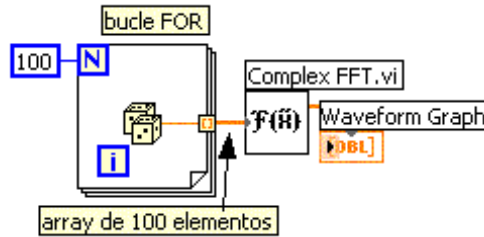


Figura 13: ejemplo de programa de LabVIEW.

En cuanto a control de los instrumentos, este es posible gracias a los controladores proporcionados por el fabricante en forma de subVI, que envían o reciben las señales apropiadas a través del bus GPIB.

Según la acción que realizan, existen tres tipos de instrumentos virtuales, que han de ejecutarse en el orden en que se presentan a continuación:

- De inicialización: permiten establecer el canal de comunicación con el instrumento y los parámetros de funcionamiento. El instrumento se pone en modo remoto: no es posible controlarlo localmente a partir de este punto.
- De operación: permiten ordenar al instrumento que lleve a cabo alguna acción, o que envíe alguna información o dato. Pueden ejecutarse indefinidas veces.
- De cierre: cierran el canal de comunicación con el instrumento y lo devuelven al modo de control local.

Antes de usar cualquier instrumento virtual de operación es necesario inicializar el instrumento.

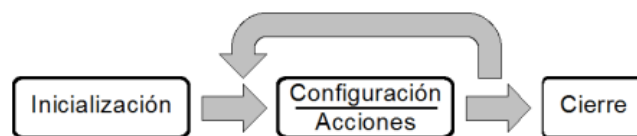


Figura 14: orden de ejecución de los instrumentos virtuales del controlador de un instrumento.

2. Metodología

En el presente apartado se describirá y justificará el método experimental utilizado para realizar las mediciones con los sujetos, así como el modelo eléctrico de la piel y del sensor de temperatura y el procesamiento de datos.

Las pruebas se realizaron entre el 21 de mayo y el 1 de junio de 2018 en el Laboratorio de Comunicaciones y Teledetección de la Facultad de Física y Matemáticas de la Universidad de La Laguna.

2.1 Participantes

Para realizar las pruebas se contó con la participación voluntaria de doce sujetos sanos de edades comprendidas entre 21 y 52 años. Pueden observarse las características demográficas del conjunto de participantes tenidos en cuenta para el análisis en la TABLA 1, donde el símbolo x representa la variable considerada; \bar{x} , la media aritmética de x ; y S_x , la desviación típica muestral de x .

Se decide excluir los datos de dos participantes, por estar sometido a medicación con metilfenidato, un fármaco que ejerce efectos similares a hormonas cuya liberación está controlada por el SNS, en un caso; y por haber consumido sustancias estimulantes —cafeína— y haber dormido escasas horas, en otro. En las señales de estos sujetos no se observa variación ante el estrés, aunque afirman haberlo experimentado.

El conjunto de voluntarios tenidos en cuenta para el análisis está formado por cinco hombres y cinco mujeres.

TABLA 1: estadística descriptiva de las características demográficas de los diez participantes tenidos en cuenta para el análisis.

	Edad (años)	Masa (kg)	Estatura (m)	IMC¹ (kg·m⁻²)
\bar{x}	25,00	63,26	1,69	22,23
S_x	9,63	17,01	0,10	4,40
mín(x)	21,00	42,00	1,56	14,20
máx(x)	52,00	95,00	1,83	28,37

¹ Índice de masa corporal: razón entre la masa y el cuadrado de la estatura de un individuo.

Todos los participantes son hablantes nativos de castellano, idioma en que se realizarán las pruebas. Todos excepto uno son estudiantes de grado, excepto un participante, que posee título universitario. Solamente un sujeto es fumador.

En cuanto a salud mental, los sujetos no refieren trastornos psiquiátricos o neurológicos, excepto dos participantes, que dicen padecer trastorno por déficit de atención y migraña, respectivamente.

2.2 Modelos empleados

2.2.1 Modelo eléctrico de la piel en AC: modelo propuesto por Lykken

Las características eléctricas de la piel pueden modelarse mediante circuitos eléctricos equivalentes. Debido a que el análisis a realizar va a ser en corriente alterna, será necesario un circuito equivalente en corriente alterna.

Un modelo que permite representar las características en frecuencia es el propuesto por Lykken [2] que puede observarse en la Figura 15. Este modelo (ver Figura 15) está formado por un condensador C conectado en paralelo con un resistor R_2 más otro resistor R_1 unido en serie con ambos componentes.

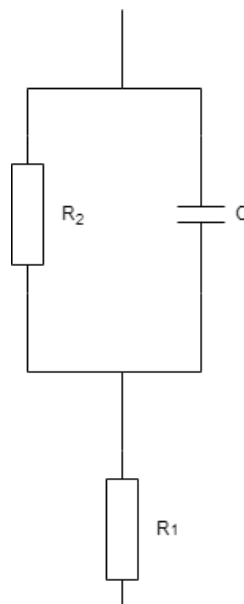


Figura 15: Modelo de impedancia de la piel propuesto por Lykken.

Es importante tener en cuenta que, al tratarse de un modelo, es necesario estudiar su adecuación con el comportamiento eléctrico real de la piel. Podría complicarse el modelo añadiendo más componentes, pero una mayor complejidad podría volverse en contra al sobreajustar (*overfitting*) o al tener que manejar parámetros que no tienen correspondencia anatómica y/o fisiológica alguna con la estructura de la piel.

Con este modelo sí es posible establecer una relación anatómica, que será posteriormente validada:

- R_1 o resistencia externa: se corresponde con las capas más externas de la piel.
- R_2 o resistencia interna: se corresponde con las estructuras internas del cuerpo y posiblemente las capas más internas de la piel. Al no verse afectada por la sudoración y la vasoconstricción, es de esperar que se mantenga aproximadamente constante.
- C o capacitancia externa: se corresponde con la capacitancia de las estructuras en forma de membrana de la piel [2].

2.2.1.1 Obtención de los parámetros del modelo mediante un barrido en frecuencia

Para obtener los parámetros del modelo eléctrico se realizarán barridos en frecuencia de manera cíclica, que siguen el esquema de la Figura 16. A continuación se explica su significado.

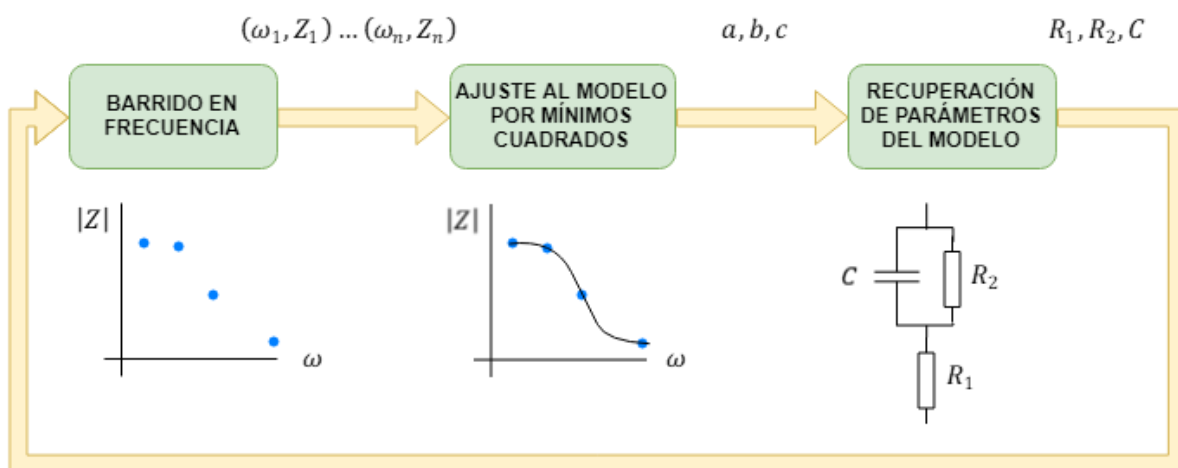


Figura 16: esquema del algoritmo de obtención de los parámetros del modelo eléctrico de la piel.

El comportamiento en frecuencia de la impedancia total equivalente de la piel siguiendo este modelo eléctrico obedece a la ecuación (8). $Z_c(\omega)$ es la impedancia del condensador, que obedece la ecuación (9).

$$Z(\omega) = R_1 + R_2 || Z_c(\omega) \tag{8}$$

$$Z_c(\omega) = \frac{1}{j\omega C} \tag{9}$$

Tanto en (8) como en (9), el símbolo ω representa la frecuencia angular. Sustituyendo (9) en (8), se obtiene la ecuación (10):

$$Z(\omega) = R_1 + \frac{R_2 \frac{1}{j\omega C}}{R_2 + \frac{1}{j\omega C}} = (R_1 + R_2) \cdot \frac{1 + j\omega(R_1 || R_2)C}{1 + j\omega R_2 C} \tag{10}$$

Debido al componente capacitivo, la impedancia de la piel humana es dependiente de la frecuencia. Por ello, realizar un barrido de frecuencias es útil para obtener información sobre los valores de los parámetros (R_1 , R_2 y C) del modelo, especialmente C .

Por su mayor sencillez matemática, se opta por medir el módulo de la impedancia $|Z|$. Elevando ambos miembros al cuadrado y aprovechando la propiedad de los números complejos de que el módulo de una división es igual a la división de los módulos, se llega a la expresión (11):

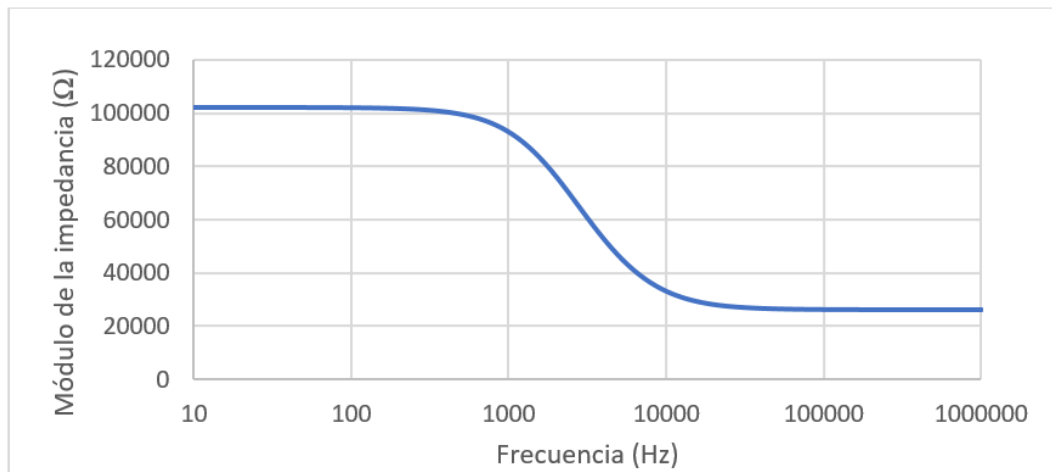


Figura 17: curva impedancia-frecuencia de la piel humana utilizando valores medios de R_1 , R_2 y C (ver resultados, capítulo 3)

$$|Z|^2 = (R_1 + R_2)^2 \frac{|1 + j\omega(R_1 || R_2)C|^2}{|1 + j\omega R_2 C|^2} = (R_1 + R_2)^2 \frac{1 + (R_1 || R_2)^2 C^2 \omega^2}{1 + R_2^2 C^2 \omega^2} \tag{11}$$

Para facilitar el trabajo en la expresión (11), se sustituyen los términos constantes —no dependientes de ω — por los coeficientes K_1 , K_2 y K_3 según las ecuaciones (12), (13) y (14), llegando a (15).

$$K_1 = (R_1 + R_2)^2 \quad (12)$$

$$K_2 = (R_1 || R_2)^2 C^2 \quad (13)$$

$$K_3 = R_2^2 C^2 \quad (14)$$

$$|Z|^2 = K_1 \frac{1 + K_2 \omega^2}{1 + K_3 \omega^2} \quad (15)$$

Se pretende utilizar el método de los mínimos cuadrados para ajustar el conjunto de impedancias obtenido en el barrido a (15). Este método no se puede aplicar a una función racional; por ello, se sigue trabajando en ella para conseguir una expresión lineal con que realizar el ajuste. Pasando el denominador al miembro izquierdo y desarrollando el numerador:

$$|Z|^2 + K_3 \omega^2 |Z|^2 = K_1 + K_1 K_2 \omega^2 \quad (16)$$

Despejando el término $|Z|^2$ de (16) y volviendo a sustituir los términos constantes, esta vez por los coeficientes a , b y c , según las ecuaciones (17), (18) y (19), se obtiene la expresión (20):

$$a = K_1 \quad (17)$$

$$b = K_1 K_2 \quad (18)$$

$$c = K_3 \quad (19)$$

$$|Z|^2 = a + b \omega^2 - c \omega^2 |Z|^2 \quad (20)$$

Sobre el conjunto de impedancias $Z_1 \dots Z_n$ obtenidas en el barrido se aplica el método de mínimos cuadrados para ajustarla a (20), utilizando ω^2 y $-\omega^2 |Z|^2$ como variables predictoras de $|Z|^2$. Con ello se pretende encontrar los valores de a , b y c tales que (20) reproduzca lo más fielmente posible el comportamiento de la impedancia frente a la frecuencia. Se empleará un planteamiento matricial del método, correspondiente a la ecuación (21).

$$\mathbf{X} \hat{\boldsymbol{\theta}} = \mathbf{Y} \quad (21)$$

El contenido de las matrices \mathbf{X} , $\hat{\boldsymbol{\theta}}$ e \mathbf{Y} queda reflejado en las ecuaciones (22), (23) y (24), respectivamente. Los elementos de $\hat{\boldsymbol{\theta}}$ son los coeficientes a , b y c óptimos. En cada fila se sustituye

$$\mathbf{X} = \begin{bmatrix} 1 & \omega_1^2 & -\omega_1^2 |Z_1|^2 \\ \vdots & \vdots & \vdots \\ 1 & \omega_n^2 & -\omega_n^2 |Z_n|^2 \end{bmatrix} \quad (22)$$

$$\hat{\boldsymbol{\theta}} = \begin{bmatrix} a \\ b \\ c \end{bmatrix} \quad (23)$$

$$\mathbf{Y} = \begin{bmatrix} |Z_1|^2 \\ \vdots \\ |Z_n|^2 \end{bmatrix} \quad (24)$$

Para realizar el ajuste se necesita despejar de la ecuación matricial la matriz $\hat{\boldsymbol{\theta}}$, según la ecuación (25).

$$\hat{\boldsymbol{\theta}} = (\mathbf{X}^t \mathbf{X})^{-1} \mathbf{X}^t \mathbf{Y} \quad (25)$$

El siguiente paso es averiguar cómo recuperar los parámetros a partir de los coeficientes a , b y c . Los parámetros K_1 , K_2 , K_3 , a , b y c no aportan información por sí mismos, directamente; simplemente forman parte de dos cambios de variable que deben ser deshechos para recuperar los parámetros del circuito equivalente. Se encuentran las siguientes expresiones tras deshacer dicho cambio:

$$a = K_1 = (R_1 + R_2)^2 \quad (26)$$

$$b = K_1 K_2 = (R_1 + R_2)^2 (R_1 || R_2)^2 C^2 = R_1^2 R_2^2 C^2 \quad (27)$$

$$c = K_3 = R_2^2 C^2 \quad (28)$$

Despejando los parámetros del modelo eléctrico, se obtienen las expresiones:

$$R_1 = \sqrt{\frac{b}{c}} \quad (29)$$

$$R_2 = |R_1 - \sqrt{a}| \quad (30)$$

$$C = \frac{\sqrt{c}}{R_2} \quad (31)$$

Ha de destacarse que, cuando se estudie la evolución de los parámetros resistivos (R_1 y R_2) frente al tiempo, se registrarán como las conductancias G_1 y G_2 —sus recíprocos—, al ser

más común la representación de la evolución temporal EDA exosomática en términos de conductancia en la bibliografía [1].

En cuanto al número de puntos necesarios para calcular los parámetros, el mínimo es de tres, caso en el que la ecuación matricial se convierte en un simple sistema de ecuaciones. No obstante, no se podría conocer la idoneidad del modelo; es necesario contar con más de tres puntos para obtener el coeficiente de correlación de Pearson r entre la impedancia predicha por el modelo y la medida, que permite cuantificar la idoneidad.

Sean \mathbf{c} y \mathbf{R}_{xx} matrices de dimensiones 2×1 y 2×2 , respectivamente.

\mathbf{c} contiene los coeficientes de correlación entre cada una de las variables predictoras y la variable predicha:

$$\mathbf{c} = \begin{bmatrix} r_{\omega^2, |Z|^2} \\ r_{-\omega^2, |Z|^2} \end{bmatrix} \quad (32)$$

\mathbf{R}_{xx} contiene los coeficientes de correlación entre las variables predictoras:

$$\mathbf{R}_{xx} = \begin{bmatrix} 1 & r_{\omega^2, -\omega^2, |Z|^2} \\ r_{\omega^2, -\omega^2, |Z|^2} & 1 \end{bmatrix} \quad (33)$$

El coeficiente de correlación r se halla evaluando la siguiente ecuación matricial:

$$r = \sqrt{\mathbf{c}^T \mathbf{R}_{xx}^{-1} \mathbf{c}} \quad (34)$$

2.2.1.2 Validación del modelo eléctrico con piel real

Antes de considerar que el modelo propuesto por Lykken es ajustado a la realidad, es preciso comprobar que se ajusta a mediciones realizadas con piel real. Para ello se utiliza un generador de funciones Agilent 33220A para generar una señal sinusoidal de frecuencia y amplitud conocidas y un multímetro digital HP 34401A en modo voltímetro de AC con que registrar caídas de tensión.

El generador Agilent 33220A permite generar diversas formas de onda (sinusoidales, cuadradas, triangulares...) en un rango de frecuencias desde 1 μ Hz hasta 20 MHz, con una amplitud pico a pico de hasta 20 V.

