



Universidad de Valladolid



**ESCUELA DE INGENIERÍAS
INDUSTRIALES**

UNIVERSIDAD DE VALLADOLID

ESCUELA DE INGENIERIAS INDUSTRIALES

Grado en Ingeniería Electrónica Industrial y Automática

**Procesado y Análisis de Señales
Fisiológicas en Tareas de Rehabilitación
con Robots**

Autora:

Hernández Melero, Mar

Tutor:

**Fraile Marinero, Juan Carlos
Dpto. de Ingeniería de Sistemas y
Automática**

Valladolid, Julio de 2016.

Agradecimientos

En primer lugar, quiero agradecerle a todo el equipo de la Fundación CARTIF su participación en el estudio.

A los compañeros de la División de Ingeniería Biomédica, por el apoyo y la colaboración brindada durante mis meses de trabajo con ellos. En especial, agradecerle a Pablo Viñas la orientación del estudio, y su trabajo en el desarrollo de esta investigación.

Dar las gracias a mi tutor, Juan Carlos Fraile, por la confianza y la labor de dirección durante todo el estudio.

Por último, pero no menos importante, a mi familia. Por ser el apoyo y los ánimos que necesito en cada momento. A mis padres, por depositar siempre su confianza en mí. Y a mi hermana, Ana, por su dedicación e interés en este trabajo.

Resumen

Se presenta un estudio de investigación para evaluar la posibilidad de medir el grado de estrés de una persona al interactuar con la plataforma robótica de neuro-rehabilitación E2REBOT, a través de su estado psicofisiológico. Con este fin, se realizó un estudio sobre 47 sujetos conforme a un protocolo de actuación. Se llevaron a cabo varias etapas de interacción con el robot E2REBOT durante las cuales se valoró su grado de estrés mediante varios test autoevaluativos y se monitorizaron tres señales fisiológicas: el electrocardiograma (ECG), la respuesta galvánica de la piel (GSR) y la temperatura de la piel (SKT). El procesamiento y análisis de los datos, ha permitido relacionar el estado psicofisiológico originado por las terapias, con las respuestas fisiológicas. Los resultados evidencian que pueda medirse la carga cognitiva de las terapias a través de las señales fisiológicas del paciente, lo que permitiría realizar una realimentación biológica en el controlador del robot durante las terapias.

Palabras clave

Rehabilitación robótica, bio-feedback, variables psicofisiológicas, respuesta galvánica de la piel, temperatura dérmica, electrocardiograma

Contenido

1. Introducción y objetivos	1
2. Desarrollo del estudio	5
2.1. Robot	5
2.2. Sensores	7
2.2.1. Módulo GSR100C	8
2.2.2. Módulo SKT100C	9
2.2.3. Módulo ECG100C.....	10
2.3. Test SAM	13
2.4. Muestra	15
2.5. Protocolo	16
3. Software de análisis de señales	21
3.1. Presentación de los datos	22
3.2. Clasificación de los datos	24
3.3. Pre-procesamiento de las señales	25
3.4. Señal GSR	26
3.4.1. SCL	27
3.4.2. SCRs.....	27
3.4.3. Pre-procesamiento de la señal GSR	28
3.4.4. Heurística.....	31
3.5. Señal SKT.....	36
3.6. Clasificación de los índices de las señales GSR y SKT	38
3.7. Señal ECG	39
3.7.1. Pre-procesamiento de la señal ECG	40
3.7.2. Características de los intervalos R-R	42
4. Análisis de datos. Primeros resultados.	45
4.1. Re-caracterización de la muestra.....	45
4.2. Índices	45
4.3. Test de SAM	47
4.4. Señal GSR	49
4.5. Señal SKT.....	52
4.6. Señal ECG	53
5. Conclusiones	57

Bibliografía	59
Bibliografía web.....	61
A. Documentos elaborados para el estudio.....	63
1. Documento informativo para participantes	63
2. Documento de consentimiento.....	66
3. Plantilla identificativa	67
B. Códigos en software Matlab 2013.....	69
1. Fragmentación de ficheros	69
2. Pre-procesamiento de las señales	71
3. Pre-procesamiento de la señal GSR.....	71
4. Procesamiento de la señal GSR	72
5. Procesamiento de la señal SKT	74
6. Programa principal y creación de ficheros.....	74

Lista de Figuras

Figura 1. Plataforma E2REBOT	2
Figura 2. Esquema del control bio-cooperativo del Robot con bio-feedback	3
Figura 3. Sala habilitada para la experimentación con las plataformas E2REBOT y BIOPAC MP100	6
Figura 4. Terapia "Activa Asistida"	7
Figura 5. Plataforma BIOPAC MP100	8
Figura 6. Pantalla de escalado en la plataforma AcqKnowledge para la señal GSR	9
Figura 7. Colocación del sensor GSR.....	9
Figura 8. Pantalla de escalado en la plataforma AcqKnowledge para la señal SKT	10
Figura 9. Señal eléctrica cardiaca	11
Figura 10. A) Esquema del Triángulo de Einthoven [6w]. B) Esquema de las derivaciones cardiacas [4w].....	12
Figura 11. A) Señal eléctrica de cada derivación. B) Esquema de la colocación de los sensores durante el estudio.....	13
Figura 12. Representación del Modelo de Estado Emocional PAD.....	14
Figura 13. Test SAM.....	15
Figura 14. Esquema del protocolo.....	17
Figura 15. Esquema del procesamiento de datos.....	22
Figura 16. Señales fisiológicas recogidas por la plataforma AcqKnowledge durante los primeros 25 segundos de la prueba. En rojo, la señal cardiaca. En negro, la señal de temperatura. En azul, la señal de conductividad de la piel.....	24
Figura 17. Organización en carpetas de los archivos en bruto y fraccionados	25
Figura 18. Evento SCR en una señal GSR.....	28
Figura 19. Señal GSR durante la etapa 1 a una frecuencia de 500Hz, tiempo total 6 minutos.	29
Figura 20. Detalle del ruido en la señal GSR durante la etapa 1, del segundo 5 al 10. En rojo, la representación del ruido blanco. En azul, la señal filtrada.....	30
Figura 21. Representación de la primera derivada de la señal GSR de la etapa 1	31
Figura 22. Señal GSR durante la etapa 1. En rojo, la señal en bruto. En azul, la señal filtrada.....	31
Figura 23. Esquema explicativo de la condición 3 para detectar eventos SCR	33
Figura 24. Esquema del algoritmo de detección SCR	33
Figura 25. Esquema del algoritmo para comprobar que se trata de un evento SCR.....	34

Figura 26. Detalle del funcionamiento del algoritmo SCR sobre una señal filtrada GSR en la etapa 1. En la izquierda, un posible resultado erróneo. En la izquierda, el resultado correcto.	35
Figura 27. Representación gráfica de los eventos SCR en la señal durante la etapa 1	35
Figura 28. Esquema del software de la señal GSR.....	36
Figura 29. En azul, la representación de la señal SKT obtenida durante la etapa 4. En rojo, el valor del parámetro TEMP registrado para esta etapa.	38
Figura 30. Fichero con los índices de las señales GSR y SKT del voluntario número 47 durante la etapa 3	39
Figura 31. Electrocardiograma registrado durante los primeros 10 segundos de la etapa 1 de un voluntario. En la gráfica superior, la señal original medida en milivoltios. En el medio, la señal aplicando un filtro. En la inferior, la señal original con los picos R señalados.....	41
Figura 32. En la gráfica superior se representa la señal ECG obtenida durante la etapa 1, con las ondas R señaladas. En la imagen inferior, la señal VFC correspondiente.....	42
Figura 33. Esquema del procesamiento de la señal ECG	43
Figura 34. Gráfico de los datos de valencia en las etapas 1, 2 y 4.....	48
Figura 35. Gráfico de los datos del umbral en las etapas 1, 2 y 4	48
Figura 36. Gráfico de los datos de dominio en las etapas 1, 2 y 4	48
Figura 37. Gráfico de los datos de frecuencia de eventos SCR por minuto en cada etapa	50
Figura 38. Gráfico de los datos de amplitud promedio de los eventos SCR en cada etapa	51
Figura 39. Gráfico de los datos SCL en cada etapa.....	52
Figura 40. Gráfico de los datos TEMP de la piel en cada etapa	53
Figura 41. Gráfica de los datos promedio del intervalo RR en cada etapa	54
Figura 42. Gráfico de los datos porcentuales de intervalos R-R con una diferencia mayor de 50 ms entre ellos, en cada etapa	55

Lista de Tablas

Tabla 1. Señales adquiridas durante la experimentación y sus unidades de adquisición	8
Tabla 2. Valores medios de los datos de la muestra	15
Tabla 3. Índices extraídos en el procesamiento	21
Tabla 4. Valores medios de los datos de la muestra	45
Tabla 5. Índices analizados en el estudio	46
Tabla 6. Valores de los índices procedentes del test SAM	47
Tabla 7. Valores de los índices procedentes de la señal GSR.....	49
Tabla 8. Valores de los índices procedentes de la señal SKT	52
Tabla 9. Valores de los índices procedentes de la señal ECG	53

1. Introducción y objetivos

Basándonos en la conexión directa existente entre las respuestas involuntarias de nuestro cuerpo y las emociones que experimentamos, se puede definir el estrés como las respuestas fisiológicas del cuerpo humano ante situaciones que psicológicamente lo desbordan. Dichas respuestas, se deben a una apreciación del individuo ante una circunstancia que lo supera, debido a la discrepancia entre las capacidades del sujeto y las demandas externas, o entre las expectativas de la persona y la realidad. De este modo, los cambios en nuestro cuerpo como respuesta a un estímulo exterior, ante el que consideramos que tenemos que prepararnos, se denominan respuestas psicofisiológicas [1w]. La conexión entre el estrés generado y las respuestas fisiológicas involuntarias es debida al sistema nervioso simpático que prepara nuestro cuerpo en situaciones de alerta. este sistema responde al estrés hormonal que desarrollamos preparándonos para la acción, poniendo en marcha acciones automáticas como dilatar las pupilas, aumentar la velocidad de los latidos, disminuir la secreción de orina en el riñón o estimular las glándulas sudoríparas, dejamos de estar en una situación de relajación para pasar a estar en un estado de alarma [2w].

Diversos estudios confirman que la variabilidad del ritmo cardíaco y la temperatura de la piel disminuyen con la carga cognitiva y las emociones negativas, mientras que la frecuencia cardiaca aumenta. Por otro lado, la conductancia de la piel es usada como medidor de excitación y aumenta significativamente durante tareas exigentes [1]. Se puede concluir que las señales psicofisiológicas resultan un objeto cuantificable y de interés para poder evaluar el estado mental de un individuo de forma continua e inmediata, de interpretación en tiempo real sin necesidad de interactuar activamente con la persona.

En el presente Trabajo de Fin de Grado se detalla el desarrollo un estudio de investigación con el objetivo de comprobar la posibilidad – y fiabilidad – de medir el estrés que experimenta una persona al interactuar con el robot háptico de neuro-rehabilitación E2REBOT (Figura 1), a través de sus señales psicofisiológicas. Este robot bio-cooperativo ha sido desarrollado en la Fundación CARTIF para la rehabilitación de miembros superiores en personas con accidente cerebrovascular. Para medir el estrés al que es sometida la persona durante la actividad de rehabilitación, se recogieron sus señales psicofisiológicas mediante la plataforma médica profesional BIOPAC MP100. Además, para comprobar la relación entre las señales adquiridas y el estado mental de la persona, se registró su percepción de la situación con unos cuestionarios sencillos, en papel, que siguen el modelo del test SAM.



Figura 1. Plataforma E2REBOT

La intención final de la investigación en la que se enmarca este trabajo, es poder realizar el control del nivel de asistencia del robot, basándose en las señales fisiológicas del paciente. Así, la dificultad o velocidad de la terapia de rehabilitación variaría en base a los resultados del estrés que la persona involucrada experimenta, tratando de que el paciente se encuentre motivado sin llegar a frustrarse. Por tanto, se trata de evaluar si las señales fisiológicas tienen una correlación directa con el grado de estrés que se produce y de comprobar la posibilidad de incorporar este bio-feedback en el lazo de control bio-cooperativo del robot.

Si el estudio rebelase la suficiente precisión y fiabilidad de la conexión psico-fisiológica se podría controlar el nivel de asistencia que brinda el robot introduciendo a la persona afectada en el lazo de control – como observamos en la **Figura 2** – por tanto, el robot de rehabilitación sería totalmente flexible, teniendo en cuenta, no únicamente la realimentación de la fuerza física ejercida por el paciente, si no la presión psicológica que este experimenta durante la realización de la terapia. La terapia se adaptaría a cada caso sin necesidad de una evaluación constante de los profesionales sanitarios, sobre todo si tenemos en cuenta cómo el ánimo de los pacientes puede verse afectado negativamente si la terapia no es adecuada. De este modo, se trata de evitar que el paciente pierda la motivación y deje de atender a la tarea de rehabilitación, garantizando que se encuentra en un estado anímico adecuado. Este avance podría repercutir positivamente en las cifras de éxito de las terapias y reducir el abandono de las mismas.

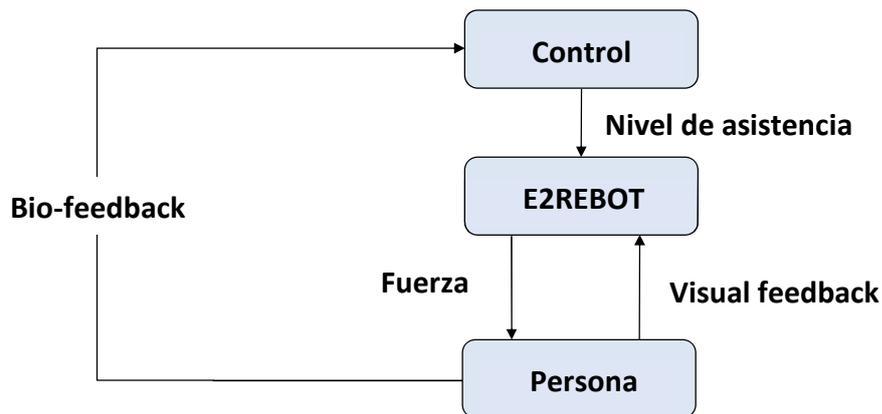


Figura 2. Esquema del control bio-cooperativo del Robot con bio-feedback

Para abordar este estudio se desarrollaron varias fases. En la primera se realizó una investigación sobre 47 sujetos sanos voluntarios en el Centro Tecnológico Fundación CARTIF, siguiendo un estricto protocolo de actuación que divide el estudio en cinco etapas distintas. Se monitorizaron varias señales psicofisiológicas de los voluntarios mientras realizaban terapias de rehabilitación de distinto grado de dificultad con el robot E2REBOT. Se registraron y almacenaron en ficheros, la señal eléctrica del corazón, la respuesta galvánica de la piel y su temperatura. A su vez, se recogieron el estado psicológico de los voluntarios antes y durante las terapias, mediante unos test SAM sencillos en los que plasmaron cómo se sentían ante la situación que acababan de vivir.

A continuación, se procesaron todos los datos. Para ello fue necesario recolectar los ficheros que se habían ido creando y fragmentarlos en las cinco subdivisiones, correspondientes a las distintas situaciones o etapas del estudio. Para realizar el análisis fue necesario extraer las características propias de cada señal, lo que conlleva el conocimiento de las señales fisiológicas que forman parte del estudio (señal eléctrica del corazón, respuesta galvánica de la piel y su temperatura), y realizar un procesamiento individual para cada una de ellas. Así, al finalizar este punto, no se cuenta únicamente con las tres señales originales citadas anteriormente. Se han extraído distintos parámetros que las caracterizan, y que permiten medir las posibles variaciones, lo que simplifica su análisis. Por tanto, en vez de analizar las señales de la actividad cardiaca, la respuesta galvánica de la piel y la temperatura, se han analizado unos índices que aportan información suficiente sobre las mismas y que son fácilmente cuantificables.

Por último, se realizó el análisis y el contraste de los parámetros. En este punto se comparó la información que habían aportado las señales

fisiológicas, con los datos de impacto psicológico recogidos en la prueba, así se comprobó cuál es la correlación entre ellos, y se concluyó la fiabilidad de estas señales para identificar el grado de estrés de la persona. Por tanto, se hizo la comparativa entre los resultados de los nueve índices y las respuestas en los test SAM. El estudio preliminar ha permitido relacionar las terapias con las respuestas fisiológicas de los individuos, abriendo la posibilidad de llevar a cabo el control de asistencia del robot desde las señales fisiológicas durante el desarrollo de las terapias.

En definitiva, el objetivo principal del trabajo es determinar si es posible la introducción de características psicofisiológicas del individuo, bio-feedback, en el control bio-cooperativo de un robot asistencial de neuro-rehabilitación. Para comprobar la veracidad de esta premisa se han desarrollado una serie de objetivos más específicos:

- Comprender y analizar las señales fisiológicas, así como los sensores asociados y las características que las componen.
- Comprobar la variabilidad de las respuestas fisiológicas ante situaciones de relajación y de estrés.
- Comprobar la correlación entre las respuestas psicofisiológicas y el estado mental con objeto de sacar un patrón identificativo del grado de estrés dependiendo de la respuesta fisiológica y acotar su error.
- Evaluar la posibilidad de introducir dicho patrón en el controlador del robot de acuerdo con el error acotado.

2. Desarrollo del estudio

Durante el desarrollo de mis prácticas en empresa en el Centro Tecnológico Fundación CARTIF, entre el 2 de marzo y el 29 de mayo del 2015, entré en contacto con la plataforma de adquisición de señales fisiológicas BIOPAC MP100, desarrollando un software propio de adquisición de señales en tiempo real para la introducción de datos fisiológicos en el controlador del robot E2REBOT. Además, entré a formar parte del equipo de la división de Ingeniería Biomédica del centro, trabajando junto a todo el equipo en la puesta en marcha, la elaboración de documentos y la realización de pruebas de control para comenzar la experimentación con voluntarios que da pie a este trabajo.

Entre el 20 y 30 de abril se habilitó una sala del Centro Tecnológico Fundación CARTIF, para la realización de las pruebas con sujetos sanos voluntarios trabajadores de la Fundación. La autora del presente trabajo fue asignada como responsable del desarrollo de las pruebas, realizando el rol de técnico encargada. Dichas pruebas se llevaron a cabo de forma individual atendiendo a un estricto protocolo de actuación consistente en la información a los voluntarios sobre las características de la prueba, la firma del consentimiento, la correcta colocación y puesta en marcha de los equipos utilizados, la supervisión y organización de los datos adquiridos y la asistencia de los voluntarios durante las terapias.

2.1. Robot

El robot con el que se ha llevado a cabo el trabajo es el E2REBOT desarrollado en el Centro Tecnológico Fundación CARTIF en colaboración con la Universidad de Valladolid, y las empresas: Aplifisa S.L, IDECAL e IDES. Se trata de un robot háptico para neuro-rehabilitación de miembros superiores en personas con algún tipo de discapacidad neuromotora adquirida, que permite administrar terapias orientadas a tareas impartidas en forma de "juegos virtuales" que aumentan la motivación de los pacientes. Este factor es clave en el proceso de reorganización neuronal necesario para re-adquirir las capacidades motoras perdidas a raíz del accidente. En la [Figura 3](#) se puede observar el robot en la ubicación de desarrollo del estudio. Consta de una pantalla que proporciona realimentación visual al paciente, tanto de la posición del objetivo, como de la posición real del robot que maneja. La posición real es tomada desde un sensor de fuerza que actúa de elemento móvil en ejes cartesianos XY, siendo esta la parte de interacción hombre-máquina. Al desplazar este elemento se registra tanto los desplazamientos originados como la fuerza que el individuo es capaz de aportar, y mediante el paradigma de control conocido con el nombre de "asistencia a medida",

genera la fuerza necesaria para completar el movimiento que la terapia está demandando. De esta forma la potencia prestada por el robot se regula en función del trabajo que realiza la persona, favoreciendo el control de los movimientos del paciente. El software del E2REBOT permite multitud de terapias que se basan en acciones cotidianas o en juegos. Dispone de un marcador con la puntuación obtenida, que proporciona al paciente información inmediata sobre su desempeño con el objetivo de aumentar su motivación [2].



Figura 3. Sala habilitada para la experimentación con las plataformas E2REBOT y BIOPAC MP100

En el caso específico del estudio que se presenta, la terapia seleccionada fue la “Activa Asistida”, la cual se observa en la Figura 4. Consiste en un ratón que se desplaza de forma aleatoria por la pantalla y una mano que se corresponde con la entrada del robot, es decir, que es desplazada por la persona con el mando del robot. El objetivo del juego es que el voluntario alcance el ratón con el puntero desplazando la mano virtual por la pantalla hasta que estos ocupen el mismo espacio. Cada vez que lo hace la puntuación aumenta, siendo este elemento la motivación de los voluntarios para esforzarse en la realización de la terapia. El ratón se mueve de manera autónoma y pseudoaleatoria, huyendo rápidamente cuando es alcanzado, por lo que nunca se captura al ratón, únicamente puede ser “tocado”. Como todos los voluntarios eran sujetos sanos, la fuerza que debía aportar el robot era nula, siempre que fuesen capaces de desarrollar sin problemas la terapia. El control de dificultad se determinó al comienzo de la terapia, variándose el

tamaño del ratón y del puntero, además de la velocidad con la que el ratón se desplazaba o huía por la pantalla.

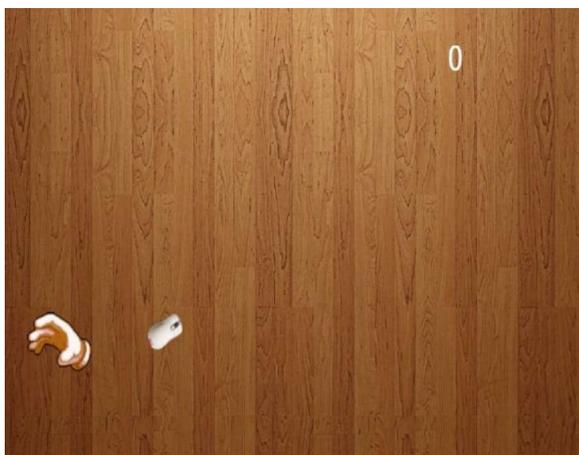


Figura 4. Terapia "Activa Asistida"

2.2. Sensores

Durante el estudio se ha usado la plataforma médica BIOPAC MP100 de la empresa BIOPAC MP Systems. Se trata de un dispositivo modular utilizada en el mundo de la medicina destinada a recoger señales fisiológicas mediante sensores pudiendo trabajar con un máximo de 16 señales distintas. La máquina está compuesta por un núcleo central y varios módulos individuales, como se contempla en la [Figura 5](#).

El núcleo central es el elemento desde el cual conectamos la máquina a un PC para poder visualizar y administrar la información que se recoge desde los módulos periféricos, y posee con la toma de corriente y los botones de encendido.

