

UNIVERSIDAD MIGUEL HERNÁNDEZ DE ELCHE

ESCUELA POLITÉCNICA SUPERIOR DE ELCHE

MÁSTER EN INGENIERÍA DE TELECOMUNICACIÓN



"DESARROLLO Y EVALUACIÓN DE UN
SISTEMA ELECTRÓNICO WEARABLE DE
MEDICIÓN DE LA ACTIVIDAD
ELECTRODÉRMICA DE LA PIEL"

TRABAJO FIN DE MÁSTER

Junio -2021

AUTOR: Francisco Javier Verdú García

DIRECTOR/ES: Nicolás M. García Aracil

José María Catalán Orts

UNIVERSIDAD MIGUEL HERNÁNDEZ DE ELCHE
ESCUELA POLITÉCNICA SUPERIOR DE ELCHE
MÁSTER EN INGENIERÍA DE TELECOMUNICACIÓN



**”DESARROLLO Y EVALUACIÓN DE UN SISTEMA
ELECTRÓNICO WEARABLE DE MEDICIÓN DE LA
ACTIVIDAD ELECTRODÉRMICA DE LA PIEL”**

TRABAJO FIN DE MÁSTER

Junio - 2021

AUTOR: Fco Javier Verdú García

DIRECTOR/ES: Nicolás M. García Aracil

José María Catalán Orts

Resumen

En este proyecto se ha diseñado y desarrollado un sistema electrónico wearable para la medición de la actividad electrodérmica de la piel, así como de otros parámetros fisiológicos, así como se ha realizado un estudio exploratorio para evaluar las ventajas del uso de señales alternas para la medición de la conductividad de la piel. Para ello se ha diseñado una electrónica de dimensiones reducidas constituida por un microcontrolador, un módulo de comunicación bluetooth y un circuito electrónico para la medida y acondicionamiento de la conductividad de la piel. Este circuito, es capaz de medir los cambios en la conductividad de la piel por medio de una señal continua o alterna. Mediante este circuito se ha realizado una experimentación para comparar el uso de señales Alternating Current (AC) y Direct Current (DC) en la medida de la actividad electrodérmica de la piel.

Palabras clave

Galvanic Skin Response (GSR), Respuesta de la Conductividad de la Piel (SCR), Nivel de Conductividad de la Piel (SCL), respuestas fisiológicas, *wearable electronics*.

ÍNDICE GENERAL

1. Introducción	11
1.1. Contexto y motivación	11
1.2. Objetivos	14
2. Marco Teórico	15
2.1. Actividad electrodérmica (EDA)	15
2.1.1. Propiedades eléctricas de la piel	17
2.1.2. Tipos de medidas de EDA	19
2.1.3. Colocación de los electrodos	20
2.2. Uso de corriente continua	22
2.3. Uso de corriente alterna	24
2.4. Fuentes de artefactos	29
2.4.1. Artefactos fisiológicos	29
2.4.2. Artefactos no fisiológicos	30
3. Desarrollo	33
3.1. Sistema completo	33
3.2. Circuito de acondicionamiento	35
3.3. Pulso cardíaco y IMU	43
3.4. Comunicación Bluetooth	45
3.5. Microcontrolador Teensy	47
3.6. Hardware	49
4. Validación experimental	53
4.1. Circuito experimental	54
4.2. Definición del protocolo experimental	56

4.3. Pruebas	58
4.4. Programa de gestión	62
4.5. Análisis de resultados	64
4.5.1. Validación con dispositivo comercial	64
4.5.2. Resultados del juego de dificultades	66
4.5.3. Resultados del juego de eventos	73
5. Conclusiones y líneas futuras	77
5.1. Conclusiones	77
5.2. Líneas futuras de trabajo	78
Bibliografía	79
Acrónimos	81

ÍNDICE DE FIGURAS

2.1. SCR típica	16
2.2. Modelo eléctrico de la piel humana	18
2.3. Conductividad en distintas partes del cuerpo	21
2.4. Puente de Wheatstone	23
2.5. Señal Pulse Width Modulation (PWM) en el tiempo	26
2.6. Señal PWM en el espectro frecuencial	28
3.1. Diagrama del sistema completo	34
3.2. Esquemático del circuito de acondicionamiento	36
3.3. Resistencia de la piel teórica	41
3.4. Simulación del circuito de acondicionamiento	42
3.5. Comparación Electrocardiograma (ECG) y Fotopletismografía (PPG)	44
3.6. Red de adaptación de la antena	47
3.7. Teensy 3.2	48
3.8. Modelo en 3D de la PCB. Cara superior.	50
3.9. Modelo en 3D de la PCB. Cara inferior.	50
4.1. Circuito experimental	55
4.2. PCB de la experimentación	56
4.3. <i>Setup</i> de la experimentación	57
4.4. Juego de eventos.	59
4.5. Juego de dificultades en dificultad difícil.	60
4.6. Juego de dificultades en dificultad fácil.	61
4.7. Diagrama de bloques del programa del experimento.	64
4.8. Comparación entre el Shimmer y el circuito diseñado.	65
4.9. Boxplot de los dedos.	68

4.10. Boxplot de la muñeca.	71
4.11. Medidas del juego de eventos en los dedos.	73
4.12. Medidas del juego de eventos en la muñeca.	75

ÍNDICE DE TABLAS

3.1. Componentes del circuito de acondicionamiento	39
3.2. Características Teensy 3.2	48
4.1. Valores estadísticos para las medidas en los dedos	70
4.2. Valores estadísticos para las medidas en la muñeca	72

CAPÍTULO 1:

INTRODUCCIÓN

1.1. Contexto y motivación

En los últimos tiempos, la robótica ha protagonizado un aumento en popularidad. Esto se debe, en parte, al avance general que ha sufrido la tecnología, en cuanto a potencia, tamaño y precio. Los componentes electrónicos, por su parte, son más pequeños, tienen rangos de funcionamiento muy grandes y su coste es asequible. Además, los procesadores son cada vez más potentes y más sencillos de implementar, por lo que la parte de control se ha simplificado. En la parte mecánica, el diseño y la fabricación son más fáciles hoy en día, ya que algunas de las piezas se pueden fabricar in situ mediante la impresión 3D, que ha abierto la puerta a la simplificación de algunos de estos procesos.

Todos estos avances han permitido el crecimiento de campos como la robótica asistencial y de rehabilitación. El objetivo de la robótica asistencial es proporcionar ayuda asistencial a personas con discapacidad para la realización de Actividades de la Vida Diaria (AVD). Los robots de este campo se diseñan para asistir, por lo que su seguridad debe ser muy alta y los posibles fallos deben estar muy controlados, de forma que nunca puedan dañar al usuario. Además, estos robots han de tener una apariencia amigable, ya que deben generar confianza en el paciente y evitar las sensaciones de miedo, inseguridad o incomodidad. Por último, el uso de este tipo de

dispositivos debe ser lo más sencillo posible e intuitivo de manera que dotemos de autonomía a la persona discapacitada. deben ser muy autónomos debido a que en muchas ocasiones se usarán en entornos en los que sólo estará presente la persona dependiente, por lo que debe poder desempeñar sus funciones sin la intervención de una tercera persona. Estos requisitos de diseño son muy generales, pero dan una idea de la complejidad de este campo y explican el esfuerzo y los recursos que muchas empresas y grupos de investigación por todo el mundo han dedicado al desarrollo de esta clase de robots.

Por otro lado, en robótica de rehabilitación el objetivo es ofrecer atención post-operatoria o posterior a la lesión por medio de un sistema robótico con el objetivo de mejorar la recuperación del paciente. Para ello, se plantean como complemento a las terapias de rehabilitación que ya se realizan en hospitales y clínicas, de forma que se busca facilitar el trabajo de los terapeutas y, si fuera posible, agilizar el proceso de rehabilitación y acortar los tiempos desde el comienzo de la terapia hasta la recuperación del paciente.

Uno de los tipos de terapia en los que se aplica el trabajo del Robotics and Artificial Intelligence (RAI) es la neurorehabilitación. El objetivo de estas terapias no es siempre rehabilitar completamente al paciente, sino lograr que puedan realizar tareas de la vida cotidiana tan simples como, por ejemplo, coger un vaso de agua. Por ello es importante la rehabilitación no sólo del codo y hombro, sino también de la mano.

La rehabilitación asistida por robots generalmente se combina con terapia virtual. Existen dos razones para ello. En primer lugar, la terapia virtual basada en juegos serios es muy versátil, permite crear una gran diversidad de actividades para adaptarnos a las necesidades de los pacientes. En segundo lugar, este tipo de terapia puede aumentar la motivación del paciente, lo que los profesionales han descrito como un factor determinante en el resultado de la rehabilitación. Por ello, en el grupo de investigación se desarrollan juegos que se coordinen con los robots, de forma que no sólo se mantenga el interés del usuario, sino que sea posible recoger datos sobre su progreso y otros parámetros interesantes para el terapeuta.

En el intento de aumentar la motivación de los pacientes, la medición de parámetros como el estrés puede ser muy interesante. Incorporar a los juegos el nivel de estrés del paciente puede suponer que se modifique el propio juego en tiempo real, de forma que se reduzca la dificultad si el usuario está frustrado, o aumentarlo si está muy relajado. Esto permitirá mantener al paciente en un estado en el que no esté motivado y, además, que no le frustre no lograr el objetivo.

En este trabajo se va a tratar de diseñar un sistema que sea capaz de medir la Galvanic Skin Response (GSR), parámetro que se extrae de la medida de la conductividad de la piel. La conductividad se obtiene del comportamiento de una corriente inyectada a la piel a través de dos electrodos. Cuando el usuario está alterado o ha recibido algún tipo de estímulo brusco, la actividad de las glándulas sudoríparas aumenta, lo que modifica las propiedades eléctricas de la piel, en concreto, su impedancia. Debido a esto, midiendo esa impedancia se puede extraer la conductividad de la misma, lo que puede servir para realizar una estimación del estado anímico del usuario.

Estas medidas de la conductividad se suelen tomar en los dedos o las palmas de las manos, pero dado que en la rehabilitación asistida por robots se suele requerir del uso de las manos para interactuar con el robot, sería más conveniente colocar los electrodos en otro lugar en el que las medidas no se vean afectadas por el movimiento. Por ello, se propone que las medidas se realicen en la muñeca. Sin embargo, en esta zona hay una baja densidad de glándulas de sudor, por lo que es de esperar que las diferencias en las reacciones fisiológicas de los pacientes sean más difíciles de medir. Por esta razón, se propone evaluar la medida de la señal GSR mediante corriente alterna. Este último caso no ha sido muy estudiado, pero se espera que haya ligeras ventajas respecto al método comúnmente usado.

En el apartado siguiente se detallan los objetivos de este trabajo.

1.2. Objetivos

- Diseñar e implementar un sensor de GSR. El sensor constará de un circuito que acondicione una tensión dependiente de la conductividad de la piel. El circuito, además, debe ser capaz de medir la conductividad de la piel usando corriente alterna o continua.
- Evaluar el uso de la corriente alterna para la medida de la señal GSR.
- Diseñar un dispositivo que incluya el circuito de medición del GSR de la piel y que sea portátil, cómodo de usar, y con los menos cables posibles, de forma que se pueda usar durante la realización de experimentos y pruebas orientadas a rehabilitación robótica.
- Dotar al dispositivo de comunicación inalámbrica.
- Añadir al sistema otros sensores, como un sensor de Fotopletismografía (PPG) y una Unidad de Medida Inercial (IMU), que ofrezcan al investigador información adicional que sea de utilidad en futuros estudios.

CAPÍTULO 2:

MARCO TEÓRICO

2.1. Actividad electrodérmica (EDA)

La medida de la conductividad de la piel es una medida fisiológica que se usa comúnmente para estimar el estado emocional de una persona.

Estos eventos en la Actividad Electrodérmica (EDA) son consecuencia de cambios en las propiedades eléctricas de la piel provocados por la actividad de las glándulas sudoríparas. En el cuerpo humano hay unos tres millones de glándulas de este tipo, encontrándose con más concentración en las palmas de las manos y de los pies [1]. Las glándulas se encuentran en la capa más profunda de la piel, la hipodermis, y en la inmediatamente superior, la dermis. Las glándulas están formadas por un glomérulo secretor, que se encuentra en la hipodermis y un conducto por el que se transporta la secreción hasta la superficie de la piel. Mediante su actividad de secreción de sudor, las glándulas modifican las propiedades eléctricas de ambas capas, haciéndolas más o menos conductoras.

El cerebro es el órgano encargado de regular y gestionar la actividad de las glándulas, y la secreción de sudor se puede producir por diversos motivos. El primero es regular la temperatura corporal, ya que el sudor permite la expulsión de calor y la bajada de la temperatura interna del cuerpo. Sin embargo, también se produce el llamado "sudor emocional", un mecanismo de sudoración en el que la actividad

de las glándulas sudoríparas experimenta un gran aumento debido a situaciones de gran carga emocional y estrés. Por ello, la medida de la conductividad de la piel puede ser un buen indicativo del estado emocional del sujeto.

Sin embargo, el estrés emocional no es el único posible causante del sudor. En este proceso intervienen muchos factores, de los cuales la mayoría no tiene que ver con el estado emocional de la persona, sino que están relacionados con el ambiente que la rodea. Así, la temperatura o la humedad afectan de forma considerable a la generación de sudor y, por tanto, al cambio en la conductividad de la piel. Esto hace que no sea una medida absoluta y constante, sino que es muy cambiante en el tiempo y entre individuos. Así, factores externos, como la temperatura, e internos, como la concentración de glándulas secretoras de sudor en el lugar de la medida, van a modificar el nivel de conductividad percibido, por lo que es importante entender cómo son los cambios en esta propiedad para interpretarlos correctamente.

De este modo las glándulas sudoríparas modifican una propiedad medible a partir de la cual se puede extraer información. Estos cambios medibles en la conductividad de la piel se denominan EDA o Galvanic Skin Response (GSR) y las señales que se obtienen de su medición tienen unas características determinadas. En primer lugar, estas señales están formadas principalmente por dos componentes: el Nivel de Conductividad de la Piel (SCL) y la Respuesta de la Conductividad de la Piel (SCR).

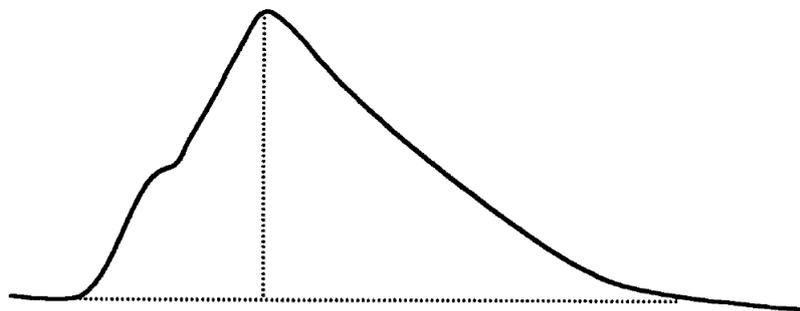


Figura 2.1: Forma típica de la SCR en la conductividad de la piel. [1]

El primero consiste en el nivel base de la conductividad de la piel, y es el parámetro que da información más general. Sus cambios son lentos, produciéndose de forma relevante en periodos de varios minutos y está muy determinado por los fac-

tores ambientales. Por otra parte, encontramos las SCRs, que son respuestas mucho más rápidas que el SCL. Consisten en aumentos rápidos y pronunciados en la conductividad de la piel, seguidos por una bajada más lenta hacia el nivel del que se partió, tal y como se muestra en la Figura 2.1. Su duración es de varios segundos y la frecuencia de su aparición es indicativo de una mayor o menor reacción fisiológica. Este componente está más relacionado al estado emocional, por lo que es menos susceptible de ser provocado por factores externos como la temperatura.

2.1.1. Propiedades eléctricas de la piel

Por otro lado, hemos de conocer en profundidad la estructura de la piel y sus propiedades. En lo que respecta a la resistencia eléctrica, las capas internas de la piel, en concreto la dermis y la hipodermis, están formadas por tejidos húmedos que las dotan de conductividad. Por otro lado, la capa más externa, la epidermis, está menos húmeda y es bastante menos conductiva. Sin embargo, la presencia de los conductos de las glándulas sudoríparas actúan como juntas eléctricas que rompen esa barrera poco conductora. En lo que respecta a las propiedades que no son puramente resistivas, tal y como ocurre con otras células a lo largo del cuerpo humano, las membranas de las células que forman las paredes de las glándulas secretoras de sudor y los iones que contienen, así como las células que las rodean, pueden formar pequeños potenciales eléctricos, dotando al tejido de un componente capacitivo y sensible a la polarización.

Conociendo estas propiedades, se pueden realizar modelos que nos permitan separar los componentes resistivos y capacitivos presentes en la piel, con el fin de poder estudiar las propiedades de mejor forma. Así, [1] propone el modelo de la Figura 2.2, en el que se pueden observar varias resistencias y un condensador. R_1 se corresponde con la resistencia asociada a la dermis, y se encuentra en serie a las demás. Asimismo, encontramos un paralelo formado por R_2 , correspondiente a la resistencia de la epidermis y la impedancia Z , compuesta por un condensador y una resistencia en paralelo y que corresponden a la impedancia variable producida por la actividad de las glándulas sudoríparas. En comparación, R_2 es mayor que R_1 , por lo que esta última se toma como despreciable en algunos casos. Sin embargo, es

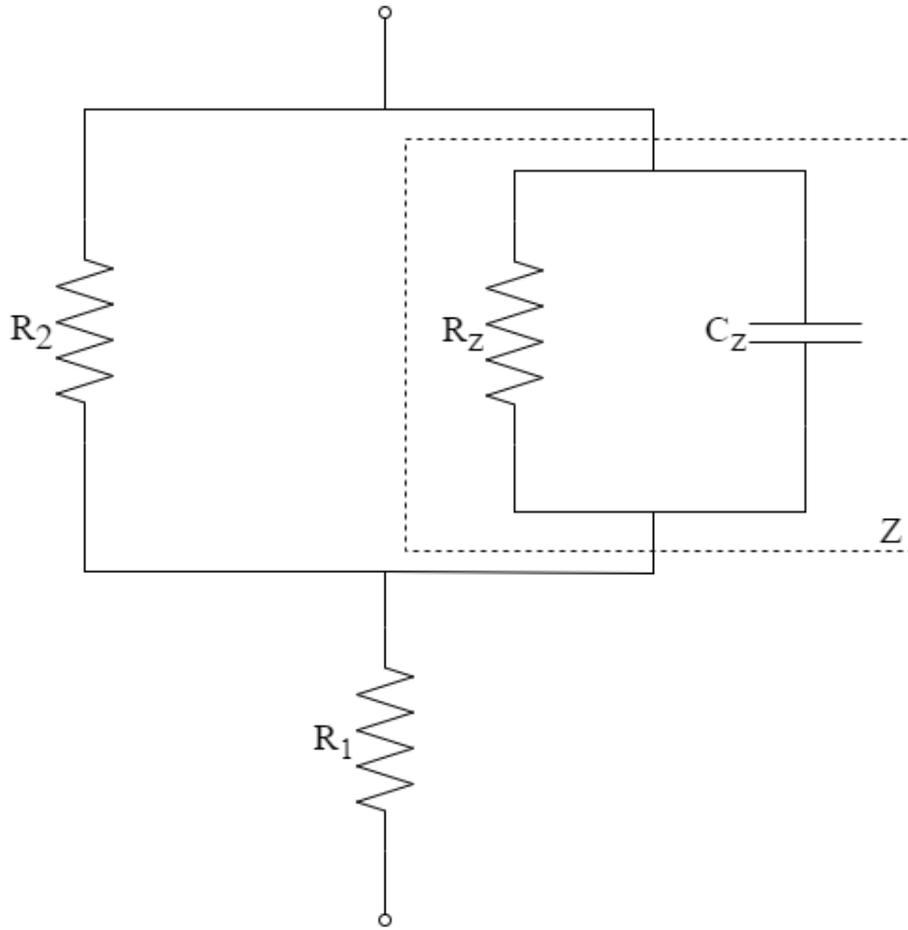


Figura 2.2: Modelo eléctrico de la piel humana. R_1 es la resistencia asociada a la dermis, mientras que R_2 es la resistencia de la epidermis. Ambas son valores constantes. Z representa la impedancia variable por la acción de las glándulas sudoríparas. [1]

recomendable mantenerla, ya que aunque la impedancia variable sea de valor nulo, siempre se encuentra una resistencia en la piel, por pequeña que sea. Esto es lo que se puede apreciar en la Ecuación 2.1, en la que la impedancia de la piel (Z_{sk}) depende de la suma de R_1 y otro componente formado por el paralelo entre R_2 , R_z y el condensador C_z , además del término ω , que depende de la frecuencia de la señal aplicada al sistema.

