



Universidad Autónoma
de Querétaro.



Facultad de Ingeniería.
Ingeniería Biomédica.

Título de Tesis:

“Desarrollo del sistema bioelectrónico para la medición del grado de hidratación de la piel humana con el uso de gel antibacterial y crema corporal”

Estudiantes: Emilio Martínez Rivera y Jaime Alberto Navarro
Martínez

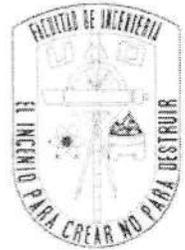
Expedientes: 239845 y 220836

Director de tesis: Dr. Agustín De La Isla León.



Universidad Autónoma de Querétaro

Facultad de Ingeniería
Ingeniería Biomédica



Título de Tesis:

“Desarrollo del sistema bioelectrónico para la clasificación del estado de la piel humana con el uso de gel antibacterial y crema corporal”

Tesis

Que como parte de los requisitos para obtener el título de
Ingeniero Biomédico

Presentan:

Emilio Martínez Rivera y Jaime Alberto Navarro Martínez

Dirigido por:

Dr. Agustín De La Isla León

Dr. Agustín De La Isla León

Director

Dr. Víctor Manuel Castaño Meneses

Co-Director

Dr. Carlos Andrés Pérez Ramírez

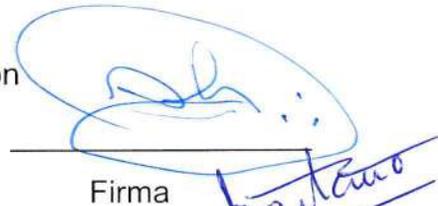
Vocal

Dr. Alejandro Castañeda Miranda

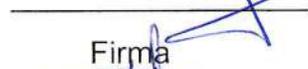
Secretario

Dra. María De La Luz Pérez Rea

Suplente



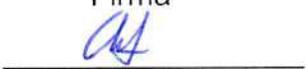
Firma



Firma



Firma



Firma



Firma

Centro Universitario.

Querétaro - Qro.

Abril 2022.

RESUMEN

La bioimpedancia de la piel del antebrazo varía por diferentes propiedades de la piel, principalmente de la concentración de agua. En el siguiente trabajo de investigación se busca conocer el efecto que se obtiene al aplicar crema corporal y gel antibacteriano en la zona del antebrazo, para así lograr reconocer los diferentes estados inducidos, con el sensor desarrollado. El dispositivo fabricado para la medición de la bioimpedancia se basó en una pulsera con electrodos de plata, un microcontrolador de bajo costo y arreglos de filtros para la adquisición de datos. A lo largo de la investigación, se encontró que el gel antibacteriano, después de una abrasión, degenera la capa grasa de la piel, haciéndola más susceptible al paso del voltaje, caso contrario a la crema corporal, que después de una abrasión, esta tiende a crear una capa grasa, aumentando la resistencia al paso del voltaje. Con el sensor de bioimpedancia, pudimos clasificar los tres diferentes estados inducidos de la piel, sin embargo, no fue posible identificar entre diferentes marcas de crema corporal o gel antibacteriano.

Palabras clave: Bioimpedancia; sensor bioelectrónico; piel humana; abrasión; hidratación; gel antibacteriano; crema corporal; adquisición de datos

DEDICATORIA EMILIO MARTÍNEZ RIVERA

Personalmente, el lograr concluir una carrera no es un logro personal, sino uno colectivo, en el cual todos mis esfuerzos y ambiciones fueron fuertemente impulsados por mi familia y amigos. Por lo anterior, dedico este trabajo de investigación y mis esfuerzos a lo largo de la carrera a todas las personas que me apoyaron.

Especialmente quiero dedicar este trabajo a mis padres y hermana, los cuales siempre me han apoyado incondicionalmente, y es gracias a ellos que puedo decir que cada esfuerzo ha valido la pena.

También dedico este trabajo a cada amigo y familiar que me ayudó a crecer personal y académicamente a lo largo de mi carrera.

AGRADECIMIENTOS EMILIO MARTÍNEZ RIVERA

Cursar la carrera no es únicamente una etapa de estudio, a lo largo de ella se afrontan nuevas experiencias, se crece académica y personalmente, se conocen nuevas personas, directivos, profesores y compañeros, que, con el tiempo, algunos de ellos se vuelven tus amigos. De esta manera, quiero agradecer a todas esas personas que influyeron de menor o mayor manera en mí.

Agradezco a Dios por haberme otorgado los dones necesarios para poder completar la carrera, y por siempre haberme iluminado en los momentos más cruciales de mi formación universitaria.

A mis padres que amo tanto, les agradezco con el corazón el siempre apoyar mis sueños. Ustedes son el pilar más grande en mi vida, es gracias a ustedes que cada mañana me podía levantar motivado y confiado, porque sin importar las dificultades que afrontaba en la universidad, sabía que al final del día podría volver a mi hogar y encontrar en mis padres una cálida mano que siempre me brindo su apoyo.

A mi hermana, que sin importar lo temprano del horario, siempre me apoyó a llegar a las clases a tiempo. Además, le agradezco sinceramente todas las palabras de aliento que me dio. Recuerdo el como ella siempre me miraba llena de admiración y orgullo por lo que lograba día con día en la universidad, y lo agradezco desde el fondo de mi alma, ya que aun en los malos días, eso me ayudó a nunca darme por vencido.

A toda mi familia, abuelas, tíos, tías, primos que me apoyaron y siempre creyeron en mis capacidades. Todas sus palabras de aliento forman gran parte de mi convicción para seguir adelante.

A mis amigos, los que me apoyaron desde antes de entrar a la universidad y a los que conocí a lo largo de la carrera. Todos mis compañeros con los que compartí salón dejaron una huella en mí, y agradezco su compañía a lo largo de estos 5 años. Principalmente a Mariana, Loarca y Morales, les agradezco su compañía y amistad, la cual hizo más fácil la carrera. Y especialmente agradezco a mi compañero de tesis Alberto, con el cual formé un gran equipo y amistad que espero dure mucho tiempo más.

A todos los profesores que impartieron sus clases de forma responsable y diligente. Les agradezco por formarme académicamente y siempre estar atentos ante las necesidades de los alumnos. Especialmente agradezco a nuestros sinodales, que siempre nos ofrecieron todo su conocimiento para apoyarnos. De igual forma, a la Universidad Autónoma de Querétaro, por haberme dejado formar parte de la institución y ayudado a alcanzar mis metas como profesionista.

DEDICATORIA JAIME ALBERTO NAVARRO MARTÍNEZ

Éste trabajo de tesis es la conclusión de mi paso por la licenciatura en ingeniería biomédica. Quiero dedicar este proceso a mis padres, a mis hermanos, familia y a eso que no sé qué es, pero que me sostiene.

Igualmente dedico este trabajo a mis amigos, que han compartido conmigo gran parte de mi vida.

A todas las personas que han pasado por mi vida, les dedico esto, esperando que no sea el único.

AGRADECIMIENTOS JAIME ALBERTO NAVARRO MARTÍNEZ

Las siguientes palabras son para agradecer a todas las personas que estuvieron involucradas en el proceso.

A mis padres, que siempre me dieron el ejemplo de superación, de no rendirme, la educación y valores que de ellos aprendí. El amor que siempre me dieron con sus sacrificios, aun siendo yo adulto, nunca me dejaron solo. La pequeña, pero fuerte enseñanza de saber que solamente fracasa el que lo intenta. GRACIAS.

Muchas gracias a mis hermanos por darme el ejemplo de todo, por nunca interferir en mi toma de decisiones y por siempre apoyarme.

A mi tía Antonieta, que me acompañó cuando hice mi proceso de ingreso a la universidad, agradezco el siempre recibirme, comer juntos, por permitirme ser yo y nunca juzgarme.

A los amigos que están desde antes de la universidad, que me enseñaron el valor de la lealtad, que siempre han estado ahí para cuando necesité desahogarme, gracias por estar y espero ser la mitad de lo que ustedes han sido para mí. Que siempre hagamos existir esos claustros.

Igualmente me gustaría agradecer a mis amigos de la universidad: Juan, Keyla, Morales, Loarca, Emilio. Gracias a cada uno de ellos por escucharme, por reír y por estresarnos juntos, siempre me siento afortunado por tener tal suerte.

Muchas gracias, Mariana, por enseñarme tanto, por creer en mí y estar en todo momento, en verdad es incalculable lo que he aprendido contigo, gracias.

Por siempre tener las puertas abiertas para cualquier cosa, muchas gracias a la familia Martínez Rivera, son muy importantes para mí.

Profesores que siempre tuvieron la paciencia para escucharnos y darnos todas las herramientas disponibles para nuestro desarrollo profesional, en especial a nuestros asesores. Espero que solo sea la primera vez que trabajamos juntos.

Agradezco a la Universidad Autónoma de Querétaro por facilitarnos las instalaciones que necesitamos para poder concluir este trabajo.

Por último, quiero agradecer a Jaime Alberto Navarro Martínez por nunca rendirse, por siempre intentar, por siempre ser leal a nuestro pensamiento, por aprender de todo el entorno, por lograr creer en mí, por tu hambre, por los desvelos, por los sacrificios, por las risas, aventuras, espero que solo sea el primero de muchos logros.

Índice

RESUMEN	3
DEDICATORIA EMILIO MARTÍNEZ RIVERA	4
AGRADECIMIENTOS EMILIO MARTÍNEZ RIVERA	5
DEDICATORIA JAIME ALBERTO NAVARRO MARTÍNEZ	7
AGRADECIMIENTOS JAIME ALBERTO NAVARRO MARTÍNEZ	8
Capítulo 1	1
Introducción	1
1.1 Introducción	2
1.2 Antecedentes	4
1.2.1 Corneometría	4
1.2.2 Gel antibacteriano	5
1.2.3 Cremas hidratantes	6
1.4 Justificación	9
1.5 Hipótesis	10
1.5.1 Hipótesis nula	10
1.5.2 Hipótesis alternativa	10
1.6 Objetivos	10
1.6.1 Objetivo general	10
1.6.2 Objetivo particulares	10
1.6.2.1 Objetivo particulares Emilio Martínez Rivera	10
1.6.2.2 Objetivo particulares Jaime Alberto Navarro Martínez	11
1.7 Planteamiento general del problema	13
Capítulo 2	17
Fundamentación teórica	17
2.1 Revisión literaria	18
2.2 Bioimpedancia en el cuerpo humano	18

2.2.1 Variables de interés	19
2.2.2 Edad, sexo, condición física	21
2.3 Sistema de medición	22
2.3.1 Electroodos de plata	22
2.3.1.1 SolidWorks	23
2.3.1.2 Cura	24
2.3.1.3 Proteus	25
2.3.2 Amplificadores operacionales y de instrumentación	26
2.3.3 Multiplexores	29
2.3.4 Generador de señal	30
2.3.5 Osciloscopio	31
2.4 Microprocesadores	32
2.4.1 Teensy 3.2	32
2.5 Procesamiento digital de señales	35
2.5.1 Matlab	36
2.5.3 Valor RMS	37
2.6 Análisis estadístico	39
2.6.1 Kruskal-Wallis	40
Capítulo 3	42
Metodología	42
3.1 Desarrollo tecnológico del sensor y metodología empleada.	43
3.1.1 Fabricación de brazalete con electrodos de plata	45
3.1.2 Desarrollo del sistema electrónico	49
3.2 Programación del dispositivo	55
3.2.1 Generación del código en la IDE de Arduino	56
3.2.2 Generación código de procesamiento de datos Matlab	59
Capítulo 4	63

Experimentación y Resultados	63
4.1 Puesta de Experimento	64
4.2 Resultados	67
4.3 Discusión	71
Capítulo 5	77
Conclusiones y Prospectivas	77
5.1 Conclusiones	78
5.2 Prospectivas	79
BIBLIOGRAFÍA	81

ÍNDICE DE FIGURAS

<i>Figura 1.1.</i> Planteamiento general del problema.	13
<i>Figura 2.1.</i> En la imagen se muestra detalladamente la distribución de las diferentes capas de la piel, con sus partes anatómicas.	19
<i>Figura 2.2.</i> En la imagen se muestra la anatomía nerviosa de la dermis, así como los cambios entre las estructuras dentro de ella.	20
<i>Figura 2.3.</i> Electrodo de plata soldados a estructura de acero inoxidable, con la finalidad de estabilidad en el brazalete.	23
<i>Figura 2.4.</i> Espacios de trabajo de SolidWorks.	24
<i>Figura 2.5.</i> Área de trabajo de Ultimaker Cura.	25
<i>Figura 2.6.</i> Área de trabajo del software Proteus.	26
<i>Figura 2.7.</i> Multiplexor CD74HC4067.	30
<i>Figura 2.8.</i> Generador de señales XR-2206.	30
<i>Figura 2.9.</i> Osciloscopio Tektronix TDS1001B.	31
<i>Figura 2.10.</i> Área de trabajo del software MATLAB.	36
<i>Figura 2.11.</i> Área de trabajo del software Arduino.	37
<i>Figura 2.12.</i> Representación gráfica del valor RMS.	38
<i>Figura 2.13.</i> Fórmula para obtener V_{rms} a través del voltaje máximo.	38
<i>Figura 2.14.</i> Fórmula true RMS.	38
<i>Figura 2.15.</i> Gráfico ejemplo de caja y bigotes.	41
<i>Figura 3.1.</i> Desarrollo tecnológico del sensor de bioimpedancia.	43
<i>Figura 3.2.</i> Metodología empleada para la medición de los estados inducidos en la piel.	44
<i>Figura 3.3.</i> Modelado en 3D de los eslabones para el brazalete que sostiene a los electrodos de plata.	46
<i>Figura 3.4.</i> Los eslabones conjuntos, simulan la formación del brazalete, que a su vez contienen a los electrodos.	46
<i>Figura 3.5.</i> Con ayuda del software Cura, se realizaron las impresiones de los eslabones en material TPU.	47
<i>Figura 3.6.</i> Vista previa simulando la finalización de la impresión sobre la cama de la impresora 3D.	48

<i>Figura 3.7.</i> Impresión de prueba realizada durante la investigación.	48
<i>Figura 3.8.</i> El brazalete, conformado por los eslabones hechos en 3D, los electrodos de plata unidos con hilo elástico.	49
<i>Figura 3.9.</i> Como parte del diseño del circuito electrónico, se realizó el esquema parte por parte, con la finalidad de lograr describir el funcionamiento de éste.	49
<i>Figura 3.10.</i> Convertidor de 3.3V a +/-12V. <i>Figura 3.11.</i> Módulo regulador de voltaje.	51
<i>Figura 3.12.</i> Generador de señales xr2206.	52
<i>Figura 3.13.</i> Multiplexor CD74HC4067.	52
<i>Figura 3.14</i> Arreglo de multiplexores.	53
<i>Figura 3.15.</i> Brazalete usado por sujeto de estudio.	53
<i>Figura 3.16.</i> Etapa de acondicionamiento de la señal recibida.	54
<i>Figura 3.17.</i> Microprocesador Teensy 3.2.	55
<i>Figura 3.18.</i> Script ejemplo de la programación en Arduino.	56
<i>Figura 3.19.</i> Script ejemplo de la selección de canales en Arduino.	59
<i>Figura 3.20.</i> Script ejemplo de la comunicación Arduino Matlab.	60
<i>Figura 3.21.</i> Ejemplificación del acomodo de los datos antes del almacenamiento.	60
<i>Figura 3.22.</i> Ejemplo simplificado de la obtención del valor eficaz de la señal.	61
<i>Figura 3.23.</i> Ejemplo del análisis estadístico Kruskal-Wallis en Matlab.	62
<i>Figura 4.1.</i> Limpieza de impurezas con un paño humedecido con solución no abrasiva y neutra.	65
<i>Figura 4.2.</i> Con ayuda de la fibra, hacemos una ligera abrasión en la zona del antebrazo, posterior a esto, colocamos el brazalete para así realizar la adquisición de datos.	65
<i>Figura 4.3.</i> Posterior al proceso de utilización de la fibra, buscando obtener una ligera abrasión en la zona del antebrazo, se realiza la colocación del brazalete para la posterior adquisición de datos.	66
<i>Figura 4.4.</i> Colocación de crema humectante mediante jeringa sin aguja, esperando la absorción para el muestreo con el brazalete previamente desinfectado colocado.	66
<i>Figura 4.5.</i> Colocación de gel antibacteriano mediante una jeringa sin aguja esperando la interacción entre la piel y el gel, una vez absorbido, se coloca el brazalete desinfectado para realizar el muestreo correspondiente.	67
<i>Figura 4.10.</i> Representación gráfica de los resultados por cada sujeto de estudio.	70

<i>Figura 4.11.</i> Gráfico de caja y bigotes de los estados inducidos de la piel. Por orden de izquierda a derecha: Estado Basal, Abrasión, Abrasión más gel antibacteriano y abrasión más crema corporal.	71
<i>Figura 4.12.</i> Estado basal vs abrasión.	72
<i>Figura 4.13.</i> Estado basal vs Abrasión más gel antibacterial.	73
<i>Figura 4.14.</i> Estado basal vs Abrasión más Crema corporal.	73

ÍNDICE DE TABLAS

<i>Tabla 2.1.</i> Configuraciones básicas de un amplificador operacional.	27
<i>Tabla 2.2.</i> Principales características del Teensy 3.2.	33
<i>Tabla 2.2.</i> Principales características del Teensy 3.2.	34
<i>Tabla 2.2.</i> Principales características del Teensy 3.2.	35
<i>Tabla 3.1.</i> Configuración de los electrodos usados en el brazalete.	57
<i>Tabla 3.1.</i> Configuración de los electrodos usados en el brazalete.	58
<i>Tabla 4.6.</i> Resultados de la piel en estado basal.	67
<i>Tabla 4.7.</i> Resultados de la piel a la abrasión.	68
<i>Tabla 4.8.</i> Resultados de la piel después de la aplicación de gel antibacteriano.	69
<i>Tabla 4.9.</i> Resultados después de la aplicación de crema humectante.	69
<i>Tabla 4.15.</i> Valor p resultante del análisis Kruskal-Wallis.	75

Capítulo 1

Introducción

1.1 Introducción

El órgano más grande del cuerpo humano es la piel, la cual ocupa toda la superficie del cuerpo y se compone de epidermis y dermis histológicamente. La dermis cuenta con tejido conjuntivo, en la cual se observa una capa superficial y una capa profunda, mientras que la epidermis es un epitelio con estratos distinguibles entre basal, espinoso, granuloso, lúcido y córneo (Silva et al., 2017). Este órgano protege de los agentes externos, a su vez contribuye a regular la temperatura corporal. La piel permite la entrada controlada de moléculas del exterior hacia los tejidos subyacentes, es decir, este tejido cuenta con la propiedad de semipermeabilidad.

Desinfectarse las manos frecuentemente a lo largo del día es una realidad; cada vez que se sale de casa, se entra a algún comercio, toca alguna superficie en el exterior o se entra en contacto con otras personas, es necesario desinfectarse las manos para prevenir el contagio de enfermedades (Gobierno de México, 2020).

Desafortunadamente, el uso de los desinfectantes puede generar efectos secundarios, entre éstos se encuentra que irrita la piel si se prolonga el tiempo de exposición, en superficies lesionadas empeora el daño y causa un coágulo bajo el cual pueden crecer bacterias, su utilización puede provocar irritación y sequedad de la piel y al volatilizarse puede causar irritación (Mayo Clinic, 2022) o deshidratación, ya que si la piel está en alguno de estos estados se puede padecer dermatitis atópica e infecciones.

Siendo este uno de los factores por los cuales el cuidado de la piel ha tomado una relevancia mayor, ya que los daños que causan los diversos climas o hábitos se han convertido en un tema de importancia que la ciencia ha abordado. Desarrollando productos como los protectores solares convencionales y cremas hidratantes comerciales. Contrario a esto, el uso de detergentes, trabajos con polvos, el uso de geles antibacterianos y el medio ambiente, provocan un constante daño a la piel.

En este sentido, la medición de la hidratación de la piel puede ser de gran utilidad, ya que se pueden detectar zonas incipientes de daño superficial (resecas), mismas que pueden recuperarse aplicando el tratamiento apropiado y, de esta manera, evitar las consecuencias antes mencionadas. Esto genera una industria en

continuo desarrollo. Las razones anteriormente expuestas indican la necesidad de contar con equipos que permitan medir el grado de hidratación de la piel.

Uno de los métodos más utilizados para conocer la hidratación de la piel es la corneometría, la cual usa un sensor capacitivo para medir la permitividad relativa de capas superiores de la piel (Fábregas & Del Pozo, 2006). Cualquier cambio en la constante dieléctrica debido a variación de la hidratación de la epidermis, altera la capacitancia de un condensador de precisión (Microcaya, 2016).

El corneómetro es uno de los productos más utilizados para medir la hidratación de la piel, sin embargo, este método es eficiente en las capas ubicadas en los estratos más superficiales de la epidermis (córnea y granular) (Microcaya, 2016).

El dispositivo que ha sido desarrollado realiza una evaluación en capas más profundas de la piel, y para esto se utilizó la bioimpedancia eléctrica (BIA). La bioimpedancia es la capacidad de los tejidos de presentar una resistencia al paso de la corriente eléctrica, esta oposición depende de la concentración de agua en los tejidos y de algunas premisas relativas a las propiedades eléctricas del cuerpo, de su composición y estado de maduración, su nivel de hidratación, la edad, el sexo, la raza y la condición física (Alvero Cruz et al., 2011).

La BIA es un método adecuado para la determinación del agua corporal y la masa libre de grasa en personas, sin que sufra alteraciones en sus líquidos corporales y electrolitos. Tomando en cuenta las propiedades de la utilización de la bioimpedancia, es posible desarrollar un dispositivo que pueda medir la hidratación de la piel basado en la bioimpedancia eléctrica que sea capaz de cuantificar la hidratación en la piel, y de esta manera hacer un estudio correlacionando y cuantificando la deshidratación en la piel dado al uso frecuente del gel antibacteriano y cremas corporales.

Con el dispositivo desarrollado se hicieron estudios para determinar la reacción de la piel por el constante uso de geles antibacterianos basados en alcohol, así como de cremas hidratantes. Ya que, al utilizar la bioimpedancia, se puede controlar el grado de profundidad que se mide, se puede trabajar de acuerdo con la característica a resaltar, es decir, en caso de no solamente buscar el grado de hidratación de la

epidermis, analizar de forma cuantitativa el nivel de hidratación de la dermis e hipodermis (Marmolejo Hidalgo & Delgado Hernández, 2013). Para llevar a cabo el estudio de las diferentes capas, es necesario únicamente variar la frecuencia o amplitud de la onda implementada en el organismo. La metodología utilizada es inofensiva para el cuerpo humano, y las mediciones de éste son no invasivas.

1.2 Antecedentes

1.2.1 Corneometría

Desde la antigüedad los seres humanos han estado interesados en el aspecto personal, siendo los puestos más altos de las sociedades los que obtenían casi siempre los cuidados más avanzados en aquellos tiempos. Uno de los aspectos en los que más se han esforzado por tener avances relevantes, es el cuidado de la piel, experimentando con distintos materiales para observar cambios significativos dentro del órgano más grande del ser humano. Aunado a esto, los científicos se habían interesado en distinguir el grado de hidratación dentro de la piel con el uso de diferentes sustancias. La experimentación era in vitro, observando los resultados en extractos de piel de animales, experimentos realizados por Reiger y Deem en 1974.

Posterior a este estudio, hubo una problemática sobre cuáles son los métodos adecuados para medir la hidratación de la piel, ya que tres personajes, Leveque, Garzon y Rigal (Marmolejo Hidalgo & Delgado Hernández, 2013) afirmaban que el nitrógeno era la base principal para poder medir el agua existente sobre la superficie de la piel.