El barrido de frecuencia será entre 100 Hz y 10 kHz, tomando veintiuna mediciones en incrementos de 500 Hz. Este se realiza variando manualmente la frecuencia de la señal de salida

en el generador. Se descarta el uso del LCR para la validación, pues se desea obtener toda la información posible sobre la adecuación del modelo.



Figura 18: frontal del generador de funciones Agilent 33220A.

El barrido se realiza variando la frecuencia de forma manual. Se monta un divisor de tensión como el que muestra la Figura 19. La impedancia Z representa la impedancia de la piel, que es conectada al resto del circuito mediante dos electrodos. Los electrodos se fijan a la yema de los dedos índice y medio, como en el resto de las mediciones (véase la sección 2.3).

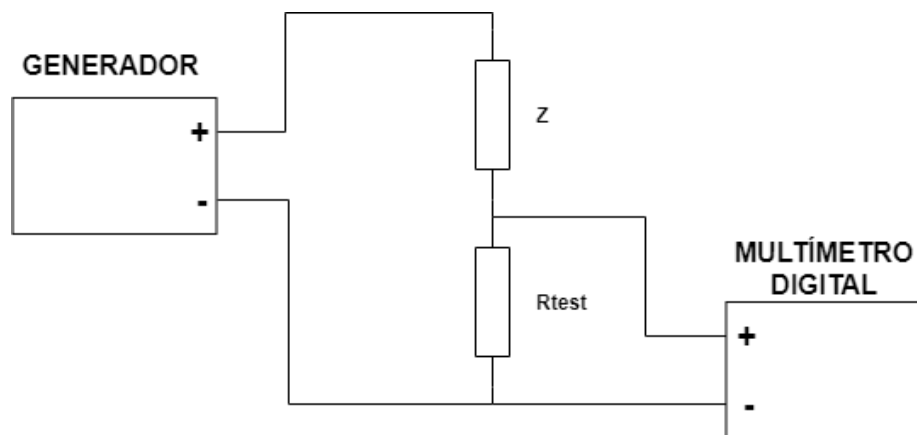


Figura 19: montaje para la validación del modelo eléctrico con piel real.

Tanto el generador como el multímetro digital tendrán impedancias propias que alejarán su funcionamiento de la idealidad —impedancias no nulas y no infinitas, respectivamente—. La impedancia de salida del generador de funciones (R_{gen}) es de aproximadamente 50Ω [27], la cual es varios órdenes de magnitud inferior a las impedancias Z y R_{test} , por lo cual puede ser despreciada.

En cuanto a la impedancia y capacitancia de entrada del multímetro digital, son de $100 M\Omega \pm 2\%$ y 100 pF , respectivamente [28]. Se minimiza su efecto en la medida eligiendo un

valor de R_{test} significativamente menor (9781 Ω). La impedancia del conjunto R_{test} - multímetro digital viene dada por (35):

$$Z_{test} = R_{test} || R_{in} || Z_{C_{in}} = \frac{R_{test} || R_{in}}{1 + j2\pi f (R_{test} || R_{in}) C_{in}} \quad (35)$$

El módulo de la impedancia de prueba Z_{test} disminuirá con la frecuencia. El peor caso será el límite superior de medida, a $f = 10$ kHz, donde este parámetro valdrá aproximadamente 9979,3 Ω , aplicando (35). La diferencia porcentual respecto de la impedancia a bajas frecuencias ($Z_{test, f=0}$) es del -0,20%, dentro del rango de lo asumible.

Con todo, aplicando teoría de circuitos, la relación entre el voltaje medido por el multímetro digital y la impedancia de la piel vendrá dada por (36), donde v_{test} representa el valor eficaz de la caída de tensión entre los terminales de R_{test} , y v_{gen} simboliza el valor eficaz del voltaje de salida del generador de funciones:

$$Z \approx R_{test} \left(\frac{v_{gen}}{v_{test}} - 1 \right) \quad (36)$$

La prueba se realiza sobre un sujeto voluntario. El voltaje de salida de generador se ha configurado a 1 V RMS, el mismo que será utilizado en las pruebas con sujetos.

Los valores recogidos quedan reflejados en el Anexo I. Se hallan los siguientes valores de los parámetros del modelo eléctrico de la piel:

TABLA 2: valores de los parámetros del modelo eléctrico de la piel.

R_1 (Ω)	4172,79
R_2 (k Ω)	228,14
C (nF)	3,51

El valor del coeficiente de correlación de Pearson entre la impedancia predicha por el modelo y la observada es de 0,986, lo que sugiere una buena adecuación del modelo eléctrico de la piel para esta medición.

Hay que tener en cuenta que es muy posible que los parámetros hayan cambiado durante el barrido, lo cual puede haber incidido en la calidad de la regresión y ocasionar una correlación artificialmente baja. Aun así, se obtienen valores satisfactorios.

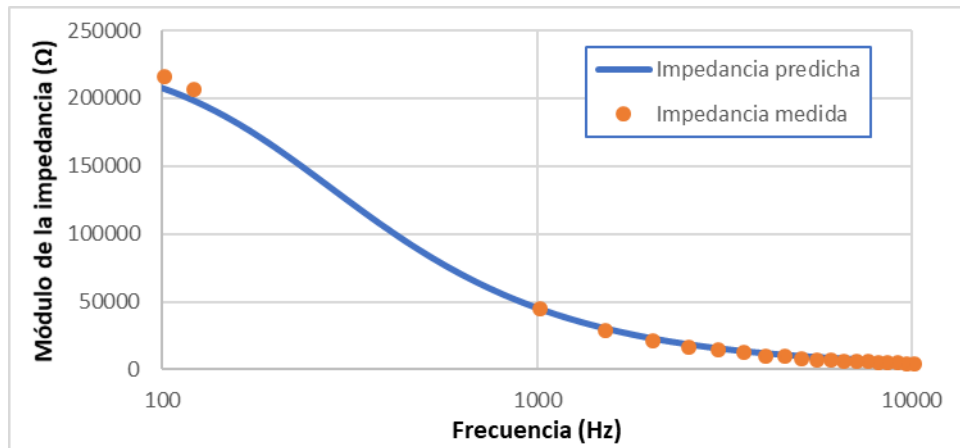


Figura 20: gráfica de la impedancia predicha por el modelo y de las mediciones de impedancia

Resulta ilustrativo estudiar el error relativo que se comete al predecir la impedancia de la piel utilizando este modelo, comparándola con la impedancia medida. Como se puede observar en la Tabla 2 del Anexo I, los errores son pequeños; el máximo error relativo es del 4,12%.

Por todo ello, se considera validado el modelo eléctrico, y por tanto se considera válido el uso de menos frecuencias en el barrido para las pruebas con sujetos.

2.2.1.3 Validación del algoritmo de obtención de parámetros con un dummy cell

Se pone a prueba el algoritmo descrito en el apartado 2.2.1.1 con un *dummy cell*, o celda ficticia, un circuito formado por componentes pasivos que imitan el modelo equivalente de la piel (dos resistores y un condensador), que tienen los siguientes valores reales:

- $R_1 = 995 \Omega$
- $R_2 = 221,4 \text{ k}\Omega$
- $C = 18,3 \text{ nF}$

Se escogen estos valores por estar en el orden de los obtenidos en la validación del modelo (ver sección 2.2.1.2). Con ello se pretende comprobar que el algoritmo es capaz de medir los parámetros con precisión. Se mide la impedancia total de la *dummy cell* mediante el medidor LCR, midiendo a 100 Hz, 120 Hz, 1 kHz y 10 kHz. Se obtienen los siguientes datos de impedancia:

TABLA 3: medidas de impedancia obtenidas en la prueba con dummy cell.

f (Hz)	ω (rad·s ⁻¹)	$ Z $ (k Ω)
100	628,32	81,31
120	753,98	69,24
1000	6283,19	8,77
10000	62831,85	1,32

A partir de ellos, se recuperan los valores de los componentes de la TABLA 4. Los bajos errores relativos indican que el algoritmo diseñado es suficientemente potente para medir los componentes de un circuito como el propuesto por Lykken individualmente.

TABLA 4: valores de los componentes recuperados en la prueba con dummy cell.

	Valor recuperado	Error relativo (%)
R_1	990,76 Ω	-0,426
R_2	224,46 k Ω	-0,014
C	18,33 nF	0,164

2.2.1.4 Validación anatómica del modelo eléctrico de la piel

Anteriormente se ha propuesto una interpretación del significado anatómico de los parámetros del modelo del comportamiento eléctrico de la piel, que es preciso validar antes de sacar conclusiones de los resultados obtenidos.

Para ello, se utiliza el mismo sistema que será utilizado en las pruebas con sujetos, consistente en realizar el barrido en frecuencias de forma cíclica de 100 Hz a 10 kHz para conocer la variación de los parámetros del modelo en función del tiempo.

Si las estructuras internas del cuerpo son representadas realmente por la conductancia interna G_2 , esta debería variar cuando estas se deforman, mientras el resto de los parámetros permanece más o menos constante. Por ello se decide realizar la siguiente experiencia.

Siendo la colocación de los electrodos la misma que en la anterior validación, se le pide a un voluntario que tire de la punta de los dedos donde están colocados los electrodos hacia atrás con la otra mano.

Al estirar los dedos se deforman sus tendones, aumentando la distancia (L) entre los electrodos y disminuyendo su sección transversal media (S). Con ello se origina un aumento de su resistencia óhmica (R) por la ecuación (37) y, por tanto, una disminución de su conductancia.

$$R = \rho \frac{L}{S} \tag{37}$$

Se obtienen las gráficas de la Figura 21; como se puede observar, al estirar los dedos la conductividad interna disminuye notablemente, mientras que los otros parámetros no parecen seguir ningún patrón diferente.

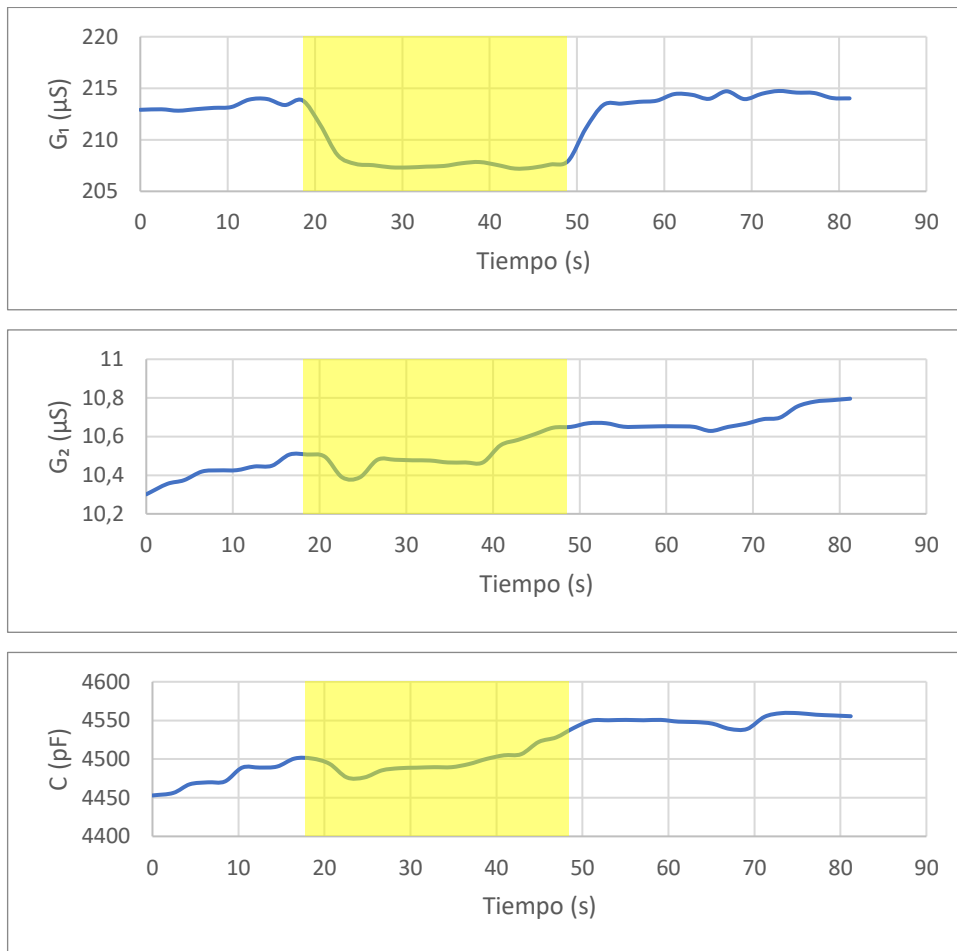


Figura 21: variación de los parámetros del modelo eléctrico de la piel durante la validación anatómica. El intervalo de tiempo durante el que se estiró los dedos está señalado en amarillo; fuera de ese intervalo, los dedos están en una posición normal.

2.2.1.5 Modelado de los electrodos

Los electrodos pueden modelarse eléctricamente mediante una “interfaz piel-electrodo”. El circuito equivalente está formado por un voltaje intrínseco (E_{hc}), generado por la semicelda que forma el electrodo colocado sobre la piel, más dos resistores y un condensador.

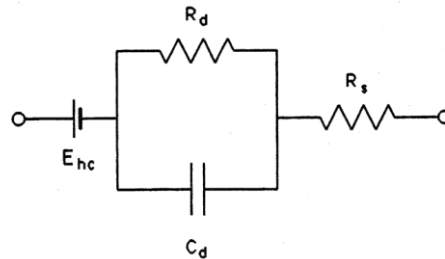


Figura 22: interfaz piel-electrodo [29].

Este modelado eléctrico es importante a la hora de realizar mediciones en DC, debido a la existencia del voltaje de semicelda E_{hc} que se añade a todas las medidas. Los componentes del modelo son dependientes de cada electrodo y deben ser evaluados.

Para los electrodos que se utilizan en el presente proyecto se mide una resistencia total ($R_s + R_d$) de $1,3 \Omega$, que es varios órdenes de magnitud inferior a las impedancias a medir. Este valor tan reducido de la resistencia total hace que pierda importancia la influencia del condensador C_d .

La prueba se realiza midiendo la resistencia de los electrodos con un multímetro digital en modo óhmetro, uniendo físicamente sus discos de metal uno frente al otro. Por lo tanto, dados los valores, se concluye que los componentes equivalentes del electrodo no afectan a la medida, y no será necesario incluirlos en el modelo.

2.2.2 Modelo del sensor de temperatura

2.2.2.1 Ajuste de curvas: modelo Steinhart-Hart

La curva resistencia-temperatura del estándar YSI 400 será ajustada a la ecuación de Steinhart-Hart (38), reconocida como el mejor modelo para termistores NTC publicado a día de hoy [30].

$$\frac{1}{T} = A + B \ln R + C \ln^3 R \quad (38)$$

T es la temperatura en kelvins y R es la resistencia del termistor en ohmios. A , B y C son tres coeficientes cuyos valores varían para cada termistor.

Aunque teóricamente bastarían tres puntos para determinar toda la curva, en la práctica la curva resultante da lugar a un error considerable [31]. Se realiza, por tanto, un ajuste por el método de los mínimos cuadrados. El planteamiento es análogo al realizado con el modelo de la piel (ver sección 2.2.1.1), siendo el contenido de las matrices \mathbf{X} e \mathbf{Y} el siguiente:

$$\mathbf{X} = \begin{bmatrix} 1 & \ln R_1 & \ln^3 R_1 \\ \vdots & \vdots & \vdots \\ 1 & \ln R_n & \ln^3 R_n \end{bmatrix} \quad (39)$$

$$\mathbf{Y} = \begin{bmatrix} 1/T_1 \\ \vdots \\ 1/T_n \end{bmatrix} \quad (40)$$

En (39) y (40), n simboliza el número de puntos de la curva resistencia-temperatura tomados del estándar YSI 400: se toman todos desde 0 °C hasta 70 °C. Realizando las operaciones matriciales, se obtienen los valores de (41).

$$\hat{\theta} = (\mathbf{X}^t \mathbf{X})^{-1} \mathbf{X}^t \mathbf{Y} = \begin{bmatrix} A \\ B \\ C \end{bmatrix} \approx \begin{bmatrix} 1,472004 \cdot 10^{-3} \\ 2,374553 \cdot 10^{-4} \\ 1,062938 \cdot 10^{-7} \end{bmatrix} \quad (41)$$

Como quiera que este coeficiente indica un buen ajuste, es necesario realizar un estudio del error antes de aceptar la curva como idónea.

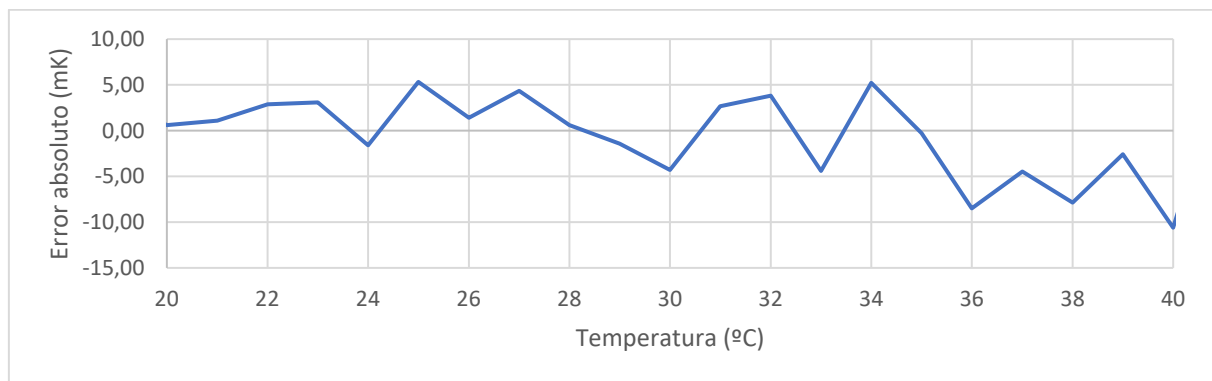


Figura 23: gráficas del error relativo (izquierda) y el error absoluto (derecha) cometido al aproximar la curva temperatura-resistencia a la ecuación Steinhart-Hart en el intervalo de 20 a 40 °C.