Debido a que la resistencia R_z únicamente aparece en la ecuación en el denominador del segundo componente en la expresión del paralelo entre esta y R_2 , en muchos casos se suelen tomar ambas como una misma resistencia, incluyendo en la parte resistiva de la impedancia variable la resistencia constante de la epidermis. Por otro lado, el término $j\omega C_z$ implica que habrá un cambio de fase en la señal de entrada, además de que el valor de la frecuencia afectará a su vez a la parte real de

la impedancia de la piel.

$$Z_{sk} = R_1 + \frac{1}{\frac{R_2+R_z}{R_2*R_z} - j\omega C_z} \quad (2.1)$$

De este modo, se tiene una impedancia que es posible medir a partir de la cual se puede extraer la conductividad como su inversa y obtener una medida fisiológica relacionada con la actividad y el estado emocional.

2.1.2. Tipos de medidas de EDA

Existen dos formas de realizar medidas de GSR: las medidas endosomáticas y las exosomáticas [2]. Las primeras son aquellas en las que la medida se realiza sin necesidad de usar corrientes externas, ya que se leen las propiedades activas de la piel. Estos voltajes se generan por las diferencias de potencial presentes en las membranas celulares. Se realizan mediante la colocación de un electrodo en la zona activa de medida, normalmente las palmas de las manos o las plantas de los pies, mientras que un segundo electrodo se coloca a modo de referencia en una zona con poco potencial. De esta forma, en la palma de la mano las respuestas en la piel suelen ser negativas. En general, las respuestas leídas mediante este método son muy similares a las exosomáticas, aunque también son más complejas. Pueden ser monofásicas, con una tensión negativa únicamente, o bifásica, con un componente de tensión negativa al principio que posteriormente pasa a una tensión positiva. Esta variedad de respuestas la hace una señal complicada de interpretar, sobre todo cuando se la compara con las medidas exosomáticas.

Las medidas exosomáticas, por su parte, son aquellas en las que para su obtención se requiere la aplicación de una corriente externa al cuerpo. Son las más comunes y las más usadas. Consisten en la colocación de dos electrodos a una cierta distancia entre sí, entre los que se aplica una tensión que puede ser continua o alterna. Entre ambos electrodos circula, por tanto, una corriente cuya amplitud dependerá de la resistencia de la piel, es decir, de su conductividad. Las diferencias en la conductividad que se miden con estos métodos están directamente relacionadas con la actividad de las

glándulas sudoríparas y, por ello, con el estado emocional del sujeto de las medidas.

Debido a la popularidad y a la mayor sencillez en la interpretación de los resultados, la opción más elegida en cuanto a la medida de la EDA son las medidas exosomáticas. En los próximos apartados se estudiarán las dos formas de realizar estas medidas, usando la corriente continua o la corriente alterna.

2.1.3. Colocación de los electrodos

Un elemento muy importante de la medida de la EDA es el par de electrodos que se usan para aplicar la corriente a la piel. Los hay de muchos tipos, pero los más comunes son los que están compuestos por plata/cloruro de plata (Ag/AgCl). En general, los electrodos, además de la parte metálica, tienen un gel adhesivo que aumenta la conductividad e inmoviliza el electrodo en su posición. Su colocación en la piel es importante debido a que la conductividad medida variará en función de la concentración de glándulas sudoríparas en esa zona.

La cantidad de glándulas presentes en la zona de medida determinará la calidad de la señal, ya que a más cantidad, más conductividad. La separación entre electrodos no debe ser muy grande, de unos pocos centímetros a los sumo. Una distancia demasiado grande aumentará la resistencia, por lo que será más difícil detectar cambios en la señal.

Los lugares más comunes para medir la conductividad de la piel son los dedos, las palmas de las manos y las plantas de los pies. Estas zonas tienen una densidad de glándulas ecrinas de alrededor de 600 glándulas por centímetro cuadrado, de las más grandes de todo el cuerpo. Tanto es así, que la Sociedad para la Investigación Psicofisiológica [2] recomendó las palmas como lugar estándar para tomar las medidas. No obstante, aunque con concentraciones menores, hay presencia de glándulas en otras partes del cuerpo. Por contra, algunas estimaciones indican que el siguiente lugar más poblado por glándulas es la frente, con 181 glándulas por centímetro cuadrado, seguido por las extremidades superiores (108 glándulas/ cm^2) y el tronco (64 glándulas/ cm^2).

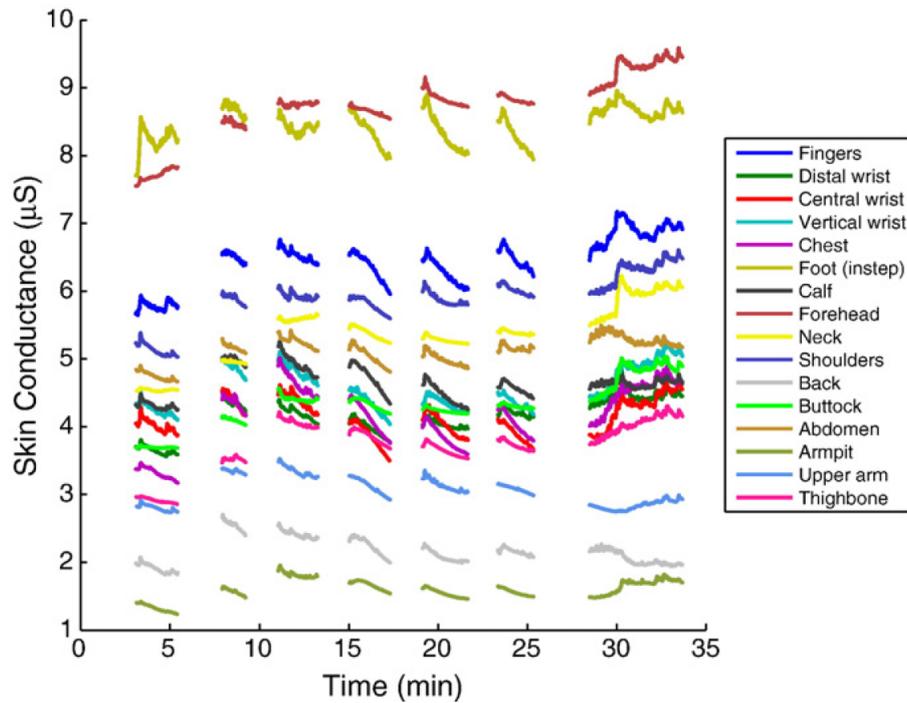


Figura 2.3: Valores medios de conductividad para diferentes partes del cuerpo, entre ellas las palmas de las manos, de los pies y las muñecas [3].

En su artículo, Marieke van Dooren, J.J.G de Vries y Joris H. Janssen [3] hacen un estudio sobre la conductividad de la piel en distintas partes del cuerpo de diecisiete participantes. En total, miden en dieciséis puntos, entre los que se encuentran las palmas de las manos, las plantas de los pies, las muñecas, la frente y distintas partes del tronco.

En la figura 2.3 se puede apreciar el resultado del estudio. En ella, se aprecia la media de los valores medidos para los diecisiete pacientes. La conductividad es mayor en las zonas con mayor concentración de glándulas, como era de esperar, mientras que en las otras, si bien se detecta conductividad, el valor es menor. Sin embargo, aunque de amplitud no sea tan grande, sí que se pueden detectar, en general, los mismos cambios que se ven en las zonas más conductivas.

Sin embargo, no todos los lugares son buenos para medir. Por ejemplo, en la axila, si bien no tiene la conductividad más baja, sí que es cierto que apenas muestra las respuestas que muestran los otros, saltando algunas SCR. Por ello, un criterio de exclusión debe ser esta respuesta y la precisión de poder detectar los picos de conductividad producidos por las glándulas sudoríparas.

Así, en las muñecas, cuyas señales son en la gráfica *distal wrist*, *central wrist* y *vertical wrist*. Tienen valores de conductividad más bajos, de aproximadamente la mitad del valor de la de señal con más conductividad, pero se aprecian las distintas SCR. Esto refuerza la idea de usar las muñecas como lugar de medida en una pulsera, lo que ofrecería la información suficiente y, además, es una zona más accesible que los dedos.

2.2. Uso de corriente continua

Para la medida del GSR se ha usado de forma prácticamente unánime la corriente continua. El uso de esta técnica permite la adquisición de la conductividad de la piel, aunque únicamente tiene en cuenta y es capaz de medir la parte real de la misma. Esto es debido a que la parte imaginaria únicamente aparece cuando se introduce la frecuencia como factor. Al tratarse de corriente continua, con frecuencia cero, los componentes capacitivos de la piel no afectan al paso de la señal por la misma, siendo la resistencia que esta ofrece al paso de corriente el único parámetro que se podrá medir.

La medida del GSR con esta técnica, sin embargo, puede obtener resultados muy buenos. Las corrientes y tensiones continuas tienen la ventaja de que se emplean en los circuitos de sensado para la mayoría de sensores. Sensores de temperatura, de humedad y de presión, entre muchos otros, usan tensiones y corrientes continuas para medir sus respectivos parámetros, por lo que hay mucha tecnología y mucha investigación acerca de la adquisición, la linealización y el acondicionamiento de la señal para su medida. Con este objetivo, se usan comúnmente los puentes de Wheatstone seguidos de circuitos de acondicionamiento diseñados para las características específicas del parámetro que se desea medir.

Por su parte, el puente de Wheatstone es un circuito electrónico que se basa en el principio del equilibrio entre ramas. De él se extrae un voltaje diferencial entre ambas ramas, que es cero cuando están en equilibrio, es decir, cuando las resistencias en las dos son iguales. El circuito consta de cuatro resistencias, de las que al menos una es una resistencia variable que depende del parámetro a medir. El hecho de que se trate

de un voltaje diferencial ayuda, entre otras cosas, a eliminar ruido que afecte a todo el sistema. Al afectar a ambas ramas por igual, su resta lo elimina. Además, permite elegir el voltaje nulo en la salida. La elección de las resistencias constantes del puente permite elegir a qué valor del parámetro a medir se establece ese valor nulo a la salida. Por otro lado, este diseño permite diferentes configuraciones que simplifican mucho la extracción del parámetro del que depende la variación de la resistencia variable. Esto se logra añadiendo más resistencias variables cuyo valor depende con signo contrario a la primera resistencia variable. Si tomamos como ejemplo un circuito sensor de temperatura, habría que usar un termistor cuya resistencia aumente con la temperatura y otro que disminuya con la temperatura. Con estas configuraciones se logran relaciones directas entre la tensión diferencial y el parámetro a medir.

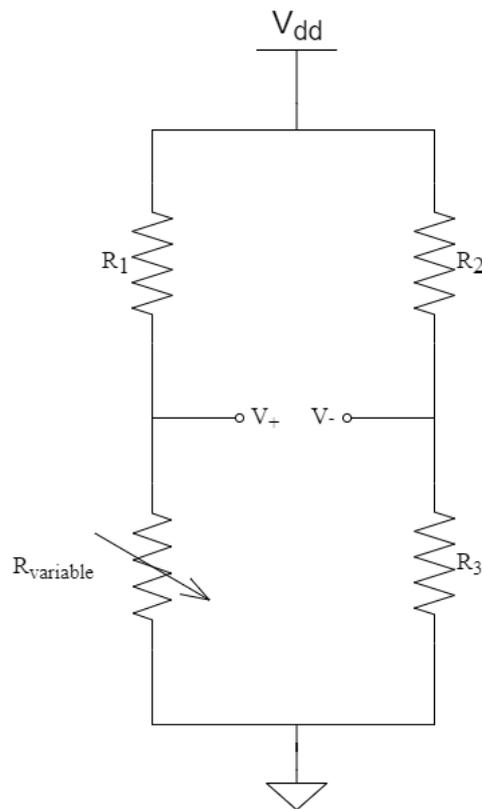


Figura 2.4: Puente de Wheatstone con una resistencia variable.

En la Figura 2.4 se puede ver un ejemplo de puente de Wheatstone en el que sólo hay una resistencia variable. En este caso, para que el puente funcionara correctamente, R_1 debe ser igual a R_2 , de forma que cuando la resistencia variable alcance el valor de R_3 , las dos ramas sean iguales y entre V_+ y V_- no haya diferencia de tensión. En este caso particular, las ramas estarían en equilibrio, por lo que la

salida sería un voltaje nulo. Por lo demás, si la resistencia variable aumentara y fuera mayor que R_3 , la tensión V_+ sería mayor que V_- , dando lugar a una tensión de salida positiva. Si disminuyera, la tensión resultante sería negativa.

En lo que respecta al acondicionamiento de la señal, se utilizan circuitos de acondicionamiento o de instrumentación. Estos circuitos tienen la función de adecuar la salida para facilitar su lectura. Esto es necesario ya que, en muchas ocasiones, los cambios producidos en el sensor son muy pequeños y el Conversor Analógico Digital (ADC) que los debe leer no tiene resolución suficiente, por lo que es necesario ajustar la escala a un rango de valores válido. Estos circuitos suelen constar de uno o varios amplificadores operacionales, generalmente con configuraciones con realimentación negativa. La elección de las resistencias de estos circuitos responde a la ganancia que se le desea aplicar al sistema. Así se obtiene un rango de tensiones de salida personalizado, por lo que la sensibilidad del sistema se puede aumentar.

La técnica presenta, no obstante, algunos problemas. Entre ellos, existe una desventaja al usar la corriente continua que es intrínseca a su empleo en este tipo de medidas, y es la polarización de los electrodos [2]. La polarización ocurre debido a la fuerza electromotriz que se genera en la superficie de metal de los electrodos, por lo que generan un voltaje de signo contrario al que se aplica. Esto provoca que esta tensión de offset deba ser sustraída del voltaje leído para eliminar la deriva que genera en la medida. Sin embargo, la tensión de offset depende de la tensión aplicada, por lo que no siempre es sencillo aplicar esta corrección. Por ello, es imposible inferir qué parte de la conductividad medida corresponde a cambios en la conductividad de la piel y qué parte a la deriva de los electrodos.

2.3. Uso de corriente alterna

Aunque tradicionalmente la corriente continua ha sido la opción predominante en el estudio y la adquisición, el uso de la corriente alterna presenta algunas ventajas. Su uso apenas ha sido estudiado en comparación con la tensión continua. Sin embargo, estas tensiones no son capaces de interactuar con las componentes capacitivas variables de las membranas celulares presentes en las glándulas sudoríparas,

por lo que la utilización de frecuencias mayores a cero puede ofrecer información adicional.

Además, si analizamos el modelo de la Figura 2.2, la presencia del condensador en paralelo a las resistencias es de especial relevancia para el estudio de la conductividad. Dado que la impedancia asociada al condensador disminuye con el aumento de la frecuencia de la tensión aplicada a él, cuanto mayor sea esta frecuencia, la conductividad también lo será. Este comportamiento se ve reflejado en la Ecuación 2.1, en la que el parámetro relacionado con la frecuencia, ω , está en el denominador, por lo que a frecuencias muy altas, el valor del denominador tiende a infinito, por lo que el segundo sumando tiende a cero. Esto hace del el uso de este tipo de señales una buena opción para la medición de la conductividad en zonas corporales en las que la concentración de glándulas sudoríparas es menor y, por tanto, la conductividad de la piel es menor. En estas zonas, las variaciones en la conductividad son tan pequeñas que se necesita un dispositivo muy preciso y muy robusto ante el ruido para detectarlas. Con una mayor conductividad, es posible introducir corrientes mayores, menos sensibles al ruido y más fáciles de medir, al igual que ocurre con los voltajes.

Por otro lado, la presencia de esta parte imaginaria en la expresión de la impedancia de la piel es importante. Su efecto en la señal será de provocar un desfase entre la señal de entrada y la de salida, por lo que la cantidad de desfase que se mida dará información acerca del valor de los componentes capacitivos presentes en la piel en ese momento, pudiendo esto suponer información adicional sobre el estado emocional o, aunque no ofrezca información adicional, es posible que sea más fácil medir este parámetro en zonas con menor concentración de glándulas. Es difícil asegurar qué clase de información ofrecen estos parámetros y medidas, ya que este es un campo poco estudiado, y aún hay mucho trabajo por hacer.

Otra de las ventajas del uso de la corriente alterna frente a la continua es que se soluciona el problema de la polarización de los electrodos planteado en el apartado 2.2. La corriente alterna evita que el condensador que se forma en la superficie metálica de los electrodos se cargue completamente [4]. En cambio, las variaciones en la tensión aplicada a la piel provocan que se cargue y se descargue continuamente, minimizando el efecto de la polarización y la tensión de offset que se genera.

La explicación a esta preferencia por la corriente continua frente a la alterna en cuanto a las medidas de la conductividad de la piel puede ser la facilidad de uso de la primera. Es suficiente con la generación de una tensión continua, un ADC y un pequeño circuito de acondicionamiento para obtener una buena medida con corriente continua. Sin embargo, la medida de la corriente alterna, sobre todo de la fase de la señal, es bastante más compleja. Para realizarla es necesario un sistema capaz de tomar un número muy elevado de muestras por segundo y, además, que sea capaz de realizar su análisis en el espectro frecuencial. No obstante, existen formas más sencillas de aplicar esta técnica.

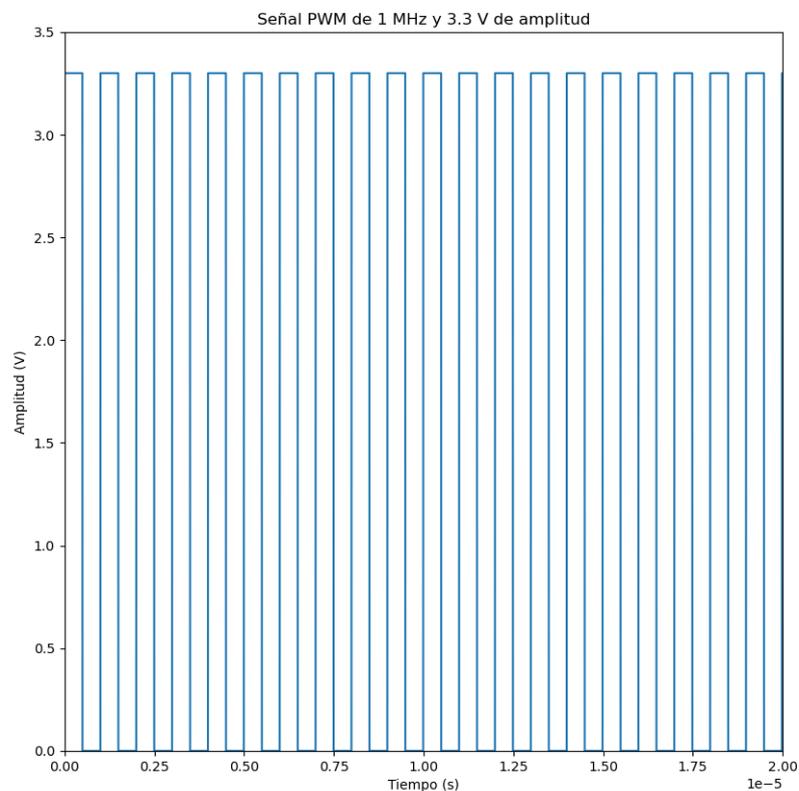


Figura 2.5: Señal PWM de 3.3 V, 1 MHz y ciclo de trabajo del 50%.

Para probar y estudiar el comportamiento de la corriente alterna en la medición de la conductividad de la piel una alternativa a las señales sinusoidales son los pulsos PWM. Se trata de un tren de pulsos de periodo configurable que tienen la particularidad de que en cada periodo, la señal está en estado alto durante una parte del tiempo y en estado bajo otra. La duración de los estados alto y bajo se puede

modificar y se expresa como el ciclo de trabajo, en porcentaje. Un ciclo de trabajo del 50 % significa que, en cada periodo, la señal está el mismo tiempo en estado alto y estado bajo.

Esta clase de señales suele usarse en conversores digital a analógico y viceversa, debido a su versatilidad y sencillez de configuración. La anchura de pulso configurable permite, unido a un filtro paso-bajo, lograr señales analógicas a partir de pulsos completamente digitales.