El primer módulo periférico, indispensable para el funcionamiento del BIOPAC, es el módulo de interfaz que cuenta con distintas entradas para el control de la plataforma. En nuestro caso solo será necesaria la utilización del puerto que conecta este módulo con el núcleo central. Por último, los módulos asociados a los sensores, son convertidores de señal que poseen filtros y ganancias configurables desde el propio hardware, cuya configuración y funcionamiento se detalla a continuación [3]. Estos módulos se conectan en serie al módulo de interfaz. Para el desarrollo del estudio fueron necesarios tres de estos convertidores, uno para cada señal presente en el mismo: actividad cardíaca, respuesta galvánica de la piel y temperatura de la piel, por lo que dispondremos de tres módulos distintos cuyo funcionamiento se especifica a continuación.

La frecuencia de adquisición de los sensores puede ser graduada entre 1 y 2000 Hertzios cuando se adquieren hasta un máximo de tres señales distintas. En el estudio se seleccionó la frecuencia máxima, 2000 Hertzios.

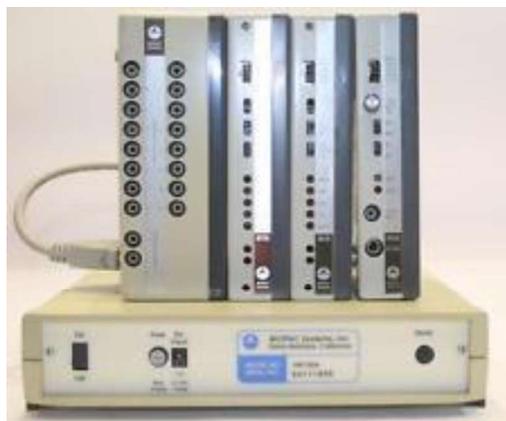


Figura 5. Plataforma BIOPAC MP100

BIOPAC Systems facilita a sus clientes un software para realizar la comunicación y posterior recolección de datos: AcqKnowledge. A través de este programa se creó un fichero de datos por cada voluntario que disponía de toda la información recogida durante la prueba. Se configuró de tal forma que la recepción de datos se hacía en las unidades que se determinaron para cada señal: milivoltios en el caso del electrocardiograma, microSiemens para la conductancia eléctrica de la piel y grados Celsius en el caso de la temperatura (Tabla 1) Se trata de una adquisición off-line, ya que, aunque se puede observar la señal a tiempo real en la ventana de visualización del programa, los datos se guardaban al finalizar la prueba.

Señal	Unidades
Electrocardiograma	miliVoltios (mV)
Conductancia eléctrica de la piel	microSiemens (μ S)
Temperatura dérmica	Grados Celsius ($^{\circ}$ C)

Tabla 1. Señales adquiridas durante la experimentación y sus unidades de adquisición

2.2.1. Módulo GSR100C

El módulo GSR100C se corresponde con la respuesta galvánica de la piel o respuesta electrodérmica, medida como conductividad que varía de acuerdo a la sudoración del sujeto. Con este sensor se midió la actividad eléctrica de las glándulas que producen sudor en los dedos, más sensibles a las emociones y pensamientos, y por tanto, óptimos para identificar situaciones de estrés. Las glándulas sudoríparas actúan como conductores eléctricos de manera que al llenarse de sudor, su resistencia disminuye, aumentando la

conductividad. Para la configuración del hardware se comprobó que la respuesta en frecuencia se encontraba en modo 'DC', para que la respuesta fuera absoluta. Además, se fijó una ganancia de 20 microSiemens por voltio de entrada, al seleccionar esta ganancia el rango de medida se encuentra entre los 0 y los 200 microSiemens. Se debe escalar la entrada en el software para que las unidades sean las deseadas, para lograr esto, de acuerdo con la ganancia, se introdujo en el programa AcqKnowledge lo siguiente:

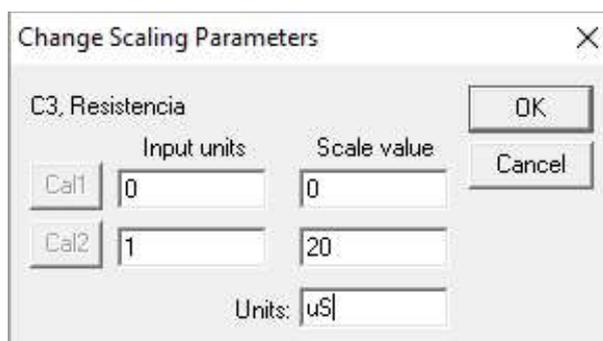


Figura 6. Pantalla de escalado en la plataforma AcqKnowledge para la señal GSR

En cuanto al sensor, consta de dos electrodos no polarizados Ag-AgCl, es decir, plata y cloruro de plata, que miden el potencial generado. Estos electrodos se fijaron a los dedos con ayuda de una cinta de Velcro en los dedos índices y corazón, como se aprecia en la Figura 7, de la mano no hábil del voluntario, y se administró un gel conductor para potenciar el contacto entre el electrodo y la piel.



Figura 7. Colocación del sensor GSR

2.2.2. Módulo SKT100C

El módulo SKT100C es el convertidor asociado a la temperatura, se encarga de monitorizar la temperatura corporal externa del sujeto. Esta señal se ha escogido por su sencillez de análisis y la relación existente con la sudoración. No hay indicios claros de que sea óptima para realizar medidas psicofisiológicas, pero facilita información sobre el sujeto durante el desarrollo de la prueba. Su configuración hardware es similar a la presentada

en el módulo de respuesta galvánica de la piel. Se seleccionó una ganancia de 5 grados Fahrenheit, la máxima posible, por cada voltio de entrada. Una vez seleccionada la ganancia se configuró el software de forma que la señal se escale directamente a grados Celsius, al ser recogida. Como se deseaba que la medida de la temperatura fuese absoluta, la respuesta en frecuencia se ajustó al modo “DC”, es decir, de corriente continua. Para escalar la entrada se tomó una temperatura basal de 32.22°C y se escaló la entrada de 1 voltio a una entrada de temperatura de 35°C, como observamos en la **Figura 8**. Estos datos son facilitados por BIOPAC Systems en su guía de configuración [3]. Con la ganancia seleccionada, el rango de temperaturas de medida del sensor es de 5 a 60 grados centígrados.

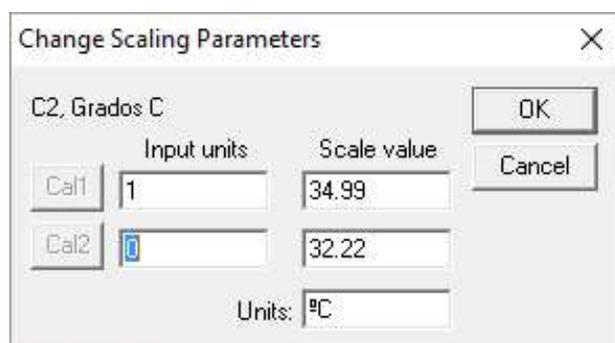


Figura 8. Pantalla de escalado en la plataforma AcqKnowledge para la señal SKT

Este sensor es de apariencia similar a los anteriores, consta de un termistor fijado en una cinta de Velcro que se sujetó al dedo anular de la mano libre del paciente, no siendo necesaria la utilización del gel. Este sensor mide la conductividad de la piel ya que la temperatura es directamente proporcional a esta.

2.2.3. Módulo ECG100C

Por último, el módulo ECG100C, es un módulo biopotencial, y está asociado a la actividad cardiaca. El electrocardiograma es una señal eléctrica que el cuerpo humano emite y se convierte en perceptible a través del equipo médico. Se genera por la diferencia de voltaje entre el interior y el exterior del corazón. La señal puede variar enormemente entre distintos sujetos, aunque estos se encuentren en las mismas condiciones.

Este módulo tiene una configuración más compleja, ya que es necesario introducir un filtro, en el caso que se describe de 0,5 hertzios. Se trata de un filtro paso alto que se utiliza para filtrar la señal cardiaca al monitorizar a un paciente activo. La señal cardiaca puede dividirse en varias ondas o curvaturas, como mostramos en la **Figura 9**. El corazón en su actividad normal se contrae y se relaja debido a la polarización y a la despolarización del

músculo cardiaco, respectivamente. Cada onda se asocia a una actividad del corazón, por lo que son secuenciales y cíclicas. La primera onda, la onda P está compuesta por la superposición de la actividad eléctrica de ambas aurículas que se produce cuando se despolariza el músculo auricular, músculo que controla la parte superior del corazón y las dos cavidades que lo conforman, las aurículas. El complejo QRS representa la despolarización de los ventrículos –las cavidades inferiores del miocardio – y está formado por tres ondas: la onda Q, despolarización del tabique interventricular, onda R despolarización de la masa ventricular, y la onda S, despolarización de las zonas basales ventriculares. La onda T, representa la repolarización de los ventrículos, y por último la onda U, de la cual se desconoce su origen y no siempre aparece [3w]. En este estudio se utilizó el filtro para reducir las ondas P, T y U, de esta forma el complejo QRS es más claro y de mayor utilidad para extraer las características cardiacas que se estudiaron con posterioridad. Además, debido a que la señal eléctrica del corazón es del orden de 10^{-4} voltios, se aplicó una ganancia de 1000.

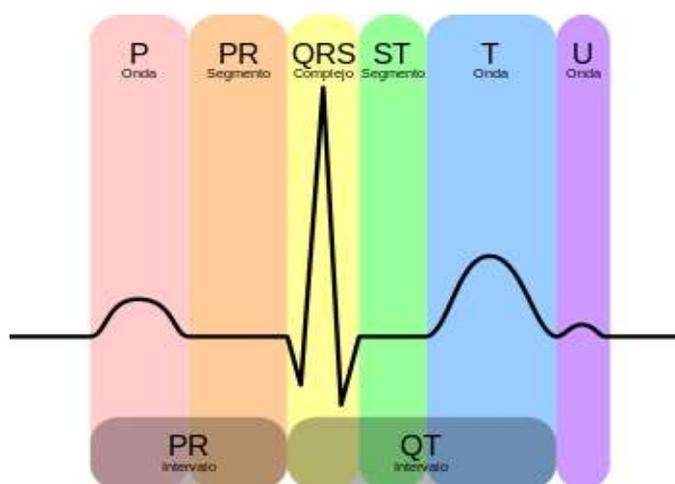


Figura 9. Señal eléctrica cardiaca

El sensor consta de tres electrodos – positivo, negativo y tierra – en forma de adhesivo que se colocaba sobre el cuerpo de los voluntarios. Es un dispositivo no invasivo, y la disposición de los electrodos depende de la derivación cardiaca que se desee registrar. Existen 12 derivaciones estándar: 3 bipolares y 3 unipolares del plano frontal, y 6 unipolares precordiales. Las precordiales son aquellas en las que los electrodos se colocan sobre las costillas del individuo y registran su potencial pero no han sido objeto de estudio puesto que se utilizan para diagnóstico médico. Por otro lado, las derivaciones de plano frontal no son suficientes para hacer un diagnóstico completo, pero son fundamentales para conocer el ritmo y frecuencia cardiaca, además de la posición del corazón y realizar el diagnóstico de arritmias, por tanto se seleccionó una de estas 6 derivaciones. Los electrodos

se colocan sobre tres extremidades: ambos brazos y la pierna izquierda. Para el estudio se tomaron las derivaciones estándar de Einthoven, que corresponden a las bipolares.

Einthoven pensó que, siendo el corazón un generador de corriente y el cuerpo humano un buen conductor, podría construirse imaginariamente un triángulo, formado por las raíces de los miembros, sobre cuyos lados se proyectarían las fuerzas eléctricas emanadas del músculo cardíaco. Dado que el corazón se inclina dentro del pecho hacia la izquierda, y como los brazos y piernas son prolongaciones de sus respectivas raíces, en la práctica empleamos los miembros superiores y el inferior izquierdo para construir el triángulo [4w]. Estas derivaciones tienen su fundamento bioeléctrico en la teoría del dipolo, por lo que el brazo derecho constituye el polo negativo, al proyectarse sobre él la base del corazón, siendo el brazo izquierdo y la pierna izquierda los positivos. De esta forma se presenta el triángulo de Einthoven, donde se observan las derivaciones bipolares como la diferencia de potencial entre los miembros, **Figura 10.A**. En el caso de la derivación III la diferencia de potencial se da entre dos polos electropositivos, actuando el brazo izquierdo de polo negativo ya que posee menos carga positiva [5w]. Por otro lado, las unipolares son las derivaciones vectoriales de cada miembro, como se observa en la **Figura 10.B**.

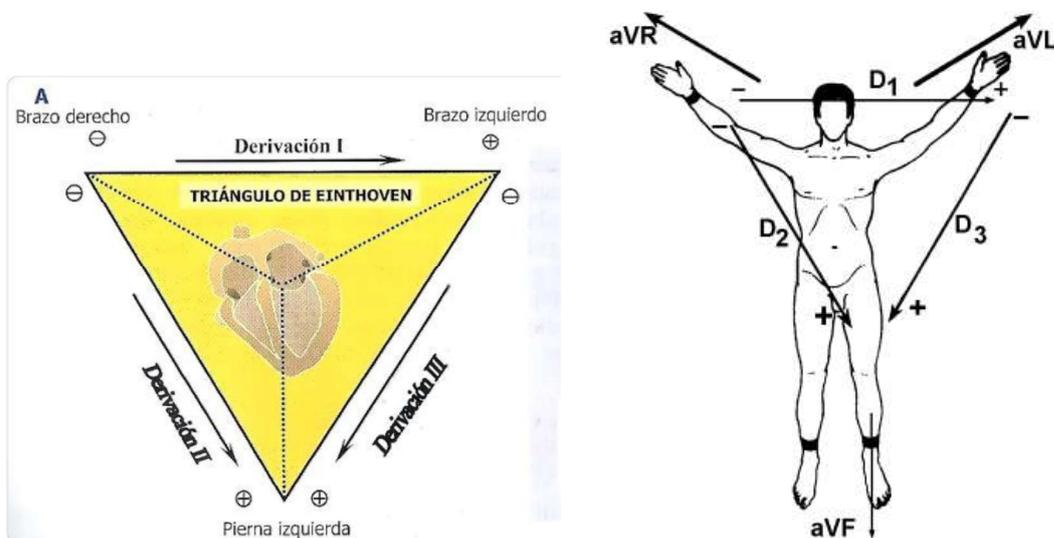


Figura 10. A) Esquema del Triángulo de Einthoven [6w]. B) Esquema de las derivaciones cardíacas [4w]

Con el fin de encontrar una derivación que maximizase el complejo QRS se seleccionó la derivación II o bien, la derivación III, como se puede observar en **Figura 11.A**. Como deben evitarse posibles interferencias musculares en el resultado, se optó por colocar el positivo en la parte baja izquierda del torso, el negativo en la parte superior izquierda y el negativo en la parte baja

derecha (Figura 11.B.) De este modo, aunque no se colocaron sobre las extremidades, siguen correspondiendo a las derivaciones de Einthoven. Esta distribución de los electrodos evita el ruido muscular al interactuar con el robot. Además, corresponde a la derivación bipolar III que registra la diferencia de potencial eléctrico entre la pierna izquierda y el brazo izquierdo, o lo que sería lo mismo, la diferencia entre VF y VL.

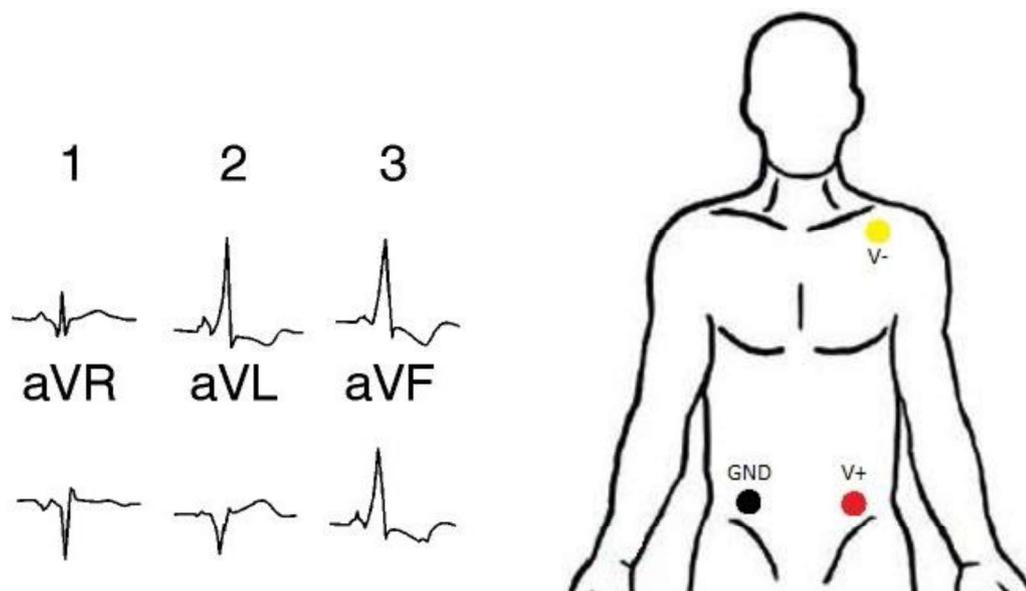


Figura 11. A) Señal eléctrica de cada derivación. B) Esquema de la colocación de los sensores durante el estudio.

2.3. Test SAM

Para medir el impacto psicológico al que se ven sometidos los voluntarios se utilizaron unos cuestionarios que siguen el modelo SAM, “The Self-Assessment Manikin”, que analiza de forma sencilla las impresiones de la persona.

Los estados emocionales pueden ser definidos adecuadamente a través de tres dimensiones independientes: placer, grado de excitación y dominio, de forma que son suficientes para definir todos los estados emocionales ante cualquier tipo de estímulos. Las tres dimensiones son bipolares e independientes entre sí, conformando el llamado modelo de estado emocional PAD [4][5] (por las siglas en ingles de las tres características: pleasure, arousal, dominance), Figura 12.

La primera dimensión es el **placer**, también llamada valencia dependiendo de la interpretación, y va desde el dolor o la infelicidad extrema, hasta la felicidad o el éxtasis. Esta puede asociarse a los juicios evaluativos cognitivos asociados a estímulos. La **excitación**, también designado como umbral, oscila

entre la somnolencia hasta el estado de alerta de júbilo, y se asocia a la medida para evaluar la actividad debida al estímulo, correlacionándolo directamente con el estado de excitación. Las dimensiones de placer y excitación son primarios, y por lo general, representan la mayor parte de la varianza en los juicios emocionales. Por último, el **dominio** fluctúa entre la falta total de control y el control absoluto de los acontecimientos [4][3][5][6].

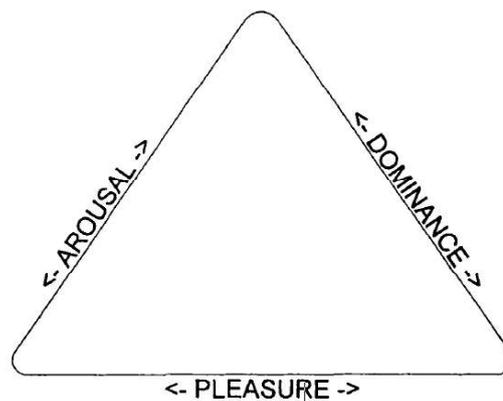


Figura 12. Representación del Modelo de Estado Emocional PAD

La respuesta emocional puede ser medida en al menos tres sistemas diferentes: informes afectivos, respuestas fisiológicas y manifestación de comportamientos. El test SAM es una técnica pictórica de evaluación no verbal que mide directamente el placer, la excitación y el dominio asociado con la reacción afectiva de una persona para una amplia variedad de estímulos [6].

La escala de diferencial semántica ideada por Mehrabian y Russell [4] es un instrumento ampliamente utilizado para la evaluación de la estructura tridimensional de los estados emocionales. Es una tabla que se compone de un conjunto de 18 pares de adjetivos bipolares, Figura 13. Test SAM, que son valorados cada uno a lo largo de una escala de 9 puntos. De este modo, cada escala varía entre el valor 1 (a la izquierda), que representa el valor más bajo de cada uno de los parámetros, hasta el valor 9 (a la derecha), que expresa el valor más alto. El informe que se entregó a los voluntarios tenía impresa esta escala de forma que se debía marcar la opción que más se ajustase al estado en el que se encontraba la persona, siendo la fila superior el placer, la fila del medio la excitación y la última el dominio [6].

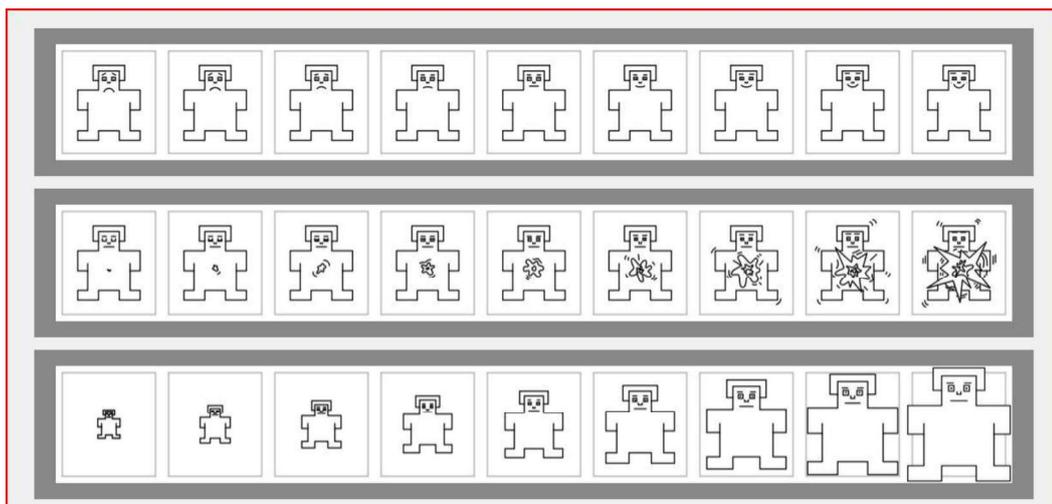


Figura 13. Test SAM

2.4. Muestra

El estudio se llevó a cabo con 47 personas voluntarias, siendo todos sujetos sanos, mayores de edad y trabajadores del Centro Tecnológico CARTIF en el que se desarrolló. Se contó con 23 mujeres (48,94%) y 24 hombres (51,06%), datos referidos al sexo biológico binario de los sujetos. Se puede determinar por tanto, que la paridad de la muestra es prácticamente total y que no habrá ningún sesgo de género.

Los sujetos del estudio se encuentran entre los 21 y 52 años, por lo que todos son sujetos jóvenes-adultos o adultos dentro de edades donde las dolencias de corazón son menos frecuentes. La media de edad es de 37,27 con una desviación estándar de 7,29 años, el peso medio es de 70,85 kilogramos con una desviación media de 16,16 kilogramos y la estatura media es de 171,06 centímetros con una desviación estándar de 9,04 centímetros (Tabla 2).