Un método también conocido fue el de Bardesca en 1995, el cual argumentaba que al tomar un trozo de piel y rotarlo mecánicamente, generando una deformación torsional, se observaba cuál es la capacidad del trozo de piel de volver a su estado original; dependiendo cual sea la capacidad de recuperar su forma, será directamente proporcional al grado de hidratación de dicha piel. Igualmente, Bardesca afirma que estos métodos antes mencionados no son lo suficientemente eficaces, debido a que las muestras son de un único uso, sin posibilidad de comparar, por eso menciona que las características que mejor podrían contribuir a una buena medición de hidratación son las propiedades eléctricas de la piel (Conductancia, impedancia, capacitancia).

A partir de las propiedades eléctricas de la piel surge la técnica de la corneometría, en donde el medidor interactúa con la piel, midiendo la capacitancia que ésta genera antes de cualquier uso de tratamiento epidérmico (cremas, protectores, maquillaje, etc.).

Una de las desventajas de este proceso va en torno al grado de profundidad, ya que llega solo a los estratos más superficiales de la epidermis (córnea y granular) (Silva et al., 2017). Sin embargo, al utilizar la bioimpedancia, se puede controlar el grado de profundidad que se mide, pudiendo además trabajar de acuerdo con la característica a resaltar, es decir, en caso de no solamente buscar el grado de hidratación de la epidermis, analizar de forma cuantitativa el estado de salud de la dermis, epidermis, así como de músculos y huesos (Marmolejo Hidalgo & Delgado Hernández, 2013).

1.2.2 Gel antibacteriano

Se dice que en 1966 una estudiante de enfermería originaria de Bakersfield, California, llamada Guadalupe Hernández, creó el gel antibacteriano, sin embargo, aunque ésta noticia haya sido divulgada por diversos medios de comunicación, también ha sido cuestionada por otros, ya que de acuerdo con Los Ángeles Times no hay patentes estadounidenses para el desinfectante de manos con ese nombre y en ninguno de los artículos que cuentan esta versión de la historia cuenta con una cita de alguna fuente primaria que confirme la veracidad de la historia.

Después de su creación, el gel antibacteriano fue exclusivamente utilizado en el área médica, en hospitales y clínicas, hasta que en 1988 una empresa llamada Gojo lanzó el primer gel antibacteriano para el uso público, el producto se llamó Purell y fue el primer gel sanitizante comercial en la historia. La popularidad del gel antibacteriano se dio hasta el año 2009, año en que el mundo conoció la influenza AH1N1, y dado a esto es que las ventas del gel antibacteriano subieron hasta un 70% en Estados Unidos (El Universal, 2020).

A partir de este evento el uso del gel antibacteriano se volvió mucho más común en la población, además este producto ya no sólo se vendía en farmacias, sino que muchas empresas aprovecharon para sacar sus propias versiones del gel con olores diferentes y empaques personalizados. Por último, un reporte publicado por

Allied Market Research, menciona que para 2023 se espera que la industria del gel antibacteriano global alcance los mil 755 millones de dólares (El Universal, 2020).

1.2.3 Cremas hidratantes

Desde la antigüedad el cuidado de la piel ha sido de gran importancia para las diversas civilizaciones, el culto por el cuidado del cuerpo que desarrollaron conllevó a la creación de productos para mantener el cuerpo hidratado y protegido.

El uso de cremas hidratantes se remonta a las primeras grandes civilizaciones del mundo, donde los egipcios en el 3000 A.C., usaban aceite de sésamo y ricino para suavizar sus cuerpos después de las largas jornadas de trabajo a plena luz del sol, y de esta forma mantienen su piel suave y flexible. Miles de años después, los griegos en el año 1000 A.C., utilizaban aceite de oliva y miel para mantener su piel hidratada.

Los romanos en el siglo III fueron los que comenzaron a explorar ampliamente diversas hierbas, óleos naturales y las propiedades humectantes que éstos podían brindar. Algunas de las más populares para los romanos eran las rosas, jazmines y el limón, con estas sustancias hacían preparaciones y se las untaban en la piel para nutrirla y suavizar. En la Edad Media hubo un retraso en este ámbito como en muchos otros, por lo cual en el siglo V el culto al cuidado del cuerpo estaba prohibido por la religión, no obstante, existieron personas que se arriesgaban a ponerse aceites de almendras y miel, lo que le brindaba un aspecto saludable a su piel.

Desde la Edad Media hasta el año 1900, aproximadamente, se siguieron descubriendo y utilizando nuevos ingredientes para el cuidado corporal, como lo son la jalea de petróleo y variedad de aceites minerales, todos estos productos fueron el paso previo a lo que hoy conocemos como cremas cosméticas.

En 1900, Hinds lanzó la primera crema comercial, basada en almendras. No obstante, fue hasta el año 1930 que el auge de las cremas llegó, debido al gran crecimiento de la industria de los cosméticos. En 1960, el químico Max Huber, en busca de una fórmula mejorada para la elaboración de cremas corporales, creó un producto que contiene muchos ingredientes nuevos, entre los cuales se encontraban las vitaminas C y E. Dichos ingredientes mejoraron los resultados de suavidad, textura e hidratación que previamente podían ofrecer las cremas.

Desde ese momento la industria de los cosméticos comenzó a utilizar vitaminas para la fabricación de las cremas, ya que éstas mejoran el aspecto de la piel y la mantienen saludable. A partir de este momento comenzó la evolución constante de las cremas corporales, llegando a tener una fórmula distinta para cada tipo de piel y textura. Hoy en día se encuentran una infinidad de opciones de cremas corporales entre las se puede elegir, teniendo como beneficios el aprovechamiento de las propiedades de los diferentes ingredientes utilizados en las cremas, como: protección solar, nutrición elevada, para cutis graso, etc. (Avon, s. f.).

1.3 Descripción del problema

El mal cuidado de la piel contra agentes externos, como el clima, desengrasantes, así como maquillaje, conlleva a resecar la piel de tal forma que a largo plazo estas afectaciones pueden generar problemas, como la generación temprana de arrugas, irritación en la piel, formación de acné, vulnerabilidad ante los cambios climáticos, y todas ellas pueden desembocar en heridas propensas a infecciones.

En México, al día 08 de marzo del 2022, se registraron 5, 852, 350 casos estimados de coronavirus, 334, 494 defunciones por coronavirus y 25, 296 casos activos de coronavirus en el país (Secretaría de Salud, 2022). Es por esto que es de vital importancia hacer caso a las normas sanitarias para la prevención de contagios, impuestas por el gobierno mexicano, entre las cuales se encuentran:

- Guarde al menos 1 metro de distancia entre usted y otras personas, a fin de reducir su riesgo de infección cuando otros tosen, estornudan o hablan. Mantenga una distancia aún mayor entre usted y otras personas en espacios interiores. Cuanto mayor distancia, mejor.
- Convierta el uso de la mascarilla en una parte normal de su interacción con otras personas.
- Lávese las manos antes de ponerse la mascarilla, y también antes y después de quitársela.
- Asegúrese de que le cubre la nariz, la boca y el mentón.

- Lavarse continuamente las manos con agua y jabón y/o soluciones de alcohol en gel, al menos durante 20 segundos.
- Estornudar o toser en el ángulo interno del codo.
- Mantener tu casa ventilada y limpia.
- Desinfectar los utensilios y superficies de uso común.

(Gobierno de México, 2020).

Como se aprecia, la desinfección continua de las manos es fundamental para evitar el contagio de enfermedades, por lo cual el uso frecuente de gel antibacteriano se ha vuelto una constante en la población. La resequedad en la piel provocada por el uso del gel antibacteriano es un problema que la mayoría de la gente no toma en cuenta y a pesar de utilizar cremas especiales para prevenir cualquier tipo de resequedad en el día a día, con el uso frecuente de productos de alcohol en gel, los resultados se verán disminuidos, ocasionando que la piel se debilite y sea susceptible a tener cortaduras, irritación, hinchazón o lesiones que pueden, de no ser atendidas, generar complicaciones.

Las cremas corporales buscan eliminar estos problemas de resequedad en la piel; sin embargo, cada crema comercial tiene una fórmula única patentada, y a su vez cada una ofrece diferentes tipos de combinaciones, ya sea de aloe vera, de pétalos de rosa, de avena, de miel y muchas otras variedades, pero todas tienen sustancias en común, que son las principales en hidratar la piel (Azcona Barbed, 2003).

Como una alternativa, se busca desarrollar un instrumento capaz de clasificar entre los estados de la piel inducidos (estado basal, abrasión, abrasión más crema, abrasión más gel antibacteriano). Mediante el cambio de resistividad eléctrica a través de la piel causado por la deshidratación de las células en la epidermis y la degradación de la capa grasa. Y en caso contrario, que el sensor de bioimpedancia sea capaz de medir el efecto de la crema corporal, que, al añadir una capa grasa protectora, ayuda a hidratar la piel con el constante uso.

1.4 Justificación

La hidratación de la piel es la propiedad fundamental que todas las cremas comerciales venden. Actualmente los diferentes tipos de cremas en el mercado les atribuyen propiedades hidratantes a sus productos y se enfocan en funciones específicas, divididos en: 21,8% en cremas faciales, un 19% en cremas corporales, un 11,2 % en cremas anti-edad y un 10,2% en limpiadores y desmaquillantes (Azcona Barbed, 2003). En los diversos tratamientos para la piel, las emulsiones se definen como la dispersión de un líquido en otro no miscible con él (Real Academia Española, s. f), son una de las mejores formas de hidratar la piel, ya que estas aportan agua y lípidos.

El uso de alcohol en gel es indispensable hoy en día, y es una actividad recurrente a lo largo de un día común, el Gobierno de México recomienda desinfectarse las manos en las siguientes circunstancias (Secretaría de Salud, 2020):

- Después de regresar, si sales a la calle
- Antes, durante y después de preparar alimentos
- Antes de comer
- Después de ir al baño o de ayudar a que alguien más lo haga
- Antes y después de atender a un enfermo
- Después de sonarse la nariz, toser o estornudar
- Después de tocar a un animal, alimento para animales o excrementos de animales
- Después de tocar la basura

La situación actual en el mundo nos obliga a tener una higiene de manos rigurosa, sin embargo, las facilidades para tenerla en ocasiones no están al alcance y se opta por el uso de gel antibacteriano para la desinfección de manos y superficies que hayan tenido algún contacto externo. En la búsqueda por desarrollar un dispositivo capaz de relacionar la hidratación de la piel con el uso de productos de

higiene y productos enfocados al cuidado de ésta, se profundiza acerca de cuál es el impacto en la piel el constante uso de geles antibacterianos como medida de sanidad. De manera paralela se busca reconocer si el uso de cremas corporales ayuda a contrarrestar los daños ocasionados por el constante uso de sustancias dañinas para la piel, o distintos factores antes mencionados.

1.5 Hipótesis

1.5.1 Hipótesis nula

No es posible observar cambio alguno entre los estados: basal, abrasión, abrasión más crema y abrasión más gel antibacteriano. Mediante el sensor desarrollado no es posible clasificar los estados inducidos de la piel.

1.5.2 Hipótesis alternativa

El sensor es capaz de medir el estado de la piel (estado basal, abrasión, abrasión más crema y abrasión más gel antibacteriano) utilizando la bioimpedancia eléctrica como variable a medir. Existe una diferencia significativa entre el estado basal de la piel y los estados inducidos (estado basal, abrasión, abrasión más gel antibacteriano, abrasión más crema corporal), y seremos capaces de clasificar cada uno de ellos.

1.6 Objetivos

1.6.1 Objetivo general

Desarrollar un sensor bioelectrónico para la medición de bioimpedancia en el cuerpo humano, usando componentes eléctricos y electrónicos, para clasificar el estado de la piel como resultado de una abrasión en el antebrazo, y la respuesta ante el uso de gel antibacteriano y crema corporal posterior a la abrasión.

1.6.2 Objetivo particulares

1.6.2.1 Objetivo particulares Emilio Martínez Rivera

1. Desarrollar la interfaz para la adquisición de datos con el microcontrolador Teensy 3.2 en IDE de Arduino.

2. Controlar los multiplexores con un programa desarrollado en la IDE de Arduino y ejecutado en la Teensy 3.2.
3. Realizar la comunicación entre la IDE Arduino y Matlab. Para ser capaz de procesar en tiempo real los datos adquiridos en Arduino.
4. Programar en Matlab para el procesamiento de la señal previamente adquirida, calculando el voltaje eficaz recibido de la señal (Universidad De La Salle, 2018).
5. Realizar una comparación entre las señales adquiridas mediante el microcontrolador y un osciloscopio Tektronix TDS1001B, para evaluar el correcto funcionamiento del dispositivo.
6. Aplicar el análisis estadístico de Kruskal-Wallis, para determinar si es que los diferentes estados inducidos en la piel presentan una diferencia significativa entre ellos.
7. Analizar el comportamiento de la piel dependiendo la sustancia aplicada, y lograr clasificar entre los estados inducidos.

1.6.2.2 Objetivo particulares Jaime Alberto Navarro Martínez

1. Diseñar el dispositivo electrónico encargado de cuantificar, con el fin de conocer si el circuito funciona de manera deseada.

2. Armar el circuito electrónico en su totalidad, con la intención de completar la experimentación posterior.
3. Definir qué tipo de multiplexores son los adecuados para controlar las señales de manera óptima con el microcontrolador utilizado.
4. Comparar entre diferentes amplificadores de instrumentación y evaluar cuales son los que mejor se adaptan a nuestras necesidades.
5. Verificar que el generador de señal utilizado sea apto para generar la señal necesaria para medir la bioimpedancia de la piel, comparándolo con un osciloscopio marca Tektronix TDS1001B.
6. Definir cuál es la amplitud y frecuencia adecuadas para interactuar con la piel de manera correcta.
7. Desarrollar el diseño 3D de la pulsera en la cual se introducirán los electrodos de plata, la cual será ajustable para los distintos sujetos de experimentación.
8. Imprimir en 3D el diseño desarrollado antes mencionado en el objetivo 6, en TPU 95A y armar el brazalete con el cual tendrá contacto directo con la piel de los sujetos de estudio.

1.7 Planteamiento general del problema

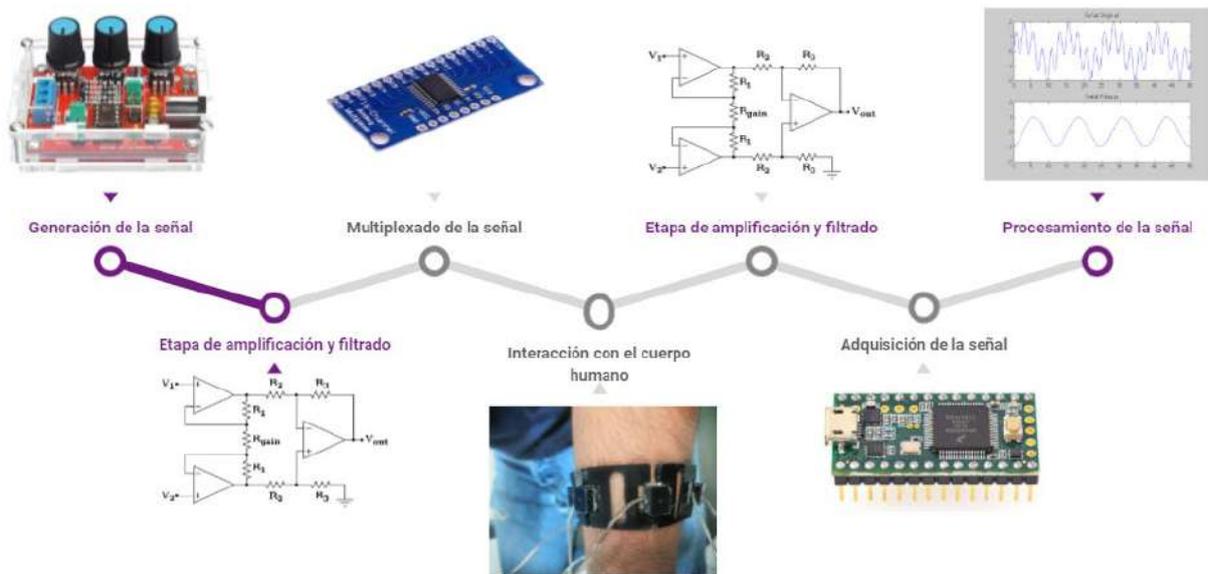


Figura 1.1. Planteamiento general del problema.

- 1. Generación de la señal:** El primer paso será el comprobar que nuestro generador de señal es capaz de proveernos de una señal con las características adecuadas para el paso a través de la piel. Y una vez que hayamos configurado adecuadamente el generador de señales, enviaremos dicha señal a través del circuito fabricado.
- 2. Etapa de amplificación y adecuación de la señal:** Con el amplificador de instrumentación TLC2272 se adecua y se amplifica la señal enviada desde nuestro generador de señales, con el fin de que la corriente no dañe el cuerpo, ni sea perceptible cuando sea dirigida hacia los sujetos de prueba al momento de la experimentación. Por otra parte, la etapa de filtrado tiene como objetivo el garantizar que la señal enviada por el generador tenga las características deseadas al momento de tener contacto con la piel del antebrazo de la persona de prueba.
- 3. Multiplexado de la señal:** A través de cuatro multiplexores se controlarán las señales con las que trabajaremos. En cada uno de los

multiplexores se utilizarán cuatro canales, esto con la finalidad de que la señal enviada a través de ellos sea distribuida con todas las combinaciones posibles entre sí. Las señales que estaremos controlando son: señal enviada con el generador, tierra, voltaje uno y voltaje dos.

- 4. Interacción con el cuerpo humano:** Se utilizará un brazalete fabricado previamente. El brazalete está diseñado en 3D, en un software de modelado, e impreso en 3D con material TPU 95A, hecho con este material con la intención de provocar menores molestias al momento de ponerlo en el antebrazo del sujeto.

Este brazalete tiene adaptados electrodos de plata, hecho específicamente para que tengan la mayor superficie de contacto con la piel y así tengamos certeza de la interacción entre la señal, tierra, voltaje recibido uno y voltaje recibido dos, y la piel.

En este apartado es donde se utilizan varios sujetos de estudio en los cuales se llevarán a cabo las pruebas. Dichas pruebas consisten en limpiar la zona del antebrazo, realizar una abrasión, aplicar gel antibacteriano, y finalmente aplicar crema corporal. Entre cada una de las acciones descritas anteriormente, se realiza un muestreo en el antebrazo para conocer la respuesta que generan en la piel.

- 5. Etapa dos de amplificación y adecuación:** En esta quinta etapa, una vez que la señal viaja a través de la piel en las diversas combinaciones, por dos de los electrodos utilizados se recoge la respuesta generada, y dicha señal sale por los multiplexores correspondientes a la lectura de las respuestas, para después hacer una diferencia entre ambos voltajes.

Esta diferencia la realizamos con el amplificador de instrumentación INA128P, para posteriormente adecuar y amplificar ese voltaje con un amplificador de instrumentación TLC2272, y finalmente llegar al pin de lectura correspondiente en el microcontrolador Teensy 3.2.

- 6. Adquisición de la señal:** En esta etapa se consigue una vez que la señal haya pasado por la quinta etapa, es decir, al haber llegado al pin analógico de la Teensy 3.2, para leer y almacenar los datos.

En la IDE de Arduino se genera un código, el cual lee las señales recabadas por el circuito en tiempo real. Al momento de adquirir las señales, estas se convierten a la unidad adecuada, después son almacenadas y enviadas a otro programa para su procesamiento.

- 7. Procesamiento de la señal:** Una vez que los datos adquiridos son recibidos en el software de Matlab, se procede a ordenar los datos de manera correcta, posteriormente se mide el Voltaje RMS de la señal y se inserta en pequeñas matrices, las cuales corresponden a la configuración de electrodos en la que fue leída dicha señal.

A continuación, se promedian las matrices correspondientes a un estado en concreto de la piel, para obtener una matriz donde se concentran todas las diferentes configuraciones de electrodos. Finalmente se calcula el valor promedio de la matriz resultante, y dicho valor se guarda para posteriormente utilizarlo en el análisis estadístico.

Los datos previamente obtenidos se agrupan dependiendo del estado de la piel del cual provienen, y se analizan con una prueba de

Kruskal-Wallis para determinar si existe una diferencia significativa entre los estados de la piel inducidos.

Capítulo 2

Fundamentación teórica

2.1 Revisión literaria

Como se explicó a lo largo del capítulo anterior, el presente trabajo de tesis desarrolla una metodología basada en programación y electrónica, para que en conjunto podamos llevar a cabo un análisis cuantitativo de los efectos que tiene la piel a los tres diferentes estados inducidos. Esta técnica está basada en la bioimpedancia eléctrica.

En este capítulo se da una explicación detallada sobre las diferentes herramientas utilizadas, así como los conceptos más relevantes, para poder comprender de forma clara el aprovechamiento de la bioimpedancia para lograr clasificar los estados de la piel, de igual manera se detalla acerca de la anatomía de la piel, por qué se utilizaron los electrodos de plata, la elección de los amplificadores, multiplexores, generador de onda, fuentes de alimentación y microprocesador, utilizados para conseguir una señal adecuada para la clasificación. Una descripción del software Arduino, Matlab, SolidWorks, Cura y Proteus, igualmente la forma de adquirir los datos y realizar la clasificación de estos mediante el método estadístico de Kruskal-Wallis.

2.2 Bioimpedancia en el cuerpo humano

La resistencia al paso de la corriente que presentan los tejidos biológicos, se le denomina bioimpedancia eléctrica (BIA), ya que la composición de los tejidos es el principal factor de aumento o disminución de resistencia, y esta respuesta es debido a las diferentes composiciones corporales de los tejidos, principalmente del agua contenida en ellos. El medir la bioimpedancia eléctrica nos permite experimentar libremente, ya que no modifica ni daña la composición del lugar observado, ni del entorno circundante (Alvero Cruz et al., 2011).

Al ser la masa libre de grasa la que contiene la mayor parte de los fluidos y electrolitos dentro de las diferentes estructuras biológicas corporales, la corriente eléctrica fluye de mejor manera a través de estas, caso contrario al de la grasa corporal, que tiene una mayor resistencia al paso de la corriente, es decir, se comporta como un aislante natural. La BIA nos permite conocer la cantidad de agua corporal, e indirectamente la masa libre de grasa y la masa grasa (Jaeger & Barón, 2009).

2.2.1 Variables de interés

La epidermis, la dermis y la hipodermis son las tres capas de la piel, estas están bien diferenciadas entre ellas, siendo la epidermis la más extensa, cuenta con un grosor de aproximadamente un milímetro, dependiendo de la zona, ya que en las palmas y en los pies es más gruesa, comparándola con la piel de los párpados. Lo que da estructura a la piel, son unas células llamadas queratinocitos, dichas células se disponen una encima de otra, generando una capa impermeable con casi todas las sustancias.

La piel se regenera de manera continua cada dos meses, manteniéndola hidratada y tomando un papel importante en la protección hacia los rayos ultravioletas. La epidermis, a su vez contiene las siguientes capas: estrato basal, estrato mucoso de Malpighi, estrato granuloso, estrato lúcido y estrato córneo (Quiroz, 2006).

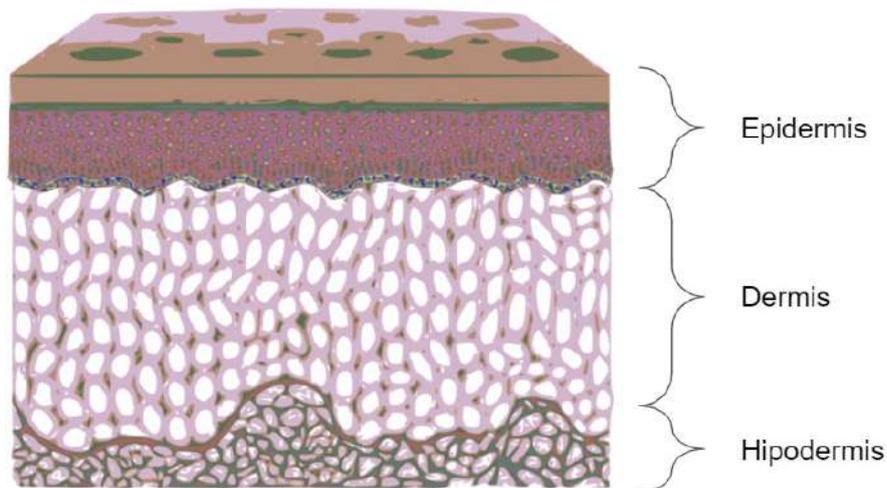


Figura 2.1. En la imagen se muestra detalladamente la distribución de las diferentes capas de la piel, con sus partes anatómicas.