Su generación se suele basar en contadores. Se establece un valor de cuentas que representa el periodo del pulso, mientras que se establece otro que representa el ciclo de trabajo. El contador va aumentando sus cuentas, comparando cada vez con el ciclo de trabajo. Mientras sea menor, a la salida se ve un nivel alto. Sin embargo, cuando las cuentas superan este valor, el estado cambia a bajo y se sigue contando hasta llegar al valor de periodo. De esta forma se logra una división del periodo configurable entre estado alto y bajo. Cuanto más alto sea el valor del periodo, más precisión se logrará con el ciclo de trabajo. Por ejemplo, si el valor del periodo fuera de 10, únicamente se podría configurar el PWM a diez valores de ciclo de trabajo, mientras que si fuera de 100, habría cien posibles valores del ciclo de trabajo. Sin embargo, cuanto más grande sea el periodo, menor será la frecuencia a la que se podrá generar el PWM.

Puesto que estas señales pueden ser buenas candidatas por la facilidad de su generación y configuración, vamos a proceder a su análisis frecuencial, con el fin de establecer si sus propiedades son adecuadas para la prueba que se va a realizar. Para ello, mediante un programa en el lenguaje de programación Python, se genera una señal PWM de frecuencia 1 MHz y 3.3 voltios de amplitud, con un ciclo de trabajo del 50 %. La señal generada se puede ver en la Figura 2.5.

La señal muestra 20 μs de PWM y para calcular su transformada de Fourier y ver sus componentes frecuencias, se le aplica la función $ff(t)$ del paquete `scipy`. El resultado se puede apreciar en la Figura 2.6. En ella, vemos como la señal tiene una componente en continua que corresponde al voltaje en estado de ON por el ciclo de trabajo, por lo que en este caso corresponde a 1.65 voltios, es decir, la mitad de

los 3.3 voltios de la señal PWM. El resto de picos que se ven son los componentes frecuenciales que tiene la señal. El más grande de ellos se encuentra a la frecuencia fundamental, 1 MHz. Los demás son armónicos y se encuentran en las frecuencias impares y cada vez tienen menos amplitud.

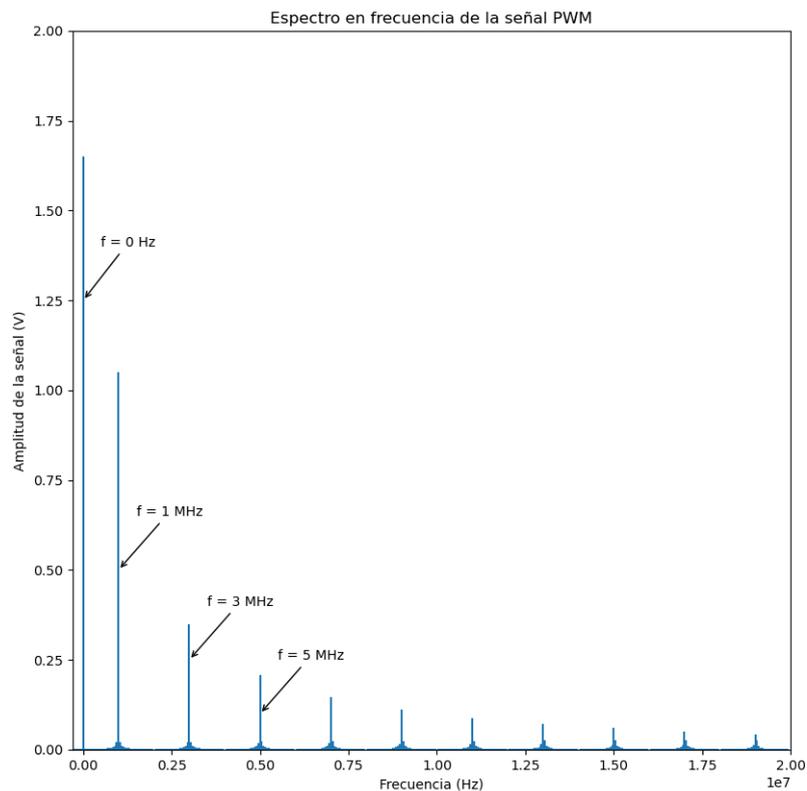


Figura 2.6: Espectro frecuencial de una señal PWM de 1 MHz.

Como ya se ha mencionado, el uso de la corriente alterna es un campo muy poco estudiado. Boucsein, en su libro [1], comenta esta situación y, aunque afirma que no hay pruebas experimentales suficientes para cambiar a la medición con corriente alterna, anima a su investigación en mayor profundidad, ya que se podrían encontrar ventajas en el uso de este método. En este sentido, en [4], se realiza una comparación entre corriente alterna y continua. Para ello, inyectan entre los electrodos una señal senoidal de 20 Hz de frecuencia y varios valores de amplitud. El estudio concluye que, si bien la conductividad medida mediante la tensión continua y la alterna son muy parecidas y no presentan mejoras de ninguna sobre la otra, el uso de la alterna sí que ofrece más información, ya que permite medir simultáneamente a la conductividad

el potencial endógeno de la piel y la susceptibilidad de la misma, siendo este último parámetro la parte imaginaria de la impedancia de la piel.

Sin embargo, el uso de una señal de 20 Hz, aunque es más fácil de medir y adquirir los componentes frecuencias, podría ignorar las ventajas del uso de frecuencias mayores, que pasan por la reducción de la impedancia total. Así pues, la hipótesis es que el uso de señales como el PWM mostrado puede ofrecer resultados mejores que la corriente continua en ciertos escenarios, como las medidas en partes del cuerpo en las que la EDA no es muy demasiado grande, es decir, en las zonas en las que la concentración de glándulas de sudor es baja. Además, la deriva provocada por los electrodos será, como mínimo, menor.

2.4. Fuentes de artefactos

En la detección de señales biológicas, los parámetros medidos suelen variar en escalas bastante pequeñas, por lo que son muy sensibles a distintos tipos de ruido, como sucede en las medidas de EDA. Tener claras las fuentes de estos ruidos es importante, ya que el diseño del sistema puede evitar el efecto de algunos de ellos. Estos ruidos se llaman artefactos y se definen como variaciones en la señal medida que no tienen su origen en la fuente de la propia señal. Se clasifican en dos tipos, en función de cuál es la fuente del artefacto: los artefactos fisiológicos, si el origen de la perturbación se encuentra en un proceso fisiológico y los no fisiológicos, si se producen a raíz de alguna de las partes del sistema de medida.

2.4.1. Artefactos fisiológicos

Como ya se ha mencionado, esta clase de artefactos son los producidos por otros procesos biológicos y cuya actividad afecta a la medida del parámetro que se quiere medir. En el caso de las medidas de la EDA, el artefacto más frecuente e importante es el movimiento. Esto incluye tanto movimiento de la piel que se encuentra bajo los electrodos como otros movimientos no relacionados directamente con la zona de medida. Los movimientos bruscos generan artefactos en la medida, en concreto los de

los músculos de las extremidades, especialmente donde están situados los electrodos.

Por ello, es importante que durante la medida, el sujeto se mantenga lo más relajado y quieto posible, ya que un pequeño movimiento de los dedos o de la posición del hombro pueden provocar distorsiones en la medida. La explicación a esta intrusión en la medida de movimientos corporales es que estos producen cambios en la presión sanguínea que circula en el lugar de la medida.

Además, otros procesos biológicos pueden provocar artefactos. Por ejemplo, una respiración profunda o intervalos respiratorios irregulares pueden aumentar las SCR. En ciertos casos, se pueden generar artefactos producidos por las señales de Electrocardiograma (ECG), si los electrodos están situados lo suficientemente separados entre sí.

Para evitar los artefactos producidos por movimientos o por la respiración, hay varias soluciones. Una de ellas es simplemente avisar al sujeto de que no debe moverse durante la medida, y que se mantenga en un estado relajado. Otra opción es usar dispositivos de medida tanto de movimiento, como acelerómetros colocados en las extremidades implicadas y sistemas de monitorización de la respiración, con el fin de poder identificar en la señal GSR estos artefactos y poder eliminarlos. Sin embargo, en función del objetivo de la medición, una respiración irregular puede ser consecuencia de algún proceso emocional, por lo que no interesaría eliminar esta clase de artefactos.

No obstante, es importante saber qué clase de artefactos se pueden producir y, así, poder interpretar correctamente la señal medida, sin caer en errores producidos por procesos ajenos a lo que se quiere medir, en este caso, la conductividad de la piel.

2.4.2. Artefactos no fisiológicos

Esta clase de artefactos son los que se producen por causas ajenas a la actividad fisiológica del cuerpo del sujeto. En general, tienen que ver con el sistema de medida utilizado, que suele estar formado por un circuito electrónico, que está siempre sujeto a un cierto ruido blanco inherente a toda medida.

Además, la alimentación de este circuito puede ser el origen de una importante fuente de ruido. Si la fuente de alimentación a la que está sometida el circuito está conectada a la red eléctrica, se puede inducir un ruido de unos 50 Hz, que perturbará la señal. Siendo este ruido uno con frecuencia constante, se pueden implementar filtros tanto en hardware, mediante, por ejemplo, un filtro RC, formado por resistencias y condensadores, o bien mediante software, implementando en el sistema de medida un filtro de ventana, teniendo ambas opciones el mismo resultado, que es el filtrado de toda señal con frecuencia igual o superior a 50 Hz. Dado que la conductividad de la piel presenta un cambio muy lento, este filtrado no eliminará información importante sobre la señal medida, siempre que no se mida usando una señal de frecuencia superior. En este caso, el filtro mencionado no sirve, ya que sí elimina información importante. En su lugar, se podría usar un filtro paso-banda, que rechace la banda de frecuencias cercanas a 50 Hz, mientras que deja pasar el resto.

Este tipo de ruido también se da en entornos en los que el campo eléctrico emitido por distintos aparatos electrónicos, así como por el cableado de la red eléctrica, es muy grande, de modo que se induce en el sistema de medida aún cuando no hay conexión directa con la red eléctrica. En muchas ocasiones el ruido es igual que en el caso anterior, por lo que la solución es la misma. Sin embargo, es posible que el campo eléctrico que se induce en el sistema sea de características diferentes, por lo que no siempre se podrá eliminar esta clase de ruido. Lo mismo ocurre cuando el circuito está sometido a un campo magnético. La forma de evitar estos ruidos es tratar de que el lugar donde se realiza la medida está lo más libre de radiaciones posible.

Otra fuente de artefactos es el movimiento de los electrodos. Un pequeño tirón en alguno de los cables puede provocar un desplazamiento en el electrodo, haciendo que la superficie de contacto con la piel varíe y, por tanto, que la tensión y corriente que transmite se modifique. Esto produce picos en la conductividad medida que son muy difíciles de eliminar, ya que no responden a ningún patrón y dependen del movimiento específico que los ha originado. Al igual que en el caso de los artefactos producidos por movimientos musculares, la solución a estas fuentes de ruido es tratar

de que el sistema se mueva lo menos posible y que se minimicen los movimientos del sujeto.

Este tipo de artefactos pueden ser factores muy importantes de ruido, que hagan imposible una medición. Sin embargo, un buen diseño del circuito medidor, así como del contexto del experimento que se va a realizar. Una buena elección del lugar en el que se realiza, así como un set-up que impida los movimientos de los cables y los electrodos, minimizará los artefactos no fisiológicos.

CAPÍTULO 3:

DESARROLLO

3.1. Sistema completo

La Printed Circuit Board (PCB) de la pulsera debe ser capaz de realizar diversas funciones, por lo que el diseño de este sistema ha de tenerlas todas en cuenta. El diagrama de estas funciones y las relaciones entre ellas se puede ver en la Figura 3.1. La primera de ellas es la medida de la conductividad de la piel. Esta es la función central del sistema y el objetivo principal del proyecto. La medida se realizará mediante el uso de electrodos colocados en distintos puntos de la piel, como en los dedos o la muñeca, y se inyectará una corriente eléctrica entre ellos. El comportamiento del voltaje entre los electrodos permite deducir y extraer el valor de la resistencia de la piel que hay entre ellos. Conociendo la resistencia, la conversión a conductividad es muy sencilla, ya que una es la inversa de la otra. Por este motivo es necesario el diseño de un circuito de acondicionamiento que lleve los voltajes medidos a rangos que faciliten la lectura y posterior conversión a valores de conductividad. El circuito debe, además, ser capaz de realizar medidas tanto para corriente continua como para corriente alterna, y poder medir en todo el rango posible de conductividad, cuyos valores pueden variar entre diferentes personas e, incluso, en el tiempo para la misma persona. Así pues, el circuito de acondicionamiento ha de ser diseñado con numerosos requerimientos.

Por su parte, el sistema debe proporcionar una medida del pulso cardíaco, que ofrezca información adicional sobre el estado del usuario en cuanto a su estado anímico. Se realizará mediante un sensor de Fotopletismografía (PPG), que mide cambios en el volumen sanguíneo mediante pulsos de luz infrarroja. Esta técnica, sin embargo, presenta dificultades a la hora de su procesamiento, por lo que el sistema incorpora una Unidad de Medida Inercial (IMU), con acelerómetro y giroscopio, para compensar el posible ruido en la señal PPG producido por el movimiento. Este componente podrá usarse además para obtener información sobre la posición y el movimiento del brazo, lo que podría ser útil para diversas aplicaciones.

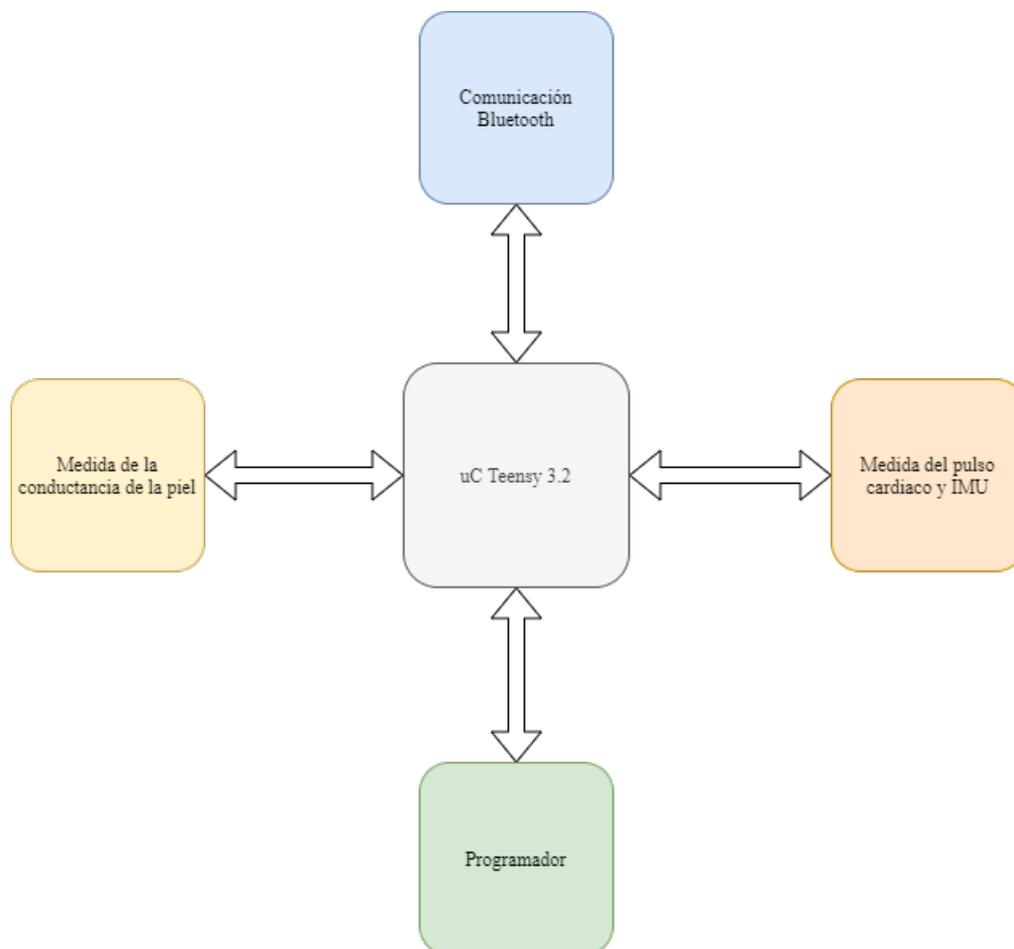


Figura 3.1: Diagrama de bloques del sistema completo, con las funciones que realiza el sistema y las relaciones entre ellas.

La información medida por estos sensores necesita, además, de un medio de transmisión para que sea recibida por el ordenador o la aplicación correspondiente para permitir su procesamiento y almacenamiento. Es por ello por lo que se añade a la pulsera comunicación bluetooth mediante un componente diseñado para ello y

una antena. Esta comunicación es fundamental, ya que el procesamiento local de las medidas aumentaría el consumo y los requerimientos de potencia del microcontrolador que se integre en la pulsera, además de hacer necesario un aumento de la memoria presente en la misma.

Todos estos bloques estarán coordinados por un microcontrolador central, que se encargará de la comunicación con los diferentes componentes que forman parte del sistema, así como de las órdenes de toma de medidas y la gestión de la comunicación bluetooth. Dado que la integración del microcontrolador se hará sin usar una placa de evaluación, la PCB debe contar con un programador, que haga de puente entre el ordenador y el microcontrolador principal para poder cargar el programa que describa el comportamiento del microcontrolador. Se ha elegido el microcontrolador Teensy 3.2, por su versatilidad y la experiencia de haberlo usado con anterioridad para aplicaciones similares. Como programador se ha elegido el chip MKL04, que es el que se usa en las placas de evaluación de los Teensy.

Por último, dado que la pulsera está pensada para ser llevada en la muñeca, la alimentación debe ser independiente de fuentes externas, por lo que deberá llevar una batería con su correspondiente gestor de carga. Además, se deberán proporcionar distintas tensiones en función de las necesidades de los distintos componentes y las distintas aplicaciones.

Todos estos bloques serán explicados de forma detallada a continuación, así como el software que se le carga al microcontrolador. De esta forma, el funcionamiento del sistema quedará explicado en su totalidad.

3.2. Circuito de acondicionamiento

La conductividad de la piel puede ser un parámetro difícil de medir de forma directa. Sin embargo, la conductividad, por definición, es la inversa de la resistencia y, electrónicamente es más sencillo trabajar con esta propiedad resistiva que con la primera. Es por ello que para medir la conductividad de la piel, se va a proceder a medir su resistencia y, posteriormente, se realizará la conversión.

La medida de esta propiedad se realiza mediante la colocación de dos electrodos entre los puntos cuya resistencia se quiera medir. Por lo tanto, en el circuito que se va a diseñar, lo que haya entre estos dos electrodos se va a modelizar como una resistencia R_{sk} . Así se añade al circuito como un componente a través del cual se hace circular una corriente y sobre el que cae una tensión determinada que se puede medir. Para aprovechar esto se ha diseñado un circuito de acondicionamiento que va a leer las diferencias de voltaje generadas por los cambios en las propiedades eléctricas de la piel.

Este circuito usará un divisor de tensión, en el que una de las resistencias es R_{sk} , para generar una atenuación dependiente de esta resistencia de la piel en una señal de entrada cuyas características conocemos. Posteriormente, se introduce en un amplificador para adecuar el rango de la tensión medida y se filtra. El esquemático de este circuito de acondicionamiento se puede observar en la Figura 3.2.

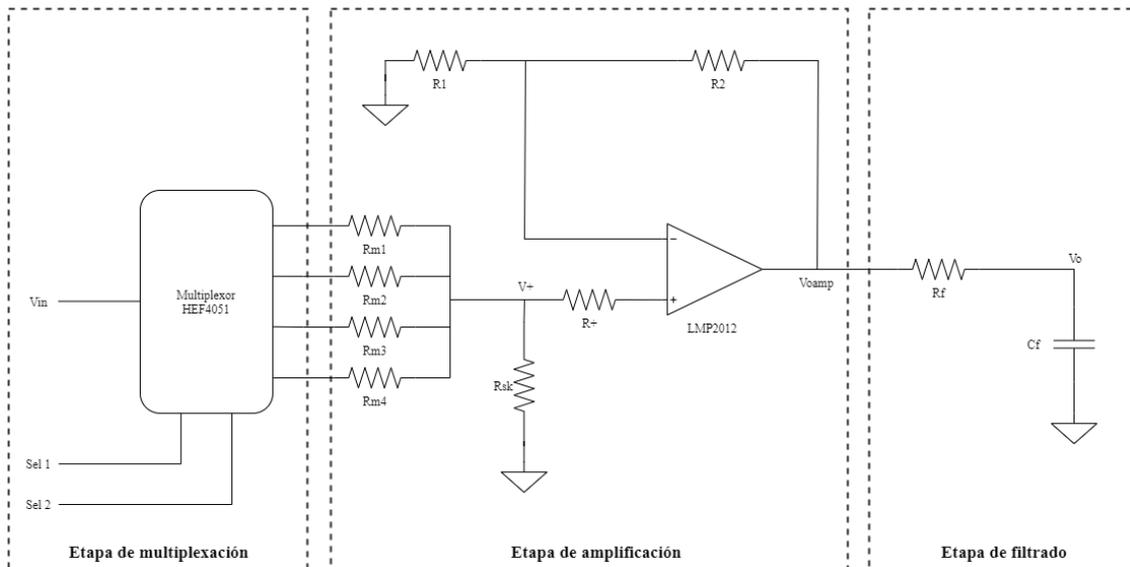


Figura 3.2: Esquemático del circuito de acondicionamiento.