Como se observa en las gráficas de la Figura 23, el error absoluto está, en el peor caso, en el orden de 10 mK. Es importante notar que este error es un orden de magnitud menor a la tolerancia de la serie 400 de YSI, así que el error de la curva de ajuste puede ser despreciado

frente a este último y el modelo Steinhart-Hart puede ser aceptado como suficientemente representativo de la respuesta del termistor.

2.2.2.2 Sensibilidad del termistor

Mediante esta curva es posible estudiar la sensibilidad del sensor en función de la temperatura. La sensibilidad de un sensor puede definirse como la relación entre el cambio de la magnitud de salida —en este caso, resistencia— y el cambio de la magnitud de entrada —temperatura—, es decir, la derivada de la magnitud de salida frente a la de entrada. La sensibilidad, tal y como fue definida anteriormente, viene dada por (42).

$$\frac{dR}{dT} = - \frac{R(A + B \ln R + C \ln^3 R)^2}{B + 3C \ln^2 R} \quad (42)$$

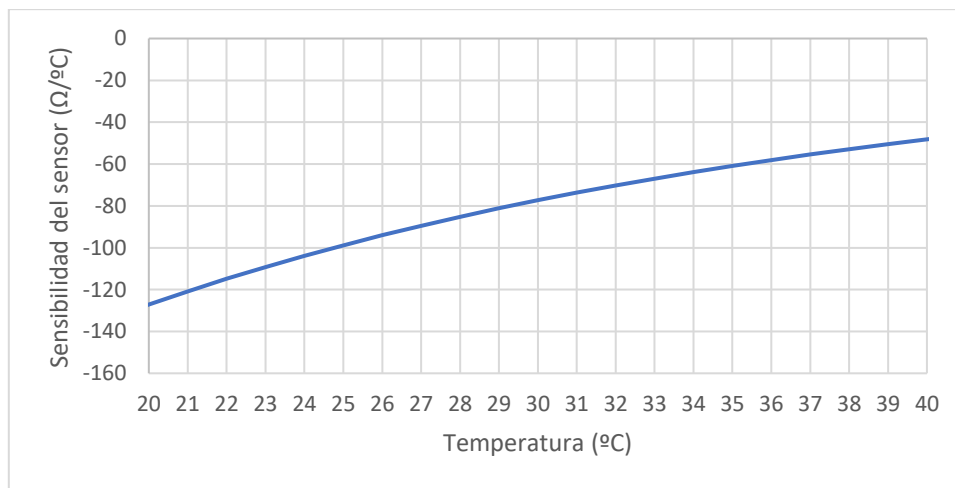


Figura 24: sensibilidad del sensor graficada frente a la temperatura, en el intervalo de 20 a 40 °C.

Como se puede observar en la Figura 24, el termistor NTC es marcadamente más sensible a temperaturas bajas (en valor absoluto), pues en tal rango de temperatura se dan las mayores variaciones de resistencia para un mismo intervalo de temperatura.

2.2.2.3 Determinación experimental del coeficiente de disipación térmica (δ)

La medida de temperatura se realiza mediante el multímetro digital HP 34401A, que hace circular una corriente conocida (100 μ A para la escala de 10 k Ω [28]) a través del termistor y lee la caída de tensión. Dicha corriente necesariamente originará una disipación de energía en forma de calor, de acuerdo con la ley de Joule:

$$P_{ntc} = I_{ntc}^2 R_{ntc} \quad (43)$$

Esto origina un error por autocalentamiento, ya que la temperatura interna del sensor será mayor a la temperatura externa, que es la que se desea medir.

La ecuación (44) establece la relación entre la temperatura interna del sensor (T_1), la temperatura a medir (T_0), la potencia que disipa el sensor (P_{ntc}) y sus características térmicas, representadas por la constante de disipación térmica (δ), que indica la facilidad del medio de permitir el flujo de calor.

$$T_1 = T_0 + \frac{P_{ntc}}{\delta} \quad (44)$$

La constante de disipación térmica depende de las características térmicas del medio que la rodea. Cuanto más conductor sea el medio, mayor será δ [32].

No se dispone del valor de δ del sensor de temperatura; no es proporcionada ni por la empresa que lo provee (Cooking Hacks) ni por el estándar. Por ello, se decide hallarlo experimentalmente.

Para tener una idea del valor de δ en la situación en que será empleado, se sitúa el sensor sobre la yema del dedo de un voluntario y se hacen pasar diferentes valores de corriente por el sensor conectando seis diferentes resistores en serie, calculando la resistencia R_{ntc} en cada caso y hallando la temperatura mediante la ecuación de Steinhart-Hart. Se halla δ a partir de la pendiente de (44), que es $1/\delta$, mediante un ajuste por mínimos cuadrados. El resultado es un valor de δ de $4,60 \text{ mW} \cdot \text{K}^{-1}$.

Teniendo en cuenta que en la aplicación de destino de la sonda de temperatura no se puede esperar medir temperaturas inferiores a $20 \text{ }^\circ\text{C}$ —en [16] se miden temperaturas en la yema del dedo tan bajas como $24 \text{ }^\circ\text{C}$ —, para asegurar un error menor a $0,01 \text{ }^\circ\text{C}$ como especificación la mayor corriente admisible a través del termistor se infiere mediante las ecuaciones (45) a (47).

$$\Delta T < \Delta T_{\text{máx}} \quad (45)$$

$$\frac{P}{\delta} = \frac{I_{\text{prueba}}^2 R_{ntc}}{\delta} < \Delta T_{\text{máx}} \quad (46)$$

$$I_{prueba} < \sqrt{\frac{\delta\Delta T_{m\acute{a}x}}{R_{ntc}}} = \sqrt{\frac{4,60 \cdot 10^{-3} \text{ W/K} \cdot 0,01 \text{ K}}{2184 \Omega}} \approx 145 \mu\text{A} \quad (47)$$

El valor de R_{ntc} utilizado para el cálculo es el peor caso, es decir, su mayor valor en el rango de estudio. Al ser un termistor NTC, esta se corresponde con el límite inferior $-20 \text{ }^\circ\text{C}$, siendo su valor de 2184Ω .

La máxima corriente que va a inyectar el multímetro es inferior a la máxima corriente de prueba admisible, conque queda asegurado que el error introducido por el autocalentamiento quedará por debajo de la especificación de $0,01 \text{ }^\circ\text{C}$.

La disipación máxima de potencia en la sonda será de:

$$P_{m\acute{a}x} = I_{prueba}^2 R_{ntc,m\acute{a}x} = (100 \cdot 10^{-6})^2 \text{ A}^2 \cdot 2184,4 \Omega \approx 21,8 \mu\text{W} \quad (48)$$

El resultado de (48) indica que en el peor caso el termistor disipará una potencia inferior al límite de $50 \mu\text{W}$ indicado por YSI, por lo que queda asegurado que se cumplirán las especificaciones del estándar YSI 400.

2.3 Justificación de la colocación de sensores

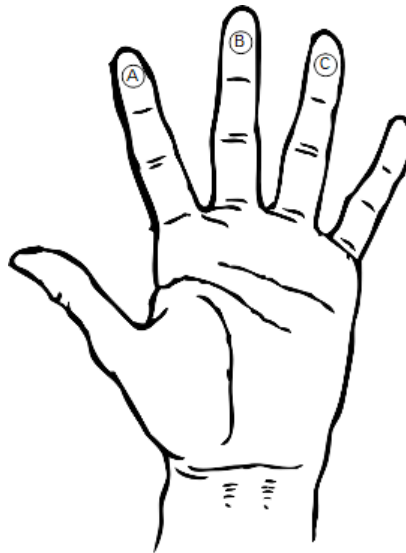


Figura 25: esquema de colocación de los electrodos (A y B) y la sonda de temperatura (C).

La medida de la actividad electrodérmica se realizará utilizando dos electrodos. Se decide colocarlos en las yemas de los dedos índice y medio, pues la EDA es más pronunciada en estas zonas [1]. No es necesario realizar ningún tratamiento previo de la piel, ni aplicar

ningún tipo de gel, pues las medidas son exosomáticas [1]. La temperatura se mide en la yema del dedo anular, pues presenta variaciones pronunciadas de la temperatura ante el estrés [16].

2.4 Diseño experimental y paradigma de estrés

Se entiende como paradigma experimental una configuración concreta de un experimento con unas características uniformes para todos los sujetos que se basa en unos fundamentos teóricos.

Para poder establecer de manera consistente una relación entre los niveles de estrés referidos y las señales adquiridas, es necesario diseñar un sistema que sirva de paradigma de estrés comparable a todos los sujetos. Además, será necesario medir las señales en intervalos de relajación que permitan comparar los valores de las variables tanto en estado de estrés como en estado de relajación.

Por ello, se diseña el experimento para que contenga un número concreto de etapas estresantes separadas en el tiempo por intervalos en los que el sujeto se relaja. Con ello se pretende también estudiar la capacidad del sujeto de volver a un estado de relajación —resiliencia—.

Se emplearán tres estresores: el test de Stroop (SCWT) [33], un test aritmético y visualización de imágenes estresantes.

Al inicio de la prueba, tras recibir el sujeto unas instrucciones generales, se establece una primera etapa de relajación para que se caliente la sonda de temperatura y poder tomar los valores “basales” de la actividad electrodérmica del sujeto.

2.4.1 Test de Stroop (SCWT)

La primera tarea estresante elegida es el test de Stroop o test de colores y palabras de Stroop (del inglés *Stroop Color and Word Test*, SCWT), consistente a presentar al sujeto una serie de palabras escritas en un color diferente al que designan. El sujeto debe decir en voz alta el color en que está escrita la palabra. En numerosos estudios de la respuesta del cuerpo ante el estrés el SCWT se ha empleado con éxito como paradigma estresor [33].

Los estudios indican que el aspecto que mayor incide en el estrés que suscita el SCWT es la inclusión de restricciones de tiempo a los sujetos que realizan la prueba [34].



Figura 26: ejemplo de tarea SCWT. Al presentársele al sujeto este test, deberá decir en voz alta "rojo, negro, verde".

Se realizarán un total de diez tareas de Stroop, cada una de ellas con cinco palabras y sin separación temporal. Para conseguir una mayor dificultad, las tareas tendrán una restricción de tiempo cada vez mayor por pares, según la TABLA 5. Se añade un factor de dificultad adicional en las dos últimas tareas, consistente en presentar las palabras desordenadas.

TABLA 5: duraciones de las distintas tareas de Stroop.

Tareas de Stroop	Duración (s)
1, 2	7
3, 4	5
5, 6	3,5
7, 8	3
9, 10	3 (con desorden)

2.4.2 Test aritmético

El paradigma de estrés o estresor utilizado ahora consistirá en una tarea aritmética mental (ingl. *mental arithmetic task*, MAT). Se escoge este estresor por haber demostrado ser un excelente estresor en numerosos estudios del estrés [35], y por su fácil implementación.

La tarea consiste en contar hacia atrás desde 121 hasta 2 de siete en siete (diecisiete números en total). El sujeto deberá decir los números en voz alta, y si comete un error, se le informa (diciendo en voz alta "mal"), debiendo comenzar desde el principio, pero sin dársele más tiempo. La duración será de minuto y medio, tiempo en que el sujeto tendrá, de media, unos 5,3 s para calcular cada número.

2.4.3 Visualización de imágenes estresantes

En este apartado se pretenden explotar respuestas autonómicas ante situaciones incómodas para inducir estrés al sujeto. Se hace uso de tres imágenes animadas sin sonido y un vídeo. En este caso se incluye una separación de 3 s entre cada imagen, pues en otro caso podría no ser posible diferenciar las variaciones de las señales ante cada imagen, dada su corta duración. Durante este intermedio se muestra la pantalla en blanco.

2.4.3.1 Imagen animada 1: hombre salvado de ser atropellado

Se presenta al sujeto una imagen animada en la que unos trabajadores ferroviarios empujan a una persona fuera de las vías del tren que iba a atropellarle. La secuencia dura 14,5 s, y su soporte es un fichero GIF.



Figura 27: fotogramas seleccionados de la imagen animada 1.

2.4.3.2 Imagen animada 2: hombre colgado de una barra metálica

Se presenta al sujeto una imagen animada en la que un hombre se cuelga de las manos de una barra metálica situada a una gran altura. La secuencia dura 6,4 s, y su soporte es también un fichero GIF.



Figura 28: fotogramas seleccionados de la imagen animada 2.

2.4.3.3 Imagen animada 3: hombre saltando de una azotea

Se presenta al sujeto una imagen animada en la que un individuo parece precipitarse de una azotea elevada hacia la calle, para quedarse después inmóvil sobre la fachada del edificio. La secuencia dura 14,8 s y su soporte es un vídeo WebM sin audio.



Figura 29: fotogramas seleccionados de la imagen animada 3.

2.4.3.4 Vídeo: Accidente industrial

Por último, el sujeto visualiza una escena de la película *El maquinista*, que muestra un accidente industrial. La secuencia dura 42 s y su soporte es un vídeo MP4. En las pruebas, se reproduce el audio.

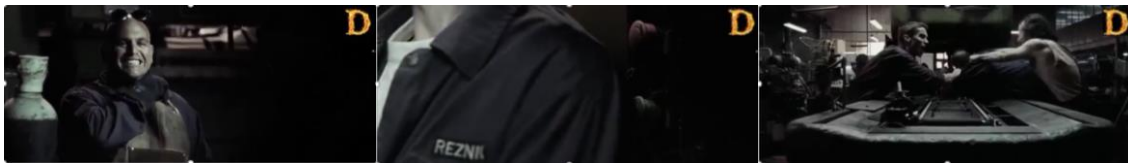


Figura 30: fotogramas seleccionados del vídeo.

2.4.4 Intervalos de relajación

Habrán en total cuatro intervalos de relajación; uno inicial, de cuatro minutos; dos intervalos entre tareas, también de cuatro minutos; y uno final, este último de cinco minutos.

La consigna para el sujeto será dejar que sus pensamientos divaguen libremente, sin fijarse en ninguna tarea concreta. Se trata de una indicación utilizada en estudios de estado de reposo (*resting state*) [36], que buscan también una relajación en el sujeto.

2.4.5 Soporte del paradigma

Es crucial para que los datos obtenidos con diferentes sujetos sean comparables entre sí que el paradigma sea idéntico. Se elige utilizar una presentación de diapositivas de PowerPoint igual para todos los sujetos, recogida en el Anexo II.

Un motivo de peso para utilizar la presentación de diapositivas es que para poder comparar entre medidas es importante que todas estén en la misma escala de tiempos. Con este formato se implementan transiciones que hacen que las diapositivas se pasen de forma automática tras un tiempo prefijado.

Antes de cada tarea y al inicio de la prueba se incluyen diapositivas de instrucciones con un tiempo suficiente para leerlas. En cada diapositiva se muestra una barra verde que muestra el tiempo restante. Cuando la barra verde desaparece, se pasa automáticamente a la siguiente diapositiva.

TABLA 6: contenido y duración de cada etapa del soporte de paradigma.

Etapa	Contenido	Duración (s)
1	Carátula	(indefinido)
2	Instrucciones generales	20
3	Relajación	240
4	Instrucciones de SCWT	30
5	SCWT	43
6	Relajación	240
7	Instrucciones del test aritmético	30
8	Test aritmético	90
9	Relajación	240
10	Instrucciones de imágenes estresantes	30
11	Imágenes estresantes	86,7
12	Relajación	300
Total		1349,7 (22 min 29,7 s)

2.5 Configuración y conexión de los instrumentos

El analizador de impedancias permite realizar la medida en cinco frecuencias diferentes: en 100 Hz, 120 Hz, 1 kHz, 10 kHz y 100 kHz. Se descarta esta última frecuencia porque a partir de 10 kHz se obtiene poca información sobre la actividad electrodérmica [37]. Se emplean las otras cuatro frecuencias porque si se utilizaran solamente tres no se podría obtener información sobre la idoneidad del modelo.

El nivel de voltaje con que se realizarán las mediciones de impedancia será de 1 V RMS, para obtener una mejor resolución.

La conexión del analizador a los electrodos se realizará mediante el conector de Agilent 16089B. Este consta de cuatro conectores BNC en su parte trasera que se conectan a las entradas “UNKNOWN” del analizador. Las pinzas se conectan a los terminales de los cables de los electrodos. La elección del conector ha de reflejarse en la configuración del analizador, seleccionando la longitud de cable apropiada en el instrumento virtual (1 m) [19].

La conexión del sensor de temperatura al multímetro digital se realizará mediante dos cables “banana”-“cocodrilo”, conectándose los terminales “banana” a las entradas “HI” y “LO” y conectando los terminales “cocodrilo” al cuerpo y a la punta del conector *mini jack* del sensor.



Figura 31: conector Agilent 16089B.

Las medidas de resistencia pueden realizarse a dos y a cuatro puntas. Se opta por realizar la medición a dos puntas, ya que la resistencia de los cables “banana”-“cocodrilo” es despreciable frente a la resistencia del termistor ($330 \text{ m}\Omega$ frente a varios $\text{k}\Omega$), con lo cual la mejora resultante de medir a cuatro puntas es ínfima.

La conexión de los buses GPIB al ordenador se implementará como una red en estrella, siendo la tarjeta GPIB del ordenador el centro de la misma. En el puerto de la tarjeta es donde se apilan los cables que llegan a los puertos GPIB de sendos instrumentos.



Figura 32: esquema de conexión entre los instrumentos y el ordenador.

2.6 Recogida de datos

Los datos se recogieron a través de tres vías: mediante una plantilla de recogida de datos, un cuestionario posterior a la prueba y dos instrumentos virtuales de LabVIEW.

2.6.1 Instrumentos virtuales de LabVIEW

Se realizaron dos instrumentos virtuales principales en LabVIEW: uno para poner los instrumentos en remoto y otro para adquirir medidas de forma cíclica. No se implementa un instrumento de cierre; los instrumentos se ponen en modo manual utilizando los controles de sus paneles frontales.