Nº de voluntarios	47
Edad (años)	37,27±7,29
Peso (kg)	70,85±16,16
Estatura (cm)	171,06±9,04

Tabla 2. Valores medios de los datos de la muestra

2.5. Protocolo

La experimentación con voluntarios respetó en todo momento el protocolo acordado por el equipo durante la realización de la documentación. En él se detallaban los pasos a seguir en el estudio, los tiempos en los que se debía desarrollar y las normas que debían respetarse. En la **Figura 14** se observa el grafo orientativo para el desarrollo de cada prueba. Se contaba con un tiempo aproximado de 32 minutos por voluntario.

En primer lugar, se recibía al sujeto y se le solicitaba el abrigo si lo tuviese, se le acomodaba en una silla para dar comienzo a la explicación del estudio. Se dieron las explicaciones pertinentes sobre el objetivo del experimento, se explicó en qué iba a consistir – se realizarían una serie de pruebas en etapas que consistían en juegos de realidad virtual con el robot, simultáneamente se registrarían las señales fisiológicas de actividad cardiaca, conductividad de la piel y temperatura de las manos, y se le solicitaría que completase los test SAM – así como los posibles riesgos derivados del experimento. Además, se le hizo entrega de un documento informativo para participantes (A.1).

Una vez entendido el procedimiento y tras la atención de las dudas y/o peticiones del voluntario se le hizo entrega de los documentos elaborados para el estudio, estos eran: el documento de consentimiento, la plantilla identificativa y los tres test SAM que se rellenarían conforme las instrucciones de la técnica encargada de la prueba. Posteriormente, se realizó la firma del documento de consentimiento (A.2) tras la lectura del mismo, quedando una copia en posesión de la técnica, procediendo a continuación al comienzo el estudio.

En primer lugar, finalizada la explicación del estudio y una vez firmado el consentimiento, se le asignó a la persona voluntaria un número con el que se identificaron todos los documentos que se iban a realizar desde este momento por lo que, a partir de este punto, el anonimato del voluntario es total. Se cumplimentó la plantilla identificativa por parte de la técnica que tomaba los datos que el voluntario le facilitaba (A.3). Para los datos de peso y altura se puso a disposición de los voluntarios una báscula y un metro. A continuación, se colocaron los sensores según lo explicado en el apartado 2.2, dejando libre la mano hábil del sujeto, y se situó al voluntario sentado frente al robot, asegurando su comodidad y la no interferencia entre el robot y el cableado de los sensores.

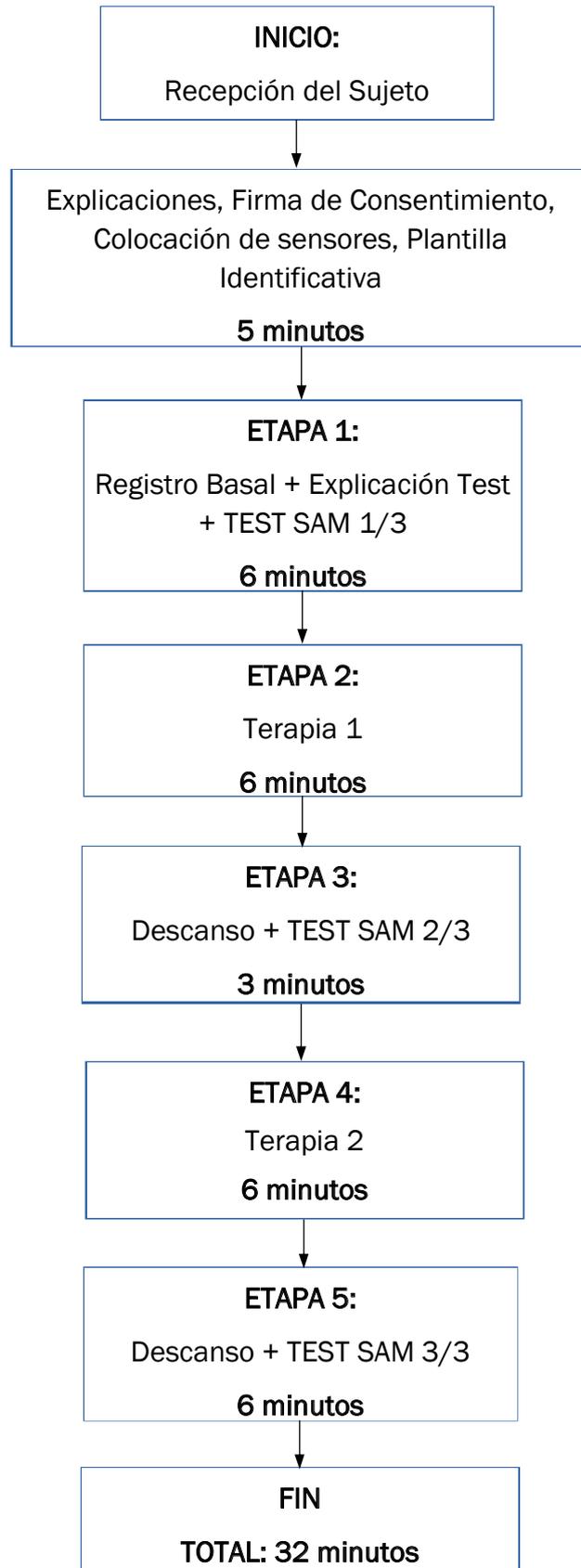


Figura 14. Esquema del protocolo

ETAPA 1: Posteriormente, dio comienzo la adquisición de datos con el registro basal o primera etapa. Durante el desarrollo de todas las etapas se procuró no interactuar con el voluntario, a no ser que sea totalmente imprescindible, permanecer en silencio y no alterar con movimientos o interrupciones al sujeto. Fueron 6 minutos en los cuales el voluntario no tuvo interacción con el robot, estuvo quieto y se procuró no entablar más conversación de la estrictamente necesaria, evitando posibles ruidos acoplados en las señales. De forma simultánea se facilitó el primer test SAM y se escuchó un audio con las explicaciones necesarias para rellenarlo. El primer test analiza cómo la puesta en marcha del experimento ha afectado al sujeto, es decir, analiza cuál es la situación psicológica del sujeto ante la explicación recibida, la firma del documento de consentimiento, la colocación de los sensores, y la toma de datos basales.

ETAPA 2: Una vez acabada la primera etapa se solicitó al sujeto que colocara la mano hábil en el robot y se lanzó la primera terapia. La terapia 1 o segunda etapa de la prueba tenía una duración de seis minutos en los cuales la dificultad era siempre la misma, la denominada como “fácil”. La dinámica del juego era la misma pero la velocidad del ratón en esta etapa era suficientemente baja como para desarrollar el juego sin complicaciones, dependiendo de la destreza del voluntario, pero pudiendo seguir en mayor o menor medida al ratón durante todo el transcurso de la terapia. El robot finalizó la terapia de forma autónoma al alcanzar el tiempo estipulado.

ETAPA 3: En la tercera etapa se producían tres minutos de descanso durante los cuales el voluntario estaba en reposo. Mientras tanto, se solicitó al sujeto que rellenase el segundo test SAM, con el objetivo de analizar cómo, la terapia ejecutada, ha afectado en el sujeto, es decir, analizar cuáles son las reacciones que el sujeto ha experimentado como consecuencia de realizar la terapia.

ETAPA 4: Al comienzo de la segunda terapia o cuarta etapa, se solicitó al voluntario que se preparase para la interacción con el robot. La terapia sería de nuevo la denominada “Activa asistida” pero en este caso aumentó la dificultad. La velocidad del ratón aumentó y resultaba más complicado alcanzarlo. Esta etapa de seis minutos de duración se llevó a cabo con la mano hábil, finalizando de forma autónoma cuando el robot concluyó el juego.

ETAPA 5: A continuación, se llevó a cabo la quinta etapa, su duración es de seis minutos en los cuales el voluntario se encontraba en total relajación. Durante este periodo de tiempo las señales deberían volver a un estado de normalidad, ya que se ha dado fin a la actividad. Mientras, se rellenó el tercer

y último test, para analizar cómo ha afectado en el sujeto la terapia ejecutada y cuáles son las reacciones que ha experimentado.

Al agotar el tiempo estipulado se finalizó de forma manual la adquisición de datos y se recogieron en un fichero cuyo identificador fue el número previamente asignado al voluntario. Por último, se retiraron los electrodos y sensores asistiendo al voluntario durante el proceso. Se agradeció su colaboración y se le despidió de forma cordial.

3. Software de análisis de señales

En este apartado se explica el software que ha sido desarrollado para procesar las señales antes de su análisis. En este momento del estudio se contaba con tres señales psicofisiológicas: actividad cardiaca, conductividad de la piel y temperatura de la mano, sin tratar, los registros en bruto de la experimentación. Para poder analizar estas señales fue necesario realizar un tratamiento específico para cada una de ellas y extraer índices relevantes para ser cuantificados y comparados.

A continuación, se detalla el proceso que se llevó a cabo para clasificar la información, así como la estructura adoptada para su organización. Se explicarán los índices que han sido extraídos y su importancia dentro del estudio (Tabla 3). Así mismo, se explica el software que se ha sido desarrollado para su extracción.

Procedencia	Índice	Descripción
Señal GSR	SCR	Eventos de la respuesta de conductividad de la piel en una etapa (eventos/etapa)
	Frec_SCR	Frecuencia de ocurrencia de las respuestas SCR en una etapa (eventos/min)
	Amp_SCR	Amplitud promedio de las respuestas SCR en una etapa (μS)
	SCL	Valor medio de la señal GSR en una etapa (μS)
Señal SKT	TEMP	Valor medio de los 5 últimos segundos de la temperatura en una etapa ($^{\circ}\text{C}$)
Señal ECG	Med_RR	Valor medio de la variabilidad de la frecuencia cardiaca en una etapa (s)
	SDNN	Desviación estándar del tiempo entre latidos (s)
	RMSSD	Valor medio de la suma de las diferencias temporales entre intervalos adyacentes (s)
	pNN50	Porcentaje del número de diferencias temporales entre dos intervalos R-R consecutivos, mayores de 50 ms, en cada etapa (%)

Tabla 3. Índices extraídos en el procesamiento

En el esquema mostrado de la Figura 15, se observa el proceso que se llevó a cabo, partiendo de las tres señales tal y como se recogieron hasta obtener los nueve índices que se pretenden analizar.

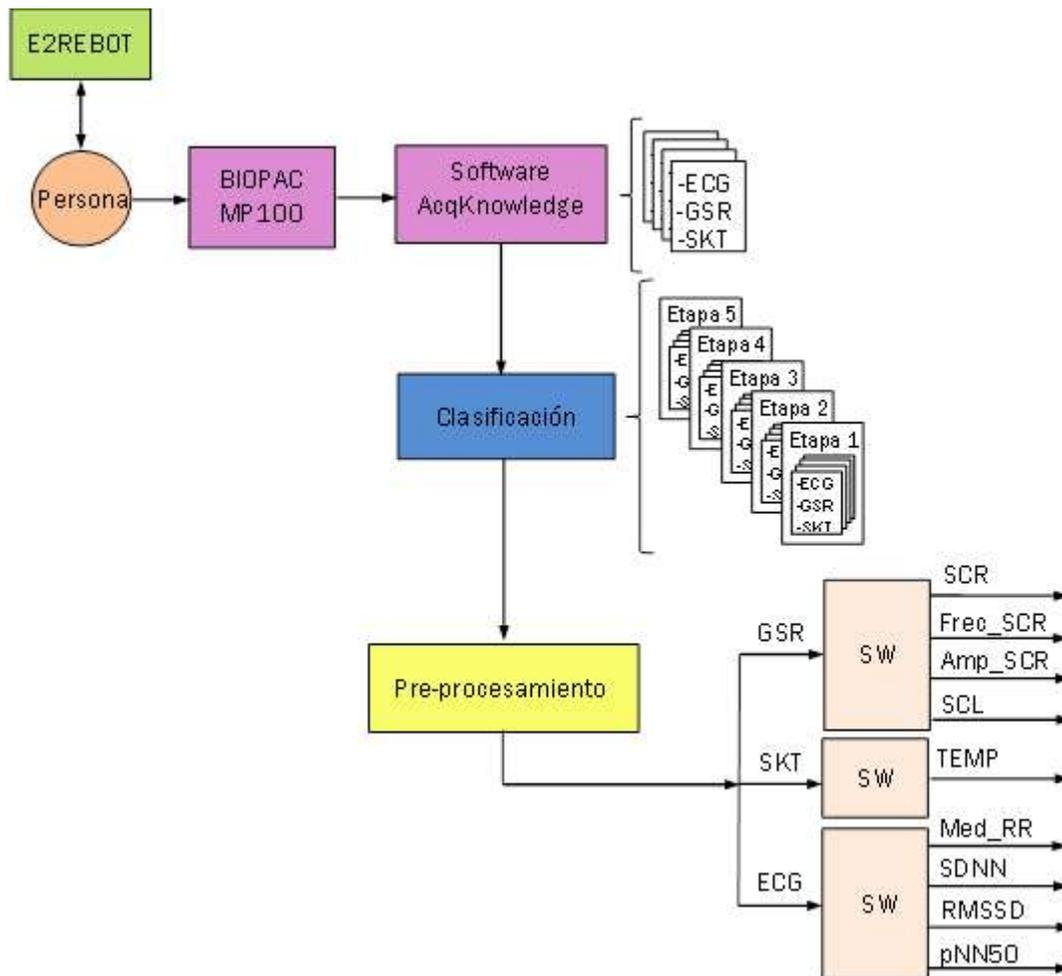


Figura 15. Esquema del procesamiento de datos

3.1. Presentación de los datos

El primer paso en el desarrollo de software ha sido contar con la información clasificada de forma óptima. Por un lado, se tenía la información en formato papel procedente del estudio, los datos del sujeto y los test SAM entregados. Esta fue la primera información en bruto extraída, como no era preciso ningún procesamiento se almacenó en un archivo '.xls' de Excel nombrado como 'Datos_Estres_Instantáneo', donde se colocó la información de cada voluntario por filas, de forma que la primera fila corresponde al primer voluntario. En columnas se ordenó la información siguiendo el orden de:

- identificación del paciente,
- edad,
- peso,
- altura,
- sexo (0: femenino, 1: masculino),
- mano hábil (0: diestro, 1: zurdo),

- utilización previa al estudio del robot (0: no, 1: sí),
- es jugador/a frecuente de videojuegos (0: no, 1: sí),
- y los datos de los tres índices de los tres test SAM entregados.

La recopilación de datos procedentes del test SAM, se ordenaron en columnas, primero por el número del test en orden cronológico, y después, por cada fila del test de arriba abajo.

- Test SAM 1: Valencia o placer,
- Test SAM 1: Umbral o excitación,
- Test SAM 1: Dominio,
- Test SAM 2: Valencia o placer,
- Test SAM 2: Umbral o excitación,
- Test SAM 2: Dominio,
- Test SAM 3: Valencia o placer,
- Test SAM 3: Umbral o excitación,
- Test SAM 3: Dominio

Además, durante la experimentación se adquirieron los datos fisiológicos a través del software facilitado por BIOPAC Systems, AcqKnowledge, y se guardaban las tres señales en un mismo fichero de extensión 'ACQ'. Como se puede observar en la [Figura 16](#), es un archivo que guarda las gráficas que se van registrando en base temporal con una frecuencia de 2000Hz cada una. Las señales se encontraban en las unidades que se habían seleccionado, milivoltios para el electrocardiograma, grados centígrados para la temperatura y microSiemens para la conductividad de la piel. Este fichero se almacenó en una carpeta del directorio matriz nombrado como 'Registros_Bruto', dónde se le había asignado a cada voluntario un directorio o carpeta de archivos personal nombrada 'P_X', siendo 'X' el número de voluntario fijado durante la recopilación de datos de forma que concuerda con el número de archivo de todos los documentos del estudio.

Dado que, el procesamiento de las señales se realizó desde software propio editado, se pasaron los datos a un fichero de datos en columnas, siendo cada columna una señal, además, se incluyó la señal de ritmo cardiaco procesada desde el mismo programa AcqKnowledge, así, aunque esta señal no se utilizó en el estudio se almacenó en el fichero. El propio software AcqKnowledge permite la creación directa de estos ficheros. El fichero se nombró como la carpeta a la que pertenece: 'P_X'. En este momento, se contaba con un total de 47 directorios con un fichero cada una, una por voluntario.

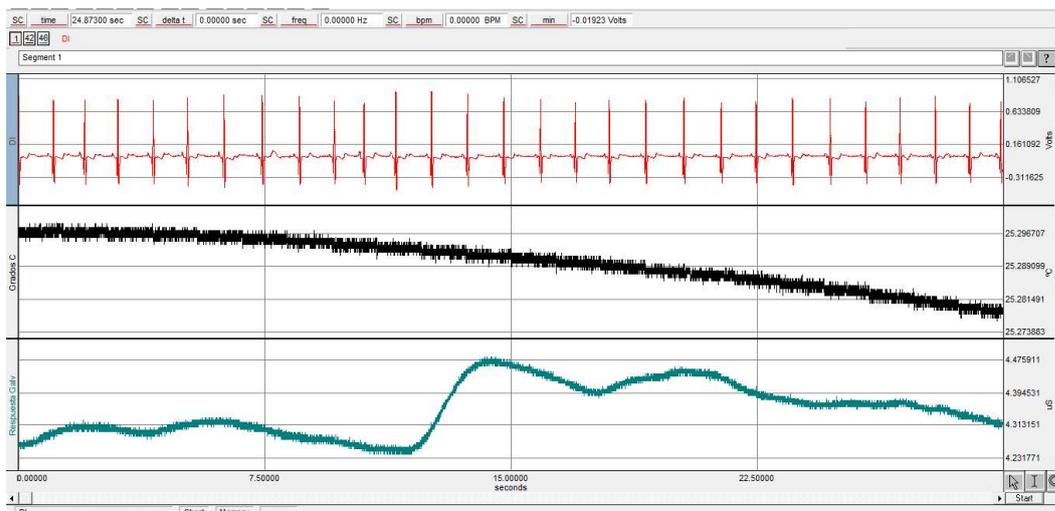


Figura 16. Señales fisiológicas recogidas por la plataforma AcqKnowledge durante los primeros 25 segundos de la prueba. En rojo, la señal cardiaca. En negro, la señal de temperatura. En azul, la señal de conductividad de la piel.

3.2. Clasificación de los datos

La clasificación de los datos se llevó a cabo dividiendo el fichero de cada voluntario en cinco ficheros distintos. Para ello, las señales recogidas durante el estudio se dividieron en las cinco etapas correspondientes a las etapas del protocolo, para trabajar con segmentos de distinto grado de estrés y estudiarlos individualmente.

Para llevar a cabo la fragmentación de ficheros se ha realizado un software en la plataforma Matlab 2013, que ha permitido la ruptura del fichero principal según los tiempos estimados en el protocolo. Para un ajuste más real se han contemplado los retrasos ocasionados en las etapas 1, 3 y 5, puesto que en las etapas 2 y 4 no han podido producirse retrasos al ser el propio robot el que finalizaba la tarea. Se puede consultar el código del programa en el anexo B.1. Se trata de un programa con tres entradas, en primer lugar, el fichero que va a ser fragmentado, a continuación, los dos retrasos posibles en segundos. El retraso de la etapa 5 no se ha contemplado, ya que el último fichero alberga la información hasta el final del fichero original.

Su almacenamiento se ha realizado en un directorio denominado 'Registros_Fraccionados' dentro del directorio matriz, asignando a cada voluntario una carpeta personal, 'P_X'. Dentro de esta carpeta deberían hallarse cinco ficheros nombrados de la forma 'P_X_E_Y', siendo 'Y' el número de la etapa. En la Figura 17, se visualiza el esquema de la organización en carpetas en los registros en bruto y fraccionados.

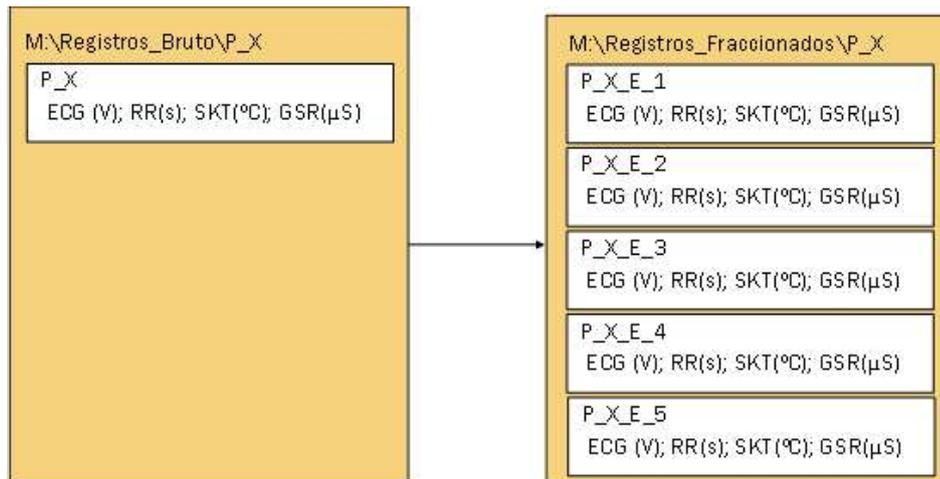


Figura 17. Organización en carpetas de los archivos en bruto y fraccionados

Durante el proceso de división de los datos, se advirtió un error en la toma de datos correspondiente a un voluntario, nombrado como 'P_126'. Solo se habían registrado 23 minutos de prueba, por lo que se desecharon los datos de dicho voluntario. Por tanto, quedaron 46 voluntarios con 5 ficheros por procesar cada uno, es decir, finalmente se procesaron un total de 230 ficheros.

3.3. Pre-procesamiento de las señales

Dado que el procesamiento de los datos es distinto dependiendo de la señal fue necesario separar las tres señales (actividad cardíaca, conductividad de la piel y temperatura), que se encontraban divididas por etapas y almacenadas en los ficheros. Para esta tarea se desarrolló un software (anexo B.2), que lee el fichero y divide las tres señales en un vector de datos cada una, obviando la señal de ritmo cardíaco que habíamos almacenado desde el software AcqKnowledge, ya que esta señal no ha sido estudiado como explicábamos anteriormente. Por tanto, se crearon tres vectores de datos en cada etapa con el objetivo de procesarlos.

Además, en el caso de la señal GSR era necesario pre-procesarla, puesto que se debía sub-muestrear la señal a 500 Hertzios. Este sub-muestreo se realizó para aligerar la carga de procesamiento, ya que al haber adquirido los datos a 2000 Hertzios, el volumen de muestras que se iba procesar era muy alto y el procesamiento de la señal es complejo. Por esto, se seleccionó una frecuencia más baja que la frecuencia de adquisición. Con este sub-muestreo no se perdió información relevante de la señal, puesto que la señal de conductividad dérmica no tiene variaciones tan rápidas como para perder información con una frecuencia de 500 Hertzios.