El diseño del circuito difiere un poco de los circuitos típicamente usados en la medición de conductividad de la piel usando corriente continua, ya que carece de puente de Wheatstone para dotar al sensor de una tensión diferencial que facilite su acondicionamiento, tal y como se explica en la sección 2.2. Esta carencia se debe a que ese tipo de puentes funcionan muy bien con la corriente continua, pero la alterna hace su interpretación más complicada y puede incluso hacer que pierda el sentido o la utilidad. Para su correcto funcionamiento, el puente de Wheatstone requiere que

las dos ramas estén sometidas a la misma tensión, para que se pueda dar el caso de equilibrio entre ambas.

No obstante, con los cambios de amplitud propios de la corriente alterna, la tensión diferencial resultante depende mucho de la fase de la señal que alimenta las dos ramas. Si se modifica en sólo una rama, aunque los valores de las resistencias cumplan la condición de equilibrio, la señal resultante no será cero, por lo que se pierde esa funcionalidad del puente. Es por ello que se opta por una tensión no diferencial para que entre al circuito de acondicionamiento mediante un divisor de tensión y no un puente de Wheatstone.

El circuito de acondicionamiento diseñado presenta tres etapas diferenciadas. La primera de ellas es la etapa de multiplexación, en la que la señal de entrada se hace pasar por una u otra resistencia en función del rango en el que se encuentre la resistencia de la piel del sujeto. Así, la etapa consta de un multiplexor que recibe tres señales como entrada. La primera de ellas es la que va a circular por la piel del usuario, y la llamamos V_{in} . Esta señal puede ser, o bien una tensión continua o bien una señal de corriente alterna. En este caso, debido a la sencillez de su generación, la señal en alterna será un Pulse Width Modulation (PWM). Las otras dos entradas, Sel_1 y Sel_2 , harán la función de selección y serán activadas o desactivadas por el microcontrolador con el fin de elegir el camino por el que V_{in} debe circular.

Por otro lado, la segunda etapa es la de amplificación. Se trata de un amplificador operacional en configuración de amplificador no inversor, que recibe por su entrada positiva (V_+) el voltaje V_{in} tras pasar por un divisor de tensión formado por la resistencia seleccionada por el multiplexor (R_{mx}) y la resistencia equivalente de la piel del usuario (R_{sk}). De esta forma, tenemos a la entrada del amplificador el mismo voltaje de la entrada dividido por un factor que depende de la resistencia de la piel. El resto de la etapa es un amplificador no inversor típico, cuyo voltaje a la salida V_{oamp} se ve determinado por los valores de las resistencias R_1 y R_2 . Por su parte, R_+ es una resistencia de alto valor que tiene la función de aumentar la impedancia de entrada al amplificador y garantizar que no entra corriente por ese puerto.

$$V_+ = V_{in} * \frac{R_{sk}}{R_{mx} + R_{sk}} \quad (3.1)$$

$$V_{oamp} = V_+ * \left(1 + \frac{R_2}{R_1}\right) \quad (3.2)$$

Por último, está la etapa de filtrado. Esta etapa consiste en un filtro paso-bajo de primer orden. Su función en el circuito es eliminar los componentes en alterna que pueda tener la señal, ya sea por ruido o porque la señal de entrada era un PWM. Si la tensión de entrada era continua, el filtro únicamente limpiará el ruido que se haya podido inducir en la señal. Por el contrario, si la corriente inyectada en la piel era alterna, el filtro idealmente rechazará las frecuencias mayores a cero presentes en la señal, quedándose con la continua. En definitiva, si la señal era un PWM, el resultado será su voltaje del estado ON ($|V_{oamp}|$) multiplicado por su Ciclo de Trabajo (D_t). De esta forma el microcontrolador puede leer los cambios de amplitud que se han producido en la señal.

$$V_o = |V_{oamp}| * D_t \quad (3.3)$$

Esta tensión V_o contiene información del valor de la resistencia de la piel, ya que la atenuación que se produce en la señal de entrada depende en gran medida de ese valor, que es el único parámetro variable. Por ello, leyendo ese voltaje se puede conocer el valor de la resistencia de la piel en ese momento. La expresión general de la resistencia de la piel se puede ver en la ecuación 3.4.

$$R_{sk} = \frac{V_o * R_{mx}}{[|V_{in}| * \left(1 + \frac{R_2}{R_1}\right) * D_t] - V_o} \quad (3.4)$$

Así pues, la resistencia de la piel presenta una respuesta no lineal con la tensión de salida del circuito. Esto provoca que para ciertos rangos de valores, haya mucha sensibilidad, mientras que para otros rangos, la sensibilidad sea mucho menor.

Tras realizar simulaciones del circuito con el software LTspice y probar diversos

valores de componentes, los que aparecen en la tabla 3.1 son los definitivos.

Nombre	Valor
R_{m1}	68 k Ω
R_{m2}	220 k Ω
R_{m3}	680 k Ω
R_{m4}	4,7 M Ω
R_+	1 M Ω
R_1	100 k Ω
R_2	200 k Ω
R_f	10 k Ω
C_f	0,1 μ F

Tabla 3.1: Valores de los componentes que forman el circuito de acondicionamiento.

Respecto a los valores de las resistencias del multiplexor (R_{mx}) establecen el rango de resistencia de la piel que puede medir el circuito. Esto es necesario porque la resistencia de la piel varía mucho en el tiempo y de un individuo a otro, por lo que para hacer el sistema de medida utilizable para todos los usuarios, hay que dotarlo de rangos distintos. Estos valores en concreto, son valores típicos que usan algunos dispositivos comerciales para este tipo de sensado.

Por su parte, R_+ se establece a 1 M Ω para aumentar la impedancia de entrada del amplificador operacional. Mediante el ajuste de R_1 y R_2 a 100 k Ω y 200 k Ω respectivamente, se establece la ganancia del amplificador no inversor a 3, una ganancia suficiente para ajustar el rango de valores entre 0 y 5 voltios, que son las tensiones a las que se alimenta el amplificador operacional y que marcan los límites

de amplificación del mismo. Por último, se establecen los valores de R_f a $10\text{ k}\Omega$ y C_f a $0,1\ \mu\text{F}$ para que la frecuencia de corte del filtro esté en 160 Hz aproximadamente. Estos valores se han elegido teniendo en cuenta, mediante simulaciones, el rizado que deja pasar el filtro y la velocidad de respuesta a cambios en la señal.

Con los valores ya establecidos, se puede representar la respuesta de la resistencia de la piel en función de V_o según la ecuación 3.4. Como se ve en la Figura 3.3, la respuesta que presenta la resistencia de la piel es no lineal, por lo que un aumento de la tensión de salida del circuito no equivale siempre al mismo aumento de resistencia. En ciertas aplicaciones, esto puede suponer un problema, pero dado que el circuito cuenta con el filtro paso-bajo, el ruido no será un problema, por lo que en las zonas de más sensibilidad, el error será casi despreciable. El problema se reduce si tenemos en cuenta que la mayor sensibilidad se da a voltajes más altos y para estos valores el ruido tiene un efecto mucho más limitado. Además, hay cuatro rangos distintos que se solapan y se van cambiando en función del valor de tensión que saca el circuito en cada momento, por lo que nunca se va a usar uno en todo el rango de 0 a 5 voltios. Por otro lado, en la figura se aprecia cómo el cambio de R_{mx} únicamente afecta a la escala.

A continuación, en la Figura 3.4, se muestra un ejemplo de funcionamiento del circuito de acondicionamiento mediante una simulación en LTspice. En la simulación se han usado los valores elegidos de los componentes y el modelo real del amplificador operacional, el LMP2012 de Texas Instruments. En lo que respecta al multiplexor, debido a la dificultad de encontrar el modelo del componente, no se ha añadido en esta simulación. El valor de R_{mx} está establecido a R_{m3} , es decir, a $680\text{ k}\Omega$. Además, el valor de R_{sk} ha de ser establecido manualmente debido a la imposibilidad de simular el comportamiento de la piel humana, por lo que se eligen dos valores alrededor del de R_{m3} , para probar el funcionamiento del circuito en un rango amplio. Así, la simulación empieza con $R_{sk} = 4\text{ M}\Omega$ y a los 10 milisegundos cambia de forma repentina a $R_{sk} = 300\text{ k}\Omega$. La tensión de entrada en este caso es un PWM de 3.3 voltios y una frecuencia de 1 MHz .

De la gráfica se puede extraer que el sistema es bastante rápido respondiendo a cambios abruptos en la resistencia de la piel, ya que tarda aproximadamente 5

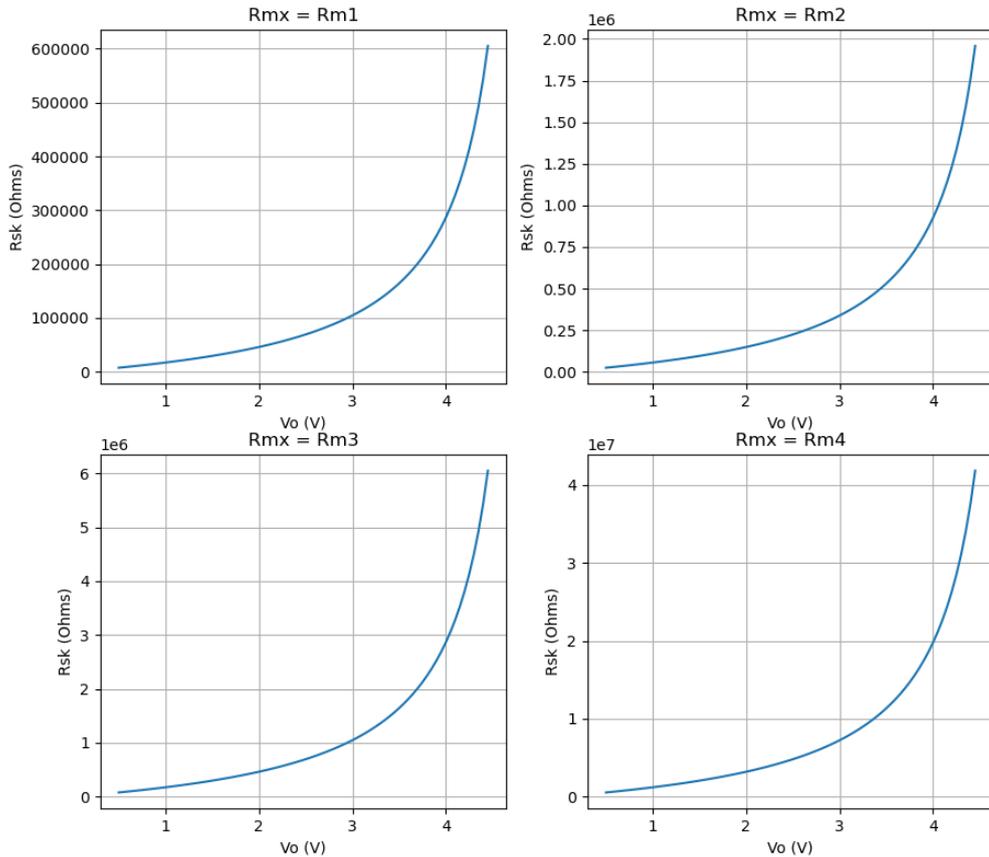


Figura 3.3: Resistencia de la piel en función de V_o para los distintos valores de R_{mx} .

milisegundos en estabilizarse, mientras que los cambios en la resistencia de la piel se suelen dar en el orden de varios segundos. Por otra parte, no hay rizado apreciable en la señal de salida producido por el PWM de la entrada, por lo que se puede concluir que el filtro es adecuado. Hay que tener en cuenta, sin embargo, que la simulación no tiene en cuenta ruido de ninguna clase, por lo que en la práctica, la señal podría no ser tan limpia, ya que el filtro podría dejar pasar una parte del ruido de más baja frecuencia. Por último, vemos que el rango de la tensión de salida es alto, de aproximadamente 3.5 voltios y que no llega a saturar el amplificador en ningún momento. a pesar de que el rango de resistencias es muy alto. Adicionalmente, el rango de voltajes en el que se mueve evita las zonas en las que la sensibilidad es demasiado baja, por lo que habrá que tener esto en cuenta a la hora de decidir las condiciones de cambio de las resistencias multiplexadas.

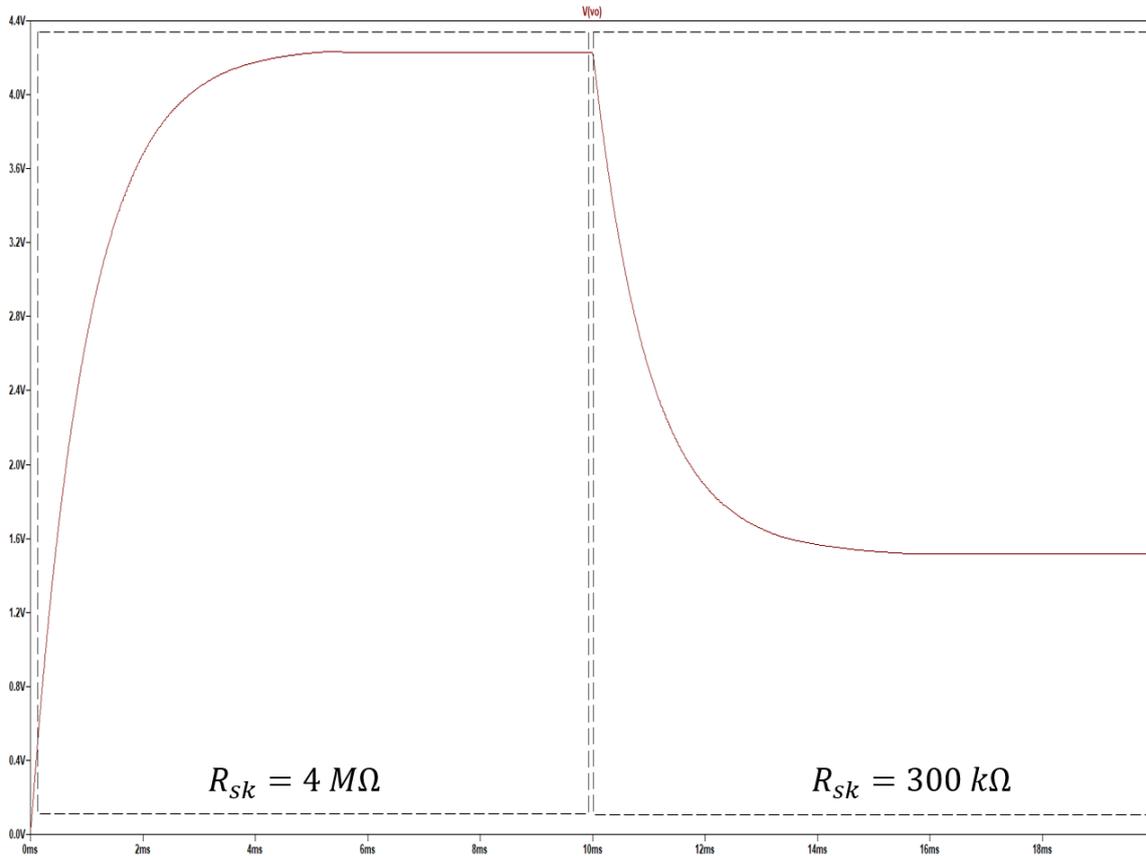


Figura 3.4: Simulación en LTspice de la tensión de salida V_o en función del tiempo para dos valores de R_{sk} .

Por último, es importante tener en cuenta los límites de funcionamiento del circuito. En este caso, al tratarse de un circuito tan sencillo, los factores que más van a limitar el funcionamiento van a ser los componentes: el multiplexor y el amplificador operacional. El multiplexor, por su parte, es un HEF4051 de Philips Semiconductors [5]. Se trata de un multiplexor de una entrada y ocho salidas, de las que aquí sólo se usan cuatro. Cuando una de las salidas está activada, las otras están en un estado de alta impedancia, por lo que no circula corriente por ellas. Cada salida se activa mediante las entradas de selección, de las que hay tres en el componente, aunque sólo se usan dos en el circuito. Estas entradas se activan en el circuito con 5 V, mientras que por la entrada de señal habrá como máximo 3.3 V. Esto se ha decidido hacer de esta forma para garantizar el correcto funcionamiento del componente y que la salida deseada se va a abrir completamente. El rango de alimentación del multiplexor es de 3 a 15 voltios, por lo que esto no supone ningún problema en esta aplicación.

Por su parte, el amplificador operacional LMP2012 puede ser limitante de varias formas [6]. Primero, se saturará si la amplificación por el voltaje de entrada es demasiado grande. El valor a partir del cual entra en saturación viene dado por su alimentación, que es entre 0 y 5 voltios, por lo que ha sido tomado en cuenta para establecer el valor de la amplificación. Además, puede ser limitante sobre la máxima frecuencia a la que funciona correctamente. Según el datasheet, el producto ganancia-ancho de banda es de 3 MHz, lo que quiere decir que a una frecuencia de funcionamiento de 3 MHz la máxima ganancia del amplificador será de 1. Este dato debe ser tomado en cuenta para usar el circuito con señales de entrada a una frecuencia muy alta.

3.3. Pulso cardíaco y IMU

La medida del pulso cardíaco, es decir, de los diferentes latidos del corazón y la sucesión entre ellos, se suele realizar mediante la técnica del Electrocardiograma (ECG). Esta técnica, ampliamente estudiada y utilizada, consiste en la medición de los voltajes generados por los músculos del corazón al contraerse y dilatarse. Estos voltajes se miden usando electrodos situados en distintos puntos a lo largo del cuerpo y generan la señal PQRST. Su análisis proporciona mucha información sobre enfermedades relacionadas con el corazón, así como permite diferenciar claramente los pulsos y la separación entre ellos.

Sin embargo, este tipo de señales requieren varios electrodos, lo que resulta aparatoso y complejo de implementar, sobre todo en un sistema como una pulsera. Por este motivo, los sistemas de este tipo tienden a buscar alternativas más simples y baratas para medir el pulso cardíaco. Una de ellas es la PPG, que lee los cambios en el volumen de sangre que circula en cada momento por las venas, usando luz infrarroja. Así, no mide lo mismo que el ECG, pero da información sobre la frecuencia cardíaca y el estado del usuario. Un ejemplo de comparación entre ambas señales se puede ver en la Figura 3.5.

En el proyecto se ha usado un sensor de PPG MAX86160EFN+ de Maxim Integrated [8]. Se trata de un componente que funciona con una alimentación de 1.8



Figura 3.5: Señal ECG de pulso cardíaco y señal PPG. [7]

voltios, además de otra de 3.3 voltios que sirven de alimentación a los LEDs internos que generan la luz infrarroja. Estas tensiones y la corriente de alimentación típica de $400 \mu\text{A}$, lo hacen un componente atractivo para sistemas que requieren de un bajo consumo energético. Por su parte, la comunicación con el microcontrolador se realiza mediante el protocolo Inter-Integrated Circuit (I^2C).

Además, el sistema cuenta con un módulo IMU, el ICM-20948 de TDK InvenSense [9]. Este componente cuenta con un acelerómetro, un giroscopio y una brújula, cada uno con tres ejes de medida. Esto permite tener información bastante precisa sobre el movimiento del sistema y su posición en cada momento, lo que es de gran utilidad para reducir el ruido presente en la señal PPG fruto del movimiento de la pulsera. Sabiendo cómo ha sido ese movimiento, se podría eliminar el ruido de la señal, resultando en una medida del pulso cardíaco más precisa. Toda esta información posicional podría ser útil en otros casos en los que sea importante la posición exacta del brazo. En cualquier caso, es un añadido que amplía el rango de utilidad del dispositivo. Además, tiene un consumo muy bajo, por lo que es adecuado para la pulsera. Se comunica con el microcontrolador mediante el protocolo I^2C , al igual que el sensor de PPG.