2.6.1.1 Instrumento virtual de puesta en remoto

El primer instrumento virtual se ejecuta una sola vez. Con él se establece la conexión remota con los instrumentos y los parámetros de medida —módulo de la impedancia y ángulo en el LCR, y resistencia en el multímetro digital—.

Este instrumento no cuenta con panel frontal. Su diagrama de bloques puede consultarse en el Anexo V.1.

Es imprescindible ejecutar este instrumento al menos una vez antes de tomar medidas con el LCR y el multímetro digital; de no ejecutarse, los instrumentos estarían en modo local y no responderían ante los comandos enviados por el segundo instrumento virtual. No se ha integrado como un subVI de un instrumento virtual principal porque se desea ejecutarlo de forma completamente independiente al instrumento de adquisición de medidas.

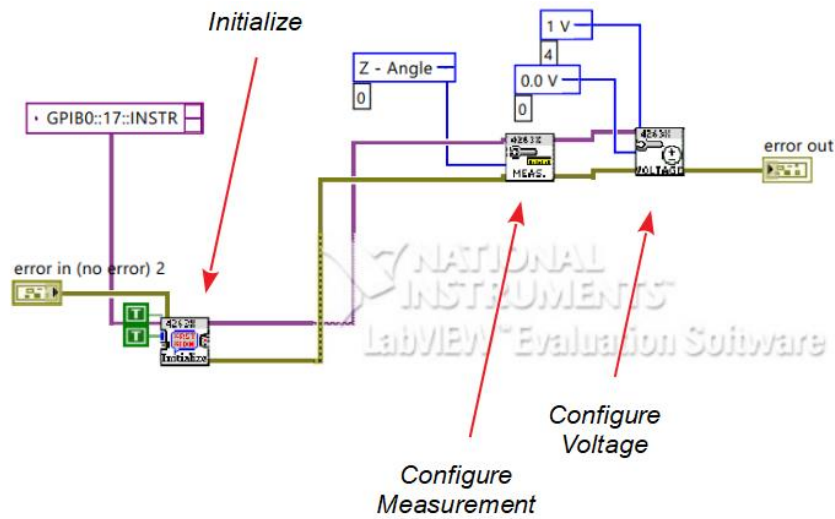


Figura 33: configuración del analizador de impedancias HP 4263B.

La configuración del analizador de impedancias y el establecimiento de la comunicación con el mismo se realiza mediante los subVI *Initialize*, *Configure Measurement* y *Configure Voltage*, que forman parte del conjunto de controladores proporcionados por el fabricante.

El subVI *Initialize* abre el canal de comunicación con el LCR y lo pone en modo remoto, devolviendo además su configuración a sus valores predeterminados poniendo *Reset* a “verdadero”.

Se especifica el modelo y los parámetros primario y secundario mediante el subVI *Configure Measurement*. Se escoge la opción 0, correspondiente al modelo 1 con parámetros Z y θ ($Z - Angle$).

Se configura la señal de excitación mediante el subVI *Configure Voltage*. El voltaje de continua se deshabilita poniéndolo a cero, y se configura el nivel de la señal de excitación a 1 V RMS poniendo el parámetro *Level* a la opción 4.

En cuanto al multímetro digital, se utilizan los subVI *Initialize* y *Configure Measurement* para el mismo cometido. En *Configure Measurement* se pone a verdadero el parámetro *Enable Auto Range* para que el multímetro seleccione automáticamente la escala de medición, y se selecciona como variable de medida la resistencia con medida de dos hilos seleccionando la opción 2 ($2 - Wire Resistance$).

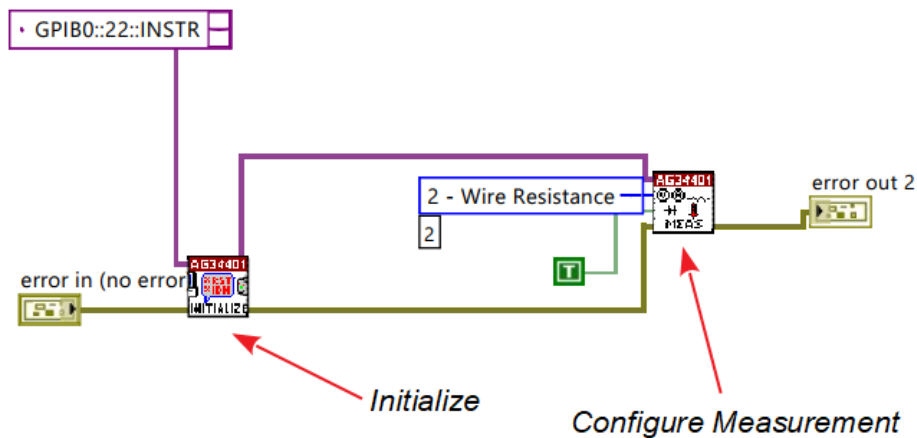


Figura 34: configuración del multímetro digital Agilent 34401A.

2.6.1.2 Instrumento virtual de adquisición de medidas

El segundo instrumento virtual se ejecutará de manera cíclica (con el control *Run Continuously*), para registrar los valores de los parámetros del modelo eléctrico de la piel y la temperatura periférica en función del tiempo. Este instrumento generará tres archivos de datos: “n_temp.xls”, “n_edas.xls”, y “n_eventos.xls”, donde *n* representa el número de participante. A estos archivos se vuelcan de forma continua los datos de temperatura, de actividad electrodérmica y de eventos de importancia, respectivamente; cada valor viene acompañado de un *timestamp*.

El diagrama de bloques de este instrumento puede consultarse en el Anexo V.2.

1_edas.xls	21/05/2018 16:59	Hoja de cálculo d...	35 KB
1_eventos.xls	21/05/2018 16:36	Hoja de cálculo d...	1 KB
1_temp.xls	21/05/2018 16:59	Hoja de cálculo d...	18 KB

Figura 35: ficheros generados por el instrumento virtual de LabVIEW (participante número 1).

Los valores de EDA registrados son los G_1 (recíproco de R_1), G_2 (recíproco de R_2) y C , así como el coeficiente de correlación de cada barrido. Se hace lo mismo con la temperatura.

Los algoritmos de conversión entre las variables de salida de los sensores (vector de impedancias y resistencia del termistor) y las magnitudes que se desea conocer (parámetros del modelo eléctrico de la piel y temperatura) se realizan en el propio diagrama de bloques de LabVIEW dentro de un subVI.

La toma de medidas con el LCR se realiza haciendo uso de los subVI *Configure Frequency Cable*, *Initiate*, *Trigger* y *Read Measurement*, que se colocan dentro de un bucle *for*

que se ejecuta cuatro veces para implementar el barrido en frecuencia. Estos subVI forman parte del controlador proporcionado por el fabricante.

- *Configure Frequency Cable* selecciona la frecuencia del cable, controlada a través del número de la iteración —los índices de 1 a 4 se corresponden con las opciones que seleccionan las frecuencias de 100, 120, 1000 y 10000 Hz. Además se selecciona la longitud del cable de medida en *Cable Length* (opción 1, 1 m).
- *Initiate* prepara al medidor para realizar una lectura.
- *Trigger* ordena al medidor que realice una lectura.
- *Read Measurement* lee el valor de la lectura. Cada lectura se indexa en un *array*.

El *array* de impedancias se introduce a una implementación matricial del método de mínimos cuadrados, que devuelve un *array* con los parámetros del modelo equivalente de la piel cuyos elementos son mostrados individualmente en el panel frontal y escritos a los ficheros de datos. También se genera, muestra y archiva el coeficiente de correlación de Pearson correspondiente al barrido.

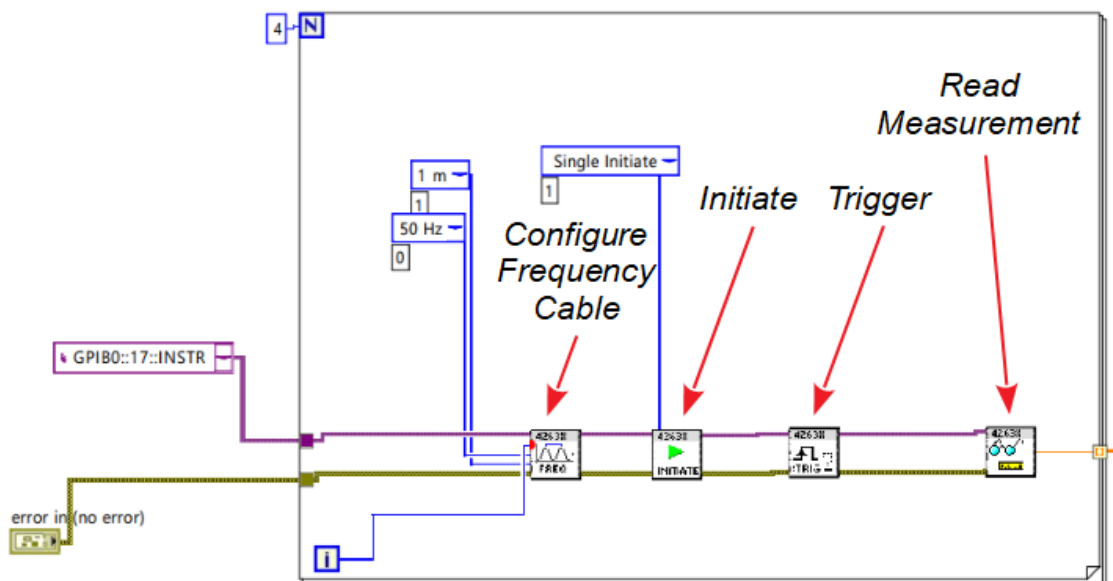


Figura 36: obtención de lecturas del analizador de impedancias HP 4263B.

La escritura en ficheros se realiza mediante la función *Write to Spreadsheet File*.

La lectura de mediciones de resistencia del termistor NTC por medio del multímetro digital Agilent 34001A hace uso de un único subVI proporcionados por el fabricante, *Read*.

Se implementa la escritura en ficheros de eventos relevantes —inicio del paradigma, error en el test aritmético y fin de la cuenta— mediante una serie de botones controlables en el

panel frontal. Dado que se pretende escribir una única entrada en el fichero de eventos, el encendido de los botones desencadena automáticamente su apagado.

Parte de las funcionalidades del diagrama de bloques principal se han implementado de forma modular empleando subVI; en concreto, la conversión de resistencia a temperatura (Anexo V.3), el algoritmo de ajuste de mínimos cuadrados al modelo eléctrico de la piel (Anexo V.4) y la generación de la entrada de datos de actividad electrodérmica para el fichero (Anexo V.5). En cada uno de estos anexos se refleja el modo de conexión de cada uno de estos subVI.

El valor de resistencia proporcionado por el multímetro es convertido a temperatura en el subVI anteriormente citado, implementando el modelo de Steinhart-Hart (38) y utilizando los valores de los parámetros A , B y C obtenidos anteriormente (41).

La generación de la entrada de datos del fichero de EDA se implementa en un subVI por ser especialmente complejo y ocupar cierto espacio en el diagrama de bloques principal.

El panel frontal es el que se puede observar en la Figura 37. Cuenta con los siguientes controles:

- *Número de participante*: se especifica el número de participante en la casilla. Es muy importante especificarlo antes de comenzar la prueba, pues de otra manera se escribirían los datos en otro fichero.
- Botones de control: son los botones *Comienzo paradigma*, *Error* y *Fin cuenta*. Estos botones escriben una entrada al fichero de datos “*n_eventos.xls*” que contiene una referencia del botón que se ha pulsado y el *timestamp* de cuando se pulsó. *Comienzo paradigma* ha de pulsarse a la vez que se pasa a la segunda diapositiva del soporte del paradigma. *Error* se pulsa cuando el sujeto comete un error durante la prueba aritmética, y *Fin cuenta* se pulsa únicamente cuando el sujeto finaliza la tarea antes del minuto y medio. La razón de contar con un botón de final de cuenta es la de conocer el tiempo que ha tardado el sujeto en terminar de contar, en el caso de que lo haga antes del tiempo prefijado. Asimismo, el botón de error se incluye para comprobar que la información reflejada en la plantilla de recogida de datos es correcta.

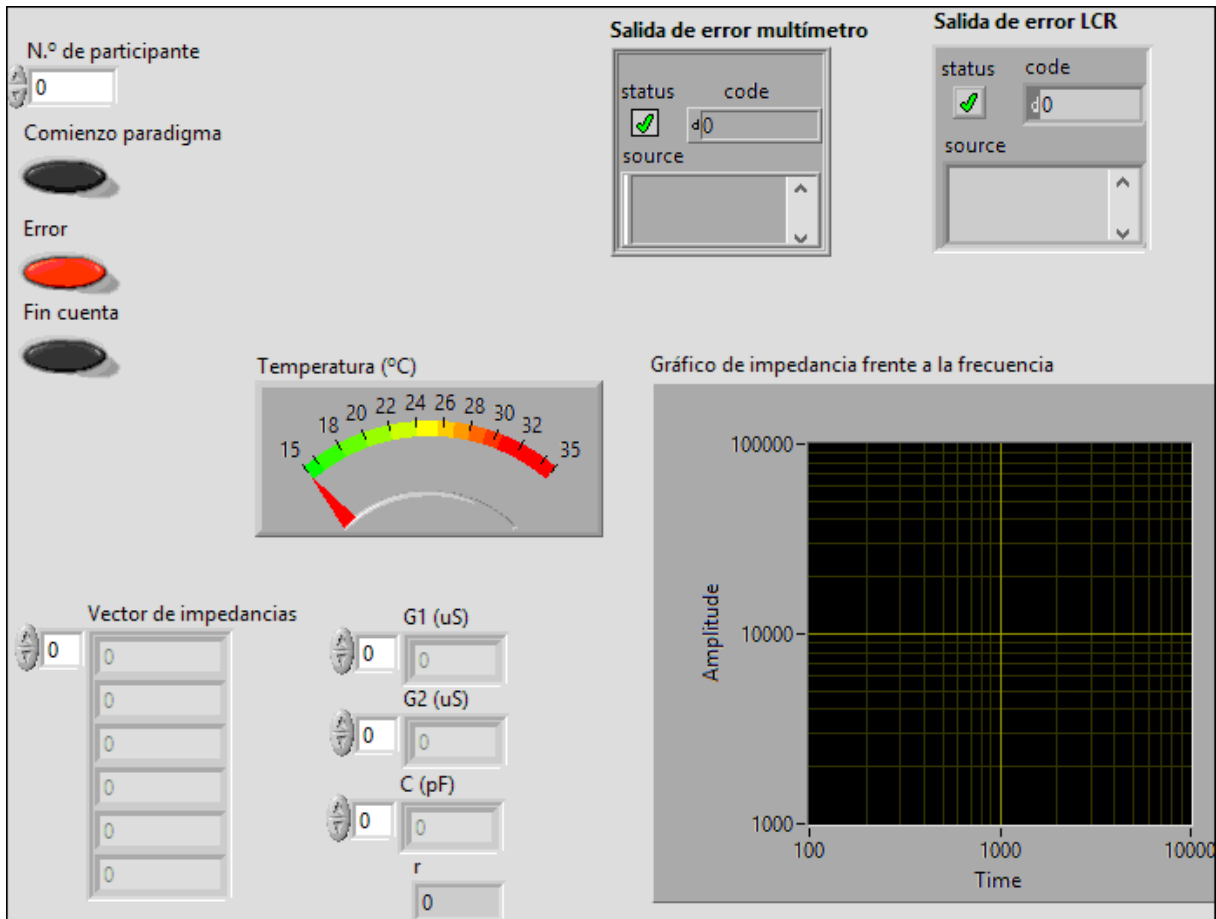


Figura 37: panel frontal del instrumento de recogida de datos.

Cuenta con los siguientes visores, que se actualizan con cada barrido:

- *Vector de impedancias*: permite observar los valores de impedancia recogidos durante cada barrido.
- *Gráfico de impedancia frente a la frecuencia*: representa los datos de impedancia frente a la frecuencia.
- *Temperatura (°C)*: permite visualizar gráficamente la temperatura.
- *G1, G2 y C*: muestra los valores de los parámetros del modelo eléctrico de la piel obtenidos en cada barrido.
- *r*: muestra el coeficiente de correlación de Pearson obtenido en cada barrido entre la impedancia predicha y la medida.
- *Salida de error LCR*: muestra los errores que puedan haber sobrevenido en la comunicación con el HP 4263B.
- *Salida de error multímetro*: muestra los errores que puedan haber sobrevenido en la comunicación con el Agilent 34401A.

2.6.2 Plantilla de recogida de datos

Se trata de un documento impreso del que se hace uso durante el transcurso de la prueba. En ella se anotarán, entre otros, los errores cometidos durante la prueba aritmética, así como los aciertos para saber hasta qué número fue capaz de llegar. Esta plantilla se corresponde con el Anexo III.

2.6.3 Cuestionario posterior

Una vez ha finalizado la prueba, al sujeto se le pide que rellene un cuestionario impreso sobre sus características personales y su experiencia durante las tareas. Se corresponde con el Anexo IV.

2.7 Procedimiento general de la prueba

Tras informar al participante de la duración estimada de la prueba —aproximadamente treinta minutos, teniendo el tiempo que se tarda en rellenar el cuestionario—, se procede a hacerle tomar asiento frente al ordenador donde se visualizará el archivo de diapositivas soporte del paradigma, que habrá sido cargado previamente y se hallará abierto en pantalla completa en su primera diapositiva. En ningún caso se le comunica que se trata de una prueba de estrés, para no condicionarle.

El resto del procedimiento preparatorio sigue el esquema de la Figura 38.