El software que se ha desarrollado se puede consultar en el anexo B.2. La función recibe el fichero de entrada, y tiene como salidas tres vectores que corresponden a la señal ECG, GSR y SKT, con unas frecuencias de muestreo de 2000, 500 y 2000 Hertzios, respectivamente.

3.4. Señal GSR

La señal eléctrica de conductividad de la piel (GSR, por sus siglas en inglés) responde a estímulos generados por eventos ambientales como olor o sonido, estímulos por tocar la piel, o por vivir un episodio de estrés. Esta respuesta, se manifiesta con un retraso aproximado de un segundo, aumentando rápidamente hasta un punto y bajando lentamente hasta quedar en el estado de inicio. Está vinculada al procesamiento emocional y cognitivo autónomo, por ello se utiliza como índice sensible al procesamiento emocional y la actividad del sistema nervioso simpático.

La actividad electrodérmica facilita varias características cuantificables que permiten conocer la respuesta de la persona hacia los estímulos. Por un lado, el nivel de conductividad de la piel (SCL), el cual está asociado al nivel tónico de la piel. Se cree que los cambios de nivel de este índice son un reflejo en los cambios generales de la activación autónoma. Por otro lado, las respuestas de conductividad de la piel (SCRs), están asociadas al sistema nervioso simpático en sus cambios más rápidos, lo que produce eventos cuantificables en la señal. El objetivo en el procesamiento de la señal de conductividad de la piel es extraer cuatro características dérmicas:

- **Los eventos SCR:** eventos de la respuesta de conductividad de la piel en una etapa (eventos/etapa)
- **La frecuencia SCR:** frecuencia de ocurrencia de las respuestas SCR en una etapa (eventos/min)
- **La amplitud de SCR:** valor medio de la amplitud de las respuestas SCR en una etapa (μS)
- **El nivel de SCL:** valor medio de la señal GSR en una etapa (μS)

La extracción de las características resulta compleja por el volumen de datos que conforman la señal, aun habiéndola sub-muestreado en el pre-procesamiento. Además, la bibliografía no muestra un método claro y consensuado para su tratamiento, por lo que se ha desarrollado un software completamente original atendiendo a las pautas que se siguen en estudios similares [7][8][9].

3.4.1. SCL

El nivel electrodérmico tónico o SCL genera una línea de base en constante movimiento, es decir, está cambiando constantemente dentro de un individuo, y puede diferir notablemente entre individuos. Esto ha llevado a algunos investigadores a concluir que el nivel SCL real no es, por sí solo, suficientemente informativo u óptimo para realizar inferencias [10].

De este modo, el simple promedio en toda la señal sería insuficiente como medida de SCL, debido a que probablemente se sobreestimaría la verdadera SCL, ya que tales promedios también contienen SCRs que elevan artificialmente la medida. El rango de medidas típico del SCL se encuentra entre 1 y 16 μS siendo la medida ya promediada. Aunque la señal electrodérmica se puede encontrar entre 1 y 40 μS de amplitud en respuestas específicas [11].

En el caso que nos ocupa la característica del nivel tónico es suficientemente aproximada promediando la señal, puesto que se han estudiado en paralelo los eventos SCR, realizando un estudio completo de la conductividad de la piel, y teniendo en cuenta la información que se deriva de cada característica y el alcance de esta. Es decir, el nivel SCL no es la única medida tenida en cuenta para inferir los resultados.

3.4.2. SCRs

En cuanto a los eventos que se producen como respuesta o SCRs, estos aportan mucha información relevante en estudios similares al que nos ocupa. Para llevar a cabo su estudio se debe tener en cuenta principalmente dos características de la señal: la latencia y el umbral. Entre los eventos, es decir, los picos positivos y rápidos de la señal, se pueden diferenciar los ER-SCR y los NS-SCR, los eventos relacionados y los no específicos, respectivamente. Los primeros son aquellos que están directamente relacionados con un estímulo externo, y los segundos aquellos que ocurren sin necesidad de un estímulo concreto. Su diferencia principal es que un ES-SCR cuenta con un tiempo de latencia entre la aparición del estímulo y la primera desviación significativa de la señal (Figura 18), que suele ser de entre 1 y 3 segundos. El umbral, por otra parte, es la característica básica que debe cumplir todo evento en la señal de conductividad para ser cuantificado como una respuesta de conductividad. Este umbral está fijado en $0,05\mu\text{S}/5\text{s}$ [7][8][9]. Por tanto el aumento en la señal debe tener una amplitud de al menos $0,05\mu\text{S}$ en un máximo de 5 segundos de tiempo de pico (Figura 18). Aquellas flexiones que no cumplen esta premisa no pueden ser contadas como SCRs. La respuesta dérmica suele tener una amplitud de entre $0,3$ y $1,3\mu\text{S}$, pudiendo llegar a un máximo de 2 o 3 μS . Con estímulos muy agresivos de

alto estrés se puede llegar a los 8 μ S de amplitud, pero es poco probable. Las estimaciones de la frecuencia de los eventos son difíciles de realizar, pero se estima que la frecuencia de SCR es de 1 a 3 eventos por minuto, hasta 10 en periodos de relajación, y alrededor de los 20-25 eventos por minutos en periodos de alta excitación [10].

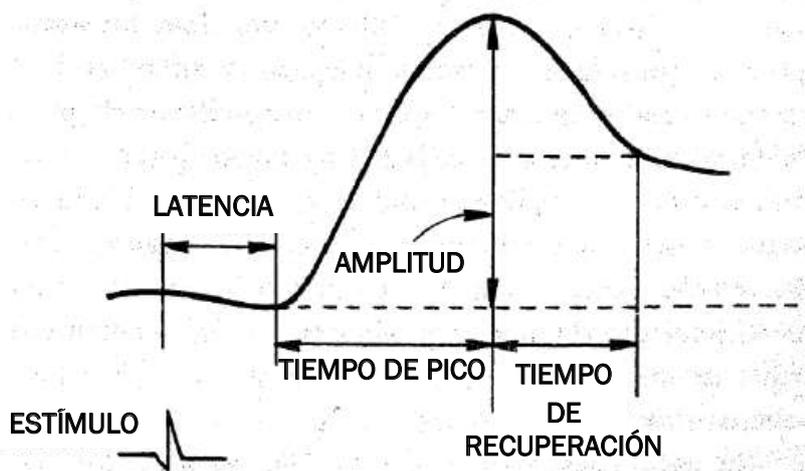


Figura 18. Evento SCR en una señal GSR

3.4.3. Pre-procesamiento de la señal GSR

En la Figura 19, se observa la señal GSR de uno de los voluntarios durante la etapa 1, el registro basal. Corresponde a la señal en bruto adquirida durante el estudio, que ha sido sub-muestreada a 500 Hertzios en el pre-procesamiento. En la señal GSR o señal de actividad electrodermica, siempre se solapa ruido de alta frecuencia que imposibilita la opción de derivar la señal para buscar los picos producidos por las respuestas rápidas de conductividad de la piel. Por ello, ha sido necesario filtrar la señal para eliminarlo, lo que ha hecho que se trabaje con una aproximación de la señal real.

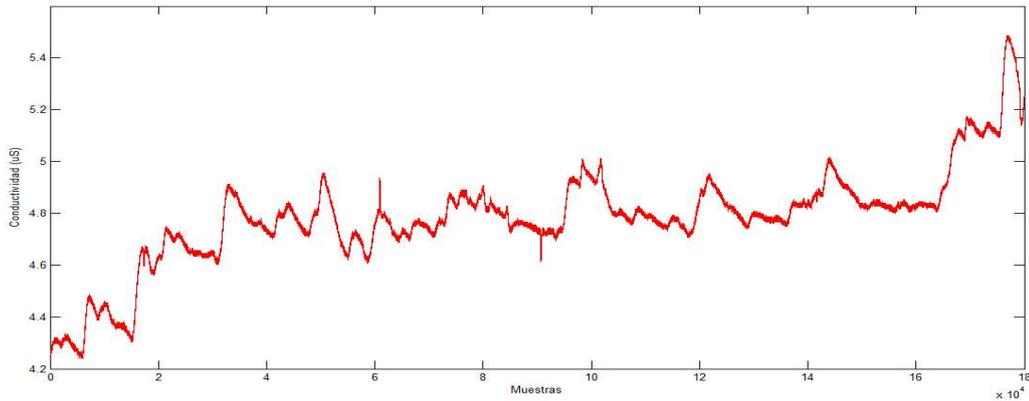


Figura 19. Señal GSR durante la etapa 1 a una frecuencia de 500Hz, tiempo total 6 minutos.

El filtro seleccionado para el procesamiento de la señal es un filtro digital de la media móvil que funciona de forma similar a un filtro paso bajo, con el fin de eliminar el ruido y suavizar la señal. El filtrado corresponde a la fórmula:

$$Y(n) = \sum_{k=n-\frac{m}{2}}^{n+\frac{m-1}{2}} \frac{X(k)}{m}$$

Donde 'Y' es la salida del filtro, 'X' son los datos de entrada de la señal, 'm' son las muestras por periodo y 'n' es el número de muestras a filtrar [12].

El filtro de la media móvil se ha seleccionado por su simplicidad de manejo, su velocidad debida a la baja carga de procesamiento y por ser óptimo para la eliminación de ruido blanco, Figura 20. Su funcionamiento se basa en promediar las 'm' muestras de entrada para conseguir una salida sin ruido. Se seleccionó un número de muestras por periodo de 1100, de forma que se promediaron 1100 muestras para filtrar cada muestra de la señal. Este número se corresponde a un tiempo de 2,2 segundos teniendo en cuenta que la frecuencia de la señal es de 500 Hertzios. Se seleccionó el tiempo máximo sin que este hecho pudiera ocasionar pérdidas de información, puesto que no es tiempo suficiente para que tenga lugar ningún evento relevante, es menor que el tiempo de latencia y, por supuesto, menor del tiempo máximo de ocurrencia de un evento SCR.

Una vez la señal ha sido filtrada es posible derivarla con el propósito de encontrar los puntos en los que la señal es máxima. Para derivarla se realizó una operación simple de aproximación por diferencia hacia atrás:

$$Y(n) = \frac{X(n) - X(n - 1)}{\delta T}$$

Este procedimiento fue seleccionado por ser el método de aproximación a la primera derivada con menor error. En la **Figura 21** se presenta el resultado de la aproximación a la derivada.

Para realizar el pre-procesado de la señal se desarrolló un software en Matlab el cual se presenta en el anexo **B.3**. Su funcionamiento se ha basado en el software de características similares desarrollado por Carlos Guerrero en su tesis [12]. La entrada a la función es la señal GSR en forma de vector y las salidas son la señal filtrada y la derivada de la señal filtrada. Ha sido necesario fijar variables como la frecuencia, 500 Hertzios, y las muestras por periodo que van a promediarse, 1100, para realizar los cálculos.

En la **Figura 20**, se observa un detalle de la señal de 5 segundos de amplitud. Se representa el ruido presente en la señal GSR y el resultado de la aproximación que nos devuelve el filtrado, visualizando la aproximación realizada.

En la **Figura 21**, se observa la derivada de la señal filtrada, la derivada es de gran utilidad en el procesamiento puro de la señal.

En la **Figura 22** se observa la señal GSR y la señal filtrada de un voluntario durante la etapa 1.

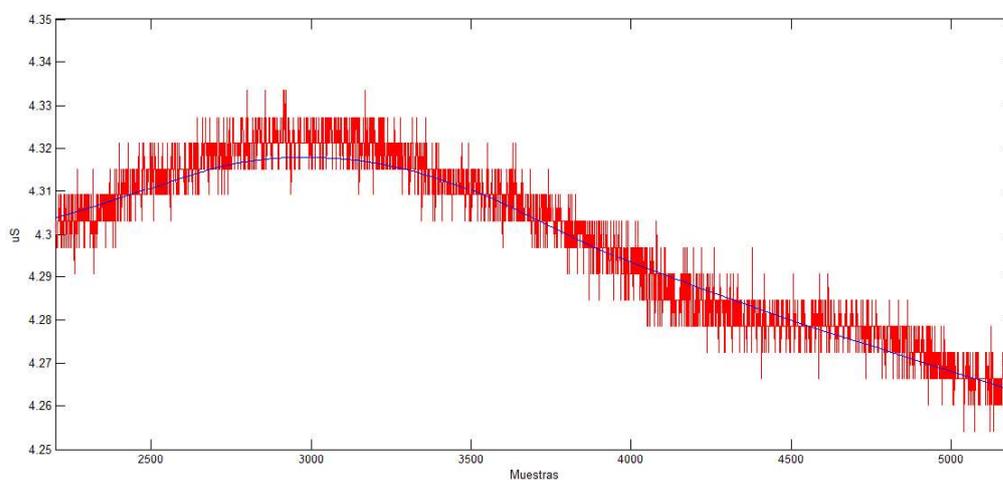


Figura 20. Detalle del ruido en la señal GSR durante la etapa 1, del segundo 5 al 10. En rojo, la representación del ruido blanco. En azul, la señal filtrada.

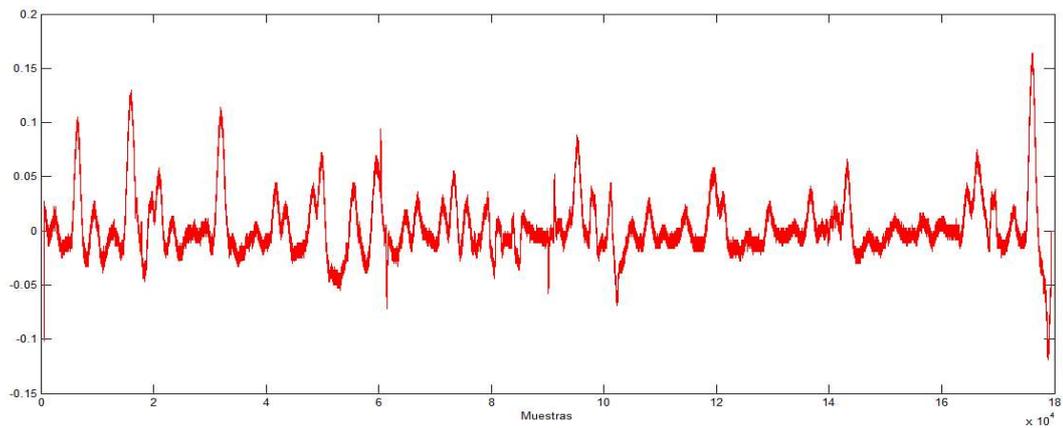


Figura 21. Representación de la primera derivada de la señal GSR de la etapa 1

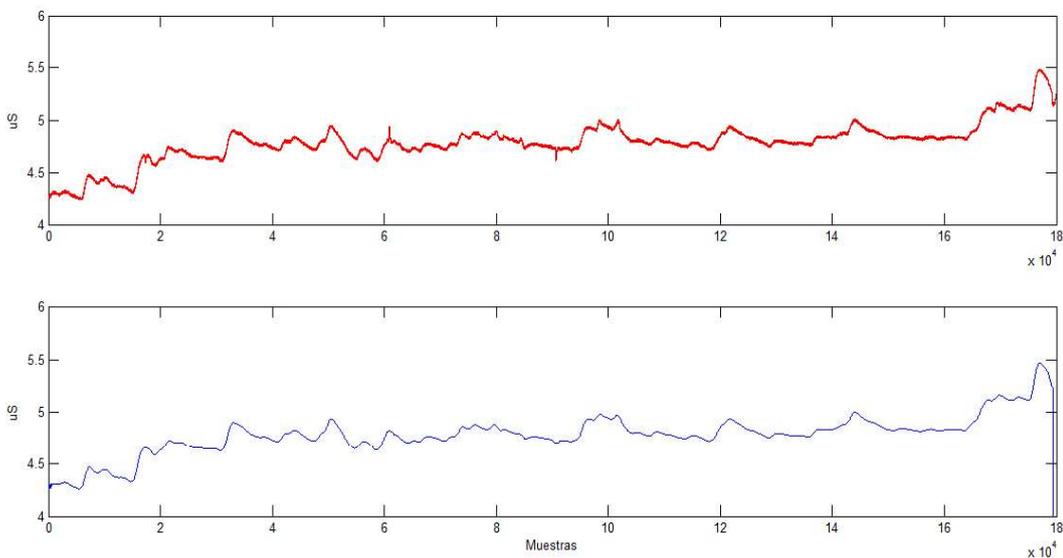


Figura 22. Señal GSR durante la etapa 1. En rojo, la señal en bruto. En azul, la señal filtrada.

3.4.4. Heurística

El software detallado a continuación y recogido en el anexo B.4, es totalmente original, trabaja desde la señal GSR filtrada y derivada para extraer los eventos significativos en la señal. Se trata de encontrar los eventos SCR que pueden ser cuantificados, y hallar su amplitud.

Para contabilizar los eventos durante una etapa, se ha registrado tanto la medida absoluta de los eventos encontrados, como una medida relativa a los minutos de duración de la etapa, es decir, la frecuencia de eventos por minuto.

Para comprobar la viabilidad de los eventos SCR, se debe encontrar los picos en la señal que aumentan un mínimo de 0.5 microSiemens en 5 segundos,

puesto que es la única premisa clara en la bibliografía acerca de este fenómeno. Sin embargo, se ha marcado como pauta imprescindible que, además del aumento en la señal, haya una bajada a continuación, de forma que un pico es por sí mismo un evento SCR, si y solo si, detrás de una pendiente positiva hay pendiente negativa. Por tanto, para encontrar una respuesta de conductividad de la piel SCR en la señal deben cumplirse como mínimo tres pautas:

- Ser un máximo en la gráfica
- Que su pendiente positiva crezca como mínimo $0.5\mu\text{S}/5\text{s}$
- Que durante el tramo de crecimiento del máximo no haya deflexiones.

Si se cumplen estas tres pautas el pico se toma como un evento de respuesta a un estímulo y por tanto, es contabilizado. Para realizar la comprobación se desarrolló un programa en la plataforma Matlab 2013. En los esquemas representados en la [Figura 24](#) y la [Figura 25](#), se presenta el diagrama de flujo del algoritmo que comprueba que se cumplen las siguientes condiciones, con las que se satisfacen las pautas señaladas anteriormente:

Condición 1: La derivada del punto origen (P_0) del SCR es nula.

Condición 2: Durante los 5 segundos previos a punto origen (P_0) hay al menos un punto (P_1) donde la diferencia de amplitud es de $0.05\mu\text{S}$.

Condición 3: Durante el crecimiento del evento no hay ningún punto (P_x) con pendiente negativa, si lo hay este se encuentra más alejado del punto origen (P_0) que el primer punto que cumple la condición 2 (P_1), [Figura 23](#). Matemáticamente:

$$\text{distancia}(P_x - P_0) > \text{distancia}(P_1 - P_0)$$

Condición 4: Entre el nuevo evento y el evento anterior hay algún punto de pendiente negativa – la pendiente entre dos eventos no puede ser siempre positiva.

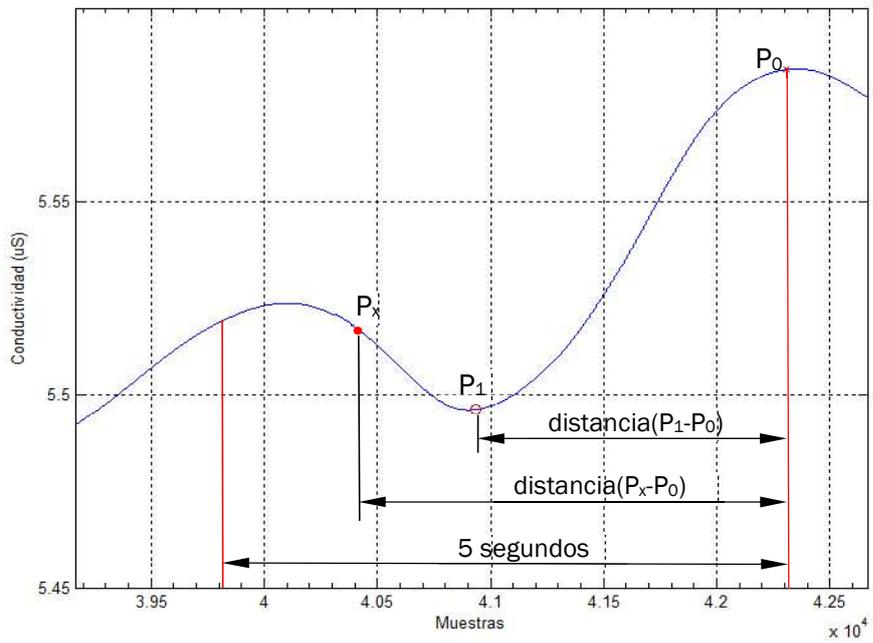


Figura 23. Esquema explicativo de la condición 3 para detectar eventos SCR

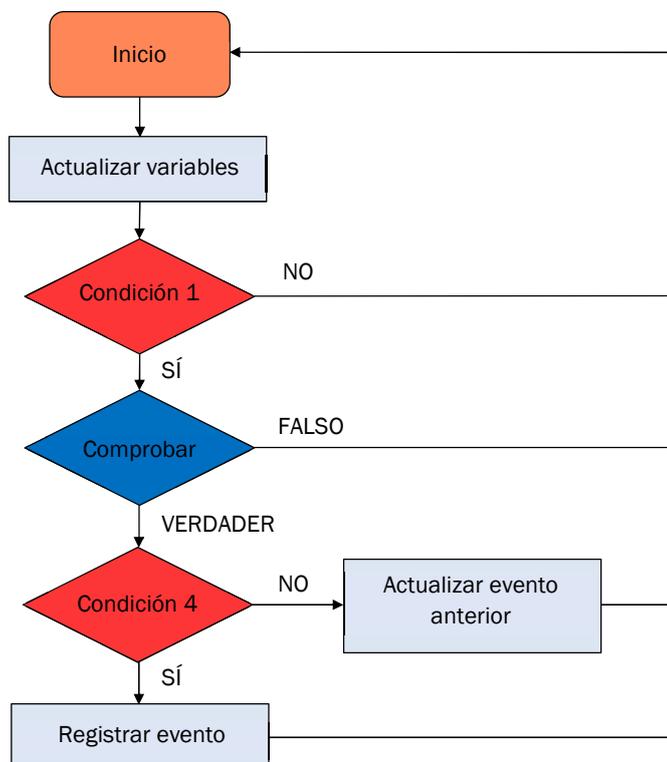


Figura 24. Esquema del algoritmo de detección SCR

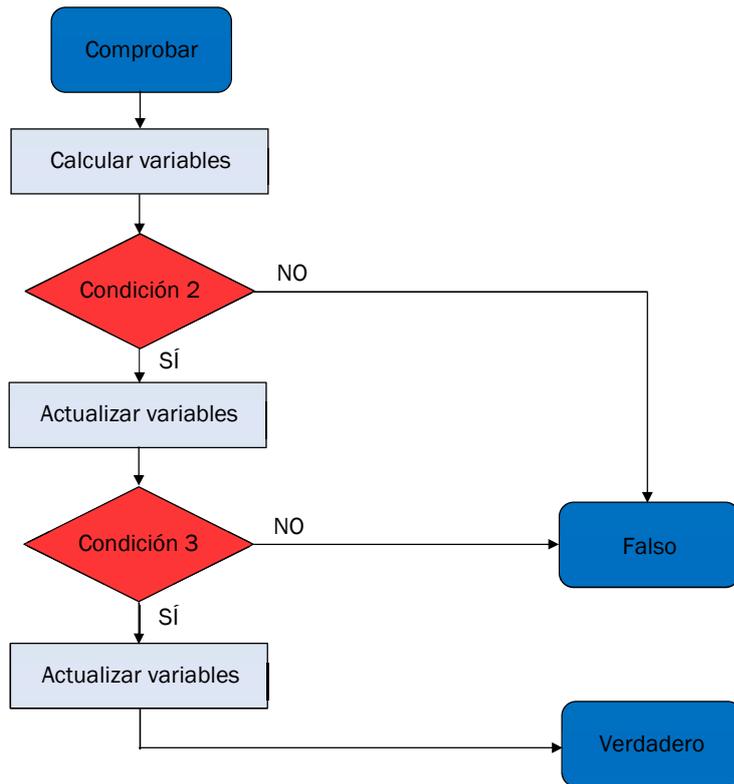


Figura 25. Esquema del algoritmo para comprobar que se trata de un evento SCR

Durante el desarrollo de este software se encontraron casos excepcionales que debían ser tenidos en cuenta, y que perfilaron las condiciones que conforman la estructura del programa. En concreto, a continuación, se muestra un error frecuente que puede modificar totalmente los resultados del estudio. En la [Figura 26](#) se visualiza el mismo tramo de la señal GSR durante la etapa 1, dos veces. En la primera imagen, a la izquierda, se registran dos eventos SCR, ya que ambas ondas crecen $0.5\mu\text{S/s}$, pero el punto más alto de la primera no es un máximo si no un punto de inflexión. Por tanto, no se cumple la cuarta condición. En la segunda imagen, este error ha sido subsanado y se ha comprobado que forman parte del mismo evento SCR. Por tanto, es un único evento con una amplitud doble.

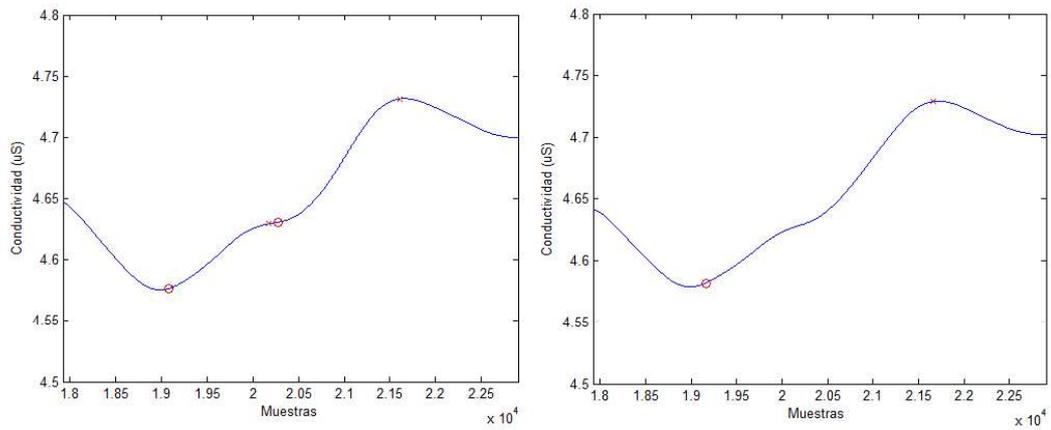


Figura 26. Detalle del funcionamiento del algoritmo SCR sobre una señal filtrada GSR en la etapa 1. En la izquierda, un posible resultado erróneo. En la derecha, el resultado correcto.

El resultado final del procesamiento se visualiza en la **Figura 27**, donde se puede observar la señal filtrada con el comienzo y fin de cada evento contabilizado. Se almacena tanto el número de eventos como la amplitud de estos.

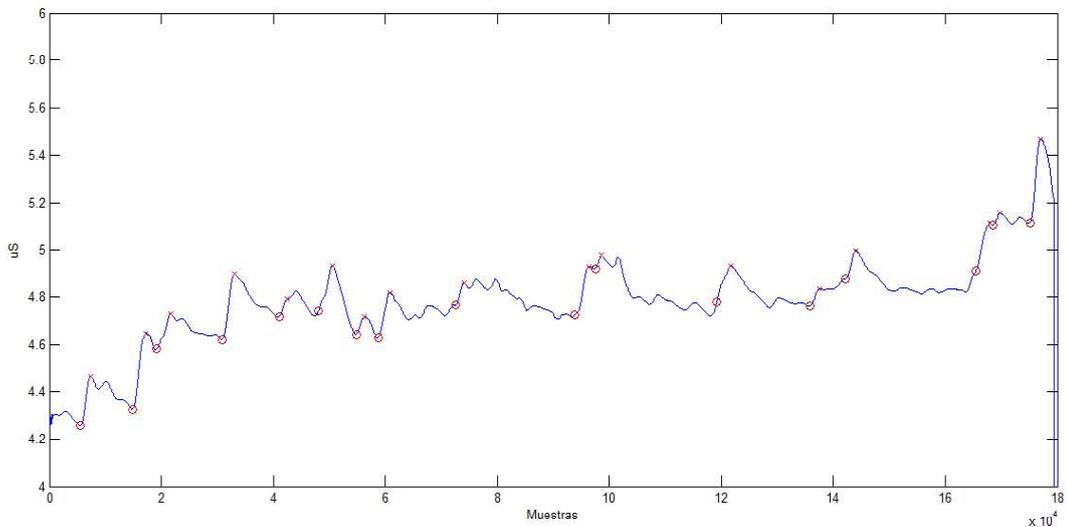


Figura 27. Representación gráfica de los eventos SCR en la señal durante la etapa 1

En cuanto al índice de SCL el procesamiento es sencillo, solo se calcula el valor medio de la señal original GSR durante la etapa, por lo que el pre-procesamiento no ha sido necesario para calcular este parámetro. Para facilitar la organización de la información en ficheros se ha incluido el cálculo de este índice en el programa anteriormente descrito, como se puede comprobar consultando el código en el anexo **B.4**.

Por tanto, el software para el procesamiento de la señal GSR quedaría completamente descrito en la **Figura 28**.

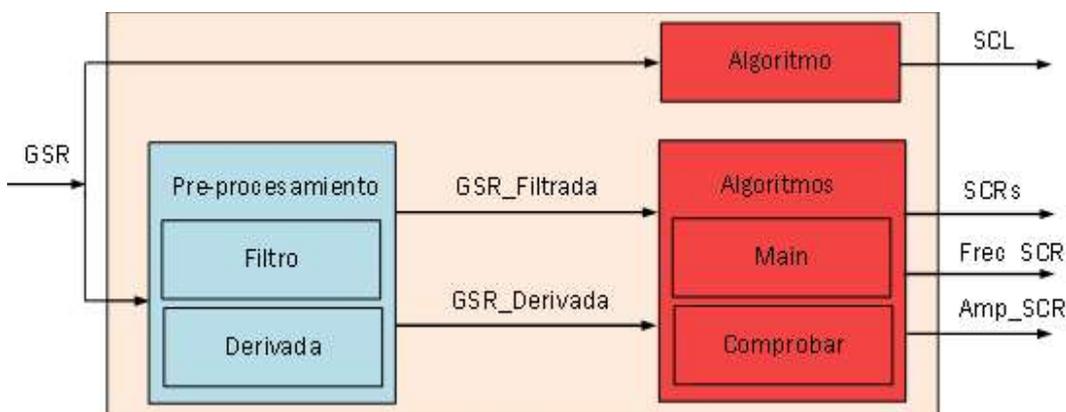


Figura 28. Esquema del software de la señal GSR

3.5. Señal SKT

La señal de temperatura de la piel (SKT), hace referencia en todo momento a la temperatura dérmica de los dedos, en concreto del anular. La temperatura de la piel varía significativamente por factores externos, debe tenerse en cuenta dos factores principales: el género del sujeto y el estado térmico de la persona al iniciar el registro [13]. Por tanto, no se pretende comprobar que la temperatura de los sujetos sea similar, si no comprobar la variabilidad de esta durante el estudio. Los cambios de temperatura que se producen en los dedos están relacionados con el volumen de sangre en las extremidades, cuya variación depende del sistema nervioso simpático, y de la actividad física.

La microcirculación cutánea es controlada principalmente por la actividad simpática y es utilizada a menudo de forma experimental como una medida de esta, especialmente la de la piel del dedo, por contener únicamente neurotransmisores simpáticos. Los cambios en el flujo sanguíneo de la piel y temperatura de las extremidades, se utilizan como indicadores de cambios reflejos simpáticos en respuesta a diversos factores, entre ellos, de estrés y factores mentales o emocionales [16][15].

En general, la disminución de la microcirculación inducida por factores de estrés u otros estímulos que actúan sobre el sistema nervioso simpático, se reflejan por la disminución en la temperatura de la punta del dedo. Por lo tanto, los cambios en la temperatura cutánea del dedo son útiles para la evaluación de los cambios psicofisiológicos, lo que hace de la temperatura de las extremidades un parámetro sencillo y apropiado para el seguimiento de los cambios en la actividad simpática [16].

Aunque la mayoría de los investigadores y de los médicos sostienen que una situación estresante psicológicamente producirá una disminución de la temperatura de la mano o el dedo, y que una situación de descanso un aumento, los datos no son claros [13]. La señal de temperatura es relativamente lenta si se compara con otras medidas psicofisiológicas como la conductividad electrodérmica, por lo que supone un indicador de cambios en el estado emocional insuficiente en tiempo real. Este dato ha llevado a resultados contradictorios en algunos estudios como el de Baker and Taylor [17], en el cuál la temperatura aumentaba con la carga cognitiva. La actividad física del individuo también puede alterar la medida de temperatura. En un estudio llevado a cabo por Wenger [18], los individuos sujetaban el elemento de medida ejerciendo una presión sobre él, aumentando la temperatura registrada. La temperatura en los dedos es el índice psicofisiológico más sensible para la evaluación del estrés, ya que indica la hiperactividad del sistema nervioso simpático debida a la transición desde un grado de estrés normal o bajo, hasta un grado alto de estrés [19]. Sin embargo, es necesario un tiempo de latencia para su correcta interpretación.

En el estudio que nos ocupa, la mano en la que se tomaron las medidas se encontraba en reposo, y el sensor se fijó al dedo sin necesidad de mayor sujeción por parte de la persona. Para estudiar la implicación de la temperatura en las etapas se calculó el valor medio de la temperatura durante los últimos 5 segundos de cada etapa, como en estudios similares [7][8][9]. De esta forma, la variación concerniente al estrés o a la ausencia de este ya se habrá manifestado y será medible. Por tanto, la característica cuantificable que se extrajo de la señal de temperatura dérmica y que se almacenó, es la temperatura media del final de la etapa, designada como 'TEMP'. En la Figura 29 se visualiza la señal de temperatura de un voluntario durante la etapa 4, como se puede observar su tendencia es descendente.

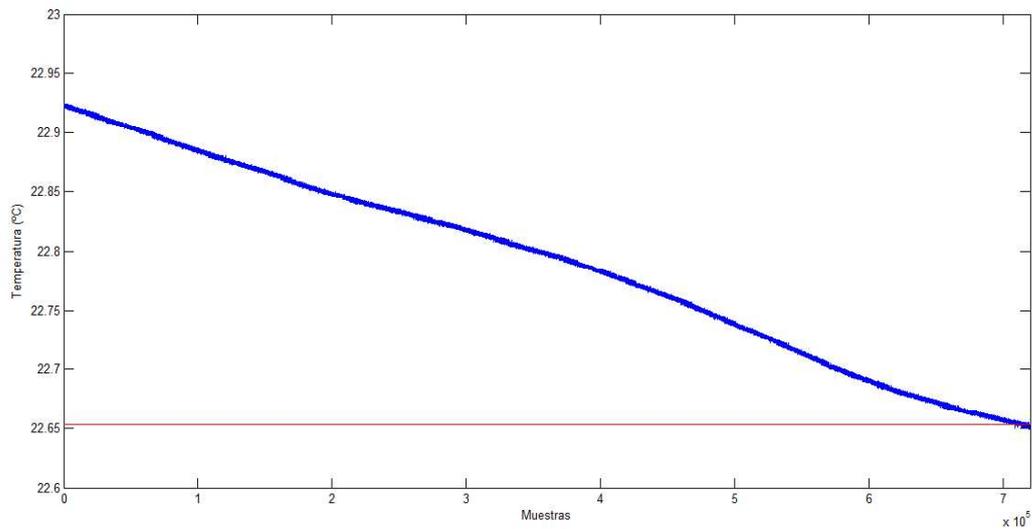


Figura 29. En azul, la representación de la señal SKT obtenida durante la etapa 4. En rojo, el valor del parámetro TEMP registrado para esta etapa.

El software que se ha desarrollado para extraer el índice de la señal SKT se encuentra en el anexo B.5, se trata de una única función en Matlab 2013. La función toma como entrada la señal SKT, que calcula el tiempo total del registro de acuerdo a las muestras almacenadas y a la frecuencia de adquisición, 2000Hz. Calcula el promedio de los últimos 5 segundos registrados, esa es su salida, un valor de temperatura en grados centígrados que corresponde con el índice TEMP.

3.6. Clasificación de los índices de las señales GSR y SKT

A lo largo de los dos apartados anteriores se ha detallado el software desarrollado para extraer las características fisiológicas de eventos SCR, frecuencia de los eventos SCR, amplitud promedio de los eventos SCR, el valor SCL y el valor TEMP. Es necesario almacenar todos estos valores para su posterior análisis. Para ello, se desarrolló un script sencillo en Matlab presente en el anexo B.6, que almacena todos los índices y los escribe sobre un nuevo fichero designado como 'GSR_SKT_P_X_E_Y', este fichero se encuentra en la carpeta personal del voluntario dentro de la carpeta 'Registros_Fraccionados'. En el fichero se registraron los datos por filas y columnas, siendo la primera columna el nombre del índice y la segunda el valor que le corresponde. En cuanto a las filas se registraron siguiendo el orden:

- **SCR:** los eventos SCR durante la etapa.
- **frec_SCR:** los eventos SCR en un minuto.
- **amp_SCR:** la amplitud promedio de todos los eventos SCR ocurridos durante la etapa en microSiemens.

- **SCL**: el valor SCL en microSiemens.
- **TEMP**: la temperatura en grados centígrados.

En la **Figura 30** se observa un fichero GSR_SKT perteneciente a la etapa 3 del voluntario P_47.

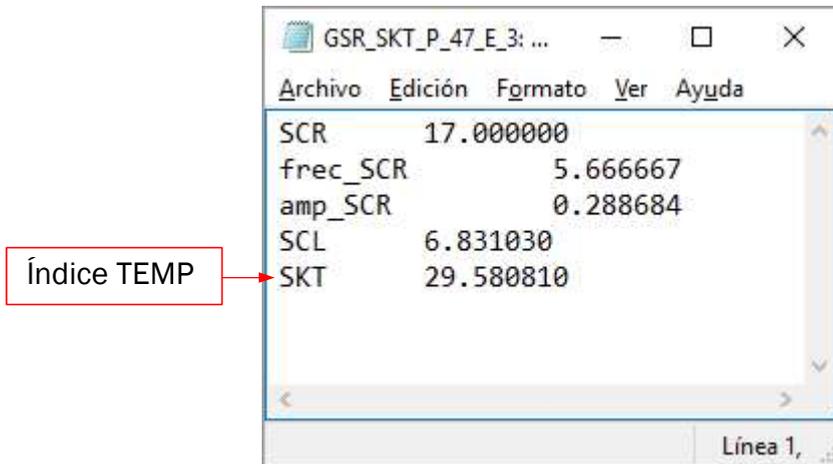


Figura 30. Fichero con los índices de las señales GSR y SKT del voluntario número 47 durante la etapa 3

Se optó por introducir en un único fichero los datos de la señal GSR y SKT para disminuir el volumen de ficheros que se manejaban durante el estudio. Además, el tratamiento de las dos señales se realizó en paralelo. Una vez los datos eran extraídos se incorporaban en una nueva hoja al fichero Excel 'Datos_Estrés_Instantáneo', donde se almacenan los datos provenientes de la experimentación. Su incorporación se realizó por índices, es decir, se incorporaron los datos de las cinco etapas de un solo índice, de esta forma se tiene una columna por índice con cinco sub-columnas correspondientes a las cinco etapas. Se optó por esta configuración para poder visualizar la variabilidad entre las distintas etapas del estudio, de cada índice.

3.7. Señal ECG

La señal eléctrica del corazón o electrocardiograma revela información relevante sobre el nivel general de la actividad del individuo. Por ejemplo, aceleraciones del ritmo cardíaco se producen en respuesta al ejercicio, los estados emocionales, los ruidos fuertes, la excitación sexual y el esfuerzo mental [20]. Una frecuencia cardíaca más baja se asocia generalmente con un estado relajado o con la exposición de estímulos agradables [21].

La variabilidad del ritmo cardíaco o variabilidad de la frecuencia cardiaca (VFC), recoge las alteraciones latido a latido en el ritmo cardiaco y es la característica base de la actividad cardiaca. Si la persona se encuentra en

estado de relajación, la frecuencia cardiaca es menor, para que se modificase sería necesario que actuara el sistema nervioso autónomo (SNA). La VFC se ve afectada por los estímulos como consecuencia de la actuación del SNA. Si en la actividad del SNA, la actividad simpática se impone a la actividad del sistema parasimpático la variabilidad disminuye, es decir, los latidos son más regulares, aunque la frecuencia cardiaca aumente [22][23]. Por tanto, la variabilidad del ritmo cardiaco no está directamente relacionada con la frecuencia cardiaca. La frecuencia cardiaca es el número de latidos en un determinado tiempo. La variabilidad de la frecuencia cardiaca son las diferencias temporales entre estos latidos. Mientras que la actividad simpática disminuye la variabilidad, aumenta la frecuencia. Sin embargo, la actividad parasimpática, disminuye la frecuencia y aumenta la variabilidad.

Hay numerosos factores que afectan al VFC como el estrés físico y mental, la temperatura o altitud, la edad, la cafeína o el alcohol, además de un componente genético [23]. La finalidad del procesamiento de la señal ECG es tratar de aislar por medio de la VFC el estrés mental que se genera, correlacionando la señal psicofisiológica con el cambio en la actividad cardiaca.

3.7.1. Pre-procesamiento de la señal ECG

El primer paso en el procesamiento fue calcular los intervalos R-R de la señal, es decir, el tiempo que transcurre entre una onda R y la siguiente, recopilando la variabilidad en cada latido en segundos. Para extraer esta información de la señal se ha utilizado un software desarrollado en la plataforma Matlab 2013 por Pablo Viñas [24], que detecta de forma automática los picos R y calcula el tiempo entre dos consecutivos. Este software filtra la señal para maximizar la onda R y que sea más sencillo su reconocimiento por el programa, (Figura 31). Para encontrar los picos R, promedia el tiempo haciendo estimaciones del rango en el que debería encontrarse otro pico. La entrada del programa es la dirección y el nombre del fichero que va a ser tratado. En este estudio fueron los ficheros que guardaban los datos de la experimentación durante una etapa a una frecuencia de 2000 Hertzios. La salida es la realimentación visual de la detección de los picos y de la señal de VFC.

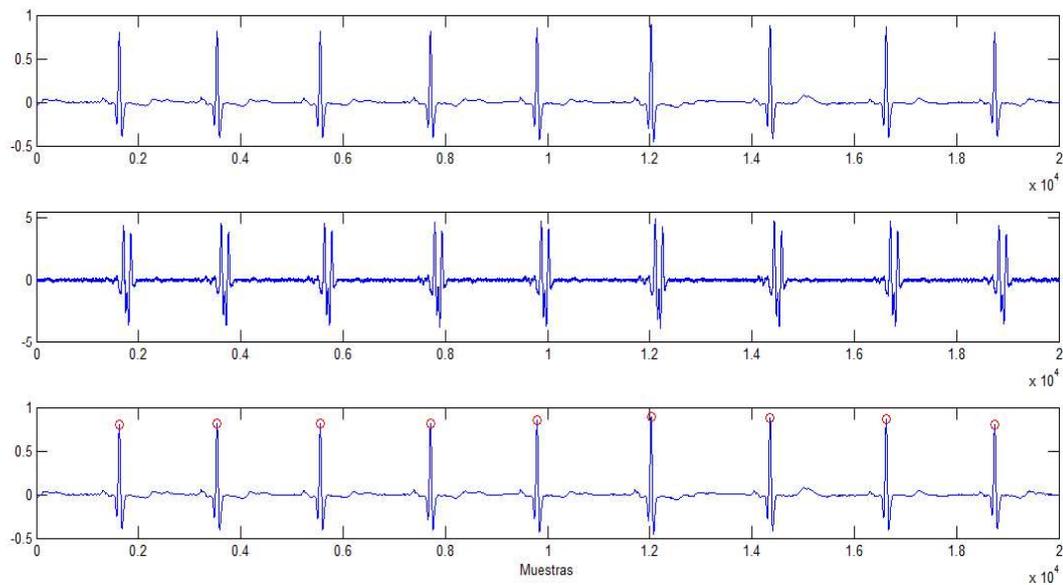


Figura 31. Electrocardiograma registrado durante los primeros 10 segundos de la etapa 1 de un voluntario. En la gráfica superior, la señal original medida en miliVoltios. En el medio, la señal aplicando un filtro. En la inferior, la señal original con los picos R señalados.

Aunque el programa funciona correctamente, fue necesaria una inspección visual para comprobar la actuación del software, así como, la reparación manual de los errores debidos a anomalías o ruidos en el registro. Para ello, el programa cuenta con herramientas de corrección manual que permiten desplazarse por la gráfica y borrar o dibujar sobre la gráfica picos R. El proceso de dibujo de nuevos picos lo realiza el programa buscando un nuevo pico alrededor del punto que el usuario selecciona manualmente. Cuando la señal ha sido comprobada se puede calcular la señal VFC y si se está conforme se puede almacenar en un fichero. Los ficheros que el software crea son designados 'RR_P_X_E_Y' y se almacenaron en la carpeta 'P_X' dentro de 'Registros_Fraccionados'. La señal tratada, señal de variabilidad RR o señal VFC, [Figura 32](#), se mide en segundos entre picos, de forma que se extrae el periodo entre latidos del sujeto.