Ambos sensores son componentes comerciales, por lo que no es necesario añadir acondicionamiento alguno para obtener los datos. Esto simplifica mucho el diseño y facilita la adquisición de la información, ya que el procesador únicamente ha de

solicitar la medida a los componentes.

3.4. Comunicación Bluetooth

Uno de los objetivos del proyecto es desarrollar un dispositivo para tomar medidas del Galvanic Skin Response (GSR) que sea cómodo y portátil. El formato de pulsera cumple esos requisitos, pero necesita minimizar el cableado externo que necesita, para garantizar el libre movimiento del usuario durante su uso, así como reducir lo máximo posible la incomodidad que pueda sentir al llevarlo. Por este motivo, se descartan las conexiones por cable, como puede ser el protocolo Universal Asynchronous Receiver-Transmitter (UART), ampliamente utilizado. De esta forma, la opción inalámbrica es la que más fuerza cobra, habiendo varios protocolos y tecnologías disponibles. Sin embargo, dada su versatilidad y lo extendido que está su uso en muchos ámbitos, el Bluetooth es la opción elegida.

Dentro de la tecnología Bluetooth, la que más se aproxima a las necesidades del sistema por sus características de bajo consumo es la tecnología Bluetooth Low Energy (BLE). Se trata de una versión del protocolo Bluetooth cuya principal característica es el ahorro de energía que supone a los sistemas. Tanto es así que un dispositivo que implemente esta tecnología y esté alimentado por una batería, esta puede durar meses o incluso años. Este bajo consumo no afecta al rango de comunicación, sino que es muy similar al Bluetooth normal.

El funcionamiento de este protocolo se basa en dos modos de trabajo [10]. El primero de ellos es el llamado advertiser. Este modo consiste en que el dispositivo está continuamente enviando paquetes de información sobre sí mismo, es decir, características importantes para que otros dispositivos puedan conectarse a él. El advertiser puede realizar esta comunicación de forma dirigida o no dirigida. La forma no dirigida consiste en enviar los paquetes de información sin un dispositivo conocido al que esté dirigido. Por su parte, la forma dirigida sí que tiene como objetivo un dispositivo conocido.

Estos paquetes enviados por los advertisers son escuchados por otros dispositivos

en modo scanner. Estos dispositivos tienen franjas de tiempo en las que escanean los canales de advertising en busca de paquetes emitidos por los advertisers. Cuando un scanner recibe un paquete de un advertiser, le envía un mensaje pidiendo más información. Así, el scanner tiene información suficiente para realizar comunicaciones con el advertiser.

Así pues, la pulsera deberá actuar como advertiser, mientras que el receptor deberá ser el scanner. Debido a que el microcontrolador Teensy no cuenta con posibilidad de establecer una comunicación Bluetooth por sí mismo, es necesario el uso de un chip adicional, el nFR8001 de Nordic Semiconductor. Se trata de un chip de BLE que tiene una corriente de pico menor de 14 mA [11]. La comunicación entre el Teensy y el nFR8001 se lleva a cabo por medio del protocolo Serial Peripheral Interface (SPI), por lo que deben conectarse mediante los pines dedicados para este protocolo de cada componente.

Por último, es necesario disponer de una antena que permita enviar y recibir a la frecuencia del BLE de 2.4 GHz. Dado que para el material FR4 del que está hecha la PCB, además de su grosor, la línea de transmisión necesaria para transportar estas frecuencias ha de ser muy ancha, 2.5 mm aproximadamente, el diseño de una antena impresa se hace imposible debido a la necesidad de que el sistema quede lo más pequeño posible para que no moleste en la muñeca. Es por ello que se ha elegido una antena comercial ya encapsulada. En concreto, se trata de una antena cerámica de ethertronics de 2x1.20x0.55 mm adaptada para frecuencias entre 2400 y 2485 MHz. Tiene 1.88 dBi de ganancia pico, y una eficiencia de alrededor del 62 %.

Sin embargo, las pistas tan pequeñas que se usarán en la PCB suponen un gran problema por la desadaptación de impedancias que supone. No solucionar este problema supondría reflexiones muy grandes al llegar a la antena que atenuarían mucho la potencia transmitida, así como podrían llegar a provocar sobretensiones en el chip nFR8001, conduciendo a su ruptura. Por ello es importante la implementación de una red de adaptación de impedancias que traslade la impedancia que ve la señal al salir del chip a 50 Ω . La red diseñada consta de una bobina de 6.5 nH en serie seguida de un condensador de 1.5 pF conectado a tierra. Esquemático se puede ver en la Figura 3.6. Los valores de los componentes se han elegido teniendo en cuenta

que sean valores que se puedan encontrar en componentes comerciales. Además, estos componentes han de estar preparados para su funcionamiento a altas frecuencias.

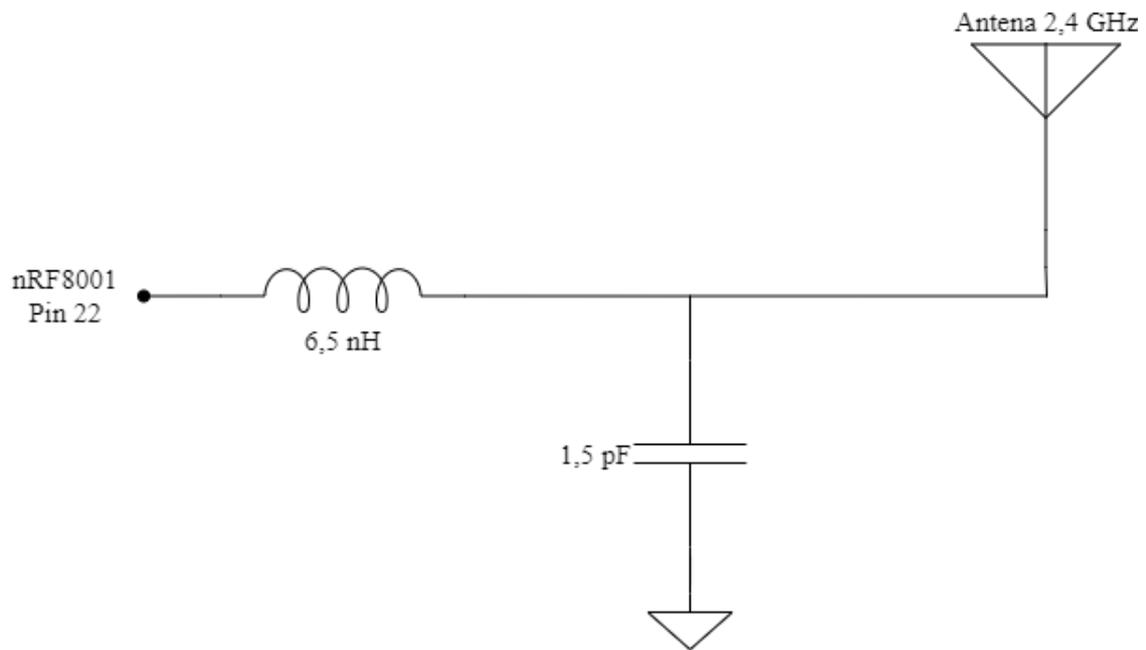


Figura 3.6: Red de adaptación de impedancias, que permite la transmisión de la señal de alta frecuencia desde el nRF8001 hasta la antena sin demasiadas pérdidas.

3.5. Microcontrolador Teensy

Todos los bloques vistos anteriormente deben coordinarse mediante un elemento centralizador, el microcontrolador. Este elemento se encarga tanto de tomar las medidas tomadas por el circuito de acondicionamiento como por los sensores de PPG y la IMU. Debe, además, gestionar todo el proceso de funcionamiento del circuito de acondicionamiento, tanto la parte de la generación de la señal que se inyectará a través de los electrodos, como de la elección de la resistencia que define el rango a través del multiplexor. Además, es el encargado de realizar la comunicación con la aplicación que procesa la información de los sensores, mediante el chip de BLE.

Una vez definidas las funciones que el microcontrolador debe cumplir, se pueden establecer los requisitos necesarios para su cumplimiento. Primero, el microcontrolador debe admitir comunicación tanto SPI para el chip BLE, como dos canales I^2C para los sensores PPG y la IMU. Además, debe ser capaz de generar la señal

PWM necesaria para medir la conductividad de la piel con corriente alterna, y debe poder generarla a frecuencias altas, hasta 1 MHz por la limitación del amplificador operacional.

Como ya se ha mencionado anteriormente, el microcontrolador elegido es el Teensy 3.2, mostrado en la Figura 3.7. Este microcontrolador se ha elegido porque, además de cumplir con los requisitos marcados, ya se han realizado proyectos con él anteriormente, por lo que hay experiencia con su programación y sus características. En la tabla 3.2 se muestran las características más importantes.



Figura 3.7: Cara superior del microcontrolador Teensy 3.2 de PJRC.

Nombre	Valor
Microcontrolador	ARM Cortex-M4 32 bit
SPI	1 módulo SPI
I^2C	2 módulos I^2C
PWM	Resolución de 16 bits y frecuencia máxima de 9 MHz

Tabla 3.2: Características que presenta el Teensy 3.2 [12]

El microcontrolador es un MK20DX256VLH7, que cuenta con una arquitectura ARM Cortex-M4 y opera a 72 MHz. Cuenta, a su vez, con un módulo SPI y dos módulos I^2C . Respecto a las señales PWM, estas se generan usando los contadores de los que dispone el microcontrolador. En el caso del modelo de 72 MHz, que es el que usamos en este proyecto, la frecuencia máxima que se puede alcanzar es de 9 MHz. Sin embargo, esta frecuencia solamente se puede dar cuando se seleccionan

dos bits de resolución, que es el valor mínimo de resolución posible. El valor máximo son 16 bits, con la que se logran muchos pasos entre el ciclo de trabajo al 0 % y al 100 % pero sólo se alcanza una frecuencia máxima de 550 Hz. Para cada resolución, el fabricante ofrece los valores ideales de frecuencia a la que generar el PWM, y en base a ese valor se elige la resolución.

La programación del microcontrolador se realiza en el lenguaje de programación C, de forma que se puede definir el comportamiento del mismo a muy bajo nivel, con mucho control sobre aspectos como la gestión de memoria del Teensy y el aprovechamiento de sus posibilidades mediante la modificación de registros. Sin embargo, una de las ventajas de usar este microcontrolador es que permite su programación mediante Arduino, por medio de su funcionalidad Teensyduino. De esta forma, es posible utilizar las bibliotecas ya creadas para Arduino en el proyecto, evitando tener que programar a tan bajo nivel, cosa que resulta innecesaria en este caso debido a la sencillez de las funciones que debe desempeñar el Teensy. Además, de esta manera se evita la programación y gestión de la comunicación Bluetooth, lo que sería muy costoso. Arduino se programa usando un lenguaje fuertemente basado en C, pero que cuenta con muchas librerías de código abierto que facilitan muchas tareas y agilizan el proceso de programación.

3.6. Hardware

Todos estos sistemas deben incorporarse en una PCB, que los integre todos y cumpla una serie de requisitos. El primero es que las dimensiones deben ser lo más pequeñas que sea posible, ya que debe colocarse en la muñeca y no debe incomodar ni resultar molesta. Además, debe incorporar algunos conectores que permitan la conexión de los electrodos y la carga de la batería, así como un interruptor que permita apagar el dispositivo cuando no se vaya a usar para evitar malgastar energía y agotar la batería sin necesidad. Además, debe mantener la parte de bluetooth en una zona libre, de la cara superior de la PCB, para evitar reducir la cobertura con obstáculos innecesarios.

Todos estos requisitos se ven cumplidos en la placa de las Figuras 3.8 y 3.9.

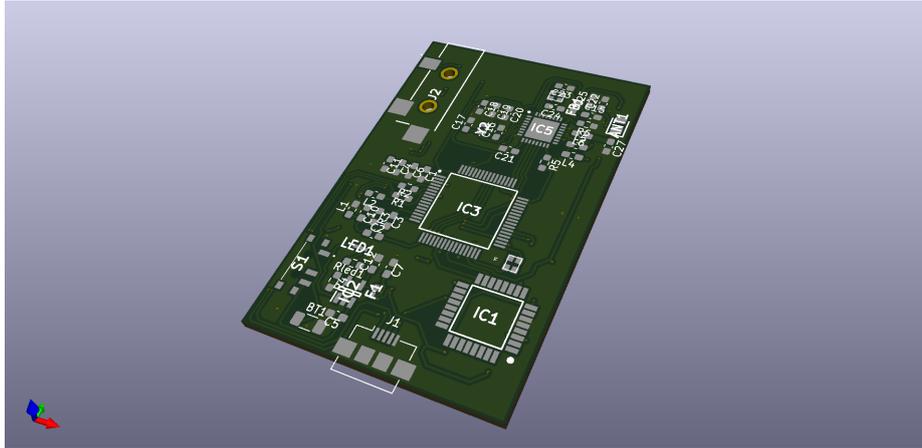


Figura 3.8: Modelo en 3D de la cara superior de la PCB de la pulsera.

En ellas se muestra el resultado del diseño de la pulsera, siendo la primera la cara superior y la segunda la cara inferior. Debido al requisito de las dimensiones, la placa cuenta con numerosas vías, necesarias para conectar todas las partes. Finalmente, las dimensiones son de 51,4 mm x 33,4 mm, unas longitudes que forman una superficie mayor que las pulseras comerciales, pero que es pequeña aún así y que no resulta incómoda y se podrá llevar fácil en la muñeca.

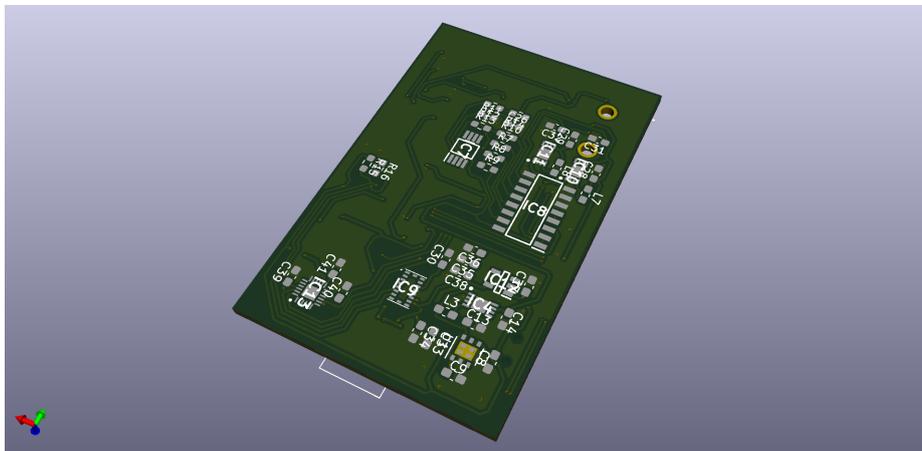


Figura 3.9: Modelo en 3D de la cara inferior de la PCB de la pulsera.

Por su parte, la anchura es de 1,2 mm para mantener las pequeñas dimensiones y garantizar una cierta durabilidad y resistencia. Además, esta anchura facilita el diseño de la red de adaptación mostrada en el apartado 3.4. Lo más aparatoso de este diseño es el conector de los electrodos, ya que se trata de un jack de 3,5 mm que es muy grande. Sin embargo, es necesario porque así nos aseguramos de que el conector de los electrodos es estándar y no dependemos de ningún componente cuya

futura adquisición se puede complicar.

CAPÍTULO 4:

VALIDACIÓN EXPERIMENTAL

Una vez diseñado el sistema, es importante validarlo y comprobar que funciona para los casos en los que se quiere usar. Para ello, se plantea un experimento que tiene los objetivos de validar el sensor de Actividad Electro dérmica (EDA), el circuito de acondicionamiento del mismo y su capacidad para medir mediante el uso de la corriente alterna. Además, el experimento va a tratar de establecer si hay alguna ventaja en el uso de la corriente alterna frente a la continua para comprobar si tiene sentido el uso de la primera frente a la segunda en la medida del Galvanic Skin Response (GSR).

El experimento, pues, debe permitir la toma de medidas tanto usando alterna como continua de forma simultánea. Si las medidas no fueran simultáneas, no habría forma de validar el funcionamiento, ya que por la naturaleza de las señales de EDA, las medidas no van a mostrar ningún resultado que pueda compararse.

Además, para comprobar cuál de las dos medidas tiene un mejor rendimiento, se diseña a su vez un protocolo experimental, en el que se someterá a distintos usuarios a pruebas que les provocarán distintos niveles de reacciones fisiológicas, tal y como sucedería en el ámbito de uso del sistema. Con ambas medidas se analizarán los datos para establecer si hay alguna mejora significativa de una señal frente a la otra en los casos en los que se busca aplicar el sensor. Además, las medidas se tomarán en varios lugares del cuerpo: los dedos de las manos y las muñecas. El primero sirve de

medida de control, ya que es la zona donde se suelen realizar este tipo de medidas. El segundo, por su parte, es para comprobar si la alterna tiene alguna ventaja en lugares con una baja densidad de glándulas sudoríparas, además de ser un sitio óptimo donde colocar los electrodos cuando se esté usando la pulsera. Por otro lado, con el fin de validar el sensor, se comparará su medida en continua con la medida de un sensor comercial.

4.1. Circuito experimental

Para la prueba, se diseña un circuito sensor de GSR que consiste en el mismo circuito de la sección 3.2 duplicado, para que se puedan medir las dos señales a la vez. El diseño aprovecha que el amplificador LMP2012 usado en dicho circuito es dual, es decir, que contiene dos amplificadores operacionales, por lo que con uno de estos componentes bastará para los circuitos duplicados.

Como se ve en la Figura 4.1, el circuito es muy similar al de la sección 3.2, con algunas diferencias. La primera y más evidente es que se prescinde del multiplexor. Debido a que se trata de pruebas puntuales, se pueden elegir resistencias que mantengan las medidas en el rango, sin necesidad de usar el multiplexor para variarlas. Por lo demás, es el mismo circuito por duplicado.

Las resistencias R_m son las que sustituyen a las resistencias de los multiplexores y forman la primera parte del divisor de tensión. Por su parte, las R_{sk} son las resistencias equivalentes de la piel, entre cuyos nodos van los electrodos. R_+ tiene la función de reducir la corriente residual que entra a los amplificadores operacionales y los demás componentes, R_1 , R_2 , R_f y C_f , son iguales que en el circuito original; las dos primeras, para establecer la ganancia, y las dos últimas para filtrar y eliminar el ruido que pudiera tener la señal.

Respecto a los valores, serán los mismos que en el circuito original, con la excepción de las R_m , que tendrán un valor fijo de $3\text{ M}\Omega$. Por razones de disponibilidad en el laboratorio y para ofrecer al circuito de mayor versatilidad en caso de necesitar algún cambio, las resistencias R_m serán tres resistencias en serie cada una, de forma

que se pudieran lograr más valores en caso de necesidad mediante la suma de dos o más resistencias.