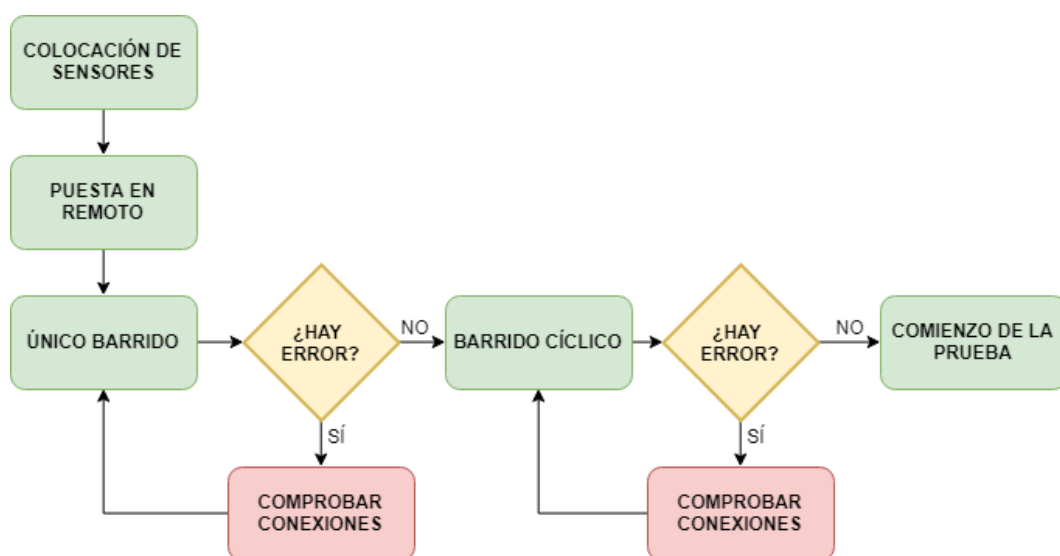


Figura 38: procedimiento de preparación de la prueba.

2.8 Tratamiento de datos

2.8.1 Procesado previo de datos

Es posible que durante un barrido las características eléctricas de la piel varíen, obteniéndose valores de los parámetros del modelo eléctrico de la piel que se alejan de los reales. Esto se manifiesta en un valor del coeficiente de correlación de Pearson asociado al ajuste del barrido menor que el resto, pues el algoritmo de mínimos cuadrados no es capaz de replicar el vector de impedancias que se le da como entrada. La solución a este problema es filtrar los barridos por coeficiente de correlación, siendo eliminados si tienen $r < 0,97$: se elige este umbral tras varias probaturas, dando este los mejores resultados.

Por otra parte, aunque se toman todas las medidas posibles para limitar el efecto del ruido en la adquisición de datos, en algunos sujetos se sigue observando un ruido en la señal debido a otros instrumentos que estaban funcionando en el laboratorio. Para filtrar el ruido se utiliza un filtro no lineal de mediana móvil, con una ventana igual a quince datos. Se escoge este filtro en lugar de un filtro de promedio o gaussiano por la naturaleza de la señal y del ruido que se quiere filtrar.

Al utilizarse otro tipo de filtros se correría el riesgo de difuminar los intervalos de crecimiento de la señal y los picos, dando lugar a una señal poco parecida a la original.

No se aplica filtrado a la señal de temperatura, que no presenta ninguno de estos dos problemas. Sin embargo, si los datos de actividad electrodérmica tomados en ese barrido tienen un coeficiente de correlación $r < 0,97$, el dato de temperatura es también eliminado, pues no podrían establecerse una relación con datos de actividad electrodérmica asociados.

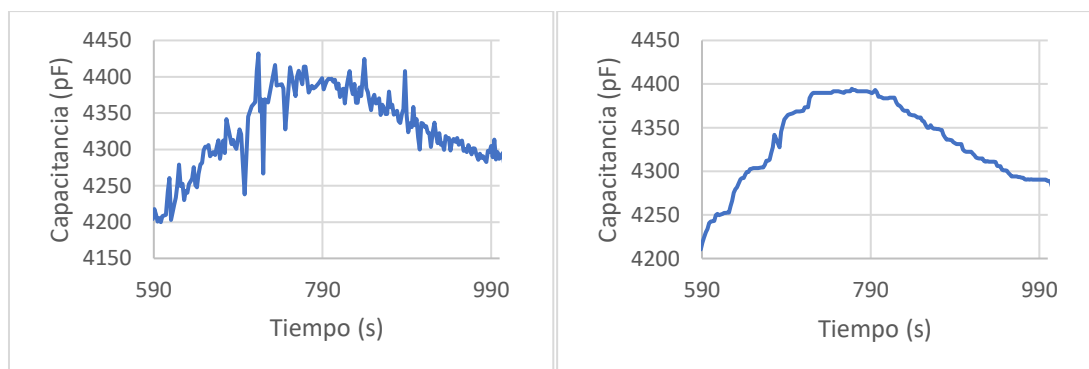


Figura 39: ejemplo de señal ruidosa bruta (izquierda) y tras aplicar el filtro de mediana móvil (derecha).

2.8.2 Tratamiento y extracción de datos

Una vez procesados los datos, se trabajará con cinco tipos de variables biológicas para las señales; valores basales, medios, mínimos y máximos, así como tasas de variación media. Estos valores se hallan en cada una de las etapas del paradigma.

El valor basal es el que se mide en la etapa de relajación inicial del paradigma. Se halla este valor como el mínimo de dicha señal entre 150 y 260 segundos tras el comienzo de la prueba —110 segundos antes de comenzar las instrucciones para las tareas de Stroop—. Con ello se consigue hallar el valor basal sobre una señal estabilizada.

Los valores medios y máximos se hallan para el test de Stroop y el test aritmético. No se hallan los valores máximos en la etapa de visualización de imágenes, pues no se cuenta con una puntuación de estrés, hallando únicamente el valor medio. A estos valores se resta el valor basal hallado anteriormente, para expresar estas cantidades como aumentos de la señal. Esto se hace dada la variabilidad de los valores basales entre personas (ver resultados, sección 3). Se simbolizarán los datos obtenidos tras realizar esta resta como incrementos (ΔG_2 , ΔC).

$$\Delta G_2 = G_2 - G_{2,basal} \quad (49)$$

$$\Delta C = C - C_{basal} \quad (50)$$

Esta misma operación se realiza con las respuestas del cuestionario sobre niveles de estrés. A todas las respuestas numéricas de este apartado se resta el nivel de estrés asignado a antes de comenzar la prueba, por el mismo motivo. Los niveles referidos de estrés resultantes V_i son tipificados mediante una puntuación z (z -score) [38], obteniéndose niveles tipificados Z_{V_i} según la ecuación (51), donde \bar{V} representa la media aritmética de los niveles de estrés una vez restado el nivel previo y S_V representa la cuasidesviación típica. Los parámetros estadísticos descriptivos para calcular las tipificaciones se hallan por etapas (SCWT, MAT...).

$$Z_{V_i} = \frac{V_i - \bar{V}}{S_V} \quad (51)$$

En cuanto a la temperatura, se extraen tanto las tasas medias de variación como los valores medios en los mismos intervalos. Únicamente se extrae de los datos de la conductancia interna G_1 su valor medio, tanto a lo largo de toda la prueba, así como de las etapas individualmente; no se resta su valor basal, pues este no existe.

Para estudiar la información que proporcionan las derivadas de las señales para distinguir entre un estado de estrés de un estado de relajación, se halla la tasa de variación media (TVM) de cada señal sobre las etapas de estrés o de relajación, excluyendo la primera etapa de relajación.

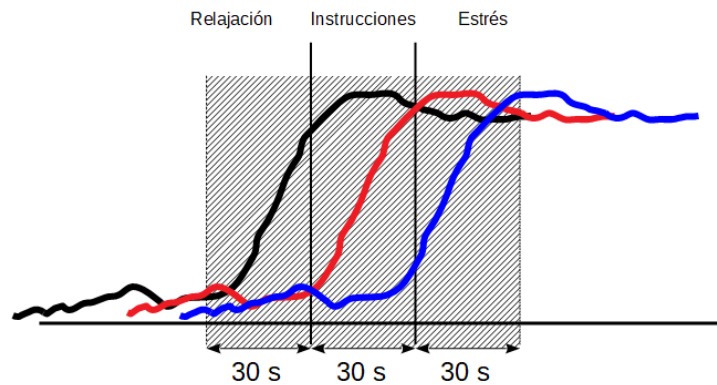


Figura 40: ilustración del uso de ventanas de tiempo centradas en las etapas de instrucciones para calcular las tasas de variación media en las tareas de Stroop (SCWT) y aritméticas (MAT). El área rayada representa la ventana de análisis.

Cuando se quiere estudiar la correlación entre las TVM de una señal y las puntuaciones de estrés, en SCWT y MAT se hace uso de ventanas de tiempo de noventa segundos. Dado que hay sujetos que presentan un aumento de las señales biológicas antes de la etapa estresante, es necesario que el intervalo comience antes de la etapa en sí.

Supóngase que una señal dada transita de un valor a otro, como las de la Figura 40. Siempre y cuando el flanco de subida o bajada de la señal se encuentre dentro de la ventana de análisis, la TVM variará de forma insignificante con el retardo.

Debido a su menor duración, para las imágenes estresantes se utilizarán ventanas de 17,5 segundos, que coincide con la duración de la imagen más corta, incluyendo el período sin imagen de tres segundos posterior. Se decide no analizar los datos de la segunda imagen animada por la escasa cantidad de muestras. En cualquier caso, se descartan todos aquellos parámetros obtenidos en intervalos que contengan tres o menos muestras.

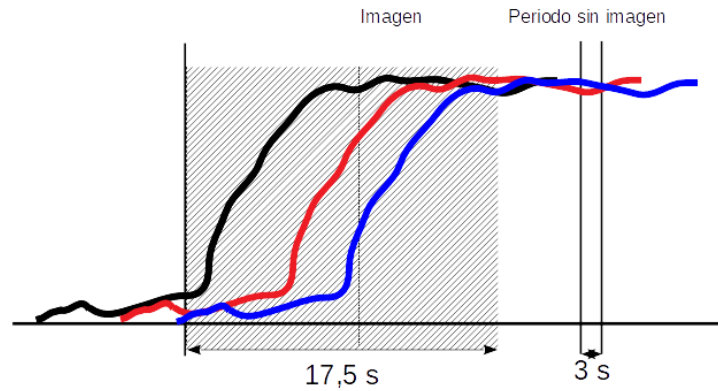


Figura 41: ilustración del uso de ventanas de tiempo para las tasas de variación media en la etapa de visualización de imágenes.

Para calcular las TVM se promediará la derivada a lo largo del intervalo de estudio, aproximada mediante *forward Euler* (52). Se implementa de este modo en lugar de la definición estricta de la TVM porque por lo general las muestras no coinciden con los límites del intervalo.

$$\frac{d}{dt}y(t_0) \approx \frac{y(t_0 + \Delta T) - y(t_0)}{\Delta T} \tag{52}$$

En cuanto a las etapas de relajación, se hallan los valores mínimos y las tasas de variación media. Se pretende estudiar la información que proporcionan estos datos sobre la capacidad de relajación del sujeto.

2.8.3 Análisis estadístico

Por una parte, se contrastan estadísticamente las hipótesis planteadas en la introducción biológica sobre los cambios en las señales biológicas, utilizando la prueba *t* de Student (53), un estadístico utilizado para realizar contrastes de hipótesis con muestras pequeñas de poblaciones que siguen una distribución normal de varianza desconocida [39]; y utilizando estimadores para la media poblacional y la desviación típica poblacional. El nivel de significación es de 0,05, usado en otros estudios de actividad electrodérmica [40] [41] [42].

$$t = \frac{\bar{x}_d}{S_d / \sqrt{N}} \tag{53}$$

Se estudia la variación de las señales en una situación de estrés mediante un análisis de datos pareados usando la prueba *t* de Student hallando, para cada sujeto, el promedio de cada parámetro en todas las situaciones de estrés y en todas las situaciones de relajación, obteniendo dos promedios globales $\overline{x_{estrés}}$ y $\overline{x_{relax}}$. Los parámetros de (53) se hallan según los estimadores estadísticos (54) y (55).

$$\bar{x}_d = \frac{\sum_i (\bar{x}_{estrés,i} - \bar{x}_{relax,i})}{N} \quad (54)$$

$$S_d^2 = \frac{\sum_i (\bar{x}_{estrés,i} - \bar{x}_{relax,i} - \bar{x}_d)^2}{N - 1} \quad (55)$$

Los intervalos de relajación considerados son los tres últimos —los dos que separan las diferentes tareas y el final—. Se descarta el primero por estarse calentando la sonda de temperatura, conque no se podría analizar la temperatura de la piel en este caso.

Con las variables ΔG_2 , ΔC , TVM_{G_2} y TVM_C se desea contrastar la hipótesis de que aumentan en una situación de estrés, así que se plantea el contraste unilateral (56), donde μ representa la media poblacional.

$$\begin{cases} H_0: \mu_{estrés} \leq \mu_{relax} \\ H_1: \mu_{estrés} > \mu_{relax} \end{cases} \quad (56)$$

Con las variables de temperatura (T y TVM_T) se contrasta la hipótesis de que disminuyen al someterse a estrés. Se realiza el contraste unilateral (57).

$$\begin{cases} H_0: \mu_{estrés} \geq \mu_{relax} \\ H_1: \mu_{estrés} < \mu_{relax} \end{cases} \quad (57)$$

La otra afirmación por contrastar es que la conductancia interna G_2 no varíe al presentarse una situación de estrés; se realiza el contraste bilateral (58).

$$\begin{cases} H_0: \mu_{estrés} \neq \mu_{relax} \\ H_1: \mu_{estrés} = \mu_{relax} \end{cases} \quad (58)$$

Por otro lado, se analiza la correlación entre las puntuaciones proporcionadas por los sujetos y los datos extraídos de las señales mediante el coeficiente de correlación de Pearson, eliminando *outliers*. Los análisis realizados son los siguientes:

- Correlación entre puntuaciones de estrés y ΔG_2 , ΔC , TVM_C y TVM_T .
- Correlación entre resiliencia y valores mínimos de ΔG_2 y ΔC , y TVM_C y TVM_T .
- Correlación entre variables biológicas.

3. Resultados

3.1 Valores basales típicos

Se muestran en la TABLA 7 los valores medios y basales de los parámetros del modelo eléctrico de la piel. Los parámetros R_1 y R_2 se muestran también como conductancias (G_1 y G_2).

TABLA 7: Valores basales de G_1 , R_1 y C , así como el valor medio de G_2 y R_2 a lo largo de toda la prueba.

	G_1 (μS)	R_1 (Ω)	G_2 (μS)	R_2 ($\text{k}\Omega$)	C (nF)
\bar{x}	239,10	4239,44	10,21	130,43	4,84
S_x	28,56	533,60	5,42	71,56	1,34
máx(x)	280,59	5187,57	17,67	23,89	7,02
mín(x)	192,77	3563,92	4,19	56,60	2,98

3.2 Adecuación del modelo eléctrico de la piel

Los datos sobre la adecuación del modelo eléctrico de la piel se recogen en la TABLA 8. Se calculó un coeficiente r para cada sujeto como la media aritmética de todos los coeficientes de correlación entre la impedancia medida y la predicha por el modelo para cada barrido, antes de realizar el filtrado. Se obtienen valores significativos.

TABLA 8: descripción estadística de la adecuación del modelo eléctrico de la piel mediante el coeficiente de correlación de Pearson.

\bar{r}	0,979
S_r	0,021
máx(r)	0,999
mín(r)	0,944

3.3 Comportamiento temporal de las variables biológicas

A continuación se muestran las gráficas de G_1 , ΔG_2 , ΔC y T de cinco sujetos a modo ilustrativo.

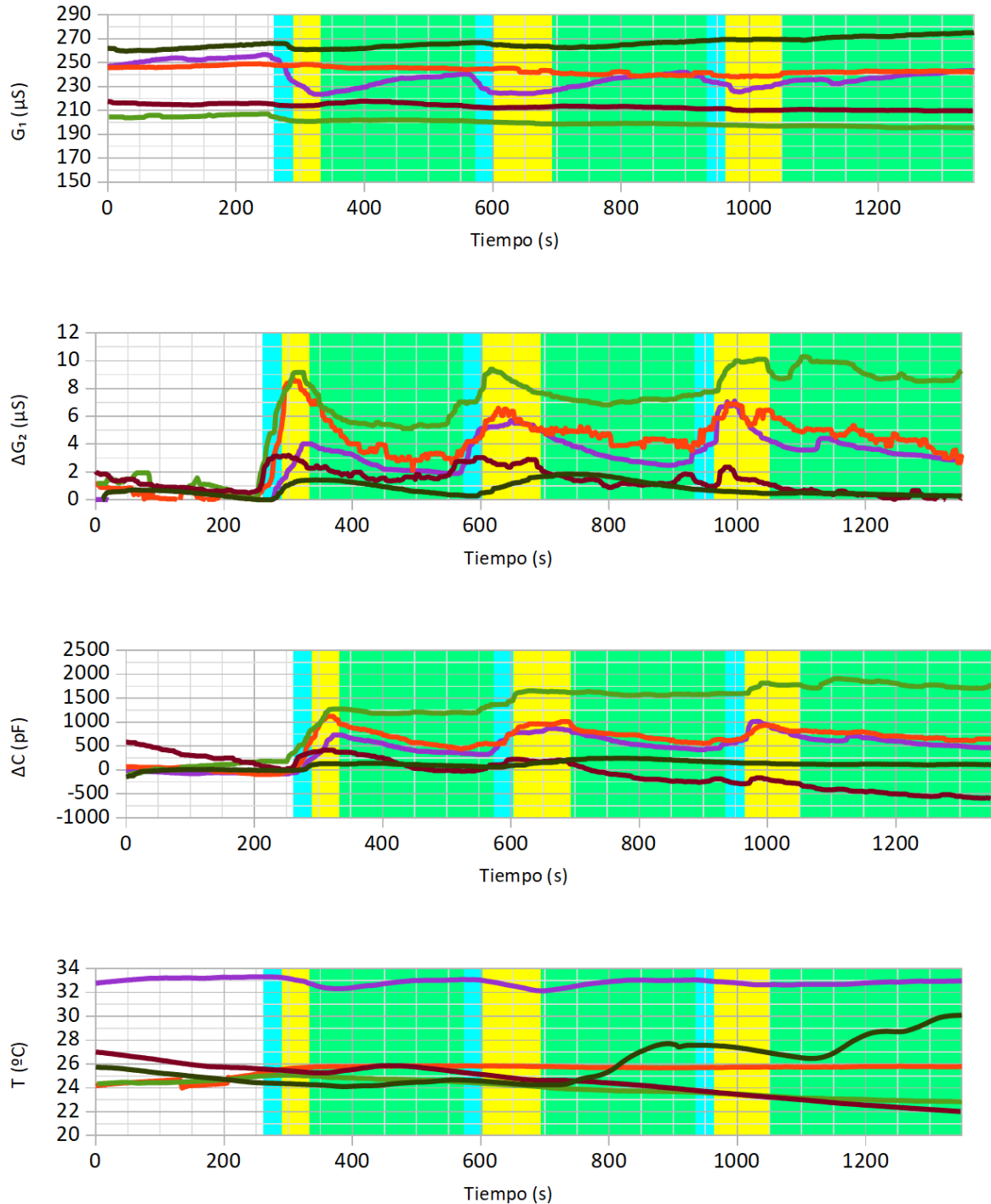


Figura 42: G_1 , ΔG_2 , ΔC y T de cinco sujetos diferentes. Las etapas de estrés se hallan señaladas en amarillo; las de relajación, en verde; las de instrucciones, en azul. La escala de G_1 está aumentada para apreciar las variaciones.