La siguiente capa es la dermis, que es considerada con la mayor proporción de la piel, cuenta con un espesor de aproximadamente 4 milímetros y a diferencia de la epidermis, la dermis no cuenta con una estructura en capas, es más bien un sistema de fibras entrelazadas, estas fibras dan las características de elasticidad, flexibilidad y tersura. Las fibras de colágeno son el principal componente de la dermis, aportando resistencia y firmeza. Las fibras elásticas, que, a pesar de ser menor cantidad, aportan

elasticidad a la piel. Por último, las fibras reticulares, que se encuentran alrededor de las uñas, pelos, vasos sanguíneos y glándulas. La última capa, y más profunda, es la hipodermis, constituida en gran medida por células grasas, cumpliendo el propósito de aislar de las temperaturas exteriores.

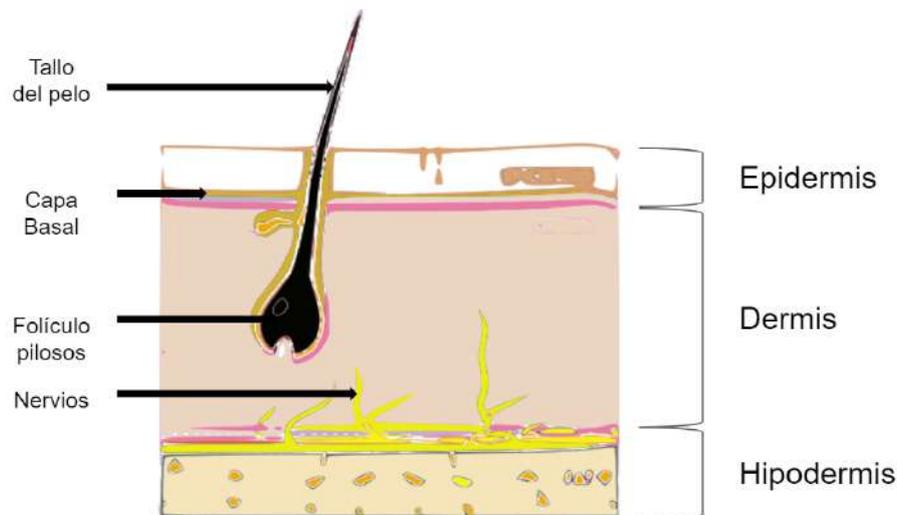


Figura 2.2. En la imagen se muestra la anatomía nerviosa de la dermis, así como los cambios entre las estructuras dentro de ella.

La capa córnea de la epidermis es la que tiene contacto directo con los factores externos, y está constituida por células muertas a punto de desprenderse de la piel para cumplir su ciclo natural.

La concentración de agua en la epidermis idealmente debe ser de entre 10% y 20% (José Muñoz M., 2008), en caso de estar debajo de estos valores, se considera una deshidratación de la zona epidérmica, dicha característica de hidratación depende de varios factores, descritos a continuación:

- **Barrera lipídica:** Para que esta barrera cumpla su función de manera correcta, esta debe ser continua, permeable a sustancias específicas, tener una estructura específica, es decir, que la fase acuosa y la fase lipídica se diferencien entre sí. La barrera lipídica está constituida por: ceramidas (50%), ácidos grasos libres (10-20%), colesterol (15%), escualeno (10%), ésteres de colesterol (10%) y fosfolípidos (5%).

- Factor natural de hidratación: constituido en su mayoría por aminoácidos libres (40%), ácidos orgánicos (17%), ácido carboxílico (12%), urea (7%), Na, Ca, Mg, K (12%), lactatos, citratos y fosfatos (2%). En algunos productos humectantes se encuentran algunos de estos componentes, produciendo una respuesta positiva en tratamientos dermatológicos.
- Factores endógenos: Estos factores son aquellos que no están relacionados con el entorno, como: genética, medicamentos, enfermedades o edad avanzada.
- Factores exógenos: referidos a agresiones climáticas y químicas como: viento, calor, aire acondicionado, detergentes, disolventes, higiene excesiva.

(José Muñoz M., 2008).

2.2.2 Edad, sexo, condición física

La piel es un órgano que puede variar en gran medida dependiendo de cada persona, entre dichas diferencias se encuentran la tonalidad, grosor y elasticidad. Las características de la piel pueden depender de factores como el sexo, la edad, el tipo de trabajo que realiza, raza, condición física y el cuidado de la piel que se tenga (Benedí, 1998).

Al envejecer es inevitable que la piel sufra cambios, ya que a lo largo del tiempo se va desgastando poco a poco, ya sea por la exposición continua al sol, o simplemente por el transcurso del tiempo. El cambio más evidente se muestra en la epidermis, ya que esta se adelgaza; los melanocitos de esta capa disminuyen, pueden aparecer manchas por la edad o “manchas hepáticas”, la resistencia y elasticidad se ven reducidas, y en general la piel puede llegar a ser más delgada, pálida, translúcida y deteriorada (Medline, s. f).

La edad no es el único factor que puede inducir diferencias en la piel, el sexo es otro factor importante. Los hombres y las mujeres son biológicamente diferentes unos de otros, y sus procesos fisiológicos no son los mismos. En cuanto a la piel se trata, el sexo masculino se diferencia generalmente de la mujer en características como:

- La producción de sebo por las glándulas sebáceas de los hombres es normalmente mayor al de la mujer, produciendo que la piel sea más susceptible a desarrollar acné por la acumulación de impurezas, además de tener un aspecto más brillante.
- El grosor de la piel también tiende a ser diferente entre hombre y mujer, siendo un 20-25% más gruesa la del sexo masculino. Esto puede producir que la piel del hombre presente más firmeza que la de la mujer.
- El colágeno que el hombre puede sintetizar y acumular es mayor que el de la mujer. De igual manera provocando una mayor firmeza en la piel del hombre.

(Clínica González Cavada, 2019).

Otro factor que puede provocar un cambio en el estado de la piel de las personas es su condición física o la frecuencia con la que se ejercitan. El ejercicio ayuda a la piel a mantenerse libre de impurezas, ya que la sudoración ayuda a eliminar células muertas y genera una exfoliación de manera natural. Así mismo, la sudoración abre poros permitiendo la expulsión de toxinas y destapando los conductos de las glándulas sebáceas, disminuyendo problemas de acné. Además, al ejercitarse se es más propenso a preservar y renovar el colágeno, provocando que la piel se conserve más firme, y evita que con el paso del tiempo se presenten síntomas como la flacidez (Clínica MEDS, s. f.).

2.3 Sistema de medición

2.3.1 Electrodo de plata

En distintos trabajos anteriores, se utilizaron electrodos de cobre, por ser de bajo costo y tener una buena lectura de datos (Zhang & Harrison, 2015). Otros electrodos utilizados son de Ag/AgCl (Lizarde & Guerrero, 2007), sabiendo que estos se utilizan como referencias y buena conductividad. Nosotros optamos por utilizar electrodos únicamente de plata, por su costo medio y por las características que presenta la plata interactuando con las pequeñas corrientes que pasan a través de la piel, igualmente

porque se buscó disminuir las sustancias con posibles reacciones químicas al momento de ponerse en contacto con la piel (Rosell et al., 1988).



Figura 2.3. Electrodo de plata soldados a estructura de acero inoxidable, con la finalidad de estabilidad en el brazalete.

2.3.1.1 SolidWorks

Este software nos permite diseños CAD 3D, teniendo la posibilidad de modelar piezas y/o ensamblajes en 3D, con los planos en 2D, el software nos ayuda a simular, diseñar, crear, fabricar y gestionar los datos del diseño.

SolidWorks contiene un panel de control sumamente intuitivo, dando oportunidad al usuario a hacer cambios en el diseño en el momento que se requiera. Igualmente, los gráficos de la plataforma dejan observar en tiempo real la pieza diseñada, para reconocer errores antes de fabricar la pieza, otra ventaja que tiene es la posibilidad de realizar simulaciones en el material en el cual se desea fabricar la pieza diseñada, con esto puedes reconocer la resistencia de la pieza, la elasticidad, fuerza, temperaturas, flujo, entre otros (SolidWorks Corporation, s. f.).

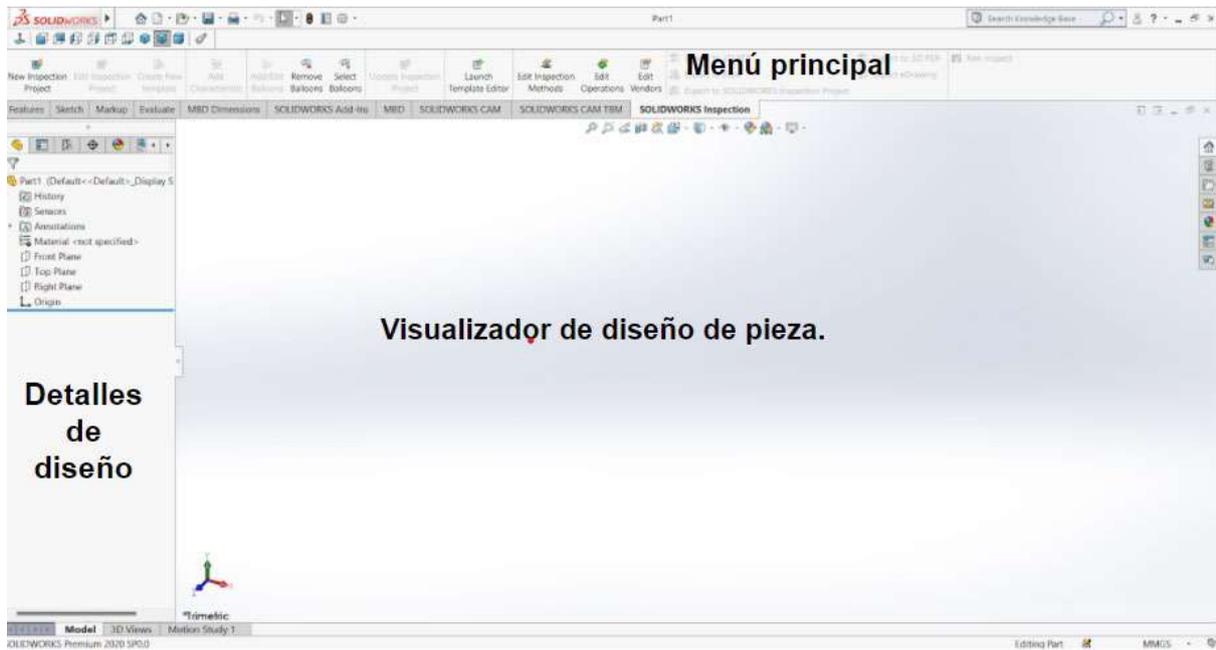


Figura 2.4. Espacios de trabajo de SolidWorks.

2.3.1.2 Cura

Cura es un software que permite hacer la conversión saliente de tu creador de diseños 3D, a el formato que permite realizar impresiones 3D, dando oportunidad de configurar las características que consideres idóneas para la pieza que se imprimirá, estas características pueden ser: densidad del interior de la pieza, patrón del interior de la pieza, temperatura a la que se imprime el filamento, velocidad de impresión, entro otras.

Este software al permitir las modificaciones de impresión da oportunidad de imprimir filamentos de distintos materiales, eligiendo el que cumpla en su mayoría, las características necesitadas para la pieza, algunos de estos son: ABS, PLA o TPU, en los cuales las características de cada uno difieren entre sí, algunas de estas son: dureza, elasticidad, resistencia a la temperatura, fuerza, etc. Cura nos permite agregar diferentes marcas de impresoras 3D, haciéndolo compatible con casi todas las impresoras disponibles en el mercado (Ultimaker, s. f).

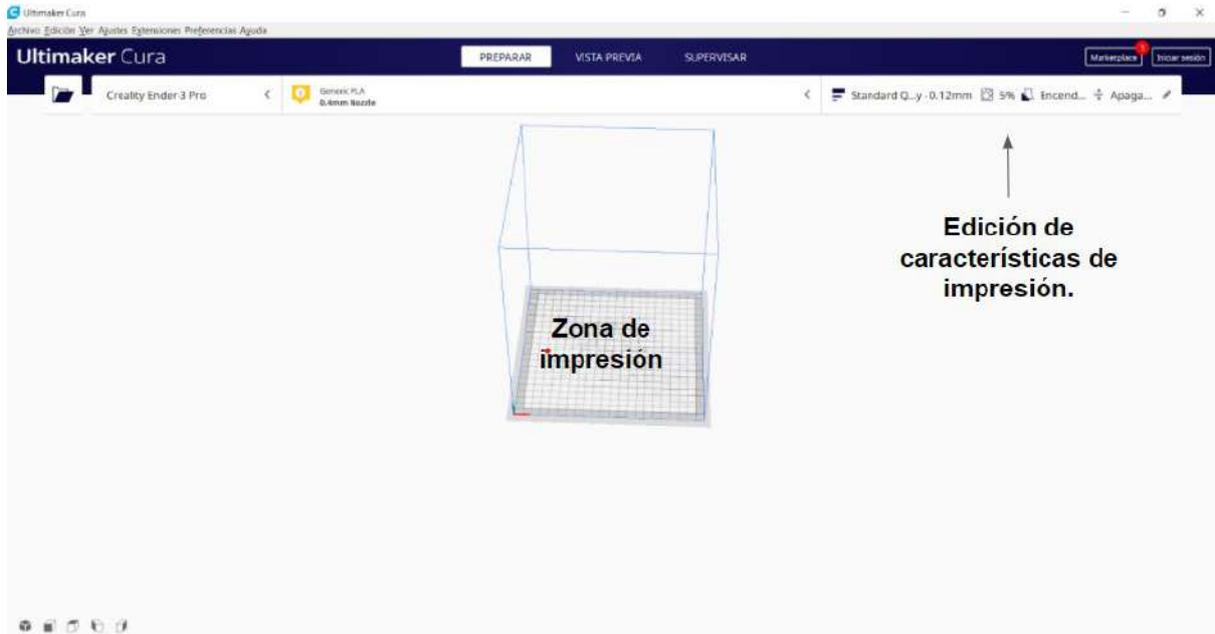


Figura 2.5. Área de trabajo de Ultimaker Cura.

2.3.1.3 Proteus

El software Proteus funciona para la implementación de circuitos electrónicos, con la ventaja de poder simular prototipos de circuitos electrónicos, con la finalidad de encontrar fallas previas a la implementación física del mismo, igualmente puedes simular la utilización de osciloscopios, generadores de distintos tipos de señal, multímetros, resistencias, fuentes de voltaje, amplificadores operacionales y de instrumentación, entre muchos otros componentes electrónicos, y en cualquiera de ellos, simular el comportamiento que tendría al momento de implementarlo en físico, generando mayor seguridad para el usuario común de electrónica.

Una de las características principales de Proteus, es que, a pesar de contar con componentes genéricos dentro de la plataforma, igualmente se pueden descargar actualizaciones de librerías o librerías nuevas, logrando así contener los componentes especializados necesarios para tu proyecto.

Igualmente, en Proteus se pueden generar diseños de PCB para circuitos diseñados dentro del software, realizando una primera plantilla, con la libertad de mover a donde le convenga al usuario las pistas del circuito, grosor, capa por donde pasa, sitio en donde se postran los diferentes componentes, etc. (Proteus, 2022).

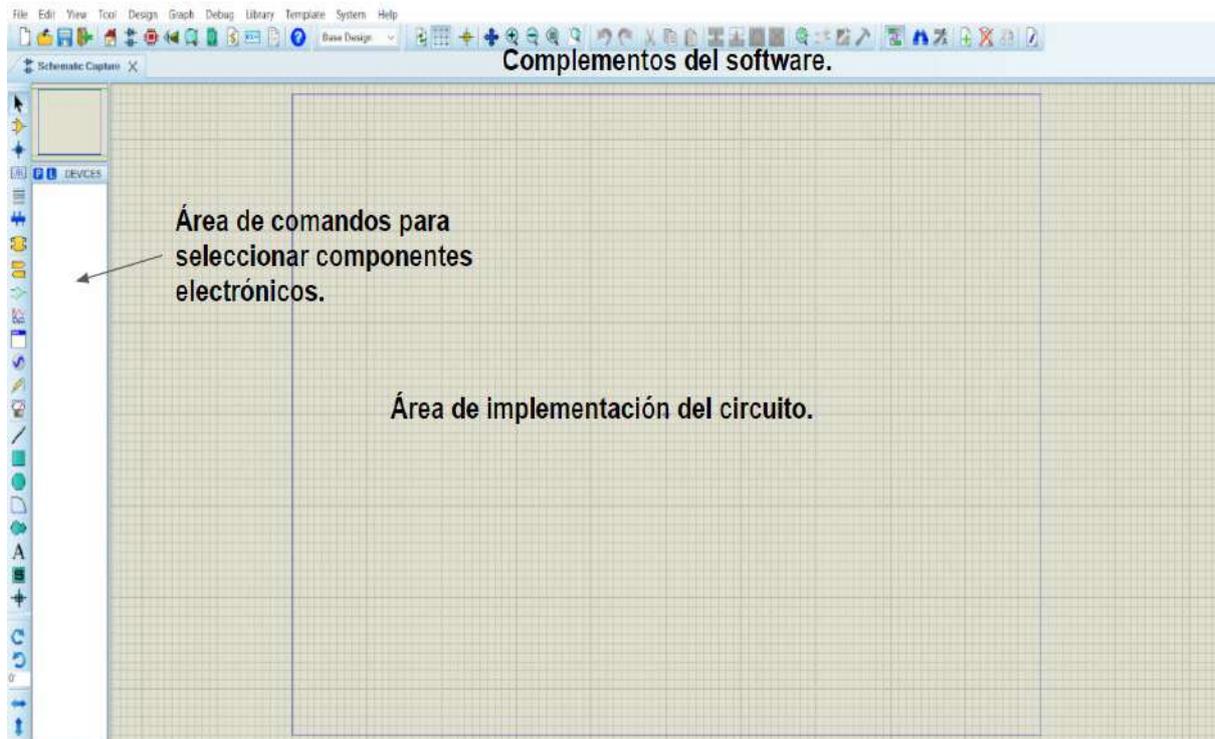


Figura 2.6. Área de trabajo del software Proteus.

2.3.2 Amplificadores operacionales y de instrumentación

Los amplificadores operacionales (OP AMP), son circuitos integrados compuestos internamente por una gran cantidad de transistores con los cuales puede controlar corrientes y tensiones para darle características eléctricas a las señales, permitiendo realizar una gran variedad de circuitos electrónicos de utilidad. A continuación, se muestra la tabla para las diferentes opciones de configuración para los amplificadores operacionales:

Tabla 2.1. Configuraciones básicas de un amplificador operacional.

NOMBRE	ESQUEMA	FORMULA
1) AMPLIFICADOR INVERSOR		$V_{Out} = -\frac{R_f}{R_1} V_{in}$
2) AMPLIFICADOR NO INVERSOR		$V_{Out} = \left(1 + \frac{R_f}{R_1}\right) V_{in}$
3) SEGUIDOR DE VOLTAJE		$V_{Out} = V_{in}$
4) AMPLIFICADOR SUMADOR		$V_{Out} = -\frac{R_f}{R} (V_1 + V_2 + V_3)$
5) AMPLIFICADOR DIFERENCIADOR		$V_{Out} = V_2 - V_1$

- 1) **Amplificador inversor:** En esta configuración, el amplificador invierte la polaridad de la señal enviada a través de él, lo que a la salida genera una ganancia de la señal, que igualmente se ve desfasada 180°. Esta configuración genera una menor impedancia, por la retroalimentación

contenida, mientras que la configuración no inversora tiene una elevada impedancia.

- 2) **Amplificador no inversor:** Como su nombre lo indica, esta configuración amplifica la señal de entrada y nos arroja una señal de salida no invertida, dándonos el beneficio de no necesitar alguna otra configuración para reinvertir la salida.
- 3) **Seguidor de voltaje:** Un amplificador con esta configuración, es considerado un amplificador tipo buffer o de ganancia unitaria. Las características que otorga está configuración son una ganancia de voltaje unitaria, una impedancia alta de entrada, una impedancia baja de salida y sin resistencia de realimentación.
- 4) **Amplificador sumador:** La configuración del amplificador sumador funciona para precisamente sumar diferentes señales de entrada en una sola de salida invertida y amplificada. Los amplificadores sumadores, se les conoce por su función dentro del área de sensores, ya que convierte las señales digitales, en una sola analógica, es decir, un DAC.
- 5) **Amplificador diferenciador:** Esta configuración amplifica la diferencia entre las dos entradas de voltaje, realizando la operación de la entrada no inversora menos la inversora. Con el diferenciador, una de sus ventajas es que rechaza el ruido de modo común.

(William H. Hayt, 2012).

El TLC2272 es un amplificador operacional doble. Este dispositivo exhibe un rendimiento rail to rail de salida para un rango dinámico incrementado en aplicaciones de suministro único o dividido. El TLC2272 ofrece un ancho de banda de 2 MHz y una velocidad de subida de 3 V/ μ s que sirve para aplicaciones de alta velocidad. Este dispositivo ofrece un rendimiento comparable en CA, a la vez teniendo mejor disipación de ruido y de potencia que otros amplificadores operacionales CMOS.

El amplificador posee un ruido de voltaje de $9 \text{ nV}/\sqrt{\text{Hz}}$, dos veces más bajo que competidores similares. Este dispositivo muestra una alta impedancia de entrada y bajo ruido, es excelente para el acondicionamiento de pequeñas señales provenientes de fuentes de alta impedancia tal como transductores piezoeléctricos. En adición, gracias a su característica de salida rail to rail, lo vuelven una gran opción cuando hay interacciones con conversores analógico-digitales (Texas Instruments, 2016).

Los amplificadores de instrumentación son dispositivos fabricados a partir de tres amplificadores operacionales. Estos están diseñados para tener una alta impedancia de entrada y un alto rechazo al modo común. El INA 128 es un amplificador de instrumentación de uso general y bajo consumo que ofrece una excelente precisión. Cuenta con un diseño pequeño y versátil de tres amplificadores operacionales, ideal para un amplio rango de aplicaciones.

Con una resistencia externa se puede definir cualquier ganancia entre 1 y 10,000. El INA 128 provee una ecuación de ganancia industrialmente estándar. Este amplificador puede ser utilizado en diferentes sistemas, como amplificador de puente, amplificador termopar, amplificador sensor RTD, y en áreas como la instrumentación médica y la adquisición de datos (Texas Instruments, 1995).

2.3.3 Multiplexores

El multiplexor utilizado fue el modelo CD74HC4067, dispositivos que son controlados de manera digital con unos interruptores análogos, con tecnología CMOS logrando velocidades altas con un consumo de energía bajo. Estos multiplexores/demultiplexores controlan tensiones analógicas que pueden variar en el rango de alimentación. Cuentan con conmutación bidireccional, lo cual permite utilizar cualquier pin analógico como entrada o salida, según las necesidades del usuario. De igual manera estos dispositivos cuentan con una baja resistencia de “encendido” y muy poca actividad de fuga al estar en modo “apagado”. Estos multiplexores/demultiplexores, cuentan con 16 pines de entrada, los cuales pueden ser activados o desactivados de manera analógica (Texas Instruments, 2003).

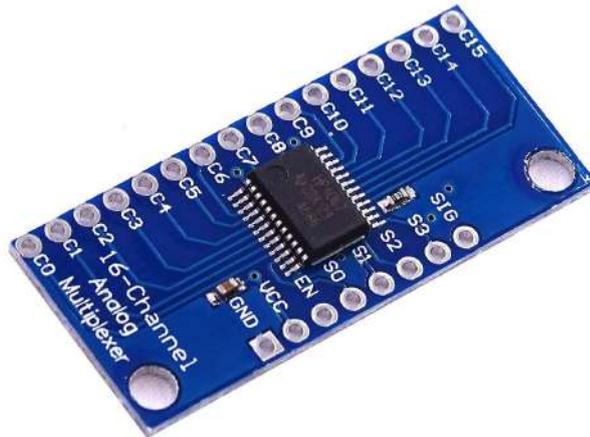


Figura 2.7. Multiplexor CD74HC4067.