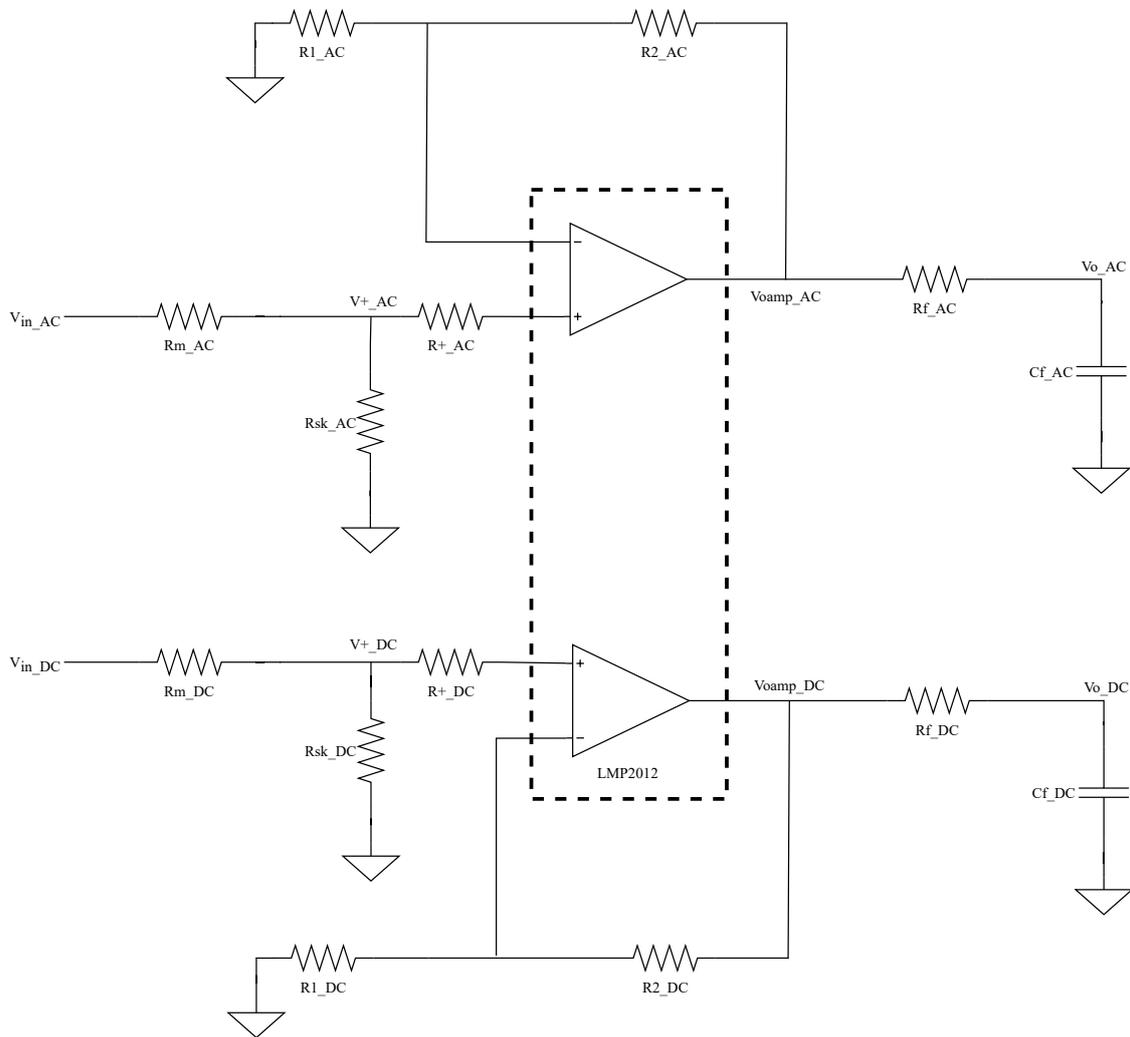


Figura 4.1: Circuito de medida y acondicionamiento usado para las pruebas.

Tanto las señales de entrada como la toma de las medidas se realizan mediante un microcontrolador Teensy 3.2, como el usado en la pulsera, con la diferencia de que se usará una placa de evaluación. Este microcontrolador debe generar la señal Pulse Width Modulation (PWM) de 1 MHz, así como proveer de la tensión continua de 3.3 voltios. Además, debe leer los voltajes V_{o_AC} y V_{o_DC} y enviar las medidas a un ordenador central, que será el que gestione todo el proceso del experimento.

El programa del microcontrolador es muy sencillo. Primero, se configura la comunicación serie, con un *baudrate* de 19200, además de configurar por los pines correspondientes un PWM de 1 MHz y una tensión continua de 3.3 voltios. Además, se configuran los pines de lectura y se envían los valores leídos por Universal

Asynchronous Receiver-Transmitter (UART), para que sean recibidos y procesados por el programa principal. Cada par de datos se envía cada 50 ms, por lo que la frecuencia será de 20 muestras por segundo. Esta frecuencia de muestreo es más que suficiente para medir la EDA, ya que el mínimo es para detectar la Respuesta de la Conductividad de la Piel (SCR), ya que este tipo de respuestas son las más rápidas que se encuentran en estas señales.

En la Figura 4.2 se puede observar el resultado final de la Printed Circuit Board (PCB) del sensor GSR, tanto su cara *top*, con el microcontrolador Teensy como su cara *bottom*, con el circuito diseñado.

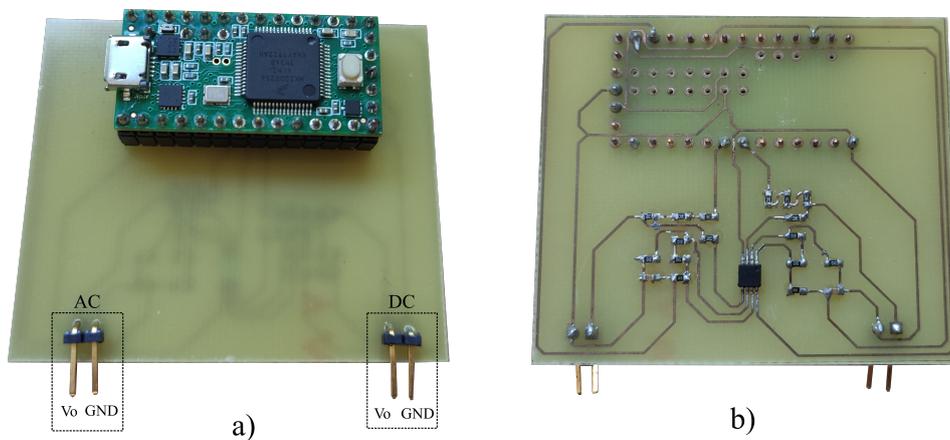


Figura 4.2: PCB fabricada para la experimentación. A los pines se conectan los electrodos. a) Cara *top*. b) Cara *bottom*.

4.2. Definición del protocolo experimental

Una vez diseñado y establecido el circuito con el que se realizarán las medidas, es necesario definir un protocolo que garantice que el experimento puede ser usado para lograr los objetivos propuestos. Antes de comenzar la experimentación, se debe colocar al sujeto frente la mesa, sentado en una silla y con la pantalla al frente. Debe, a su vez, tener acceso cómodo al teclado con el que se realizarán las pruebas y espacio para colocar sobre la mesa el brazo en el que se adhieren los electrodos. El *setup* se puede ver en la Figura 4.3. Una vez hecho esto, ya se puede empezar la experimentación.

En primer lugar, es importante establecer una línea base o *baseline* antes de cada

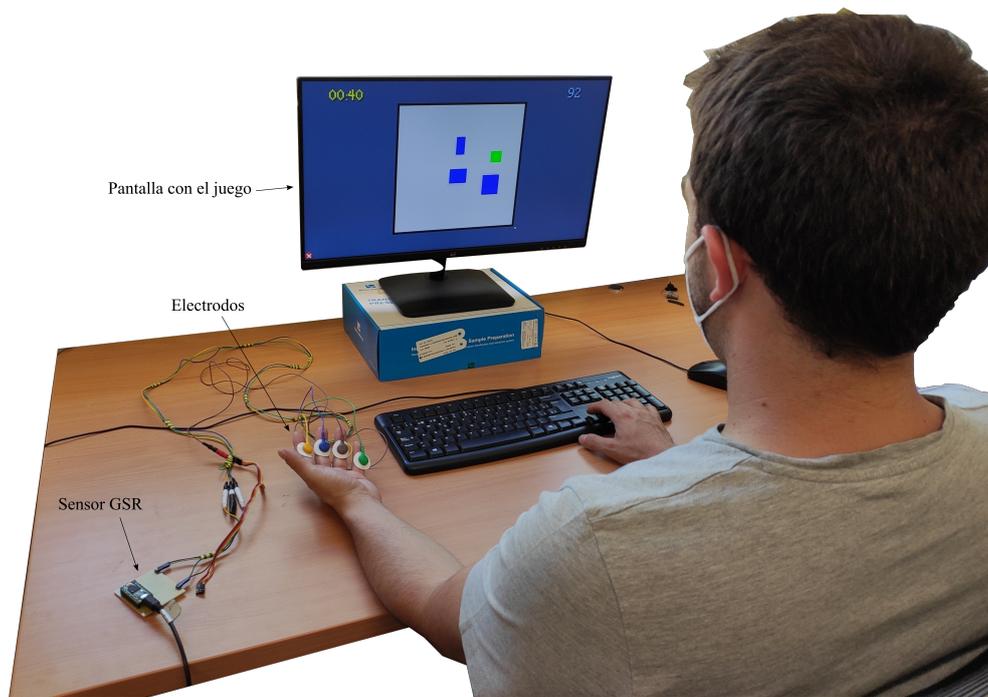


Figura 4.3: *Setup* de la experimentación. Se observan el sujeto, el sensor GSR y la pantalla donde se ejecuta el juego.

medida. Se trata de una medida de la conductividad en reposo, que permite obtener un nivel base de conductividad sobre el que relativizar las medidas posteriores.

El protocolo, pues, consta de una toma de *baseline* seguida de una toma de muestras mientras el usuario está sometido a una prueba que le generará más o menos respuestas fisiológicas. En total se han desarrollado tres pruebas, de las que se hablará en el apartado siguiente. Tanto la medida de la línea base como cada una de las pruebas tendrá una duración de tres minutos, resultando en un total de dieciocho minutos de toma de medidas con los electrodos colocados en cada lugar. Por ello, dado que hay dos zonas en las que van a realizar las medidas, los dedos de las manos y las muñecas, la duración de la sesión será de unos treinta y seis minutos, realizándose cada prueba dos veces, una por cada lugar de medida.

Antes de comenzar la sesión experimental, se colocarán los electrodos primero en los dedos. Se debe colocar un par de electrodos por cada tipo de medida. En este caso, se van a tomar medidas mediante corriente alterna y mediante corriente continua, por lo que se necesitan cuatro electros. Cada electrodo se debe colocar en un dedo y, una vez colocados, el usuario debe tratar de evitar realizar movimientos, especialmente de la mano donde están los electrodos. Posteriormente, se puede proceder a la toma

de la *baseline*. Durante esta toma de medidas, el usuario debe estar relajado, y se debe intentar que el entorno sea a su vez tranquilo. Es preferible que haya silencio, evitando sobre todo los sonidos fuertes o repentinos que puedan perturbar al sujeto y provocar una respuesta en la conductividad de la piel.

Una vez tomada la línea base, se debe proceder a una de las pruebas. Es recomendable que la elección de la prueba sea aleatoria, de forma que el orden en que cada usuario las realice sea distinto. Además, como el proceso se va a repetir, el orden aleatorio evita el aburrimiento. Una vez finalizada la prueba, se repite el mismo proceso de *baseline* y prueba, hasta que se hayan realizado las tres pruebas. Cuando esto ocurra, se retiran los electrodos y se procede a preparar la nueva zona de medida. Para ello es necesario aplicar un gel conductor sobre la muñeca, de forma que se contrarreste la baja densidad de glándulas sudoríparas de la zona.

Una vez hecho esto, se repite el mismo proceso de antes hasta completar las tres pruebas. De esta forma, se va a recoger información acerca de las respuestas de los usuarios a distintos niveles de reacciones fisiológicas, respuestas que no estarán condicionadas a qué prueba se hizo antes y cuál se hizo después, ya que el orden de las mismas es aleatorio. Para la toma de medidas y la elección de las pruebas se ha desarrollado un programa para centralizar el proceso, gestionar la comunicación con el microcontrolador, la ejecución de las distintas pruebas y el almacenamiento de las medidas.

4.3. Pruebas

Para provocar estímulos en el usuario y validar así las medidas en la EDA, se han diseñado algunos juegos. Estos juegos buscan generar distintos niveles de reacciones fisiológicas en el usuario, con el fin de comprobar si existe alguna diferencia entre la medida mediante corriente alterna y mediante corriente continua en la detección de las respuestas fisiológicas a través del análisis del Nivel de Conductividad de la Piel (SCL). Además, uno de los juegos busca generar eventos medibles en la conductividad de la piel, la SCR.

El primero de los juegos es el juego de eventos. Este juego trata de provocar eventos en la conductividad de la piel mediante una jugabilidad estresante, así como sustos aleatorios que ocurren mientras se juega. El juego, que se puede ver en la Figura 4.4, es un juego de plataformas en el que el jugador debe avanzar evitando caídas y esquivando enemigos. Cuando el jugador cae al vacío o es alcanzado por un enemigo, vuelve a empezar desde el principio. Esta mecánica, en la que no hay puntos de control, intenta generar estrés en el jugador ya que, a medida que avanza, tiene más que perder. Además, es un juego difícil, que obliga al jugador a estar muy concentrado en el juego para no morir.

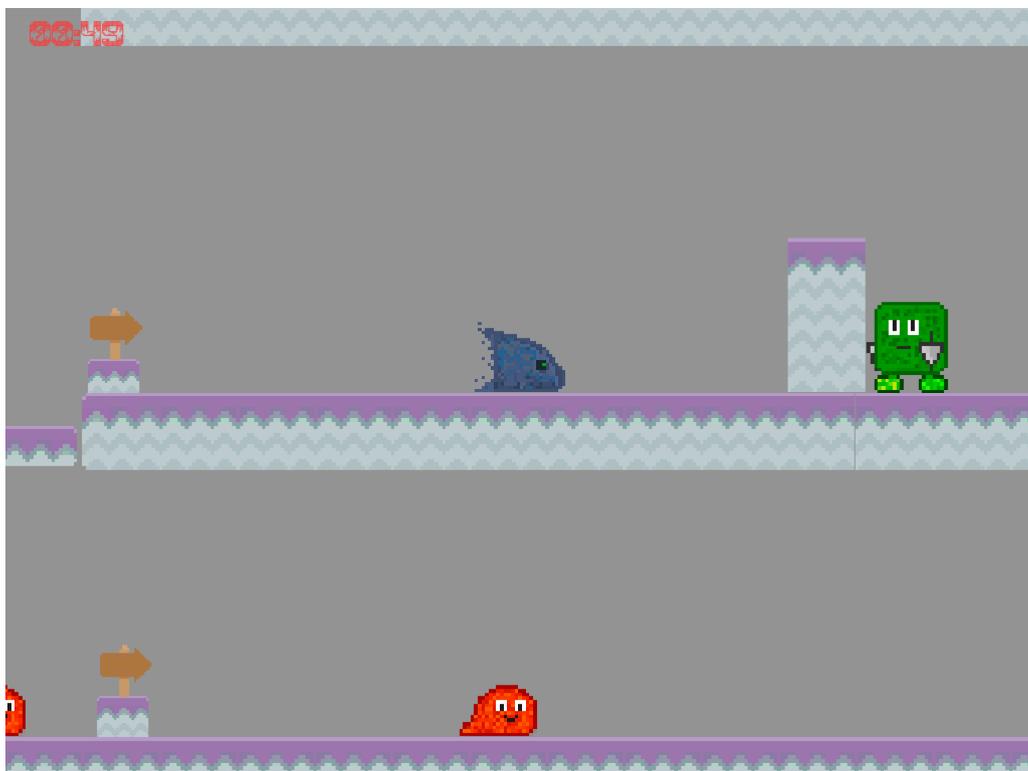


Figura 4.4: Captura de pantalla del juego de eventos, en el que se ve al jugador, en el centro de la pantalla, y varios enemigos.

Este estado de concentración es ideal para asustar y, por tanto, generar una SCR que se pueda medir. Para lograr esto, el juego incorpora ciertos lugares por los que al pasar el jugador hay una pequeña probabilidad de aparezca un enemigo, junto con un cambio repentino de la pantalla a rojo y un sonido estridente. El hecho de que la aparición de este enemigo sea aleatoria reduce el efecto de la expectativa del jugador, favoreciendo que se de la respuesta deseada. Además, el jugador debe finalizar el nivel antes del transcurso de dos minutos desde su inicio. Un contador está

visible en la esquina superior izquierda de la pantalla en todo momento, mostrando cuánto tiempo resta para completar el juego. Si, pasados los dos minutos, el jugador no ha llegado al final, muere y debe volver a empezar. Este tiempo límite tiene la función de aumentar el estrés y obligar al jugador a tratar de ser lo más rápido posible.

La comunicación del juego con el programa central es bastante simple. El juego se inicia por ejecución del programa de gestión. Mientras el programa está en funcionamiento, este envía un mensaje por User Datagram Protocol (UDP) al juego por cada vez que recibe una medida del sensor. El juego va contando los mensajes que recibe, de forma que puede almacenar cuándo se produce un susto. Cuando se acaba el tiempo de ejecución, el programa envía un mensaje distinto al juego, indicando que el juego debe transmitir un vector con todas las cuentas en las que se ha producido un susto. Una vez hecho esto, se cierra el juego.

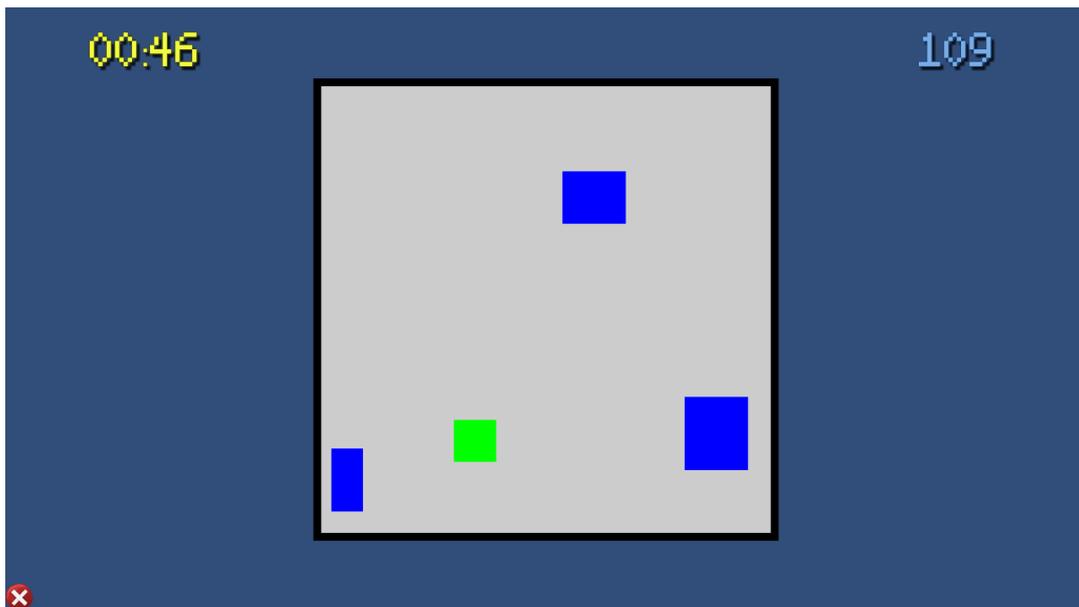


Figura 4.5: Captura del nivel de dificultad difícil del juego diseñado para inducir estrés en el usuario.

Por su parte, el otro juego disponible para las pruebas tiene un objetivo ligeramente distinto. Este juego está diseñado para generar estrés en el jugador. La idea es simple: el jugador debe esquivar uno o varios cuadrados que se mueven con trayectorias y velocidades distintas, haciendo sus movimientos casi impredecibles. Esto se puede observar en la Figura 4.5. Cada vez que uno de los cuadrados colisiona con el jugador, este pierde puntos, mientras que cada momento que no se produce un

choque, el jugador los suma. El componente de la puntuación tiene dos funciones. La primera es la motivación del jugador a no fallar, mientras que la segunda es una validación de los niveles de dificultad, ya que si el juego es más difícil, los usuarios puntuarán peor.

El juego permite variar la dificultad entre varios niveles, habiéndose elegido para las pruebas el más fácil y el más difícil. El primero consiste en que solamente hay un obstáculo móvil que esquivar y, además, este se mueve muy lentamente, tal y como se aprecia en la Figura 4.6. Estos factores combinados hacen que sea muy sencillo evitar las colisiones, por lo que la puntuación es perfecta en la mayoría de casos, es decir, no se produce prácticamente ningún choque. Por otro lado, el nivel difícil incorpora tres obstáculos, en vez de uno, y estos se mueven con patrones pseudoaleatorios y a una velocidad muy alta. Jugarlo requiere mucha concentración y muchos reflejos y es prácticamente imposible pasar los tres minutos que dura la prueba sin recibir algún choque.

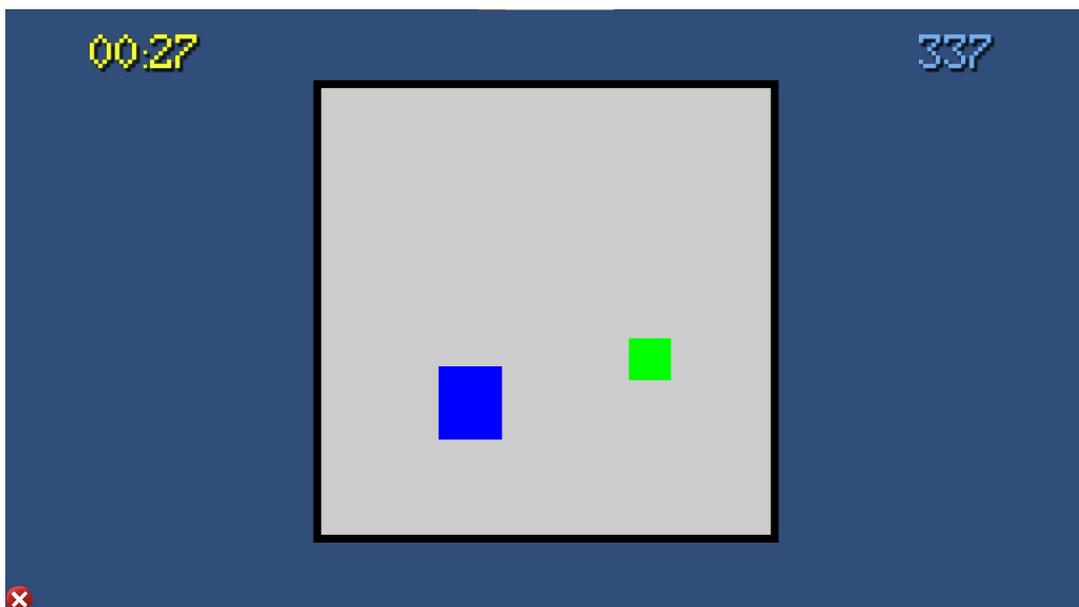


Figura 4.6: Captura del nivel de dificultad fácil del juego diseñado para inducir estrés en el usuario.

Mediante estos dos niveles elegibles, se busca que los SCLs medidos en ambas pruebas sean muy diferentes entre sí, ya que el nivel de respuestas fisiológicas que se genera jugando al nivel fácil debería ser mucho menor que el que se genera con el difícil. La diferencia en la cantidad de respuestas fisiológicas generadas se debería poder medir con el sistema, tanto en las medidas en los dedos como en la muñeca. Sin

embargo, sí que podría haber diferencias entre las medidas realizadas con corriente alterna y las realizadas con corriente continua, sobre todo en la muñeca, ya que la calidad de la señal en esta zona es mucho peor.

4.4. Programa de gestión

Para la gestión del experimento se ha desarrollado un programa que permita el control y la elección de las pruebas, así como la toma y almacenamiento de las medidas en los momentos oportunos. El programa es un script realizado en el lenguaje de programación Python. La elección de este lenguaje se basa en que es un lenguaje sencillo que cuenta con numerosas herramientas y librerías.

El programa está englobado dentro una estructura *while*, que permite la ejecución secuencial de varias pruebas, una detrás de otra, sin que finalice el programa y haya que volver a ejecutarlo. Al comienzo de cada iteración se pregunta qué opción se quiere ejecutar. Esto permite que las pruebas sean elegidas por quien realiza el experimento, de forma que se puedan elegir de forma aleatoria, evitando la repetición del orden, así como repetir una prueba concreta si algo hubiera salido mal.

Las opciones que se dan a elegir son las siguientes:

1. *Baseline*.
2. Juego de eventos.
3. Juego de dificultades. Dificultad fácil.
4. Juego de dificultades. Dificultad difícil.
5. Salir.

La diferencia en cuanto a funcionamiento del programa entre una opción y otra es básicamente qué programa se ejecuta, si es que se ejecuta alguno, y con qué argumentos. Tras la elección de la opción, que se realiza mediante la introducción del número correspondiente a cada opción, se comprueba que el número introducido se corresponde a una opción existente. El siguiente paso es iniciar la comunicación

serie con el microcontrolador Teensy. Para ello, se ha de indicar el puerto COM correspondiente al Teensy y el *baudrate*, en este caso establecido en 19200.

Además, se comprueba si la opción elegida corresponde con alguno de los juegos, de modo que, si es así, se establece la comunicación mediante el UDP con el juego para llevar un control del tiempo, así como, en su caso, recibir la información pertinente. Todo este funcionamiento se puede ver de forma esquemática en la Figura 4.7.

Posteriormente, comienza el bucle de la recepción de las medidas. Se trata de un bucle *while* que comprueba en cada iteración si se ha superado el tiempo de duración de la prueba, establecido para cada una en tres minutos. Mientras este tiempo no se cumpla, se recibirán las dos medidas correspondientes a la medición con corriente alterna y con corriente continua, en ese orden. Además, se guarda en un vector el tiempo en el que se han recibido las medidas, a modo de *timestamp*. Una vez cumplido el tiempo de la prueba, se envía al juego, si es esa la opción elegida, un mensaje de finalización para que este se cierre y envíe la información que deba transmitir y, a su vez, se cierran todas las comunicaciones, tanto las serie como las UDP.

Por último, se almacenan los datos recibidos en un fichero externo. Se usa el formato json para guardar los datos, ya que permite de forma fácil el almacenamiento de las listas en Python. Por cada prueba se guardan cinco listas: una para el vector de tiempos, otras dos para las medidas en alterna y continua, otra para el vector de eventos en el caso del juego de eventos, y una última que almacena la opción que se eligió, a modo de identificador. Esta forma de almacenamiento permite una fácil lectura de los datos y una buena separación por prueba y por sesión, lo que facilita el posterior procesamiento de las medidas.

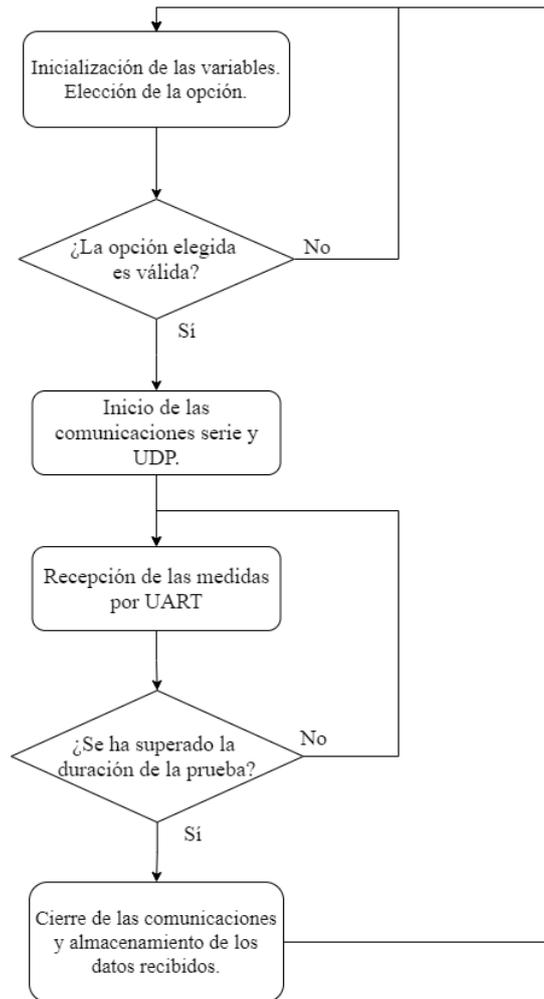


Figura 4.7: Diagrama que describe el funcionamiento del programa de Python que controla la ejecución del experimento.

4.5. Análisis de resultados

4.5.1. Validación con dispositivo comercial

Debido a que se trata de un sistema de medida nuevo, es importante que este se valide con un dispositivo comercial de probado funcionamiento. Mediante esta comparación, se puede establecer cómo de precisas son las medidas, así como si el circuito mide correctamente las subidas y bajadas del SCL y es capaz de detectar cada SCR que se dé durante la medida de prueba.

Para realizar esta comparación, se usará únicamente el canal de continua del circuito explicado en el apartado 4.1, de forma que la comparación sea usando métodos

similares. Una vez validadas las medidas con este canal, se podrá comparar el canal de alterna con este propio canal de continua. Esto se hace porque, para validar a la vez los dos canales con el dispositivo comercial, serían necesarios seis electrodos en total, dos por cada canal, por lo que se haría imposible realizar todas las medidas simultáneamente en la misma mano.

El dispositivo comercial que se ha usado es la Shimmer3 GSR+ Unit. Se trata de un dispositivo con comunicación bluetooth, validado para aplicaciones biomédicas y que en el grupo de investigación se ha usado con anterioridad. Este dispositivo utiliza únicamente corriente continua para realizar las medidas, por lo que la comparación se hará con el canal Direct Current (DC) por este motivo.

La prueba se ha realizado colocando cuatro electrodos en total, cada uno en un dedo de la misma mano. Posteriormente, se comienza la grabación de las medidas. No se ejecuta ninguno de los juegos, sino que se toma una especie de *baseline*, pero sin necesidad de relajarse demasiado, ya que el objetivo es que se generen SCRs para comparar la respuesta de ambos sistemas. Por otra parte, es necesario realizar cierto procesado a las señales para lograr que la comparación sea óptima. En primer lugar, hay que normalizar las señales, dividiendo cada uno de sus puntos entre el máximo de cada señal. Además, se hacen pasar las señales por un filtro paso alto para eliminar la parte de continua de ambas señales para centrar las dos en el cero.

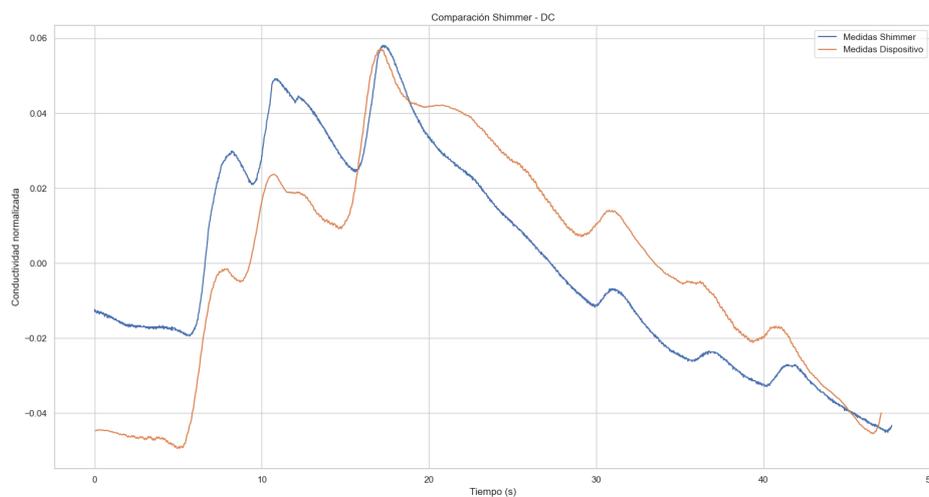


Figura 4.8: Gráfica comparativa entre la medida con el Shimmer y el canal DC del dispositivo diseñado.

Mediante estas operaciones se logra el resultado que se muestra en la Figura 4.8. En ella, se observa que, en general, las dos señales presentan formas muy parecidas e, incluso, tienen amplitudes similares. Además, todas las SCRs que recoge la Shimmer, las muestra de forma casi idéntica el circuito diseñado. En este sentido, se puede concluir que el circuito realiza un buen trabajo al medir la conductividad de la piel y, al menos para la medición de subidas y bajas de la conductividad, el circuito está validado.

Por su parte, el nivel absoluto de conductividad no se puede validar de esta forma, ya que es imposible medir en el mismo punto del cuerpo. Sin embargo, debido a que las pruebas se van a analizar con respecto a una *baseline*, que la medida sea precisa en cuanto a valores de conductividad no es muy importante.

Así, se concluye que el circuito mide correctamente la EDA, y, mediante la medida simultánea con los dos canales, el de alterna y el de continua, se validará a su vez el uso de la alterna.

4.5.2. Resultados del juego de dificultades

Siguiendo el procedimiento explicado en el apartado 4.2, se han realizado las medidas de cinco voluntarios. Se trata de jóvenes de entre 23 y 29 años, sanos y sin conocimientos previos sobre las pruebas que iban a realizar. Para analizar las medidas, se realizarán análisis diferentes según la prueba que se estaba realizando durante la sesión.

En el caso del juego de dificultades, el análisis se debe hacer de forma relativa a la *baseline*, debido a que el valor absoluto de conductividad puede variar mucho entre individuos y sería imposible realizar una comparación entre todas las medidas. Por su parte, con las medidas del juego de eventos se realizará un análisis visual en el que se comprobarán las posibles diferencias entre las medidas en alterna y continua. Para ello, se van a procesar los datos de forma que se puedan comparar los SCLs de las distintas medidas.

Debido a que los valores de conductividad varían mucho de usuario a usuario,

la comparación no puede realizarse directamente, sino que es necesario normalizar cada señal. Así, la normalización se hará usando como referencia la *baseline*. En primer lugar, se ha de calcular la media del rango final de la línea base ($\overline{B_s}$) para establecer el nivel de calma de cada individuo. Posteriormente, y usando esta media, se normaliza el valor de la conductividad respecto a este valor (C_n). La fórmula se ve en la ecuación 4.1. Se trata del cociente entre la resta del valor medio de la señal medida durante la prueba (\overline{S}) y el valor medio de la *baseline* y la resta del máximo de la señal entre la media de la línea de base. Con la resta de $\overline{B_s}$ se logra centrar todas las señales según cuánto se alejan de la media del estado de calma. Estos valores de conductividad normalizada se mostrarán en un gráfico *boxplot*, que hace una representación estadística del grupo de valores, en concreto usando los percentiles.

$$C_n = \frac{\overline{S} - \overline{B_s}}{\max(\overline{S}) - \overline{B_s}} \quad (4.1)$$

Sin embargo, este análisis no es apropiado para la señal recogida en el juego de eventos, ya que en este caso la relación entre la señal medida y la *baseline* no es importante, sino que la relevancia está en las subidas en la señal de la conductividad debidos a estímulos externos. Por ello, el análisis debe realizarse en relación a los momentos en los que esos estímulos se han producido.

Así pues, tras realizar las medidas a todos los usuarios, se puede proceder al análisis de los datos. Primero, respecto a las medidas recogidas durante las pruebas del juego de dificultades, tanto de la dificultad fácil y difícil. Como ya se ha mencionado, en estas pruebas interesa ver si se puede detectar cambios en el estado anímico a partir del análisis de la señal con respecto a la *baseline*.

Para ello, se representan los valores C_n calculados para cada usuario en cada prueba en un gráfico llamado *boxplot*. Este tipo de gráficos es muy útil, ya que representan ciertos valores estadísticos de un grupo de valores, en este caso, de los valores C_n . Se trata de una gráfica vertical, en la que se dibuja una caja cuyos valores inferiores y superiores representan los percentiles 25 % y 75 %, respectivamente. Dentro de la caja, se dibuja una línea que representa la mediana, es decir, el valor

que deja el mismo número de valores superiores e inferiores al mismo. Además, por encima y por debajo de la caja, se dibujan unas líneas verticales que contienen los valores que no entran dentro de los percentiles ya mencionados. En estas gráficas, ignoramos los valores que están excesivamente alejados de los demás, considerándolos *outliers*. Para cada grupo de valores hay uno de estos rectángulos, por lo que en la misma gráfica podemos tener varios de ellos representando grupos de valores distintos.

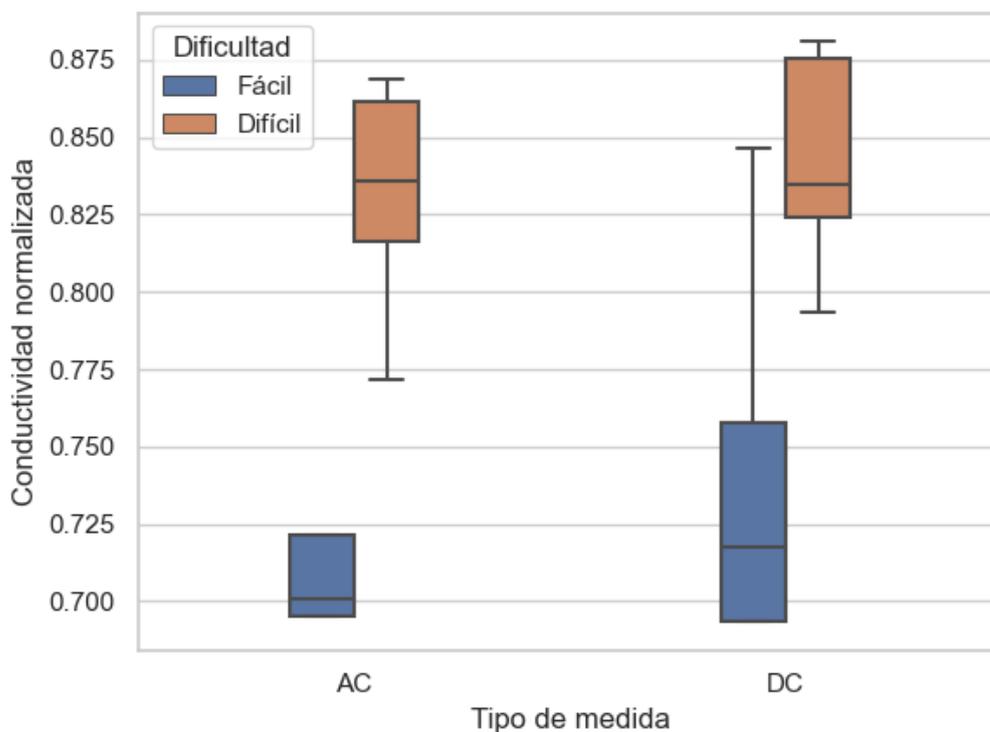


Figura 4.9: Boxplot de las medias de los SCLs midiendo en los dedos.

De esta forma, en la Figura 4.9, vemos el gráfico para las medidas realizadas en los dedos para la corriente alterna, usando la señal PWM, y continua y ambas dificultades, la fácil y la difícil. En la gráfica, se aprecia cómo hay una diferencia evidente entre las medidas en dificultad fácil y las realizadas en dificultad difícil. Las primeras presentan, en general, valores menores de conductividad que las segundas, si bien la diferencia entre el valor más bajo y el más alto es de apenas 0.175 unidades.

Por otro lado, si nos centramos en las medidas en alterna, los valores de conductividad medidos en fácil y en difícil no se solapan nunca, y la dispersión en ambos

casos, sobre todo en los de fácil, es bastante reducida. En el caso de las medidas en continua, por su parte, vemos cómo sí que existe solapamiento de valores, ya que los máximos del fácil y los mínimos del difícil coinciden con la caja del otro. No obstante, las cajas no se solapan, por lo que la mayor parte de los valores que se han medido permitirían distinguir los distintos estados anímicos. En general, ambas medidas valdrían para detectar respuestas fisiológicas en pacientes, si bien parece que las medidas en alterna se encuentran un poco menos dispersas.

Para profundizar en el estudio estadístico de los datos, en la Tabla 4.1 se muestran varios valores que definen el comportamiento de la conductividad para todos los casos. En ella, tenemos la media de todos los valores, seguida de el cuartil 1 (Q_1), correspondiente al percentil 25 %, la mediana, el el cuartil 3 (Q_3), correspondiente al percentil 75 % y, por último, la desviación típica, que da información acerca de la dispersión de los valores respecto a la media.

En la tabla, vemos cómo se puede extraer información similar a la del *boxplot*. Respecto a los cuartiles, tenemos una clara diferenciación entre las medidas en fácil y en difícil, siendo clara la diferencia entre un nivel más bajo de reacciones fisiológicas y uno más alto.

En el caso de la corriente alterna, existe una diferencia entre ambos niveles de 0,14 puntos, si nos centramos en la mediana, mientras que para la corriente continua, la diferencia es de 0,11 puntos, muy similar. Sin embargo, la media presenta diferencias más pronunciadas. Para el nivel fácil, en ambas corrientes la media presenta un valor mucho más bajo que lo que muestra el mínimo en la gráfica de la Figura 4.9. Esto se debe a que existen valores anómalos que no se incluyen en la gráfica pero que influyen en el cálculo de la media, disminuyendo el valor que se podría esperar y, a su vez, aumentando el valor de la dispersión. Sin embargo, si nos centramos en la media, la diferenciación entre ambos niveles de reacciones fisiológicas es incluso mayor, por lo que el uso de este parámetro podría ser interesante, aunque se deba a una anomalía.

Así, las diferencias entre las medidas con corriente alterna y continua apenas varían en el caso de los dedos, posiblemente debido a la buena calidad de las medidas

Medidas en los dedos						
Corriente	Dificultad	Media	Q1	Mediana	Q3	D. Típica
Alternativa	Fácil	0.6249	0.6954	0.7008	0.7213	0.2243
	Difícil	0.8307	0.8165	0.8356	0.8613	0.0348
Continua	Fácil	0.6456	0.6933	0.7175	0.7575	0.2223
	Difícil	0.8417	0.8242	0.8349	0.8753	0.0327

Tabla 4.1: Valores estadísticos para las medidas en los dedos en alterna, continua y para las pruebas en el juego Impossible en fácil y difícil.

en esta zona. La gran concentración de glándulas sudoríparas hace que la diferencia sea totalmente irrelevante. No obstante, es posible que el análisis en la muñeca, donde la calidad de la señal es peor, los datos muestren diferencias apreciables entre las medidas con ambas corrientes.

Por su parte, se ha realizado un análisis idéntico con las medidas realizadas en la muñeca. El procedimiento experimental es el mismo, con las mismas pruebas y mismas condiciones, con la diferencia de que se aplicó un gel conductor para mejorar un poco la conductividad en la zona y reducir el ruido. En la Figura 4.10 se pueden ver los resultados de este análisis. Lo primero que salta a la vista es que el rango de valores es mucho más grande, llegando incluso a tener valores negativos. El rango va desde, aproximadamente, -0.4 puntos hasta acercarse a 1, dando lugar a un rango de 1.4 puntos, mucho mayor al de las medidas en los dedos, que rondaba los 0.175.

Esto se debe a varios factores, como el hecho de que existe un mayor ruido presente en las medidas en las muñecas debido a la baja densidad de glándulas sudoríparas, lo que además disminuye considerablemente el valor absoluto de la conductividad. Por otro lado, los valores negativos también necesitan de una explicación. El uso del gel conductor hace que la conductividad aumente pero su efecto va desapareciendo con el tiempo, por lo que es posible que se alcance un valor estable de conductividad durante la toma de la *baseline* y que, en los tramos más relajados de las pruebas

no se produzcan respuestas fisiológicas suficientes para aumentar la conductividad y, por el contrario, la desaparición del gel provoque una disminución de la misma, dejando el nivel de conductividad medido durante la prueba por debajo del tomado en la línea base. Este se ve de forma clara en la Figura 4.10, donde en las pruebas en nivel fácil, muy relajadas, todos los valores son negativos e, incluso, en las de nivel difícil una parte de los valores también es menor que cero.

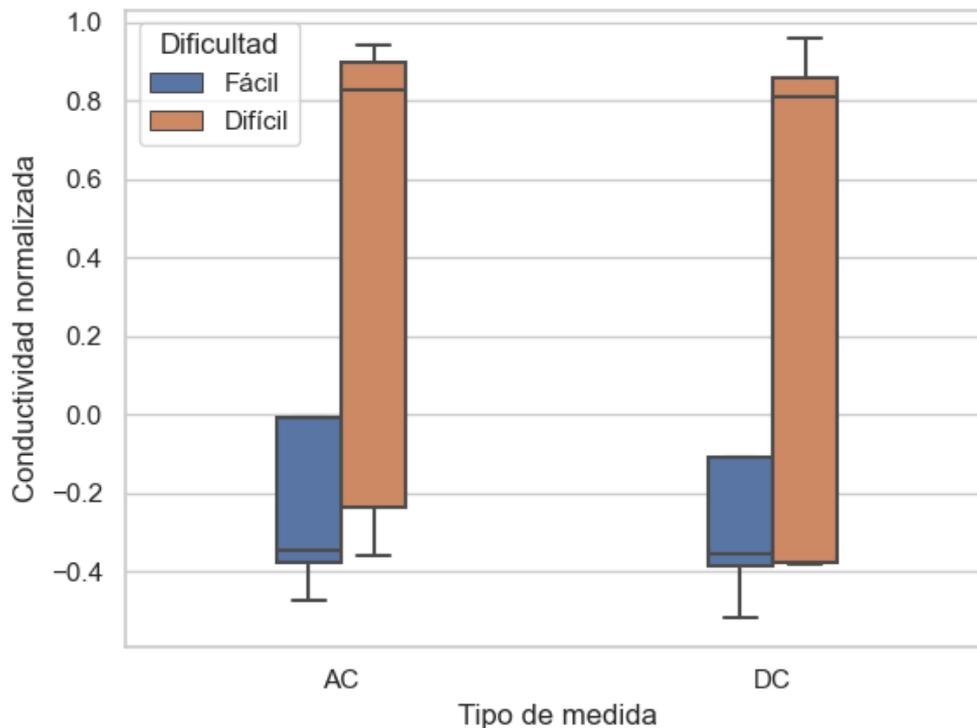


Figura 4.10: Boxplot de las medias de los SCLs midiendo en la muñeca.

Sin embargo, sí que se puede extraer información de estas medidas, a pesar de que son más ruidosas y tienen más dispersión. En general, tanto para la continua como para la alterna, se puede distinguir que los valores más bajos se encuentran en el nivel fácil y los más altos, en el difícil. No obstante, para ambas medidas existe un solapamiento de valores, es decir, el Q_3 del nivel fácil es mayor al Q_1 del difícil, siendo esta situación más delicada en el caso de la continua, ya que la práctica totalidad de los valores del nivel fácil están englobados dentro de los cuartiles 1 y 3 del nivel difícil. Aunque esta situación dificulte un poco la distinción entre los dos niveles, sí es cierto que las medianas están claramente diferenciadas en ambos casos, y podría ser sencillo usarlas para distinguir los distintos estados anímicos, si bien en

el caso de la continua, la mediana del nivel fácil entra dentro de la caja del difícil, por lo que se podría dar algo de confusión.

Por otro lado, en la Tabla 4.2, tenemos, una vez más, los valores estadísticos de las medidas en la muñeca. En este caso, vemos que la dispersión es bastante más alta que en el caso de las medidas de los dedos, donde era muy baja para el nivel difícil y un poco más alta para el fácil. En la muñeca, no obstante, los valores para todas las pruebas son mucho más altos, rondando el 0.5 de desviación típica, un valor alto que se corresponde con el gran rango, mencionado anteriormente, que se puede ver en el *boxplot*. Además, el análisis de la media es similar al caso anterior, ya que si nos centramos en la media, es muy sencillo diferenciar entre ambos niveles de reacciones fisiológicas.

Medidas en la muñeca						
Corriente	Dificultad	Media	Q1	Mediana	Q3	D. Típica
Alternativa	Fácil	-0.0714	-0.3778	-0.3457	-0.0058	0.4857
	Difícil	0.4138	-0.2348	0.8265	0.8966	0.5829
Continua	Fácil	-0.1015	-0.3854	-0.3546	-0.1081	0.4991
	Difícil	0.3735	-0.3769	0.8097	0.8577	0.6162

Tabla 4.2: Valores estadísticos para las medidas en la muñeca en alterna, continua y para las pruebas en el juego de dificultades en fácil y difícil.

En lo respecta a la mediana y los cuartiles, si con la media ya era sencillo diferenciar los niveles, con la mediana se multiplica esa diferencia. Con la media, la diferencia entre fácil y difícil era aproximadamente de 0.5 puntos; con la mediana, por su parte, se acerca a 1.1 puntos de diferencia. Esto es consecuencia de la gran dispersión existente en estas medidas, ya que la mayor presencia de valores negativos en el nivel fácil y la mayor acumulación de valores cercanos a 1 en el difícil acentúan las diferencias que en un parámetro como la media se diluyen.

En resumen, las medidas en la muñeca son peores en calidad que las realizadas en los dedos, debido al ruido existente en esta zona, así como a la menor conductividad

de la muñeca. Sin embargo, el análisis estadístico indica que es posible diferenciar los niveles de respuestas fisiológicas en esta zona, mediante el uso de parámetros como la media y la mediana de los valores de SCL medidos usando el circuito diseñado y presentado en la sección 3.2. A su vez, se ha visto que es ligeramente preferible el uso de la corriente alterna frente a la continua en entornos con poca conductividad, como lo es la muñeca, ya que muestran más inconvenientes debido al mayor solapamiento que existe usando la continua.

4.5.3. Resultados del juego de eventos

Por último, es necesario realizar el análisis de las medidas realizadas durante las pruebas con el juego de eventos. En la Figura 4.11, se pueden ver las medidas tomadas mediante corriente alterna y mediante corriente continua, así como una línea vertical que representa el momento en el que el juego produce un evento, para uno de los sujetos.

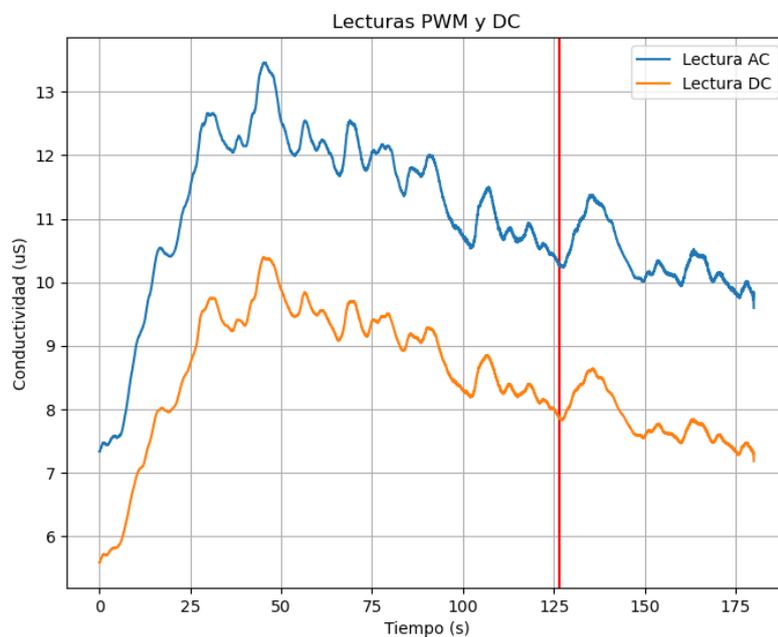


Figura 4.11: Medidas tomadas en los dedos durante la prueba del juego de eventos. Se representa la conductividad en μS en función del tiempo en segundos, así como el evento generado por el juego.

En el eje Y tenemos la conductividad, expresada en microSiemens (μS), mientras

que en el eje X está el tiempo, un total de 180 segundos, que corresponde a la duración de la prueba. En primer lugar, destaca que la señal medida con corriente alterna presenta una conductividad mayor que la medida con corriente continua, con una diferencia de unos $3 \mu\text{S}$. Por otro lado, la señal presenta una subida inicial bastante pronunciada, debida al aumento del SCL producido probablemente el juego. Además, presenta varios picos y subidas, que corresponden con las SCRs que se generan durante el juego. Alrededor de los 125 segundos se produce un evento y, seguidamente, se genera una de las SCRs más grandes de los datos. Esta SCR se produce de manera similar en ambas medidas, aunque, como ocurre con el resto de la señal, con la medida en corriente alterna tiene más amplitud. El rango, a su vez, es mayor en la corriente alterna que en la continua, ya que la primera tiene valores desde $7 \mu\text{S}$ hasta $13 \mu\text{S}$, mientras que la segunda va desde 6 hasta $10 \mu\text{S}$. Además, en la señal medida con alterna, los picos más pequeños se ven mejor que en la señal con continua. Por ejemplo, hacia el segundo 60 hay una SCR que, durante la bajada, presenta en la señal Alternating Current (AC) un pequeño tramo en el que la bajada se pausa, mientras que en la señal DC ese pico es ignorado por completo. Es cierto que, en general no ocurre, pero esas pequeñas diferencias que se pueden dar por presentar una mayor conductividad pueden ser de gran utilidad en la detección de eventos mediante la conductividad de la piel.

A continuación, en la Figura 4.12, vemos una señal similar a la de la Figura 4.11, con un único evento casi al final de la prueba, pero en este caso la señal corresponde a otro sujeto y está tomada en la muñeca. Vemos cómo, al igual que en la señal anterior, la señal medida en alterna presenta un mayor valor de conductividad que la medida con continua. En la muñeca, además, el valor de conductividad es mucho menor, ya que en el caso de la señal AC es aproximadamente de $1.47 \mu\text{S}$, mientras que en el caso de la continua es de unos $1.35 \mu\text{S}$ de media. Otro factor que varía en esta señal es que esta vez la continua tiene un rango mayor que la alterna, si bien parece que se mantiene la mayor definición de las SCRs en la alterna. Esto se ve en varios puntos de la señal, como alrededor del segundo 75, donde las subidas y bajadas son más evidentes en la señal AC que en la DC. Además, en la SCR del segundo 140 los pequeños picos correspondientes a SCRs de menor intensidad están más definidas en la alterna. Por otro lado, la SCR generada por el evento es

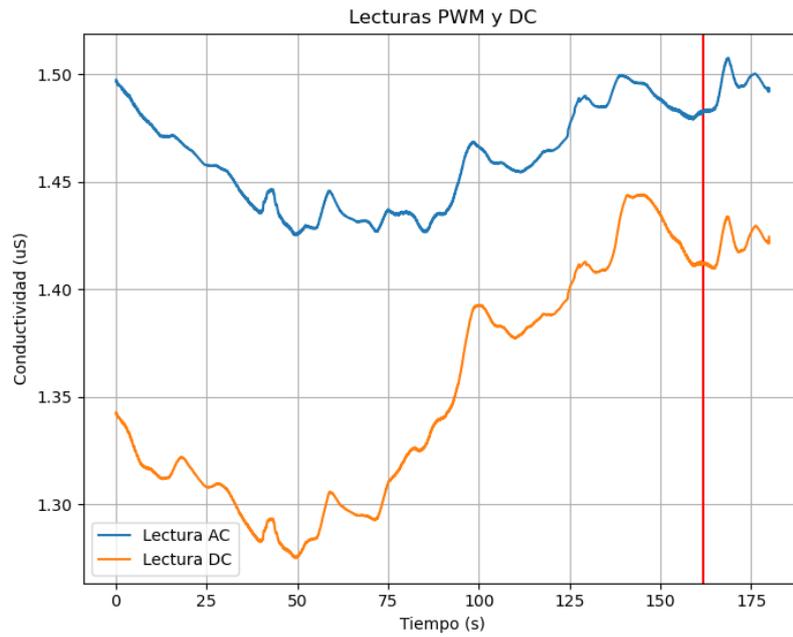


Figura 4.12: Medidas tomadas en la muñeca durante la prueba del juego de eventos. Se representa la conductividad en μS en función del tiempo en segundos, así como el evento generado por el juego.

prácticamente igual en ambas señales, aunque en la alterna, en relación al resto de la señal, es más pronunciada, ya que es una de las mayores SCRs de las recogidas.

Además, se muestra algo que ya se había visto en los *boxplots*, y es que en la muñeca, aún sometido el sujeto a estrés, es posible encontrar que no se producen aumentos significativos del SCL, como ocurre con la señal AC, si bien con la DC no ocurre esto y sí que se aprecia claramente el aumento del nivel de conductividad.

CAPÍTULO 5:

CONCLUSIONES Y LÍNEAS FUTURAS

5.1. Conclusiones

En este trabajo, se ha diseñado un circuito de medición de la EDA, es decir, un sensor GSR. Para ello, se ha desarrollado un circuito de acondicionamiento que a través de dos electrodos es capaz de introducir corriente continua o alterna para determina la resistencia de la piel. Además, se ha diseñado una pulsera de pequeñas dimensiones que incorpora este circuito, además de otros sensores fisiológicos comerciales.

Respecto al circuito de medición de la conductividad, se han realizado pruebas, tanto para validar el propio circuito como para comparar las medidas usando como fuente una corriente o tensión continua y una corriente o tensión alterna. Además, se quiso comprobar si el sistema podía medir correctamente en una zona algo hostil para este tipo de medidas, como es la muñeca.

Se ha demostrado que ambos canales, el de continua y de alterna, pueden medir distintos niveles de respuestas fisiológicas y diferenciarlos entre sí, si bien la medida de alterna es más limpia y es capaz de diferenciar los niveles mejor, incluso en las medidas en la muñeca. Por otro lado, ambos canales miden bien las SCRs práctica-

mente igual, con un poco más de definición la alterna, aunque no de forma relevante. Sin embargo, las medidas con alterna han demostrado lograr un nivel superior de conductividad, tanto en los dedos como en la muñeca, lo que en situaciones adversas puede ser una ventaja.

En resumen, se ha logrado diseñar un sistema capaz de medir la EDA, así como el nivel de reacciones fisiológicas que se extrae de la misma, e integrarlo en una pulsera de pequeñas dimensiones que se puede utilizar en pruebas en las que sea imposible el uso de cables y que la medida en los dedos sea impracticable. Es un dispositivo portátil y que incorpora una forma sencilla de medición y que funciona en zonas con baja densidad de glándulas sudoríparas, como lo es la muñeca. Si bien esta pulsera se ha diseñado, su fabricación no se ha llevado a cabo, por lo que queda como línea de trabajo pendiente.

Por todo esto, se considera que se han cumplido los objetivos del proyecto, quedando algunas líneas de investigación que se pueden recorrer en el futuro, con el fin de mejorar el presente sistema y avanzar en el estudio de la medición de la EDA, sobre todo con corriente alterna.

5.2. Líneas futuras de trabajo

En el futuro, hay algunas líneas de trabajo en las que avanzar y mejorar el presente proyecto. La primera es fabricar la PCB de la pulsera y soldar los componentes, ya que este paso no se ha podido completar en este trabajo. Tras su fabricación, sería necesario probar factores como la duración de la batería o el alcance de la comunicación bluetooth, ya que la funcionalidad ya se ha probado por separado.

Otro camino que investigar es mejorar el circuito de acondicionamiento y el sistema de procesado de la señal para que pueda realizar un estudio frecuencial más profundo, con un análisis espectral mediante el uso de la transformada de Fourier y comprobar los efectos del paso de la señal alterna por la piel, así como la información que se puede obtener de parámetros como la fase de la señal y la parte imaginaria de la impedancia de la piel.

BIBLIOGRAFÍA

- [1] W. Boucsein, *Electrodermal Activity*, 2nd ed. Springer, 2012.
- [2] W. Boucsein, D. C. Fowles, S. Grimnes, G. Ben-Shakhar, W. T. Roth, M. E. Dawson, and D. L. Filion, “Committee report: Publication recommendations for electrodermal measurements,” *Psychophysiology*, vol. 49, 2012.
- [3] M. van Dooren, J. de Vries, and J. H. Janssen, “Emotional sweating across the body: Comparing 16 different skin conductance measurement locations,” *Physiology & Behavior*, vol. 106, pp. 298–304, 2012.
- [4] O. Pabst, C. Tronstad, S. Grimnes, D. C. Fowles, and Ørjan G. Martinsen, “Comparison between the AC and DC measurement of electrodermal activity,” *Psychophysiology*, vol. 54, 2017.
- [5] “HEF4051B: 8-channel analogue multiplexer/demultiplexer,” Integrated Circuits.
- [6] “LMP2011 Single/LMP2012 Dual High Precision, Rail-to-Rail Output Operational Amplifier,” Texas Instruments.
- [7] J. Allen, “Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement,” *Physiological Measurement*, vol. 28, 2007.
- [8] “MAX86160: Integrated Heart-Rate Sensor for In-Ear Applications,” Maxim Integrated.
- [9] “ICM-20948: World’s Lowest Power 9-Axis MEMS MotionTracking™ Device,” TDK InvenSense.

- [10] K. Cho, W. Park, M. Hong, G. Park, W. Cho, J. Seo, and K. Han, “Analysis of Latency Performance of Bluetooth Low Energy (BLE) Networks,” *sensors*, vol. 15, 2015.
- [11] “nRF8001: Single-chip Bluetooth® low energy solution,” Nordic Semiconductor.
- [12] “Teensy® 3.2 Development Board,” Disponible en <https://www.pjrc.com/store/teensy32.html> (15/04/2021).

ACRÓNIMOS

AC	Alternating Current
ADC	Conversor Analógico Digital
AVD	Actividades de la Vida Diaria
BLE	Bluetooth Low Energy
DC	Direct Current
D_t	Ciclo de Trabajo
ECG	Electrocardiograma
EDA	Actividad Electrodermica
GSR	Galvanic Skin Response
I^2C	Inter-Integrated Circuit
IMU	Unidad de Medida Inercial
PCB	Printed Circuit Board
PPG	Fotopletismografía
PWM	Pulse Width Modulation
RAI	Robotics and Artificial Intelligence
SCL	Nivel de Conductividad de la Piel
SCR	Respuesta de la Conductividad de la Piel
SPI	Serial Peripheral Interface
UART	Universal Asynchronous Receiver-Transmitter
UDP	User Datagram Protocol