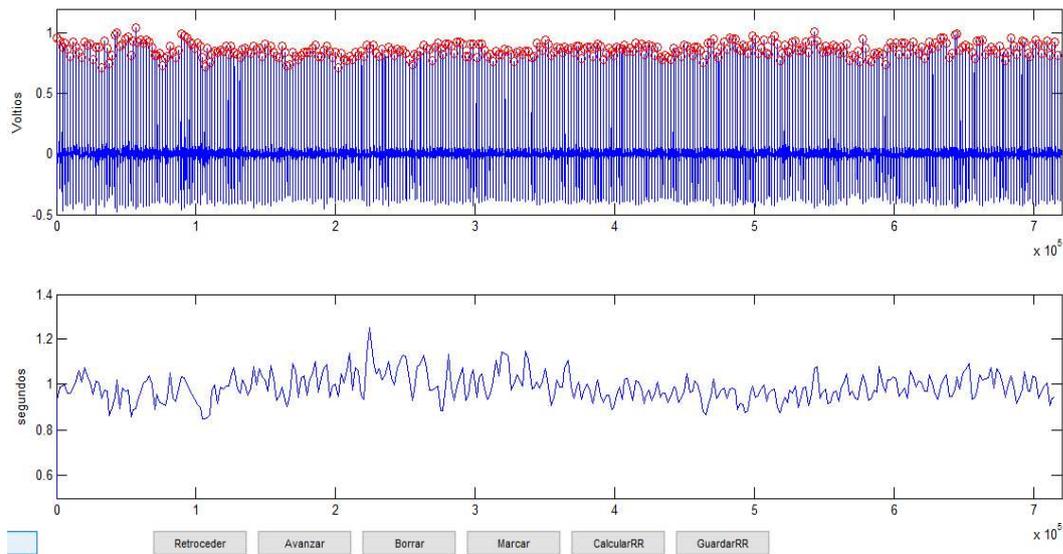


Figura 32. En la gráfica superior se representa la señal ECG obtenida durante la etapa 1, con las ondas R señaladas. En la imagen inferior, la señal VFC correspondiente

Durante el procesamiento de las señales se encontraron cinco señales no válidas. En la primera señal fallida se acoplaba un ruido en la señal ECG posiblemente debido a alguna anomalía cardiaca. El resto de señales fueron descartadas por errores cometidos durante el registro, debidos a ruido muscular excesivo o a la caída de los sensores adhesivos durante la prueba.

3.7.2. Características de los intervalos R-R

Para llevar a cabo un estudio completo de la actividad cardiaca, es necesario procesar la señal con la finalidad de extraer sus índices característicos más relevantes para el estudio del ritmo cardiaco y su variabilidad. Hay dos análisis posibles: análisis en el dominio del tiempo y análisis en el dominio de la frecuencia. En este estudio, como en otros similares [7][8][9], se optó por el estudio en el dominio del tiempo. Es un análisis completo bastante simple conceptualmente, lo que le hace óptimo para el estudio.

A continuación, se detalla la fundamentación teórica necesaria para comprender el análisis y conocer los índices que se han extraído de la señal eléctrica del corazón. Estos índices se han incluido en el análisis de los datos por formar parte de la misma investigación, pero su procesamiento no se detalla y no es objeto de estudio en el presente trabajo. En la investigación se ha trabajado en paralelo con Pablo F. Viñas realizando estudios complementarios. En su estudio se incluye este procesamiento [24], y desde donde han sido facilitados todos los índices incluyéndose en el documento de Excel 'Datos_Estres_Instantáneo'.

El análisis en el dominio del tiempo describe el comportamiento de la variabilidad del ritmo cardiaco en el tiempo. Se distinguen dos métodos de extracción de índices: el método estadístico y el método geométrico. En el estudio el análisis se ha realizado por métodos estadísticos debido al volumen de datos que se procesan, realizar un análisis geométrico con cada etapa de cada paciente sería prácticamente inabarcable, además es un análisis que aporta pocos datos sobre la señal.

La señal que ha sido analizada es la señal de variabilidad de la frecuencia cardiaca extraída en el pre-procesamiento, es decir, la señal de intervalos R-R expresada en segundos. El índice de extracción directa de esta señal es su valor medio, pero de la señal de variabilidad pueden derivarse varias medidas estadísticas que complementan al valor medio y completan el estudio. Derivada de la medición directa de los intervalos R-R tenemos el parámetro SDNN. Derivados de la medición directa de los intervalos R-R tenemos los índices: RMSSD y pNN50. Por tanto, se extraen cuatro índices de este procesamiento:

- **Med_RR**: medida promedio del tiempo entre latidos en cada etapa.
- **SDNN**: desviación estándar de todos los intervalos R-R.
- **RMSSD**: corresponde a la raíz cuadrada promediada de la suma de diferencias al cuadrado de dos intervalos R-R consecutivos medida en segundos.
- **pNN50**: porcentaje del total de intervalos cuya diferencia con el intervalo R-R adyacente sea mayor de 50 ms.

Estas cuatro medidas corresponden a los índices que se han utilizado para caracterizar la actividad cardiaca durante el estudio, y cuyos valores se han analizado. En la [Figura 33](#), se puede visualizar un esquema con el procedimiento seguido para la extracción de los índices de la señal ECG.

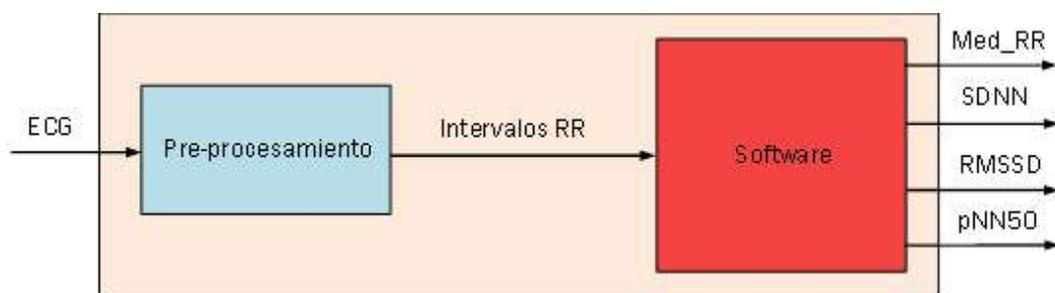


Figura 33. Esquema del procesamiento de la señal ECG

4. Análisis de datos. Primeros resultados.

Se han analizado los datos con el fin de obtener los primeros resultados, o resultados preliminares, y confirmar el alcance y viabilidad del estudio. Se optó por realizar un análisis estadístico básico, basado en los valores medios y desviaciones estándar de cada índice. Es un análisis sencillo que nos ha permitido comprobar la variabilidad de los datos en toda la muestra y alcanzar unos primeros resultados.

4.1. Re-caracterización de la muestra

Para comenzar el análisis de los datos se re-caracterizó la muestra, puesto que esta había variado levemente. Tras eliminar los registros pertenecientes a aquellos voluntarios cuyas señales no habían sido válidas en alguno de los procesamientos, quedó un total de 41 voluntarios, de los cuales 21 son mujeres (51,21%) y 20 hombres (48,78%).

La edad media de la muestra es de 37,73 años con una desviación estándar de 7,37 años, el peso medio es de 69,4 kilogramos con una desviación estándar de 14,92 kilogramos y una estatura media de 169,83 centímetros con 8,29 de desviación estándar.

Nº de voluntarios	41
Edad (años)	37,73±7,37
Peso (kg)	69,4±14,92
Estatura (cm)	169,83±8,29

Tabla 4. Valores medios de los datos de la muestra

4.2. Índices

Los datos que han sido analizados son aquellos índices que se fueron obteniendo durante el estudio, bien sean procedentes de la propia experimentación o del procesamiento de las señales fisiológicas.

Procedentes de la experimentación son los índices provenientes del test SAM. Como se ha explicado anteriormente, el test SAM se dividía en tres filas, valencia o placer, umbral o excitación, y dominio. Cada fila contaba con nueve casillas, por lo que los tres índices varían entre 1 y 9, de menos a más, o de negativo a positivo.

Procedentes del procesamiento se han obtenido aquellos índices que se extraen de las señales GSR, SKT y ECG. Las unidades en las que se han expresado son las adoptadas durante el resto del estudio.

Todos ellos, suman un total de doce índices, que analizaremos de forma individual para comprobar si pueden ser considerados medidores óptimos de estrés. En la **Tabla 5** se puede observar una recopilación de todos los índices según su procedencia, indicando el nombre del índice, una breve descripción y las unidades en las que se van a presentar sus valores.

Procedencia	Índice	Descripción
Test SAM	Valencia	Estado anímico de la persona
	Umbral	Grado de excitación mental de la persona
	Dominio	Dominio de la situación por parte de la persona
Señal GSR	SCR	Eventos de la respuesta de conductividad de la piel en una etapa (eventos/etapa)
	Frec_SCR	Frecuencia de ocurrencia de las respuestas SCR en una etapa (eventos/min)
	Amp_SCR	Amplitud promedio de las respuestas SCR en una etapa (μ S)
	SCL	Valor medio de la señal GSR en una etapa (μ S)
Señal SKT	TEMP	Valor medio de los 5 últimos segundos de la temperatura en una etapa ($^{\circ}$ C)
Señal ECG	Med_RR	Valor medio de la variabilidad de la frecuencia cardiaca en una etapa(s)
	SDNN	Desviación estándar del tiempo entre latidos (s)
	RMSSD	Valor medio de la suma de las diferencias temporales entre intervalos adyacentes (s)
	pNN50	Porcentaje del número de diferencias temporales entre dos intervalos R-R consecutivos, mayores de 50 ms, en cada etapa (%)

Tabla 5. Índices analizados en el estudio

Todos estos datos y valores se recogieron en el archivo de Excel, 'Datos_Estrés_Instantaneo'. En el Excel se han separado en filas y columnas, siendo las filas cada voluntario y las columnas cada índice en una etapa. Para la realización de los valores medios y de desviación estándar, se ha utilizado la misma plataforma. Así, se obtuvo un solo valor que corresponde al valor medio de un índice en una etapa para todos los voluntarios. Por lo tanto, a cada índice le corresponden cinco valores, uno para cada etapa. De esta forma se ha reducido el volumen de 41 valores por índice y etapa, a únicamente 4 parámetros.

4.3. Test de SAM

A continuación, se evaluaron los datos psicológicos facilitados por los voluntarios a través de los test SAM. En la **Tabla 6** se han recogido las tres características que lo componen en tres etapas distintas, la 1, la 2 y la 4. Las etapas 3 y 5 no contaban con un test SAM asignado, como se explicó en el apartado **2.5**, correspondiente al protocolo. La etapa 1 correspondía con el registro basal de los datos, y las etapas 2 y 4 a las terapias de menor y mayor dificultad, respectivamente.

	E_1	E_2	E_3	E_4	E_5
Valencia	7,17±1,498	7,439±1,449	XX	7,317±1,149	XX
Umbral	2,585±1,627	2,463±1,484	XX	3,634±1,996	XX
Dominio	6,663±1,854	7,560±1,361	XX	6,048±1,642	XX

Tabla 6. Valores de los índices procedentes del test SAM

Se puede observar que durante la etapa 1, la sensación valencia y dominio es alta, y el grado de excitación o umbral es bajo, por lo que puede considerarse que los voluntarios dominaban la situación y se encontraban tranquilos. Durante el desarrollo de la primera terapia, la seguridad de los voluntarios aumentó. El sujeto sentía que controlaba la situación. Por último, en la terapia “difícil”, el grado de excitación mental aumentó y el dominio disminuyó, variando así la comodidad de los sujetos. Estos datos corresponderían a la situación de estrés creada para el estudio. La valencia, o lo que es lo mismo, el estado anímico de las personas durante el estudio, no ha variado significativamente, aunque sí aumenta con la interacción con el robot, lo que podría traducirse como la reacción a la actividad de las terapias frente a la inactividad de la primera etapa. En las figuras: **Figura 34**, **Figura 35** y **Figura 36**, se representan los datos de valencia, umbral y dominio durante las etapas.

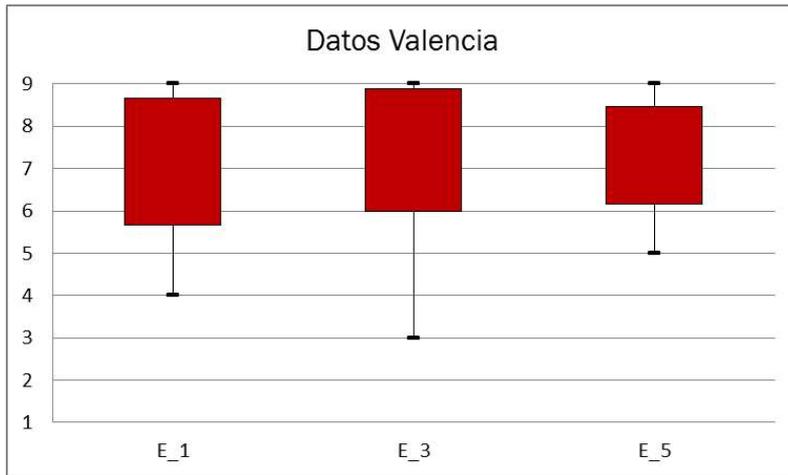


Figura 34. Gráfico de los datos de valencia en las etapas 1, 2 y 4

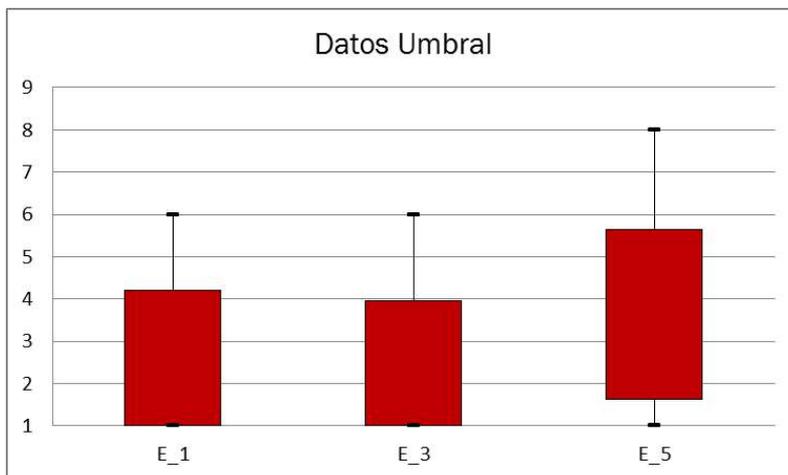


Figura 35. Gráfico de los datos del umbral en las etapas 1, 2 y 4

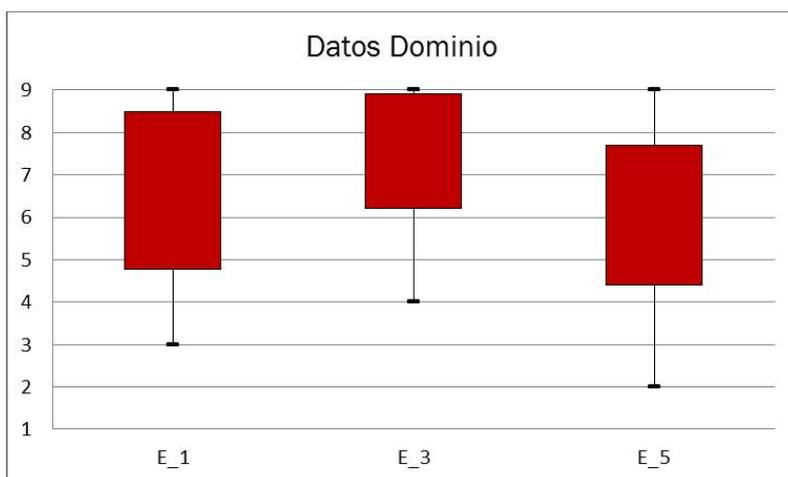


Figura 36. Gráfico de los datos de dominio en las etapas 1, 2 y 4

4.4. Señal GSR

De la señal GSR se extraían cuatro índices, en la **Tabla 7** se puede consultar sus valores. En primer lugar, se ha presentado el número de eventos SCR en cada etapa. La etapa 3 era de aproximadamente la mitad de tiempo que las demás, por lo que es lógico que el número de eventos registrado sea significativamente menor. Por este motivo, se halló el índice de frecuencia de las respuestas SCR (frec_SCR), el cual indica el número de eventos a lo largo de un minuto de la etapa.

	E_1	E_2	E_3	E_4	E_5
SCRs	15,902±7,391	15,682±11,466	8,487±4,555	20,317±12,775	16±9,863
frec_SCR	2,475±1,130	2,613±1,911	2,567±1,390	3,425±2,174	2,481±1,501
amp_SCR	0,181±0,074	0,171±0,077	0,247±0,157	0,229±0,105	0,265±0,146
SCL	5,678±1,872	6,986±2,145	7,433±2,298	8,693±2,803	8,633±2,880

Tabla 7. Valores de los índices procedentes de la señal GSR

Teniendo en cuenta el número de eventos por minuto, no hubo una diferencia significativa en las respuestas instantáneas de la piel entre las etapas 1, 3 y 5. En la etapa 2 se observa un leve aumento, y únicamente en la etapa 4 el índice aumentó de forma significativa. Estos datos se observan con más claridad en la gráfica presentada en la **Figura 37**. Este aumento está relacionado con el estrés que desarrollaba el voluntario en las terapias, sobre todo durante la etapa 4 en la terapia 2. Los estudios señalan que entre 1 y 3 eventos por minuto se considera que la persona está relajada. El valor en la etapa 4 ha sido de 3,425±2,174. Aunque no es una cifra muy elevada, sí debe tenerse en cuenta, puesto que supone un cambio importante e instantáneo en el patrón de respuestas que se han repetido durante el resto del estudio. La frecuencia de los eventos SCR aumentó durante un episodio alto de estrés. Además, la velocidad de respuesta es muy alta, puesto que en el estudio, la variación del índice en la etapa 4 no ha repercutido sobre la etapa 5, donde el valor de índice vuelve a coincidir con las etapas 1 y 3. Además, es un índice con una sensibilidad alta, ya que, aunque en la terapia 2 los voluntarios no experimentaron un estímulo muy fuerte, tal y como reflejan sus índices de estado psicológico, sí ha quedado reflejado en las respuestas de conductividad electrodérmica, con un leve aumento.

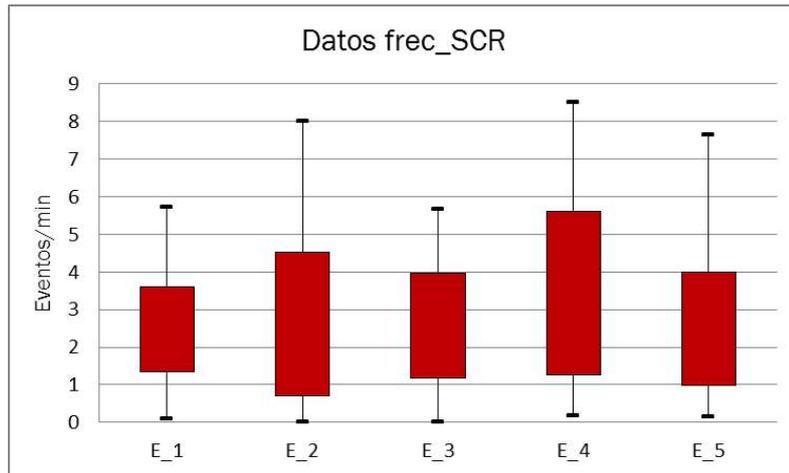


Figura 37. Gráfico de los datos de frecuencia de eventos SCR por minuto en cada etapa

En cuanto a la amplitud promedio de las respuestas SCR (amp_SCR), se ha obtenido una variabilidad más acusada. Si analizamos los resultados podemos comprobar que durante las etapas 2 y 4, la amplitud descendió, es decir, mientras se realizaban las terapias las respuestas eran más rápidas, aunque no necesariamente más numerosas, como se ha estudiado anteriormente. También se observó que durante las etapas 3 y 5, la amplitud promedio aumentó, de lo que se deduce que las respuestas son más lentas. Este patrón se repitió con las dos terapias, se comenzaba en un nivel base, durante la actividad las respuestas eran rápidas y al finalizar la actividad, se volvían lentas. Este fenómeno queda reflejado en la [Figura 38](#).

Sin embargo, hay un efecto reseñable, teniendo en cuenta que el patrón reproducido por las etapas 1, 2 y 3, se repite en las etapas 3, 4 y 5. Como hemos explicado, las respuestas de la etapa 5 no son suficientemente lentas en relación con las experimentadas en la etapa 3.

Este proceso se puede explicar debido a que el tiempo de la etapa 5 fue el doble que el tiempo de la etapa 3. Durante este tiempo más largo las respuestas del voluntario pudieron volver al nivel base normal, es decir, a la etapa 1. Esto alteraría el patrón, haciendo que la lentitud de respuesta media de la etapa 5 no sea la esperada.

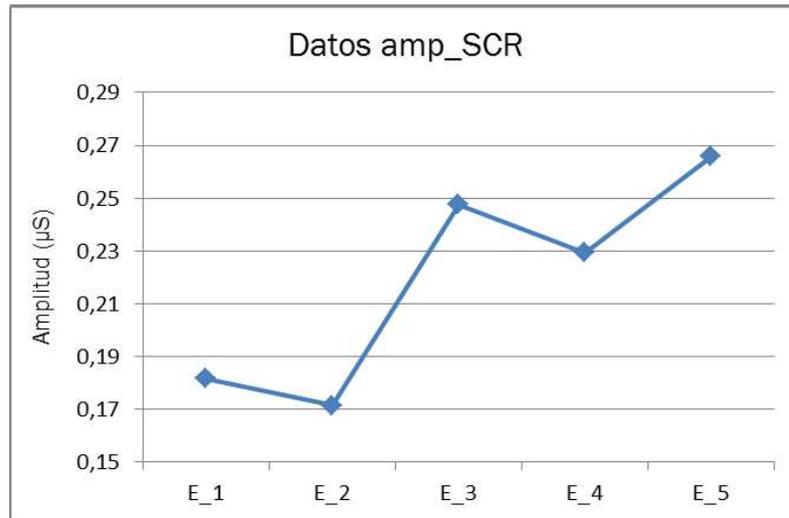


Figura 38. Gráfico de los datos de amplitud promedio de los eventos SCR en cada etapa

Por último, se ha presentado el índice correspondiente al nivel tónico de la piel (SCL). Este valor, como explicábamos en el apartado 3.4.1, puede llevar a confusión. El índice del nivel tónico, se calculó promediando la señal fisiológica de conductividad de la piel, sin embargo, hay que tener en cuenta que los eventos SCR interfieren en su cálculo.

Se observa que el nivel tónico de la piel aumentaba durante el experimento de forma continua, siendo más acusada la subida en la etapa 2 y la etapa 4 (Figura 39). Es una respuesta lenta que no disminuye, solo frena su crecimiento. Además, el nivel tónico varía de forma similar sea cual sea la magnitud del estímulo, ya que no ha sido más acusada en la etapa 4 que en la etapa 2. Como ya observábamos en el caso la amplitud SCR, y como refleja la Figura 39, el valor de la etapa 5 respecto a la 4 no imita la relación entre la etapa 3 y la 2, de hecho, no guarda ninguna relación. Cabe la posibilidad de que el tiempo haya podido intervenir en el estudio disminuyendo el valor del índice durante la última etapa debido a la relajación del sujeto durante un tiempo excesivamente largo.

Por otro lado, si tenemos en cuenta los eventos SCR que se producen durante las etapas y su amplitud promedio, en las dos etapas finales el nivel SCL estaría artificialmente aumentado debido a un mayor número de eventos y/o una mayor amplitud de estos. Por tanto, y en lo que respecta a este estudio, el nivel SCL es un mejor medidor del estrés instantáneo si se incluyen los eventos SCR en su cálculo, puesto que si se eliminasen, el aumento que se produjo en la etapa 4 no sería tan acusado.

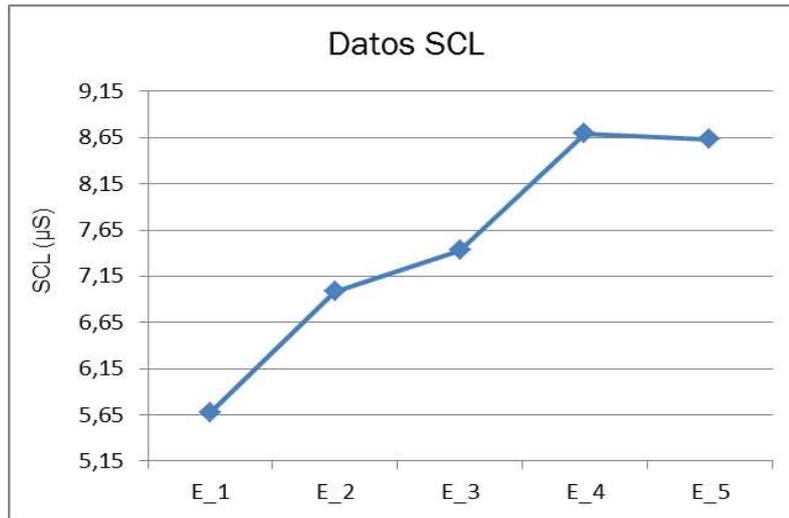


Figura 39. Gráfico de los datos SCL en cada etapa

Como conclusión, se puede afirmar que los índices de frecuencia de los eventos y amplitud de los mismos han sido los medidores más claros y sensibles del estrés, creando patrones claros de respuesta ante el estímulo provocado por las terapias, y con una clara diferenciación entre las dos terapias. Sin embargo, el índice SCL no fue del todo concluyente. Aunque aumentó con las terapias no es proporcional al estímulo generado, es un índice con menos sensibilidad que los anteriores.

4.5. Señal SKT

De la señal de temperatura de la piel únicamente se extraía un índice que almacenaba la temperatura final de cada etapa. En la **Tabla 8** se visualizan los valores promedio y las desviaciones estándar de este índice en todas las etapas.

	E_1	E_2	E_3	E_4	E_5
TEMP	25,594±2,740	25,573±3,137	25,696±3,421	26,001±3,819	26,547±4,272

Tabla 8. Valores de los índices procedentes de la señal SKT

Durante las etapas 1 y 2, el valor de la temperatura se mantuvo prácticamente constante, por tanto, la terapia 1 no tuvo una influencia notable. Sin embargo, durante la etapa 3 la temperatura aumentó levemente, y a lo largo de las etapas 4 y 5 hubo dos aumentos significativos. Según la bibliografía, durante el desarrollo de la terapia 2 en la etapa 4 la temperatura debería haber disminuido, puesto que se produce un episodio de estrés mental. Los datos no corroboran esta suposición, sino que son contrarios.

Si volvemos sobre el análisis de la primera mitad del experimento, puede comprobarse que entre las etapas 1 y 2 hay una leve variación, una leve

disminución de la temperatura en la etapa 2. Además, en la etapa 3 la temperatura aumentó. Fijándonos únicamente en estos tres valores, la temperatura sufrió variaciones concernientes a la carga mental de la terapia, a la concentración mental que despertó el juego virtual.

Por otro lado, centrando el análisis en la segunda mitad, el juego de la terapia 2 pudo resultar tan agresivo físicamente, que la actividad física haya intervenido haciendo que los datos no sean los esperados.

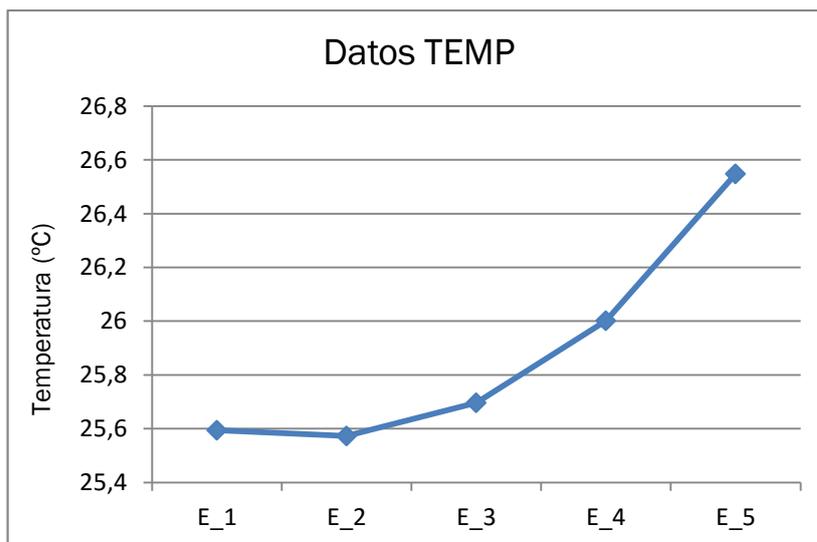


Figura 40. Gráfico de los datos TEMP de la piel en cada etapa

La única conclusión clara de este análisis, es que en las etapas siguientes a las cargas cognitivas la temperatura aumentó. Es decir, se produjo un aumento de temperatura en la etapa 3 respecto a la etapa 2, y en la etapa 5 respecto a la etapa 4 (Figura 40). Tal vez no se trate de una disminución clara en las etapas en las que se desarrollaron terapias, sino en un aumento de la temperatura proporcional al estrés generado durante el tiempo posterior a su desarrollo.

4.6. Señal ECG

En cuanto a la señal eléctrica del corazón, se calculaban cuatro índices procedentes del análisis temporal. Todos ellos se recogen en la Tabla 9.

	E_1	E_2	E_3	E_4	E_5
Med_RR	0,936±0,126	0,831±0,104	0,913±0,128	0,743±0,088	0,903±0,117
SDNN	0,082±0,028	0,056±0,02	0,087±0,03	0,055±0,02	0,089±0,031
RMSSD	0,054±0,031	0,039±0,036	0,053±0,036	0,034±0,034	0,052±0,029
PNN50	13,799±8,774	8,926±10,22	12,334±8,056	4,787±8,429	12,608±8,655

Tabla 9. Valores de los índices procedentes de la señal ECG

En primer lugar, se analizó el índice de valor medio de los intervalos RR (Med_RR). Los intervalos RR recogían el tiempo entre dos latidos consecutivos, por tanto, el índice es el valor promedio del tiempo entre latidos en cada etapa. El tiempo entre latidos disminuye al enfrentarse a una situación de estrés, el corazón tiene un ritmo mayor, late más deprisa. Este índice es inversamente proporcional a la frecuencia cardiaca. Si comprobamos el índice, se corrobora que el tiempo entre latidos disminuyó durante la etapa 2 y la etapa 4, siendo sensiblemente más bajo esta última. Mientras tanto, en las otras tres etapas se mantiene un número de segundos entre latidos prácticamente igual (Figura 41). El ritmo cardiaco en sus medidas más directas es un buen indicador del estrés mental, puesto que es claro, rápido y sensible. Sin embargo, debe hacerse un estudio más completo, puesto que el ritmo cardiaco puede variar por numerosos motivos externos de forma muy rápida.

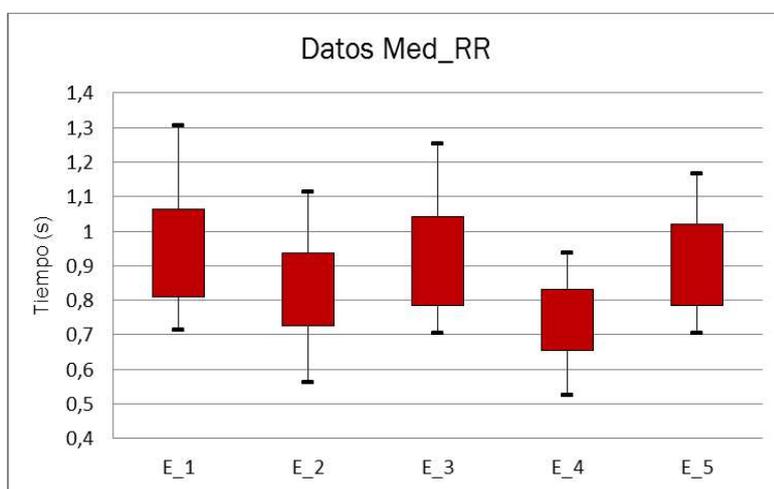


Figura 41. Gráfica de los datos promedio del intervalo RR en cada etapa

El segundo índice es la desviación estándar de todos los intervalos R-R, por tanto, está estrechamente relacionada con la variabilidad del ritmo cardiaco. Es decir, que si la variabilidad disminuye, la medida SDNN también debería disminuir. Según la bibliografía y como se explicó en el apartado 3.7, la variabilidad aumentaba durante episodios de relajación y disminuía en episodios de estrés, siendo inversa a la frecuencia cardiaca. Los datos del estudio lo corroboran, en las etapas 1, 3 y 5 la desviación estándar entre intervalos R-R fue similar, y además más alta que en las etapas 2 y 4. Sin embargo, no se ha reflejado el nivel de estrés en este índice, no hay diferencia entre la terapia 1 y la terapia 2.

Si se observa el patrón de valores del índice RMSSD en la Tabla 9, se comprueba que es muy parecido al del índice ya estudiado. Este índice promediaba la suma de las diferencias temporales entre intervalos

adyacentes, por tanto, se mide de nuevo la variabilidad. Aunque, en este caso, comparando la etapa 2 y la etapa 4, se advirtió una leve disminución en el índice cuando el estímulo de estrés era más intenso.

Por último, el índice pNN50, es una medida porcentual correspondiente al total de diferencias temporales entre dos intervalos R-R consecutivos que son mayores de 50 ms. De nuevo, se comprueba la variabilidad del ritmo cardiaco en las etapas. Sin embargo, este índice resultó el más interesante de los tres últimos, puesto que se apreció una diferencia cuantificable entre la etapa 2 y la etapa 4. En cuanto a los resultados del resto de etapas fueron los ya corroborados, es decir, la variabilidad en las etapas 1, 3 y 5 fue alta, o al menos mayor que en el resto, como ya habíamos advertido. Pero si se toman los valores de la etapa 2 y la etapa 4, se puede observar la disminución significativa del índice en la etapa 4, lo que corresponde a que hubo un número muy bajo de intervalos adyacentes entre los que el tiempo fue mayor de 50 ms. Hay que señalar que la desviación en esta medida fue muy alta (Figura 42), así que, no sería aconsejable que fuese la única variable para interpretar el estado emocional de las personas.

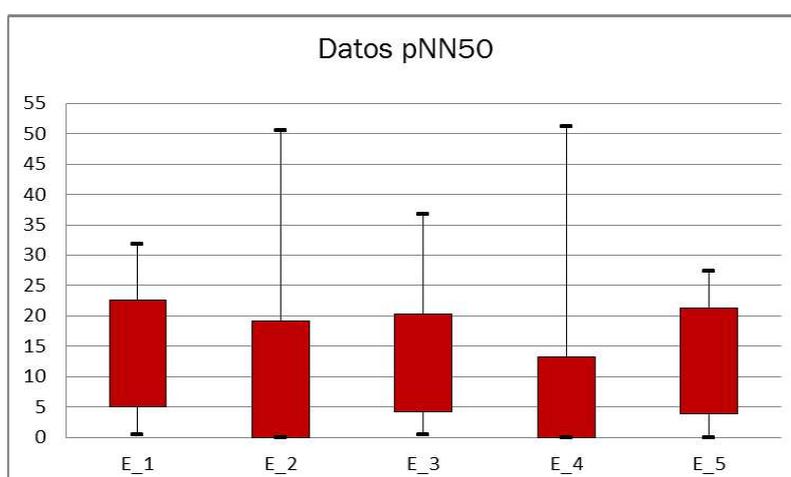


Figura 42. Gráfico de los datos porcentuales de intervalos R-R con una diferencia mayor de 50 ms entre ellos, en cada etapa

En conclusión, de las cuatro medidas analizadas para comprobar la actividad cardiaca durante el experimento hay dos especialmente sensibles para realizar la medida del grado de estrés experimentado: la media R-R y el pNN50. Los otros dos índices, son parámetros que cuantifican la actividad del sistema autónomo nervioso, disminuyendo con la actividad simpática, pero no mostraron variaciones con el grado de estrés, se las podría calificar de medidas binarias que ayudan a caracterizar el estado mental pero no son claras por sí solas.

5. Conclusiones

En el presente trabajo, se ha descrito el protocolo de actuación para la realización de pruebas experimentales con la plataforma robótica E2REBOT, y se han presentado los resultados obtenidos a través del análisis de los datos recogidos durante las pruebas. Con este estudio experimental se pretendía caracterizar el estado psicofisiológico de los 47 voluntarios a través de las señales fisiológicas medidas: electrocardiograma, respuesta galvánica de la piel y temperatura dérmica. El estudio ha comprobado que existe una cierta conexión entre la carga cognitiva que originan las tareas de rehabilitación y los parámetros fisiológicos de los voluntarios. Por tanto, existe una respuesta psicofisiológica que parece estar determinada al menos en parte, por los estímulos controlados en el estudio. Estos estímulos, consistían en terapias de rehabilitación de distinto grado de dificultad, las cuales producen cierto grado de estrés en los voluntarios.

Sin embargo, no todos los parámetros o índices fisiológicos estudiados han revelado el mismo grado de respuesta ante estrés, siendo las señales de sudoración y de ritmo cardiaco, las que han respondido con más inmediatez a las terapias. Entre los índices que destacaban por su adecuación a los estímulos generados están: la frecuencia de los eventos SCR (*frec_SCR*), el valor medio de la amplitud de los eventos SCR (*amp_SCR*), el valor medio de los intervalos R-R (*Med_RR*) y el valor *pNN50*. En el caso de los eventos SCR procedentes de la respuesta galvánica de la piel, su frecuencia y amplitud están relacionadas con la dificultad de la terapia, aumentando la frecuencia y disminuyendo la amplitud ante tareas de mayor dificultad. Los eventos SCR son más numerosos y rápidos cuando se recrea una situación de estrés. De la misma forma, el ritmo cardiaco medido en intervalos R-R, aumenta su frecuencia y disminuye su amplitud. Es decir, en episodios de estrés instantáneo el tiempo entre latidos es menor y su variabilidad también disminuye. Estos índices, no solo respondían a la actividad producida por la terapia, si no que estaban directamente relacionados y eran proporcionales al estímulo. Son, por tanto, los medidores más claros del estrés experimentado por los voluntarios. Por otro lado, hay dos parámetros en los que se apreciaron las respuestas esperadas, aunque con desviaciones o con menos sensibilidad que los anteriores, estos son: el nivel tónico de la piel (*SCL*) y el valor medio de su temperatura final (*TEMP*). Si se tienen en cuenta todos los índices citados, se podría conocer de forma aproximada el grado de estrés de la persona que interacciona con la plataforma robótica.

Estos resultados nos llevan a pensar que es posible introducir señales fisiológicas, como son las estudiadas en este trabajo, en el lazo de control del robot de rehabilitación durante el desarrollo de las terapias. Gracias a ello, se

podría adecuar la actuación del robot en función del estado del paciente, mediante su paradigma de control. Brindando asistencia al paciente mediante su control bio-cooperativo de fuerza o mediante el acondicionamiento de la dificultad del software durante las tareas de rehabilitación.

No obstante, se trata de un estudio preliminar que debe ser ampliado. Sería interesante seguir investigando en esta línea para determinar la eficacia de los parámetros seleccionados. Además, aunque los datos nos animan a considerar la posibilidad de realizar el controlador, debe tenerse en cuenta que la variabilidad de los parámetros de unos individuos a otros es muy amplia, y se debe trabajar para desarrollar patrones que identifiquen de forma precisa la carga cognitiva del individuo y no solo aproximen su situación. La realización de un paradigma de control basado en el señales psicofisiológicas de una persona conlleva el estudio pormenorizado de cada variable que vaya a ser introducida. Además, si el control se realiza de forma inmediata con una actuación on-line, necesitaría una realimentación a gran velocidad para caracterizar las señales iniciales del paciente mientras da comienzo la terapia, así como un algoritmo de aprendizaje para adecuarse al paciente y mejorar su adaptación.

El estudio ha permitido indagar en la posibilidad de diseñar plataformas robóticas que sean controladas por señales psicofisiológicas. Sin embargo, aún queda trabajo en este sentido para poder desarrollar completamente dispositivos que se adecúen a las emociones de las personas.

Bibliografía

- [1] KOENIG, Alexander, et al. Real-time closed-loop control of cognitive load in neurological patients during robot-assisted gait training. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 2011, vol. 19, no 4, p. 453-464.
- [2] FRAILE, Juan-Carlos, et al. Control of the E2REBOT Platform for Upper Limb Rehabilitation in Patients with Neuromotor Impairment. En *Robot 2015: Second Iberian Robotics Conference*. Springer International Publishing, 2016. p. 303-314.
- [3] Biopac System, Inc. *MP System Hardware Guide*. 2007.
- [4] RUSSELL, James A.; MEHRABIAN, Albert. Evidence for a three-factor theory of emotions. *Journal of research in Personality*, 1977, vol. 11, no 3, p. 273-294. (Citado en [6])
- [5] MEHRABIAN, Albert. Pleasure-arousal-dominance: A general framework for describing and measuring individual differences in temperament. *Current Psychology*, 1996, vol. 14, no 4, p. 261-292.
- [6] BRADLEY, Margaret M.; LANG, Peter J. Measuring emotion: the self-assessment manikin and the semantic differential. *Journal of behavior therapy and experimental psychiatry*, 1994, vol. 25, no 1, p. 49-59.
- [7] NOVAK, Domen, et al. Psychophysiological measurements in a biocooperative feedback loop for upper extremity rehabilitation. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 2011, vol. 19, no 4, p. 400-410.
- [8] NOVAK, Domen, et al. Psychophysiological responses to robotic rehabilitation tasks in stroke. *IEEE Transactions on neural systems and rehabilitation engineering*, 2010, vol. 18, no 4, p. 351-361.
- [9] BADESA, Francisco Javier, et al. Dynamic Adaptive System for Robot-Assisted Motion Rehabilitation. 2014.
- [10] BOUCSEIN, Wolfram. *Electrodermal activity*. Springer Science & Business Media, 2012.
- [11] BRAITHWAITE, Jason J., et al. A guide for analysing electrodermal activity (EDA) & skin conductance responses (SCRs) for psychological experiments. *Psychophysiology*, 2013, vol. 49, p. 1017-1034.
- [12] GUERRERO, Carlos David Rodríguez. *Psychophysiological Feedback Control in Physical Human-robot Interaction*. 2012. Tesis Doctoral. Universidad de Valladolid. Escuela de Ingenierías Industriales.
- [13] BOUDEWYNS, Patrick A. A comparison of the effects of stress vs. relaxation instruction on the finger temperature response. *Behavior Therapy*, 1976, vol. 7, no 1, p. 54-67.
- [14] MITTELMANN, Bela; WOLFF, Harold G. Emotions and Skin temperature: Observations on Patients During Psychotherapeutic (Psychoanalytic)

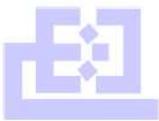
- Interviews1. *Psychosomatic Medicine*, 1943, vol. 5, no 3, p. 211. (Citado en [16])
- [15] ELAM, M.; WALLIN, B. G. Skin blood flow responses to mental stress in man depend on body temperature. *Acta physiologica scandinavica*, 1987, vol. 129, no 3, p. 429-431. (Citado en [16])
- [16] KISTLER, Andreas; MARIAUZOULS, Charles; VON BERLEPSCH, Klaus. Fingertip temperature as an indicator for sympathetic responses. *International Journal of Psychophysiology*, 1998, vol. 29, no 1, p. 35-41.
- [17] BAKER, Lawrence M.; TAYLOR, William M. The relationship under stress between changes in skin temperature, electrical skin resistance, and pulse rate. *Journal of experimental psychology*, 1954, vol. 48, no 5, p. 361.
- [18] WENGER, M. A.; GILCHRIST, J. C. A comparison of two indices of palmar sweating. *Journal of experimental psychology*, 1948, vol. 38, no 6, p. 757.
- [19] LIN, Hsiao-Pei, et al. Effects of stress, depression, and their interaction on heart rate, skin conductance, finger temperature, and respiratory rate: sympathetic-parasympathetic hypothesis of stress and depression. *Journal of clinical psychology*, 2011, vol. 67, no 10, p. 1080-1091.
- [20] Takahashi T, Murata T, Hamada T, Omori M, Kosaka H, Kikuchi M, Yoshida H, Wada YL: Changes in EEG and autonomic nervous activity during meditation and their association with personality traits. *Int J Psychophysiol.* 2005, 55 (2): 199-207. (Citado en [21])
- [21] KATSIKIS, Christos D.; GANIATSAS, George; FOTIADIS, Dimitrios I. An integrated telemedicine platform for the assessment of affective physiological states. *Diagnostic Pathology*, 2006, vol. 1, no 1, p. 1.
- [22] VELTMAN, J. A.; GAILLARD, A. W. K. Physiological workload reactions to increasing levels of task difficulty. *Ergonomics*, 1998, vol. 41, no 5, p. 656-669.
- [23] VILLEGAS, Jaime A. Gallo; FARBIARZ, Jorge Farbiarz; MONTOYA, Diego Luis Álvarez. Análisis espectral de la variabilidad de la frecuencia cardíaca. *Iatreia*, 1999, vol. 12, no 2, p. 94-104.
- [24] VIÑAS, Pablo F, et al. Psychophysiological Measurements in a Robotic Platform for Upper Limbs Rehabilitation: First trials. En *International Conference on Neurorehabilitation 2016, ICNR 2016*. (3º. 18-21 octubre 2016. Segovia, España). Documento aceptado para su publicación.
- [25] MAURI, Maurizio, et al. Psychophysiological signals associated with affective states. En *2010 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology*. IEEE, 2010. p. 3563-3566.

Bibliografía web

- [1w] CASTRO, María Paula, et al. *¿De qué manera afecta el estrés al sistema nervioso?* [En línea]. Neiva (Huila, Colombia), 2015. Publicado: 11 de julio, 2015. [Consulta: junio 2016]. Disponible en: <http://es.slideshare.net/NaniSalgado1/estrs-y-sistema-nervioso>
- [2w] BELLVER, Elena. *Demedicina.com: SISTEMA NERVIOSO SIMPÁTICO Y PARASIMPÁTICO* [web]. 18 septiembre, 2015. [Consulta: junio 2016]. Disponible en: <http://demedicina.com/sistema-nervioso-simptico-y-parasimptico/>
- [3w] FRANCO, Guillermo. El Electrocardiograma. Componentes. Valores normales y Semiología de sus perturbaciones. *ELECTROCARDIOGRAFIA ELEMENTAL* [en línea]. Cuba: 1987. [consulta: junio 2016]. Disponible en: http://www.sld.cu/galerias/pdf/sitios/pdvedado/franco_03.pdf
- [4w] FRANCO, Guillermo. Las derivaciones del electrocardiograma. *ELECTROCARDIOGRAFIA ELEMENTAL* [en línea]. Cuba: 1987. [consulta: junio 2016]. Disponible en: http://www.sld.cu/galerias/pdf/sitios/pdvedado/franco_02.pdf
- [5w] SERRA Simal, Rafael. *Webfisis.es: CORAZÓN. ELECTROCARDIOGRAMA* [web]. 29 septiembre, 2011. [Consulta: junio 2016] (ISBN: 84-688-1218-8). Disponible en: <http://www.webfisis.es/fisiologia/cardiovascular/textos/electroc.htm#>
- [6w] ESTÉBANEZ, Lorena. *Cuidandote.net: Electrocardiograma convencional* [blog]. 24 abril, 2012. [Consulta: junio 2016]. Disponible en: http://www.cuidandote.net/articulos/ECG/ecg_a.jpg

A. Documentos elaborados para el estudio

1. Documento informativo para participantes

	DOCUMENTO INFORMATIVO PARA PARTICIPANTES	C.P.
	“E2ROBOT”	06.I.41

TÍTULO DEL ESTUDIO:
Estudio del impacto psicológico de las terapias “activas asistidas” aplicadas con el E2Rebot

1. INTRODUCCIÓN Y FINALIDAD DEL ESTUDIO.

El documento actual se ha diseñado para informarle del motivo y las características del estudio de investigación en el que deseamos que participe

Usted es totalmente libre de decidir si le interesa participar o no en este estudio. Si decide participar en el mismo, debe recibir información personalizada del investigador, leer antes este documento y hacer todas las preguntas que sean necesarias para comprender los detalles sobre el mismo. Usted puede decidir no participar o, en caso de aceptar, cambiar de parecer retirando el consentimiento en cualquier momento sin obligación de dar explicaciones.

Lea toda la información que se le ofrece en este documento y haga todas las preguntas que necesite, antes de tomar una decisión.

2. PROPOSITO DEL ESTUDIO

Con este estudio se pretende evaluar el impacto psicológico de las terapias “**activas asistidas**” con el robot E2Rebot, que es un robot diseñado para ofrecer terapias de neuro-rehabilitación realizado con este robot.

Se trata de una máquina específicamente diseñada por el personal del Centro Tecnológico CARTIF para la rehabilitación de los brazos tras un daño cerebral. Es un robot cartesiano-planar que plantea unos juegos (Terapias) de realidad virtual. Estos ejercicios están pensados para aumentar la coordinación de las personas que han sufrido un Ictus.

Con los resultados de esta investigación se evaluará el impacto psicológico en “sujetos normales” que sirvan de referencia en comparación de estas terapias en pacientes que han sufrido un ACV.

3. PARTICIPANTES EN EL ESTUDIO

En el estudio participarán voluntarios que reúnan las siguientes características:

Sujetos sanos con los que se pueda determinar parámetros de referencia.

4. CRITERIOS DE EXCLUSIÓN

- Fumadores habituales o que hubieran consumido tabaco en las 8 horas antes de la prueba.
- Haber consumido bebidas alcohólicas en las 8 horas antes de la prueba.
- Haber consumido bebidas con cafeína o excitantes en las 4 horas antes de la prueba. (Si se puede haber bebido te, descafeinado, cola cao, zumos, agua ...)

Rev. 1 (22/08/11) © FUNDACIÓN CARTIF 2011 F-PGG-7.5.1.1/02



DOCUMENTO INFORMATIVO PARA PARTICIPANTES “E2ROBOT”

C.P.

06.I.41

- Estar tomando medicaciones.
- Estar enfermo con un proceso agudo (por ejemplo gripe, resfriado, etc)
- Padecer una enfermedad crónica diagnosticada, neurológica, endocrinológica o metabólica (por ejemplo, síndrome metabólico, diabetes, hiper o hipo tiroidismo)

5. DESARROLLO DE LA PRUBA

Con el objetivo de analizar el impacto psicológico de las terapias aplicadas con el robot, se le solicitará que complete unos test muy simples, ejecute unos ejercicios con el robot, y se registrara unas señales fisiológicas mediante sensores no invasivos:

Ritmo cardíaco.

Temperatura corporal.

Sudoración de la piel.

Oxígeno en Sangre.

Durante la realización de la prueba usted puede decidir dejar de participar en el estudio y por su parte el técnico pueden decidir finalizar el estudio por aparición de nueva información relevante, por motivos de seguridad, o por alguna falla o situación en la que valore que no es recomendable por la seguridad de sujeto o en la consecución de los objetivos de prueba.

6. ¿QUÉ RIESGOS O INCONVENIENTES TIENE?

Creemos poco probable la aparición de efectos secundarios tras el uso del robot y los sensores, ya que estos ejercicios son muy poco agresivos. Además el robot está diseñado para adaptarse a la capacidad de cada voluntario, por un mecanismo de autoajuste y los sensores cumplen con las certificaciones necesarias para utilizarse en este estudio. En cualquier caso, podrían presentarse situaciones o consecuencias durante el desarrollo de los tratamientos y que debe conocer:

- Fatiga o cansancio muscular en el brazo a rehabilitar.
- Dolor muscular, más frecuente en las primeras sesiones. (Agujetas).
- Al retirar los sensores para el registro del ECG se puede sentir un pequeño malestar.

8. CONFIDENCIALIDAD.

La información obtenida se almacenará en una base de datos, en soporte informático. Según lo indicado en la legislación vigente sobre protección de datos de carácter personal (Ley Orgánica 15/1999), de 13 de diciembre). Los datos registrados serán tratados estadísticamente de forma codificada. En todo



DOCUMENTO INFORMATIVO PARA PARTICIPANTES “E2ROBOT”

C.P.

06.I.41

momento el donante tendrá derecho de acceso, rectificación o cancelación de los datos depositados en la base de datos siempre que expresamente lo solicite. Los datos quedarán custodiados bajo la responsabilidad del Jefe de Proyecto Pablo Francisco Viñas. Los datos serán guardados de forma indefinida, al menos hasta la consecución de los fines científicos del proyecto.

La información estará codificada de forma que la identidad del participante nunca estará disponible para los investigadores.

g. PREGUNTAS Y CONSULTAS.

Para cualquier duda o aclaración referente al estudio, diríjase al equipo responsable del mismo:

- Juan Carlos Fraile Director de la División de Ingeniería Biomédica de la Fundación CARTIF. Email: carfra@cartif.es
- Javier Pérez Turiel Director de la División de Ingeniería Biomédica de la Fundación CARTIF. Email: javper@cartif.es
- Pablo Francisco Viñas Responsable del Proyecto E2REBOT en la Div. Ingeniería Biomédica de la Fundación CARTIF. Email: pabvin@cartif.es

2. Documento de consentimiento

	TERAPIAS PHYSIOBOT PROYECTO "E2ROBOT"	C.P.
		06.I.41

Estudio del impacto psicológico de las terapias "activas asistidas" aplicadas con el E2Rebot

D./Dña....., de años de edad y con DNI Nº....., manifiesta que ha sido informado/a sobre la experiencia basada en las terapias del prototipo Robot Physiobot, que se utilizaran en el proyecto "Estudio del impacto psicológico de las terapias "activas asistidas" aplicadas con el E2Rebot" que lleva a cabo Centro Tecnológico CARTIF, con el fin de generar evidencia científica del impacto psicológico de la utilización de tecnología robótica de rehabilitación aplicada a personas sanas.

Así mismo, manifiesta que ha sido informado/a del objetivo del estudio, duración, procedimientos y desarrollo, posibles riesgos, inconvenientes, perjuicios y ventajas que la terapia puede tener sobre su bienestar y salud. Declara que todas sus dudas han sido resueltas mediante la lectura de los documentos pertinentes y la formulación de preguntas a los técnicos.

Ha sido informado/a que sus datos personales serán protegidos e incluidos en un fichero que deberá estar sometido a las garantías de la Ley Orgánica 15/1999 de 13 de diciembre, de Protección de Datos de Carácter Personal.

Tomando ello en consideración, OTORGA su CONSENTIMIENTO a que se inicie y desarrolle la experiencia y a que ésta última sea utilizada para cubrir los objetivos especificados en el proyecto.

Se reserva así mismo el derecho a revocar este consentimiento en cualquier momento y sin necesidad de ninguna justificación por su parte.

En Valladolid, a de de

Fdo.:

Voluntario

Fdo.:

Técnico Responsable

3. Plantilla identificativa

Identificador del sujeto asociado al Estudio:			
Edad			
Peso			
Altura			
Sexo	Femenino	Masculino	
Mano hábil	Diestro	Zurdo	Ambidiestro
Ha utilizado este Robot anteriormente?			
He jugado frecuente de juegos por ordenador o consola?			

Nombre Etapa de la Experiencia	Tiempo (minutos)	Nota
Recepción del Sujeto		
Explicaciones, Firma de Consentimiento, Colocación de sensores, Plantilla Identificativa	5	
Registro Basal + Explicación TEST+TEST 1/5	6	
Terapia 1	6	
Descanso + TEST 2/5	3	
Terapia 2	6	
Descanso + TEST 5/5	6	
FIN (TOTAL)	32	

B. Códigos en software Matlab 2013

1. Fragmentación de ficheros

```
function fragmentacion=fragm_ficheros(nom_fich, delay_1, delay_2)

% frag_ficheros divide el fichero introducido en 5 ficheros
%
% NOMBRE DEL FICHERO:   fragm_ficheros.m
% RECIBE: el fichero original y dos variables temporales
% DEVUELVE: Mensaje de 'OK' al finalizar
% VARIABLES: nom_fich = nombre del fichero original: 'P_X'
%              delay_1 = segundos de retraso en la etapa 1
%              delay_2 = segundos de retraso en la etapa 3
%
format longG

frecuency=2000;
nom_fich_bruto=[nom_fich, '.txt'];

%Abrimos el fichero
fich=fopen(nom_fich_bruto);

%Volcamos los datos del fichero en una matriz de datos
[A,cont]=fscanf(fich, '%f\n', [4,inf]);
valores=A';
[num_filas, num_columnas]=size(valores);

%Cerramos el fichero de datos
fclose(fich);

%Calculamos las iteraciones en columnas por etapa
lim_etapa_1=(360+delay_1)*frecuency;
lim_2=360*frecuency;
lim_etapa_2=lim_etapa_1+lim_2;
lim_3=(180+delay_2)*frecuency;
lim_etapa_3=lim_etapa_2+lim_3;
lim_4=360*frecuency;
lim_etapa_4=lim_etapa_3+lim_4;
lim_5=num_filas-lim_etapa_4;

%Sacamos los datos del fichero para cada etapa
for i=1:num_columnas
    %Etapa 1
    k=1;
    for j=1:lim_etapa_1
        valores_E_1(k,i)= valores(j,i);
        k=k+1;
    end
    %Etapa 2
    k=1;
    for j=lim_etapa_1:lim_etapa_2
        valores_E_2(k,i)= valores(j,i);
        k=k+1;
    end
    %Etapa 3
    k=1;
    for j=lim_etapa_2:lim_etapa_3
        valores_E_3(k,i)= valores(j,i);
        k=k+1;
    end
    %Etapa 4
    k=1;
    for j=lim_etapa_3:lim_etapa_4
```

```

        valores_E_4(k,i)= valores(j,i);
        k=k+1;
    end
    %Etapa 5
    k=1;
    for j=lim_etapa_4:num_filas
        valores_E_5(k,i)= valores(j,i);
        k=k+1;
    end
end

%Creamos los nuevos ficheros e incluimos los datos
%Etapa 1
nom_fich_E_1=[nom_fich, '_E_1.txt'];
fich_E_1=fopen(nom_fich_E_1, 'wt');
for j=1:lim_etapa_1
    fprintf(fich_E_1, '%8.7f\t%5.4f\t%6.4f\t%7.5f\n', valores_E_1(j,1), v
        alores_E_1(j,2), valores_E_1(j,3), valores_E_1(j,4));
end
fclose(fich_E_1);

%Etapa 2
nom_fich_E_2=[nom_fich, '_E_2.txt'];
fich_E_2=fopen(nom_fich_E_2, 'wt');
for j=1:lim_2
    fprintf(fich_E_2, '%8.7f\t%5.4f\t%6.4f\t%7.5f\n', valores_E_2(j,1), v
        alores_E_2(j,2), valores_E_2(j,3), valores_E_2(j,4));
end
fclose(fich_E_2);

%Etapa 3
nom_fich_E_3=[nom_fich, '_E_3.txt'];
fich_E_3=fopen(nom_fich_E_3, 'wt');
for j=1:lim_3
    fprintf(fich_E_3, '%8.7f\t%5.4f\t%6.4f\t%7.5f\n', valores_E_3(j,1), v
        alores_E_3(j,2), valores_E_3(j,3), valores_E_3(j,4));
end
fclose(fich_E_3);

%Etapa 4
nom_fich_E_4=[nom_fich, '_E_4.txt'];
fich_E_4=fopen(nom_fich_E_4, 'wt');
for j=1:lim_4
    fprintf(fich_E_4, '%8.7f\t%5.4f\t%6.4f\t%7.5f\n', valores_E_4(j,1), v
        alores_E_4(j,2), valores_E_4(j,3), valores_E_4(j,4));
end
fclose(fich_E_4);

%Etapa 5
nom_fich_E_5=[nom_fich, '_E_5.txt'];
fich_E_5=fopen(nom_fich_E_5, 'wt');
for j=1:lim_5
    fprintf(fich_E_5, '%8.7f\t%5.4f\t%6.4f\t%7.5f\n', valores_E_5(j,1), v
        alores_E_5(j,2), valores_E_5(j,3), valores_E_5(j,4));
end
fclose(fich_E_5);

fragmentacion='OK';

```

2. Pre-procesamiento de las señales

```
function [ecg, skt, gsr]= Signals(nom_fich)

% Signals extrae los datos de un fichero de cuatro columnas en vectores
%
% NOMBRE DEL FICHERO:  Signals.m
% RECIBE: el nombre del fichero original
% DEVUELVE: los cuatro vectores
% VARIABLES: nom_fich = nombre del fichero original sin extensión
%             ecg = vector de datos
%             rr = vector de datos
%             skt = vector de datos
%             gsr = vector de datos
%
format longG

%Recolpilación de datos
nom_fich_bruto=[nom_fich,'.txt'];
fich=fopen(nom_fich_bruto);
[A,cont]=fscanf(fich,'%f\n',[4,inf]);
fclose(fich);

%Separamos las tres señales
Signals=A';
[filas_Signals, columnas_Signals]=size(Signals);
ecg=Signals (: , 1);
skt=Signals (: , 3);

%Submuestreamos a 500Hz
n=1;
for i=1:4:filas_Signals
    gsr(n)=Signals (i , 4);
    n=n+1;
end
end
```

3. Pre-procesamiento de la señal GSR

```
function [yngsr, ygsr]=filt_deriv(gsr)

% filt_der filtra y deriva la señal gsr
%
% NOMBRE DEL FICHERO:  filt_deriv.m
% RECIBE: un vector con los datos de la señal gsr
% DEVUELVE: la señal filtrada y su derivada
% VARIABLES: gsr = vector de datos de la señal en bruto
%             yngsr = vector de datos de la señal filtrada
%             ygsr = vector de datos de la derivada de yngsr
%
format longG

%Inicialización de variables
muestra_actual=1;
num_muestras=length(gsr);
Fs=500; %Frecuencia de 500Hz
Ts=1/Fs;
m=1101; %Periodo del filtro
yngsr=zeros (1 , num_muestras) ; %Señal filtrada
ygsr=zeros (1 , num_muestras) ; %Derivada
```

```

while(muestra_actual<num_muestras)
    % Filtramos
    n= muestra_actual - (m-1)/2;
    %n=muestra_actual+1;
    if n>=((m-1)/2)+1 %%ya se puede filtrar ?
        sum=0;
        %Eliminamos el ruido de alta frecuencia de la señal GSR
        for k= muestra_actual- (m-1) : muestra_actual
            sum= sum+ (gsr(k)/m) ;
        end
        yngsr(n)=sum;
        %Operación de diferencia hacia atrás
        yngsr(n)=(sum - yngsr(n-1))/Ts;

    else %%si no se pudo deje la senal original
        yngsr(muestra_actual)=gsr(muestra_actual) ;
    end
    muestra_actual=muestra_actual+1;
end
end

```

4. Procesamiento de la señal GSR

```

function [SCR,frec_SCR,amp_SCR,SCL]=GSR(gsr,yngsr,ygsr)

% GSR extrae las características de la señal gsr
%
% NOMBRE DEL FICHERO:  GSR.m
% RECIBE: los datos en bruto, filtrados y derivados de la señal
% DEVUELVE: las caracterísitcas de la señal
% VARIABLES: gsr = vector de datos de la señal en bruto
%             yngsr = vector de datos de la señal filtrada
%             ygsr = vector de datos de la derivada de yngsr
%             SCR = número entero de eventos registrados
%             frec_SCR = núm. decimal de eventos en un minuto
%             amp_SCR = promedio de la amplitud de los eventos
%             SCL = promedio de la señal gsr
%
format longG

%Inicialización de variables
numscr=0;
num_amp=1;

for i=1:(num_muestras-1)
    if(ygsr(i)==0) %pico encontrado
        %Comprobar si desde i hasta (i-10000) la pendiente es positiva
        [pico_ok, start_SCR]=comprobar_pico(i,ygsr,yngsr);

        if(pico_ok)
            if(numscr>=1)
                %Comprobamos que el pico se puede contabilizar
                diferencia=i-eventgsr2(numscr);
                der_neg=false;
                num=eventgsr2(numscr);
                %Si hay derivada negativa son dos picos
                while (~der_neg && num<i)
                    if (ygsr(num)<(-0.005)) %Dejamos margen por las
aprox.
                        der_neg=true;
                    end
                    num=num+1;
                end
            end
        end
    end
end

```

```

        if(diferencia>=2500 || der_neg)    %Hay un nuevo pico
            numscr=numscr+1;
            eventgsr1(numscr)=start_SCR ;
            eventgsr2(numscr)=i;
        else
            %Almacenamos el nuevo pico como parte del anterior
            eventgsr2(numscr)=i;
        end

        else    %La primera iteracion siempre la contabilizamos
            numscr=numscr+1;
            eventgsr1(numscr)=start_SCR ;
            eventgsr2(numscr)=i;
        end
        vector_ampSCR(num_amp)=(yngsr(eventgsr2(numscr))-
yngsr(eventgsr1(numscr)));
        num_amp=num_amp+1;
    end
end
end

% SCR -> eventos
SCR=numscr
minutos=num_muestras/(60*500);
frec_SCR=numscr/minutos
% amp_SCR
amp_SCR=mean(vector_ampSCR)
% SCL -> media de GSR en el tiempo
SCL=mean(gsr)

end

```

```

function
[resultado,primer_punto]=comprobar_pico(iteracion,derivada,yngsr)

% comprobar_pico es una función booleana que valida el pico
% _____ %
% NOMBRE DEL FICHERO:  comprobar_pico.m %
% RECIBE: los datos en bruto, filtrados y derivados de la señal %
% DEVUELVE: true/false %
% VARIABLES: iteración = num. de muestra del pico %
%             yngsr = vector de datos de la señal filtrada %
%             derivada = vector de datos de la derivada de yngsr %
%             resultado = valor booleano %
%             primer_punto = num. de muestra de comienzo del pico %
% _____ %

%Comenzamos suponiendo que es un pico fail
resultado=false;
start_SCR=0;
%Seleccionamos el rango de trabajo [primer_punto, iteracion] de 5 seg
primer_punto=iteracion-2500;

%El rango no es suficientemente grande -> Pico fail
if(primer_punto<=0)
    resultado=false;
else
    %Comprobar que en algún punto del rango haya -0.05uS
    for i=primer_punto:iteracion
        if (yngsr(i)<=(yngsr(iteracion)-0.05))
            start_SCR=i;
            n=primer_punto;

```

```

                resultado=true;
            end
        end
    end
end

while(resultado && n<iteracion)
    %En el rango hay otro punto MIN, MAX
    if(derivada(n)==0)
        if(n>=start_SCR)
            resultado=false;
        else
            primer_punto=n;
        end
    else
        resultado=true;
    end
    n=n+1;
end
end
end

```

5. Procesamiento de la señal SKT

```

function TEMP=SKT(skt)

% SKT extrae el valor medio de la señal sus últimos 5 segundos
%
%-----%
% NOMBRE DEL FICHERO:   SKT.m
% RECIBE: un vector con los datos de la señal skt
% DEVUELVE: el valor medio de los últimos 5 seg
% VARIABLES: skt = vector de datos de la señal en bruto
%             TEMP = valor decimal con el valor medio final
%-----%

%Inicialización de variables
num_muestras=length(skt);
primer_punto=num_muestras-(5*2000); %2000Hz y 5 seg
datos=skt(primer_punto:num_muestras);

TEMP=mean(datos)

end

```

6. Programa principal y creación de ficheros

```

function trat_GRSKT(nom_fich)

% trat_GRSKT almacena los índices de las dos señales en un fichero
%
%-----%
% NOMBRE DEL FICHERO:   trat_GRSKT.m
% RECIBE: el fichero de datos de una etapa
% DEVUELVE:
% VARIABLES: nom_fich = nombre del fichero original sin extensión%
%-----%

%Pre-procesamiento
[ecg, skt, gsr]= Signals(nom_fich);

```

```

%Filtro y derivada de la señal GSR
[yngsr, ygsr]=filt_derv(gsr);
%Extracción de índices de la señal GSR
[SCR,frec_SCR,amp_SCR,SCL]=GSR(gsr,yngsr,ygsr);
%Extracción del índice de la señal SKT
TEMP=SKT(skt);

%Fichero de índices
filename = ['GSR_SKT_',nom_fich,'.txt'];
fid = fopen(filename , 'wt') ;
fprintf(fid, 'SCR \t %f', SCR);
fprintf(fid, '\nfrec_SCR \t %f', frec_SCR);
fprintf(fid, '\namp_SCR \t %f', amp_SCR);
fprintf(fid, '\nSCL \t %f', SCL);
fprintf(fid, '\nSKT \t %f', TEMP);
fclose (fid) ;
end

```