2.3.4 Generador de señal

El generador de señal utilizado es un circuito integrado, capaz de producir ondas de forma sinusoidales, cuadradas, de rampa, triangulares y de pulso de alta calidad, el generador tiene una gran precisión y estabilidad al momento de expulsar la señal requerida. Las ondas salientes pueden ser moduladas tanto en amplitud, como en frecuencia, con una tensión externa. Este generador puede modular la frecuencia en un rango de 0,01 Hz hasta más de 1MHz. El circuito es ideal para su uso en el ámbito de comunicaciones, instrumentación, así como para el aprovechamiento de la generación de ondas con poco ruido. Este dispositivo es de bajo costo y con un tamaño portable (Sparkfun, 2008).

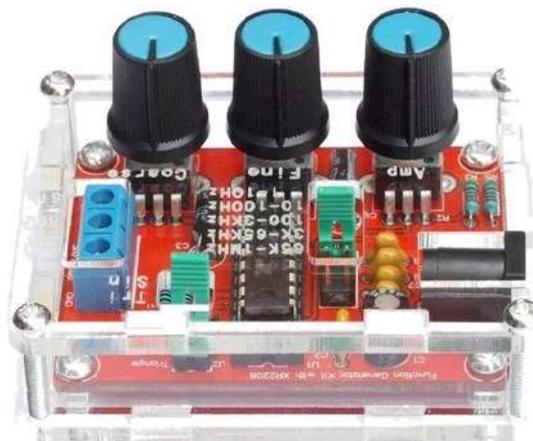


Figura 2.8. Generador de señales XR-2206.

2.3.5 Osciloscopio

Este instrumento es de suma utilidad para el área de la electrónica, con una pantalla LCD en la cual se representa el eje “X” la amplitud de las señales, y en el eje “Y” el tiempo, denominado en conjunto como oscilograma. Un osciloscopio cuenta con tres tipos de controles que ajustan la señal, ayudando así al usuario y lograr observar la señal con las características de ésta. Los controles ayudan a ajustar el eje “X”, enfocado hacia las fracciones de tiempo en que se observa la señal (segundos, milisegundos, microsegundos). El eje “Y”, controla la amplitud de la señal, esto en unidades de voltaje (volt, milivolt, microvoltio), estas dos variables dependen de la resolución del aparato utilizado. El último control, es el denominado *trigger*, el cual se encarga de sincronizar la señal observada, para mantener un control sobre ella y se observe definida.

El osciloscopio utilizado es de la marca tektronix, modelo TBS1001B, cuenta con una pantalla LCD monocromática, para la visualización de las señales entrantes, con los datos de la misma señal (amplitud máxima, amplitud mínima, frecuencia de onda, valor RMS, valor promedio del voltaje, voltaje pico pico). Este osciloscopio es capaz de observar señales de hasta 40 MHz, con dos canales de lectura, capaz de utilizarse a la par. Cuenta con la característica del recabado de datos a través de una memoria USB (Tektronics, s. f.).

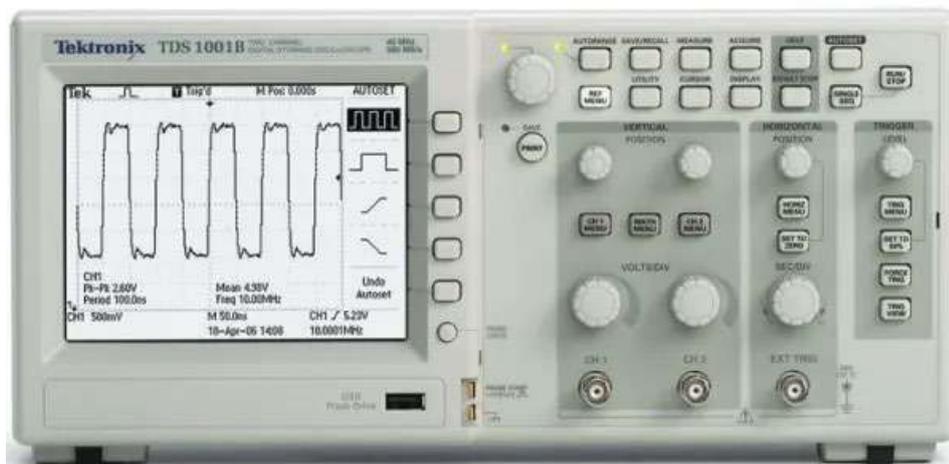


Figura 2.9. Osciloscopio Tektronix TDS1001B.

2.4 Microprocesadores

En la actualidad existen más de 15 millones de microprocesadores, los cuales tienen diferentes características, por ende, es de suma importancia el reconocer la aplicación que se desee darle al chip, para que este cubra las necesidades del proyecto.

Un microprocesador es una computadora con limitadas prestaciones, destinada a ordenar una sola tarea, contenido en un chip de un circuito integrado. Para que éste sea funcional, se debe grabar en la memoria del microprocesador un conjunto de instrucciones que cumpla con el funcionamiento deseado. Teniendo en cuenta que, para llegar al programa final, es decir, a las instrucciones que menos gaste recursos del microprocesador y a su vez que cumpla con las tareas deseadas para determinada aplicación. Con esto el microprocesador ahorra memoria de programa, aunque la búsqueda principal es que complete la tarea en el menor tiempo posible, buscando la dirección óptima.

Parte fundamental del desarrollo de proyectos, es tener claro que para lograr tener aplicaciones que cumplan con el propósito buscado, es en ocasiones indispensable la interacción entre software y hardware.

2.4.1 Teensy 3.2

La Teensy 3.2 es una tarjeta de desarrollo hecha por PJRC, es compatible con placas de prueba de la subfamilia K20 con una unidad de microcontrolador ARM Cortex-M4 de 32 bits con la cual se pueden implementar diferentes prototipos y diseños. Tiene una excelente velocidad de procesamiento central de 72 MHz, además de contar con I2S para una interfaz de audio de alta calidad y una interfaz de sensor táctil. Este microprocesador cuenta con los pines analógicos ADC y DAC necesarios para nuestra aplicación, además de contar con la potencia de cómputo adecuada para nuestras necesidades.

La Teensy 3.2 es compatible con la IDE de Arduino, por ende, se convirtió en la opción a elegir para utilizar en este trabajo. Para la adquisición de los datos igualmente se propuso con la extensión Arduino IDE + Teensyduino. Este

microprocesador se comunica con la computadora vía micro - USB, consumiendo poca energía para alimentarse, de igual manera la programación es cargada por el puerto USB. A continuación, enlistamos en la Tabla 2.2 las características específicas del microcontrolador Teensy 3.2 (PJRC, 2022).

Tabla 2.2. Principales características del Teensy 3.2.

Características	Teensy 3.2	Unidades
Precio	19.80	Dólares (USA)
Procesador	MK20DX256VLH7	
<ul style="list-style-type: none"> • Núcleo 	Cortex-M4	
<ul style="list-style-type: none"> • Velocidad Nominal 	72	MHz
<ul style="list-style-type: none"> • Overclock 	96	MHz
Memoria Flash	256	Kbytes
<ul style="list-style-type: none"> • Ancho de banda 	192	Mbytes/sec
<ul style="list-style-type: none"> • Caché 	256	Bytes
RAM	64	Kbytes
EEPROM	2	Kbytes
Memoria de acceso directo	16	Canales
Salidas/Entradas Digitales	34	Pines
<ul style="list-style-type: none"> • Voltaje de salida 	3.3	Volts
<ul style="list-style-type: none"> • Voltaje de Entrada 	Tolerante a 5	Volts

Tabla 2.2. Principales características del Teensy 3.2.

Características	Teensy 3.2	Unidades
<p>Entradas Analógicas</p> <ul style="list-style-type: none"> • Conversores <ul style="list-style-type: none"> ○ Resolución ○ Usable • Sensor táctil • Comparadores 	<p>21</p> <p>2</p> <p>16</p> <p>13</p> <p>12</p> <p>3</p>	<p>Pines</p> <p>Bits</p> <p>Bits</p> <p>Pines</p>
<p>Salidas Analógicas</p> <ul style="list-style-type: none"> • Resolución del DAC 	<p>1</p> <p>12</p>	<p>Pines</p> <p>Bits</p>
<p>Timers</p> <ul style="list-style-type: none"> • FTM • Salidas PWM • PDB • CMT(Infrarrojo) • LPTMR • PIT • SysTick • RTC 	<p>En total 12</p> <p>3</p> <p>12</p> <p>1</p> <p>1</p> <p>4</p> <p>1</p> <p>1</p>	<p>Pines</p>

Tabla 2.2. Principales características del Teensy 3.2.

Características	Teensy 3.2	Unidades
Comunicación		
<ul style="list-style-type: none"> • USB 	1	
<ul style="list-style-type: none"> • Serial <ul style="list-style-type: none"> ○ Con FIFOs ○ Baudios de alta resolución ○ Fast Clock 	3	
	2	
	3	
	2	Pines
<ul style="list-style-type: none"> • SPI <ul style="list-style-type: none"> ○ Con FIFOs 	1	
	1	
<ul style="list-style-type: none"> • I2C 	2	
<ul style="list-style-type: none"> • CAN Bus 	1	
<ul style="list-style-type: none"> • I2S Audio <ul style="list-style-type: none"> ○ Tamaño FIFO 	1	
	8	

2.5 Procesamiento digital de señales

Una señal eléctrica tiene varias características las cuales nos dan información sobre dicha señal. Las señales eléctricas pueden provenir de distintas naturalezas, ya sean artificiales o generadas naturalmente. Una vez obtenida la información de una señal, ésta se puede describir matemáticamente como funciones de una o más variables independientes, dependiendo del grado de complejidad de la señal. El procesamiento de una señal es un proceso que puede ser llevado a cabo con numerosas metodologías, sin embargo, todas ellas buscan representar, transformar, manipular u obtener información de las señales.

En términos generales existen diferentes procesamientos de señales, como el analógico, llevado a cabo mediante resistores, capacitores, inductores, amplificadores y demás componentes electrónicos. También existe el procesamiento en tiempo discreto, en donde únicamente se conoce el valor de la señal en instantes específicos del tiempo; o el procesamiento digital de señales, donde la señal debe tener un número finito de valores (Barchiese, 2008).

2.5.1 Matlab

El software MATLAB es una plataforma de programación, con la finalidad de realizar un análisis iterativo y procesos de diseño, expresando las matemáticas de matrices y arreglos. MATLAB cuenta con un desarrollo de *toolboxes*, los cuales pasan rigurosas pruebas para dar certificación de su fidelidad, algunos de los principales son: el análisis de datos; funcionando para la exploración, modelado y visualización de los datos, la generación de gráficos, desarrollo de algoritmos, creación de aplicaciones web y de escritorio, compatibilidad con Python, C, Fortran, Java y algunos otros lenguajes, implementación de sistemas de control, procesamiento de imágenes, máquinas de aprendizaje, mantenimientos predictivos, comunicaciones inalámbricas, biología computacional, preparación de datos, diseño, simulación y despliegue para redes neuronales, así como el desarrollo de dispositivos médicos, desde la simulación, diseño, así como la validación de software de la FDA (MathWorks, 2022).

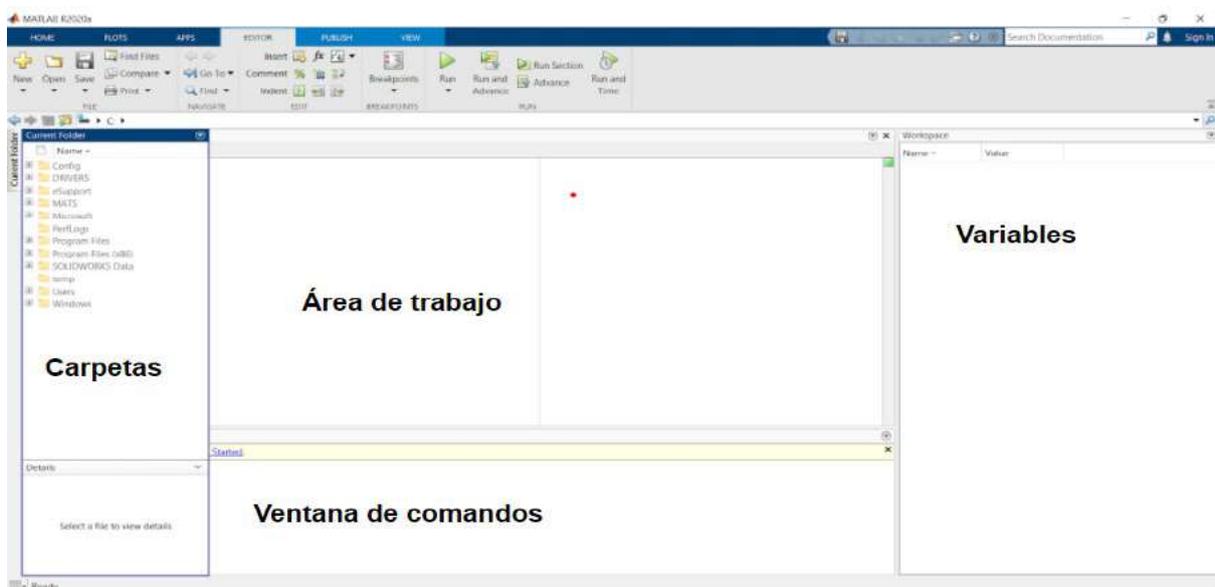


Figura 2.10. Área de trabajo del software MATLAB.

2.5.2 IDE Arduino

Arduino es una plataforma de código abierto para electrónica, basado en un uso de hardware y software. El software de Arduino está basado en Processing. A través de los años, la plataforma de Arduino ha sido la herramienta para la generación de proyectos de centenas de estudiantes, para cualquier complejidad requerida, desde el encendido de un led, hasta instrumentos científicos complejos.

Arduino resulta útil no solamente para el ámbito electrónico o científico, igualmente Arduino es utilizado por artistas, diseñadores, etc. Arduino se ha adaptado a las necesidades que se presentan, por ende, el hardware de Arduino ha cambiado a lo largo de los años, desde la característica minimalista del Arduino nano, como el cambio a un hardware más robusto, el Arduino mega (Arduino, 2018).

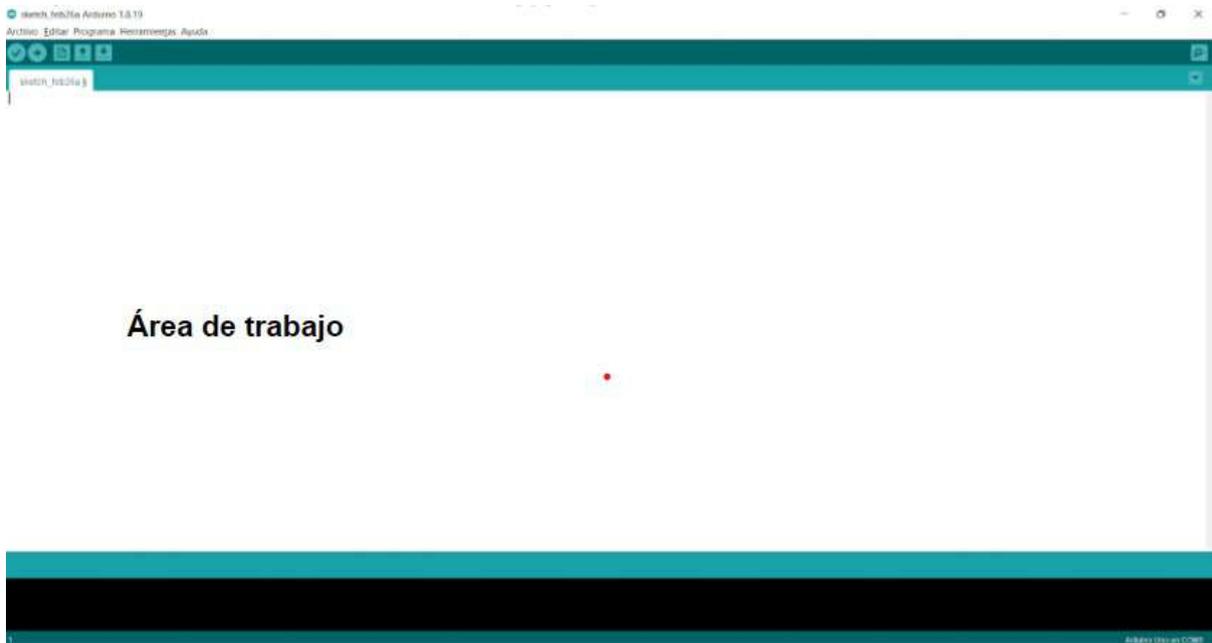


Figura 2.11. Área de trabajo del software Arduino.

2.5.3 Valor RMS

El valor RMS, por su significado en inglés *root mean square*, es la raíz cuadrática media de una señal oscilante en el tiempo. Éste es conocido también como el valor efectivo de la señal, y se puede encontrar en voltajes y corrientes en los circuitos de corriente alterna. Este método se utiliza para interpretar el voltaje CA de una señal

como un voltaje equivalente en DC que produciría el mismo efecto en el circuito (Tecnológico de Monterrey, s. f.).

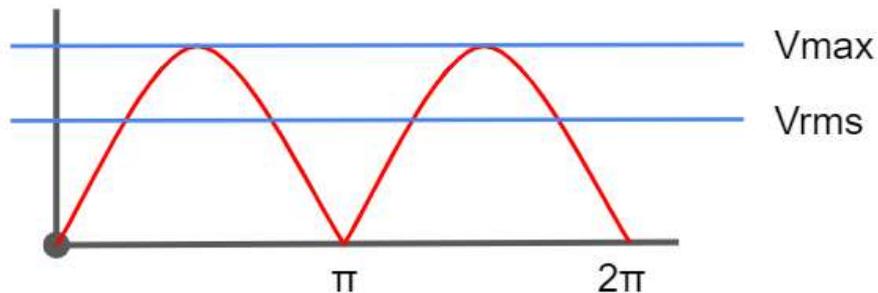


Figura 2.12. Representación gráfica del valor RMS.

Para la mayoría de las señales de CA que son de tipo sinusoidal, y que son periódicas en el tiempo, al conocer el voltaje máximo (V_{max}), el valor del voltaje efectivo (V_{rms}) está dado por la siguiente ecuación:

$$V_{rms} = \frac{V_{max}}{\sqrt{2}}$$

Figura 2.13. Fórmula para obtener V_{rms} a través del voltaje máximo.

Sin embargo, si dicha señal no es periódica, el V_{max} de la señal estará variando con el tiempo, por lo cual seguir la fórmula anterior no sería lo más adecuado. Es por eso que para señales no periódicas se calculará el valor eficaz con la siguiente fórmula:

$$V_{rms} = \sqrt{\frac{(V_1^2 + V_2^2 + V_3^2 + \dots + V_n^2)}{n}}$$

Figura 2.14. Fórmula true RMS.

Donde cada uno de los valores de voltaje de la señal se utilizan para encontrar el valor eficaz de la señal, también llamado True RMS (PROMAX, 2019).

2.6 Análisis estadístico

Un análisis estadístico comienza con la recopilación de datos acorde al estudio realizado, con la finalidad de buscar patrones y tendencias dentro de los datos recabados. La razón de realizar estos estudios es la búsqueda de la eliminación de cualquier sesgo al revisar la información y con ello, tener las herramientas para concluir el estudio. Estos estudios son útiles para cualquier base de datos, ya sea en una empresa, para la predicción de algún patrón en la maquinaria utilizada para la producción, o en una encuesta de mercado, conociendo la inclinación a diferentes productos disponibles.

Estos análisis estadísticos, recaudan los datos solamente en una sección de la población, reconociendo así las tendencias de la población entera.

Dependiendo del objetivo de la investigación, se pueden realizar diferentes tipos de análisis de datos, los cuales describirán de diferentes formas el comportamiento, los patrones o las formas de los datos estudiados. Entre los tipos de análisis estadísticos se encuentra el descriptivo, exploratorio, inferencial, predictivo, causal y mecanicista. El análisis descriptivo, como su nombre lo muestra, tiene como objetivo describir un conjunto de datos, obteniendo así las características particulares que distinguen dicha muestra.

El análisis exploratorio se dedica a encontrar la tendencia y distribución de una muestra de datos, y de esta manera encontrar las características sobresalientes y los valores atípicos en ella. El análisis inferencial es utilizado para demostrar la credibilidad de hipótesis planteadas, proporcionando conclusiones basadas en un cierto nivel de confianza, por lo cual no cuentan con una certeza absoluta. Un análisis predictivo es utilizado para buscar e identificar la relación existente entre datos en eventos pasados y actuales, para posteriormente ser capaces de construir un modelo que prediga situaciones futuras.

Un análisis causal es aquel que permite correlacionar diferentes variables, y de esta manera determinar las causa y efectos que tendrán diferentes variables con respecto a otras. El análisis mecanicista es uno con un grado de complejidad mayor, ya que se deben contar con muchos datos de diferentes muestras a lo largo del tiempo, para de esta forma ser capaces de predecir y comprender cómo es que una

gran variedad de variables afecta el cambio de una, o como es que se llegan a afectar entre ellas (Montes Daniel, 2018).

2.6.1 Kruskal-Wallis

El análisis estadístico de Kruskal-Wallis, es un análisis estadístico no paramétrico, esto quiere decir que la población estudiada, no tiene parámetros establecidos, es decir, las muestras tomadas no cuentan con características específicas de la población estudiada (Laerd, s. f.).

Kruskal-Wallis nos permite reconocer diferencias significantes entre dos o más grupos de una variable independiente en una variante dependiente continua. Por ende, para poder tomar una respuesta acorde a las muestras realizadas, esta herramienta fue la indicada para llevar a cabo el estudio estadístico, dado que no contábamos con una clara diferenciación entre los sujetos de experimentación. Igualmente, con base en las respuestas de la piel ante los estados inducidos, poder clasificar entre los cuatro estados estudiados (MiniTab, 2018).

En los análisis de Kruskal Wallis es común representar los datos de las poblaciones en una gráfica de cajas y bigotes. En este tipo de gráficas podemos identificar valores de interés, y como están dispersos los datos. En la siguiente figura se encuentra un ejemplo de una gráfica de cajas y bigotes, la cual usaremos de ejemplo para conocer cómo interpretar una de estas gráficas.

Lo primero que podemos observar son las cajas azules, las cuales se llaman cajas de rango Inter cuartil. El límite superior de la caja se conoce como primer cuartil, y el límite inferior es el tercer cuartil. En estas cajas se encuentra el 50% intermedio de los datos de una muestra. La línea que se encuentra dentro de la caja representa la mediana de los datos. También podemos observar las líneas negras que se extienden por encima y debajo de las cajas de rango Inter cuartil. Estas líneas se llaman bigotes, y estas representan los rangos del 25 % de valores de datos de la parte superior y el 25% de la parte inferior, y es importante señalar que en el rango de los bigotes no se encuentran valores atípicos.

En las cajas de rango Inter cuartil podemos observar de qué forma están dispersos los datos. Si la distancia entre la mediana y el primer y tercer cuartil, son iguales, entonces podremos decir que los datos están distribuidos simétricamente.

Sin embargo, si la distancia entre la mediana y el rango superior e inferior de la caja, son diferentes, entonces los datos están asimétricamente distribuidos; esta asimetría puede indicar que los datos no están normalmente distribuidos. En la caja de la parte derecha de la figura, podemos observar que la distancia entre la mediana y el primer cuartil es mayor que la distancia entre la mediana y el tercer cuartil, por lo tanto, dicha caja está distribuida asimétricamente hacia arriba.