Las observaciones son consistentes con lo esperado en la introducción: se observa en las pruebas con sujetos un aumento de los parámetros ΔG_2 y ΔC al someterlos a estrés. Ya que pueden existir retardos que impidan a las señales alcanzar su nivel final, se decidió estudiar también sus tasas de variación media (TVM_{G_2} y TVM_C). Como puede observarse en la Figura 42, la variación de las señales ante una situación de estrés en algunos sujetos se anticipa a dicha situación, encontrando variaciones en las etapas de instrucciones previas a las tareas e incluso antes. Las señales de ΔC presentan, por lo general, un nivel de ruido inferior a las de ΔG_2 .

En cuanto a los datos de temperatura, como es previsible, en la mayoría de los sujetos se observa un enfriamiento de la piel durante los periodos de estrés, y un calentamiento durante los periodos de relajación.

Como se puede ver en la TABLA 9 y en la TABLA 10, los parámetros ΔG_2 y TVM_C aumentan de forma significativa; TVM_T disminuye de forma significativa.

TABLA 9: resultados de los contrastes sobre la hipótesis nula $H_0: \mu_{estrés} \leq \mu_{relax}$ y la hipótesis alterna $H_1: \mu_{estrés} > \mu_{relax}$. El símbolo μ representa la media aritmética poblacional.

	ΔG_2 (μS)	ΔC (pF)	TVM_{G_2} ($\mu S \cdot s^{-1}$)	TVM_C (pF $\cdot s^{-1}$)
\bar{x}_d	0,770	59,24	2,32	2,007
S_d	0,802	115,75	16,83	2,347
p -valor (adim.)	0,007	0,070	0,340	0,012

TABLA 10: resultados de los contrastes sobre la hipótesis nula $H_0: \mu_{estrés} \geq \mu_{relax}$ y la hipótesis alterna $H_1: \mu_{estrés} < \mu_{relax}$.

	T ($^{\circ}C$)	TVM_T ($^{\circ}C \cdot s^{-1}$)
\bar{x}_d	0,095	-4,880
S_d	0,455	4,995
p -valor (adim.)	0,263	0,006

En las gráficas, la conductancia interna G_1 permanece aproximadamente constante, aunque su p -valor asociado no es significativo (ver TABLA 11). Obsérvese que en la Figura 42

la escala vertical ha tenido que ampliarse, pues de otra manera no sería posible apreciar su variación. Solamente un sujeto presenta una variación significativa de su señal de conductancia interna.

TABLA 11: resultados de los contrastes sobre la hipótesis nula $H_0: \mu_{estrés} \neq \mu_{relax}$ y la hipótesis alterna $H_1: \mu_{estrés} = \mu_{relax}$.

	G_1 (μS)
\bar{x}_d	-1,321
S_d	2,885
p -valor (adim.)	0,819

3.4 Correlación entre las puntuaciones de estrés y las variables biológicas

Se escogen los marcadores biológicos de estrés más significativos: del modelo eléctrico de la piel, ΔG_2 , ΔC y TVM_C ; y de las mediciones de temperatura, TVM_T . Ya que ΔC está cerca de ser significativo, se escoge para este análisis, dado que su p -valor asociado de 0,07 podría ser debido al ruido muestral. Los resultados se reflejan en la TABLA 12.

TABLA 12: coeficientes de correlación de Pearson entre los niveles de estrés referidos por los sujetos — tras tipificar— y los parámetros electrodérmicos y térmicos.

	ΔG_2	ΔC	TVM_C	TVM_T
$Z_{V,SCWT}$	0,695	0,684	0,395	0,230
$Z_{V,tarea\ aritmética}$	0,751	0,775	0,472	-0,063
$Z_{V,imagen\ 1}$	0,611	0,730	-0,162	0,033
$Z_{V,imagen\ 3}$	0,489	0,641	0,041	0,044
$Z_{V,video}$	0,490	0,449	0,635	-0,217

3.5 Correlación entre variables biológicas

En la TABLA 13 se reflejan los resultados del estudio de la correlación entre los diferentes parámetros objetivos utilizados.

TABLA 13: coeficientes de correlación de Pearson entre las variables biológicas elegidas.

	ΔG_2	ΔC	TVM_C	TVM_T
ΔG_2				
ΔC	0,916			
TVM_C	0,194	0,146		
TVM_T	0,146	0,115	0,297	

3.6 Estudio de la resiliencia

En la TABLA 14 se recogen los resultados de estudiar la relación entre los parámetros objetivos obtenidos y las puntuaciones del cuestionario relacionadas con la habilidad para relajarse.

TABLA 14: coeficientes de correlación de Pearson entre las variables biológicas elegidas y las habilidades de relajación referidas por los sujetos.

	mín(ΔG_2)	mín(ΔC)	TVM_C	TVM_T
$Z_{V, capacidad relajación}$	-0,915	-0,919	-0,426	0,793
$Z_{V, ansiedad}$	0,644	0,501	0,464	-0,459
$Z_{V, espacios relajación}$	0,559	0,623	0,314	0,048

4. Discusión

En todas las mediciones realizadas se obtienen valores significativos del coeficiente de correlación de Pearson entre la impedancia predicha por el modelo propuesto por Lykken y la impedancia medida, indicando que este es capaz de replicar con éxito el comportamiento eléctrico de la piel frente a la frecuencia. Si no se hubiese inducido estrés a los voluntarios, posiblemente se hubiesen obtenido correlaciones más significativas al no variar tanto los parámetros durante los barridos.

Para ΔG_2 y TVM_C se consigue rechazar la hipótesis que disminuyan en una situación de estrés con el nivel de confianza elegido, por lo que queda estadísticamente demostrado su aumento. No se puede afirmar lo mismo para TVM_{G_2} o para ΔC , aunque el p -valor de este último ($p = 0,007$) es muy cercano al nivel de significación, lo que se puede atribuir al propio ruido muestral y al efecto que tiene el reducido tamaño de la muestra en el estadístico t de Student. Se encuentra, por tanto, una mayor fiabilidad en los parámetros ΔG_2 y TVM_C para discernir si el sujeto siente estrés o no.

El motivo por el que TVM_{G_2} no es un marcador significativo del estrés se puede observar en las propias gráficas: las señales de ΔG_2 muestran picos en las situaciones de estrés que, por lo general, están seguidas inmediatamente por una disminución; esto repercute en la TVM como un aumento medio de la señal menos pronunciado, lo que a su vez se refleja en una menor significación estadística. Esto no sucede con ΔC ; por lo general, la misma disminución tras la situación de estrés se presenta de una forma mucho menos pronunciada.

La temperatura no parece disminuir de forma significativa durante el estrés ($p = 0,263$); sin embargo su tasa de variación media disminuye significativamente ($p = 0,006$), permitiendo afirmar que la derivada de la temperatura disminuye cuando el sujeto está sometido a estrés. Una posible explicación de esto es que algunos sujetos presentan una disminución de su temperatura superficial persistente a lo largo de toda la prueba, y durante las situaciones de estrés la disminución se acelera.

No es posible descartar estadísticamente que G_1 varíe al existir estrés, al menos con una confianza del 95%. Téngase en cuenta que tampoco es posible rechazar la hipótesis de que permanezca constante, de plantear el contraste inverso. En cualquier caso, es evidente que G_1 no será de ayuda para distinguir entre estrés y relajación. Fue demostrada la correspondencia de este parámetro con las estructuras internas del cuerpo (ver sección 2.2.1.4), y se ha sugerido la relación de la actividad muscular con las señales de EDA [10], con lo que las variaciones de

G_1 observadas en algunos sujetos pueden ser debidas parcialmente al estado de tensión muscular en una situación de estrés.

Las correlaciones más significativas entre las puntuaciones de estrés y los parámetros biológicos se dan para ΔG_2 y ΔC ; las tasas de variación media no parecen mostrar ningún tipo de correlación con el nivel de estrés referido. La explicación de ello puede ser que la velocidad con que varían estas señales biológicas no está relacionada con la intensidad del estrés experimentado, mientras que el nivel final al que llega la señal sí lo está.

Las correlaciones son menos significativas en las etapas de imágenes. En general, suelen obtenerse correlaciones medianamente significativas, algo que sucede en otros estudios al correlacionar puntuaciones subjetivas de estrés con marcadores objetivos [1].

El hecho de que ΔC no sea significativo con el nivel de confianza establecido, aunque esté cerca de serlo, pero guarde una correlación moderada con las puntuaciones de estrés —en por lo general, tan significativa como las correlaciones obtenidas con ΔG_2 — puede deberse a que su señal no decae tanto al producirse una situación de estrés como la de ΔG_2 (ver Figura 42), por lo que el contraste de hipótesis arroja un p -valor menos significativo al existir una diferencia menor entre los estados de relajación y de estrés. ΔC guarda correlaciones con las puntuaciones de ansiedad y capacidad de relajación mayores que las de ΔG_2 , por lo que se divisa en el incremento de la capacitancia corporal una posible relación con la resiliencia de un individuo.

Existe baja correlación entre la mayoría de las variables biológicas, excepto entre los incrementos de conductancia superficial (ΔG_2) y capacitancia (ΔC). Esto entra en concordancia con el concepto de la coherencia autonómica, pues se observa una variación congruente de las variables en conjunto. La excepción es la temperatura, cuya baja correlación con el resto de variables es posiblemente debida a su mayor lentitud.

Por último, al estudiar la resiliencia se observa de nuevo un mal rendimiento de las tasas de variación media al valorar niveles subjetivos de estrés. No obstante, los incrementos parecen tener una correlación importante con las puntuaciones proporcionadas con los sujetos, especialmente con la capacidad para relajarse. Esta habilidad y la ansiedad de los sujetos guardan una correlación más significativa con ΔC que con ΔG_2 .

5. Conclusiones /Conclusions

5.1 Conclusiones

En el presente trabajo se han estudiado los parámetros eléctricos de la piel y se ha analizado su comportamiento bajo estrés psicológico, ajustando sus características en frecuencia a un modelo equivalente mediante un barrido en frecuencia. También se ha estudiado el comportamiento de la temperatura superficial.

Las medidas fueron tomadas utilizando un analizador de impedancias y un multímetro digital. Para lograr los objetivos del trabajo se han llevado a cabo las siguientes tareas principales:

- a) Desarrollo de un algoritmo numérico para convertir una serie de medidas de impedancia a diferentes frecuencias a los parámetros de un circuito eléctrico equivalente.
- b) Obtención de un modelo del sensor de temperatura y estudio de sus características térmicas.
- c) Diseño de un paradigma experimental inductor de estrés y realización de pruebas con doce sujetos.
- d) Desarrollo de un programa en LabVIEW para controlar los instrumentos de forma remota desde un ordenador personal (PC) y leer sus medidas a través del protocolo GPIB.
- e) Tratamiento y análisis estadístico de los datos: se ha estudiado la utilidad de las variables medidas para diferenciar estrés y relajación, y su correlación con las puntuaciones subjetivas proporcionadas por los sujetos.

A juzgar por los resultados, la descomposición de la impedancia de la piel en los parámetros del modelo propuesto por Lykken aplicada al estudio del estrés ha sido exitosa. Al haberse empleado mediciones en alterna, se han evitado los problemas de polarización que plagan los sistemas de medición de actividad electrodérmica tradicionales, a la vez que se ha logrado obtener parámetros que indican actividad fisiológica diferenciada.

El método utilizado en este trabajo —barrido en frecuencia— ha permitido cuantificar el nivel de adecuación del modelo y confirmar que los valores numéricos que se obtienen con el método de mínimos cuadrados realmente representan las características eléctricas de la piel. Se obtiene una excelente adecuación del circuito equivalente empleado al comportamiento eléctrico de la piel, pudiéndose concluir que el modelo es representativo del comportamiento en frecuencia de la piel.

Al estudiar el comportamiento de las variables biológicas ante una situación de estrés, se encuentra que todas varían de forma congruente, lo que constituye un importante indicio de la existencia de coherencia autónoma, al menos para el estrés.

Las variables biológicas estudiadas permiten también establecer relaciones con la resiliencia psicológica. Las señales de los sujetos que tengan una peor capacidad de relajarse por sí mismos mantienen una diferencia mayor respecto de sus valores basales tras una situación de estrés.

Una conclusión potencialmente útil a la hora de buscar aplicaciones a los resultados es la relación de la capacitancia con las habilidades relacionadas con la resiliencia psicológica. Esto abre la posibilidad de utilizar otro tipo de sensores que los que se han venido utilizando en aplicaciones como los dispositivos de tecnología vestible (en inglés, *wearables*), tales como sensores de capacitancia o de propiedades dieléctricas; una posibilidad futura es su aplicación como marcador de la resiliencia psicológica dentro de una prueba de estrés como la que se ha realizado en el presente trabajo.

Otra posibilidad de estudio futuro es la búsqueda de umbrales que permitan distinguir de forma fiable entre estrés y relajación. En este trabajo se ha encontrado que la conductancia superficial las tasas de variación de la capacitancia y la temperatura superficial pueden discernir entre estrés y relajación; no obstante, la existencia de umbrales entre ambos estados puede ser un campo de exploración útil de cara a las aplicaciones de estos marcadores.

5.2 Conclusions

In this project, skin electrical parameters have been studied and their behaviour under psychological stress has been analysed by adjusting skin frequency characteristics to an equivalent model by means of frequency sweeping. Surface temperature behaviour under stress has also been studied.

Measurements were taken by means of an impedance analyser and a digital multimeter. In order to fulfil the objectives of this project, the following main tasks have been carried out:

- a) Development of a numerical algorithm to convert a set of impedance measurements taken at different frequencies to the parameters of an equivalent electrical circuit.
- b) Development of a temperature sensor model and analysis of its thermic characteristics.
- c) Design of a stress-inducing experimental paradigm and testing with twelve subjects.

- d) Development of a LabVIEW program to remotely control instruments from a personal computer (PC) and read their measurements through the GPIB protocol.
- e) Data processing and statistical analysis: the utility of measured variables to distinguish stress from relaxation has been studied, as well as its correlation with the subjective scores provided by the subjects.

On the basis of the results, decomposing skin impedance into the parameters of Lykken's model to study stress has been successful. Since alternating current measurements have been used, polarization issues common in traditional electrodermal activity measurement systems have been avoided. Also, parameters that indicate differentiated physiological activity have been obtained.

Frequency sweeping has made it possible to quantify the adequacy level of the model and confirm that numerical values obtained by the method of least squares do represent skin frequency characteristics. An excellent level of adequacy of the model is found, thus concluding that the model is representative of skin frequency behaviour.

It is found that all biological variables vary in a congruent manner when a stressful situation ensues, which is an important indication of the existence of autonomous coherence, at least for stress.

Studied biological variables also allow for establishing relationships with psychological resilience. Signals from subjects less able to relax by themselves maintain a greater difference with respect to their baseline values after a stressful situation.

A potentially useful conclusion when looking for applications to these results is the relationship between body capacitance and psychological resilience. This opens the possibility of using other types of sensors than those that have been used in wearable technology devices, such as capacitance sensors or dielectric properties. A possibility for future work is using body capacitance as a biological marker of resilience within a stress test such as the one designed in this project.

Another possibility for future study is the search for thresholds to reliably distinguish between stress from relaxation. In this project it has been found that surface conductance, and capacitance and surface temperature rates of variation can distinguish between stress from relaxation; nevertheless, the existence of thresholds between both states could be a useful exploration field, especially for applications of these markers.

6. Referencias

- [1] W. Boucsein, *Electrodermal Activity*, 2ª ed., Wuppertal: Springer, 2012. doi:10.1007/978-1-4614-1126-0
- [2] D. T. Lykken, “Square-wave analysis of skin impedance”, *Psychophysiology*, vol. 7, n° 2, pp. 262-275, 1970. doi:10.1111/j.1469-8986.1970.tb02232.x
- [3] J. M. Delgado García, “Sistema límbico”, en *Fisiología humana*, 3ª ed., J. A. F. Tresguerres et al., McGraw Hill, 2005, p. 166-183. ISBN: 9788448174569
- [4] R. W. Levenson, “The Autonomic Nervous System and Emotion”, *Emot. Rev.*, vol. 6, n° 2, pp. 100-112, 2014. doi:10.1177/1754073913512003
- [5] S. D. Kreibig, “Autonomic nervous system activity in emotion: A review”, *Biol. Psychol.*, no. 84, pp. 394-421, 2010. doi:10.1016/j.biopsycho.2010.03.010
- [6] “El estrés y su salud”, *MedLine Plus*. [En línea]. Disponible en: <https://medlineplus.gov/spanish/ency/article/003211.htm>. [Accedido: 24-jun-2018]
- [7] E. G. Martínez, “Sistema nervioso autónomo”, en *Fisiología humana*, 3ª ed., J. A. F. Tresguerres et al., McGraw Hill, 2005, pp. 140-148. ISBN: 9788448174569
- [8] X. Navarro, “Fisiología del sistema nervioso autónomo”, *Rev. Neurol.*, vol. 6, n° 35, pp. 553-562, 2002 [En línea]. Disponible en: https://www.researchgate.net/publication/228749829_Fisiologia_del_sistema_nervioso_autonomo. [Accedido: 10-nov-2017]
- [9] L. Vales, “Sistema nervioso autónomo”, en *Manual de bases biológicas del comportamiento humano*, M. S. Leira Permuy, Ed. Montevideo: Universidad de la República, 2011, pp. 145-151. ISBN: 9789974008465

- [10] M. Sharma, S. Kacker y M. Sharma, “A Brief Introduction and Review on Galvanic Skin Response”, *Int. J. Med. Res. Prof.*, vol. 2, nº 6, pp. 13-17, 2016. doi: 10.21276/ijmrp.2016.2.6.003
- [11] F. Mora Teruel, “Control y regulación de la temperatura corporal”, en *Fisiología humana*, 3ª ed., J. A. F. Tresguerres et al., McGraw Hill, 2005, pp. 1066-1077. ISBN: 9788448174569
- [12] K. A. Herborn *et al.*, “Skin temperature reveals the intensity of acute stress”, *Physiol Behav*, vol. 152, pp. 225-230, 2015. doi: 10.1016/j.physbeh.2015.09.032
- [13] A. Barreda López-Calderón, “Estrés”, de *Fisiología humana*, 3ª ed., J. A. F. Tresguerres et al., McGraw Hill, 2005, pp. 1097-1106. ISBN: 9788448174569
- [14] C. Gabriel, “Compilation of the dielectric properties of body tissues at RF and microwave frequencies”, King’s College London, Londres, F49620-93-1-0561, feb. 1996 [En línea]. Disponible en: <http://www.dtic.mil/dtic/tr/fulltext/u2/a305826.pdf>. [Accedido: 19-jun-2018]
- [15] T. S. Licht *et al.*, “Measurement of the electrical conductivity of sweat”, *Clim Chem*, vol. 3, nº 1, pp. 37-48, 1957 [En línea]. Disponible en: <http://citeseerx.ist.psu.edu/viewdoc/download?doi=10.1.1.528.5244&rep=rep1&type=pdf>. [Accedido: 19-jun-2018]
- [16] H. Vinkers *et al.*, “The effect of stress on core and peripheral body temperature in humans”, *Stress*, vol. 16, nº 5, pp. 520-230, 2013. doi:10.3109/10253890.2013.807243
- [17] J. R. Gallardo y M. D. Herranz, *Electrotecnia*, Cano Pina, 2013. ISBN: 9788415884712
- [18] “LCR Measurement Premier”, IET Labs Inc., 2018 [En línea]. Disponible en: https://www.ietlabs.com/pdf/application_notes/030122%20IET%20LCR%20RIMER%201st%20Edition.pdf. [Accedido: 18-jun-2018]

- [19] “Agilent 4263B LCR Meter Operation Manual”, Agilent Technologies, 2003 [En línea]. Disponible en: http://www.doe.carleton.ca/~nagui/labequip/lcr/4263B_Operation%20Manual.pdf. [Accedido: 18-jun-2018].
- [20] “Electronics Technician, Volume 01-Safety” Integrated Publishing, Inc., [En línea]. Disponible en: <http://electronicstechnician.tpub.com/14086/css/Amount-Of-Body-Resistance-34.htm>. [Accedido: 18-jun-2018].
- [21] E. Mayerhoff, “The Electric Shock Questions”, [En línea]. Disponible en: <http://www.highvoltageconnection.com/articles/ElectricShockQuestions.htm>. [Accedido: 18-jun-2018].
- [22] libelium-dev, “Re: Temp sensor code question”, 21 may 2014. [Mensaje en un hilo de un foro]. Disponible en: <https://www.cooking-hacks.com/forum/viewtopic.php?f=39&t=5797>. [Accedido: mar 2018].
- [23] “e-Health Sensor Platform V2.0 for Arduino and Raspberry Pi [Biometric/Medical Applications]”, *Cooking Hacks*. [En línea]. Available: <https://www.cooking-hacks.com/documentation/tutorials/ehealth-biometric-sensor-platform-arduino-raspberry-pi-medical>. [Accedido: 4 marzo 2017]
- [24] “YSI 400 and 700 Series Medical Probes”, Yellow Springs Instruments, 2002. [En línea]. Disponible en: <https://www.plexishop.it/pdf/Hoskin%20Medical%20probes%20400-700.pdf>. [Accedido: marzo 2018]
- [25] “YSI Precision Thermistors & Probes”, Yellow Springs Instruments, 1998. [En línea]. Disponible en: <http://www.advindsys.com/Manuals/YSIManuals/YSICatalog-1998.pdf>. [Accedido: marzo 2018]
- [26] “YSI 400 Series Probes Temperature Vs. Resistance Table”, Advanced Industrial Systems, Inc., [En línea]. Disponible en: <http://www.advindsys.com/ApNotes/YSI400SeriesProbesRvsT.htm>. [Accedido: marzo 2018]

- [27] “Keysight 33220A 20 MHz Function/Arbitrary Waveform Generator Datasheet”, Keysight Technologies, 2015. [En línea]. Disponible en: <https://literature.cdn.keysight.com/litweb/pdf/5988-8544EN.pdf?id=187648>. [Accedido: marzo 2018].
- [28] “HP 34401A Multimeter User's Guide”, Hewlett-Packard, 1996. [En línea]. Disponible en: http://ecee.colorado.edu/~mathys/ecen1400/pdf/references/HP34401A_BenchtopMultimeter.pdf [Accedido: marzo 2018]
- [29] M. N. Neuman, “Biopotential Electrodes”, en *The Biomedical Engineering Handbook: Second Edition*, J. D. Bronzino, Ed. Boca Raton: CRC Press LLC, 2000. doi:10.1201/9780203009178.ch10
- [30] “NTC Thermistors Steinhart and Hart Equation”, Ametherm, Inc., [En línea]. Disponible en: <https://www.ametherm.com/thermistor/ntc-thermistors-steinhart-and-hart-equation>. [Accedido: marzo 2018]
- [31] Y. Cong *et al.*, “Study on NTC thermistor characteristic curve fitting methods”, en *Proceedings of 2011 International Conference on Computer Science and Network Technology*, 2011. doi:10.1109/ICCSNT.2011.6182415
- [32] “Thermal Dissipation Constant”, Shibaura Electronics Co., Ltd., [En línea]. Disponible en: https://www.shibauraelectronics.com/products/technical/physical_03.html. [Accedido: marzo 2018].
- [33] F. Scarpina y S. Tagini, “The Stroop Color and Word Test”, *Front. Psychol.*, vol. 8, p. 557, 2017. doi:10.3389/fpsyg.2017.00557
- [34] K. G. Smitha *et al.*, “Classifying subjective emotional stress response evoked by multitasking using EEG”, de *2017 IEEE International Conference on Systems, Man, and Cybernetics (SMC)*, Banff, 2017. doi: 10.1109/SMC.2017.8123091

- [35] F. Al-Shargie *et al.*, “Mental stress assessment using simultaneous measurement of EEG and fNIRS”, *Biomed. Opt. Express*, vol. 7, n° 10, p. 3882, 2016. doi:10.1364/BOE.7.003882
- [36] M. Bonnard *et al.*, “Resting state brain dynamics and its transients: a combined TMS-EEG study”, *Sci. Rep.*, vol. 6, 2016. doi:10.1038/srep31220
- [37] B. J. Nordbotten *et al.*, “Estimation of skin conductance at low frequencies using measurements at higher frequencies for EDA applications”, *Physiol. Meas.*, vol. 35, n° 6, p. 1011–1018, 2014. doi:10.1088/0967-3334/35/6/1011
- [38] J. A. Healey y R. W. Picard, “Detecting Stress During Real-World Driving Tasks Using Physiological Sensors”, *IEEE Trans. Intell. Transp. Syst.*, vol. 6, n° 2, pp. 156-166, 2005. doi:10.1109/TITS.2005.848368
- [39] “Student's t-test”, *Encyclopaedia Britannica*, [En línea]. Disponible en: <https://www.britannica.com/science/Students-t-test>. [Accedido: junio 2018].
- [40] K. Hägni *et al.*, “Observing Virtual Arms that You Imagine Are Yours Increases the Galvanic Skin Response to an Unexpected Threat,” *PLoS ONE*, vol. 3, n° 8, p. e3082, 2008. doi:10.1371/journal.pone.0003082
- [41] M. Altini *et al.*, “Combining wearable accelerometer and physiological data for activity and energy expenditure estimation”, en *Proceedings of the 4th Conference on Wireless Health - WH '13*, 2013. doi: 10.1145/2534088.2534106
- [42] I. Jraidi, M. Chaouachi y C. Frasson, “A Hierarchical Probabilistic Framework for Recognizing Learners’ Interaction Experience Trends and Emotions”, *Adv. Hum. Comput. Interact.*, vol. 2014, pp. 1-16, 2014. doi: 10.1155/2014/632630

7. Anexos

Anexo I: Datos de la validación del modelo eléctrico de la piel

En este anexo se reflejan las mediciones tomadas en la validación del modelo eléctrico de la piel con piel real y los errores cometidos al emplearlo.

TABLA 1: medidas tomadas en la validación del modelo eléctrico de la piel (ver sección 2.2.1.2).

f (Hz)	V_{test} (mV)	$ Z $ (Ω)
100	43,9	217790,43
120	45,8	208340,61
1000	175,5	46980,06
1500	246,3	30600,89
2000	303,4	22959,79
2500	353	18328,61
3000	382,3	16157,47
3500	413,2	14201,36
4000	458,6	11805,49
4500	469,9	11281,12
5000	492,7	10296,33
5500	519,6	9245,57
6000	536	8656,72
6500	547,8	8254,84
7000	560,1	7853,95
7500	571,7	7491,69
8000	583,4	7140,90
8500	593,2	6857,72
9000	600,9	6641,70
9500	610,5	6380,02
10000	616	6233,77

TABLA 2: errores relativos cometidos al utilizar el modelo propuesto por Lykken (ver sección 2.2.1.2).

f (Hz)	$ Z $ medida (Ω)	$ Z $ predicha (Ω)	$ \epsilon $ (%)
100	217790,43	216031,34	0,81
120	208340,61	206383,52	0,94
1000	46980,06	45688,26	2,75
1500	30600,89	30910,81	1,01
2000	22959,79	23424,51	2,02
2500	18328,61	18934,51	3,31
3000	16157,47	15958,93	1,23
3500	14201,36	13853,03	2,45
4000	11805,49	12291,79	4,12
4500	11281,12	11093,72	1,66
5000	10296,33	10149,57	1,43
5500	9245,57	9389,64	1,56
6000	8656,72	8767,37	1,28
6500	8254,84	8250,51	0,05
7000	7853,95	7816,00	0,48
7500	7491,69	7446,93	0,60
8000	7140,90	7130,61	0,14
8500	6857,72	6857,37	0,01
9000	6641,70	6619,68	0,33
9500	6380,02	6411,62	0,50
10000	6233,77	6228,47	0,09

Anexo II: Soporte del paradigma

En este anexo se muestran las diapositivas utilizadas como soporte del paradigma.

Soporte estándar del paradigma experimental

JUAN FRANCISCO HERNÁNDEZ CABRERA
TRABAJO FINAL DE GRADO
UNIVERSIDAD DE LA LAGUNA
2017-2018

1

Instrucciones

- Intente mover la mano donde están colocados los sensores lo menos posible durante el experimento.
- En todo momento deberá seguir las indicaciones de cada diapositiva.
- Cada diapositiva se muestra durante un tiempo limitado. Cuando la barra verde desaparezca, se pasará a la siguiente diapositiva.

2

Relájese

- Mueva la mano lo menos posible.
- Tome una postura cómoda.
- Deje que sus pensamientos divaguen libremente, sin concentrarse en ninguna tarea.

3

Enunciado de la tarea

- En cada diapositiva podrá ver una serie de palabras escritas en diferentes colores.
- Deberá decir en voz alta el color en el que están escritas, siguiendo un orden de arriba a abajo.
- Por ejemplo:

AZUL VERDE
NARANJA

- Deberá decir: "rojo, azul, negro".

4

Tarea

MARRÓN
AMARILLO
BLANCO
AZUL
NEGRO

5

Tarea

AZUL
AMARILLO
ROSA
VERDE
MORADO

6


Tarea



NEGRO
MORADO
MARRÓN
ROJO
AMARILLO

7

Tarea



BLANCO
AZUL
AMARILLO
AZUL
ROJO

8

Tarea



ROJO
MARRÓN
MORADO
BLANCO
VERDE

9

Tarea



BLANCO
VERDE
ROJO
AZUL
NEGRO

10


Tarea



MARRÓN
NEGRO
VERDE
ROJO
MORADO

11

Tarea



NEGRO
ROSA
ROJO
VERDE
GRIS

12

Tarea

ROJO AMARILLO
AZUL NEGRO
VERDE

13

Tarea

MORADO NEGRO
MARRÓN ROSA
AMARILLO

14

Relájese

- Mueva la mano lo menos posible.
- Tome una postura cómoda.
- Deje que sus pensamientos divaguen libremente, sin concentrarse en ninguna tarea.

15

Enunciado de la tarea

- Se le presentará una tarea aritmética.
- Deberá completarla antes de que la barra verde desaparezca.
- Si comete un error, el experimentador dirá "MAL" y deberá comenzar de nuevo. No se le dará más tiempo.

16

Tarea

Cuente hacia atrás desde **121** hasta **2** de **7** en **7**.

17

Relájese

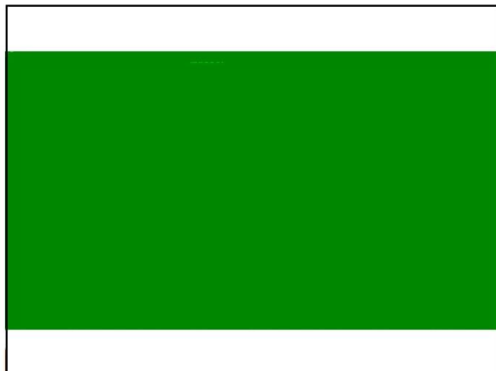
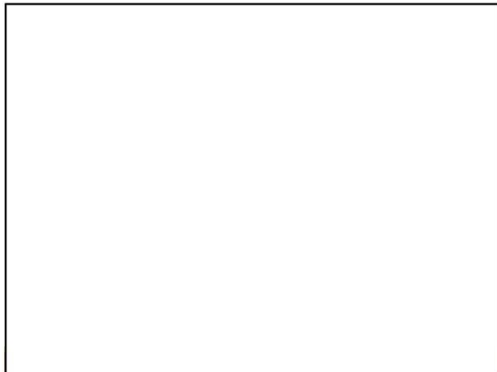
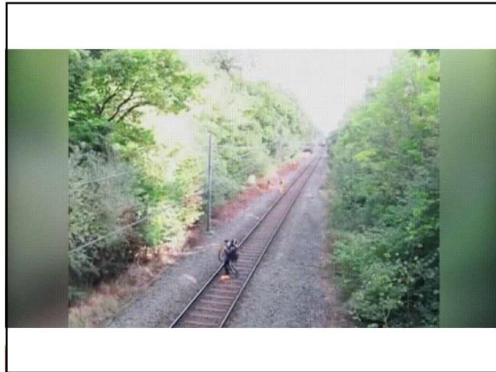
- Mueva la mano lo menos posible.
- Tome una postura cómoda.
- Deje que sus pensamientos divaguen libremente, sin concentrarse en ninguna tarea.

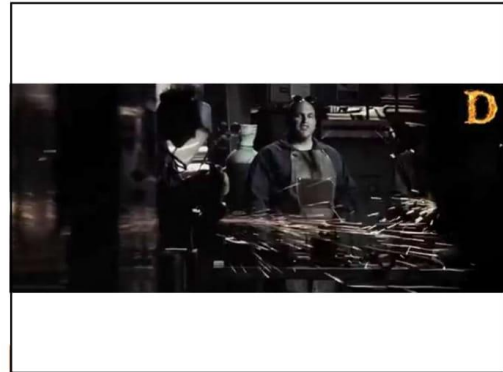
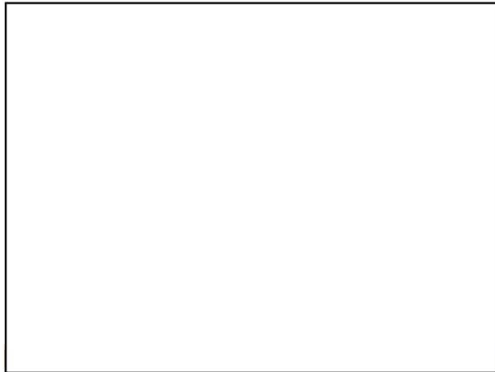
18

Enunciado de la tarea

- Se le presentarán una serie de imágenes animadas.
- Puede fijar su mirada en cualquier zona de la imagen.

10





Relájese

- Mueva la mano lo menos posible.
- Tome una postura cómoda.
- Deje que sus pensamientos divaguen libremente, sin concentrarse en ninguna tarea.

77

Anexo III: Plantilla de recogida de datos

Este anexo contiene la plantilla de recogida de datos que se utilizó en el transcurso de la prueba con sujetos para anotar eventos de importancia que ocurrieran durante la misma y el desempeño del sujeto en las diferentes tareas.