En la Figura 2.15 podemos diferenciar la caja de la izquierda y la de la derecha por su tamaño, ya que la caja de la izquierda está dispersa en un rango mucho más pequeño que la de la derecha. Tomando en cuenta lo anterior podemos decir que los datos representados por la caja de la izquierda están poco dispersos, y la mayoría de ellos son muy cercanos al valor de la mediana. Mientras tanto los datos de la caja de la derecha están bastante dispersos, ya que muchos de los datos se alejan tanto superior como inferiormente de la mediana.

Otro aspecto que podemos observar en la figura y nos falta describir, son los puntos (cruces) de color rosa. En la caja de la parte izquierda de la imagen podemos observar dichos puntos tanto arriba como debajo de los bigotes de la caja. Estos puntos representan los valores atípicos encontrados en la muestra. Los valores atípicos son aquellos que se encuentran muy alejados de los otros valores en la muestra. Estos valores pueden estar asociados a eventos anormales o únicos, así como a errores en la medición (MiniTab, 2018).

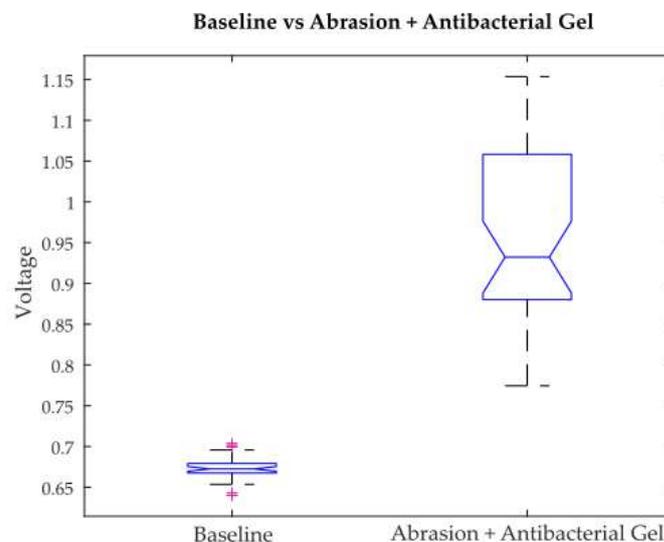


Figura 2.15. Gráfico ejemplo de caja y bigotes.

Capítulo 3

Metodología

3.1 Desarrollo tecnológico del sensor y metodología empleada.

El desarrollo del biosensor consta de 7 etapas, como se muestra en la imagen, explicadas a continuación:

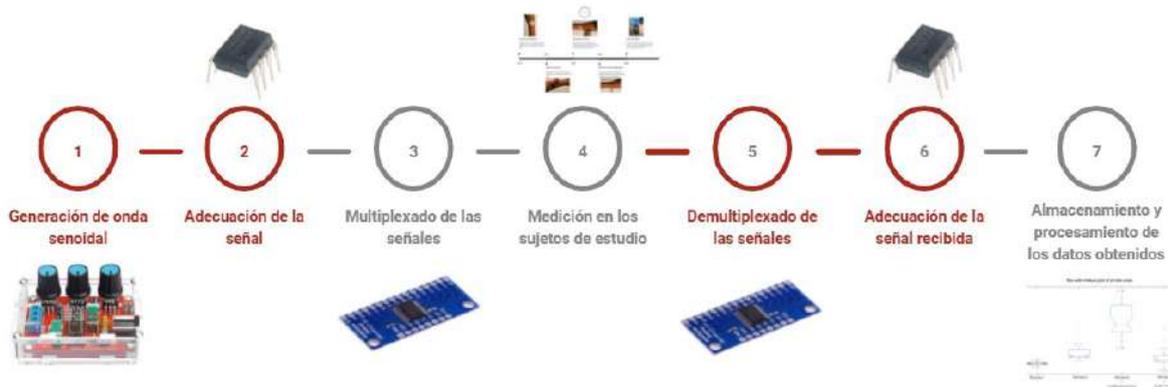


Figura 3.1. Desarrollo tecnológico del sensor de bioimpedancia.

- **Etap 1. Generación de la onda senoidal:** El primer paso para el desarrollo del sensor de bioimpedancia, fue que, con el generador de señales, analicemos la capacidad de generar señales senoidales con un ruido bajo, para asegurar desde el inicio la limpieza de nuestra señal. Con base en investigaciones previas, se busca una señal senoidal de aproximadamente 250 KHz, sabiendo que, a esta frecuencia, la señal interactúa con la piel de los sujetos de estudio (Rosell et al., 1988).
- **Etap 2. Adecuación de la señal que pasará a través de los sujetos de estudio:** La señal saliente del generador de señal, sale con un voltaje ligeramente elevado para nuestra aplicación, por ende, tuvimos que optar por disminuir dicho voltaje, para esto se utilizó un amplificador de instrumentación TLC2272, con el cual a su vez se encarga de filtrar algún ruido proveniente del generador de señal.
- **Etap 3. Multiplexado de las señales:** En esta sección del circuito, se realiza la multiplexión de la señal que ya pasó a través del amplificador de instrumentación TLC2272. Dicho multiplexado de señal consta en utilizar solamente un multiplexor de los cuatro disponibles para el paso de la señal, el

cual consta de dieciséis pines de entrada/salida, sin embargo, solo se utilizan cuatro pines en modo de salida, haciendo que la señal, por medio del control con la Teensy 3.2, vaya saliendo por un tiempo determinado por cada uno de los cuatro pines, haciendo que pase por cada uno de los cuatro electrodos disponibles en la pulsera.

- **Etapa 4. Medición en los sujetos de estudio:** La señal senoidal que entra a través de los electrodos a la piel, interactúan con la misma, yendo hacia la tierra. Tal tierra (igual que la señal que pasa a través de la piel) recorrerá los pines de su respectivo multiplexor, el cuatro, que igualmente se encuentra controlado por la Teensy 3.2 e igualmente recorrerá todas las combinaciones permitidas, con la restricción de nunca pasar por donde se encuentre actualmente la señal del multiplexor uno.

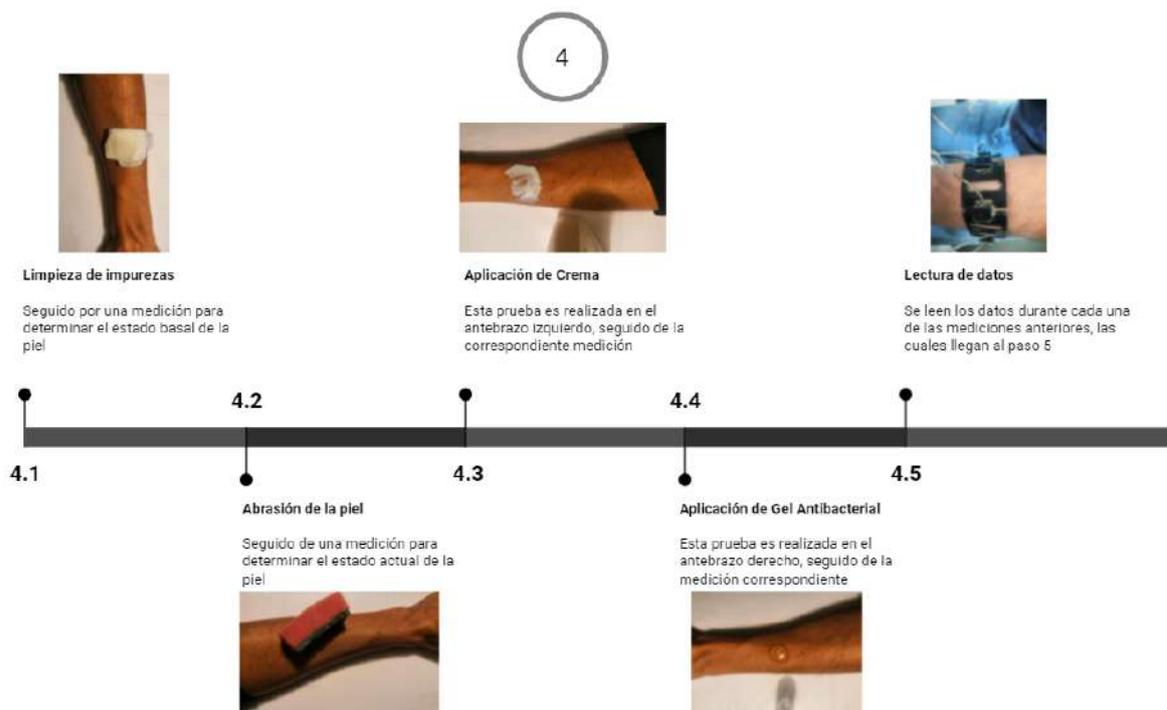


Figura 3.2. Metodología empleada para la medición de los estados inducidos en la piel.

- **Etapa 5. Demultiplexado de las señales obtenidas de los sujetos de estudio:** Los dos multiplexores restantes, el dos y tres, junto con los dos electrodos restantes de la pulsera, harán la función de hacer la toma de

voltajes, resultantes de la interacción entre la señal y la tierra en la piel. Este par de voltajes, correspondientes a los multiplexores dos y tres, igualmente realizan todas las combinaciones posibles en los electrodos de la pulsera, teniendo la misma restricción que la tierra: no sobreponerse en algún electrodo ya ocupado. Al momento de realizar las combinaciones, los multiplexores dos y tres, funcionan en modo demultiplexor, activando sus pines en modo entrada, recibiendo voltajes a la vez.

- **Etapa 6. Adecuación de la señal recibida:** Este proceso es llevado a cabo por un amplificador de instrumentación INA128P, el cual se encarga de recibir el par de voltajes salientes de los multiplexores dos y tres, el INA128P, tiene una configuración de diferenciador, la cual aprovechamos para obtener el resultado de la diferencia entre los dos voltajes resultantes de la interacción entre la señal, la tierra y la piel de los sujetos de estudio.
- **Etapa 7. Almacenamiento y procesamiento de los datos obtenidos:** Una vez completado el proceso con el INA128P, la diferencia resultante va hacia el microcontrolador Teensy 3.2, el cual previamente programado, se encarga de almacenar dichos datos con ayuda el software MATLAB, que igualmente se encarga de procesar los datos obtenidos a la respuesta que tiene la piel de los diferentes sujetos de estudio a los estados inducidos en la piel.

3.1.1 Fabricación de brazalete con electrodos de plata

Para el diseño de la pulsera con electrodos, se creó un diseño en un programa de modelado 3D para imprimirlo en FDM con TPU 95A, dicho diseño fue desarrollado para que el dispositivo sea ajustable para diferentes tallas de antebrazo y que los electrodos tengan una adecuada superficie de contacto con la piel. Se utilizaron cuatro electrodos de plata, separados uniformemente a lo largo de la pulsera.

Se diseñó una pieza individual, la cual se multiplicó 7 veces, y al unir las como si fueran eslabones, se formará una pulsera. En la Figura 3.3 se observa la pieza individual que fue diseñada. La forma de esta pieza está pensada para que los electrodos, que posteriormente se le añadirán, tengan el mayor contacto con la piel. Ya que el material de fabricación es un plástico elástico, esto beneficiará que la pieza

diseñada se comporte de la manera deseada, haciendo que cada pieza tenga contacto directo con la piel.

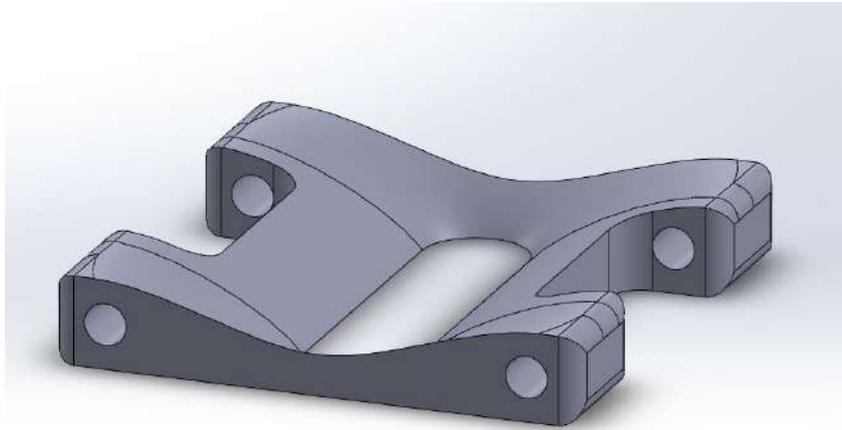


Figura 3.3. Modelado en 3D de los eslabones para el brazalete que sostiene a los electrodos de plata.

La disposición de cada una de las piezas puede observarse en la Figura 3.4, donde podemos observar cómo es que con 8 de las piezas diseñadas, se forma una pulsera. En la imagen, igualmente se observa que en el espacio entre cada pieza se encuentra el lugar en donde se añadirán los electrodos, y de esta manera se unirán todos los eslabones para formar la pulsera.

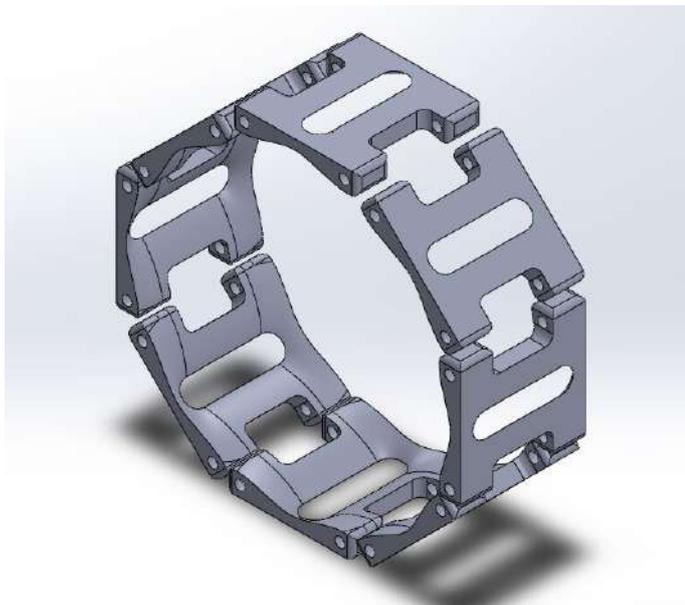


Figura 3.4. Los eslabones conjuntos, simulan la formación del brazalete, que a su vez contienen a los electrodos.

Una vez que el diseño quedó terminado, se exportó la pieza en el formato adecuado para los softwares de laminado (Cura). En la Figura 3.5 se muestra cómo es que se acomodan las piezas para que la impresión sea óptima. Lo siguiente es definir cada una de las características de impresión ideales para la pieza. Se definen características como la temperatura de impresión, temperatura de la cama, velocidad de impresión, densidad de la pieza, altura de capa y número de paredes, entre muchas otras, siendo las mencionadas anteriormente las de mayor importancia.

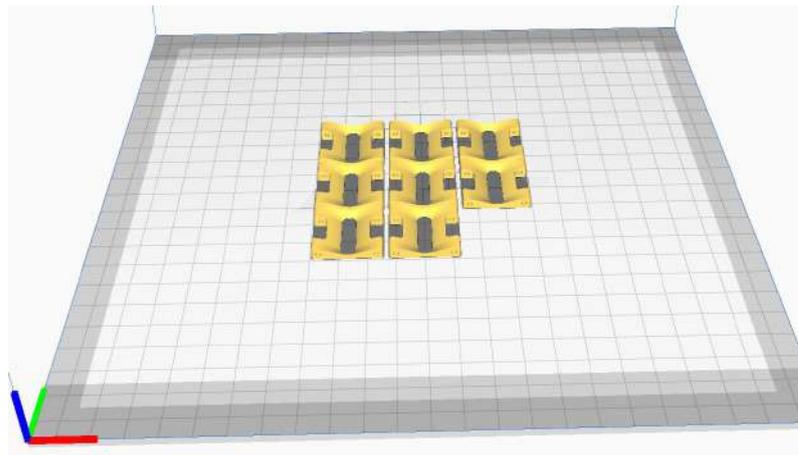


Figura 3.5. Con ayuda del software Cura, se realizaron las impresiones de los eslabones en material TPU.

Ya que se definieron las características de impresión, se procede a segmentar la pieza, como se observa en la Figura 3.6. La segmentación trata de convertir el modelo 3D a uno en el que la pieza está conformada de varias capas o segmentos, y que al unir cada una de esas capas se obtiene la pieza original.

Al segmentar la pieza podemos previsualizar cada una de las capas de la pieza y la forma en que serán impresas, por lo que podemos ver cómo será el interior de la pieza, que patrones conformarán la pieza, y podremos identificar si existen patrones indeseados para la impresión. Después de observar la pieza segmentada y corroborar que todo es correcto, se procede a guardar el archivo segmentado en formato “.gcode”, ya que este es el indicado para poder realizar una impresión en impresoras de tipo FDM.

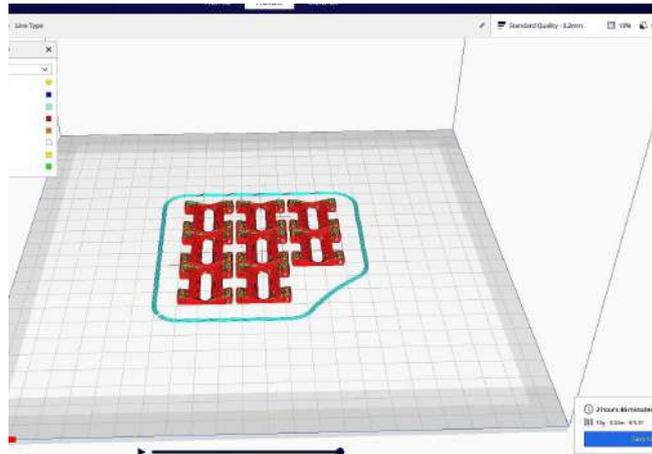


Figura 3.6. Vista previa simulando la finalización de la impresión sobre la cama de la impresora 3D.

Por último, se introduce el archivo a la impresora y se imprime el modelo previamente configurado. En la Figura 3.7 se observa una de las pruebas realizadas en la impresora antes de imprimir el modelo definitivo de todas las piezas.

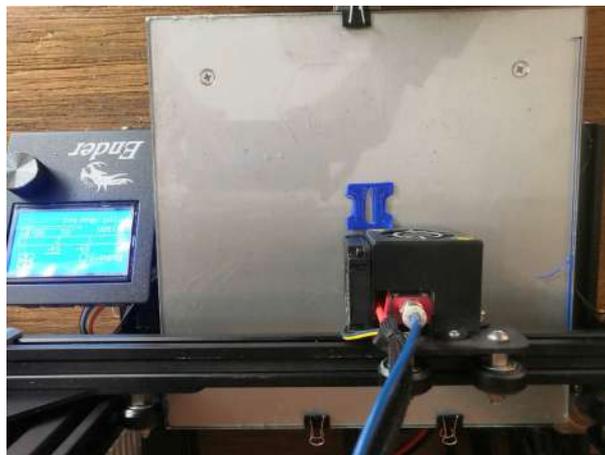


Figura 3.7. Impresión de prueba realizada durante la investigación.

El brazalete finalizado y ensamblado se observa en la Figura 3.8. En la figura se observan las piezas diseñadas, impresa en color negro y en TPU 95A, además podemos ver los electrodos ya ensamblados, y unidos a las piezas diseñadas con hilo elástico, para que la pulsera sea ajustable a distintos tipos de antebrazos.



Figura 3.8. El brazalete, conformado por los eslabones hechos en 3D, los electrodos de plata unidos con hilo elástico.

3.1.2 Desarrollo del sistema electrónico

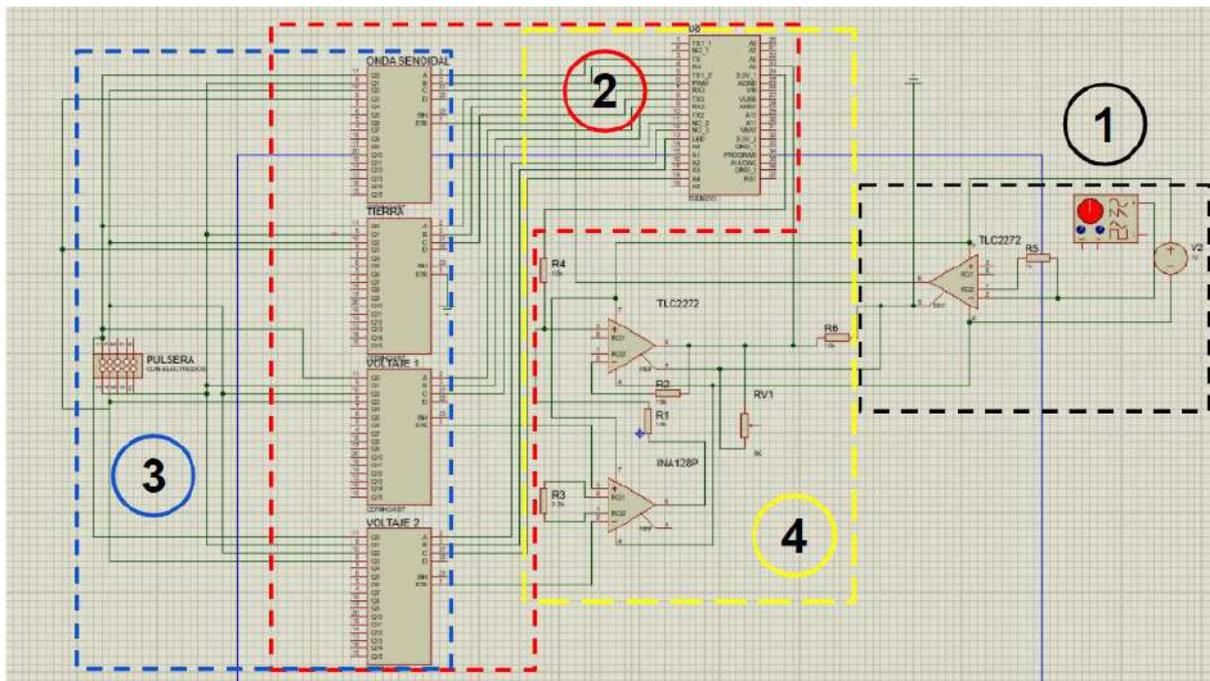


Figura 3.9. Como parte del diseño del circuito electrónico, se realizó el esquema parte por parte, con la finalidad de lograr describir el funcionamiento de éste.

Etapa 1 (En color negro): En la primera etapa, se pone en marcha el circuito, comenzando con el generador de la señal, con una onda senoidal configurado para tener una salida de 250 KHz, con una amplitud de 3 V pico - pico, dicha señal se dirige hacia un amplificador TLC2272, configurado en seguidor de voltaje, para evitar corrientes no deseadas, para de esta manera proteger tanto el circuito electrónico, como al sujeto de experimentación.

Etapa 2 (En color rojo): Continuando con la siguiente etapa, la señal llega al multiplexor llamado "Onda senoidal", que mediante la Teensy 3.2 y previamente programado en Arduino, dirige los canales de manera que no se superpongan, ni se repitan de forma seguida, es decir, haciendo ciclos completos de acuerdo con los canales utilizados. La secuencia de envíos de la señal a través de los canales, se dirigen hacia el brazalete ajustado en el antebrazo del sujeto de experimentación. Los cuatro multiplexores están dirigidos por la Teensy 3.2, con la finalidad que ninguno de los canales utilizados, se superpongan entre ellos, para así tener la certeza de que se están leyendo las señales de manera correcta.

Etapa 3 (En color azul): Una vez que la señal y la tierra interactúan con la piel, los dos multiplexores que llevan por nombre "Voltaje 1" y "Voltaje 2" funcionan de manera contraria a los multiplexores "Señal senoidal" y "Tierra" ya que estos tienen sus pines configurados para ser salidas, en cambio "Voltaje 1" y "Voltaje 2" están configurados para que los pines funcionen de entradas, una vez que ambos voltajes, recabados por la respuesta de la piel, entran a los multiplexores, salen por los pines "Sig" para entrar siguiente y última etapa.

Etapa 4 (En color amarillo): En la última etapa, las señales provenientes de "Voltaje 1" y "Voltaje 2", ingresan al amplificador de instrumentación INA128P, el cual utilizamos en la configuración "diferenciador", por ende no tuvimos que hacer mayor arreglo para su funcionamiento, únicamente optamos por configurar una ganancia de 22, para la cual utilizamos una resistencia de 2.2 K Ω y la resistencia que utilizamos para llegar a ese valor de ganancia fue $G = \frac{1+50\text{ K}\Omega}{R}$ dada por el proveedor del amplificador de instrumentación.

Continuando con el circuito, el paso posterior al INA128P, es el TLC2272, con el que optamos por utilizar la configuración de "sumador no inversor", con la

especificación del uso de un potenciómetro de 100K Ω , esto para poder asegurar que la señal sea lo adecuado para no dañar la Teensy 3.2, otra razón fue que debido a que necesitamos una señal únicamente con valores positivos, por la incapacidad de leer valores negativos dentro del microcontrolador, de esta manera tuvimos la certeza de que sean leídos los valores adquiridos por la interacción con la piel.

Para alimentar el circuito electrónico se utilizaron dos baterías de 2200 mAh y 3.7V, cada una de estas baterías se conectó a un módulo diferente que permite regular o convertir el voltaje al deseado para el circuito. En la Figura 3.10 se muestra el convertidor que utilizamos en una de las baterías para ser capaces de alimentar todos los amplificadores operacionales y de instrumentación, que trabajan con $\pm 12V$. Los demás componentes electrónicos del circuito, como los multiplexores, se alimentaron con 5V, los cuales fueron obtenidos a través del regulador de voltaje mostrado en la Figura 3.11.

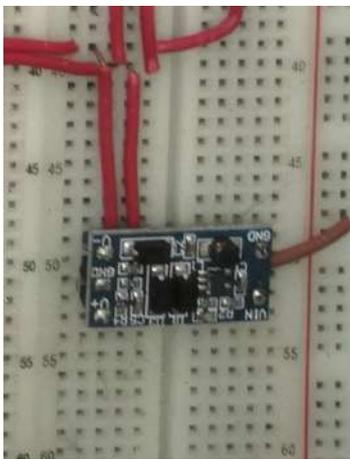


Figura 3.10. Convertidor de 3.3V a $\pm 12V$. *Figura 3.11.* Módulo regulador de voltaje.

En la Figura 3.12 podemos observar el generador de señales que fue utilizado a lo largo del experimento. Con los tres potenciómetros que contiene, se puede ajustar la señal de salida, tanto en amplitud como en frecuencia.

Este dispositivo es sumamente importante para el circuito, ya que genera la señal que viaja por el circuito. El generador de señales fue probado individualmente antes de añadirlo al circuito, y se hicieron pruebas utilizando un osciloscopio, además de comparar la señal de nuestro generador con la de un generador de alta precisión

GW INSTEK AFG-2225, con el objetivo de corroborar que se genera una señal de calidad.

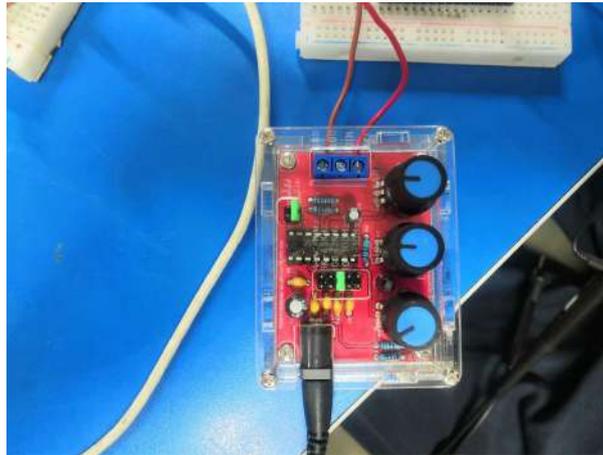


Figura 3.12. Generador de señales xr2206.

El proceso de multiplexado es de importancia para el muestreo de las señales deseadas. En la Figura 3.13 podemos ver uno de los multiplexores usados, los cuales fueron probados individualmente antes de incluirlos en el circuito final. A estos se les hicieron pruebas utilizando el microprocesador Teensy 3.2 para controlar cada uno de los selectores digitales, y de esta manera verificar que todas las salidas/entradas del multiplexor funcionaran correctamente. También se corroboró que sean capaces de multiplexar la señal utilizada, a la velocidad de multiplexado deseada.

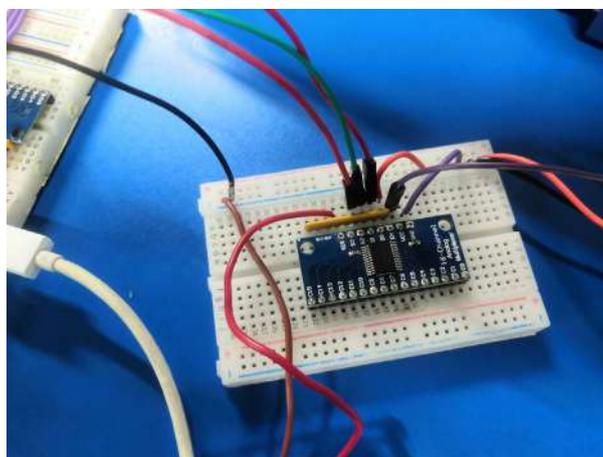


Figura 3.13. Multiplexor CD74HC4067.

Después de probar cada uno de los multiplexores individualmente, se procedió a añadirlos al circuito final. En la figura 3.14 se puede observar cómo quedaron unificados en el circuito. Una vez colocados todos juntos, se procedió a probar su funcionamiento en conjunto, se conectaron todos los selectores a pines digitales del Teensy 3.2 para controlarlos y corroborar su funcionamiento en conjunto.

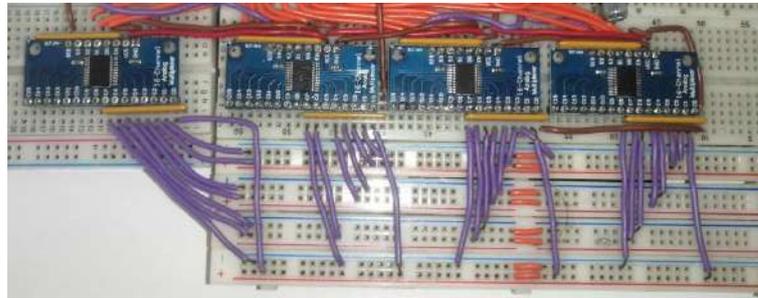


Figura 3.14 Arreglo de multiplexores.

Otro componente fundamental es el brazaletes, en este se encuentran los electrodos de plata, y con ellos se introduce la señal a la piel para posteriormente adquirir la respuesta provocada en la piel. Al igual que con cada componente eléctrico del circuito, se comprobó que cada uno de los electrodos transmite y lee las señales de manera adecuada y sin provocar ningún daño a los sujetos de estudio.

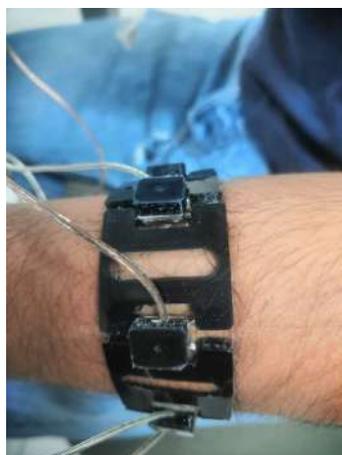


Figura 3.15. Brazaletes usado por sujeto de estudio.

Ya que la respuesta producida por la piel es enviada hacia los multiplexores, esta se envía al apartado mostrado en la Figura 3.16. Durante esta etapa se lee un diferencial de voltaje con el INA128P en configuración de diferenciador, además de darle una ganancia adecuada a la señal para poder ser leída por el microcontrolador. A continuación, la señal se acondiciona con el TLC2272 para que la señal esté en el offset indicado, y finalmente pasa a un pin analógico de la Teensy 3.2.



Figura 3.16. Etapa de acondicionamiento de la señal recibida.

El microprocesador utilizado se puede observar en la Figura 3.17. Este fue programado en la IDE de Arduino, y esta misma se programaron distintos programas de prueba, con los cuales se comprobó el correcto funcionamiento de cada uno de los pines que se utilizaron. De la misma forma, se hicieron pruebas con el circuito completo para determinar que contará con la potencia necesaria para controlar todos los componentes utilizados.

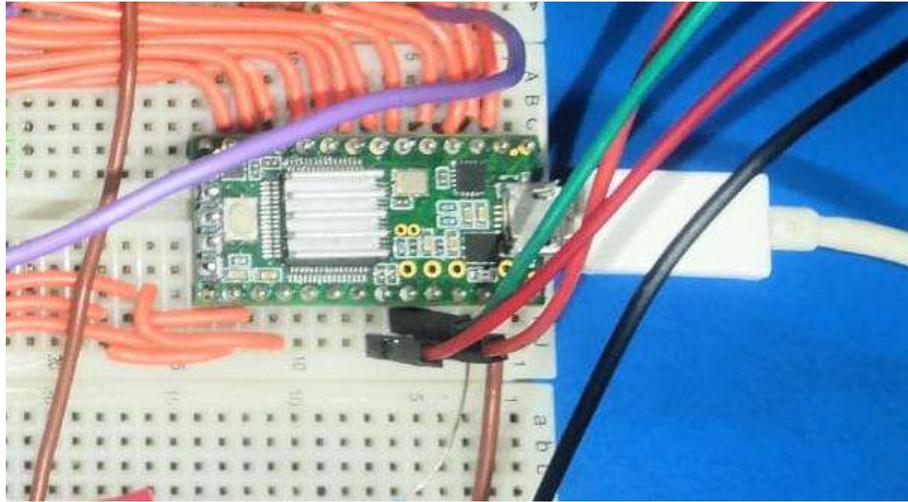


Figura 3.17. Microprocesador Teensy 3.2.

3.2 Programación del dispositivo

La programación del dispositivo se puede dividir principalmente en 6 etapas, cada una de ellas con un objetivo particular para el correcto funcionamiento del estudio. Estas etapas son el control de los selectores digitales de los multiplexores, la lectura y adecuación de la señal analógica, comunicación Arduino - Matlab, almacenamiento de datos, obtención del Valor RMS y el análisis estadístico de los datos.

Dichas etapas son programadas en dos diferentes plataformas, la primer parte es programada en Arduino, y consta del control de los selectores digitales de los multiplexores, de la lectura y adecuación de la señal analógica y de una parte de la comunicación Arduino - Matlab; la segunda parte está programada en Matlab y consta de una parte de la comunicación Arduino - Matlab, el almacenamiento de los datos, la obtención del Valor RMS y el análisis estadístico de los datos.

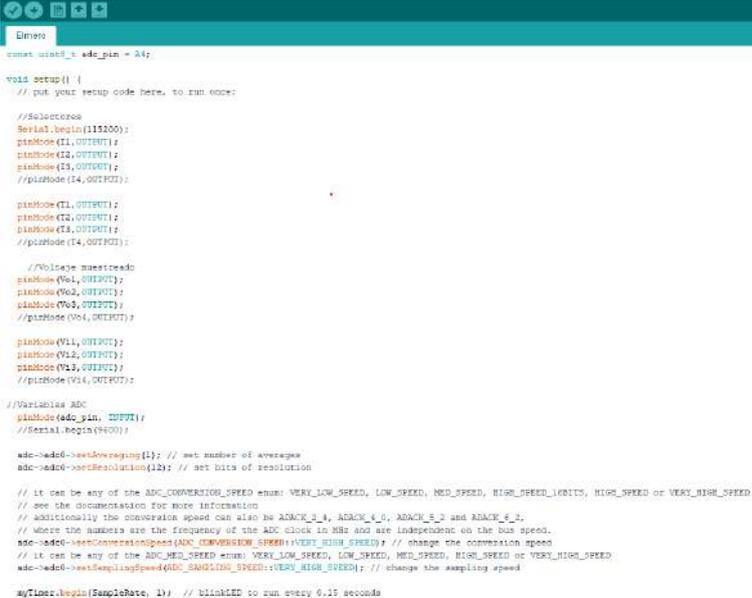
Todas las etapas programadas en Arduino se subieron al microcontrolador Teensy 3.2, y todas ellas se ejecutaron a la vez en un mismo programa. Se decidió juntar todas las etapas en un solo script ya que era lo más conveniente para una rápida adquisición de los datos. Es importante resaltar que en Arduino se programó la etapa de adquisición de datos, mientras que en Matlab se hizo todo el apartado del procesamiento de las señales. Se dividió de esta manera ya que el software de Matlab

ofrece muchas más opciones y herramientas para el procesamiento de las señales, además de ofrecer herramientas para el análisis estadístico de las mismas.

3.2.1 Generación del código en la IDE de Arduino

Para el código en Arduino, lo primero que se hizo fue descargar la extensión llamada Teensyduino, esta extensión sirve para que casi cualquier función y librería de Arduino, sea compatible con las tarjetas de la familia Teensy. Una vez que la extensión se instaló, se puede subir cualquier script programado en Arduino a la Teensy 3.2. Las únicas librerías que se utilizaron fueron las librerías ADC y una propia de Teensy que está enfocada a audio, con la cual se añadieron los *Timers* necesarios para la programación.

Todas las variables utilizadas para cada una de las etapas que ocurrieron en Arduino se declararon como se puede observar en el ejemplo representado por la Figura 3.18. En ella se observan las doce variables que se utilizaron para el control de los selectores de los multiplexores. También se muestra cómo es que se configuró el ADC utilizado, ya que este se utilizó en su máxima velocidad de conversión y muestreo. Los *Timers* utilizados en la programación fueron de suma importancia para poder muestrear la señal de manera adecuada, ya que estos funcionaban con interrupciones.



```
const uint8_t adc_pin = A4;

void setup() {
  // put your setup code here, to run once:

  //Selectores
  pinMode(11,OUTPUT);
  pinMode(12,OUTPUT);
  pinMode(13,OUTPUT);
  pinMode(14,OUTPUT);
  //pinMode(14,OUTPUT);

  pinMode(11,OUTPUT);
  pinMode(12,OUTPUT);
  pinMode(13,OUTPUT);
  //pinMode(14,OUTPUT);

  //Noisage maestread
  pinMode(601,OUTPUT);
  pinMode(602,OUTPUT);
  pinMode(603,OUTPUT);
  //pinMode(604,OUTPUT);

  pinMode(611,OUTPUT);
  pinMode(612,OUTPUT);
  pinMode(613,OUTPUT);
  //pinMode(614,OUTPUT);

  //Variables ADC
  pinMode(adc_pin, INPUT);
  //Serial.begin(9600);

  adc->setAveraging(1); // set number of averages
  adc->setResolution(12); // set bits of resolution

  // It can be any of the ADC_CONVERSION_SPEED enums: VERY_LOW_SPEED, LOW_SPEED, MED_SPEED, HIGH_SPEED_16BITS, HIGH_SPEED or VERY_HIGH_SPEED
  // see the documentation for more information
  // additionally the conversion speed can also be ADAC_1_1, ADAC_1_0, ADAC_2_1 and ADAC_2_0
  // where the numbers are the frequency of the ADC clock in MHz and are independent on the bus speed.
  adc->setConversionSpeed(ADC_CONVERSION_SPEED::VERY_HIGH_SPEED); // change the conversion speed
  // It can be any of the ADC_MED_SPEED enums: VERY_LOW_SPEED, LOW_SPEED, MED_SPEED, HIGH_SPEED or VERY_HIGH_SPEED
  adc->setSamplingSpeed(ADC_SAMPLING_SPEED::VERY_HIGH_SPEED); // change the sampling speed

  myTimer.begin(SampleRate, 1); // blinkLED to run every 0.15 seconds
```

Figura 3.18. Script ejemplo de la programación en Arduino.

Durante la etapa del multiplexado de las señales, es importante recalcar el orden en el que se multiplexaron las señales, ya que nos aseguramos de que cada canal sólo contuviera una de las señales en cada una de las configuraciones. En la Tabla 3.1 podemos observar cómo se distribuyen las señales en los diferentes electrodos. Esto se hizo con los doce diferentes selectores, que fueron controlados con doce diferentes pines digitales de la Teensy 3.2. El apartado que distribuye las señales trabaja en coordinación con el apartado de adquisición de la señal, y se hicieron los ajustes necesarios para que no interfirieran entre ellos.

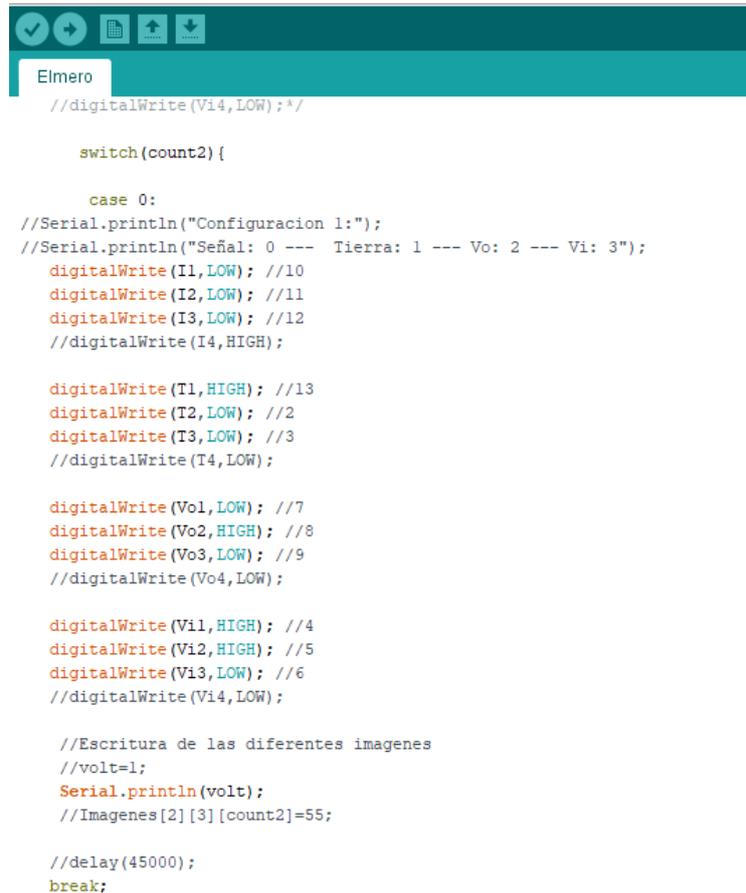
Tabla 3.1. Configuración de los electrodos usados en el brazalete.

Número de Configuración	Electrodo 1	Electrodo 2	Electrodo 3	Electrodo 4
1	Señal	Tierra	V₀	V₁
2	Señal	Tierra	V₁	V₀
3	Señal	V₀	Tierra	V₁
4	Señal	V₁	Tierra	V₀
5	Señal	V₀	V₁	Tierra
6	Señal	V₁	V₀	Tierra
7	Tierra	Señal	V₀	V₁
8	Tierra	Señal	V₁	V₀
9	V₀	Señal	Tierra	V₁
10	V₁	Señal	Tierra	V₀
11	V₀	Señal	V₁	Tierra

Tabla 3.1. Configuración de los electrodos usados en el brazalete.

Número de Configuración	Electrodo 1	Electrodo 2	Electrodo 3	Electrodo 4
12	V₁	Señal	V₀	Tierra
13	Tierra	V₀	Señal	V₁
14	Tierra	V₁	Señal	V₀
15	V₀	Tierra	Señal	V₁
16	V₁	Tierra	Señal	V₀
17	V₀	V₁	Señal	Tierra
18	V₁	V₀	Señal	Tierra
19	Tierra	V₀	V₁	Señal
20	Tierra	V₁	V₀	Señal
21	V₀	Tierra	V₁	Señal
22	V₁	Tierra	V₀	Señal
23	V₀	V₁	Tierra	Señal
24	V₁	V₀	Tierra	Señal

Como se mencionó anteriormente, los selectores fueron controlados con pines digitales de la Teensy 3.2, y de manera ilustrativa se muestra en la Figura 3.19 cómo es que cada uno de los pines se declara individualmente para controlar el canal deseado del multiplexor. Los selectores de los multiplexores utilizados son elegidos en sistema binario, por lo que se debe interpretar cada uno de los selectores del multiplexor como una posición de un número binario.



```
//digitalWrite (Vi4,LOW);*/

switch(count2) {

    case 0:
//Serial.println("Configuracion 1:");
//Serial.println("Señal: 0 --- Tierra: 1 --- Vo: 2 --- Vi: 3");
digitalWrite (I1,LOW); //10
digitalWrite (I2,LOW); //11
digitalWrite (I3,LOW); //12
//digitalWrite (I4,HIGH);

digitalWrite (T1,HIGH); //13
digitalWrite (T2,LOW); //2
digitalWrite (T3,LOW); //3
//digitalWrite (T4,LOW);

digitalWrite (Vo1,LOW); //7
digitalWrite (Vo2,HIGH); //8
digitalWrite (Vo3,LOW); //9
//digitalWrite (Vo4,LOW);

digitalWrite (Vi1,HIGH); //4
digitalWrite (Vi2,HIGH); //5
digitalWrite (Vi3,LOW); //6
//digitalWrite (Vi4,LOW);

//Escritura de las diferentes imagenes
//volt=1;
Serial.println(volt);
//Imágenes[2][3][count2]=55;

//delay(45000);
break;
```

Figura 3.19. Script ejemplo de la selección de canales en Arduino.

3.2.2 Generación código de procesamiento de datos Matlab

La primera etapa que se programó en Matlab fue la comunicación con Arduino, esta comunicación nos permite adquirir los datos muestreados en Arduino de una manera rápida y eficaz, sin perder ninguno de los datos y ordenados de la misma manera en que fueron muestreados. En la Figura 3.20, se puede observar un ejemplo de cómo es que se leen los datos desde la plataforma de Matlab, en el código se muestra cómo se utiliza y configura el puerto serial para comunicarse con los datos enviados desde Arduino por el mismo puerto.

Ya con los datos recabados y almacenados se procedió a obtener el valor eficaz de la señal. La obtención de este valor fue elegida para simplificar el análisis de los datos adquiridos, y de esta manera poder dar una interpretación rápida y sencilla al fenómeno ocurrido durante el experimento.

En la Figura 3.22 podemos observar un ejemplo de la obtención del valor eficaz de una señal con 5000 datos, que es la cantidad de datos que obtuvimos de cada una de las configuraciones de posición de los electrodos. Una vez obtenido el valor eficaz de la señal, se almacena dicho valor en una matriz para no perder el orden en el que fueron adquiridas las señales.

```
%% Vrms
for i=1:5000
    count=count+1;
    lecturas(count)=adc(count);
end
for j=1:5000 % Suma de Cuadrados
    suma=suma+(lecturas(j)).^2;
end

Calculos RMS
rms=sqrt(suma/5000);

rms=0;
count=0;
```

Figura 3.22. Ejemplo simplificado de la obtención del valor eficaz de la señal.

La última etapa programada fue el análisis estadístico de los datos. Como se mencionó anteriormente, los valores de Voltaje RMS fueron aquellos que se analizaron. En este análisis se usaron datos de las diferentes pruebas en los sujetos de estudio, ya que cada estado inducido en la piel representó un grupo o población de estudio.

El análisis que se optó por hacer fue el de Kruskal-Wallis, ya que no se tenía la certeza que la distribución de los datos en las diferentes poblaciones fuera normal. En la Figura 3.23 se muestra un ejemplo de los resultados del análisis de Kruskal-Wallis que nos arroja Matlab con la herramienta que tiene para este análisis, y

podemos observar los dos resultados más relevantes, el primero es el valor p, el cual es representado por la variable “Prob>Chi-sq”, y es el que nos indicará si nuestra hipótesis nula o alternativa es verdadera, dependiendo del valor de confianza que hayamos elegido.

El segundo resultado relevante es la representación gráfica de los datos, en el análisis de Kruskal-Wallis hecho por Matlab nos muestra los datos en una gráfica de cajas y bigotes. En dicha representación podemos observar gráficamente que tan diferentes son las poblaciones, y podemos identificar diferentes datos clave como la media, el primer y tercer cuartil, los bigotes de la caja, la forma en que están dispersos los datos, y si es que existen datos atípicos entre nuestra población.

Está es la última etapa en cuanto a la programación del dispositivo de adquisición de datos, a partir de esto se prosigue a interpretar los datos arrojados por el análisis estadístico y a determinar la relevancia de los resultados obtenidos.

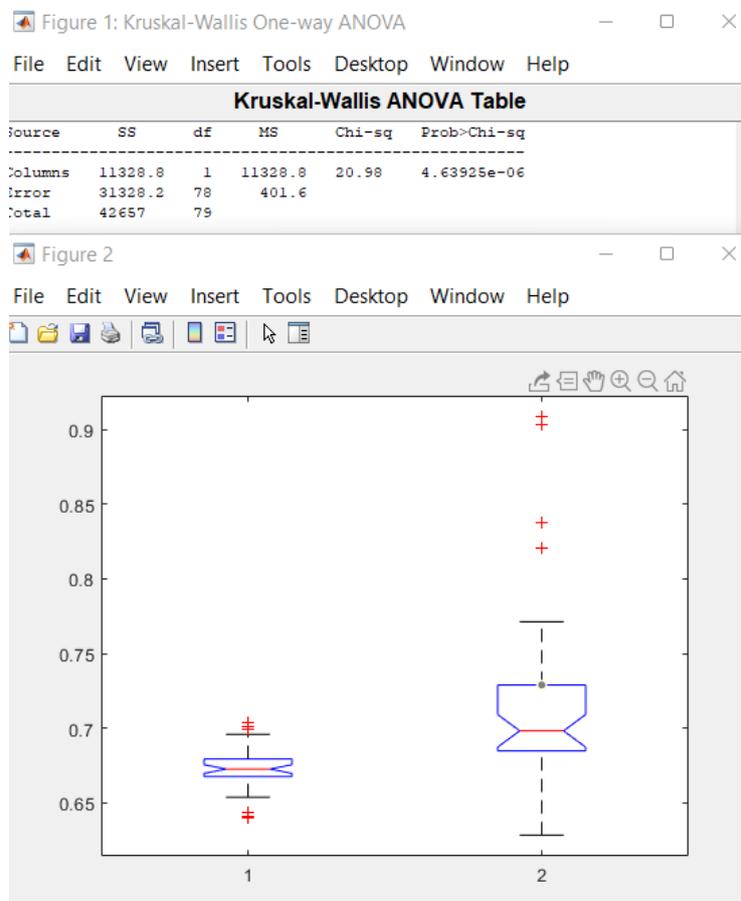


Figura 3.23. Ejemplo del análisis estadístico Kruskal-Wallis en Matlab.

Capítulo 4

Experimentación y Resultados

4.1 Puesta de Experimento

En la experimentación llevada a cabo en este proyecto, no existe riesgo alguno, ya que no se seleccionan personas con alergias hacia algún ingrediente aplicado, ni personas que presenten alguna enfermedad en la piel, esto con la finalidad de no alterar ningún resultado en los cuales puedan influir algún factor mencionado. Los sujetos de prueba utilizados para la experimentación, fueron elegidos de la población adulta (con edades entre 18 y 60 años) y con buen estado de salud dermatológico. Dichos sujetos aceptaron participar en el estudio firmando previamente un consentimiento informado, el cual fue revisado y admitido por la comisión de bioética de la Universidad Autónoma de Querétaro.

Se estableció una base de datos con los 20 sujetos de estudio, ya que esta es la población mínima para un adecuado análisis estadístico. Sobre cada sujeto se realizó una metodología estandarizada con la cual se obtuvieron los diferentes resultados recabados en nuestra base de datos, para posteriormente ser analizados en conjunto.

Los pasos para la experimentación explicados detalladamente se presentan a continuación:

A lo largo de la experimentación, se llevaron a cabo medidas preventivas de sanidad, evitando infección cruzada. Los encargados de realizar el estudio utilizaron en todo momento guantes de nitrilo y cubrebocas, al estar en contacto con los sujetos de prueba. De igual manera los insumos con los que se tocaron a los sujetos de experimentación eran de primer y único uso.

El método de experimentación se basa inicialmente en limpiar los antebrazos de cualquier agente contaminante, con una solución no abrasiva y neutra (Agua destilada), con la finalidad de no dañar la capa grasa de la piel, posterior a esto, se realiza la adquisición de datos en ambos antebrazos del sujeto de experimentación para conocer el estado basal de la piel, en la figura 4.1 se muestra el proceso descrito anteriormente.



Figura 4.1. Limpieza de impurezas con un paño humedecido con solución no abrasiva y neutra.

El paso siguiente es realizar una ligera abrasión con una fibra (nueva para cada participante) en la zona de colocación del brazalete desinfectado, ejemplificado en la figura 4.2. El proceso de pasar varias veces la fibra por encima de la piel, sin llegar a provocar ningún tipo de herida en la zona especificada, disminuye la resistencia de la piel, al degradar la capa grasa que se encuentra naturalmente en la epidermis, posterior a esto, procedimos a realizar la colocación del brazalete para hacer la medición, ésto con la finalidad de reconocer y lograr clasificar el estado provocado previamente.

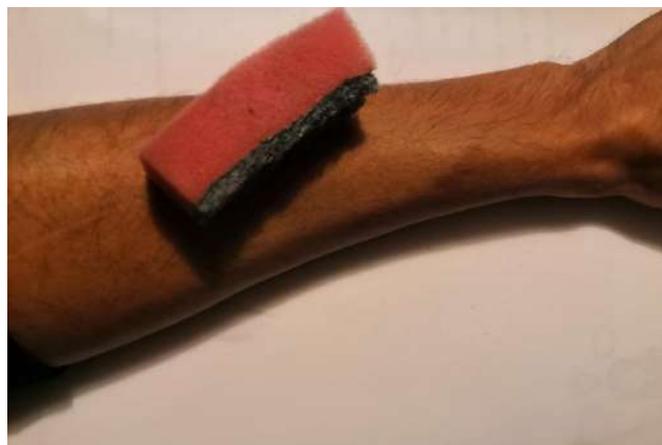


Figura 4.2. Con ayuda de la fibra, hacemos una ligera abrasión en la zona del antebrazo, posterior a esto, colocamos el brazalete para así realizar la adquisición de datos.



Figura 4.3. Posterior al proceso de utilización de la fibra, buscando obtener una ligera abrasión en la zona del antebrazo, se realiza la colocación del brazaletes para la posterior adquisición de datos.

El paso siguiente es aplicar crema en el brazo izquierdo, dejando reposar la misma, y una vez que se permita la absorción, se coloca el brazaletes para así realizar el muestreo y poder adquirir los datos correspondientes al estado inducido de crema humectante, con la finalidad de poder clasificar y lograr discriminar entre los diferentes estados inducidos. En la figura 4.4 se logra observar la crema humectante, esperando la total absorción de esta.



Figura 4.4. Colocación de crema humectante mediante jeringa sin aguja, esperando la absorción para el muestreo con el brazaletes previamente desinfectado colocado.

Siguiendo el procedimiento del experimento, continuamos con la colocación de alcohol en el antebrazo derecho de los sujetos de experimentación, esperando que se absorba para después realizar el muestreo, adquiriendo los valores para su posterior clasificación.

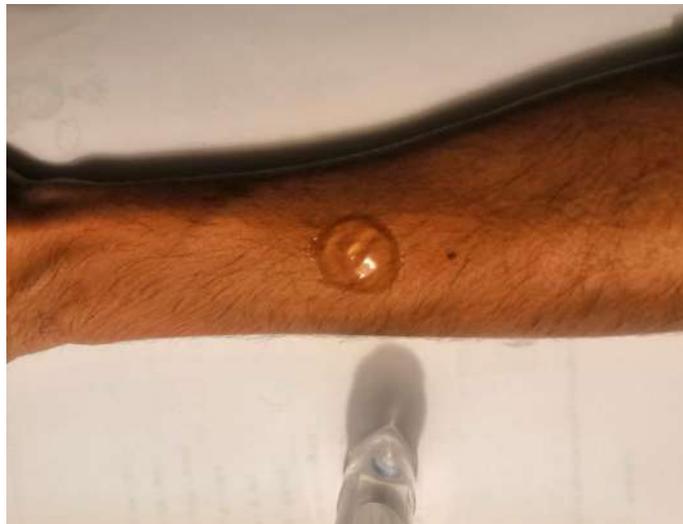


Figura 4.5. Colocación de gel antibacteriano mediante una jeringa sin aguja esperando la interacción entre la piel y el gel, una vez absorbido, se coloca el brazalete desinfectado para realizar el muestreo correspondiente.

4.2 Resultados

Los resultados obtenidos en esta prueba se muestran en la Tabla 4.6 Donde podemos observar que la respuesta promedio de los 20 sujetos de estudio es 0.6731v y la desviación estándar dada fue de 0.0383, lo cual nos indica que el estado basal en los sujetos de estudio es semejante, siendo esto observado, podemos tomar como punto inicial estos valores para diferenciar los estados de la piel.

Tabla 4.6. Resultados de la piel en estado basal.

Estado basal			
Media	Moda	Mediana	Desviación Estándar
(V)	(V)	(V)	(V)
0.6731	0.6625	0.6746	0.0383

Como resultado de la abrasión en la piel del antebrazo, se pudo observar un cambio considerable en el paso de voltaje a través de la piel, ocasionado por la pérdida de resistencia en la misma. En la tabla 4.7 Se observa que los resultados indicaron un aumento constante de 0.0894v en el voltaje medio recibido, este margen nos permite distinguir claramente entre ambos estados de la piel. Sin embargo, la desviación estándar nos indica que la respuesta de la piel ante la abrasión tiene un margen de variación mayor que la del estado basal, esta respuesta es debido a que la piel de cada sujeto tiene respuestas diferentes ante la abrasión. (Rosell et al., 1988).

Tabla 4.7. Resultados de la piel a la abrasión.

Abrasión			
Media	Moda	Mediana	Desviación Estándar
(V)	(V)	(V)	(V)
0.7625	0.7170	0.7527	0.0739

El paso continuo a la abrasión fue colocar gel antibacteriano en la misma zona, permitiendo la absorción en la piel, habiendo terminado ese paso, procedimos a hacer el muestreo correspondiente para esta etapa. En la tabla 4.8 se muestra como resultado un claro aumento en el voltaje promedio respecto al estado de abrasión, indicándonos que el gel antibacteriano tiende a exponer la piel a factores externos, disminuyendo la resistencia de esta.

En el caso de la desviación estándar, encontramos en esta prueba la mayor variación de todas. La reacción de la piel al contacto con un agente como el gel antibacteriano varía bastante dependiendo del sujeto de estudio. (José Muñoz M., 2008), (Lizarde & Guerrero, 2007).

Tabla 4.8. Resultados de la piel después de la aplicación de gel antibacteriano.

Abrasión + Gel antibacteriano			
Media	Moda	Mediana	Desviación Estándar
(V)	(V)	(V)	(V)
0.9451	0.8166	0.9322	0.5547

En las pruebas correspondientes a la aplicación de crema corporal, hubo una disminución en los valores medios del voltaje con respecto a los resultados de abrasión, acercándose este valor al del estado basal de la piel, por lo cual la aplicación de crema corporal ayuda a la recuperación de la zona afectada por la abrasión (Azcona Barbed, 2003).

Tabla 4.9. Resultados después de la aplicación de crema humectante.

Abrasión + Crema			
Media	Moda	Mediana	Desviación Estándar
(V)	(V)	(V)	(V)
0.7094	0.6980	0.6981	0.0612

Los resultados de cada una de las pruebas realizadas se pueden observar gráficamente en la figura 4.10 dejándonos apreciar los cambios de voltaje que se dieron en cada uno de los experimentos. De esta manera podemos identificar cómo es que después de haber realizado la abrasión, la piel tiende a comportarse de manera distinta, dependiendo de la sustancia aplicada. También es visible que el comportamiento de esta en los diferentes sujetos es similar, sin embargo, hay pruebas que son ajenas a los resultados esperados.

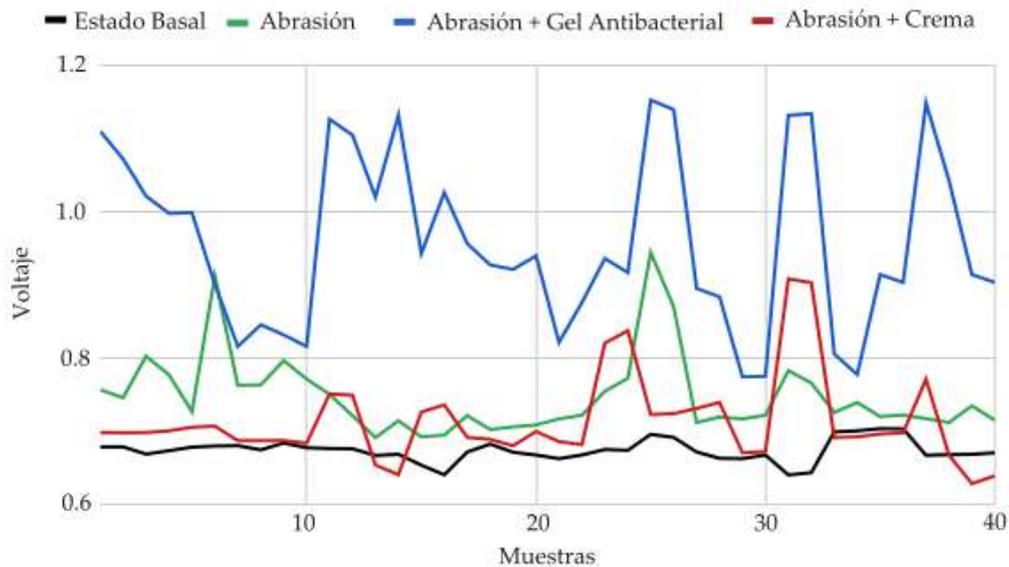


Figura 4.10. Representación gráfica de los resultados por cada sujeto de estudio.

En la figura 4.11 se muestra un gráfico de caja y bigotes en donde se observa la diferencia de distribución de voltaje entre las poblaciones medidas. Las medianas están diferenciadas en cada población. Las cajas de rango Inter cuartil varían dependiendo la población estudiada, en el caso del estado base el tamaño de la caja es de 0.012 Volts, siendo esta la menos dispersa, siguiendo de forma ascendente la caja de abrasión + crema, abrasión y siendo la más dispersa la caja de abrasión + gel antibacteriano.

Los bigotes de las diferentes poblaciones siguen un comportamiento muy similar al de las cajas de rango Inter cuartil, con la población del estado basal siendo la menos dispersa, y la población de abrasión + gel antibacteriano la que mayor dispersión presenta. En las cajas de rango Inter cuartil podemos observar que los datos están ubicados simétricamente hacia la parte superior, lo que nos indica que los datos no están normalmente distribuidos.

Se pueden identificar valores atípicos en la mayoría de las poblaciones, siendo en el estado basal de la piel en donde más valores atípicos se encuentran, debido al rango del grupo, por el contrario, sucede con la caja y bigote de abrasión + crema corporal, en donde menos valores atípicos se etiquetaron (MiniTab, 2018).

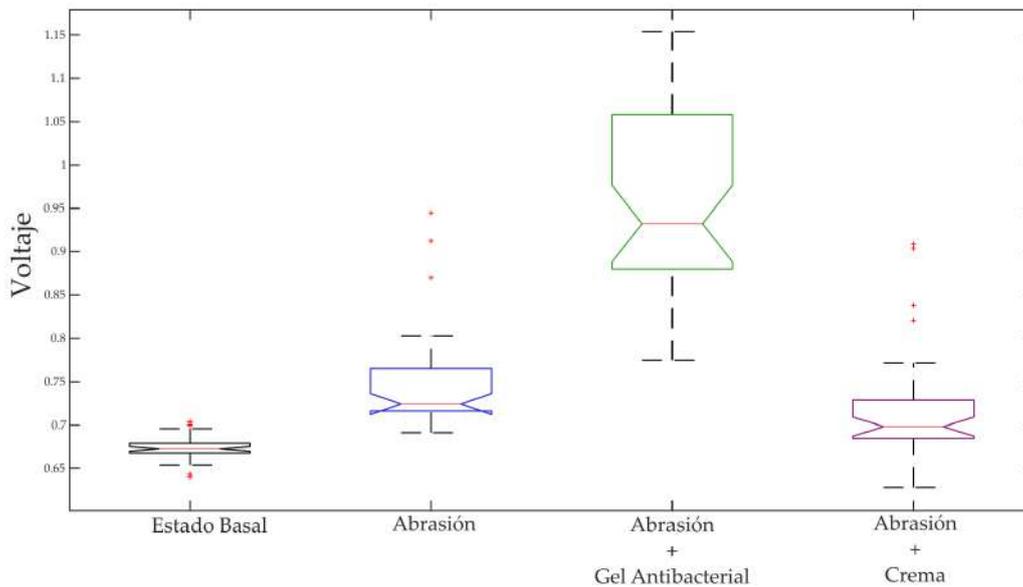


Figura 4.11. Gráfico de caja y bigotes de los estados inducidos de la piel. Por orden de izquierda a derecha: Estado Basal, Abrasión, Abrasión más gel antibacteriano y abrasión más crema corporal.

Al no tener la certeza que la distribución de nuestras poblaciones sea normal, y dicha distribución no puede ser definida a priori, se procedió a hacer un análisis estadístico no paramétrico. Para determinar si la procedencia de las diferentes poblaciones proviene de iguales o diferentes distribuciones, se estableció un nivel de significancia igual a 0.05, y basándonos en el p-value arrojado por el análisis de Kruskal-Wallis, podemos corroborar que las diferentes poblaciones provienen de diferentes tipos de distribuciones.

4.3 Discusión

En este documento, proponemos un método para medir el grado de humectación o resequedad en la piel, según sea la sustancia, con un sensor de bioimpedancia desarrollado y con el cual obtuvimos resultados similares a los esperados acordes a investigaciones anteriores. (Bayford, 2006), (Rosell et al., 1988).

El dispositivo desarrollado cumplió su función con éxito, y con este fue posible llevar a cabo cada uno de los experimentos realizados. Es importante señalar que en los resultados obtenidos de cada una de las diferentes pruebas existen valores atípicos, lo cual nos señala que hay una diferencia significativa en el estado de la piel entre los diferentes sujetos de prueba.

Estos valores atípicos pueden ser producidos por características de los sujetos de estudio; como la edad, el sexo, el estrés, el cuidado de su piel y la actividad física; sin embargo, también se le puede atribuir a la posición de los electrodos o fallas del operador durante la medición (Benedí, 1998).

La respuesta del biosensor al interactuar con la piel en su estado basal, con una ligera abrasión, agregando crema o gel antibacteriano, se pueden relacionar con las investigaciones anteriores acerca de la hidratación de la piel. Al realizar la ligera abrasión se elimina cierta capa protectora de piel, haciendo así que la resistencia sea menor que en su estado basal, permitiendo así que la corriente eléctrica tenga un flujo mayor al del estado basal, por ende, que se eleve el voltaje recibido.

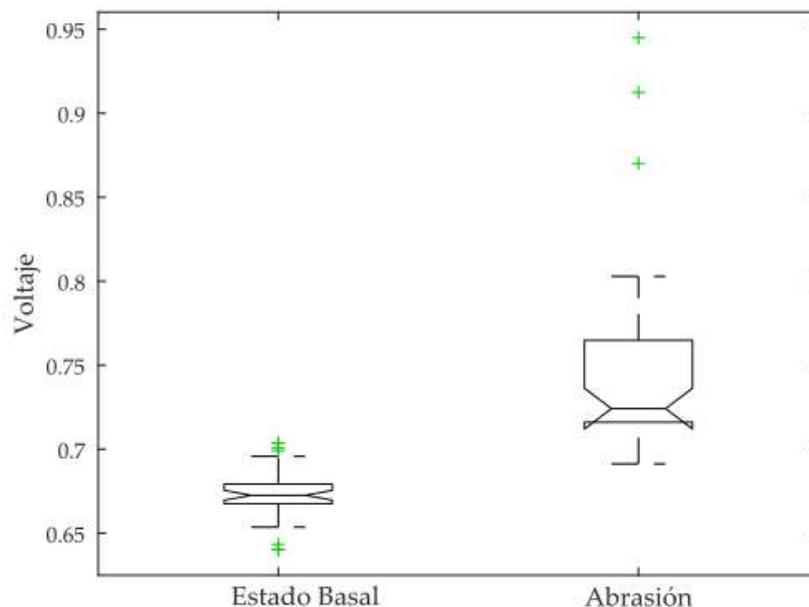


Figura 4.12. Estado basal vs abrasión.

Continuando con el gel antibacteriano, la respuesta de la elevación del voltaje recibido se debe a que la resistencia de la piel, al haber estado previamente disminuida por la abrasión, al agregarle el gel antibacteriano provoca el decremento de resistencia, debido al alcohol contenido en el gel antibacteriano, ya que este afecta directamente a la barrera cutánea de la piel (José Muñoz M., 2008).

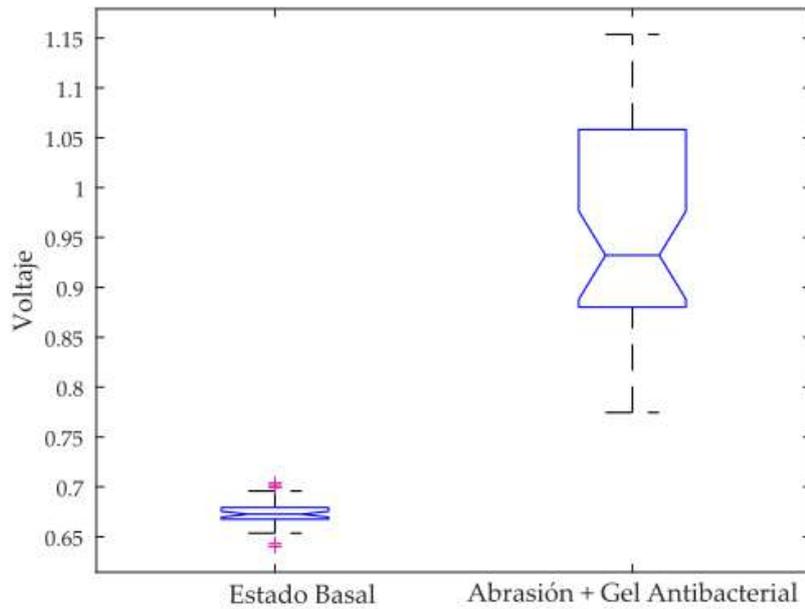


Figura 4.13. Estado basal vs Abrasión más gel antibacterial.

Por el contrario, en las pruebas realizadas con cremas hidratantes el voltaje disminuye, como respuesta a que las cremas hidratantes crean una capa de grasa superficial, para proteger de agentes externo a la piel, haciendo que las respuestas recibidas de voltaje sean inferiores que las de abrasión y gel antibacteriano. (Azcona Barbed, 2003), (Benaiges Aurora, 2005).

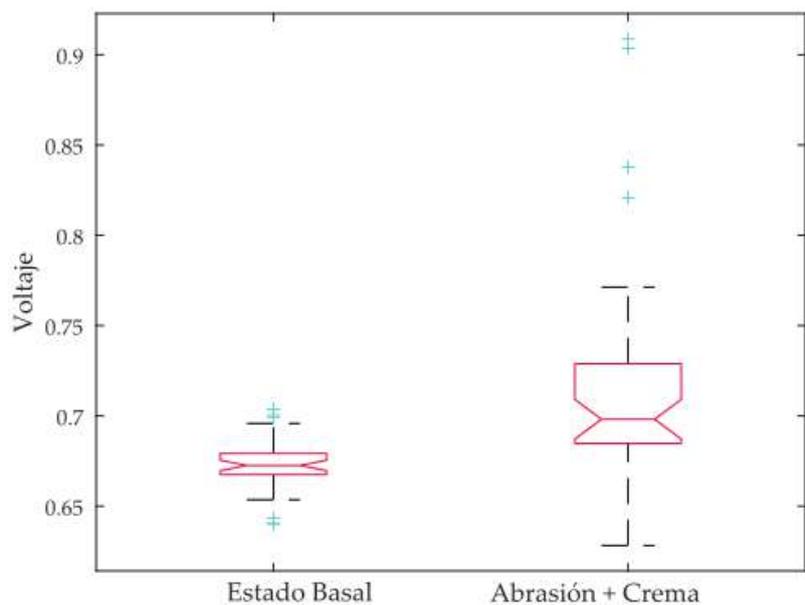


Figura 4.14. Estado basal vs Abrasión más Crema corporal.

Utilizamos el estado basal de la piel como punto de partida para realizar una comparación con los demás estados de la piel inducidos, y de esta manera poder determinar si es que existe una diferencia significativa entre ellos, logrando clasificar cada uno de los estados.

En los resultados arrojados a lo largo del estudio podemos interpretar lo siguiente; la respuesta del estado basal de la piel es la que presenta una dispersión más pequeña, esto significa que, sin importar el sujeto de estudio, se obtuvo en general, similitud entre ellos, a pesar de esto, esta prueba fue la que presentó más casos atípicos, con el 17.5% de casos.

Basándonos en lo anteriormente descrito, podemos decir que los datos del estado basal, en los sujetos de estudio son los más reproducibles, ya que estos se encuentran en un rango cercano a la mediana. Y los datos atípicos registrados en esta prueba son causados por las diferentes características en la piel de los sujetos de estudio, anteriormente explicadas.

Cuando la piel se indujo a un estado de abrasión, esta sufrió un cambio significativo respecto al estado basal, y de la misma forma la dispersión de los datos fue diferente, haciendo que se encuentren un 175% más dispersos que en el estado basal; y en esta prueba se encontraron solo el 7.5% de casos atípicos. Contemplando los datos, es visible que la piel responde de una manera variable ante una abrasión, por lo cual las características individuales de cada sujeto afectan de mayor manera esta prueba. Aun así, los casos atípicos disminuyeron respecto al estado basal, por lo cual la reacción tendió a ser exacta, pero más dispersa (Rosell et al., 1988)

El muestreo al añadir gel antibacteriano en la piel fue el que más diferencia arrojó, al elevar el voltaje recibido de manera considerable, de igual forma el rango en que se encuentran aumentó, al mismo tiempo los datos mostraron la dispersión más grande. Se observa una fuerte influencia del gel antibacteriano al contacto con la piel, haciendo que los cambios entre los estados de la piel sean evidentes.

Esto nos muestra que la piel reacciona al contacto con gel antibacteriano de una forma diferente, haciendo que los datos se dispersen en un rango de .38 Volts, por lo cual es evidente que en esta prueba las características de la piel de los sujetos de estudio influyen de mayor manera (José Muñoz M., 2008).

Una vez obtenidos los datos de abrasión, continuamos con el muestreo de crema corporal, en el cual la gráfica de caja y bigote mostró que, a pesar de tener el antebrazo con la ligera abrasión, la crema aproxima la piel al estado basal, sin embargo, presentan datos atípicos, que de acuerdo con estudios anteriores nos dejan observar que los factores externos pueden llegar a afectar en un 10% el estudio realizado. (Minitab, 2018), (Benaiges Aurora, 2005),

Al revisar los resultados del análisis estadístico de Kruskal-Wallis en la tabla 5, podemos definir cuál de nuestras hipótesis es verdadera. Nuestra hipótesis nula declara que no hay una diferencia significativa entre la piel en estado basal y los estados inducidos a lo largo del experimento. Por lo cual, nuestra hipótesis alternativa propone que, entre el estado basal de la piel y los estados inducidos, existe una diferencia significativa.

Dado que los valores p de las pruebas fueron menores a 0.05, podemos decidir que la hipótesis nula es falsa para nuestro estudio realizado, por ende, nos decantamos por la hipótesis alternativa como la opción verdadera. Con los valores arrojados en nuestro estudio, sabemos que, con el nivel de significancia establecido, la media de cada estado de la piel es sustantivamente diferente entre ellos.

Tabla 4.15. Valor p resultante del análisis Kruskal-Wallis.

Kruskall-Wallis ANOVA			
	Estado Basal vs Abrasión	Estado basal vs Abrasión + Gel antibacterial	Estado basal vs Abrasión + Crema corporal
Valor p	5.264e-14	1.377e-14	4.639e-06

Existen algunas limitaciones con nuestro método de experimentación, como las siguientes:

- La imposibilidad de especificar entre diferentes marcas de crema corporal hidratantes, para conocer la calidad de la capa superficial, al agregarla al antebrazo, así como la imposibilidad de reconocer las marcas de gel antibacteriano utilizadas.

- Nuestros sujetos de estudio están limitados a ciertas características:
 - Población en edad adulta del mismo territorio.
 - No se realizaron estudios de estrés, cuidados de la piel y actividad física.
 - No se tomaron en cuenta personas con alguna enfermedad cutánea.
- De igual forma nos limitamos a estudiar estos comportamientos de la piel únicamente en los antebrazos de los sujetos de estudio.
- La ubicación de los electrodos entre los diferentes sujetos de estudio, se hicieron en los antebrazos izquierdos y derechos, sin embargo, evitamos realizar mediciones exactas al colocarlos entre cada sujeto de estudio.

Haciendo la comparación de nuestros resultados con los arrojados en estudios anteriores, reafirmamos que la bioimpedancia en la piel puede verse afectada por distintos agentes externos, como la crema corporal que crea una barrera protectora para la piel, caso contrario con el gel antibacteriano que, a pesar de tener un uso positivo en la vida diaria, el uso excesivo de este degrada de a poco las capas protectoras de la piel. (Bayford, 2006), (Rosell et al., 1998).

Capítulo 5

Conclusiones y Prospectivas

5.1 Conclusiones

En el caso de la medición de bioimpedancia realizada por medio de electrodos de plata, descubrimos que la variación entre los distintos estados inducidos de la piel se puede identificar de manera específica. El efecto de la abrasión en la piel, al quitar una capa protectora, ocasiona que esta sea más sensible ante agentes externos. Y con sustancias como el gel antibacteriano, que, al añadirlo a la piel, este provocó una disminución de la capa grasa exterior, resultando en una menor resistencia al paso del voltaje (José Muñoz M., 2008).

Caso distinto al agregar crema corporal, ya que estas ayudan a la regeneración de la capa protectora de la piel, antes dañada por la abrasión. Las limitaciones del estudio que pudimos observar son los factores externos de los sujetos de prueba, como: la edad, el sexo, estrés, cuidados de la piel y actividad física, sin estos factores correctamente discriminados, la probabilidad de que las mediciones varíen de manera inadecuada incrementa.

Con el sensor desarrollado no es posible distinguir entre diferentes tipos de cremas corporales, ni entre distintas marcas de gel antibacteriano. A lo largo del estudio pudimos identificar estados de la piel provocados por sustancias de diferentes naturalezas como lo son el gel antibacteriano y la crema corporal. De esta manera, reconocimos la importancia y los efectos que estos tienen en la piel. El uso de gel antibacteriano desgasta la capa grasa protectora, dejándola expuesta a factores externos. La crema corporal nos ayuda a proteger la piel de los posibles agentes dañinos a los que nos enfrentamos día a día.

El futuro de la investigación se enfoca en lograr una precisión mayor en el sensor, para así lograr distinguir entre diferentes marcas de gel antibacteriano, crema corporal o lograr clasificar más estados de la piel, siendo capaces de distinguir incluso entre diferentes alteraciones. Aunado a lo anterior, poder definir el estado de cada una de las capas de la piel individualmente, y de esta manera conocer el efecto que se tiene en cada una de ellas al aplicar diferentes sustancias.

5.2 Prospectivas

Durante el desarrollo del proyecto se utilizaron diversas herramientas para el desarrollo del circuito, para la adquisición de los datos, y para el análisis de las señales, y con todas ellas fue posible completar los objetivos de esta investigación. Sin embargo, tanto el dispositivo electrónico como el método de análisis de las señales pueden tener diversas mejoras en un futuro. La capacidad que tiene el proyecto para mejorar es alta, además de poseer la cualidad de que en un futuro se puedan abarcar ramas completamente distintas a la abordada a lo largo de esta investigación.

Una mejora dentro del método experimental sería fraccionar por edades y/o grupos de ciertas características a los sujetos de estudio, con la finalidad de minimizar las variables independientes que influyen en los resultados.

La reducción del tiempo de muestreo es un punto importante para mejorar, ya que debido a la comunicación entre los softwares de Arduino y MATLAB nos produce un tiempo de espera más largo del deseado, impidiéndonos hacer pruebas con diferentes sujetos de experimentación de forma consecutiva. Esta mejora nos permitirá realizar una base de datos con un alcance de población con un mayor impacto.

El aumento de los electrodos utilizados para la adquisición de la señal es una forma de mejorar la precisión del sensor desarrollado. Si en lugar de utilizar cuatro electrodos, se utilizarán ocho o dieciséis electrodos, entonces se podría mapear de manera más específica cada zona de la piel, incluso siendo capaces de generar una imagen que represente la actividad eléctrica de la piel. Además, las combinaciones posibles para las señales en los electrodos crecerían exponencialmente, representando una mayor carga de cómputo para el dispositivo.

La disminución de ruido en la electrónica utilizada podría ser de gran ayuda si se quieren realizar estudios con el mismo principio, ya que la creación de una tarjeta del circuito impreso disminuye el ruido generado por los cables dentro del circuito, ya que las pistas de una PCB tienen poca generación de campos magnéticos. De igual manera el diseño e impresión de esta, permitiría que el dispositivo pueda volverse portable, con la finalidad de realizar muestreos de manera más cómoda.

El brazalete usado en la investigación también puede recibir mejoras. Una de ellas sería modificar el tamaño de los eslabones para poder introducir un mayor número de electrodos. También se puede mejorar la disposición del hilo elástico utilizado para unir los eslabones, ya que después de muchos usos el hilo logró romper los eslabones. A su vez, en el mismo brazalete es importante mejorar la calidad de los electrodos utilizados, añadiendo unos con mejor superficie de contacto, y con un material más eficaz para la transmisión de la electricidad.

En la investigación abordada, la forma de analizar los datos recabados fue mediante el valor RMS, y con él nos dimos a la tarea de conocer si existe una diferencia significativa entre los diferentes estados inducidos en la piel. Sin embargo, creemos que un paso futuro adecuado, sería la utilización de una inteligencia artificial capaz de clasificar los diferentes estados de la piel con más variables, con la finalidad de especificar de manera más rápida y eficaz dicha clasificación.

El último punto para mencionar, y el más innovador, sería la posibilidad de ampliar las ramas de investigación con el mismo dispositivo. Lo más importante para que este dispositivo pueda evolucionar y ser capaz de estudiar no solo la piel, sino que también los huesos, la sangre o diferentes órganos, es la frecuencia de la señal introducida, la amplitud, y la precisión del dispositivo de adquisición. Cambiando la frecuencia y amplitud de la señal introducida, se puede lograr que la señal viaje con mayor o menor profundidad en el cuerpo. Por lo cual, utilizando una señal específicamente configurada para interactuar con alguna otra zona del cuerpo humano, se puede lograr estudiar diferentes zonas del cuerpo con un mismo dispositivo.

BIBLIOGRAFÍA

- Alvero Cruz, J., Correas Gómez, L., Ronconi, M., & Fernández Vázquez Porta Manzañido, R. J. (2011). La bioimpedancia eléctrica como método de estimación de la composición corporal: Normas prácticas de utilización. *Rev Andal Med Deporte*, 4(4), 167-174.
- Arduino. (2018). *What is Arduino*. Recuperado el 22 del 11 del 2021, De <https://www.arduino.cc/en/Guide/Introduction>
- Arias, M. M. (2017). ¿Qué significa realmente el valor de p? *Rev Pediatr Aten Primaria*, 19, 377-381.
- Avon. (s. f.). *La historia de las cremas humectantes e hidratantes*. Recuperado el 23 del 07 del 2021, De <http://bellezaporunproposito.mx/la-historia-de-las-cremas-humectantes-e-hidratantes/>
- Azcona Barbed, L. (2003). Hidratantes y reafirmantes corporales—Acción Integral. *FARMACIA PROFESIONAL*, 17, 70-76.
- Barchiesi, J. (2008). Procesamiento Digital de Señales. En *Introducción al procesamiento digital de señales*.
https://www.euv.cl/archivos_pdf/senales.pdf
- Bayford, R. H. (2006). Bioimpedance tomography (electrical impedance tomography). *Annual Review of Biomedical Engineering*, 8, 63-91.
<https://doi.org/10.1146/annurev.bioeng.8.061505.095716>
- Benaiges Aurora. (2005). Hidratación corporal. *OFFARM*, 24, 92-98.
- Benedí Aguado María José. (1998). *RESISTENCIA DE LA PIEL AL PASO DE LA CORRIENTE ELÉCTRICA EN ADULTOS TRABAJADORES*.

Betancourt, O., Gustavo, A., & Giraldo Suárez, E. (2004). RECONOCIMIENTO DE PATRONES DE MOVIMIENTO A PARTIR DE SEÑALES ELECTROMIOGRÁFICAS. *Scientia et Technica*, 26, 53-58.

Clarys, P., Clijsen, R., Taeymans, J., & Barel, A. O. (2012). Hydration measurements of the stratum corneum: Comparison between the capacitance method (digital version of the Corneometer CM 825®) and the impedance method (Skicon-200EX®). *Skin Research and Technology*, 18(3), 316-323. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0846.2011.00573.x>

Clínica González Cavada. (2019). *Diferencias entre la piel del hombre y la mujer*. Recuperado el 11 del 01 del 2022, De <https://clinicadermatologicamadrid.es/blog/diferencias-entre-la-piel-del-hombre-y-la-mujer/>

Clínica MEDS. (s. f.). *ACTIVIDAD FÍSICA Y SUS EFECTOS EN LA PIEL*. Recuperado el 4 del 01 del 2022, De <https://www.meds.cl/actividad-fisica-efectos-la-piel/>

Diomedi Pacheco, A., Chacón, E., Delpiano, L., Hervé, B., Jemenao, M. I., Medel, M., Quintanilla, M., Riedel, G., Tinoco, J., & Cifuentes, M. (2017). Antiseptics and disinfectants: Aiming at rational use. Recommendations of the advisory committee on healthcare associated infections. Sociedad Chilena de infectología. *Revista Chilena de Infectología*, 34(2), 156-174. <https://doi.org/10.4067/s0716-10182017000200010>

El universal. (2020). *La latina que creó el gel antibacterial*. Recuperado el 03 del 08 del 2021, De <https://www.eluniversal.com.mx/mundo/ella-es-lupe-hernandez-la-latina-que-creo-el-gel-antibacterial-en-1966>

- Fábregas, A., & Del pozo, A. (2006). *Conceptos básicos de hidratación cutánea (II)*. 25, 106-108.
- Gila, L., Malanda, A., Carreño, I. R., Falces, J. R., & Navallas, J. (2009). Electromyographic signal processing and analysis methods. *An. Sist. Sanit. Navar*, 32, 27-43.
- Gobierno de México. (2020). *Covid-19 México*. Recuperado el 01 del 09 del 2021, De <https://datos.covid-19.conacyt.mx/#DOView>
- Hernández Cabrera, J. F. (2018). *Estudio de los parámetros eléctricos de la piel y su temperatura superficial (efectos del estrés)*.
- Herrero, A. J., Martín, J., Benito, P. J., Gonzalo-Martínez, I., Chulvi-Medrano, I., & García-López, D. (2015). Posicionamiento de la National Strength and Conditioning Association-Spain. Entrenamiento con electroestimulación de cuerpo completo. *Revista Andaluza de Medicina del Deporte*, 8(4), 155-162. <https://doi.org/10.1016/j.ramd.2015.05.004>
- Jaeger, A. S., & Barón, M. A. (2009). Uso de la bioimpedancia eléctrica para la estimación de la composición corporal en niños y adolescentes. *Anales Venezolanos de Nutrición*, 22(2).
- José Muñoz M. (2008). Hidratación cutánea. *O F F A R M*, 27, 48-51.
- Laerd statistics. (s. f.). *Kruskal-Wallis H Test in SPSS Statistics*. Recuperado el 28 del 11 del 2021, De <https://statistics.laerd.com/spss-tutorials/kruskal-wallis-h-test-using-spss-statistics.php>

Lizarde, A., & Guerrero, M. (2007). Medición de impedancia eléctrica de la piel en el rango de frecuencia de 5 a 1,000 Hz. *Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica*, 28, 77-82.

Marmolejo Hidalgo, M. F., & Delgado Hernández, T. (2013). *ESTANDARIZACIÓN DE UNA METODOLOGÍA PARA EVALUACIÓN DEL EFECTO HIDRATANTE DE UNA MATRIZ COSMÉTICA PROYECTO DE GRADO MARÍA FERNANDA MARMOLEJO HIDALGO.*

MathWorks. (2022). *Matlab*. Recuperado el 14 del 12 del 2021, De <https://la.mathworks.com/products/matlab.html>

Mayo Clinic. (2022). *Piel seca*. Recuperado el 19 del 03 del 2021, De <https://www.mayoclinic.org/es-es/diseases-conditions/dry-skin/symptoms-causes/syc-20353885>

Medline. (s. f.). *Cambios en la piel por el envejecimiento*. Recuperado el 15 del 11 del 2021, De <https://medlineplus.gov/spanish/ency/article/004014.htm>

Gobierno de México . (s. f.). *Quédate en casa – Coronavirus*. Recuperado el 9 del 07 del 2021, De <https://coronavirus.gob.mx/quedate-en-casa/>

Microcaya. (2016). *Corneometer*. Recuperado el 16 del 09 del 2021, De <https://www.microcaya.com/productos/analizadores-de-piel/para-investigacion/18-corneometer-cm-825>

MiniTab. (2018). *Explicación de los métodos no paramétricos*. Recuperado el 6 del 8 del 2021, De <https://support.minitab.com/es-mx/minitab/18/help-and-how-to/statistics/nonparametrics/supporting-topics/understanding-nonparametric-methods/>

- Minitab. (2018). *Interpretar los resultados clave para Gráfica de caja*. Recuperado el 02 del 12 del 2021, De <https://support.minitab.com/es-mx/minitab/18/help-and-how-to/graphs/how-to/boxplot/interpret-the-results/key-results/>
- Moncada, M. E., & De La Cruz, J. (2011). La actividad electrodérmica— Revisión. *INGENIERÍA E INVESTIGACIÓN*, 31(2), 143-151.
- Monge Rodríguez, C. A. (2017). El efecto de caída de la conductancia electrodermica inducida en el circuito bidactilar. *Visión Criminológica-criminalística*, 16-27.
- Montes Daniel. (2018). *Métodos de Análisis Estadístico*. Recuperado el 10 del 10 del 2021, De <https://www.pgconocimiento.com/metodos-de-analisis-estadistico/>
- OMS. (2020). *Brote de enfermedad por coronavirus (COVID-19): orientaciones para el público*. Recuperado el 02 del 08 del 2021, De <https://www.who.int/es/emergencias/diseases/novel-coronavirus-2019/advice-for-public>
- PJRC. (2022). *Teensy 3.2 Development Board*. Recuperado el 12 del 11 del 2021, De <https://www.pjrc.com/store/teensy32.html>
- PROMAX. (2019). *¿Qué significa RMS y True RMS?*. Recuperado el 26 del 07 del 2021, De <https://www.promax.es/esp/noticias/561/que-significa-rms-y-true-rms-te-explicamos-las-diferencias/>
- Proteus. (2022). *PCB Design and Circuit Simulator Software*. Recuperado el 13 del 09 del 2021, De <https://www.labcenter.com>

Quiroz Gutiérrez, F. (2006). *Anatomía Humana*.

Real Academia Española. (s. f.). Diccionario de la lengua española.

Recuperado el 25 del 12 del 2021, De <https://dle.rae.es>

Rosell, J., Colominas, J., Riu, P., Pallas-Areny, R., & Webster, J. G. (1988). Skin Impedance From 1 Hz to 1 MHz. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 35(8), 649-652. <https://doi.org/10.1109/10.4599>

Ruz Ruiz, M., Vázquez Serrano, F., Salas Morera, L., & Cubera Atienza, A. J. (2010). *EFFECTOS SOBRE LA SALUD HUMANA DE LOS CAMPOS MAGNÉTICOS Y ELÉCTRICOS DE MUY BAJA FRECUENCIA (ELF)*.

Secretaria de Salud. (2022). *Datos Abiertos Dirección General De Epidemiología*. Recuperado el 09 del 03 del 2022, De <https://www.gob.mx/salud/documentos/datos-abiertos-152127>

Silva, J., Rojas, M., Araya, C., & Villagra, F. (2017). Histological Characteristics of the Skin of the Volar Side of the Thumb in Chilean Individuals with Vanishing Dactylogram. *Int. J. Morphol*, 35(3), 1107-1113.

SolidWorks Corporation. (s. f.). *SOLIDWORKS*. Recuperado el 21 del 05 del 2021, De <https://www.solidworks.com/es/product/all-products>

Sparkfun. (2008). *Monolithic Function Generator*. Recuperado el 21 del 11 del 2021, De https://www.sparkfun.com/datasheets/Kits/XR2206_104_020808.pdf

Tecnológico de Monterrey. (s. f.). *Energía eléctrica: Conceptos y principios básicos*. Recuperado el 12 del 10 del 2021, De

https://repositorio.tec.mx/ortec/bitstream/handle/11285/631200/4_t4s1_c5_pdf_1.pdf?sequence=1&isAllowed=y

Tektronix. (s. f.). *Digital Storage Oscilloscopes*. Recuperado el 20 del 09 del 2021, De

<http://www.finaltest.com.mx/v/vspfiles/assets/datasheet/TDS1000B%20%20TDS2000B%20Series.pdf>

Texas Instruments. (1995). *INA12x Precision, Low-Power Instrumentation Amplifiers*.

https://www.ti.com/lit/ds/symlink/ina128.pdf?ts=1645422037247&ref_url=https%253A%252F%252Fwww.google.com%252F

Texas Instruments. (2003). *CD74HC4067*.

https://www.ti.com/lit/ds/symlink/cd74hc4067.pdf?ts=1645107332996&ref_url=https%253A%252F%252Fwww.ti.com%252Fproduct%252FCD74HC4067

Texas Instruments. (2016). *TLC2272x*.

<https://www.ti.com/lit/ds/symlink/tlc2272.pdf?ts=1646841949111>

Ultimaker. (s. f.). *Ultimaker Cura*. Recuperado el 22 del 12 del 2021, De

<https://ultimaker.com/es/software/ultimaker-cura>

Universidad De La Salle. (2018). *Medición del Valor RMS, Valor medio y voltaje pico a pico*. Recuperado el 01 del 11 del 2021, De

<https://www.studocu.com/co/document/universidad-de-la-salle-colombia/circuitos-logicos/rms-practica-de-rms-circuitos-2/5580263>

Webster, J. G. (2010). *Medical Instrumentation* (4.^a ed.).

Webster, J. G. (2014). Skin Impedance. *Journal of Electrical Bioimpedance*, 5, 1-1. <https://doi.org/10.1109/10.4599>

William H. Hayt. (2012). *Engineering Circuit Analysis* (8.^a ed., p. 216). McGraw-Hill.

Yang, L., Dai, M., Xu, C., Zhang, G., Li, W., Fu, F., Shi, X., & Dong, X. (2017). The frequency spectral properties of electrode-skin contact impedance on human head and its frequency-dependent effects on frequency-difference EIT in stroke detection from 10Hz to 1MHz. *PLoS ONE*, 12(1). <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0170563>

Zhang, Y., & Harrison, C. (2015). Tomo: Wearable, low-cost, electrical impedance tomography for hand gesture recognition. *UIST 2015 - Proceedings of the 28th Annual ACM Symposium on User Interface Software and Technology*, 167-173. <https://doi.org/10.1145/2642918.2647356>