PLANTILLA DE RECOGIDA DE DATOS

Participante nº	Edad	Género

1. Test de Stroop				2. Tarea aritmética	
7 s		Verde		Rosa	121
		Azul		Blanco	114
		Negro		Morado	107
		Naranja		Negro	100
		Rojo		Azul	93
5 s		Amarillo		Rojo	86
		Gris		Negro	79
		Rosa		Blanco	72
		Verde		Rosa	65
		Rojo		Azul	58
3,5 s		Negro		Amarillo	51
		Azul		Marrón	44
		Negro		Rosa	37
		Naranja		Negro	30
		Amarillo		Rojo	23
3 s		Morado		Blanco	16
		Rojo		Negro	9
		Rosa		Verde	2
		Negro		Azul	
		Gris		Marrón	
3 s desordenado		Blanco		Naranja	
		Naranja		Rojo	
		Azul		Marrón	
		Rosa		Rosa	
		Amarillo		Gris	

Observaciones:

Anexo IV: Cuestionario posterior

Este anexo contiene el cuestionario que los sujetos rellenaron después de haber participado en la prueba.

CUESTIONARIO POSTERIOR

Participante nº	Edad	Género

Por favor, sea sincer@ respondiendo a estas preguntas.

I. Preguntas sobre el participante

1. Nombre:
2. Peso en kilogramos:
3. Altura:
4. ¿Ha tomado alguna sustancia estimulante en las últimas 48 horas?
(por ejemplo: café, té, chocolate...)
5. ¿Toma o ha tomado algún medicamento psicoactivo? Ejemplos:
ansiolíticos, antiepilépticos, antiparkinsonianos...
6. ¿Padece o ha padecido algún trastorno neurológico? Ejemplos:
epilepsia, párkinson...
7. ¿Ha realizado actividad física intensa en las últimas 48 horas?
8. Aproximadamente, ¿cuántas horas durmió anoche?
9. ¿Es zurdo o diestro?
10. ¿Consume de forma habitual tabaco o alcohol?
11. ¿Tiene alguna fobia?

II. Preguntas sobre habilidades y características

12. En una escala del 0 al 10, ¿cómo de difícil le pareció la prueba de
palabras y colores?
13. Valore del 0 al 10 su habilidad de cálculo mental:
14. Valore del 0 al 10 su capacidad de relajarse por sí mismo:

12. En una escala del 0 al 10, donde 0 significa “nada ansioso” y 10 “muy ansioso”, ¿cómo se describiría usted?:
13. En una escala del 0 al 10, donde 0 es relax total y 10 es el estrés más intenso que haya experimentado, ¿cuánto consiguió relajarse en los espacios de relajación?:

I. Preguntas sobre niveles de estrés

Describe el nivel de estrés que sintió en las siguientes situaciones en una escala del 0 al 10, donde 0 significa “relax total” y 10, el estrés más intenso que haya experimentado.

14. Antes de comenzar la prueba, ¿cómo de estresado venía?
15. En la prueba de palabras y colores, ¿cómo de estresante le resultó la prueba en general?
16. En la prueba de palabras y colores, en el momento de mayor estrés de dicha prueba, ¿cómo de estresado estaba?
17. En la prueba de contar hacia atrás, ¿cómo de estresante le resultó la prueba en general?
18. En la prueba de contar hacia atrás, en el momento de mayor estrés de dicha prueba, ¿cómo de estresado estaba?
19. (Sólo si cometió errores) En la prueba de contar hacia atrás, cuando el examinador le decía que había fallado, ¿cómo de estresante le resultó?
20. Valore de 0 a 10 el nivel de incomodidad que sintió al visualizar cada imagen:

a. Hombre salvado de ser atropellado: _____



b. Hombre colgado de una viga: _____



c. Hombre que parece saltar de una azotea: _____



d. Accidente industrial: _____

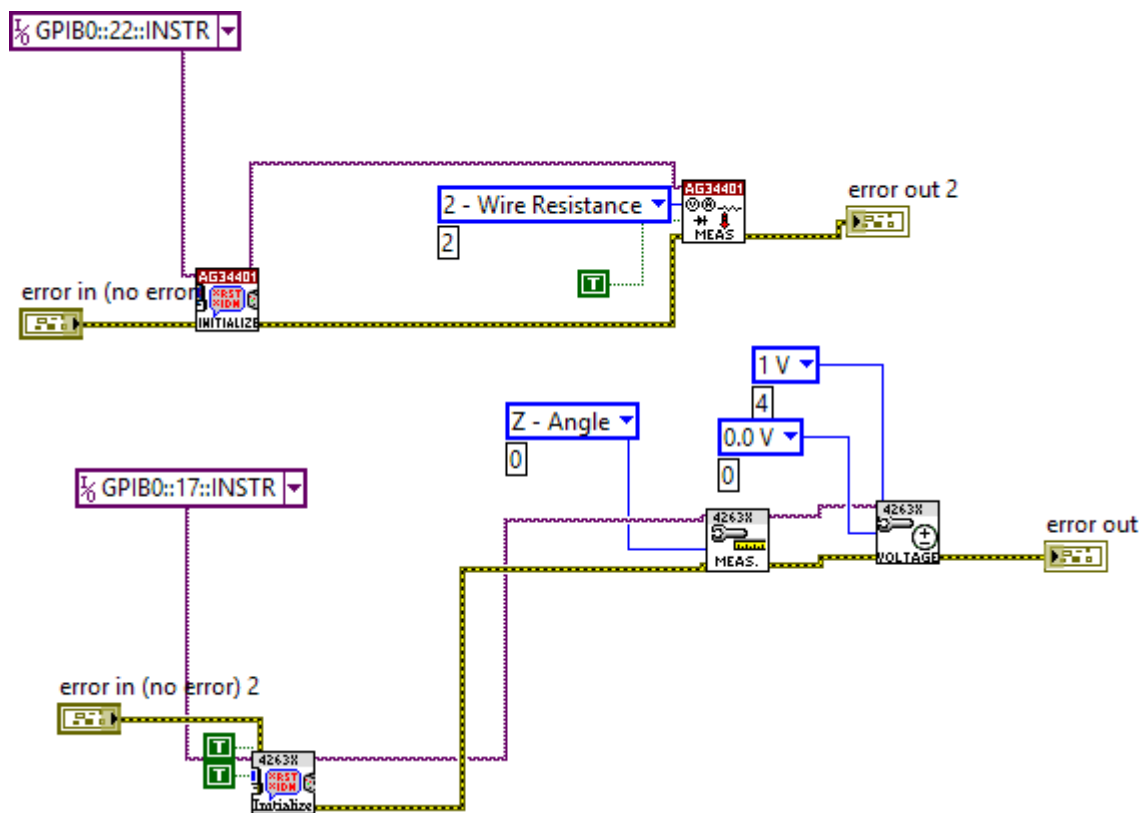


Anexo V: instrumentos virtuales de LabVIEW

En este anexo se incluyen los diagramas de bloques de todos los VI y subVI de LabVIEW empleados en el trabajo, así como los iconos, entradas y salidas de los subVI. Los diagramas de mayor tamaño se muestran en apaisado.

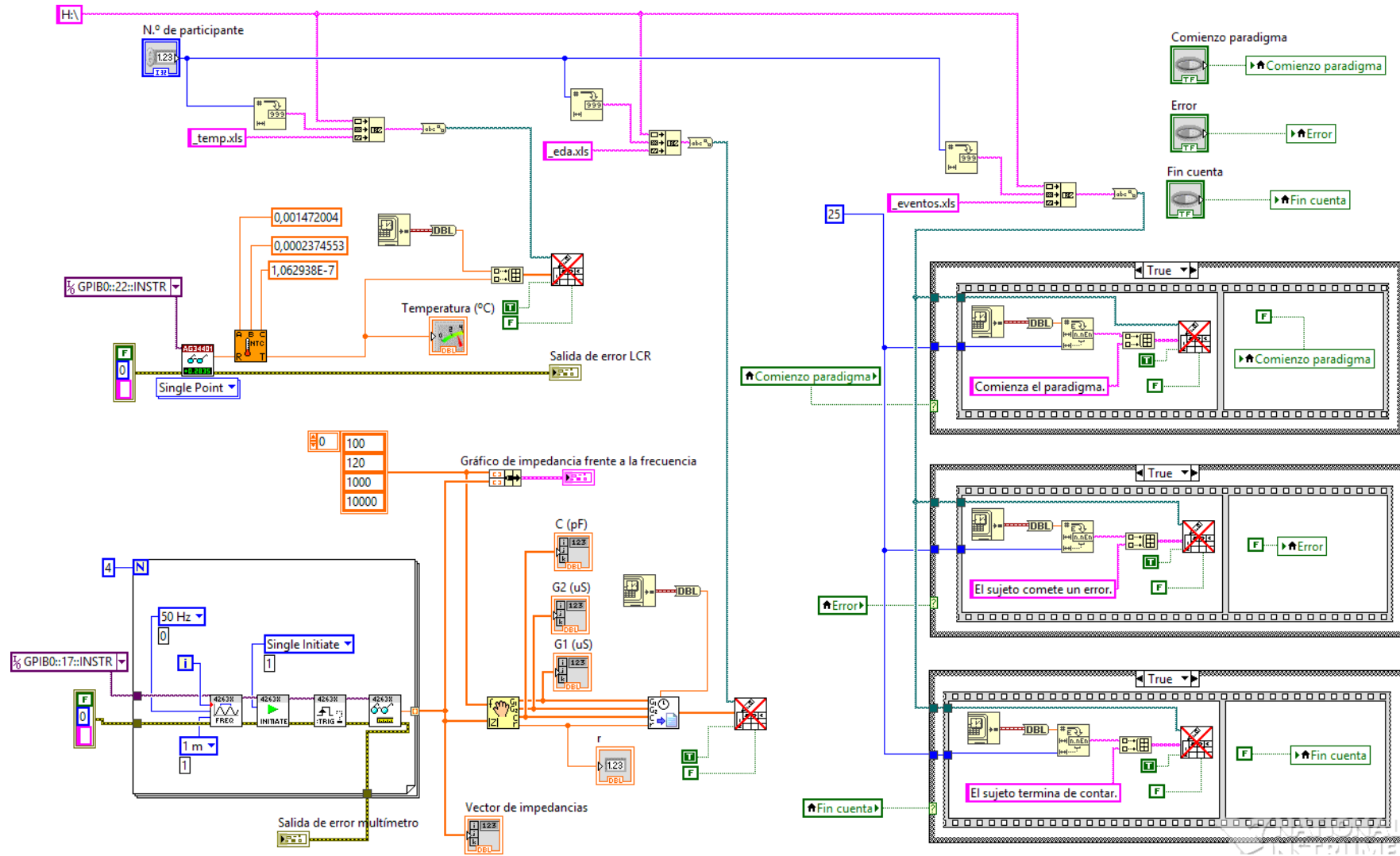
Anexo V.1: instrumento virtual de puesta en remoto (puesta en remoto.vi)

Diagrama de bloques:



Anexo V.2: instrumento virtual de adquisición de medidas (completo.vi)

Diagrama de bloques:



Anexo V.3: subVI de conversión de resistencia a temperatura

Icono, entradas y salidas:

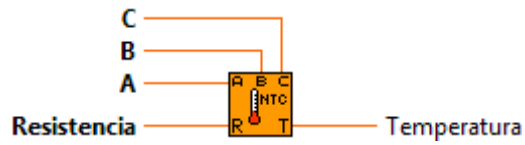
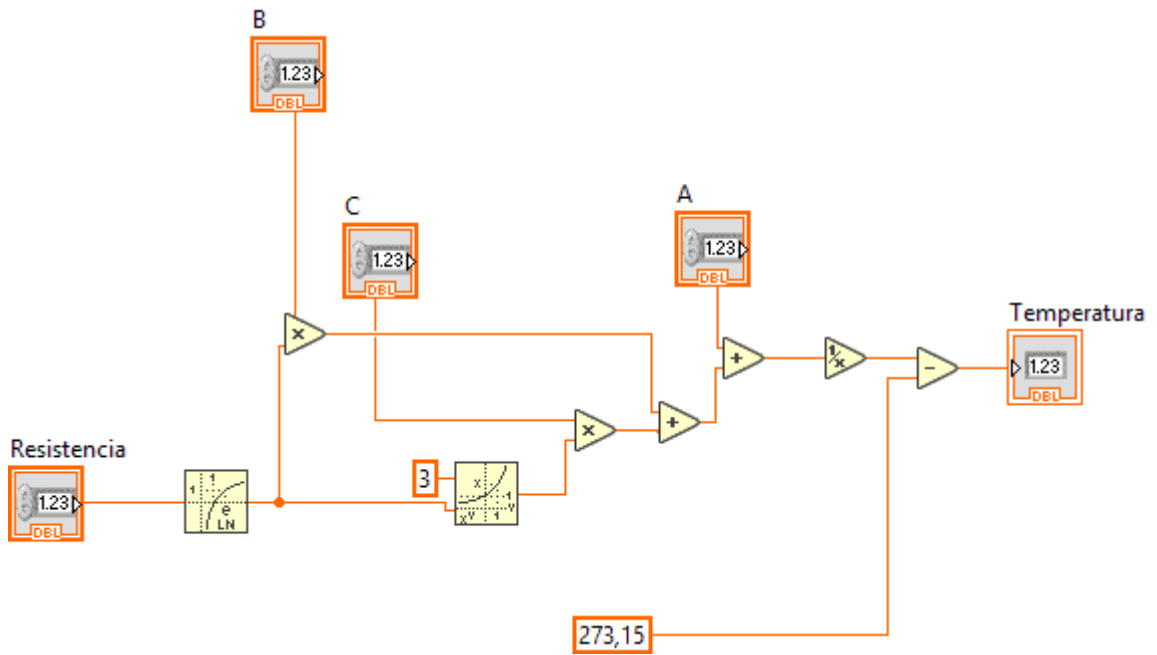


Diagrama de bloques:



Anexo V.4: subVI de ajuste de impedancias al modelo eléctrico de la piel

Icono, entradas y salidas:

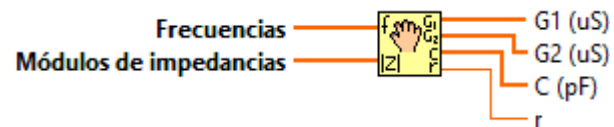
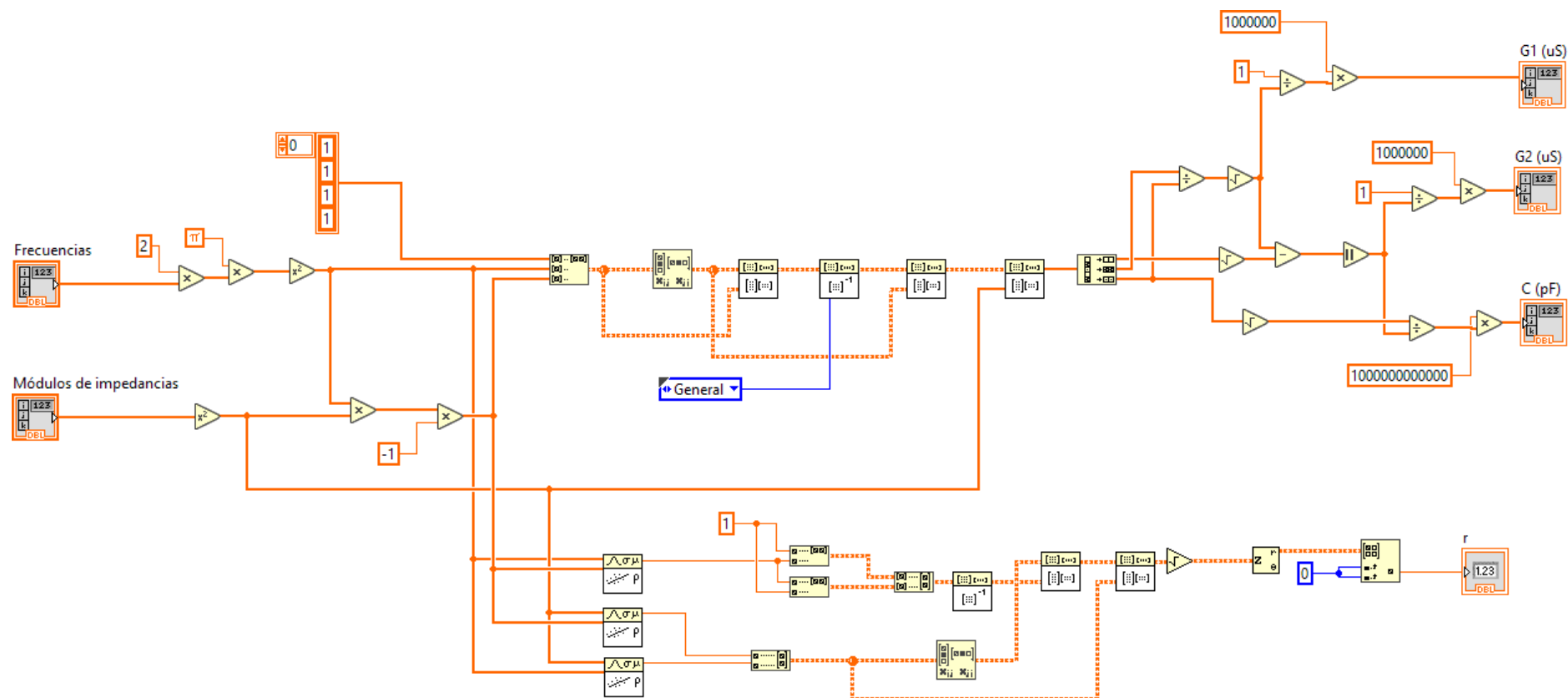


Diagrama de bloques:



Anexo V.5: subVI de generación de *array* para inclusión en fichero

Icono, entradas y salidas:

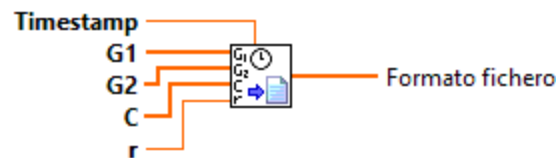


Diagrama de bloques:

