



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO
FACULTAD DE INGENIERÍA

**Sistema de monitoreo de
variables fisiológicas con
aplicación en el área de
psicología**

TESIS

Que para obtener el título de
Ingeniero Mecatrónico

P R E S E N T A (N)

Adrián Godínez Aldana

Mijael Hernández Castañeda

DIRECTOR(A) DE TESIS

M. en I. Livier Baez Rivas



Ciudad Universitaria, Cd. Mx., 2019

Agradecimientos

Mijael Hernández Castañeda

Admiración y respeto por mis padres y hermano que hicieron posible que llegase a esta etapa final de mis estudios de licenciatura. Con mucho cariño para ellos que estuvieron conmigo en todo momento apoyándome de forma incondicional.

A todos mis amigos, gracias por su compañía ya que me hicieron pasar momentos bastante agradables en la Facultad y que también en aquellos proyectos dieron lo mejor de ustedes para que nuestro equipo entregara en tiempo y forma los trabajos finales.

Adrián Godínez Aldana

A mis padres Irma y Rafael por cuidarme, criarme y apoyarme. Mostrándome que con perseverancia se pueden alcanzar las metas que nos proponemos sin importar si nacemos o no, con el talento para desempeñar lo que nos gusta.

A mis amigos tanto de la facultad como los externos, los cuales me enseñaron que existen distintos tipos puntos de vista acerca del mundo. También fueron mis compañeros de guerra ya que con su ayuda todos logramos salir adelante durante la carrera.

A toda mi familia. Que siempre me mostraron su apoyo incondicional.

A mi compañero de tesis y amigo Mijael. Jamás pensé que la primera persona que conocí en la facultad me pudiera apoyar tanto.

A la maestra Livier por todo el apoyo que nos brindo desde que fuimos sus alumnos.

Finalmente pero no menos importante a mi querido perro Jonás, que fue un pilar emocional bastante importante en mi vida y me enseñó lo que es la empatía.

Tabla de contenido

Resumen.....	1
Objetivo.....	2
Objetivos específicos	2
Alcances	2
CAPÍTULO 1. INTRODUCCIÓN	3
1.1.- Antecedentes.....	4
1.2.- Marco Teórico.....	6
1.3.- Conceptos de control, médicos y de psicología.....	15
CAPÍTULO 2. DISEÑO CONCEPTUAL.....	30
2.1.- Identificación de las necesidades.	30
2.2.- Especificaciones del producto	34
2.3.- Generación de concepto	37
2.4.- Selección de concepto.....	42
CAPÍTULO 3. DISEÑO DE DETALLE.....	49
3.1.- Subsistema de la señal de oximetría.....	49
3.2.- Subsistema de la señal mioeléctrica	57
3.3.- Subsistema de la señal electrodérmica.....	61
3.4.- Otros elementos del dispositivo	65
CAPÍTULO 4. PRUEBA DE CONCEPTO	70
4.1.- Fase Neutral.....	73
4.2.- Fase de video	75
4.3.- Fase de recuperadora	77
CAPITULO 5. CONCLUSIONES	84
5.1.- Trabajos a futuro.....	87
Anexo I	90
Anexo II.....	95
Anexo III	99
Anexo IV.....	101

Resumen

En el presente trabajo se muestra la metodología para diseñar e implementar un sistema cuya finalidad es adquirir, monitorear y procesar la bioseñales (Oximetría, mioeléctrica, y electrodérmica), mediante una aplicación en psicología, así como de comparar su funcionalidad con la de un dispositivo comercial, para realizar esta comparación se escogieron las siguientes señales biológicas: Oximetría, mioeléctrica, y electrodérmica.

El dispositivo propuesto funciona con un microcontrolador arduino que sirve como intermediario entre la conexión de los circuitos elaborados y el programa desarrollado en Matlab® cuya tarea es mostrar las señales adquiridas por los circuitos.

En este documento se encuentra toda la teoría aplicada en el dispositivo, así como también se nombran las diferentes propuestas para la elaboración de los sensores, la adquisición de datos, componentes de diseño, etc.

Contiene los protocolos de procedimiento, la carta de consentimiento y análisis de resultados del dispositivo. También se nombran consideraciones importantes acerca del uso de ciertos componentes empleados en el dispositivo.

Objetivo

Diseñar un dispositivo que sea capaz de monitorear las señales electrodérmica, oximetría (flujo sanguíneo) y señales mioeléctricas, con aplicación en el área de la psicología.

Objetivos específicos

Se buscará que el dispositivo sea portátil, de manejo sencillo y pueda ser lo suficientemente robusto para no ser afectado por el entorno, es decir, que sea posible su funcionamiento en distintos lugares como bosques, islas, montañas, ciudad, etc. Otro requisito que se buscara es que el dispositivo no sea invasivo, lleve la menor cantidad de cables posibles, que no genere ninguna molestia al usuario al momento de usarlo y que genere un histórico.

Alcances

- Las señales se puedan apreciar en una interfaz en algún procesador.
- El dispositivo este dentro de un contenedor.
- Los sensores sean lo más flexibles (que sea fácil su colocación y que no ocasionen ningún tipo de malestar con el usuario).
- No contenga tantos cables que puedan ser estorbosos.
- Alimentación recargable.

CAPÍTULO 1. INTRODUCCIÓN

Las emociones son reacciones fisiológicas que presentan las personas ante estímulos, estos pueden darse de varias formas, por ejemplo, cuando un sujeto experimenta una situación de miedo al encontrar un animal que le causa fobia, lo que sucederá es que existirá un cambio emocional repentino al que tenía inicialmente, también puede darse dentro del cuerpo, es decir, que haya sufrido alguna alteración hormonal que haga que el sujeto cambie emocionalmente.

En el proyecto se aplicaron estímulos a las personas para observar su estado emocional a través de la realización de una prueba de estrés, la cual se llevó a cabo en tres fases; fase neutral, fase de video y fase recuperadora. La intención es ver cómo se comportan las señales biológicas cuando las personas ven dichas estimulaciones (imágenes y video). Para la realización de este experimento fue necesario el apoyo de psicólogos ya que contribuyeron con material visual y la forma de llevar a cabo las pruebas. Cabe mencionar que las personas que fueron tomadas en cuenta para la experimentación son estudiantes de diversas facultades de la UNAM.

Para poder monitorear señales biológicas se conocen algunos dispositivos comerciales que pueden hacerlo, especialmente en la Facultad de Ingeniería se cuenta con el equipo ProComp Infiniti® altamente especializado en este tema. Una de las desventajas de este instrumento tiene que ver con el precio ya que aproximadamente tiene un valor de \$70,000 (dependiendo el modelo y los sensores que se desean adquirir pueden costar más), además de que los sensores no son de uso comercial. Es por eso que nos vemos en la necesidad de crear un dispositivo que pueda monitorear señales biológicas para aplicaciones psicológicas, de tal manera que se pueda mejorar el precio y otras desventajas que presenta el Infiniti®.

Para el desarrollo de este dispositivo de monitoreo de estados emocionales se ha hecho empleo de conocimientos de distintas áreas como lo es la medicina, psicología e ingeniería. Su construcción fue hecha con el apoyo de una metodología de diseño [24], la cual permite crear y mejorar prototipos.

Al final de esta tesis se analiza los resultados obtenidos con el fin de observar el desempeño que tuvo el dispositivo contra el Infiniti®. También el examinar la morfología de la señales biológicas cuando estas son provocadas ante un estímulo.

1.1.- Antecedentes

En la actualidad existen dispositivos que son capaces de detectar señales biológicas y conforme el tiempo avanza, mejora la precisión de adquisición de datos. Entre uno de los primeros instrumentos creados por el hombre está el polígrafo, el cual se utilizó para saber si la persona estaba diciendo la verdad. Más adelante con base a los descubrimientos, estos dispositivos fueron teniendo distintas aplicaciones hasta la fecha son importantes ya que también tienen fines médicos.

Polígrafo

En 1895 el italiano Cesare Lombroso estudió la relación entre los cambios en el sistema cardiovascular y la reacción del cuerpo con la mentira. Para esto utilizó los parámetros de ritmo cardíaco y presión sanguínea.

En 1938 Leonard Keeler, del Departamento de Policía de Berkeley (California, EE.UU.) contribuyó de manera destacable en la creación del polígrafo moderno. Fabricó un polígrafo compacto denominado Keeler Compact Polygraph, este era un polígrafo de tres canales que imprimía los resultados en papel. Este se considera el precursor del polígrafo actual. [14]

Su funcionamiento consiste en medir las alteraciones fisiológicas ocasionadas por el sistema nervioso. Estas lecturas se confirman realizando las mediciones en varias ocasiones y comprobando la obtención de los mismos resultados a determinadas preguntas hechas. Una prueba poligráfica puede tomar entre una y tres horas y consiste en cuatro fases: [13]

- Entrevista pre-prueba
- Recolección de los gráficos
- Análisis de los gráficos
- Informe escrito

Otro dispositivo existente es el LANTERN 6000, este instrumento tiene la misma finalidad que el polígrafo, la principal diferencia es que este busca analizar el estrés que se puede generar en la voz. [13]



Figura 1 instrumento LANTERN 6000 usado para VSA análisis de estrés de voz [13]

Sistema Procomp Infiniti®

Es utilizado como un instrumento para poder adquirir, mostrar, analizar y guardar datos recogidos por distintos tipos de sensores. Cada sensor tiene un propósito en específico por lo que pueden medir el volumen sanguíneo, temperatura, frecuencia cardiaca, la conductividad de la piel. [15]



Figura 2 Sistema Procomp Infiniti [15]

Sistemas diseñados en la UNAM

Diseño de un sistema de reconocimiento de estrés en seres humanos

En marzo de 2014 el estudiante recién egresado Márquez Correo Francisco Javier publico una tesis en la cual explicaba el desarrollo de un sistema capaz de medir estrés en las personas. Este consistía en adquirir variables fisiológicas asociadas al fenómeno del estrés. Las variables tomadas

para la detección del estrés son la actividad electrodérmica, actividad cardiaca, actividad mioeléctrica y temperatura corporal periférica. [15]

Desarrollo de un sistema para caracterizar el estado de la alegría mediante bioseñales

Recientemente el estudiante recién egresado Buendía Sosa Brian elaboró una tesis en la cual explicaba cómo elaborar un dispositivo que sea capaz de medir la alegría que experimenta una persona. Con base en la identificación de ciertas señales fisiológicas que vienen acompañadas de esta emoción. Las señales utilizadas son la señal mioeléctrica, la señal cardiaca y la respuesta electrodérmica. [16]

1.2.- Marco Teórico

Conceptos empleados en la tesis

Amplificadores operacionales

Los amplificadores operacionales son circuitos integrados lineales que utilizan voltajes de corriente directa (cd) relativamente bajos. El término “operacional” proviene de los primeros amplificadores operacionales fabricados los cuales fueron utilizados principalmente para realizar operaciones matemáticas como la adición, sustracción, integración y diferenciación. [1]

El símbolo del amplificador operacional (también conocido por su abreviación amp-op) estándar se representa en la figura 3. El cual tiene dos terminales de entrada, la inversora (-) y la entrada no inversora (+), y una terminal de salida esta forma es la figura 3a. La mayoría de amplificadores operacionales operan con dos voltajes de alimentación de corriente directa, una positiva y la otra negativa como se observa en la figura 3b. [1]

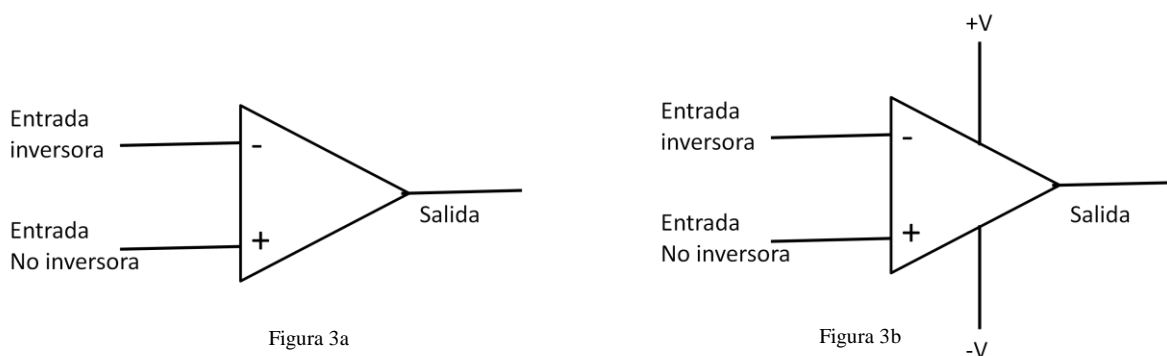


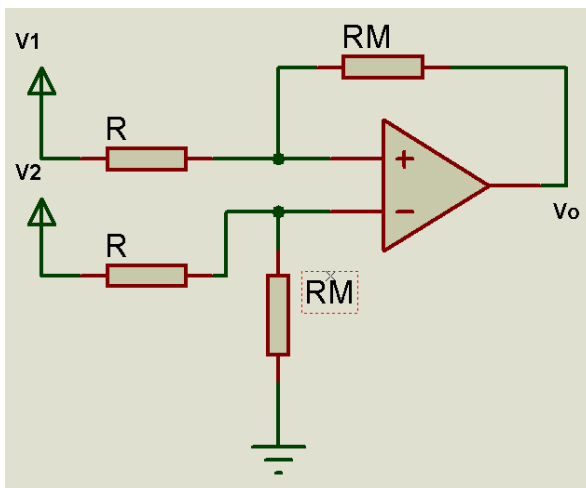
Figura 3 Símbolo de un amplificador operacional [1]

Impedancia: Es la combinación de elementos resistivos o reactivos, el cual es una medida de la habilidad de la red de corriente alterna para impedir el flujo de carga o corriente a través de la red. [17]

Configuraciones de los amplificadores operacionales

Amplificador diferencial: Esta configuración puede medir y también amplificar las pequeñas señales que no sobresalen en señales mucho más intensas. Solo se amplifica la diferencia de las dos señales que entran en esta configuración, si en sus entradas recibe la misma señal, la amplificación será cero ya que el resultado de esta operación es cero. [2]

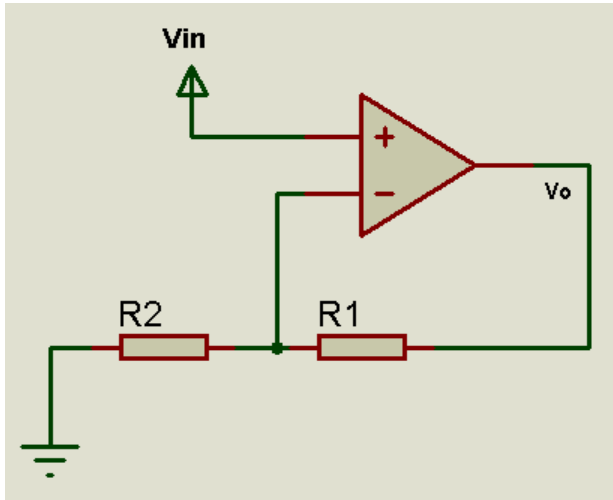
La ganancia en esta configuración de circuito se le conoce como ganancia diferencial G_d , para conservar una sola ganancia diferencial en el circuito se recomienda utilizar un solo valor de R_M y un solo valor de R . [2]



$$V_o = G_d(V_1 - V_2) \quad \text{Donde } G_d = \frac{R_M}{R}$$

Figura 4. Configuración de un amplificador diferencial [2]

Amplificador no inversor: en esta configuración la señal V_i se aplica a la entrada no inversora (+) del amplificador. Mientras que la salida y la entrada inversora del amplificador (-) están conectadas por medio de un circuito de realimentación cuya finalidad será la de establecer la ganancia del voltaje de salida V_o y G es la ganancia del circuito. El circuito de realimentación está conformado por las resistencias R_1 y R_2 . [1] [2]



$$V_o = \left(1 + \frac{R_1}{R_2}\right) V_i$$

$$G = \left(1 + \frac{R_1}{R_2}\right)$$

Figura 5. Configuración de un amplificador no inversor [2]

Nota: (por esta conexión se considera que es una configuración en lazo cerrado, porque existe una realimentación de la salida con una de las entradas del circuito). [2]

Amplificador seguidor: las características más importantes de esta configuración son su alta impedancia de entrada y su baja impedancia de salida. Estas características hacen que esta configuración sea un amplificador separador casi ideal para conectar fuentes de alta impedancia con cargas de baja impedancia. En esta configuración el voltaje de salida se conecta directamente con la entrada inversora (existe una realimentación directa). [1]

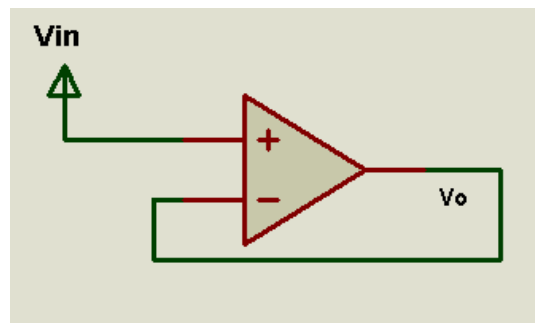


Figura 6. Configuración de un amplificador seguidor [1]

Filtros.

Un filtro es un circuito diseñado para permitir el paso de un rango de frecuencia especificada (a esta frecuencia se le conoce como frecuencia de corte f_c), atenuando a aquellas frecuencias que se encuentran fuera de ese rango. Los circuitos de filtrado pueden ser activos o pasivos. [2]

Los filtros pasivos son aquellos circuitos que solo contienen resistores, inductores y capacitores, como se muestran en la figura 7a. Mientras que los filtros activos son aquellos que emplean transistores o amplificadores más resistores, inductores, y capacitores, como se muestra en la figura 7b. [2]

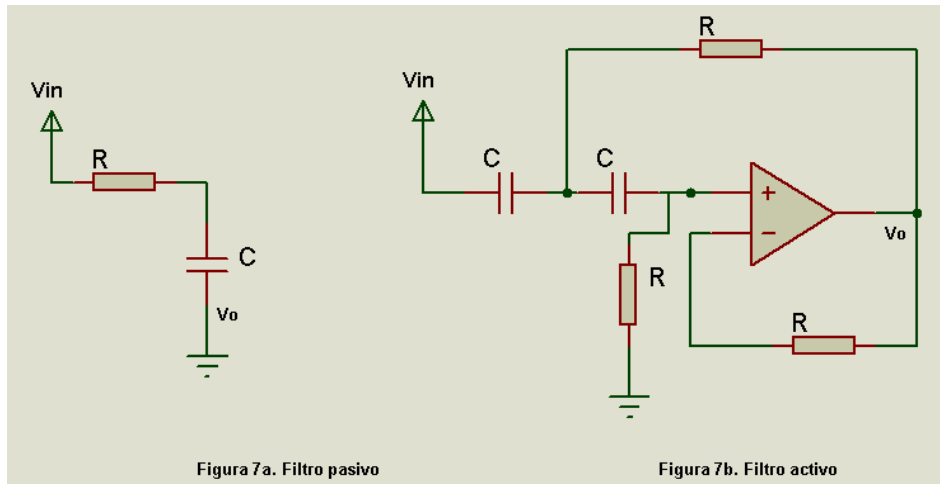


Figura 7. Filtros [2]

Filtro Butterworth: también conocido como filtro máximo plano o plano-plano, en la siguiente figura se muestra la respuesta de frecuencia ideal (línea continua) y la frecuencia real (línea punteada) para tres tipos de filtros Butterworth. Conforme las atenuaciones se vuelven más pronunciadas, se aproximan al filtro ideal con mayor rapidez. [2]

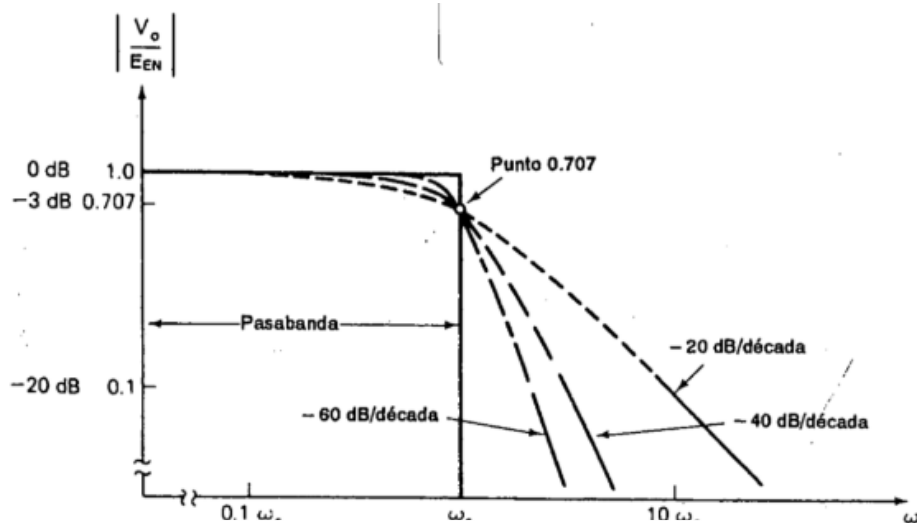


Figura 8. Respuesta de frecuencia de tres tipos Butterworth paso bajas [2]

Un filtro paso bajas es un circuito que posee un voltaje de salida constante con una frecuencia de corte (f_c). Conforme la frecuencia aumenta arriba de f_c , el voltaje de salida disminuye. Por lo que solo permite el paso de frecuencias que estén por debajo de f_c . [2]

Filtro paso bajas de -40 dB/década o de segundo orden.

Para la construcción del siguiente filtro paso bajas se utilizará la configuración Butterworth, dado que muestra atenuaciones más pronunciadas, además, es necesario que la ganancia en circuito cerrado este muy próxima al valor de 1. [2]

Por lo que se tomara en cuenta lo siguiente:

- Elegir una frecuencia de corte, f_c o ω_c .
- $R_1 = R_2 = R$, pertenecientes a los valores entre 10 y 100 k Ω
- $R_F = 2R$.
- $C_1 = \frac{0.707}{\omega_c R} = \frac{0.707}{2\pi f_c R}$ y $C_2 = 2C_1$

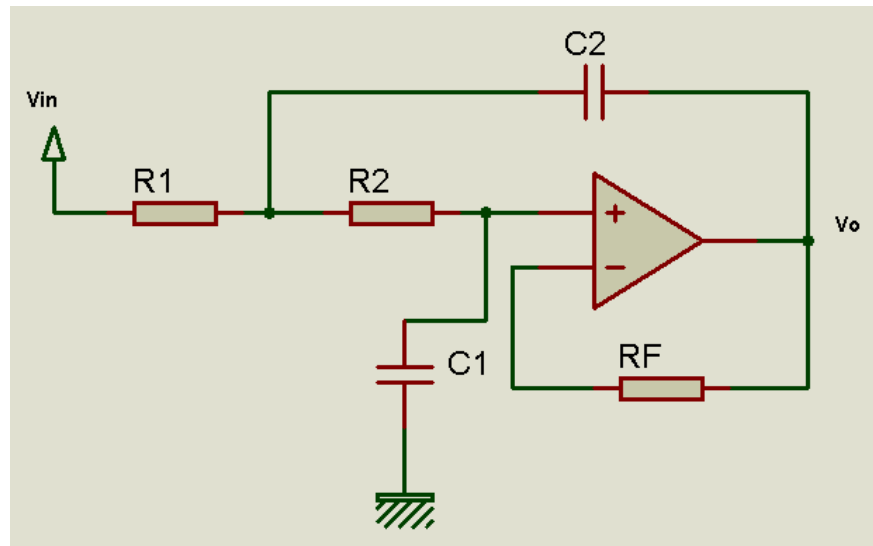


Figura 9. Filtro paso bajas de segundo orden [2]

Un filtro paso altas es un circuito que disminuye el voltaje de salida para todas las frecuencias que estén por debajo de la frecuencia de corte f_c y deje pasar todas las señales cuyas frecuencias están arriba de la frecuencia de corte. [2]

Filtro paso altas de -40 dB/década o de segundo orden.

Para la construcción del siguiente filtro paso altas se utilizara la configuración Butterworth, para cumplir los criterios de Butterworth, la respuesta de la frecuencia debe ser 0.707 a ω_c y estar a 0 dB en pasa banda. Esto se cumplirá si se hace de la siguiente manera. [2]

- Se selecciona una frecuencia de corte, f_c o ω_c .
- Se selecciona un valor de $C_1 = C_2 = C$ (valor comercial).
- Se calcula R_1 mediante $R_1 = \frac{1.414}{\omega_c C} = \frac{1.414}{2\pi f_c C}$
- Se calcula R_2 mediante $R_2 = \frac{1}{2} R_1$
- Para minimizar la corriente continua desviada, se hace $R_f = R_1$.

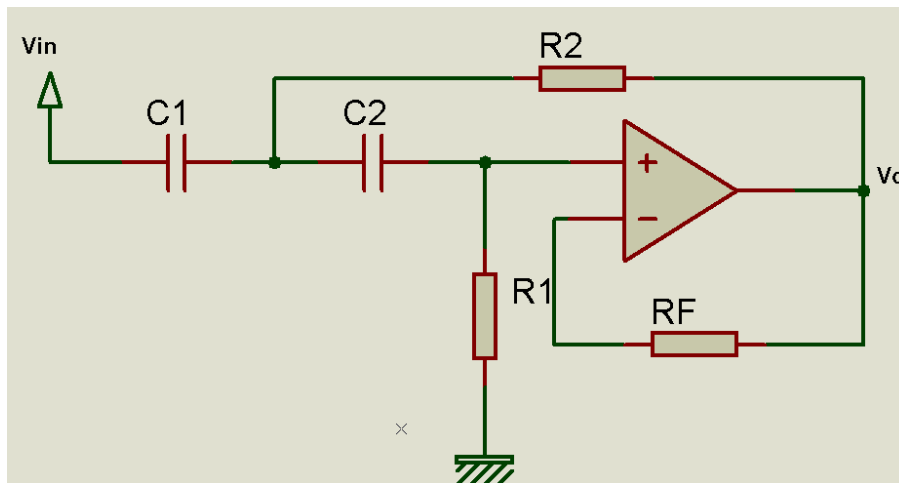


Figura 10. Filtro paso altas de segundo orden [2]

El filtro paso banda es un circuito que permite el paso de un rango o banda de frecuencias determinadas por lo que disminuye todo voltaje de salida que tenga una frecuencia fuera de este rango. Los filtros paso banda poseen dos frecuencias de corte. Una frecuencia de corte alta f_H y una frecuencia de corte baja f_L , la banda entre estas frecuencias o la diferencia entre estas frecuencias se le conoce como ancho de banda B. En este filtro existe una frecuencia que entrega un valor máximo de voltaje o una ganancia máxima G_m , a esta frecuencia se le conoce como frecuencia resonante f_r . Por último a la razón de la frecuencia resonante entre el ancho de banda se le conoce como factor de calidad Q. el factor de calidad Q determina el tipo de filtro pasa banda que se requiere construir. [2]

Estos filtros se clasifican en dos tipos: banda angosta y banda ancha. Se dice que es banda ancha cuando el ancho de banda es mayor a la undécima parte de la frecuencia de resonancia ($B > 0.1f_r$) o bien cuando $Q < 10$ y es banda angosta cuando el ancho de banda es menor a la undécima parte de la frecuencia de resonancia ($B < 0.1f_r$) o bien cuando $Q > 10$. [1] [2]

$$B = f_H - f_L \quad [1] \quad \text{ó} \quad B = \omega_H - \omega_L \quad [2] \quad \text{donde } \omega \text{ es la frecuencia de corte medida en rad/s. Otra forma de calcula B: } B = \frac{0.1591}{RC} \quad [2], \quad R_r = \frac{R}{2Q^2 - 1} \quad [2] \text{ y } f_r = \frac{0.1125}{RC} \sqrt{1 + \frac{R}{R_r}} \quad [2]$$

Por lo que $\omega = 2\pi f \quad [2]$; para el factor de calidad $Q = \frac{f_r}{B} \quad [1]$ ó $Q = \frac{\omega_r}{B} \quad [2]$

Si el filtro es un pasa banda angosta ($Q > 10$). Se proponen tres valores de capacitores teniendo en cuenta que $C = C_1 = C_2$ y con estos se conoce valores busca el valor de las resistencias con

$$R_1 = \frac{Q}{2\pi f_r C G_m} \quad [1] \quad R_2 = \frac{Q}{\pi f_r C} \quad [1] \quad R_3 = \frac{Q}{2\pi f_r C (2Q^2 - G_m)} \quad [1]$$

Una forma de la ganancia en este circuito es con: $G_m = \frac{R_2}{2R_1} \quad [1]$

Para comprobar la frecuencia de resonancia: $f_r = \frac{1}{2\pi C} \sqrt{\frac{R_1 + R_3}{R_1 R_2 R_3}} \quad [1]$

Si el filtro es un paso banda ancha ($Q < 10$) se pueden utilizar las ecuaciones para la banda angosta pero se tiene que tomar en cuenta que $2Q^2 > G_m$. También para la construcción de un filtro de banda ancha se puede utilizar un filtro pasa bajas y un filtro paso altas, los cuales se van a conectar en cascada, es decir conectar a la salida de un filtro paso bajas la entrada del filtro paso altas, o viceversa (no hay diferencia en que filtro se coloca primero). [2]

Una forma de conocer la frecuencia de resonancia en unos filtros conectados en cascada es:

$$f_r = \sqrt{f_H f_L} \quad [1]$$

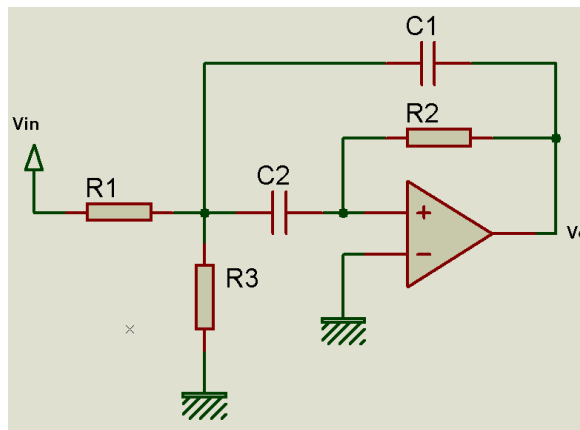


Figura 11. Filtro paso banda [2]

El filtro rechaza banda (también conocido como filtro notch). Es un filtro de ranura en el cual las frecuencias indeseables se atenúan en el rango especificado de la banda: en otras palabras, rechazan una banda específica de frecuencias mientras que pasan todas las frecuencias que se encuentran fuera de la banda. [2]

El filtro notch se realiza de la siguiente manera. Normalmente se diseña para un ancho de banda requerido B o un factor de calidad Q y una frecuencia de corte ω_c conocida. Por lo que se elabora de la siguiente manera:

- Se selecciona un valor de $C_1 = C_2 = C$ (valor comercial).
- Se calcula R_2 mediante $R_2 = \frac{2}{BC}$ en donde B esta en radianes por segundo.
- Se calcula R_1 mediante $R_1 = \frac{R_2}{4Q^2}$
- Se selecciona para R_a un valor conveniente, como $1 \text{ k}\Omega$.
- Se calcula R_b mediante $R_b = 2Q^2 R_a$.

Estos son los pasos para construir un filtro notch. [2]

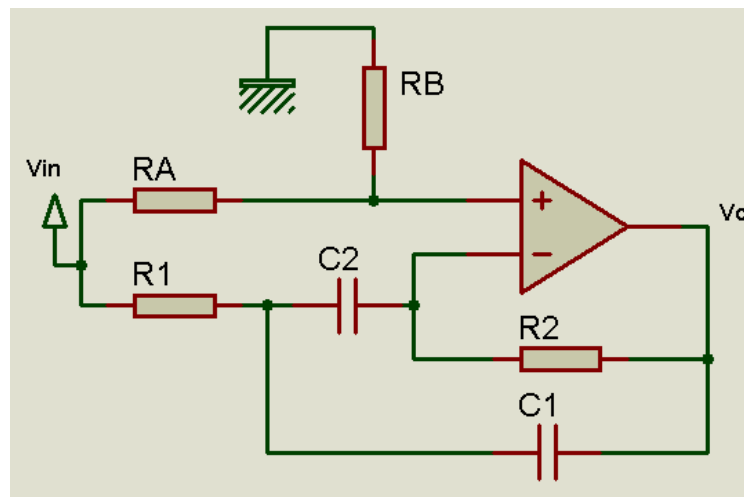


Figura 12. Filtro notch [2]

Temporizador 555 (configuración astable)

También conocido como de oscilación libre. En este modo el voltaje de salida cambia de un estado alto a uno bajo y se reinicia el ciclo. El tiempo de salida puede ser alto o bajo, según se determine por un circuito resistor-capacitor conectado en forma externa al temporizador 555 (como se muestra en la figura 12). El valor de salida del voltaje alto es ligeramente menor que el V_{cc} , y el valor de salida del voltaje bajo es aproximadamente de 0.1 V . [2]

$$t_{alta} = 0.695 (R_A + R_B)C$$

Donde t_{alta} es el intervalo de tiempo en voltaje alto.

$$t_{baja} = 0.695 R_B C$$

Donde t_{baja} es el intervalo de tiempo en voltaje bajo.

$$T = t_{alta} + t_{baja} = 0.695 (R_A + 2R_B)C \quad \text{Donde } T \text{ es el periodo total de oscilación.}$$

$$f = \frac{1}{T} = \frac{1.44}{(R_A + 2R_B)C}$$

Donde f es la frecuencia de oscilación.

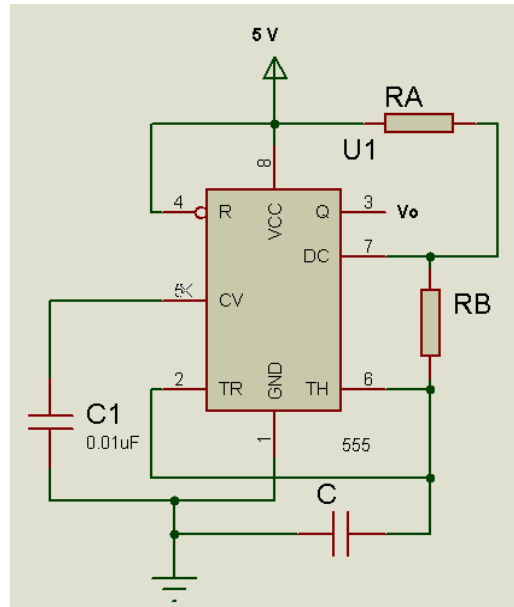


Figura 13. Temporizador 555 en configuración astable [2]

Puente de Wheatstone (Puente de resistencias)

Es el circuito más común que se usa para convertir un cambio de resistencias a un cambio de voltaje. El puente consiste en dos divisores de voltaje, y el voltaje de salida es la diferencia que existe entre los voltajes en los divisores. La aplicación de la relación del divisor de voltaje da el voltaje de salida. [21]

$$V_{Sal} = V * \left(\frac{R_0}{R_1 + R_0} - \frac{R_2}{R_3 + R_2} \right)$$

El puente esta balanceado cuando el voltaje de salida es cero, lo cual requiere:

$$\frac{R_0}{R_1} = \frac{R_2}{R_3} \quad [21]$$

La siguiente figura muestra su forma de conexión.

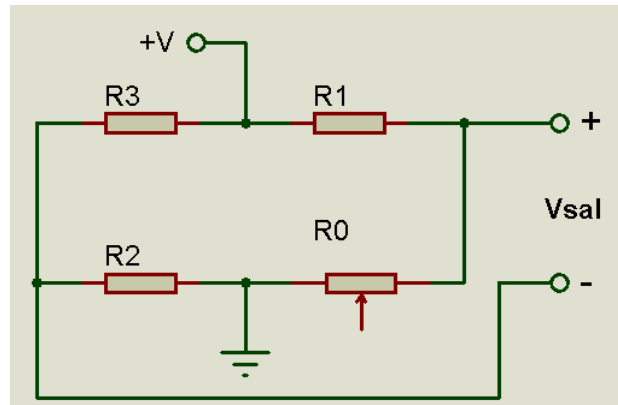


Figura 14. Diagrama de circuito de un puente de Wheatstone [21]

Blindaje: dado a que el sistema puede sufrir de oscilaciones no deseadas por un lazo de tierra, una diferencia de potencial no deseada entre dos puntos aterrizados. Una forma para solucionar este problema es utilizar un único punto a tierra. Dado a que no hay diferencia de potencial entre dos puntos ya que existe solo uno. [20]

Lazo a tierra: si se usa más de un punto de tierra en amplificador multietapa, la resistencia entre los distintos puntos de tierra producirá pequeños voltajes de retroalimentación no deseados. En algunos amplificadores puede ocasionar oscilaciones indeseables. [20]

1.3.- Conceptos de control, médicos y de psicología.

Sistema de lazo cerrado: es un sistema en el cual la señal de error es la diferencia entre la señal de entrada y la señal realimentada (la cual puede ser la señal de salida misma o una función de la señal de salida y sus derivados), se alimenta al controlador de modo que se reduzca el error y lleve la salida del sistema a un valor deseado. El termino sistema de lazo cerrado siempre implica el uso de una acción de control realimentado con el objeto de reducir el error del sistema. [12]

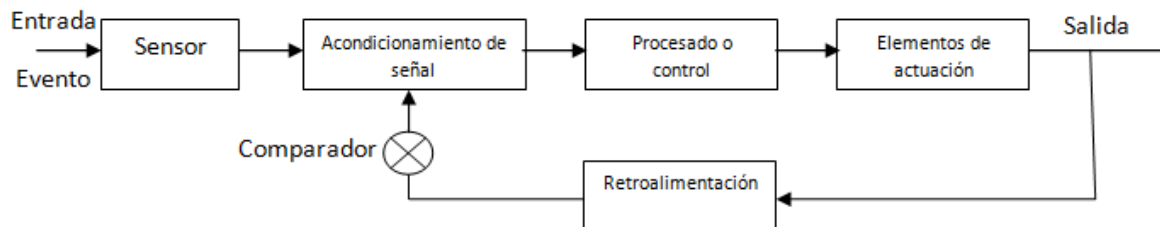


Figura 15 Sistema de lazo cerrado

Fisiología Humana. Describe las características y mecanismos específicos del cuerpo humano que hacen de él un ser vivo. [3]

Homeostasis: Es la condición de equilibrio (balance) en el medio interno gracias a la continua interrelación de los múltiples procesos de regulación corporal. La homeostasis es un proceso dinámico. El estado de equilibrio del cuerpo puede modificarse dentro de estrechos márgenes compatibles con la vida, con el fin de adaptarse a los cambios del medio que lo rodea. [4]

Sistemas de retroalimentación: Es un ciclo de fenómenos en el cual el estado de una determinada condición corporal es continuamente supervisado, evaluado, modificado, vuelto a supervisar y a evaluar, y así sucesivamente. Cada variable supervisada, como la temperatura corporal, la presión arterial o el nivel de glucosa sanguínea, se denomina condición controlada. Cualquier alteración que causa un cambio en una condición controlada se denomina estímulo. [4]

Los componentes básicos que conforman un sistema de retroalimentación son:

- Receptor: Es la estructura del cuerpo que observa cambios en una condición controlada y envía información llamada señal de entrada a un centro regulador. Habitualmente, la señal de entrada se produce en la forma de impulsos nerviosos o señales químicas. Ejemplo: Las terminaciones nerviosas de la piel pueden detectar la temperatura.
- Centro regulador o integrador: El cerebro establece el rango de valores entre los cuales determinada condición controlada debe mantenerse, evalúa las señales de entrada que recibe de los receptores y genera señales de salida cuando son necesarias. La señal de salida se produce por lo general bajo la forma de impulsos nerviosos, hormonas u otras señales químicas.
- Efector: Es la estructura del cuerpo que recibe las señales de salida del centro regulador y produce una respuesta o efecto que modifica la condición controlada. Casi todos los órganos o tejidos del cuerpo pueden funcionar como efectores.

Un grupo de receptores y efectores en comunicación con su centro regulador conforman un sistema de retroalimentación, que puede regular una condición controlada en el medio interno corporal. En estos sistemas, la respuesta del sistema devuelve información para modificar la condición controlada de alguna forma, ya sea revirtiéndola (retroalimentación negativa) o intensificándola (retroalimentación positiva). [4]

Un ejemplo de este sistema es el que se muestra en la figura 16. [4]

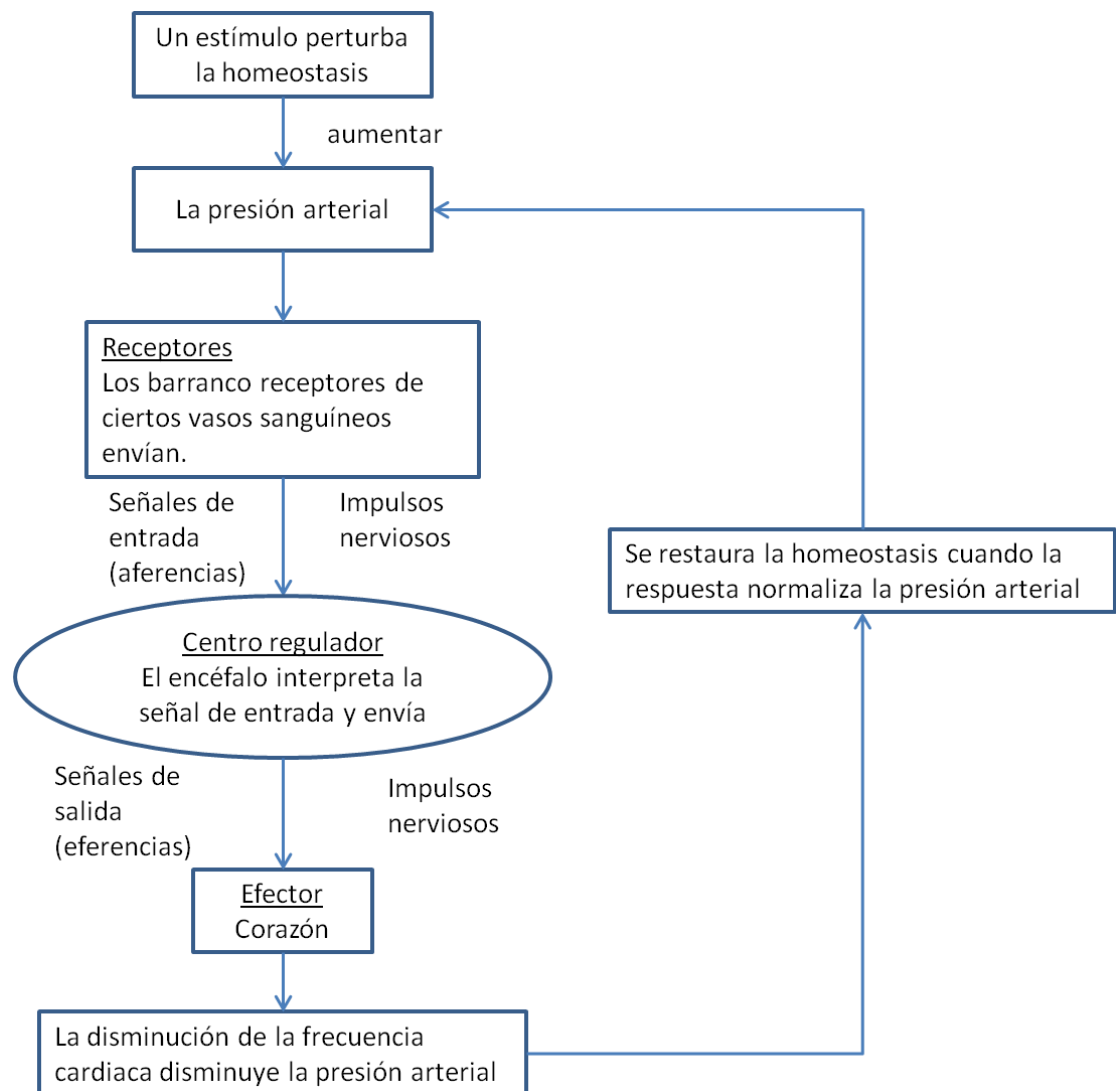


Figura 16. Diagrama de un sistema de retroalimentación [4]

Oximetría: Consiste en determinar cuál es la proporción de hemoglobina total en la sangre que está en ese momento combinada con el oxígeno, es decir, establecer la proporción entre oxihemoglobina y hemoglobina reducida. [23]

El sistema cardiovascular o circulatorio

Se compone por el corazón, los vasos sanguíneos, sistema linfático y la sangre. Los vasos sanguíneos forman una red por la que fluye la sangre del corazón a todas las células vivas y de estas al corazón. La sangre cumple muchas funciones, entre ellas se encuentra el transporte de nutrientes, gases respiratorios, desechos metabólicos, hormonas, electrolitos y anticuerpos. [7]

Mientras la sangre fluye circula por todo el cuerpo, las células extraen sin cesar nutrientes, hormonas, electrolitos, oxígeno y otras sustancias, al mismo tiempo, excretan desechos indeseables hacia la sangre. Esta es transportada a través del cuerpo por una red que sale del corazón y regresa a él. Los principales tipos de vasos sanguíneos son arterias, arteriolas, capilares, vénulas y venas. Otra parte importante del sistema circulatorio es el sistema linfático que drena el líquido llamado linfa. El sistema linfático se compone de vasos, ganglios, y glándulas linfáticas [7]

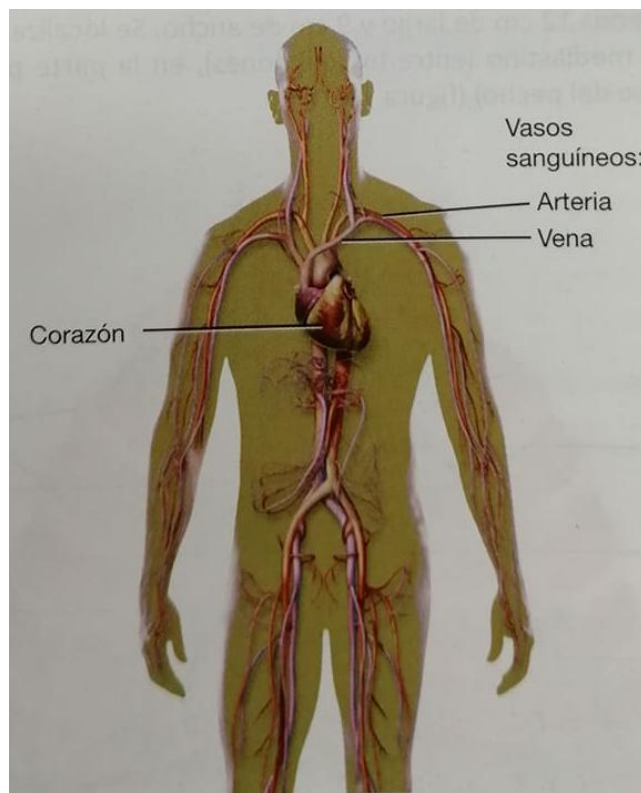


Figura 17. Mapa del cuerpo del sistema circulatorio [7]

El corazón: Este órgano se encarga de impulsar la sangre a través de los vasos sanguíneos hacia las distintas regiones del organismo. Es una bomba muscular doble, que se regula de manera automática. La mitad derecha del corazón recibe sangre desoxigenada (con un

contenido reducido, pero no nulo de oxígeno) del organismo y la bombea hacia los pulmones, mientras el lado izquierdo recibe sangre oxigenada de los pulmones y la bombea por la aorta para su distribución por el resto del organismo. [8]

La Sangre. El cuerpo de un adulto contiene un promedio de 5 a 6 litros de sangre en circulación, y el de la mujer casi un litro menos; esta diferencia de volumen se refleja por el tamaño corporal. La sangre se divide en plasma, que constituye entre el 46 y el 63% de su volumen, y elementos formes (o figurados), que componen el resto. El porcentaje de sangre completa que se compone de elementos formes se denomina “hematocrito”. Los eritrocitos o también conocidos como glóbulos rojos son los que le dan su color rojo a la sangre; esto se debe a que los glóbulos rojos conforman el 99.9% de los elementos formes de la sangre completa. La fracción restante de elementos formes la componen las plaquetas y los glóbulos blancos. La fracción correspondiente al plasma consiste en agua, que contiene proteínas de plasma y otros solutos como electrolitos, nutrientes orgánicos y residuos. Los sistemas cardiovasculares se caracterizan por una inmensa red de arterias, capilares y venas, que suministran a los aproximadamente 75 billones de células del cuerpo humano un flujo de sangre a efectos de transporte, protección y regulación. El suministro constante de sangre a todos los tejidos internos y periféricos es esencial para el transporte de oxígeno, nutrientes, agua y moléculas biológicamente activas a los tejidos, y para la eliminación de dióxido de carbono, exceso de agua y residuos, y su transporte a los órganos adecuados para su excreción. [5]

La frecuencia cardíaca común en los adultos es entre los 70 y 80 latidos por minuto en reposo. La taquicardia es una frecuencia cardíaca rápida o del pulso de reposo por encima de 100 latidos por minuto. La bradicardia es una frecuencia cardíaca o de pulso lenta en reposo por debajo de los 50 latidos por minuto. Los atletas de resistencia exhiben normalmente bradicardia. [4]

Existen tres tipos principales y varios subtipos de elementos formes:

1. Eritrocitos o glóbulos rojos.
2. Leucocitos o glóbulos blancos.
 - 2.1 Granulocitos (tienen gránulos en el citoplasma)
 - 2.1.1 Neutrófilos. Su función es la defensa Inmunitaria (fagocitosis).
 - 2.1.2 Eosinófilos. Su función es defender contra parásitos.
 - 2.1.3 Basófilos. Estos se encargan de la respuesta inflamatoria.
 - 2.2 Agranulocitos (no tienen gránulos en su citoplasma)
 - 2.2.1 Linfocitos.
 - 2.2.1.1 Linfocito T. Se encargan de la respuesta inmunitaria celular; destruyen las células infectadas por virus y las cancerosas.
 - 2.2.1.2 Linfocito B. Se encarga de la producción de anticuerpos.

2.2.2 Monocitos. Se encargan de la defensa inmunitaria (fagocitosis)

3. Plaquetas o trombocitos. Se encargan de la coagulación de la sangre.

Todos estos formes de la sangre son células sanguíneas. [6]




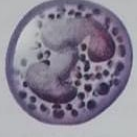
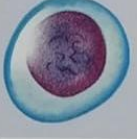
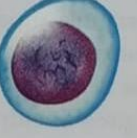


CÉLULA SANGUÍNEA	FUNCIÓN
Eritrocito 	Transporte de oxígeno y dióxido de carbono
Neutrófilo 	Defensa inmunitaria (fagocitosis)
Eosinófilo 	Defensa contra parásitos
Basófilo 	Respuesta inflamatoria
Linfocito B 	Producción de anticuerpos
Linfocito T 	Respuesta inmunitaria celular; destruye las células infectadas por virus y las cancerosas
Monocito 	Defensa inmunitaria (fagocitosis)
Plaqueta 	Coagulación de la sangre

Figura 18. Elementos formes de la sangre [6]

Eritrocito: Esta célula sanguínea se encarga de transportar el oxígeno y dióxido de carbono. Tienen una forma de bicóncavo la cual le sirve para introducir o extraer rápidamente los gases sanguíneos disueltos los cuales son el oxígeno (O_2) y el dióxido de carbono (CO_2) y otros solutos del

eritrocito. También ayuda a impedir que los eritrocitos giren mientras fluyen por el torrente sanguíneo. [6]

Los eritrocitos maduros carecen de núcleo y organelas citoplásmicas. Por este motivo no son capaces de replicarse ni sustituir los componentes celulares perdidos o dañados. Sin embargo, el espacio intracelular adicional obtenido por la ausencia de núcleo y organelas citoplásmicas se rellena completamente de un pigmento rojo muy importante llamado hemoglobina (Hb). Las propiedades químicas exclusivas de la hemoglobina permiten que los eritrocitos realicen varias funciones necesarias para el mantenimiento de la homeostasis, como el transporte del oxígeno y la amortiguación de la sangre. [6]

Hemoglobina (Hb): La hemoglobina es una proteína cuaternaria compuesta por cuatro cadenas de polipeptidos plegadas, dos cadenas alfa (α) y dos cadenas beta (β). Existe una estructura química llamada grupo hemo inmersa en cada cadena plegada. Un átomo de hierro (Fe) dentro del grupo hemo atrae a las moléculas de oxígeno a unirse a la hemoglobina y formar así un complejo de oxígeno-hemoglobina llamado oxihemoglobina (HbO_2). [6]

Oxihemoglobina (HbO_2): Esta permite el transporte eficiente del 98.5% de todo el oxígeno necesario para las células del organismo (el 1.5% restante esta disuelto en el plasma). [6]

Instrumentación para medir la oximetría

Los niveles de oxígeno y dióxido de carbono son críticos para el mantenimiento de pH y el funcionamiento saludable de las células. [18]

Una forma para medir el oxígeno contenido en la sangre (la cual usualmente se expresa como el porcentaje de saturación de oxígeno; % SpO_2) es tomando una muestra de sangre de una arteria. Para medir la saturación del oxígeno se utiliza una oximetría de pulso. El oxímetro también puede monitorear el ritmo cardiaco o el pulso. [18]

Este dispositivo consiste en un led emisor de luz acoplada con un fotodiodo. El cual se coloca en la punta de un dedo o en el lóbulo de la oreja. El oxímetro de pulso mide la diferencia de luz absorbida en 2 longitudes de onda; una en la porción de luz roja de la región visible y la otra en la región infrarroja. Estas medidas brindan información sobre la oxihemoglobina (hemoglobina sin oxígeno) y la desoxihemoglobina (hemoglobina sin oxígeno) en el tejido. [18]

La luz roja no se absorbe bien por la sangre oxigenada, pero la luz infrarroja si es absorbida por esta. Se utilizan fotodiodos para producir pequeños haces de luz de estas dos longitudes de onda, y

detectores para medir la fracción de cada haz de luz que pasa a través del tejido. El dispositivo calcula la proporción de absorción de rojo a infrarrojo. [18]

La proporción de absorción rojo/infrarrojo durante la pulsación esta correlacionada con el %SpO₂ de la sangre arterial. [18]

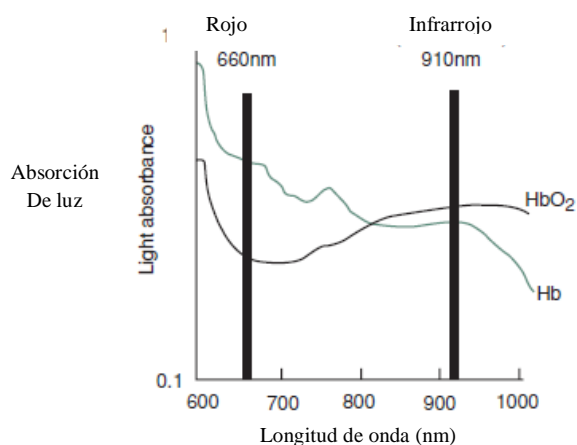


Figura 19. Medición la saturación del oxígeno en el tejido. Para medir el oxímetro de pulso usa la absorción de luz en dos diferentes longitudes de onda: 660 nm (en la porción roja de la región visible) y 910 nm (en la región infrarroja). La oxihemoglobina (HbO₂) y desoxihemoglobina (Hb) tienen diferentes características de absorción en estas dos longitudes de onda. [18]

Conductancia de la piel: La conductancia de la piel es un tipo de medida psicofisiológica periférica, donde una sustancia tiene la capacidad de conducir corriente eléctrica. Las variaciones que presenta, se deben básicamente a la secreción que tienen las glándulas sudoríparas que se encuentran distribuidas en la subdermis, ubicadas principalmente en las manos y en la planta de los pies. Estas glándulas trabajan como resistencias eléctricas, cuando el sudor se impregna en las plantas de los pies o manos, ocasiona que la resistencia se disminuya (la conductividad aumenta). La amplitud de esta respuesta eléctrica varía según la cantidad de secreción y de glándulas sudoríparas activadas. [22]

La piel: También conocida como tegumento, realiza varias funciones importantes como la de protección contra lesiones e infecciones, impide la pérdida de líquidos corporales esenciales, mantiene el sistema nervioso con el sistema circundante. Esta se divide en 2 partes: epidermis y dermis. [11]

La epidermis o capa externa de la piel está compuesta de células epiteliales escamosas estratificadas. Dispuestas en 5 estratos:

- Estrato córneo: está constituido de células que se descaman continuamente.
- Estrato lúcido: está compuesto de células transparentes aplanadas.
- Estrato granuloso: tiene una participación activa en la queratinización (proceso por el cual las células se hacen compactas y frágiles).
- Estrato espinoso: forma parte del estrato germinativo.
- Estrato germinativo (Malpighi): este estrato base contiene las únicas células epidérmicas de división celular mitótica.

La figura 17 muestra como está compuesta la epidermis [11]

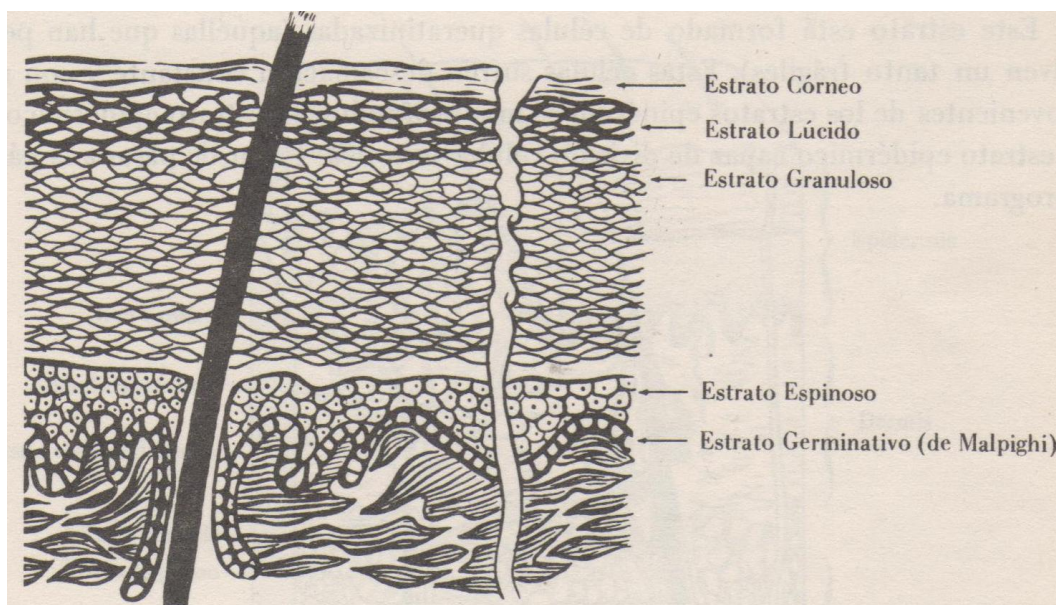


Figura 20. Los cinco estratos de la epidermis [11]

La dermis es la segunda capa de la piel la cual está compuesta de tejido conectivo, dotado de vasos sanguíneos, vasos linfáticos, nervios, fibras elásticas y numerosas estructuras accesorias. La dermis consta de dos estratos:

- El estrato papilar el cual esta adyacente a la epidermis, este estrato está formado de salientes y depresiones alternadas que aparecen como tenues surcos en la superficie exterior de la piel. Estos surcos son precisos en la superficie palmar (palma) y plantar (planta del pie) del cuerpo. Debajo del estrato papilar de la dermis se encuentra una red de capilares venosos denominada plexo venoso subpapilar. El tejido areolar (llamado generalmente tejido subcutáneo o fascia superficial) fija la dermis a estructuras subyacentes tales como la fascia profunda y el tejido muscular.

- El estrato reticular es aquel que se encuentra entre el estrato papilar y el tejido subcutáneo. El tejido subcutáneo tiene por lo general grandes cantidades de células grasas (adiposas), fija la dermis a estructuras subyacentes como la fascia profunda y el tejido muscular.

La figura 18 muestra como está compuesta la dermis [11]

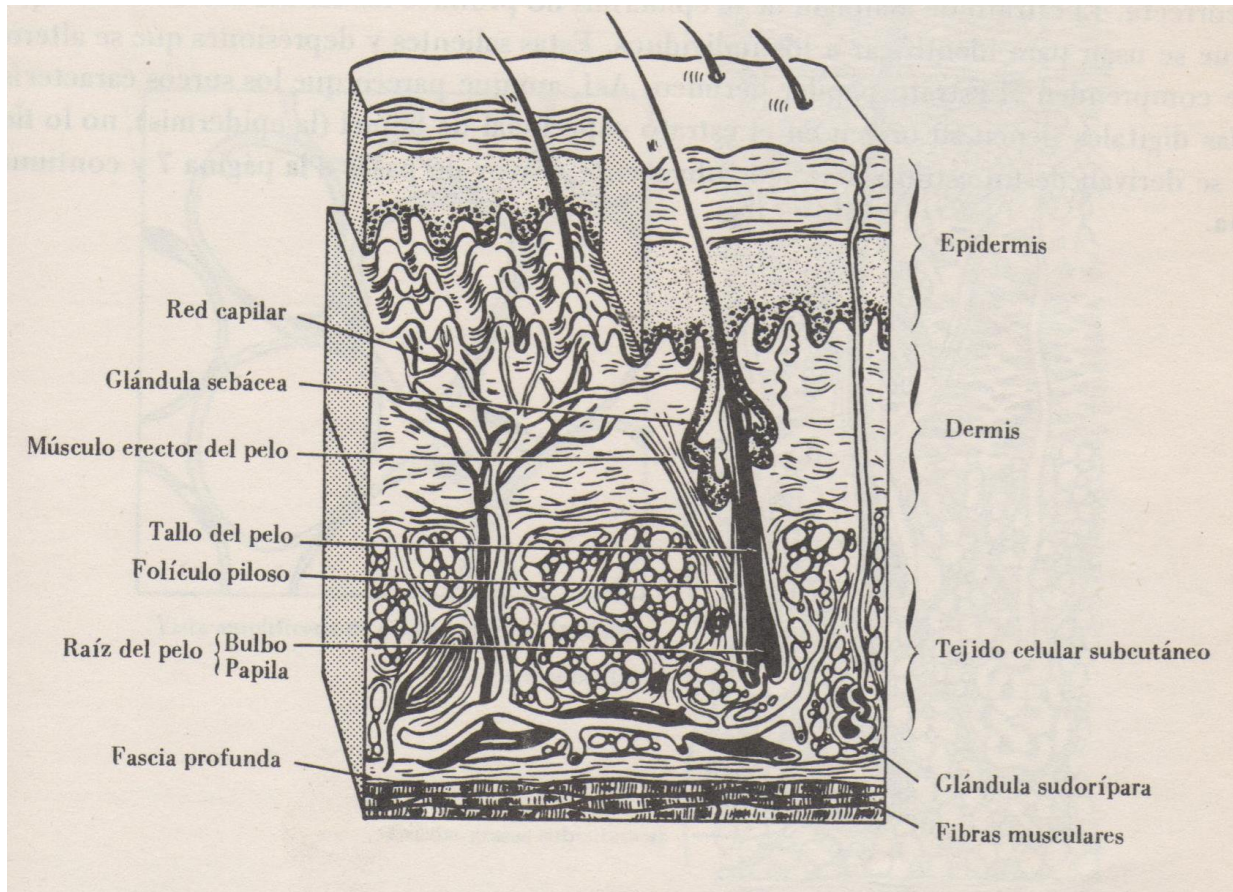


Figura 21. Vista tridimensional de la piel que muestra la estructura de la dermis. [11]

Glándulas sudoríparas: Estas glándulas están distribuidas sobre la superficie del cuerpo, pero son particularmente numerosas en las superficies palmar y plantar, la frente y las regiones axilares. Una glándula sudorípara consta de una porción secretora y un conducto exterior. [11]

El sudor puro, secretado por las glándulas sudoríparas, contiene las mismas sales inorgánicas que la sangre, pero en concentraciones menores. Entre sus componentes orgánicos se encuentran urea, ácido úrico, amoníaco y varios aminoácidos. [11]

Las glándulas sudoríparas están regidas por nervios autónomos, los cuales a su vez están controlados por los centros cerebrales del sudor. Cuando la temperatura corporal se eleva debido a

las condiciones ambientales externas o al incremento de la actividad muscular (incluso en incrementos de 0.2 a 0.5 °F), los centros cerebrales del sudor envían impulsos nerviosos a las glándulas que estimulan la secreción de sudor. [11]

Instrumentación para medir la señal electrodérmica

Muchos circuitos emplean filtros paso bajas con una frecuencia de corte 6 Hz para remover cualquier ruido extraño en el circuito. También usan filtros paso altas para eliminar cualquier cambio tónico o movimiento de la línea de base. Con ambos filtros combinados, el circuito de medición solo observa los cambios de resistencia de las respuestas reales. [26]

Electromiografía: Es el estudio de la función del musculo a través de la investigación de la señal eléctrica que emana el musculo. [19]

Esta mide la actividad eléctrica (potenciales de acción musculares) de los músculos en contracción y relajación. Normalmente los músculos en reposo no producen actividad eléctrica; una pequeña contracción produce cierta actividad; y en una contracción más fuerte se desarrolla una mayor actividad. [4]

Sistema nervioso: Este sistema consiste en una red intrincada y altamente organizada de miles de millones de neuronas y de células gliales. Entre las estructuras que forman el sistema se hallan el encéfalo, los nervios craneales y sus ramas, la médula espinal, los nervios espinales y sus ramas, los ganglios nerviosos y los receptores sensitivos. El sistema nervioso lleva a cabo un complejo conjunto de tareas. Permite sentir olores, producir el habla y recordar hechos pasados; además provee señales que controlan los movimientos del cuerpo y regulan el funcionamiento de los órganos. Estas actividades pueden ser agrupadas en tres funciones básicas: [4]

- **Función sensitiva.** Los receptores sensitivos detectan los estímulos internos, como el aumento de la acidez de la sangre, y los externos, como el estímulo que produce una gota de lluvia cuando cae en el brazo. Las neuronas denominadas sensitivas o aferentes transportan esta información hacia el encéfalo y la medula espinal a través de los nervios craneales y espinales.
- **Función integradora.** El sistema nervioso integra (procesa) la información sensitiva analizando y conservando parte de esta y tomando decisiones para efectuar las respuestas apropiadas. Una función integradora importante es la percepción, que constituye la sensación consciente de un estímulo sensitivo. La percepción tiene lugar en el cerebro. Muchas de las neuronas que participan en la integración son interneuronas, con axones que se extienden sólo por una corta distancia y toman contacto con neuronas cercanas

localizadas en el cerebro o la medula espinal. La vasta mayoría de las neuronas en el organismo son interneuronas.

- **Función motora.** Las neuronas que cumplen esta función se denominan funciones motoras o eferentes. Las neuronas motoras llevan información desde el cerebro hacia la medula espinal o fuera del encéfalo y de la medula espinal a los efectores (músculos y glándulas) a través de los nervios craneales y espinales. La estimulación de los efectores por las neuronas eferentes puede producir la contracción de un músculo o estimular a una glándula para aumentar su secreción.

Encéfalo: Parte del sistema nervioso central que se encuentra dentro de la cavidad craneal. [4]

Medula espinal: Masa de tejido nervioso localizada en el conducto vertebral en la que se originan los 31 pares de nervios espinales. [4]

Nervio craneal: Cada uno de los 12 pares de nervios que se originan en el encéfalo, atraviesan los forámenes craneales y proveen inervación motora y sensitiva a la cabeza, el cuello, parte del tronco y las vísceras torácicas y abdominales. [4]

Nervio: Es un haz de cientos de miles de axones, a los que se suman el tejido conectivo y los vasos sanguíneos que se encuentran por fuera del cerebro y la medula espinal. [4]

Axón: Prolongación larga y por lo general única de una neurona por la que se propagan los impulsos nerviosos hacia los terminales axónicos. [4]

Músculos: La función de la mayoría de los músculos es producir movimiento de las partes del cuerpo. Algunos músculos funcionan principalmente estabilizando los huesos para que otros músculos esqueléticos puedan efectuar el movimiento de forma más efectiva. [4]

Miofibrillas: Estructura filamentosa que se extiende en forma longitudinal dentro de una fibra (célula) muscular formada principalmente por filamentos gruesos (miosina) y filamentos finos (actina, troponina y tropomiosina). [4]

Miosina: Proteína contráctil que forma los filamentos gruesos de las fibras musculares. [4]

Actina: Proteína contráctil que forma los filamentos finos de las fibras musculares. [4]

Tejido muscular: Algunas de sus funciones son producir movimientos corporales, estabilizar las posiciones corporales, almacenar y movilizar sustancias en el organismo y generar calor. [4]

Una de sus propiedades es la capacidad de responder a ciertos estímulos produciendo señales eléctricas llamadas potenciales de acción. Los componentes más importantes de un músculo esquelético (estos músculos se encargan de mover los huesos) son las fibras musculares que lo constituyen. Los múltiples núcleos de una fibra muscular esquelética se localizan debajo del sarcolema, la membrana plasmática de una célula muscular.[4]

Miles de pequeñas invaginaciones del sarcolema, llamadas túbulos transversos (túbulos T), penetran desde la superficie hacia el centro de cada fibra. Los túbulos T se abren al exterior, llenándose con el líquido intersticial. Los potenciales de acción musculares viajan a lo largo del sarcolema y a través de los túbulos T, extendiéndose por toda la fibra. Esta disposición asegura que el potencial de acción generado excite todas las porciones de la fibra aproximadamente en forma simultánea. [4]

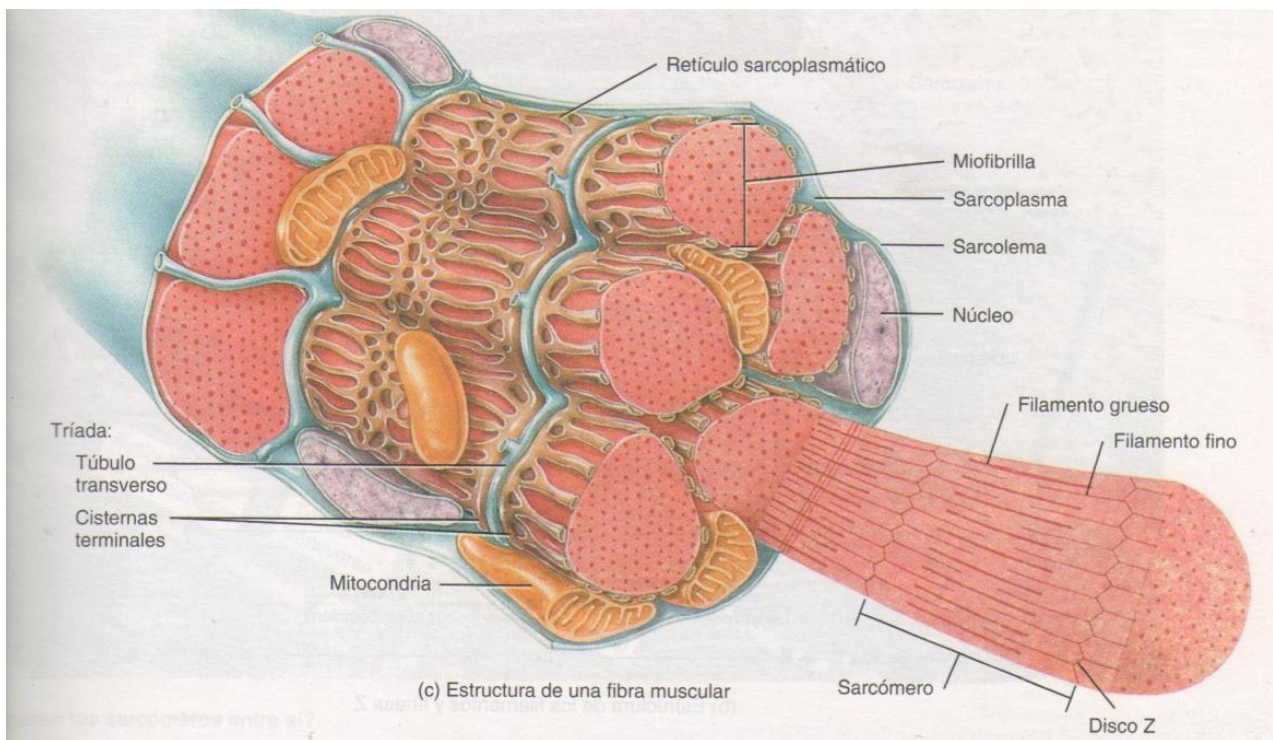


Figura 22. Estructura de una fibra muscular. [4]

Instrumentación para la obtención señal mioeléctrica

La fuente de la señal SEMG (Sistema electromiográfico) es el potencial de acción de la unidad motora (MUAP). Los potenciales de acción son emitidos por cada una de las unidades motoras activadas durante una contracción dada (potenciales de acción generados por los músculos). La señal generada necesita pasar a través del tejido del cuerpo antes de alcanzar los electrodos, por lo que la señal se encontrará con resistencias durante su trayecto al electrodo. Estas resistencias tratarán de impedir o absorberán la energía de la señal, ocasionando que la señal que alcanza el electrodo sea menor que la señal original (aquella que se genera en los potenciales de acción). Además de que el tejido del cuerpo tiende a absorber componentes de alta frecuencia de la señal, permitiendo que las frecuencias lentas pasen fácilmente; de esta manera, se considera que el tejido corporal proporciona un filtro de paso bajo para la señal. [19]

Una vez que la señal llega a la piel, es detectada por los electrodos, los electrodos mandarían la señal a un amplificador diferencial, cuya función consiste en amplificar la señal, dado que la señal se ve reducida por las resistencias que se encuentran en el cuerpo. Otra función que tiene el amplificador diferencial es medir la señal que se genera entre dos potenciales de acción con respecto a una zona del cuerpo. La señal amplificada deberá ser procesada por lo que primero pasará por un filtro notch, esto es porque la mayoría de instrumentos SEMG contienen un filtro notch de 60 Hz, cuyo propósito es el de eliminar cualquier ruido eléctrico de 60 Hz del ambiente. Después de este filtro se coloca un filtro pasa banda de 25 a 500 Hz, esto es porque los músculos emiten frecuencias de hasta 500 Hz. Y finalmente para quitar el ruido generado por el electrocardiógrafo se coloca otro filtro paso banda 100 a 200 Hz. [19]

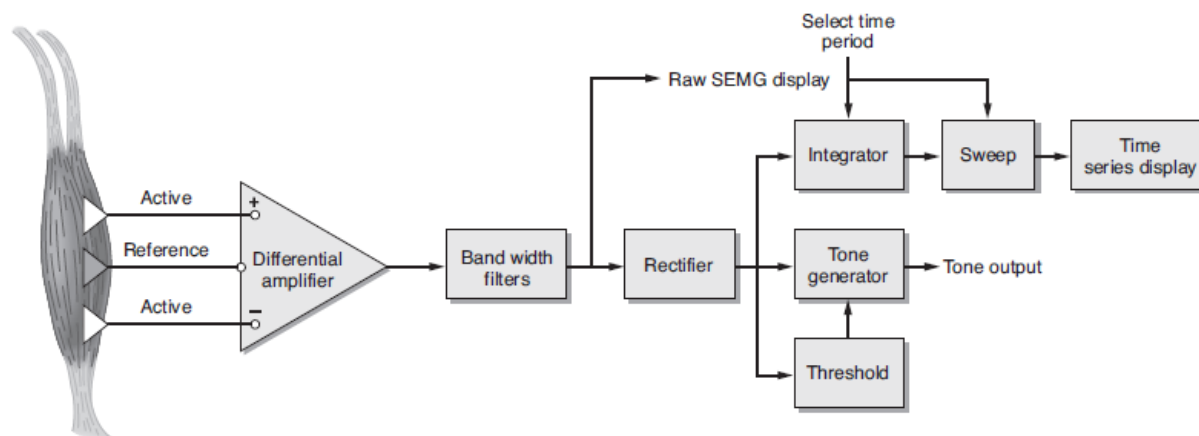


Figura 23. Diagrama de bloques para la instrumentación de un sistema mioeléctrico con distintas opciones. [19]

Emoción: Sentimiento como el miedo, la alegría o la sorpresa, que subyace a la conducta. [9]

Estímulo condicionado (EC): Estimulo inicialmente neutral que se aparea con un estímulo incondicionado, y que con el tiempo produce la respuesta deseada cuando se muestra sin el estímulo incondicionado. [9]

Estímulo Incondicionado (EI): Aquel que siempre hace que un organismo reaccione de determinada manera. [9]

Cognición: Procesos del pensamiento. [9]

Percepción: Proceso que consiste en la creación de patrones significativos a partir de la información sensorial en su estado original. [9]

Teoría cognoscitiva de la emoción: Establece que la experiencia emocional depende de la percepción del individuo o de su juicio sobre la situación en la que se encuentra. [9]

Restauración psicológica (RP): Se relaciona con la recuperación de los recursos cognitivos y de la capacidad de respuesta psicofisiológica que experimentan las personas ante la exposición a ambientes con cualidades restauradoras. [10]

Ambientes restauradores (AR): Se le denomina ambiente restaurador al contexto donde ocurre la recuperación de recursos cognitivos. Y a las dimensiones físicas y psicológicas que contribuyen a que un ambiente sea percibido como restaurador se les denominan cualidades restauradoras. [10]

CAPÍTULO 2. DISEÑO CONCEPTUAL

2.1.-Identificación de las necesidades.

Como se mencionó con anterioridad, en la actualidad existen dispositivos capaces de monitorear los estados fisiológicos del cuerpo humano, cada uno tiene objetivos específicos debido a que cumplen ciertas necesidades.

Este capítulo se centrará en identificar esas necesidades para la elaboración de un producto basándose en la metodología del libro “diseño y desarrollo de productos” [24], el cual brinda la oportunidad de tener tantas retroalimentaciones posibles para que este sea lo más cercano a lo que los usuarios desean.

Hay varias formas de identificar estas necesidades entre las cuales está la realización de entrevistas, consultar literatura, o revisar el estudio del mercado. Propiamente se elaboró una lista de necesidades (tabla 1 y 2) de acuerdo a lo que los usuarios han marcado como sus principales requisitos con ayuda de preguntas, además en el marco teórico se realizó una investigación para identificar lo que existe hoy en día de tal manera de que se agregaron necesidades de otras fuentes.

Tabla1. Necesidades técnicas			
1.-Que sea portátil.	2.-Que use baterías recargables.	3.-Que tenga una interfaz gráfica amigable.	4.-Que tenga sus propios sensores, (los cuales puedan medir pulsos mioeléctricos, electrodérmicos y cardiacos.
5.-Que sea fácil de usar.	6.-Que sea resistente a caídas.	7.-Que tenga rápida adquisición de datos.	8.-Que almacene en tiempo real.
9.-Que sea aprueba de agua y del ambiente.	10.-Que sea fácil de reparar.	11.-Que tenga instrucciones de usos sencillos y fáciles de entender.	12.-Que tenga una transmisión inalámbrica de datos.
13.-Que utilice sensores comerciales.	14.-Que sea compatible con diverso	15.-Que sea estable, que en una pantalla se	16.-Que grabe a la persona

	software	grafique y en otra se coloque el estresor.	
17.-Que pueda tener sonido	18.-Que sea de dimensiones pequeñas		

1.-Que no tenga mucho cableado.	2.-Que sea cómodo.	3.-Que sea seguro.
4.-Que no ocasione ningún tipo de malestar al usuario	5.-Que se pueda adaptar a las dimensiones de la cara.	6.-Que permita los movimientos de forma natural del usuario.

Se separaron las necesidades en dos secciones debido a que algunas cubren detalles técnicos, es decir, la persona que estará capacitada para dar uso al dispositivo y por otro lado al sujeto que se le realizara las pruebas.

Una vez realizada la lista de necesidades, se procedió a establecer la importancia de cada una por lo que se asignara un valor de ponderación, que va del 5(muy importante) al 1(menos importante).

Necesidad	Persona 1	Persona 2	Necesidad	Persona 1	Persona 2
1.-Que sea portátil.	5	5	10.-Que sea fácil de reparar.	3	3
2.-Que use baterías recargables.	5	5	11.-Que tenga instrucciones de usos sencillos y fáciles de entender.	4	3
3.-Que tenga una interfaz gráfica amigable.	4	5	12.- Que use una transmisión inalámbrica.	4	1
4.-Que tenga sus propios sensores, (los cuales puedan medir pulsos mioeléctricos,	5	3	13.-Que use sensores comerciales.	5	2

electrodérmicos y cardiacos.					
5.-Que sea fácil de usar.	5	4	14.-Que sea compatible con diverso software.	3	4
6.-Que sea resistente a caídas.	4	3	15.-Que sea estable, que en una pantalla se grafique y en otra se coloque el estresor.	4	3
7.-Que tenga una rápida adquisición de datos.	4	5	16.-Que grabe a la persona.	5	4
8.-Que almacene en tiempo real.	5	5	17.-Que pueda tener sonido.	3	2
9.-Que sea aprueba de agua y del ambiente.	4	2	18.-Que tenga dimensiones pequeñas.	5	3

Tabla 2.1 Ponderación de necesidades del usuario					
Necesidad	Persona 1	Persona 2	Necesidad	Persona 1	Persona 2
1.-Que no tenga mucho cableado.	5	4	4.-Que no ocasione ningún tipo de malestar al usuario.	5	4
2.-Que sea cómodo.	5	4	5.-Que se pueda adaptar a las dimensiones de la cara.	5	5
3.-Que sea seguro.	4	5	6.-Que permita los movimientos de forma natural del usuario.	4	4

Después de realizar dicha ponderación a continuación se colocó de mayor a menor el nivel de importancia de la lista de necesidades (tabla 1.2 y 2.2), además de dar una interpretación.

Tabla 1.2 Interpretación de necesidades técnicas		
Prioridad	Necesidad	Interpretación
	Que almacene en tiempo real.	El dispositivo almacena datos en tiempo real.

Primarias	Que use baterías recargables.	El dispositivo usa baterías recargables.
	Que sea portátil.	El dispositivo es portátil.
Secundarias	Que tenga una interfaz gráfica amigable.	El dispositivo tiene una interfaz gráfica.
	Que sea fácil de usar.	El dispositivo es fácil de usar (tanto para la colocación de sensores y facilidad de manejo del dispositivo).
	Que tenga una rápida adquisición de datos.	El dispositivo procesa datos de manera rápida.
	Que grabe a la persona.	El dispositivo graba a las personas.
Terciarias	Que tenga sus propios sensores, (los cuales puedan medir pulsos mioeléctricos, electrodérmicos y cardiacos).	El dispositivo tiene sus propios sensores.
	Que sea de dimensiones pequeñas	El dispositivo es pequeño.
	Que sea resistente a caídas.	El dispositivo es resistente.
	Que tenga instrucciones de usos sencillos y fáciles de entender.	El dispositivo cuenta con un manual de usuario.
	Que use sensores comerciales.	El dispositivo usa sensores comerciales.
	Que sea compatible con diverso software.	El dispositivo es compatible con diversos sistemas operativos.
	Que sea estable que en una pantalla se grafique y en otra se coloque el estresor.	El dispositivo grafica las señales fisiológicas.
Sin aparente importancia	Que sea fácil de reparar.	El dispositivo es fácil de reparar.
	Que tenga transmisión inalámbrica.	El dispositivo es inalámbrico.
	Que pueda tener sonido	El dispositivo tiene sonido.
	Que sea aprueba de agua y del ambiente.	El dispositivo es a prueba de agua.

Tabla 2.2 Interpretación de necesidades de usuario		
Prioridad	Necesidad	Interpretación
Primarias	Que se pueda adaptar a las dimensiones de la cara.	El dispositivo usa sensores que se ajustan al rostro.
	Que sea seguro.	El dispositivo es seguro.
	Que sea cómodo.	El dispositivo es cómodo
	No tenga mucho cableado.	El dispositivo tiene poco cableado.
	Que no ocasione ningún tipo de malestar al usuario.	El dispositivo es flexible con los usuarios.
Secundarias	Que permita los movimientos de forma natural del usuario.	El dispositivo permite movimientos de forma natural.

2.2.- Especificaciones del producto

Alcanzada esta etapa, se podrá interpretar de manera medible cada necesidad de acuerdo a los requerimientos del usuario, teniendo en cuenta que hay algunas que no son posibles tener una métrica debido a que el contenido es subjetivo.

Tabla 3. Métricas técnicas.				
Importancia	Necesidad	Métrica	Unidad	Valor
1	Que almacene en tiempo real.	bytes	MB de almacenamiento	Memoria de almacenamiento mayor a 10 MB
2	Que use baterías recargables.	Ampere-hora	mAh	[500-3000]
3	Que sea portátil.	Peso	kg	200 g
4	Que tenga una interfaz gráfica amigable.	Sin métrica	----	----
5	Que sea fácil de usar.	Sin métrica	----	----
6	Que tenga rápida adquisición de datos.	Muestras por segundo (hertz)	Hz	[1-2048]
7	Que grabe a la persona.	Pixeles	MP	[5-20]
8	Que tenga sus propios sensores, (los	Sin métrica	----	----

	cuales puedan medir pulsos mioeléctricos, electrodérmicos y cardiacos.			
9	Que tenga dimensiones pequeñas.	Volumen	cm ³	13 cm x 10 cm x 4 cm
10	Que sea resistente a caídas.	Resistencia al impacto	Ft-lb/in	
11	Que tenga instrucciones de usos sencillos y fáciles de entender.	Sin métrica	----	----
12	Que use sensores comerciales.	Sin métrica	----	----
13	Que sea compatible con diverso software.	Sin métrica	----	----
14	Que sea estable que en una pantalla se grafique y en otra se coloque el estresor.	Sin métrica	----	----
15	Que sea fácil de reparar.	Sin métrica	----	----
16	Que tenga transmisión inalámbrica.	Frecuencia	Hz	
17	Que pueda tener sonido	Intensidad (decibelio)	dB	[40, 60]
18	Que sea aprueba de agua y del ambiente.	Sin métrica		

Tabla 4. Métricas de usuario

Importancia	Necesidad	Métrica	Unidad	Valor
1	Que se pueda adaptar a las dimensiones de la cara.	Área	mm X mm	*Altura y Anchura
2	Que sea seguro.	Resistividad	ohm * mm ² /m	[0.164, 1]
3	Que sea cómodo.	Sin métrica	----	----

4	Que no tenga mucho cableado.	Sin métrica	----	----
5	Que no ocasione ningún tipo de malestar al usuario.	Sin métrica	----	----
6	Que permita los movimientos de forma natural del usuario.	Sin métrica	----	----
*Mujer, altura cara =[108, 138] anchura cara=[118, 142] [28] *Hombre , altura cara =[118, 144] anchura cara=[124, 150] [28]				

Durante esta etapa de diseño, se generó un diagrama de caja negra [24] donde se analizaron los puntos de entrada y salida del producto. En este paso se desconoce la interacción que hay dentro del sistema pero sí se conoce cuáles serán las salidas.

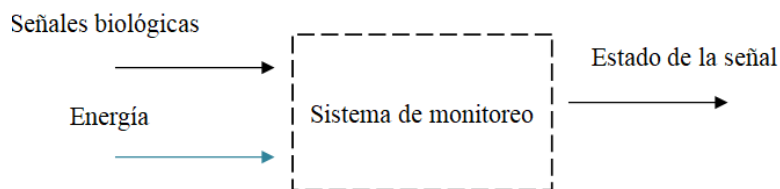


Figura 24. Diagrama de caja negra [24]

El diagrama de caja negra brinda una visión general del producto [24] y a partir de esto se comienza a crear subsistemas para otorgar soluciones de manera independiente (tabla 2.2), ya que no es posible hacerse de manera conjunta debido al grado de complejidad que representa el sistema.

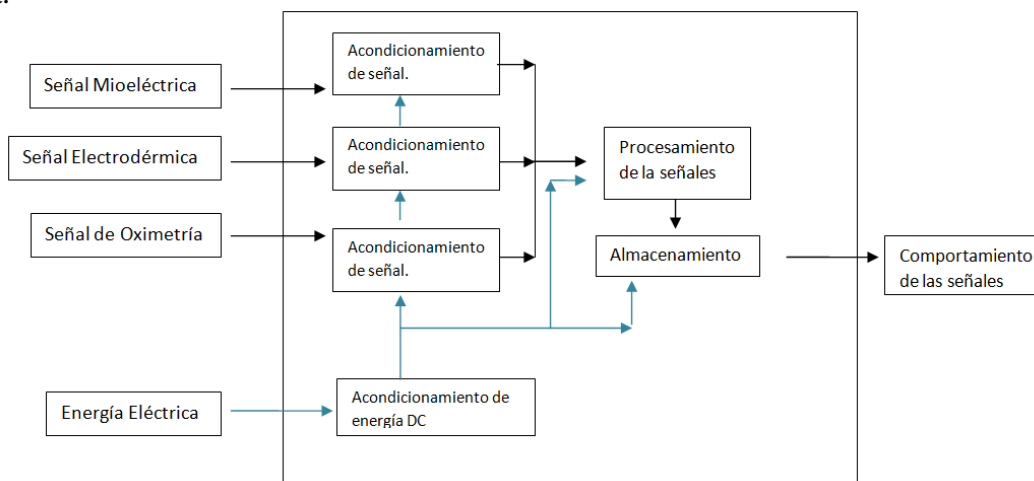


Figura 25. Diagrama de subsistemas [24]

Como se puede observar en el diagrama anterior se muestran cuatro entradas. Para las que se refieren a señales biológicas, se aprecia que cada una tiene un bloque de acondicionamiento por separado debido a que tendrán un proceso de solución diferente, puesto que radican bajo parámetros distintos aunque al final todas llegarán al mismo punto. Una vez llegado al subsistema de procesamiento las señales serán adquiridas en tiempo real pasando por un ADC (convertidor analógico digital) lo cual permitirá comprender de mejor manera las señales. En la parte final de esta trayectoria se encuentra el subsistema de almacenamiento, en este se creará un archivo a partir de la base de datos generada por el sujeto de pruebas, donde más adelante se analizará el estado final de las señales.

Lo que refiere a la entrada de energía existe un subsistema que se encargará de toda la alimentación del dispositivo además de las adecuaciones necesarias para brindar una protección al usuario.

2.3.- Generación de concepto

El concepto de un producto es una descripción aproximada de la tecnología, principios de trabajo y forma del producto. Es una descripción concisa de la forma en que el producto va a satisfacer las necesidades del cliente. Un concepto por lo general se expresa como un bosquejo o como un modelo tridimensional aproximado y a veces es acompañado por una breve descripción conceptual. [24]

Subsistemas de acondicionamiento de señales

En el siguiente diagrama (figura 26) se muestra como es la sucesión de solución de los subsistemas. Durante este proceso la señal biológica es obtenida por medio de un sensor (etapa de adquisición) de tal manera que más adelante será acondicionada.



Figura 26. Proceso de funcionamiento de los subsistemas. [24]

Para la adquisición de las señales mioeléctrica y electrodérmica se utilizará el mismo principio de obtención debido a que ambas adquieren la señal biológica con electrodos (figura 27). En el caso la señal de oximetría (figura 28) se presentan dos diagramas debido a que hay una señal de envío y una de recepción.

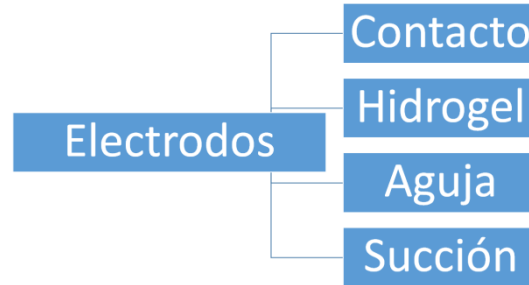


Figura 27. Adquisición para subsistema de señal mioeléctrica y electrodérmica [24]

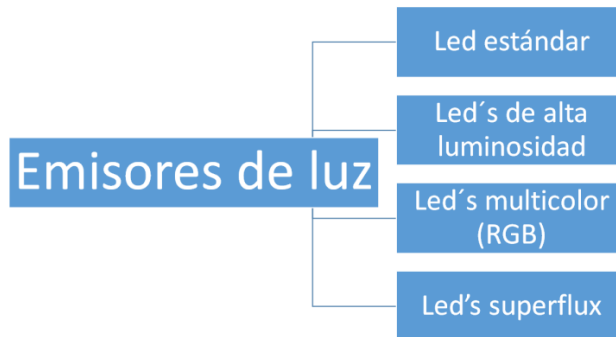


Figura 28. Emisores de luz, subsistema de oximetría [24]



Figura 29. Receptores de luz, subsistema de oximetría [24]

Para el proceso de acondicionamiento se desglosaron los elementos que ayudaran a amplificar y filtrar las señales biológicas de modo que al final de esta etapa presenten el menos ruido posible.



Figura 30. Acondicionamiento para subsistemas de señales mioeléctrica, electrodérmica y oximetría [24]

Subsistema de procesamiento de señales

Aquí se presenta una gama de dispositivos que permitirán procesar la información obtenida de las señales biológicas además de crear un enlace con la computadora con base en el uso de un tipo de comunicación existente.

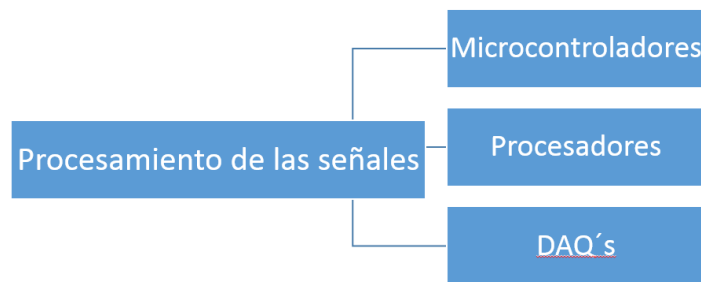


Figura 31. Procesamiento de las señales, subsistema de procesamiento [24]

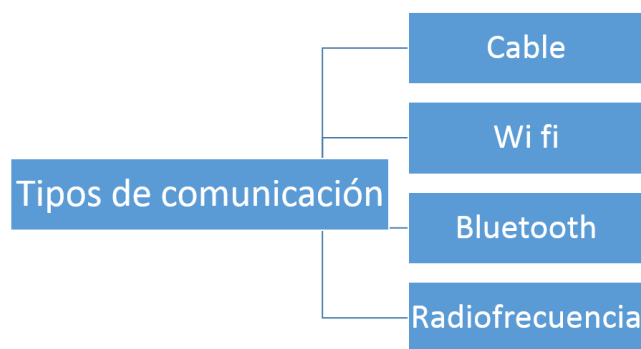


Figura 32. Tipos de comunicación, subsistema de procesamiento

Subsistema de almacenamiento de señal

Se requiere que el dispositivo almacene en una memoria la base de datos generada al final de una prueba por lo que el siguiente diagrama muestra opciones para dicho subsistema.

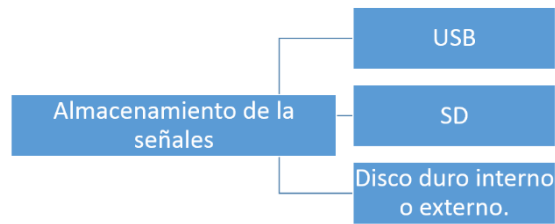


Figura 33. Almacenamiento de las señales, subsistema de almacenamiento

Subsistema de acondicionamiento de energía DC

Como se menciona en un enunciado de la lista de necesidades, la fuente de energía que alimenta al dispositivo debe provenir de baterías (figura 34) por lo que no se considera otro tipo de alimentación de energía eléctrica.

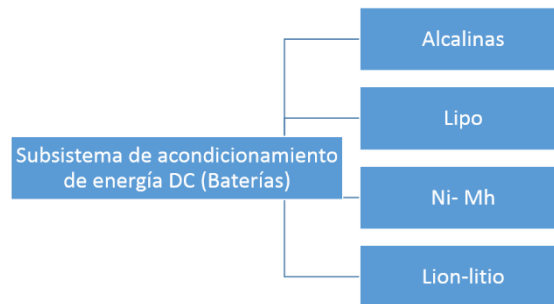


Figura 34. Subsistema de acondicionamiento de energía DC [24]

En este subsistema también interviene lo que es la seguridad y ruido electromagnético. Por lo que se añaden diferentes tipos de materiales conductores que permitirán un mejor funcionamiento.

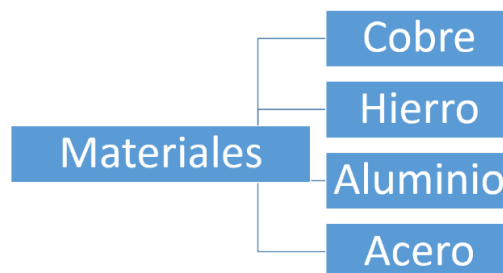


Figura 35. Materiales para la protección y eliminación de ruido electromagnético

Por último en las siguientes imágenes se muestran posibles diseños para la creación del sensor de oximetría. Cabe mencionar que para la señal mioeléctrica y señal electrodérmica no se diseñan sensores debido a que se usarán electrodos y latiguillos (comerciales) comerciales.

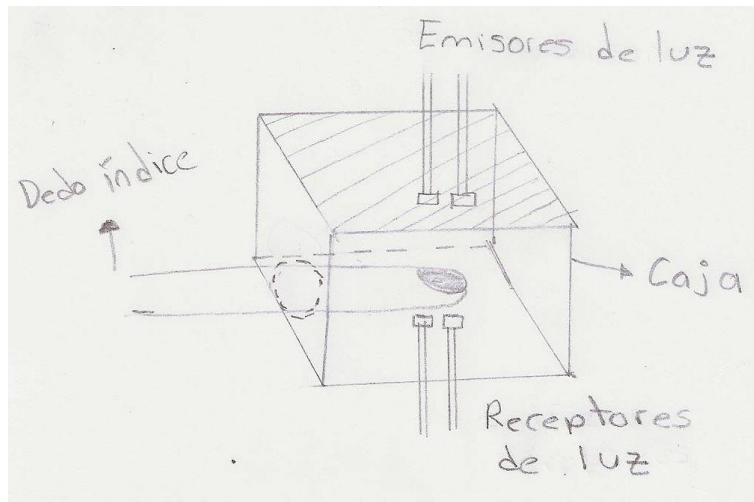


Figura 36. Diseño de sensor de oximetría. En este modelo apreciamos un dedal con huecos en extremos para colocar emisores de luz y receptores, además de una entrada para el dedo índice.

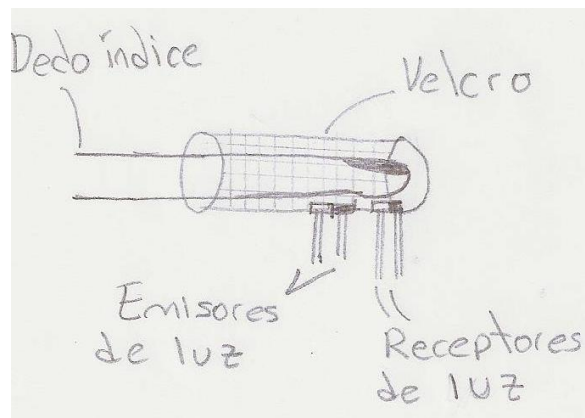


Figura 37. Diseño de sensor de oximetría. En este bosquejo apreciamos una caja amplia, de igual manera cuenta con huecos para colocar sensores de emisión de luz y receptores además de una entrada para el dedo índice

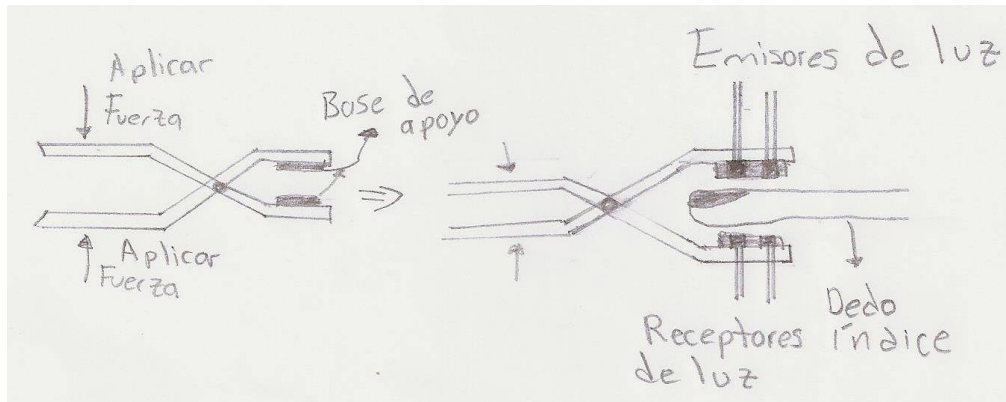


Figura 38. Diseño de sensor de oximetría. Este boceto muestra a los emisores de luz y receptores sobre la misma superficie sujetos a una base que tiene cintas de velcro para ajustar a presión sobre el dedo índice [24]

4.- Selección de concepto

Una vez conocidas aquellas tecnologías se procederá a seleccionar los elementos que mejor se adaptan a la condiciones del dispositivo [24]. Por lo que las siguientes tablas muestran una comparativa de cada una de ellas. La evaluación se realizo ponderando con valores de 5 a 1, siendo 5 el más recomendable y 1 el menos recomendable.

		Concepto							
		Electrodos de contacto		Electrodos de hidrogel		Electrodos de Aguja		Electrodos de succión	
Criterios de selección	Peso	Calificación	Evaluación ponderada	Calificación	Evaluación ponderada	Calificación	Evaluación ponderada	Calificación	Evaluación ponderada
No invasivo	40%	5	2	4	1.6	1	.4	3	1.2
Disponibilidad en el mercado.	20%	4	0.8	3	0.6	2	.4	2	0.4
Tamaño	20%	5	1	2	0.4	4	.8	3	0.6
Reemplazo con fines higiénicos	20%	5	1	3	0.6	2	.4	2	0.4
	Total puntos		4.8		3.2		2		2.6
	Lugar		1		2		4		3
	¿Continuar?	Si		No		No		No	

Tabla 5. Selección de concepto para uso de electrodos.

		Concepto							
		Leds estándar		Leds de alta luminosidad		Leds multicolor (RGB)		Leds superflux	
Criterios de selección	Peso	Calificación	Evaluación ponderada	Calificación	Evaluación ponderada	Calificación	Evaluación ponderada	Calificación	Evaluación ponderada
Longitud de onda.	50%	3	1.5	4	2	4	2	4	2
Voltaje de operación.	30%	4	1.2	5	1.5	3	0.9	5	1.5
Disponibilidad en el mercado	20%	5	1	5	1	4	0.8	3	0.6
	Total puntos		3.7		4.5		3.7		4.1
	Lugar		3		1		3		2

¿Continuar?	No	Si	No	No
Tabla 6. Selección de concepto emisores de luz				

		Concepto					
		Fotorresistencia		Fototransistor		Fotodiodo	
Criterios de selección	Peso	Calificación	Evaluación ponderada	Calificación	Evaluación ponderada	Calificación	Evaluación ponderada
Longitud de onda	40%	2	0.8	4	1.6	5	2
Tiempo de respuesta	40%	2	0.8	4	1.6	5	2
Voltaje de operación	20%	5	1	4	0.8	4	0.8
	Total puntos		2.6		4		4.8
	Lugar		3		2		1
	¿Continuar?	No		Si		Si	
Tabla 7. Selección de concepto de receptores de luz.							

		Concepto					
		Microcontroladores		Procesadores		DAQ's	
Criterios de selección	Peso	Calificación	Evaluación ponderada	Calificación	Evaluación ponderada	Calificación	Evaluación ponderada
Dimensiones	40%	5	2	3	1.2	4	1.6
Costo	20%	5	1	4	0.8	3	0.6
Disponibilidad en el mercado	15%	5	0.75	4	0.6	4	0.6
Resolución de bits	25%	3	0.75	4	1	4	1
	Total puntos		4.5		3.6		3.8
	Lugar		1		3		2
	¿Continuar?	Si		No		No	
Tabla 8. Selección de concepto procesamiento de señal							

		Concepto							
		Wi fi		Comunicación serial		Bluetooth		Radiofrecuencia	
	Peso	Calificación	Evaluación ponderada	Calificación	Evaluación ponderada	Calificación	Evaluación ponderada	Calificación	Evaluación ponderada
	50	3	1.5	5	2.5	4	2	2	1
Criterios de selección	25	2	0.5	4	1	3	0.75	3	0.75
Facilidad de uso	25	5	1.25	3	.75	3	0.75	4	1
Costo Alcance	Total puntos		3.25		4.25		3.44		2.75
	Lugar		3		1		2		4
	¿Continuar ?	No		Si		Si		No	

Tabla 9. Selección de concepto tipo de comunicación

		Concepto					
		USB		Disco duro interno o externo		Micro-SD	
	Peso	Calificación	Evaluación ponderada	Calificación	Evaluación ponderada	Calificación	Evaluación ponderada
Capacidad de memoria	45	3	1.35	5	2.25	3	1.35
Costo	25	4	1	3	0.75	4	1
Dimensiones	30	4	1.2	2	0.6	5	1.5
	Total puntos		3.55		3.6		3.85
	Lugar		2		1		1
	¿Continuar?	No		Si		Si	

Tabla 10. Selección de concepto almacenamiento

		Concepto							
		Alcalinas		Lipo		Niquel-hidruro metálico		Lion-Litio	
Criterios de selección	Peso	Calificación	Evaluación ponderada	Calificación	Evaluación ponderada	Calificación	Evaluación ponderada	Calificación	Evaluación ponderada
Duración	35	3	1.05	5	1.75	4	1.4	3	1.05
Peso	15	4	0.6	3	0.45	3	0.45	4	0.6
Seguridad	35	4	1.4	2	0.7	4	1.4	4	1.4
Tamaño	15	3	0.45	4	0.6	4	0.6	5	0.75
	Total puntos		3.5		3.5		3.85		3.8
	Lugar		3		3		1		2
	¿Continuar?	No		No		Si		Si	

Tabla 11. Selección de concepto batería

		Concepto							
		Cobre		Hierro		Acero		Aluminio	
Criterios de selección	Peso	Calificación	Evaluación ponderada	Calificación	Evaluación ponderada	Calificación	Evaluación ponderada	Calificación	Evaluación ponderada
Costo	30	1	0.3	4	1.2	3	0.9	2	0.6
Disponibilidad en el mercado	50	5	2.5	3	1.5	3	1.5	5	2.5
Resistividad	20	5	1	2	0.4	2	0.4	5	1
	Total puntos		3.8		3.1		2.8		4.1
	Lugar		2		3		4		1
	¿Continuar?	No		No		No		Si	

Tabla 12. Selección de concepto material para blindaje de protección

		Concepto					
		Diseño de oxímetro1		Diseño de oxímetro2		Diseño de oxímetro3	
Criterios de selección	Peso	Calificación	Evaluación ponderada	Calificación	Evaluación ponderada	Calificación	Evaluación ponderada
Facilidad de uso	10	4	0.4	4	0.4	3	0.3
Comodidad	40	3	1.2	3	1.2	4	1.6
Distribución	35	4	1.4	4	1.4	2	0.7
Forma	15	2	0.3	3	0.45	4	0.6
	Total puntos		3.3		3.45		3.2
	Lugar		2		1		3
	¿Continuar?	No		Si		No	
Tabla 13. Selección de concepto diseño de oxímetro							

En la siguiente tabla se muestra los conceptos finales a utilizar, cabe mencionar que durante el proceso de selección se proponen dos posibles soluciones pero solo se elige una para el primer prototipo de prueba.

Concepto	descripción
Electrodos de contacto	Se usó común para electrocardiogramas, electroencefalograma y electromiograma. (electrodos de aleación cloruro de plata)
Led emisor rojo de alta luminosidad	Voltaje =[2, 2.4]v, longitud de onda =630 nm
Infrarrojo	Voltaje =[1.2, 2]v longitud de onda 940 nm
Fototransistor	Voltaje =[0,30]v, Longitud de onda [670, 970]nm, tiempo de respuesta 15 us
Fotodiodo Bpw34	Voltaje =[0,80]v, Longitud de onda [450, 1080]nm, tiempo de respuesta 100 ns
Microcontrolador	Arduino Voltaje =[1.8, 5.5]v resolución de 10 bits cristal de reloj 16 MHz canales analógicos
Comunicación serial	Comunicación RS232 Velocidad de envío de datos =3686400 baudios por segundo
Disco duro interno o externo	Gran almacenamiento de datos, velocidad de rotación de disco duro= 7200 rpm velocidad de transferencia de datos = 6 Gbit/s
Batería Ni-Mh	Carga de batería = [600, 4600]mAh, producto fácil de encontrar en el mercado.
Aluminio	Resistencia eléctrica =2.83 mohm-cm
Diseño oxímetro2	Distribución de colocación de leds emisores y receptores. Ajustado a la entrada de cualquier tamaño de dedo índice.
Tabla 14. Conceptos seleccionados	

En la tabla se muestra el led infrarrojo pero no se hace mención durante el proceso debido a que su uso es indispensable para la obtención de la señal de oximetría. Por otra parte para la selección del tipo de microcontrolador se optó por usar arduino ya que actualmente es el dispositivo del que más conocimiento se tiene aunque no se descarta la posibilidad de usar otro.

También es importante decir que no se realizó tabla de comparación sobre el sistema de acondicionamiento porque se hizo uso de los dos tipos de amplificadores que existen hoy en día.

CAPÍTULO 3. DISEÑO DE DETALLE

3.1.- Subsistema de la señal de oximetría

Se establecen los sensores a utilizar los cuales serán 4 leds (1 led rojo de alta luminosidad, 1 led infrarrojo, 1 fototransistor, 1 fotodiodo bpw34) cuya función será la de detectar el cambio de flujo sanguíneo que ocurre en el cuerpo, mediante la colocación del dedo índice entre estos leds. Cabe mencionar que para detectar estos cambios es necesario establecer una referencia por lo que se tiene que implementar un timer 555 en configuración astable a 100 Hz. Como se muestra en la figura 13. Para obtener la frecuencia de oscilación a 100 Hz en el timer se usan las siguientes ecuaciones.

$$t_{alta} = 0.695 (R_A + R_B)C$$

$$t_{baja} = 0.695 R_B C$$

$$T = t_{alta} + t_{baja} = 0.695 (R_A + 2R_B)C$$

$$f = \frac{1}{T} = \frac{1.44}{(R_A + 2R_B)C}$$

Tomando en cuenta que si se quiere que los tiempos de alta y baja del timer sean aproximadamente iguales se escoge un valor de R_A mucho menor que de R_B (no es recomendable escoger valores menores de 1 k Ω , debido a que el timer no opera correctamente). También se selecciona un valor comercial para el capacitor C, por lo que los valores que se tienen para la configuración del timer en configuración astable son:

$$R_A = 1 \text{ k}\Omega \quad T = \frac{1}{100\text{Hz}} = 0.01 \text{ s} \quad C = 1 \text{ }\mu\text{F} \quad \text{por lo que despejando } R_B.$$

$$R_B = \frac{T - 0.695CR_A}{1.39C} = 6694.2 \text{ }\Omega \quad \text{Ahora el valor comercial que más se aproxima a este resultado es } 6.8 \text{ k}\Omega \text{ por lo que } R_B \approx 6.8 \text{ k}\Omega$$

Para la selección de leds emisores y receptores se toma en cuenta la figura 19. Por lo que se escogen leds emisores y receptores que se aproximen a las longitudes de onda de la oxihemoglobina y la desoxihemoglobina.

Para los led's emisores:

Led rojo de alta luminosidad, longitud de onda = 630 nm

Led infrarrojo, longitud de onda = 940 nm

Esto es para que pueda ocurrir la absorción de luz de la oxihemoglobina y la desoxihemoglobina.

La siguiente imagen muestra los emisores del oxímetro.

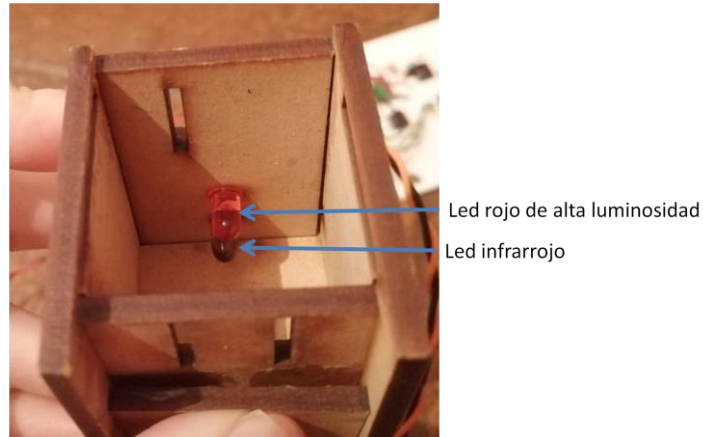


Figura 39. Imagen interior superior del sensor de oximetría.

Para los led's receptores:

Fototransistor, longitud de onda = [670,970] nm

Fotodiodo bpw34, longitud de onda = [430,1100] nm

Se escogen estos 2 receptores porque son capaces de adquirir la absorción de luz de 2 diferentes longitudes de onda, para que la comparación de la longitud de onda sea diferente de cero.

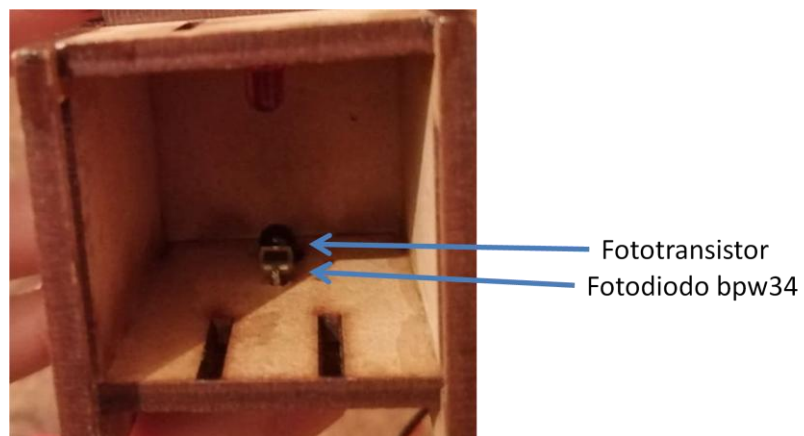


Figura 40. Imagen interior inferior del sensor de oximetría.

Para evitar caídas de voltaje en las pequeñas señales obtenidas de los receptores, en las salidas de estos se conectara un seguidor de voltaje.

Se tomara como medida las dos absorciones de luz generadas por las longitudes de ondas, estas medidas pasaran por un amplificador de instrumentación ya que se busca amplificar la pequeña diferencia que se genera cuando la oxihemoglobina absorbe más luz que la desoxihemoglobina y viceversa.

Para determinar la ganancia de un amplificador de instrumentación se usó.

$G = 1 + \frac{49.4k\Omega}{R_G}$ Donde R_G es un trimpot de 100 k Ω conectado en las patas 1 y 8 del amplificador AD620.

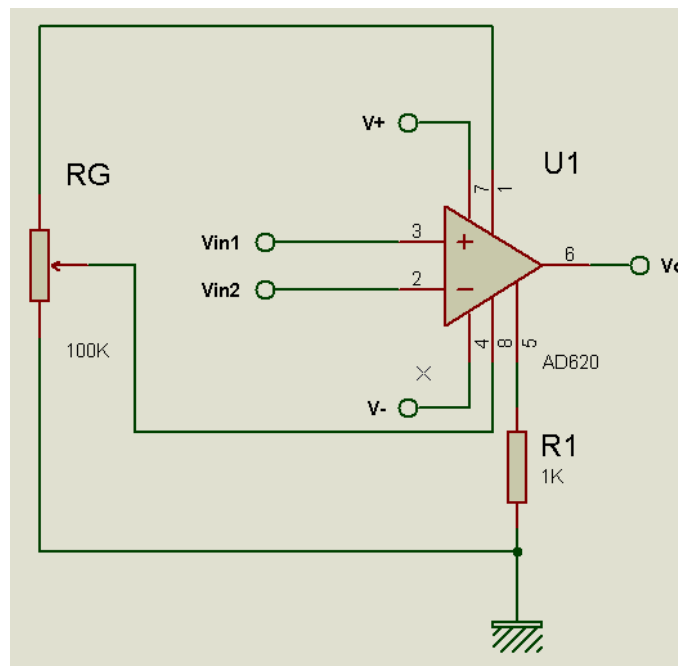


Figura 41. Diagrama de conexión del amplificador de instrumentación AD620 para la señal de oximetría.

En la figura 41 se puede apreciar el uso una resistencia conectada a tierra, esto es para reducir impedancias en el circuito.

Para comenzar el acondicionamiento. La señal pasa por un filtro paso altas de segundo orden el cual trabajara con una frecuencia de corte de 0.5 Hz, el uso de esta frecuencia de corte es para eliminar cualquier tipo de ruido exterior ya sea por el movimiento corporal o algún elemento externo. Además, si sabemos que el pulso cardiaco más bajo que puede tener un ser humano es de 50 lat/min, esto al convertirlo en frecuencia tenemos que 0.8333 Hz. Por lo que se puede

considerar que todas las frecuencias por debajo de esta frecuencia son ruido. Se usaron las siguientes fórmulas para calcular los componentes del filtro.

$$C = C_1 = C_2 \quad R_2 = \frac{1}{2} R_1 \quad R_1 = \frac{1.414}{2\pi f_c C} \quad R_f = R_1$$

El valor comercial de C es 0.1 μ F y la frecuencia de corte 0.5 Hz.

$$R_1 = \frac{1.414}{2\pi(0.5)(0.1 \cdot 10^{-6})} = 4.5 \text{ M}\Omega \quad R_2 = \frac{1}{2} (4.5 \cdot 10^6) = 2.25 \text{ M}\Omega \quad \text{Los valores comerciales que más se aproximan. } R_1 \approx 4.6 \text{ M}\Omega \quad R_2 \approx 1.6 \text{ M}\Omega.$$

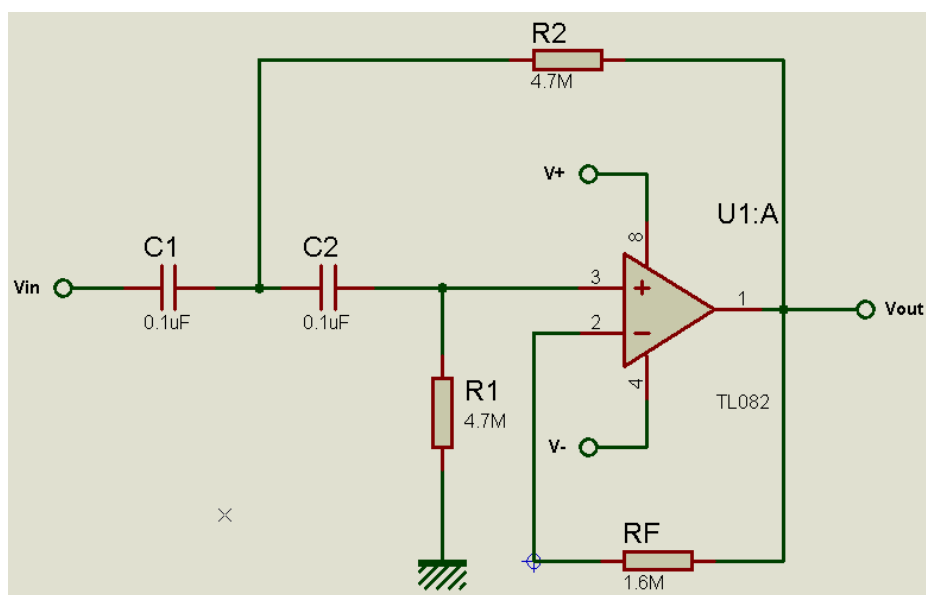


Figura 42. Diagrama de conexión de un filtro pasó altas de segundo orden en un amplificador TL082.

Seguido de este filtro se coloca un filtro paso bajas de segundo orden con una frecuencia de corte de 2 hz. Esto es porque el pulso cardiaco más alto que puede tener un ser humano es de 100 lat/min, esto al convertirlo en frecuencia 1.6667 Hz. Por lo que es necesario eliminar las frecuencias que sean mayores que la frecuencia de corte ya que podría ser ruido generado por el cuerpo. Se usaron las siguientes fórmulas para calcular los componentes del filtro.

$$R = R_1 = R_2 \quad C_2 = 2C_1 \quad R_f = 2R \quad C_1 = \frac{0.707}{2\pi f_c R}$$

El valor comercial para la resistencia R sería 560 k Ω .

$$C_1 = \frac{0.707}{2\pi(2)(560 \cdot 10^3)} = 0.1 \mu F \quad C_2 = 2(0.1 \cdot 10^{-6}) = 0.2 \mu F \quad R_f = 2(560 \cdot 10^3) = 1.12 \text{ M}\Omega$$

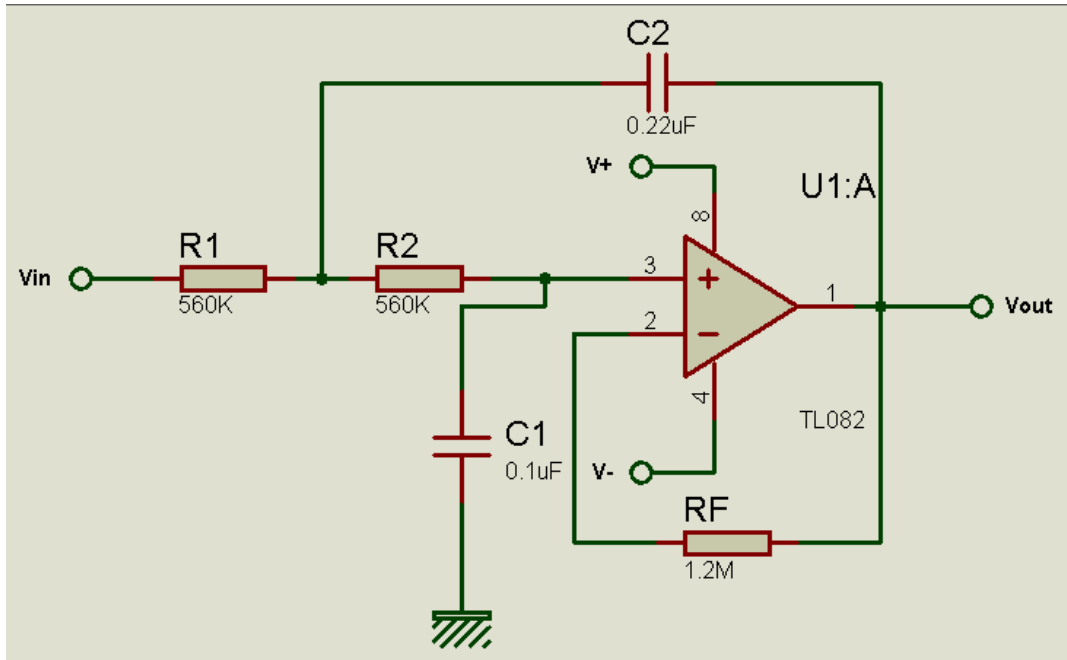


Figura 43. Diagrama de conexión de un filtro pasó bajas de segundo orden en un amplificador TL082.

La conexión en serie de los dos filtros genera un filtro paso banda con las frecuencias de corte de 0.5 a 2 Hz. Después de este filtro se amplifica la señal con un amplificador no inversor. Cuya ganancia será la siguiente.

$$G = \left(1 + \frac{R_1}{R_2}\right) = 1 + \frac{100 \cdot 10^3}{1 \cdot 10^3} = 100$$

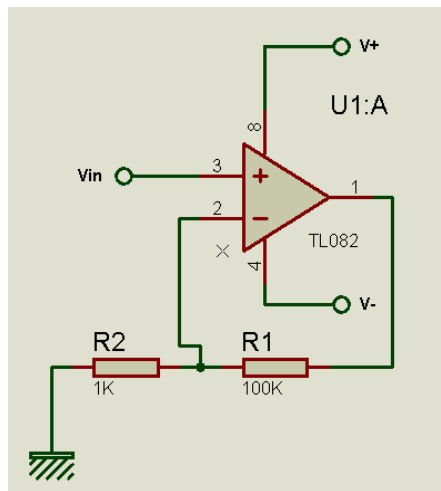


Figura 44. Diagrama de conexión de la configuración de amplificación no inversora en un amplificador TL082.

A la salida de este amplificador se colocó otro filtro pasa bajas como el de la figura 43 con la misma frecuencia de corte, esto para atenuar la señal dado a que como se realiza una amplificación grande, esta puede generar ruido en la señal, es por eso que colocamos un filtro.

Después de este filtro se realiza otra amplificación pero con una ganancia más pequeña, esta amplificación es para aumentar un poco la señal ya que el filtro disminuye un poco la ganancia en la señal. La siguiente figura muestra los valores de la ganancia.

$$G = \left(1 + \frac{R_1}{R_2}\right) = 1 + \frac{3.3 * 10^3}{1.5 * 10^3} = 2.2$$

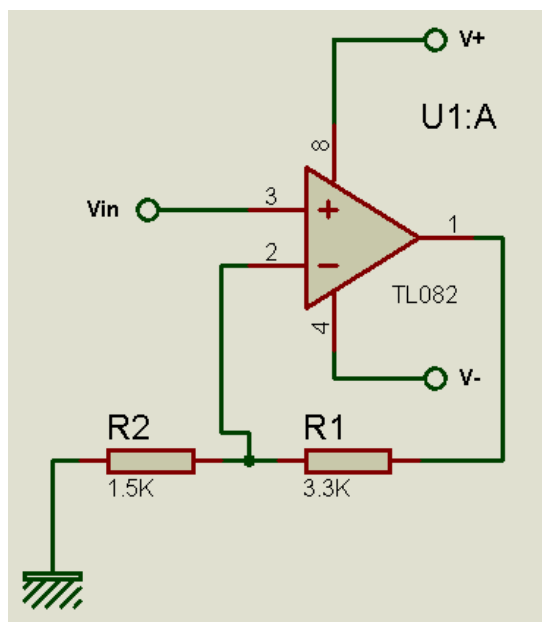


Figura 45. Diagrama de conexión de la configuración de amplificación no inversora TL082.

La última fase del acondicionamiento es un filtro notch con una frecuencia de corte de 60 Hz, este último filtro tiene la finalidad de eliminar ruido generado por la fuente de alimentación, la cual normalmente es de 60 Hz.

Una forma para calcular el filtro notch es la siguiente manera:

$$R_f = \frac{R}{2} \quad C_f = 2C \quad R = \frac{1}{2\pi f_c C} \quad \text{Seleccionando los valores: } C = 0.1\mu F \quad f_c = 60 \text{ Hz}$$

Por lo que $R = \frac{1}{2\pi(60)(1 \cdot 10^{-6})} = 26.52 \text{ k}\Omega$ $C_f = 2(1 \cdot 10^{-6}) = 0.2 \mu\text{F}$
 $R_f = \frac{26.52 \cdot 10^3}{2} = 13.63 \text{ k}\Omega$ Los valores comerciales que más se aproximan a los valores obtenidos (debido a cuestiones de disponibilidad, se seleccionó el siguiente valor más cercano).
 $R \approx 22 \text{ k}\Omega$ $R_f \approx 15 \text{ k}\Omega$ $C = 0.1 \mu\text{F}$ $C_f \approx 0.22 \mu\text{F}$

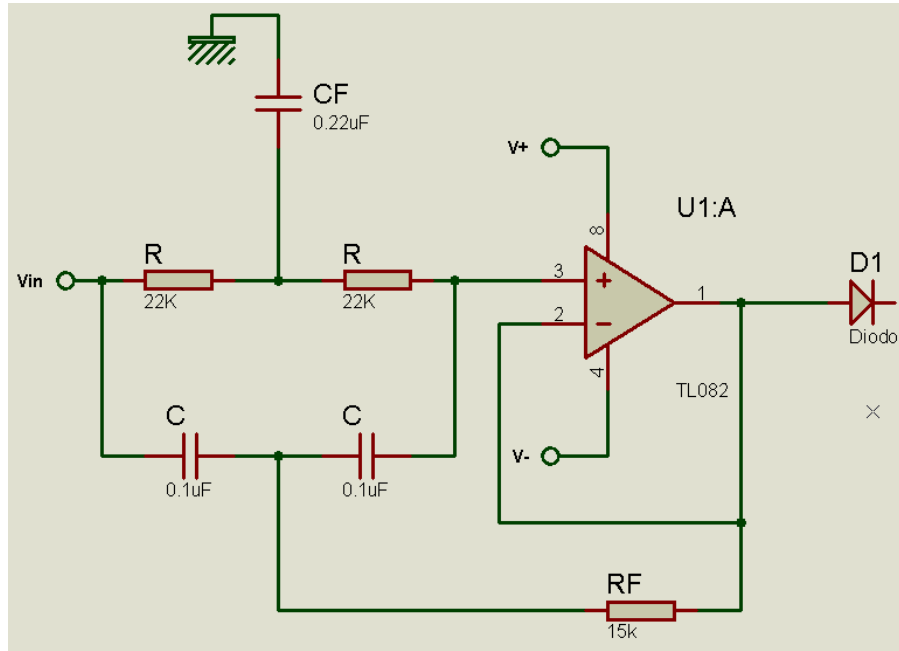


Figura 46. Diagrama de conexión de un filtro notch en un amplificador TL082.

La siguiente figura muestra la placa

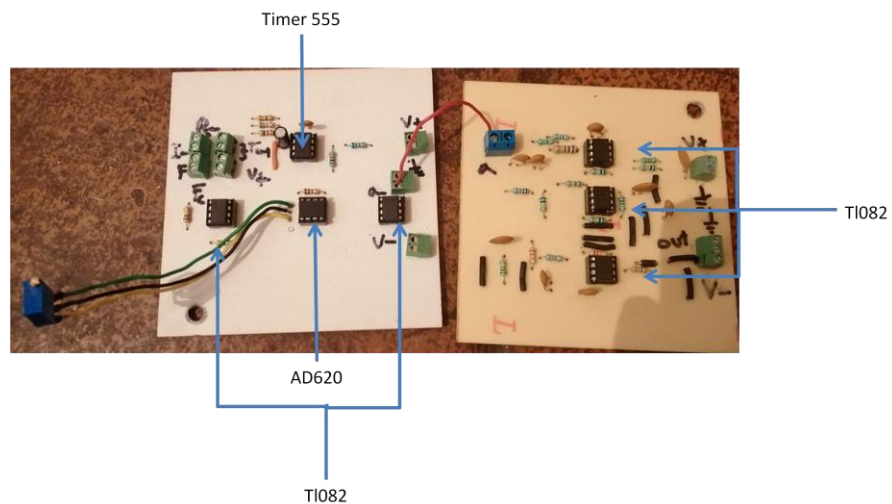


Figura 47. Placas del subsistema de oximetría.

Finalmente a la salida del filtro notch se colocó un diodo para que el arduino solo sea capaz de recibir voltajes positivos de la señal. El oxímetro se colocará en el dedo índice de cualquier mano como se muestra en la figura 48.

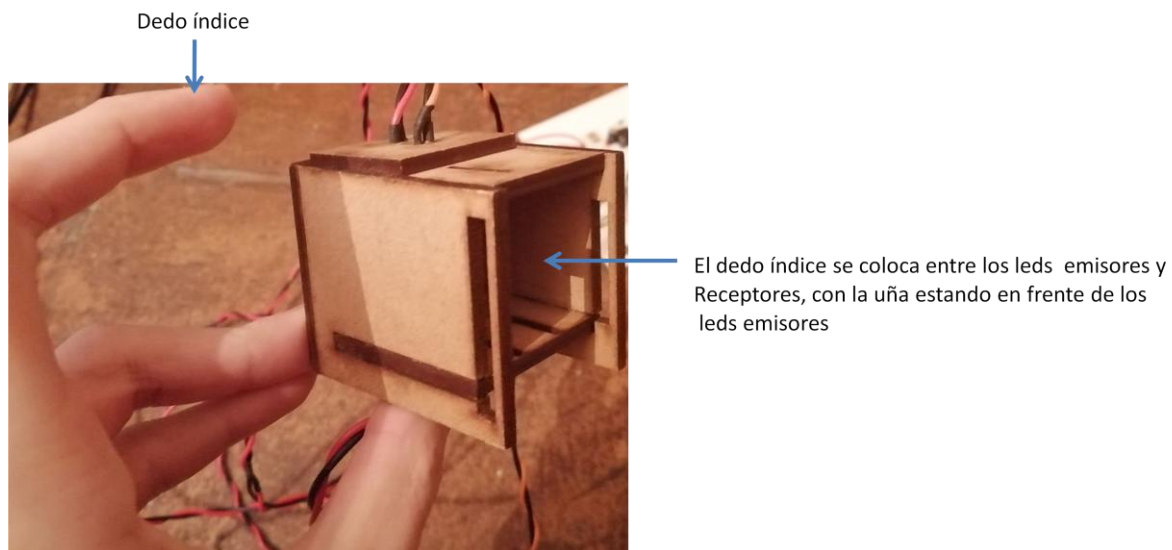


Figura 48. Forma de colocación del sensor de oximetría

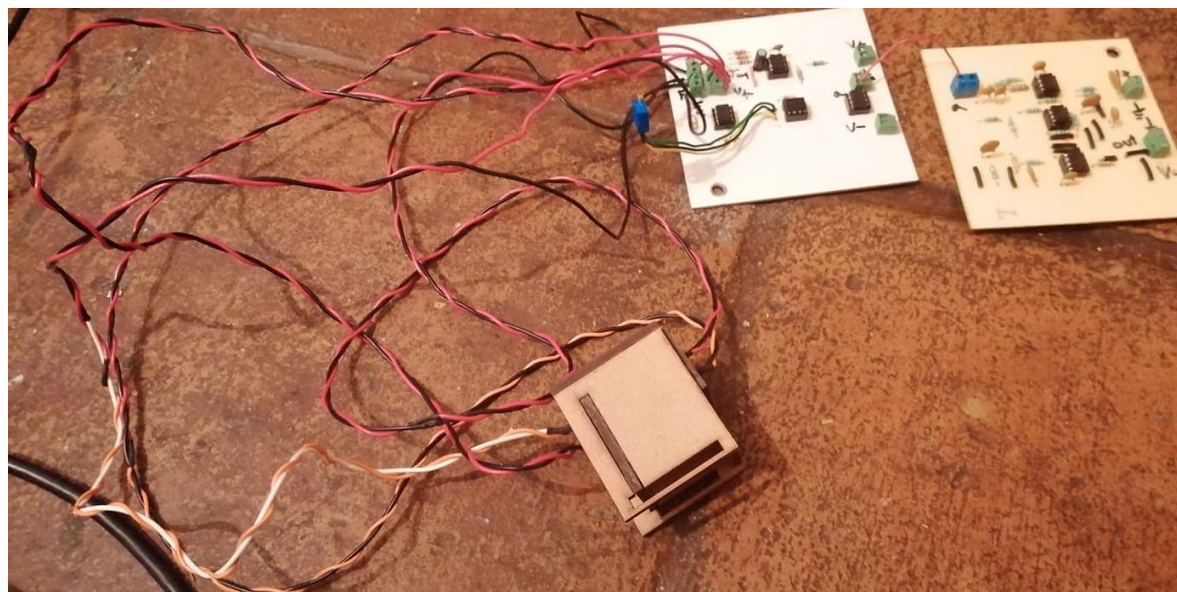


Figura 49. Subsistema de oximetría con sensor.

3.2.- Subsistema de la señal mioeléctrica

Para la adquisición de la señal mioeléctrica se colocaron 3 electrodos en cualquiera de las dos mejillas en la posición que se presenta en la siguiente figura 50.

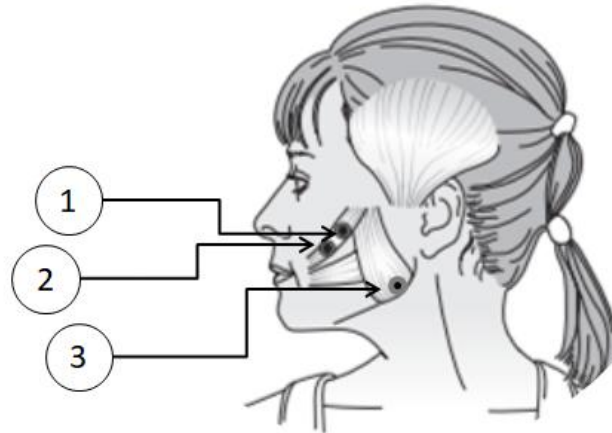


Figura 50. Zona de colocación de los electrodos para la señal mioeléctrica [19].

La función de los electrodos 1 y 2 es la de adquirir las señales generadas por los potenciales de acción ocasionados por el musculo de la mejilla, mientras que el electrodo 3 se coloca en el ángulo de la mandíbula [4], para poder establecer una referencia física entre los electrodos 1 y 2.

Los tres electrodos se conectarán a un amplificador de instrumentación para medir las variaciones de voltaje generadas por el movimiento de los músculos de la mejilla. Para realizar esta medición se configuro el amplificador de instrumentación como se muestra en la siguiente manera.

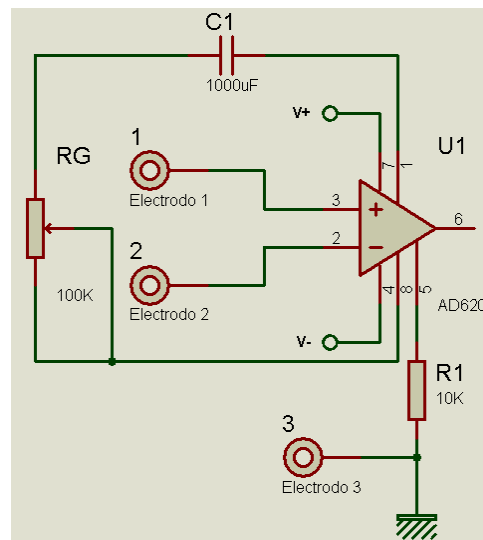


Figura 51. Diagrama de conexión del amplificador de instrumentación AD620 para la señal mioeléctrica.

Donde la ganancia se mide por: $G = 1 + \frac{49.4K\Omega}{R_G}$ donde R_G es el trimpot de 100 k Ω .

Después se colocó un filtro notch con una frecuencia de corte superior a 61 Hz y una frecuencia de corte inferior a 59 Hz, esto para eliminar los 60 Hz de ruido generado por la fuente (ruido eléctrico).

Esta es otra forma para calcular el filtro notch:

$$B = f_H - f_L \quad Q = \frac{f_r}{B} \quad f_r = \sqrt{f_H f_L} \quad B = \frac{0.1591}{RC} \quad R_r = \frac{R}{2Q^2 - 1} \quad \text{Por último el valor}$$

$$C = 0.1 \mu F \quad \text{por lo que}$$

$$B = 61 - 59 = 2 \text{ Hz} \quad f_r = \sqrt{(61 * 59)} = 59.992 \text{ Hz}$$

$$R = \frac{0.1591}{BC} = \frac{0.1591}{2(0.1 * 10^{-6})} = 795500 \Omega \quad Q = \frac{59.992 \text{ Hz}}{2 \text{ Hz}} = 29.996 \quad R_r = \frac{795500 \Omega}{2(29.996)^2 - 1} = 442.30 \Omega$$

Los valores comerciales que más se aproximan a los obtenidos

$$R \approx 820 \text{ k}\Omega \quad R_E \approx 470 \Omega \quad 2R \approx 1.5 \text{ M}\Omega$$

La figura 52 muestra otra una conexión diferente del filtro notch.

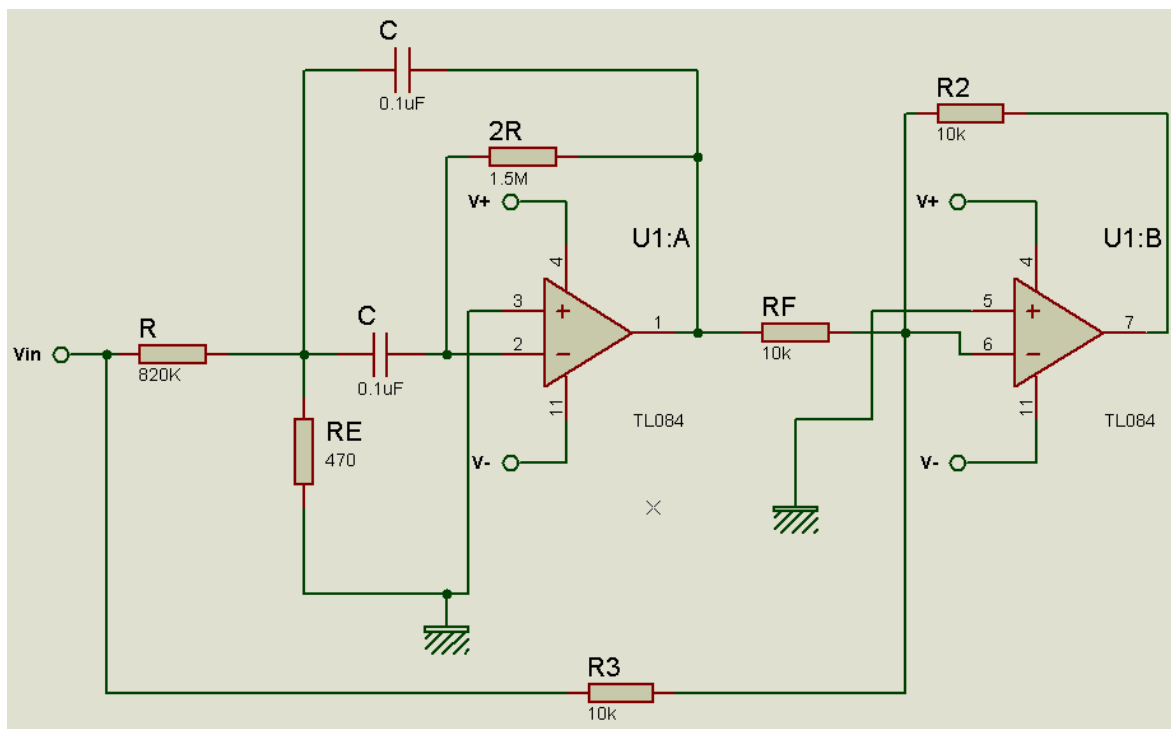


Figura 52. Diagrama de conexión de otro filtro notch en un amplificador TL084.

Después se colocó un filtro paso banda de 25 a 500 Hz, porque los músculos del rostro emiten frecuencias de hasta 500 Hz y para poder adquirir las señales generadas es necesario colocar este filtro. Para la construcción primero se hizo un filtro paso bajas con una frecuencia de corte de 500 Hz.

$$R = R_1 = R_2 \quad C_2 = 2C_1 \quad R_f = 2R \quad C_1 = \frac{0.707}{2\pi f_c R} \quad \text{seleccionando un valor comercial para la resistencia. } R = 1.8 \text{ k}\Omega \quad C_1 = \frac{0.707}{2\pi(500 \text{ Hz})(1.8 \times 10^3 \Omega)} = 0.1 \mu\text{F} \quad C_2 = 2(0.1 \mu\text{F}) = 0.2 \mu\text{F}$$

$$R_f = 2(1.8 \text{ k}\Omega) = 3.6 \text{ k}\Omega \quad R_f \approx 3.9 \text{ k}\Omega \quad C_f \approx 0.22 \mu\text{F}$$

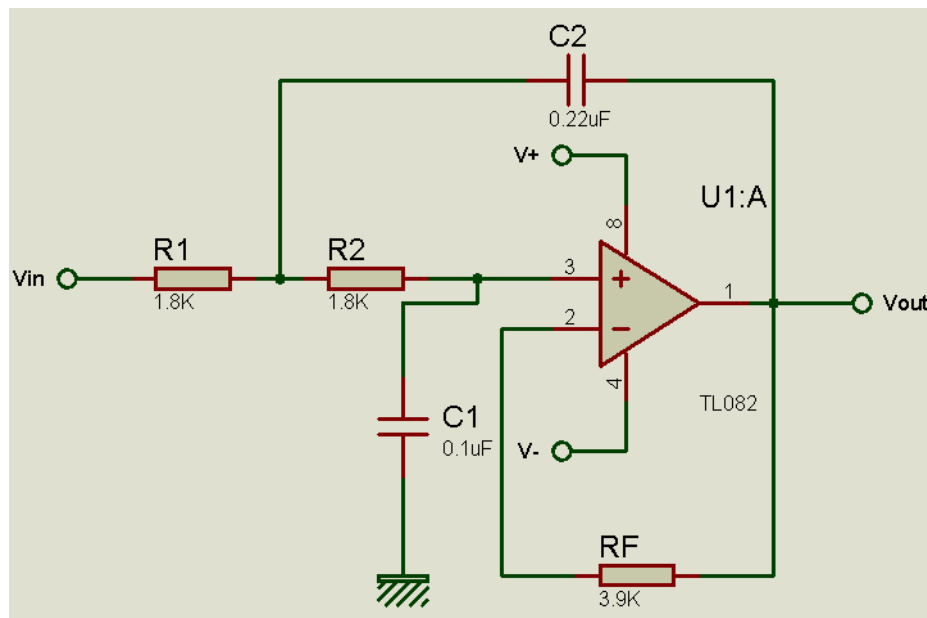


Figura 53. Diagrama de conexión de un filtro pasa bajas de segundo orden.

Seguido de este filtro se colocó un filtro paso altas de segundo orden con una frecuencia de corte de 25 Hz.

$$C = C_1 = C_2 \quad R_2 = \frac{1}{2} R_1 \quad R_1 = \frac{1.414}{2\pi f_c C} \quad R_f = R_1 \quad \text{Seleccionando el valor comercial}$$

$$C = 0.1 \mu\text{F} \quad \text{por lo que} \quad R_1 = \frac{1.414}{2\pi(25 \text{ Hz})(0.1 \times 10^{-6} \text{ F})} = 90018 \Omega \quad R_2 = \frac{1}{2}(90018 \Omega) = 45009 \Omega$$

Los valores comerciales que más se aproximan. $R_1 \approx 100 \text{ K}\Omega \quad R_2 \approx 47 \text{ K}\Omega$

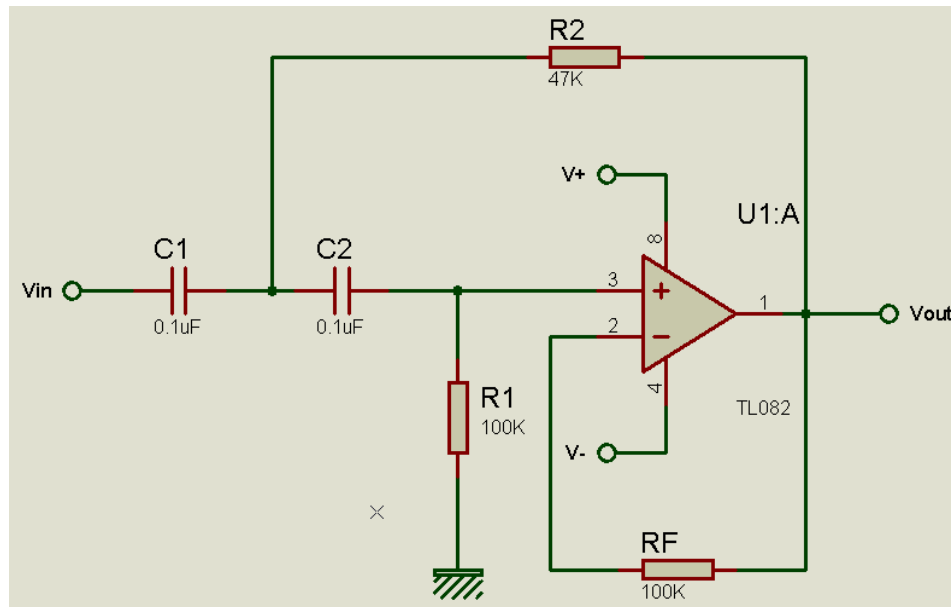


Figura 54. Diagrama de conexión de un filtro pasa altas de segundo orden.

Finalmente la última de configuración para el acondicionamiento es una pequeña amplificación. Se uso una configuración de amplificador no inversor.

$$G = \left(1 + \frac{R_1}{R_2}\right) = 1 + \frac{56 \cdot 10^3}{1 \cdot 10^3} = 56$$

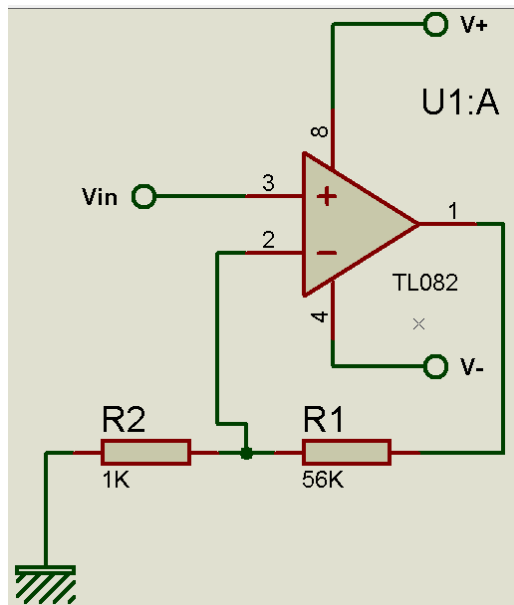


Figura 55. Diagrama de conexión de la amplificación no inversora.

A la salida de esta configuración se colocó diodo para que el arduino solo sea capaz de recibir voltajes positivos de la señal.

La siguiente figura muestra la placa del subsistema con los latiguillos.

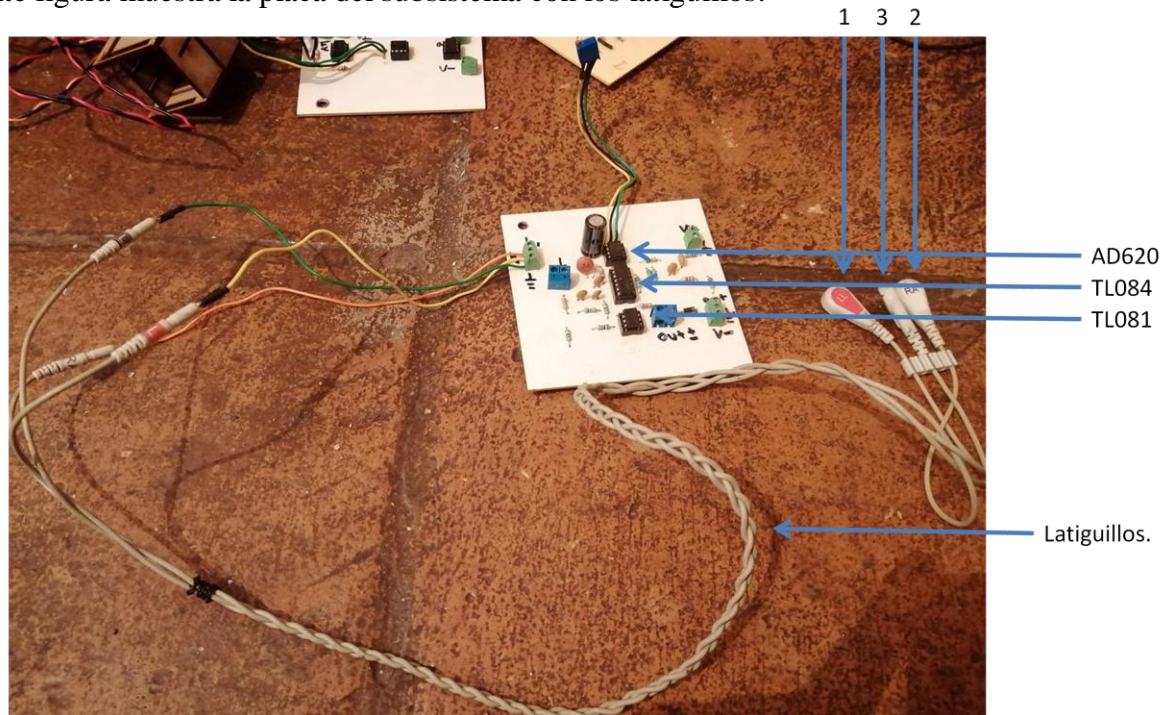


Figura 56. Subsistema mioeléctrico con latiguillos.

3.3.- Subsistema de la señal electrodérmica

Para este subsistema se utilizaron dos electrodos superficiales, los cuales se colocaron en la superficie interior de la mano (lado de la palma), la función de estos electrodos es la de adquirir los cambios de resistencia generados en la piel, estos cambios de resistencia son ocasionados por la conductividad generada por el sudor en la mano. Para poder hacer la lectura de esta señal primero es necesario implementar un circuito que nos permita convertir el cambio de resistencia a un cambio de voltaje, esto es porque el microcontrolador Arduino solo está adquiriendo señales con respecto al voltaje, por esta razón, los electrodos se conectaron a un puente de Wheatstone como se muestra en la siguiente figura 57.

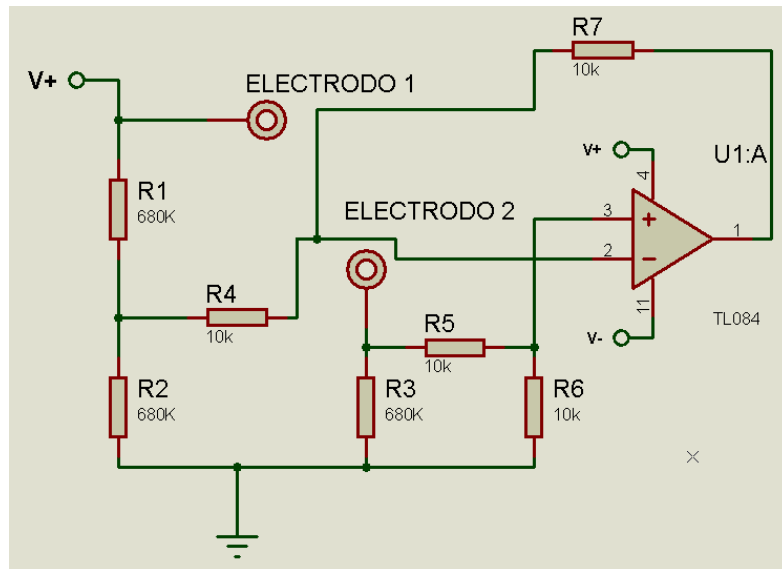


Figura 57. Diagrama de conexión del puente de Wheatstone conectado a una configuración de amplificador diferencial.

Después del puente de Wheatstone se colocó un amplificador operacional en forma de configuración diferencial (dado que la señal que se busca medir es superficial, es decir, la señal no se adquiere del interior del cuerpo, por lo que la señal obtenida no es muy pequeña como para tener que utilizar un amplificador de instrumentación para obtener y acondicionar la señal). Cabe mencionar que se utilizaron los mismos valores de resistencia en la configuración diferencial para no tener problemas en el manejo de la señal de salida. Los cálculos del puente de Wheatstone y el amplificador diferencial son los siguientes:

$$V_{Sal} = V * \left(\frac{R_0}{R_1 + R_0} - \frac{R_2}{R_3 + R_2} \right) \quad \text{Puente de Wheatstone. Donde } R_0 \text{ son los electrodos}$$

$$V_o = G_d(V_1 - V_2) \quad G_d = \frac{R_M}{R} \quad \text{Amplificador diferencial.}$$

Seguido del amplificador diferencial se usó un filtro paso bajas de segundo orden, con una frecuencia de corte 1 Hz. Para la construcción de este filtro se usaron las siguientes ecuaciones:

$$R = R_1 = R_2 \quad C_2 = 2C_1 \quad R_f = 2R \quad C_1 = \frac{0.707}{2\pi f_c R} \quad \text{Se el escoge valor comercial de}$$

$$R = 680 \text{ k}\Omega \quad C_1 = \frac{0.707}{2\pi(1 \text{ Hz})(680 * 10^3)} = 0.1 \mu\text{F} \quad R_f = 2(680 * 10^3) = 1360 \text{ k}\Omega$$

$$C_2 = 2(0.1 * 10^{-6}) = 0.2 \mu\text{F} \quad \text{Los valores comerciales que más se le aproximan son}$$

$$R_f \approx 1.2 \text{ M}\Omega \quad C_f \approx 0.22 \mu\text{F}$$

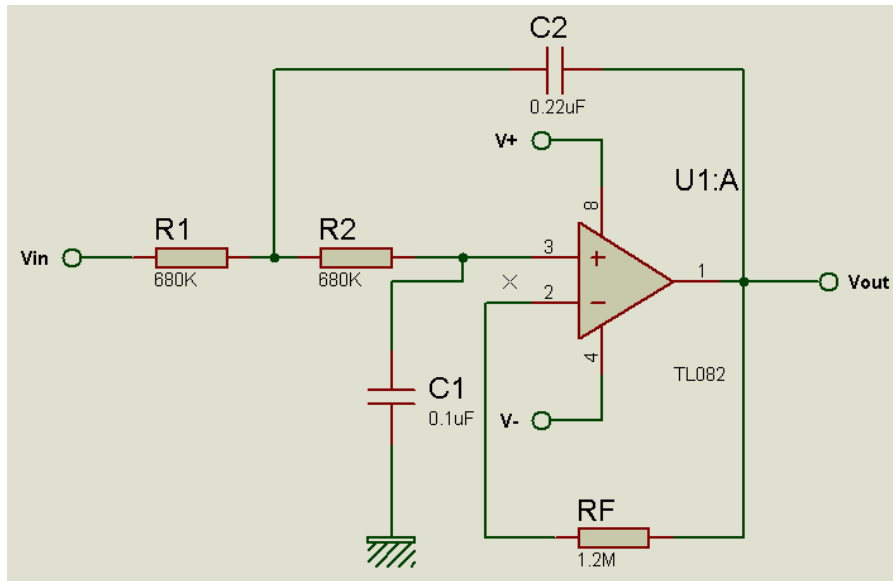


Figura 58. Diagrama de conexión de un filtro pasa bajas de segundo orden.

Luego se uso un amplificador no inversor con los siguientes valores:

$$G = \left(1 + \frac{R_1}{R_2}\right) = 1 + \frac{22 * 10^3}{1 * 10^3} = 22$$

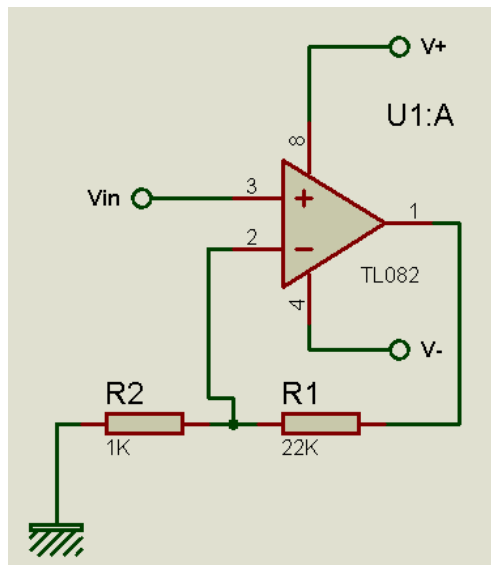


Figura 59. Diagrama de conexión de la amplificación no inversora.

A la salida de esta amplificación se colocó otro filtro paso bajas de segundo orden con una frecuencia de corte de 10 Hz, esto es para atenuar el ruido de la señal generado por la amplificación.

$R = R_1 = R_2$ $C_2 = 2C_1$ $R_f = 2R$ $C_1 = \frac{0.707}{2\pi f_c R}$ Se escoge el valor comercial de

$R = 100 \text{ k}\Omega$ $C_1 = \frac{0.707}{2\pi(10 \text{ Hz})(100 \cdot 10^3)} = 0.1 \mu\text{F}$ $R_f = 2(100 \cdot 10^3) = 200 \text{ k}\Omega$

$C_2 = 2(0.1 \cdot 10^{-6}) = 0.2 \mu\text{F}$ Los valores comerciales que más se le aproximan son
 $R_f \approx 220 \text{ k}\Omega$ $C_f \approx 0.22 \mu\text{F}$

La conexión se realiza de la misma forma que la figura 60.

A la salida de esta configuración se colocó diodo para que el arduino solo sea capaz de recibir voltajes positivos de la señal.

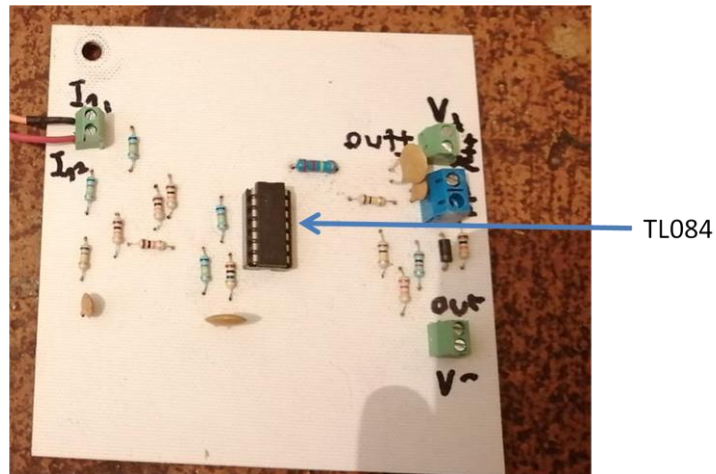


Figura 60. Placa del subsistema electrodrómico.

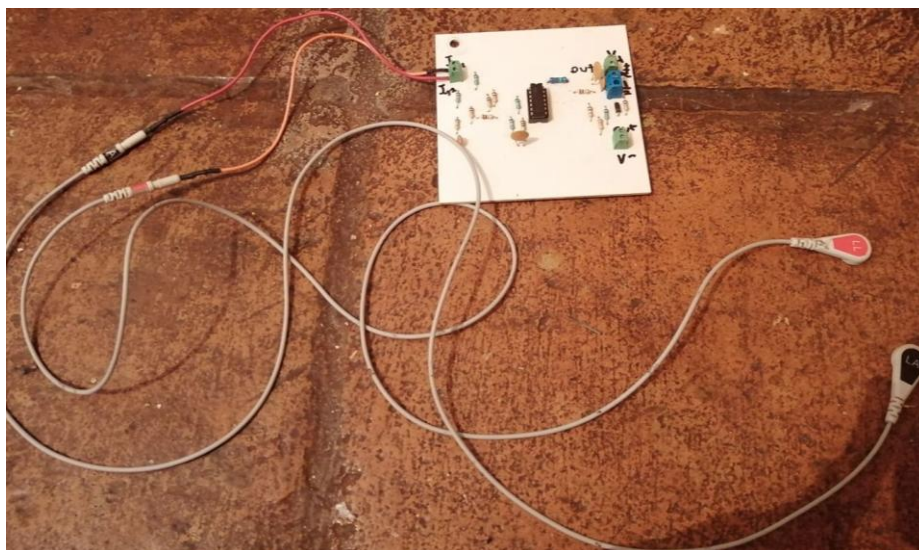


Figura 61. Subsistema electrodrómico con latiguillos.

3.4.- Otros elementos del dispositivo

La salida de cada subsistema va conectado a un amplificador seguidor, esto es para evitar interferencias entre las señales al ser introducidas al arduino.

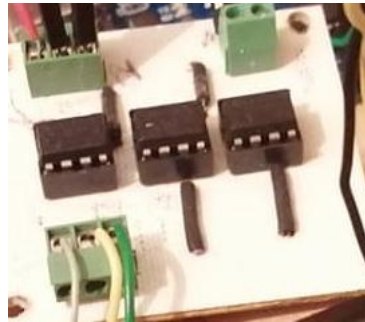


Figura 62. Placa de seguidores.

El microcontrolador Arduino® tiene como función hacer la conexión entre los subsistemas y el programa de matlab®, el cual se encarga del procesamiento y el muestreo de las señales.



Figura 63. Microcontrolador Arduino®.

Dentro de la tarjeta arduino existe un convertidor analógico-digital, el cual es necesario para que en la computadora se pueda observar el comportamiento de cada señal. Este ADC es de 10 bits y dependiendo del voltaje que se maneje se obtiene una resolución, que se calcula de la siguiente manera:

$$Resolución = \frac{voltaje}{2^n - 1} [2]$$

Donde:

n= los bits del adc.

Voltaje= voltaje nominal del microcontrolador.

Sustituyendo:

$$Resolución = \frac{5}{2^{10}-1} = 4.8 \text{ mV} [2]$$

Esto quiere decir que la resolución genera un conjunto de valores los cuales servirán para comparar.

En la siguiente tabla se muestran los primeros cuatro valores de la suma de 4.8 mV.

Bits	Resolución
1	4.8 mV
2	9.6 mV
3	14.4 mV
4	19.2 mV
.	.
.	.
.	.
1023	5 v
Tabla 15. Resolución de bits	

Cuando entra un voltaje analógico al arduino®, lo primero que realiza el ADC son comparaciones con el objetivo de otorgarle un valor que este dentro del rango de resolución seleccionando siempre el más bajo y después inicia la conversión a digital. Por ejemplo, si entra un voltaje de 11.4 mV, el ADC comparará el voltaje de entrada de 14.4 mV y 9.6 mV, de tal manera que este se quedará con 9.6 mV ya que elige el valor más bajo y realizará la conversión a digital otorgándole 2 bits, tal como se observa en la tabla anterior.

La estructura del programa se describe en el siguiente diagrama:

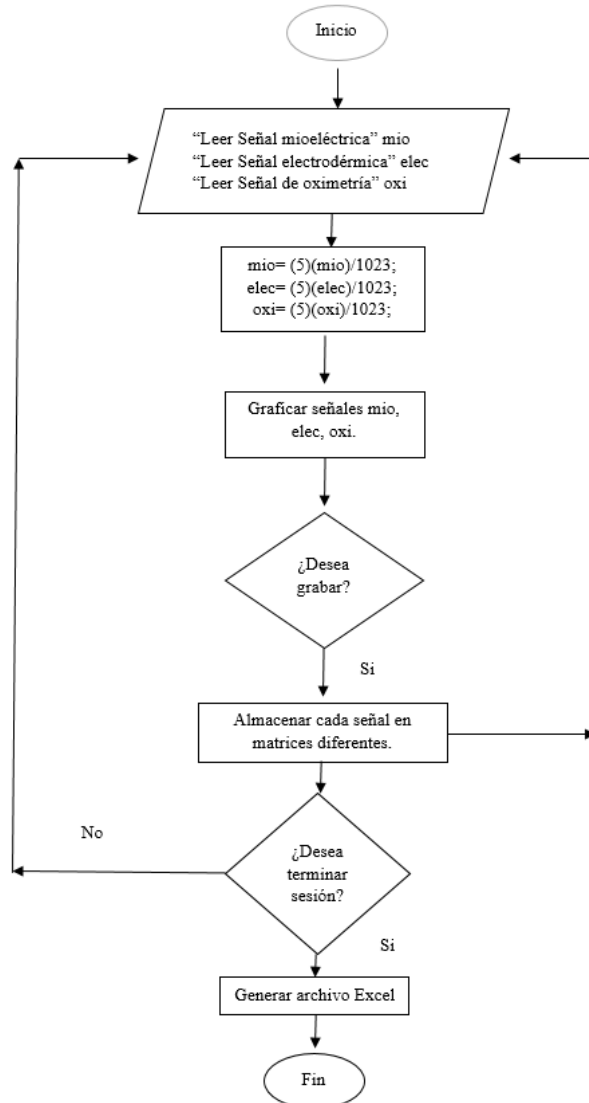


Figura 64. Diagrama de flujo del programa de matlab.

Cabe mencionar que el programa de matlab® genera y guarda las señales que adquiere en un archivo de Excel como se muestra en el diagrama.

Por último se utilizó un circuito fuente, el cual se va a encargar de alimentar a todo el sistema, este consta de 3 baterías recargables de 3.3 V conectadas en serie para adquirir un total de 9.9 V, con el voltaje de alimentación obtenido, se usaron dos circuitos integrados (convertidores de voltaje) ICL7660 para obtener los voltajes +9.9 V y -9.9 V de alimentación para los amplificadores. También se utilizaron los reguladores de voltaje 7805 y 7905 (dos de cada uno) para convertirlos de +9.9 V y -9.9 V a +5 V y -5 V.

La siguiente figura muestra el diagrama de conexión del circuito fuente.

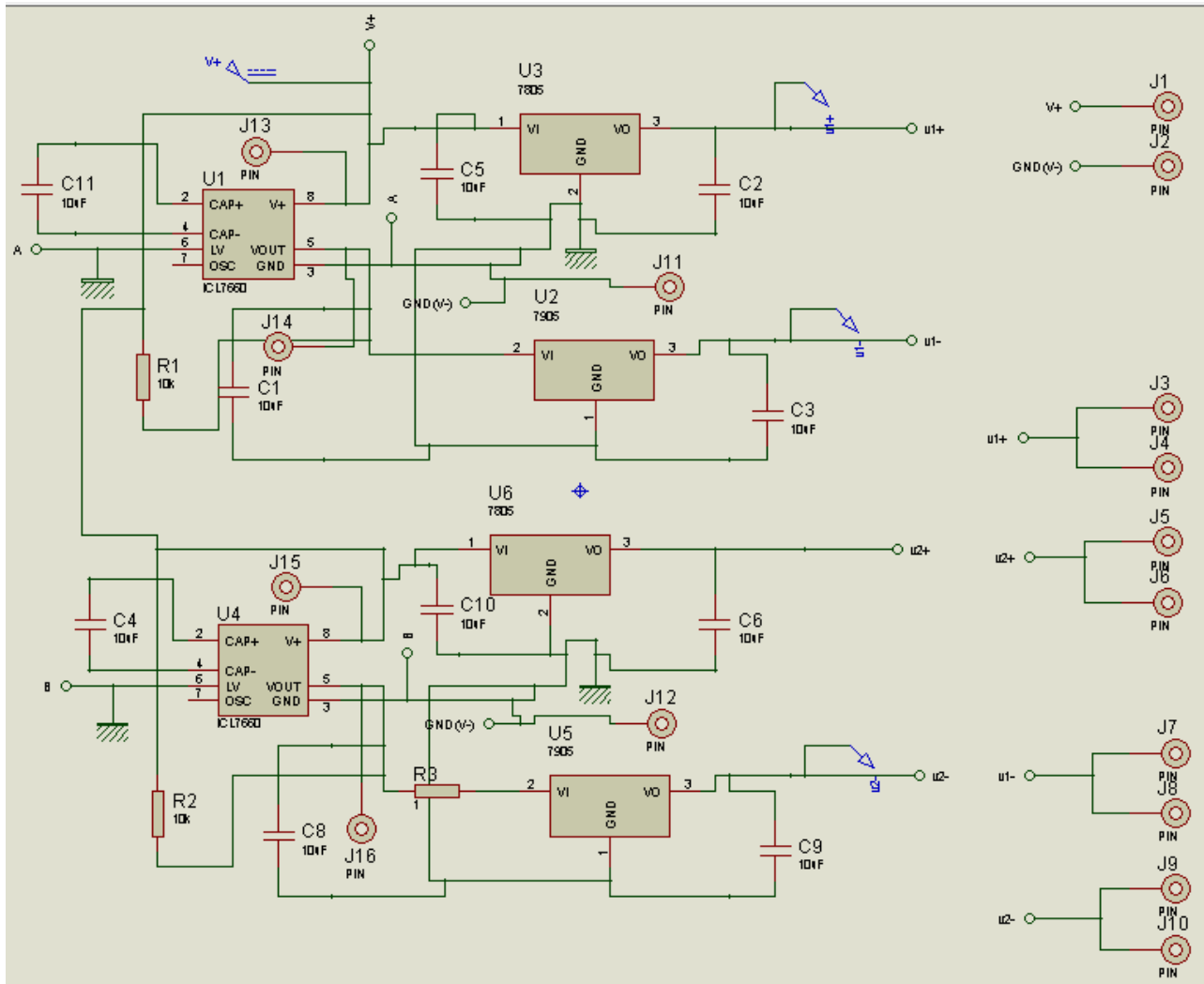


Figura 65. Diagrama de conexión del circuito fuente.

La siguiente figura muestra la placa del circuito fuente.



Figura 66. Diagrama de conexión del circuito fuente.

Los circuitos están agrupados en dos bloques. El primer bloque sería el bloque de adquisición. En este bloque se encuentran todos los subsistemas de adquisición de señales biológicas, los cuales se encuentran encerrados y conectados en una jaula de aluminio cuya función es la de establecer una sola tierra física en todo el sistema, funcionando como una jaula de Faraday. La siguiente figura muestra el primer bloque.

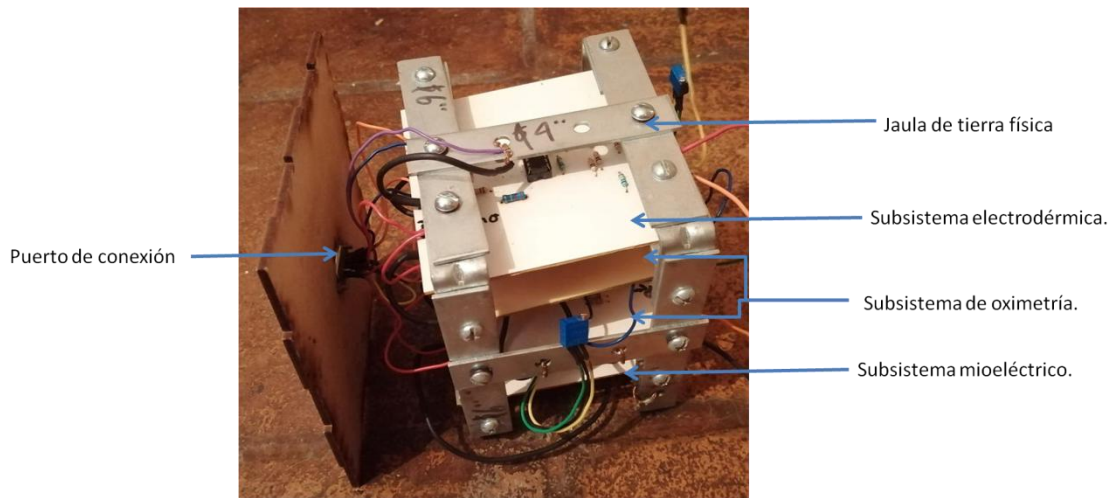


Figura 67. Bloque de adquisición.

El segundo bloque es el de alimentación. El cual está conformado de las baterías de 3 volts, el circuito fuente, el microcontrolador Arduino® y la placa de seguidores. La siguiente imagen muestra este bloque.

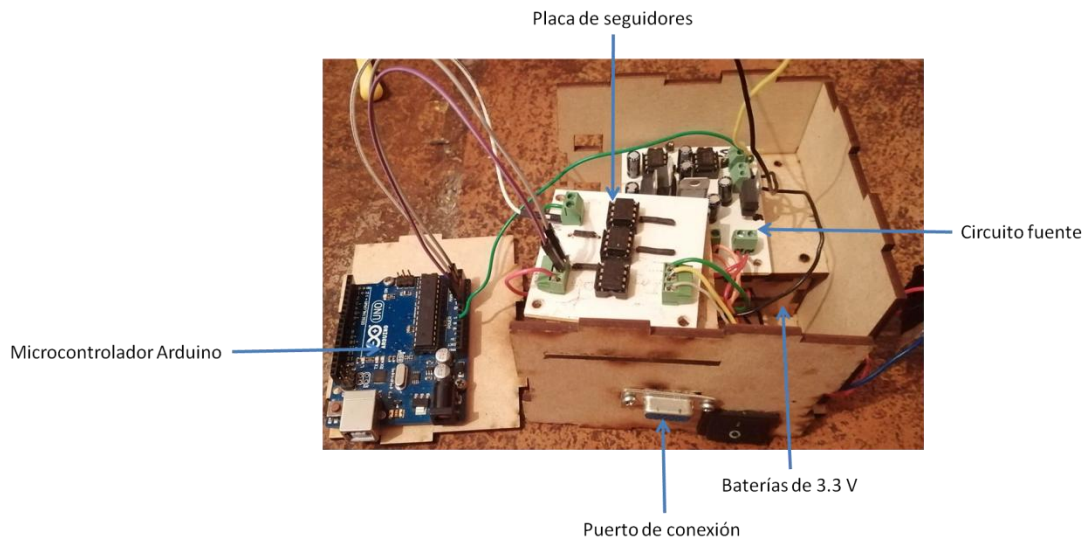


Figura 68. Bloque de alimentación.

Los bloques se conectan por medio de un cable por los puertos de conexión.

CAPÍTULO 4. PRUEBA DE CONCEPTO

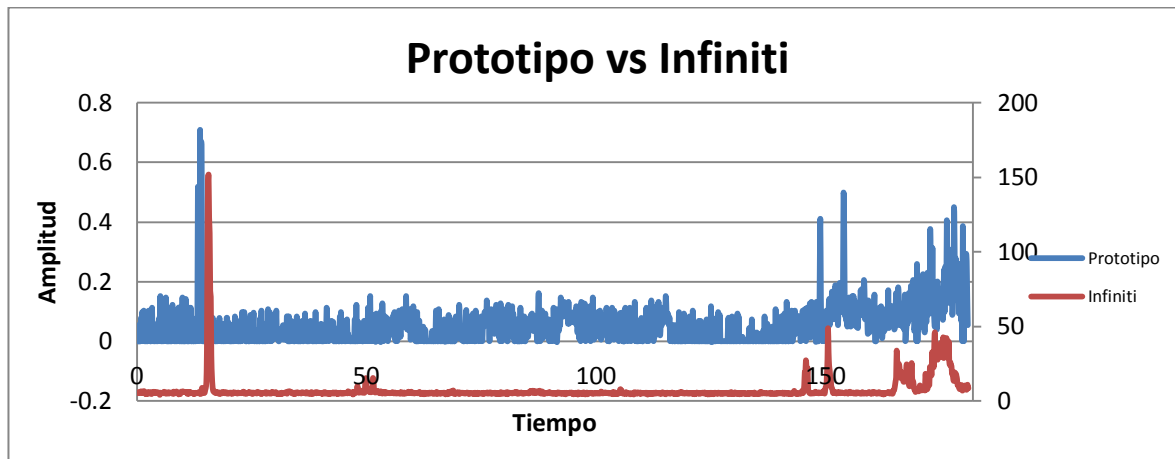
Este proyecto tiene como finalidad el realizar una convalidación del comportamiento de las señales fisiológicas entre un sistema comercial (ProComp Infiniti®) y el sistema propuesto en esta tesis.

Procedimiento.

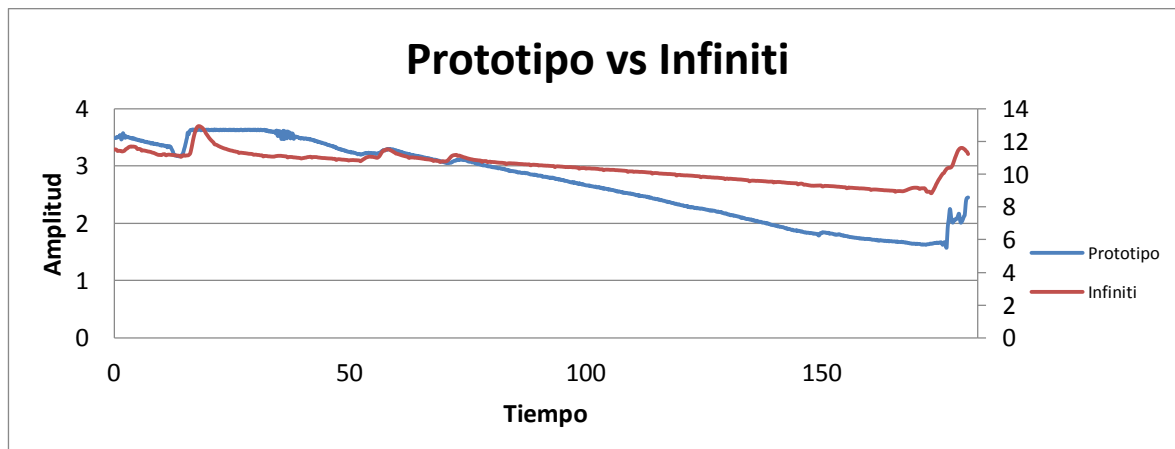
1. Se seleccionó un pequeño grupo de personas (8 mujeres y 8 hombres), a los cuales se les aplicó la prueba en un pequeño cuarto blanco; este contiene una mesa (en el centro), un proyector, 3 computadoras y un monitor, un equipo Infiniti® y el sistema propuesto.
2. A cada sujeto de pruebas se le aplicó una encuesta antes de iniciar la sesión con el propósito de saber si es apto para seguir con el proceso de pruebas (anexo I).
3. Cada prueba se divide en tres fases; fase neutral, fase de video y fase recuperadora. Esta última se dividió en dos grupos: alto potencial recuperador y bajo potencial recuperador (cada grupo se formó de 4 mujeres y 4 hombres).
4. A cada persona se le explicó en qué consiste la prueba y se le mostró una carta de consentimiento [anexo I].
5. Se le conectaron los sensores de los dispositivos a los sujetos de pruebas.
6. Se realizó la prueba de forma individual.
7. Al término de cada fase se aplicó una encuesta otorgada por los psicólogos (escala de estrés).

Para más información acerca de la metodología de aplicación consultar el anexo II.

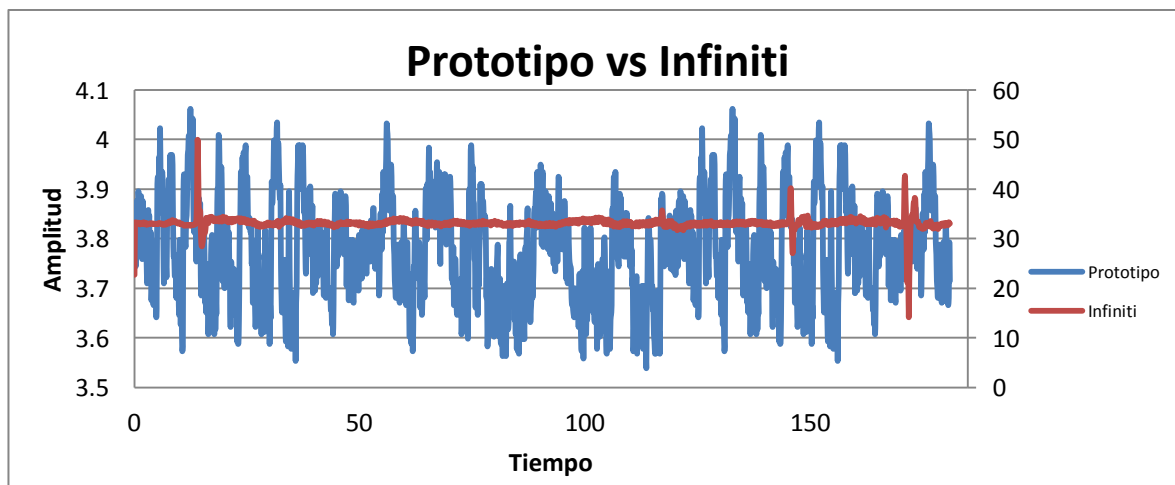
Para ver la efectividad que existe en el prototipo creado y el Infiniti® se ha seleccionado un sujeto de pruebas como muestra para apreciar el comportamiento de las señales biológicas en la etapa de la fase neutral.



Grafica. Señal mioeléctrica. * Eje "y" izquierdo: prototipo [V] * Eje "y" derecho: Infiniti® [μV].



Grafica. Señal electrodérmica. * Eje "y" izquierdo: prototipo [V]. * Eje "y" derecho: Infiniti® [Sienens,S]



Grafica. Señal de oximetría. * Eje "y" izquierdo: prototipo [V]. * Eje "y" derecho: Infiniti® [No se menciona en el manual]

El Infiniti® adquiere la señal en un intervalo de microvolts. Dado que procesa la señal con el valor raíz cuadrático medio y algunos procesos internos. Sin embargo no se cuenta la unidad de medida con la que podríamos comparar con el prototipo, pero se puede observar una morfología similar entre la amplitud de las señales.

En la señal mioeléctrica se observa que en los intervalos de tiempo; [12-17] s y [142-181] s, tienen las mayores activaciones con amplitudes de 0.7 V, 0.4 V y 0.5 V con respecto a los demás puntos, debido a que la persona ejerció movimientos faciales con mayor esfuerzo en comparación al resto. También se percibe que la señal que genera el prototipo se activa al igual que el Infiniti® considerando que el sistema adquiere 8-9 muestras por segundo mientras que el otro lo hace a 2048.

En la segunda grafica se aprecia que en ambos sistemas la amplitud de la señal disminuye conforme el tiempo, debido a una variación de resistencia que existió en la persona durante la prueba. Cabe mencionar que para esta señal el Infiniti® género 256 muestras por segundo y el prototipo 8-9.

La señal de oximetría se mantiene constante en la mayor parte del tiempo aunque en algunos intervalos tiene picos altos con respecto a los demás. Al igual que la señal mioeléctrica el Infiniti® genero 2048 muestras por segundo para la señal de oximetría mientras que el prototipo solo 8-9.

Como se puede observar la frecuencia de muestreo del Infiniti® es mayor al del dispositivo dado que su diseño fue formado para hacer un análisis especializado en el comportamiento de distintas señales biológicas, mientras que en el caso del prototipo lo que se busca es ver la activación de la señales seleccionadas ante un estímulo.

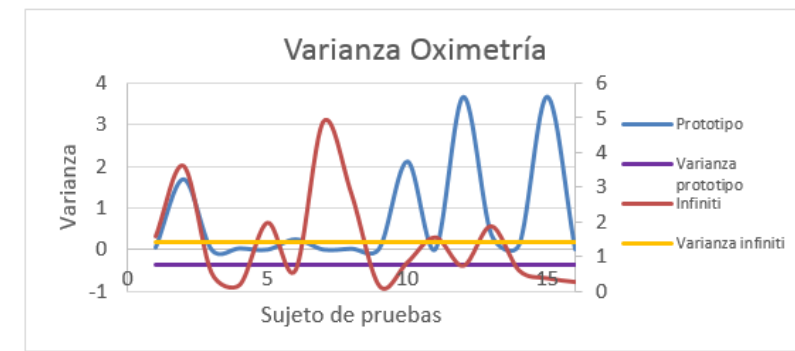
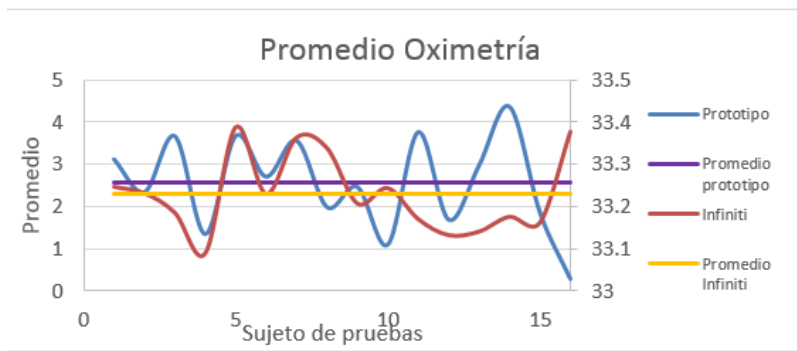
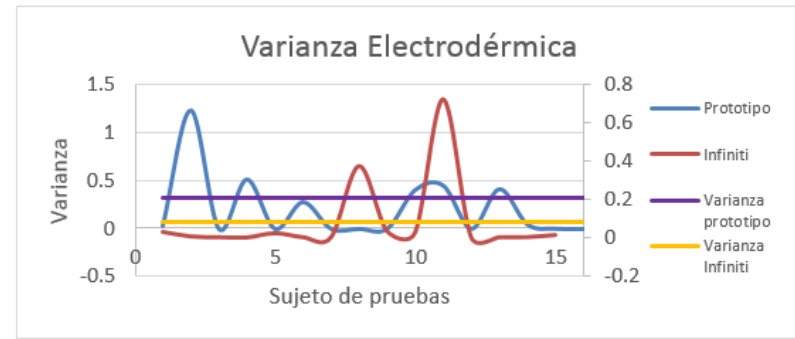
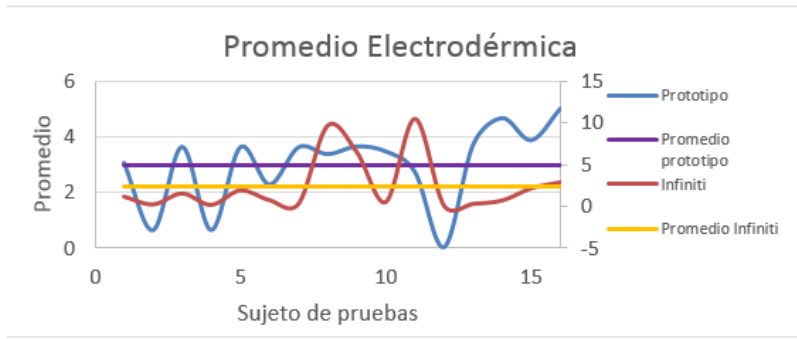
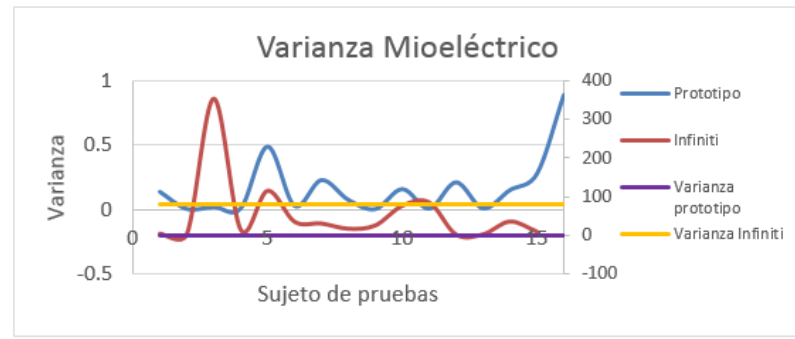
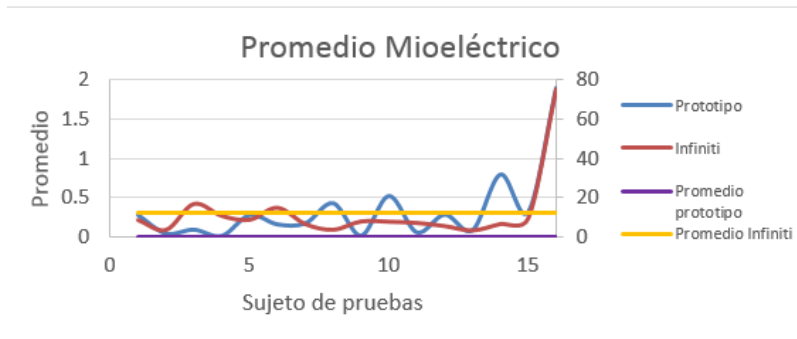
4.1.- Fase neutral

Esta etapa se lleva a cabo después de que el sujeto de pruebas pasó dicha encuesta. Se proyectaron imágenes cada una con una duración de 15 segundos, entre cada imagen se muestra un símbolo “+” que dura 3 segundos, el objetivo es lograr que la persona entre en un estado neutral o basal.

Las siguientes gráficas y tablas muestran el promedio total y la varianza total de las señales mioeléctrica, electrodérmica y oximetría.

Sujeto	Promedio mioeléctrico	Promedio electrodermica	Promedio oximetría	Varianza mioeléctrico	Varianza electrodermica	Varianza oximetría
1	0.272389164	3.047447072	3.129878213	0.135049701	0.029291833	0.051964012
2	0.037017611	0.621948509	2.349739242	0.001936729	1.225179716	1.69465462
3	0.086847137	3.625334439	3.678650014	0.017910292	1.86952E-05	0.001184877
4	0.00724526	0.622329969	1.35683158	0.006123493	0.511203075	0.032420836
5	0.27197935	3.608847052	3.684648111	0.486420014	2.08521E-05	0.001016442
6	0.154209731	2.266587587	2.71846409	0.02627466	0.276983637	0.247716929
7	0.166701235	3.60784952	3.571586324	0.226577566	2.02698E-05	0.001600896
8	0.423277897	3.358716302	1.996898575	0.072262155	0.000117389	0.024627317
9	0.012225966	3.633646755	2.474696125	0.001133944	0.00079975	0.032454707
10	0.515006326	3.454265113	1.107417823	0.156800868	0.402616768	2.12146191
11	0.052135329	2.717842027	3.775052126	0.004349774	0.446700479	0.010694523
12	0.278166503	0.011454781	1.698201146	0.208748659	0.001110104	3.673436461
13	0.081397707	3.703205527	2.988053537	0.006565775	0.4106757	0.367317999
14	0.789177308	4.653112911	4.376347713	0.149061003	0.044894667	0.119705232
15	0.315559615	3.859196365	1.865329708	0.273573324	0.001803697	3.679344369
16	1.890833513	5	0.294660508	0.887430903	0	0.010415759
Promedio total	0.334635603	2.986986496	2.566653427	0.166263679	0.20946479	0.754376056

Tabla 16. Tabla de Promedios y varianzas del prototipo [V]



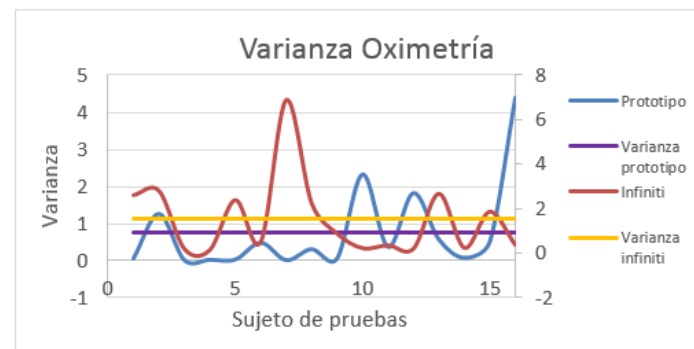
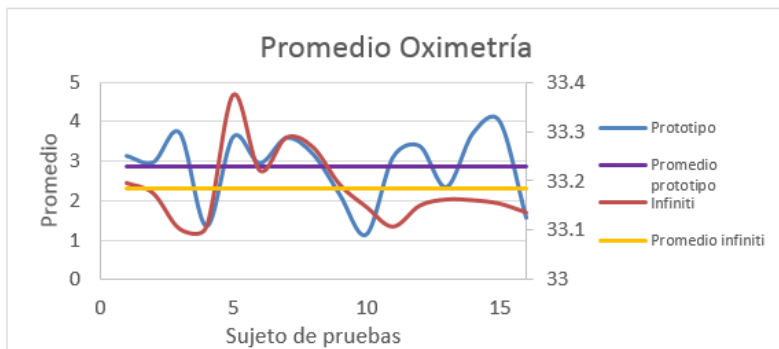
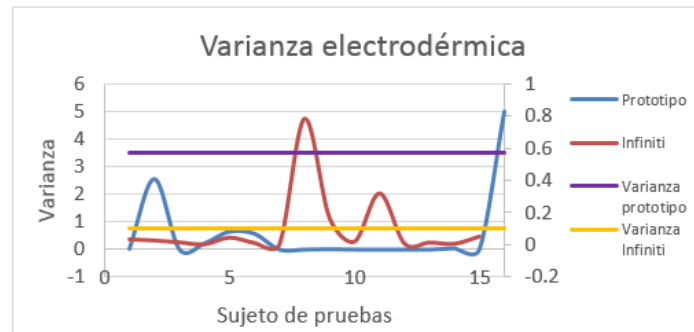
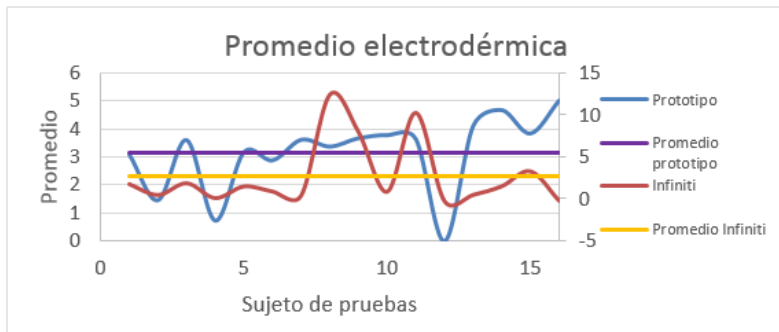
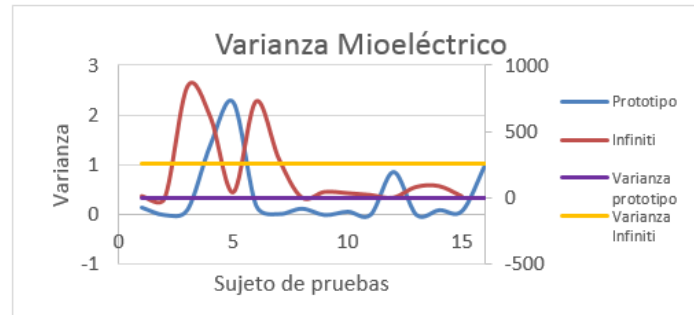
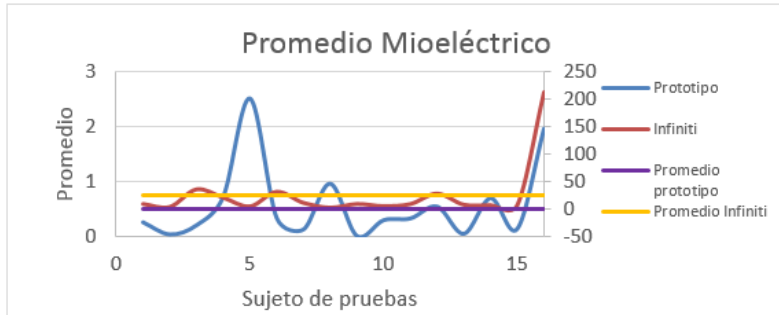
Graficas de etapa neutral. * Eje "y" izquierdo: prototipo [V]. *Eje "y" derecho: Infiniti®; mioeléctrico [μ V], electrodermica [S], oximetría [No se menciona en el manual]

4.2.- Fase de video

Después de que el sujeto observó las imágenes de la etapa neutral a continuación se le mostró un video (con duración de 4:54 min.) que contiene elementos estresantes, con el motivo de ver el comportamiento de las señales ante dicha estimulación. A continuación se muestran las tablas y gráficas correspondientes a esta etapa.

Sujeto	Promedio mioeléctrico	Promedio electrodermica	Promedio oximetría	Varianza mioeléctrico	Varianza electrodermica	Varianza oximetría
1	0.256830533	3.084534833	3.136657118	0.151302075	0.024616821	0.048891553
2	0.035269726	1.455260738	2.977323361	0.001862445	2.559132686	1.252902208
3	0.202228945	3.598090775	3.715195523	0.108565152	0.005835175	0.001640358
4	0.722516767	0.730126	1.366426289	1.402059134	0.221561662	0.013861403
5	2.521224452	3.164677704	3.616506972	2.251622837	0.650164035	0.019705353
6	0.333982887	2.874516286	2.957329105	0.186680061	0.574389216	0.474795697
7	0.124840016	3.607814958	3.586924195	0.021268366	1.91886E-05	0.002117361
8	0.963333344	3.363670262	3.181414721	0.128041927	0.000132931	0.300619065
9	0.007772506	3.663423973	2.162840494	0.000729185	0.014016882	0.050148801
10	0.295711357	3.769289268	1.15664392	0.06843196	0.001060495	2.321275268
11	0.326565569	3.629552178	3.103096893	0.007288669	1.88528E-05	0.356245007
12	0.543760071	0	3.386710528	0.86059591	0	1.815702033
13	0.046887335	4.100065	2.352580008	0.004381422	5.99768E-05	0.557916487
14	0.696942612	4.659127227	3.710039372	0.098982866	0.044654328	0.065533649
15	0.137843122	3.830571774	4.012737077	0.082551548	0.000278794	0.504126648
16	1.970654897	5	1.579224707	0.996809852	5	4.386073193
Promedio	0.574147759	3.158170061	2.875103143	0.398198338	0.568496315	0.76072213
total	0.574147759	3.158170061	2.875103143	0.398198338	0.568496315	0.76072213

Tabla 17. Tabla de Promedios y varianzas del prototipo [V]



Graficas de etapa video. *Eje "y" izquierdo: prototipo [V]. *Eje "y" derecho: Infiniti@; mioeléctrico [μ V], electrodérmica [S], oximetría [No se menciona en el manual]

4.3.- Fase de recuperación

Esta etapa es para nivelar a la persona al estado basal, como se mencionó anteriormente se dividió en dos grupos; alto potencial recuperador y bajo potencial recuperador. Al igual que en la fase neutral aquí se mostraron imágenes con las mismas duraciones correspondientes.

Alto potencial recuperador

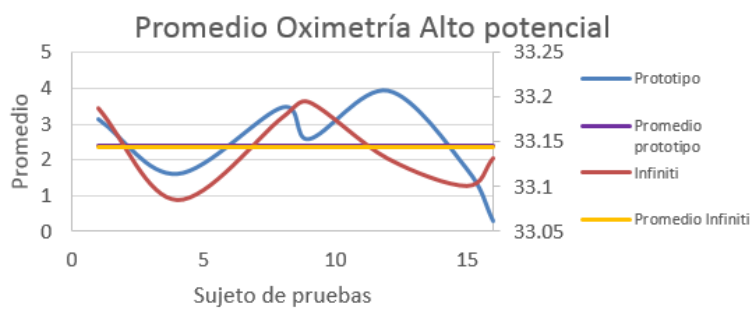
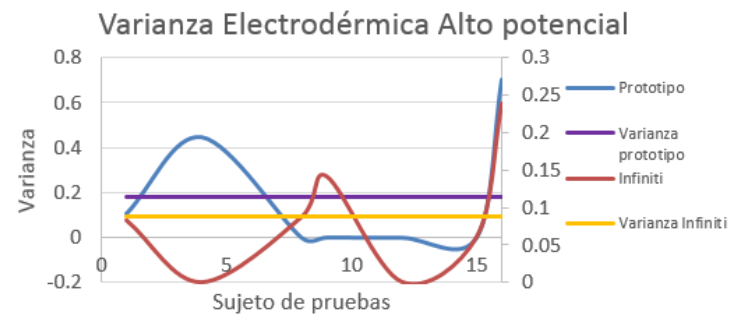
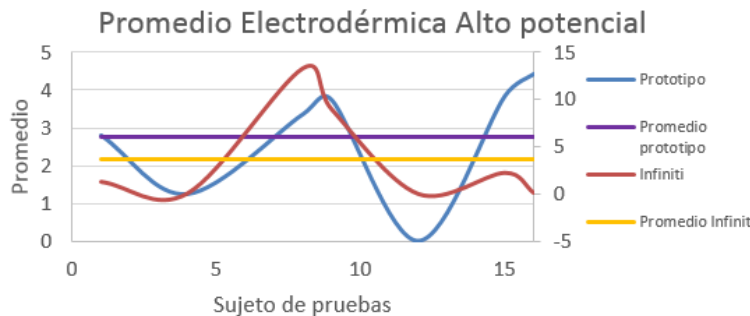
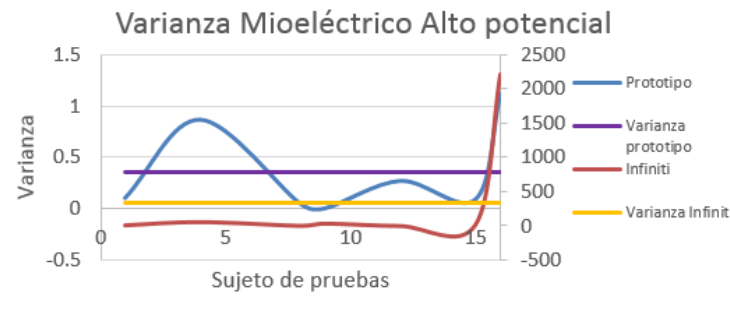
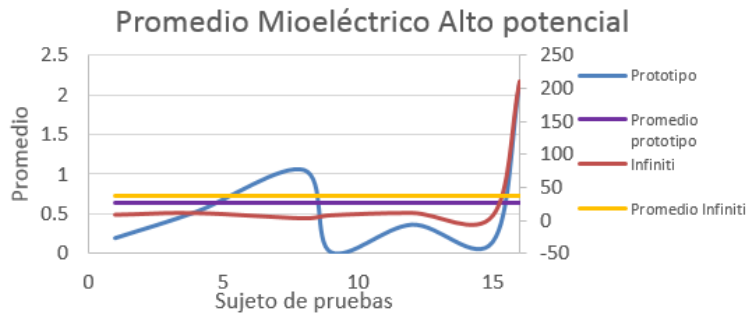
A los sujetos de prueba que se les aplica esta fase se les muestran imágenes altamente recuperadoras de tal manera que logren volver a su estado neutral.

Bajo potencial recuperador

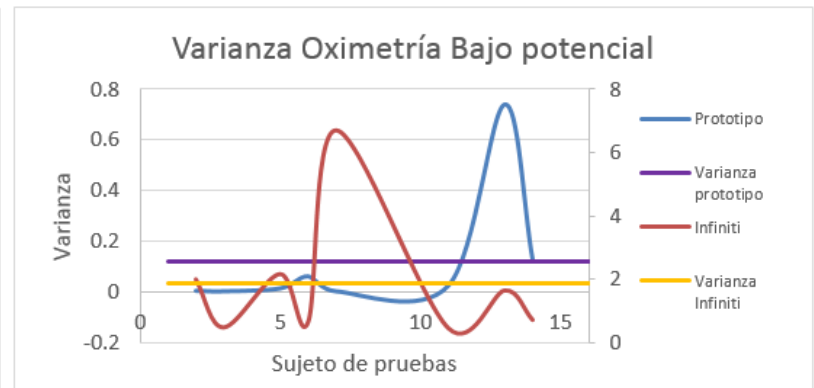
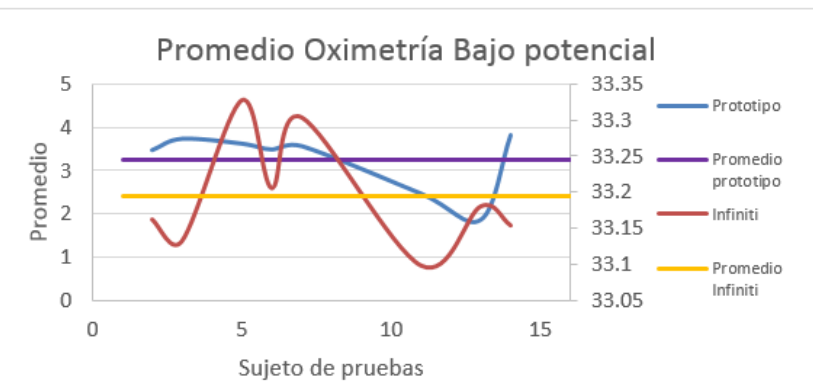
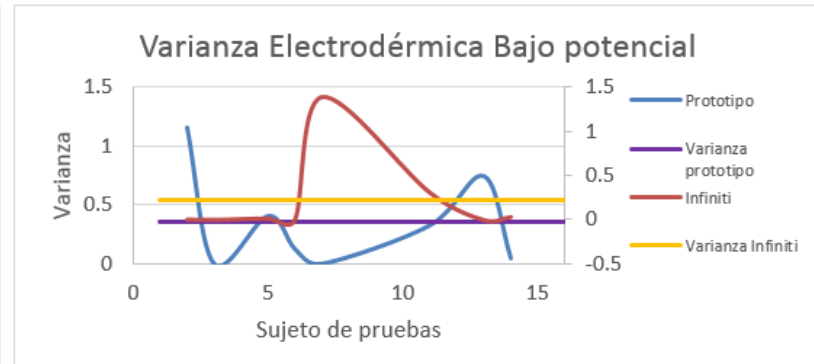
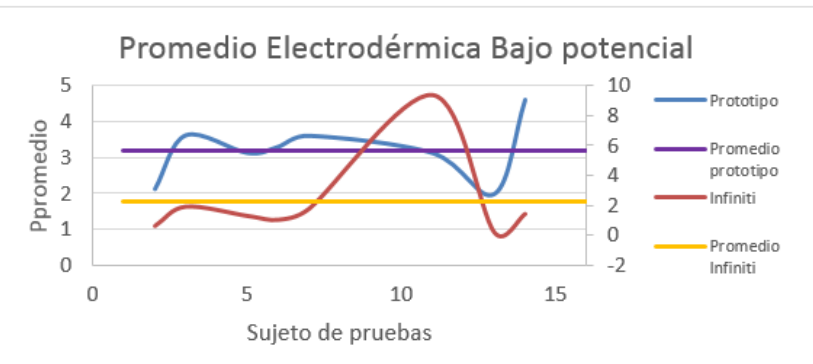
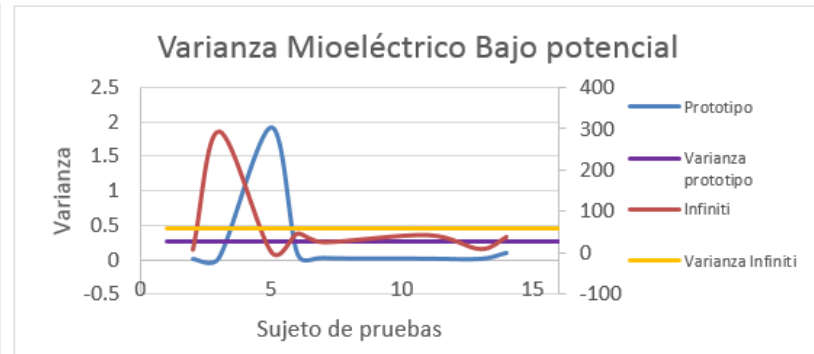
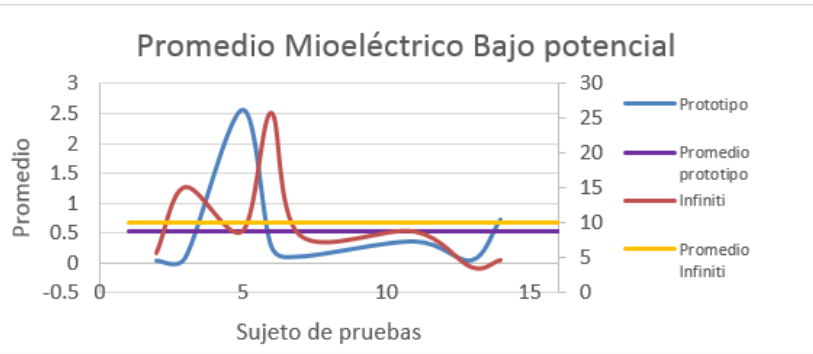
En esta parte a las personas se les muestra imágenes con bajo potencial recuperador de tal modo que no alcancen el estado basal.

	Sujeto	Promedio mioeléctrico	Promedio electrodermica	Promedio oximetría	Varianza mioeléctrico	Varianza electrodermica	Varianza oximetría
Alto potencial recuperador	1	0.186830738	2.801443637	3.134460291	0.101450971	0.106372209	0.047103625
	4	0.518245693	1.245054229	1.612234092	0.867013057	0.446903358	0.027620799
	8	1.048392067	3.361502394	3.463439203	0.04765185	0.000138054	0.026170988
	9	0.008802794	3.738394662	2.579471455	0.001457949	0.000815401	0.037765783
	12	0.357048837	0	3.926952194	0.269250742	0	0.392710782
	15	0.137461835	3.84096038	1.749767689	0.087042094	0.000854327	2.525570261
	16	2.149985417	4.426364649	0.302261469	1.117376732	0.702228503	0.014008987
	Promedio total	0.629538197	2.773388564	2.395512342	0.355891913	0.179615979	0.438707318
Bajo potencial recuperador	2	0.035295509	2.132410048	3.467287211	0.001708922	1.153072034	0.003250947
	3	0.078259278	3.62175879	3.730482473	0.017215064	0.000387595	0.00119774
	5	2.562365457	3.131991029	3.618164607	1.919044329	0.404299234	0.012472668
	6	0.280760521	3.304357521	3.482355323	0.075287858	0.124531071	0.060351446
	7	0.103771269	3.6081172	3.561896722	0.015786562	2.17056E-05	0.001121911
	11	0.356596998	3.129166183	2.461558588	0.005529514	0.325171555	0.02372018
	13	0.042809335	1.993727266	1.857154618	0.002730596	0.740989119	0.739791521
	14	0.723078549	4.605632665	3.815939122	0.090164905	0.046971476	0.12681995
	Promedio total	0.522867115	3.190895088	3.249354833	0.265933469	0.349430474	0.121090795

Tabla 18. Tabla de Promedios y varianzas del prototipo [V]



Graficas de etapa de alto potencial recuperatorio. * Eje "y" izquierdo: prototipo [V]. * Eje "y" derecho: Infiniti®; mioeléctrico [μ V], electrodermica [S], oximetría [No se menciona en el manual]



Graficas de etapa de bajo potencial recuperatorio. * Eje “y” izquierdo: prototipo [V]. * Eje “y” derecho: Infiniti®; mioeléctrico [μ V], electrodermica [S], oximetría [No se menciona en el manual]

Tabla 19 Promedios del prototipo				
Señales	Fase neutral	Fase de video	Alto potencial recuperador	Bajo potencial recuperador
Mioeléctrica	0.334	0.574	0.629	0.522
Electrodérmica	2.986	3.158	2.773	3.190
Oximetría	2.566	2.875	2.395	3.249

Tabla 20 Varianzas del prototipo				
Señales	Fase neutral	Fase de video	Alto potencial recuperador	Bajo potencial recuperador
Mioeléctrica	0.166	0.398	0.355	0.265
Electrodérmica	0.209	0.568	0.179	0.349
Oximetría	0.754	0.760	0.438	0.121

En la última prueba los resultados del sujeto 10 para alta recuperación no se muestran ya que existió un problema técnico durante la grabación.

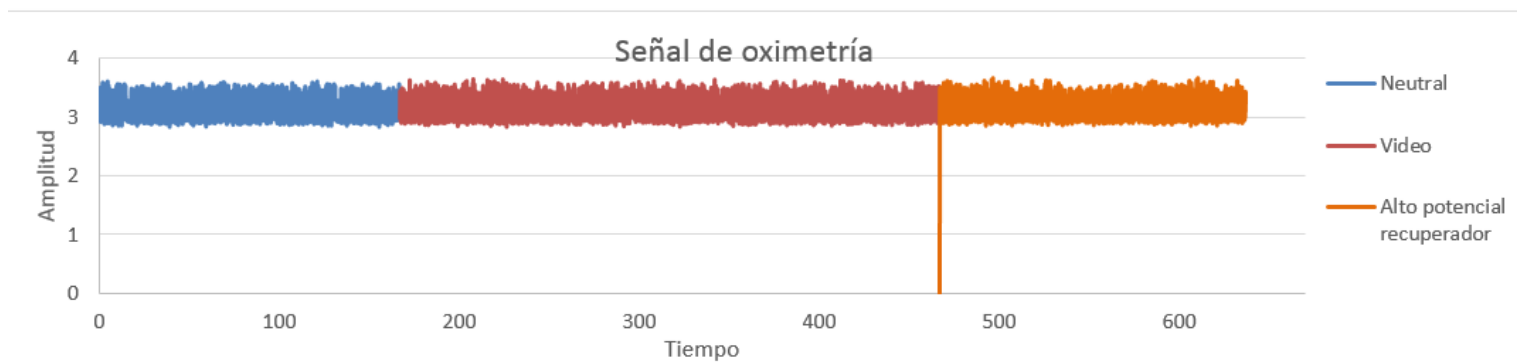
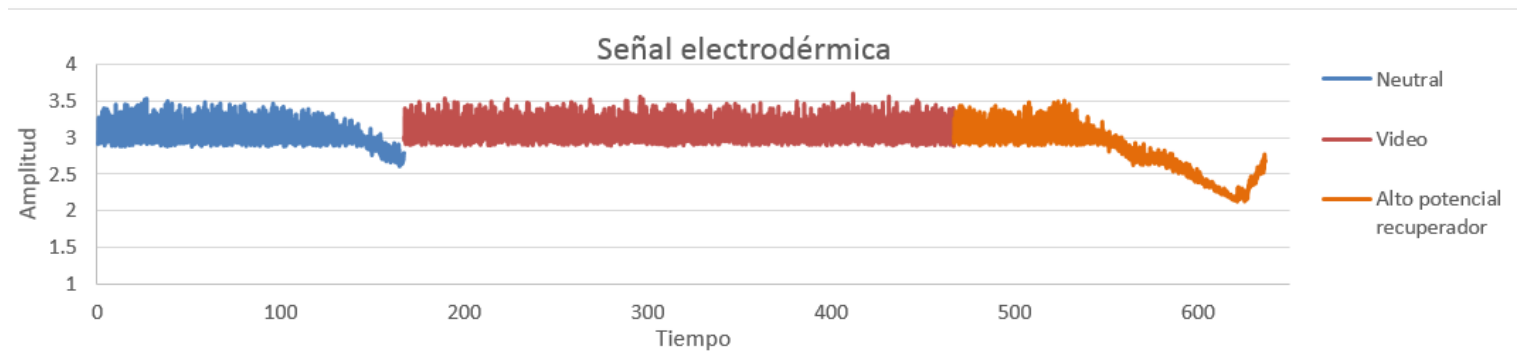
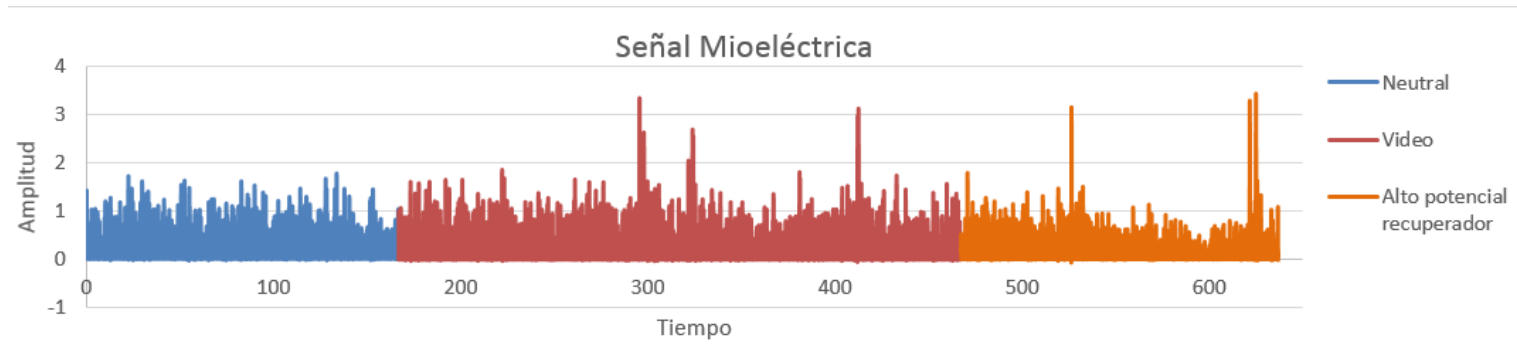
En las tablas de promedios y varianzas, se observa que los valores de la fase de video con respecto a la fase neutral son mayores, dicho comportamiento es el esperado porque los estímulos estresantes generados por el video hacen que la persona cambien de estado.

Al comparar los promedios entre la fase de video y la fase de alto potencial recuperador se aprecia que en la señal mioeléctrica el valor es mayor a la de la etapa de video mientras que en las otras ocurre lo contrario. Sucede que las imágenes mostradas en la etapa final causaron que el sujeto ejerciera mayor movilidad (movimiento facial) y por lo tanto un incremento en el promedio, caso especial que para la fase de bajo potencial recuperador el promedio fuera menor al video, ya que las imágenes de ésta no causaron el mismo efecto que la etapa de alto potencial recuperador.

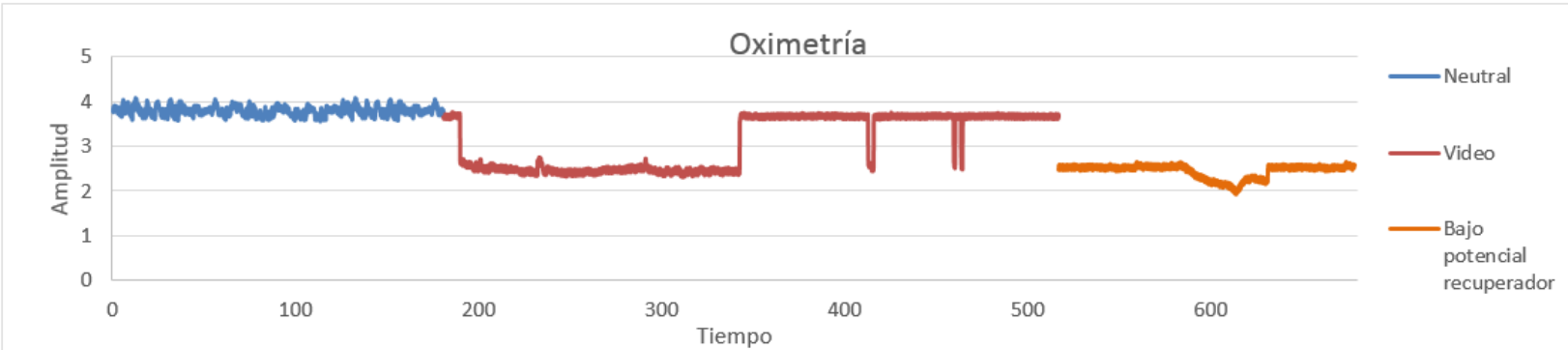
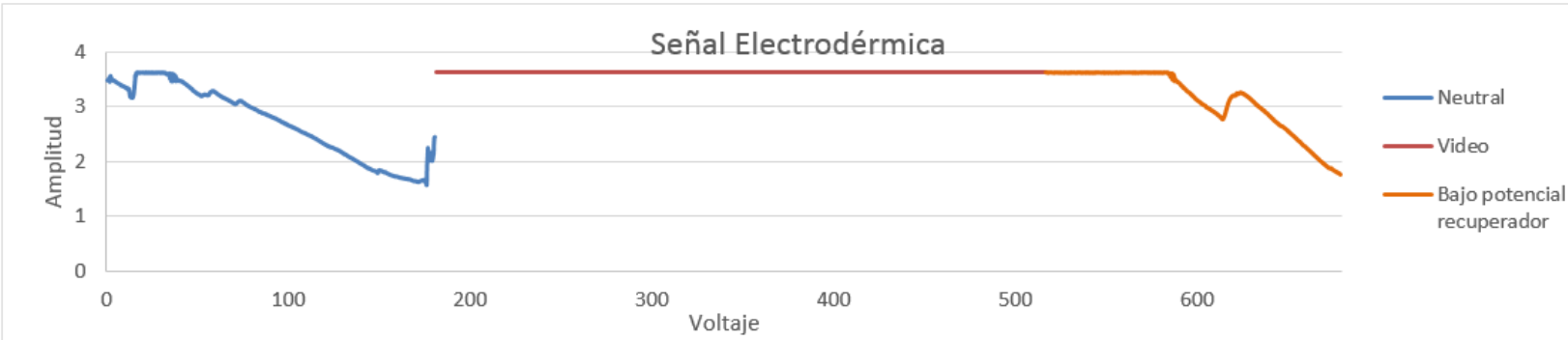
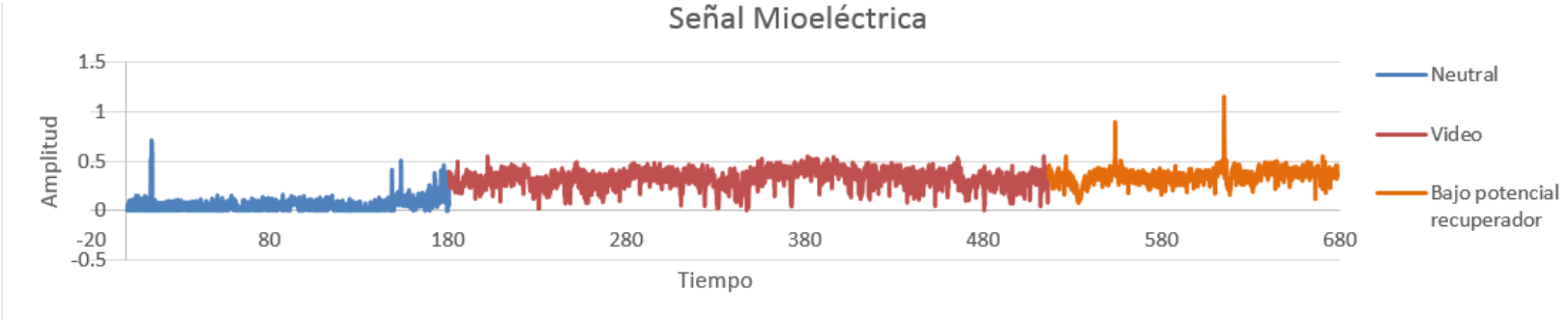
También es preciso decir que los promedios de la fase de bajo potencial recuperador para las señales electrodérmica y oximetría son mayores al del video ya que se mantuvieron e incrementaron las variaciones de amplitud durante la prueba.

Los valores correspondientes de la varianza de la fase de video y las fases recuperadoras son adecuados debido a que en esta parte se espera que exista una disminución, de tal manera que la tercera fase sea lo más cercana al primer estado neutral.

En las siguientes graficas se muestran las señales biológicas de dos sujetos (alto potencial y bajo potencial recuperador) de las cuales se han puesto las tres etapas juntas de las pruebas de tal manera que podamos apreciar la secuencia y el estado de cada una de ellas.



Graficas del prototipo de las 3 etapas. Alto potencial recuperador. Eje Y en V



Graficas del prototipo de las 3 etapas. Bajo potencial recuperador. Eje Y en V

Como se puede observar, la etapa de video para el sujeto de alto potencial recuperador en la señal mioeléctrica se aprecian activaciones con mayor amplitud que en la etapa neutral y recuperadora, mientras que para el sujeto de bajo potencial recuperador la etapa recuperadora se mantiene constante con la fase de video pero mayor al neutral.

En la señal electrodérmica se aprecia que para ambos sujetos la fase neutral y fase recuperadora tienen caídas de amplitud y para la fase de video se mantiene constante, lo que permite ver que hubo recuperación del sujeto ante el estímulo.

La señal de oximetría se mantiene constante para las tres fases en el sujeto de alto potencial recuperador y en el caso del sujeto de bajo potencial recuperador se presentan variaciones para los tres estados, cabe mencionar que el segundo sujeto de prueba presento una mejor recuperación que el primero con respecto a esta señal.

CAPÍTULO 5. CONCLUSIONES

1. Primeramente el dispositivo creado solo es capaz de adquirir las señales propuestas, por lo que éste no puede mostrar una amplia versatilidad como el Infiniti®, ya que este último es capaz de utilizar el mismo canal para adquirir distintos tipos de señales biológica mientras que el prototipo utiliza canales fijos para una sola señal. Sin embargo, Si se tienen bien establecidas cuales son las señales biológicas necesarias para determinar algún cambio emocional, entonces, se puede prescindir de las demás, y solo bastaría con que un solo canal sea capaz de adquirir una sola de estas señales, pudiendo generar un dispositivo más económico. Si bien el prototipo propuesto no fue totalmente portátil, se pudo realizar un aproximado al dispositivo comercial, con elementos más económicos y asequibles.
2. Como se pudo observar en el desarrollo de este proyecto, se deben tomar en cuenta las diferentes características de las personas (ya sea por complexión o tamaño), por ejemplo, para la aplicación de señal mioeléctrica, fue necesario modificar constantemente el valor de la ganancia para cada sujeto de prueba.
Algo que también que se notó durante las pruebas es que en la señal electrodérmica, algunas personas son más conductoras que otras, ya que en algunos casos se mostró poca variación de voltaje, mientras que otros presentaron mayores cambios (peculiaridad notada especialmente en las mujeres).
Con base a la señal de oximetría, la mayoría de los sujetos de prueba no mostraron problema alguno con respecto a la adquisición salvo por algunos casos donde el dedo del sujeto de pruebas era pequeño para el sensor de oximetría, por lo que se generaba un poco de ruido.
3. Para la aplicación de estas pruebas fue necesario emplear dos operadores, dado a que durante la realización existen diversas actividades tales como: la explicación al sujeto de pruebas, preparación y uso de los programas de adquisición, colocación y prueba de los sensores, manejo de las imágenes y el video. Debido a todo esto, es preferente que las pruebas sean aplicadas por dos personas, ya que si hay un solo operador durante la prueba, se pueden presentar errores, así como ocupar más tiempo del que debería durar, esto es por la imposibilidad de realizar tareas en paralelo por la falta de operadores.
4. Cuando se realizó el protocolo de pruebas, ocurrieron algunas situaciones no contempladas como la de advertir a los sujetos de pruebas que el video puede afectar su estado de ánimo (no mencionando ningún adjetivo calificativo acerca de éste). También que durante las pruebas surgieron interrupciones por parte de los celulares de los sujetos de prueba, por lo que se les planteó la recomendación de apagarlos o silenciarlos, porque es un distractor externo a la prueba y que afecta la señal. Otra cosa que se buscó fue no desagradar al usuario, tomando en cuenta aspectos como; la sanidad, mostrándole los electrodos nuevos

aun en su empaque, preguntándole si requiere o no ayuda al colocarse los sensores (esto se hace porque no se busca invadir el espacio personal del sujeto de pruebas). Además de que se buscó aclarar todo tipo de dudas que existiesen en los sujetos de pruebas.

5. En el aspecto técnico de la prueba salieron muchas observaciones a tomar en cuenta en caso de que se busque trabajar en un diferente proyecto con los mismos componentes. Si se requiere que el timer 555 en configuración astable funcione con los mismos tiempos de alta y baja frecuencia, es necesario que una resistencia sea mucho mayor que la otra. Sin embargo, no es recomendable utilizar resistencias menores de $1k\Omega$, esto es porque el timer no opera correctamente. En cuestiones de la alimentación fue necesario emplear 2 convertidores de voltaje ICL7660, porque los circuitos de las señales demandan cierta cantidad de corriente y de voltaje, por lo que se generara un sobrecalentamiento en el circuito integrado si solo se utiliza uno.
6. Es recomendable utilizar dos computadoras para el procesamiento (una para el prototipo y otra para el Infiniti®), debido a que si se realizan ambas operaciones en una sola podría ralentizar el equipo (cosa que puede ocasionar la pérdida de datos, como sucedió con el sujeto 10).
7. También se sugiere mandar a elaborar las placas pcb a talleres especializados en diseño de circuitos, porque hacer las placas de forma poco profesional, podría afectar el funcionamiento del circuito (como el deterioro de las pistas). Una opción más aceptable es elaborar la placa con una máquina CNC o alguna otra técnica automatizada.
8. Si se quiere mejorar la velocidad de procesamiento de las señales usando un microcontrolador, se recomienda disminuir el voltaje de adquisición de 5 a 3.3 volts. además de tener una resolución de 12 bits y no de 10 como lo fue en el caso del prototipo.
9. Como principal observación. También se aconseja planear con anticipación y generar horarios adecuados para citar a los sujetos de pruebas, tomando en cuenta la disponibilidad de los mismos, así como tener presente la cantidad de sujetos de prueba necesarios.
10. Inicialmente se tenía la propuesta de aplicar la prueba a 40 sujetos por recomendación de psicólogos, pero debido a la falta disponibilidad e incentivos a las personas, se redujo el número de sujetos de pruebas a 16 (8 hombres y 8 mujeres). También se planteó que el rango de edad de las persona fuera de 18 a 25 años de edad, pero esto no sucedió por la misma situación antes citada.
11. Para las baterías se tomó en cuenta el tamaño y la carga, si bien existen unas con mayor capacidad de entrega de corriente eléctrica, se optó por una opción más compacta para hacer al prototipo más portable.
12. De preferencia se debe evitar cualquier tipo de interacción con el usuario durante la prueba, porque podría generar cambios no ocasionados por los videos y las imágenes afectando las señales durante la ejecución. De igual manera no restringir la forma de expresarse del sujeto de pruebas, sino más bien aclararle al final de la prueba por qué no se le podía responder.

13. Durante la selección de concepto para la elección de baterías se escogió Ni-Mh para alimentación de los circuitos, se hizo uso de 3 de ellas conectadas en serie con el objetivo de tener poco más de 9 volts. Esto llevo a que el tamaño del dispositivo se hiciera más grande aun cuando existen baterías que cumplían con las condiciones, como lo fue el caso de las del tipo lipo y lion-litio. Pero no se hizo uso debido a que al momento de recargar las baterías de lipo el usuario debe vigilar el estado de la carga constantemente (se menciona en hoja de especificaciones) ya que estas pueden inflamarse y derramar ácido por lo que pueden ser peligrosas si no se tiene cuidado, en el caso de las baterías de lion-litio es difícil encontrarlas en el mercado ya que se fabrican para celulares.
14. Si bien el prototipo no adquiría con las misma velocidad de muestreo que el Infiniti® este respondió bien de tal forma que pudimos notar cambios o activaciones en las señales de las personas. Cabe mencionar que el uso del programa Matlab® ayudo mucho en esta parte de adquisición, pero se aconseja usar otro tipo de lenguaje ya que la velocidad de procesamiento se reducía por el uso de este.
15. Al realizar las pruebas del proyecto con los sujetos de prueba se aprendió que se debe utilizar un lenguaje menos técnico, claro y breve. Esto es porque se tiene que tomar en cuenta que las personas pueden no tener conocimiento acerca de los conceptos de ingeniera, por lo que es obligatorio tratar de aclarar cualquier duda que tengan explicándola de tal forma que sea comprensible para ellos.
16. Una de las enseñanzas más importante durante el desarrollo de la tesis es que la ingeniería es una profesión interdisciplinaria, ya que sin las asesorías y la cooperación de los psicólogos de la Universidad de León, no hubiera sido posible plantear el desarrollo de las pruebas, así como la selección de señales bilógicas a implementar. Con base en todo esto, se aprendió que para el planteamiento de futuros proyectos es necesario contar con el apoyo de diferentes disciplinas para conocer y solucionar los formulados.

5.1 Trabajos a futuro

- Evaluar el nivel del estrés de las personas.
- Mejorar la interfaz del programa para que nos permita editar directamente el nombre del archivo de Excel.
- Hacer uso de otro tipo dispositivo para el procesamiento y almacenamiento de las señales biológicas, como lo puede ser una DAQ.
- Utilizar otro tipo de batería que almacene gran cantidad de energía.
- Placas de circuitos de menor dimensión.
- Blindaje con menor peso.
- Hacer la carcasa de los circuitos de un material polímero.
- Optar por elegir otro diseño de sensor de oximetría.
- Usar electrodos pediátricos.
- Utilizar un solo contenedor para el circuito fuente y los circuitos de las señales biológicas.
- Envío de datos de señales vía inalámbrica.
- Utilizar otro software para la interfaz gráfica.

Bibliografía

1. Floyd Thomas L. “Dispositivos electrónicos”. Editorial PEARSON. Octava edición. Impreso en México. 2008. Págs. 593-594, 771-774, ,604-606.
2. Coughlin Robert F. “Circuitos Integrados Lineales y Amplificadores operacionales”. Editorial PRENTICE HALL. Segunda edición. Impreso en México, 1987. Págs. 162-164, 45-47, 261-263, 266-269, 275-277, 279-283, 284-285, 290, 296-298.
3. Guyton Arthur C. “Tratado de Fisiología Médica”. Editorial Interamericana McGraw-Hill. Novena edición. Impreso en México. 1997. Págs. 3.
4. Tortora Gerard J., Derrickson Bryan. “Principios de anatomía y fisiología”. Editorial MÉDICA PANAMERICANA. 11° edición. Impreso en México. 2006. Págs. 8-10, 210, 295-299, 308, 758, G1, G22.
5. Dr. Hicks James W. “Anatomía Humana Fisiología, Método de auto aprendizaje utilizando el color”. Editorial Librero. Edición española. Impreso en España. Págs. 27-28.
6. Kevin T. Patton, Gary A. Thibodeau. “Estructura y Función del cuerpo humano”. Editorial ELSEVIER. 15° edición. Impreso en España. 2016. Págs. 251-254.
7. Ian Peate, Muralitharan Nair. “Anatomía y Fisiología para enfermeras”. Editorial McGraw-Hill. Primera Edición. Impreso en China. 2012. Págs. 295, 368.
8. Keith L. Moore. “Anatomía con orientación clínica”. Editorial Médica Panamericana. Tercera edición. Impreso en España. 1993. Pág. 92.
9. Charles G. Morris. “Introducción a la Psicología”. Editorial Prentice-Hall Hispanoamericana. Séptima Edición. Impreso en México. 1992. Págs. G3, G5, G6, G13, G16.
10. Martínez-Soto, Joel, Montero-López Lena, María, Córdova y Vázquez, Ana, Restauración psicológica y naturaleza urbana: algunas implicaciones para la salud mental. Salud Mental [en línea] 2014, 37 (Mayo-Junio): [Fecha de consulta: 23 de enero de 2019] Disponible en:<<http://www.redalyc.org/articulo.oa?id=58231365005>> ISSN 0185-3325. Fecha de consulta: 23 de enero de 2019
11. Robert J. Brady. “curso programado de anatomía y fisiología LA PIEL”. Editorial Limusa. Primera Edición. Impreso en México. 1979. Págs. 1, 3, 5, 10 y 11.
12. Ogata Katsuhiko. “Dinámica de Sistemas”. PRENTICE-HALL HISPANOAMERICANA. Primera edición en español. Impreso en Págs. 495-496.
13. Verificación de confiabilidad en el proceso de selección para la prevención de conductas delictivas dentro de las organizaciones <http://repository.unimilitar.edu.co/bitstream/10654/11167/1/InfanteGodoyDavid2013.pdf> Páginas consultadas: 20 y 32. Consultado 04/09/2016
14. Detección del engaño: polígrafo vs análisis verbo-corporal. <https://dialnet.unirioja.es/servlet/revista?codigo=12507> Paginas consultadas 37 Consultado 04/09/2016

15. Márquez Correo Francisco Javier. Publicada en marzo 2014. Diseño de un sistema de reconocimiento de estrés en seres humanos. Tesis para la titulación. Universidad Nacional Autónoma de México, Facultad de ingeniería.
16. Buendía Sosa Brian. Publicada en el 2016. Desarrollo de un sistema para caracterizar el estado de la alegría mediante bioseñales. Tesis para la titulación. Universidad Nacional Autónoma de México, Facultad de ingeniería. Pags 21, 23.
17. Boylestad Robert, Nashelssky. “Electricidad, Electrónica y Electromagnetismo”. Editorial Trillas. Segunda Edición. Impreso en México, 1993. Págs. 120.
18. W. Mark Saltzman. “Biomedical Engineering”. Editorial Cambridge University Press. Primera edición. Impreso en Estados Unidos. 2009. Págs. 408-409.
19. Criswell Eleanor. “Cram’s Introduction to Surface Electromyography”. Editorial Jones and Bartlett Publishers. Segunda Edición. Impreso en Estados Unidos. 2011. Págs. 3, 35-36, 41- 42, 272.
20. Albert Paul Malvino. “Principios de Electrónica”. Editorial McGraw-Hill. Tercera Edición en español. Impreso en México. 1991. Págs. 868, 952.
21. J. R. Cogdell. “Fundamentos de Electrónica”. Editorial Pearson Educación. Primera edición. Impreso en México. 2000. Págs. 281-282
22. Mojica-Londoño, Ana Gabriela. “Actividad electrodérmica aplicada a la psicología: análisis bibliométrico”. Revista Mexicana de Neurociencia. Disponible en <[http://revmexneuroci.com/wp-content/uploads/2017/09/RevMexNeuroci_2017_18\(4\)-46-56-\(R\).pdf](http://revmexneuroci.com/wp-content/uploads/2017/09/RevMexNeuroci_2017_18(4)-46-56-(R).pdf) > ISSN 1665-5044. Fecha de consulta: 18/02/19
23. H. S. Wolff. “Ingeniería Biomédica”. Ediciones Guadarrama S. A. Versión en español. Impreso en España-Madrid. 1970. Págs. 68.
24. Karl T. Ulrich. “Diseño y desarrollo de productos”. Editorial Mc Graw Hill education. Quinta edición. Impreso en México, 2013.
25. -Joel Martínez-Soto & Leopoldo Gonzales-Santos. “Influencias ambientales en la restauración psicológica: estrés, fatiga mental y vigor”. Artículo en conjunto de la Universidad de Guanajuato y el Instituto de Neurobiología Universidad Nacional Autónoma de México.
26. Mark Handler, Raymond Nelson, Donald Krapohl, Charles R. Honts. “An EDA Primer for Polygraph Examiners”.
https://www.researchgate.net/publication/265107219_An_EDA_Primer_for_Polygraph_Examiners. Fecha de consulta: 27/03/2017. Pag.77
27. Instituto Auditivo Salesa. “Niveles de ruido superiores a la tolerancia”.
https://www.salesa.es/es/noticias/niveles-de-ruido-superiores-a-la-tolerancia/_noticia:110. Fecha de consulta: 13 octubre 2018
28. Rosalía Ávila C., Lilia Prado L., Elvia Gonzáles M. “Dimensiones Antropométricas de Población Latinoamericana”. Segunda edición, 2007. Págs. 87,88, 91, 92.

Anexo I



Carta de consentimiento

Proyecto de colaboración entre la Facultad de Ingeniería de la Universidad Nacional Autónoma de México y el Departamento de psicología de la Universidad de Guanajuato
“Sistema de monitoreo de variables fisiológicas con aplicación en el área de psicología.”

Investigadores principales

M.I. Livier Baez Rivas
Dr. Joel Martínez Soto
Dr. Eva Paola Arenas Loera

Aplicantes del proyecto:

Tesistas de la facultad de ingeniería de la carrera de Ingeniería Mecatrónica
Godínez Aldana Adrián
Hernández Castañeda Mijael

Lugar

Facultad de Ingeniería, Av. Universidad 3000, Ciudad Universitaria, Coyoacán, México (ubicación de las pruebas)

Contacto

M.I. Livier Baez Rivas
Celular 0445519376332, Correo electrónico

Dr. Joel Martínez Soto
Celular 442 379 6584, Correo electrónico masjmx@yahoo.com.mx

Tesista Adrián Godínez Aldana
Celular 044 55 7870 9597, correo varano105@hotmail.com

Tesista Mijael Hernández Castañeda
Celular 044 55 2662 6852, correo mij_ballack@hotmail.com

Facultad de Ingeniería, División de Ingeniería Mecánica e Industrial (UNAM)
Departamento de Psicología, División de Ciencias de la Salud (UG)

Se solicita su participación en este proyecto de investigación, cuyo objetivo es monitorear las señales fisiológicas en personas de 20 a 25 años de edad, con dicha información se busca observar el comportamiento de las señales fisiológicas generado por estímulos externos. Las señales a monitorear son las siguientes. Flujo sanguíneo (oximetría o pulso cardiaco), señal electrodérmica (conductividad en la piel), señal mioeléctrica (diferencias de voltaje ocasionadas en un músculo). Cuyo único fin es académico con respecto al campo de la investigación y de aprendizaje para los aplicantes de este proyecto. Para la señal mioeléctrica se le solicitará al sujeto de prueba

colocarse 3 electrodos en la cara cuya finalidad será para la medición del cambio de voltaje generado en un músculo al contraerse y relajarse. Los electrodos se colocaran de la siguiente manera.

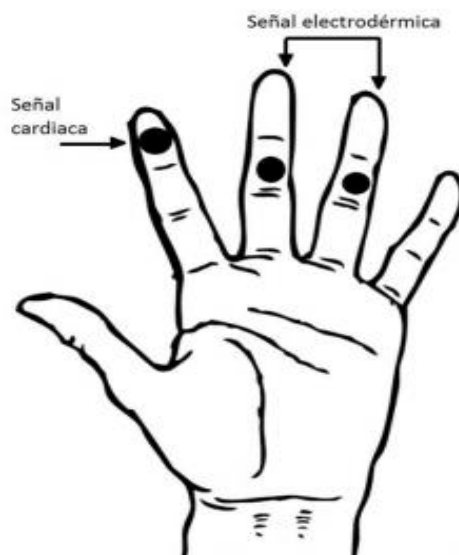


Los puntos negros muestran la colocación de los electrodos en la cara para la señal mioeléctrica

La toma de muestras de la señal cardiaca consiste en colocar un oximetrío (aparato con el que se toman las lecturas cardiacas, compuesto de dos fotodiodos uno receptor y otro emisor, un led rojo y un fototransistor que será otro receptor) en el dedo índice de la mano derecha, dichos diodos se encargaran de enviar la información obtenida de los pulsos sanguíneos, sin causarle molestias al sujeto de pruebas.

Por último la señal electrodérmica consiste en medir la conductividad generada por la piel de la mano, para la toma de muestras de esta señal se pondrán dos electrodos en los dedos medio y anular de la mano.

Los electrodos de la señal cardiaca y electrodérmica se colocaran de la siguiente manera.



Los puntos negros muestran la colocación de los sensores para la señal electrodérmica y cardiaca

Actividades a realizar

1. Se buscará que el sujeto de prueba esté en un estado de relajación y tranquilidad antes de colocarle el aparato, por lo que evitaremos totalmente generar algún estado de estrés.
2. Se colocará el oxímetro en el dedo índice para medir el ritmo cardiaco.
3. Se le colocarán electrodos en las mejillas para medir los cambios de voltajes generados por las gesticulaciones.
4. Se le colocarán electrodos en los dedos medio y anular de la mano (en la mano que no esté ocupada por el oxímetro) para medir la conductividad.
5. Se observarán las lecturas tomadas del sujeto de prueba.

En este proyecto participan los alumnos de las carreras de Ingeniería Mecatrónica, Ingeniería en Sistemas Biomédicos o Ingeniería Mecánica de la UNAM

Los riesgos que se podrían tener durante la investigación son:

- El sujeto de pruebas podría sentir un pequeño hormigueo al momento de hacer las lecturas, por lo que se buscara que los dedos del sujeto de pruebas estén secos.
- El sujeto de pruebas no podrá quitarse el equipo hasta que los aplicadores se lo indiquen (esto solo como medida preventiva).
- Al momento de terminar con la prueba se le quitara el oxímetro y los electrodos con cuidado, también cabe mencionar que antes de colocárselo se revisara que el equipo esté funcionando correctamente.
- El adhesivo de los electrodos podría generar una reacción alérgica

NOTA: No se permitirá la realización de estas pruebas sino se consulta primero el resultado del cuestionario informativo en línea, el cual debe ser revisado en presencia del mismo sujeto de pruebas.

Los datos obtenidos del este estudio solo serán usados por fines académicos y cualquier información obtenida debe ser resguardada y solo será mostrada con el consentimiento de los sujetos de pruebas.

La participación de los sujetos de pruebas debe ser voluntaria.

“Sistema de monitoreo de variables fisiológicas con aplicación en el área de psicología.”

Investigador principal M.I. Livier Baez Rivas

1. Yo _____ declaro bajo mi responsabilidad que he leído la hoja de información al sujeto de pruebas y acepto participar en este estudio de monitoreo de señales fisiológicas de superficie.
2. Se me ha entregado una copia de la hoja de información del sujeto de pruebas y una copia de este consentimiento informado, fechado y firmado. Se me ha explicado las características y el objetivo del estudio de señales fisiológicas de superficie y los posibles beneficios y riesgos que puedo esperar. Se me ha dado tiempo y oportunidad para realizar preguntas. Todas las preguntas fueron respondidas a mi entera satisfacción.
3. Sé mantendrá en secreto la identidad del sujeto de pruebas
4. El sujeto de pruebas es libre de retirarse del estudio de señales fisiológicas de superficie en cualquier momento por cualquier motivo, sin tener que dar explicación.

El sujeto de pruebas DA / NO DA el consentimiento voluntario para que se exhiban sus señales fisiológicas.

Consiente en participar voluntariamente en este estudio.

Fecha:

Firma del sujeto de pruebas:

Constato que he explicado las características y el objetivo del estudio y los riesgos y beneficios potenciales al sujeto de pruebas cuyo nombre aparece escrito más arriba. El sujeto consiente en participar por medio de su firma fechada en persona.

Fecha:

Firmas de los aplicadores de la prueba

:

Universidad Nacional Autónoma de México
Facultad de Ingeniería

Preguntas del cuestionario informativo en línea

- ¿Cuál es tu edad?
- ¿Cuánto mides?
- ¿Cuánto pesas?
- ¿Eres hombre o mujer?

Sección femenina

- ¿Tienes las uñas pintadas?
- ¿En este momento te encuentras en periodo de gestación?
- ¿En qué fase de tu ciclo menstrual te encuentras?

Sección masculina

- ¿Vienes con la cara afeitada?

Salud

- ¿Has tenido gripa recientemente?
- ¿Has tenido alguna infección recientemente?
- ¿Padeces de hipertensión?
- ¿Padeces de arteriosclerosis?
- ¿Padeces de arritmia?
- ¿Padeces de insuficiencia cardiaca?
- ¿Padeces de aneurisma?
- ¿Has tenido infartos?
- ¿Padeces de diabetes?
- ¿Consumes algún medicamento especial?
- ¿Qué color de piel tienes?

Hábitos

- ¿Consumiste algún alimento en la última hora?
- ¿Consumes alcohol frecuentemente? (2 o más veces a la semana)
- ¿Cuántas horas te ejercitas a la semana?
- ¿Cuántas horas duermes a la semana?
- ¿Cuántas horas dormiste la última vez?
- ¿Consumes algún estupefaciente o sustancia recreativa?
- ¿Fumas?

Anexo II

Sistema de monitoreo de variables fisiológicas con aplicación en el área de psicología

Resumen

Actualmente existen dispositivos con la capacidad de monitorear distintos parámetros del cuerpo humano tales como el ritmo cardiaco, temperatura, movimiento muscular, rasgos faciales, entre otros. Para este trabajo se busca adquirir señales fisiológicas mediante el diseño de un dispositivo para el monitoreo de variables fisiológicas en el cual interviene la oximetría, señal mioeléctrica y señal electrodérmica.

¿Por qué?

Se busca analizar el comportamiento de las señales fisiológicas de tal forma que el usuario establezca la aplicación final sobre la información obtenida. Esto ayudará a médicos y psicólogos para la investigación ya que les permitirá saber cómo afrontar los problemas de salud de las personas.

¿Cómo se realiza?

Como punto de partida el rango edad de las personas que estarán sujetas a prueba es de los 18 a los 25 años las cuales realizaran un cuestionario en línea antes de iniciar la sesión con la intención de saber si esta no presenta problemas cardiacos, diabetes, depresión o algún otro parámetro que afecte de manera importante la prueba, en pocas palabras esto dictaminara si la persona es apta para el estudio. Población a trabajar 16 (8 hombres y 8 mujeres)

Las sujetos pasaran a un cuarto que está aislado del ruido o de algún objeto distractor, dicho cuarto contara con cuatro computadoras, y un proyector para la prueba de estudio. El sujeto de pruebas estará sentado en una silla cómoda, la cual se posicionará a una cierta distancia de la proyección. La primera computadora se encargará de la proyección de video e imágenes. La segunda computadora se ocupará de adquirir las mediciones del dispositivo de medición, este dispositivo cuenta con tres sensores los cuales se le conectaran al sujeto de pruebas. Enfrente del sujeto estará la tercera computadora la cual se encargará de obtener su grado de estrés mediante la aplicación de un programa especializado. Finalmente la cuarta computadora también se encargara de la adquisición de señales pero con la diferencia que se utilizara el dispositivo de monitoreo fisiológico INFINITI®, esto con el fin de realizar una convalidación entre el dispositivo comercial y el dispositivo construido por los tesistas.

Se contará con dos grupo de 8 personas (4 hombres y 4 mujeres), A UN GRUPO SE LE APLICARÁN LOS ELEMENTOS DE ALTO POTENCIAL RECUPERATORIO, MIENTRAS QUE AL OTRO GRUPO SE LE APLICARAN LOS ELEMENTOS DE BAJO POTENCIAL RECUPERATORIO. Como elementos reestructuradores se aplicarán imágenes estáticas.

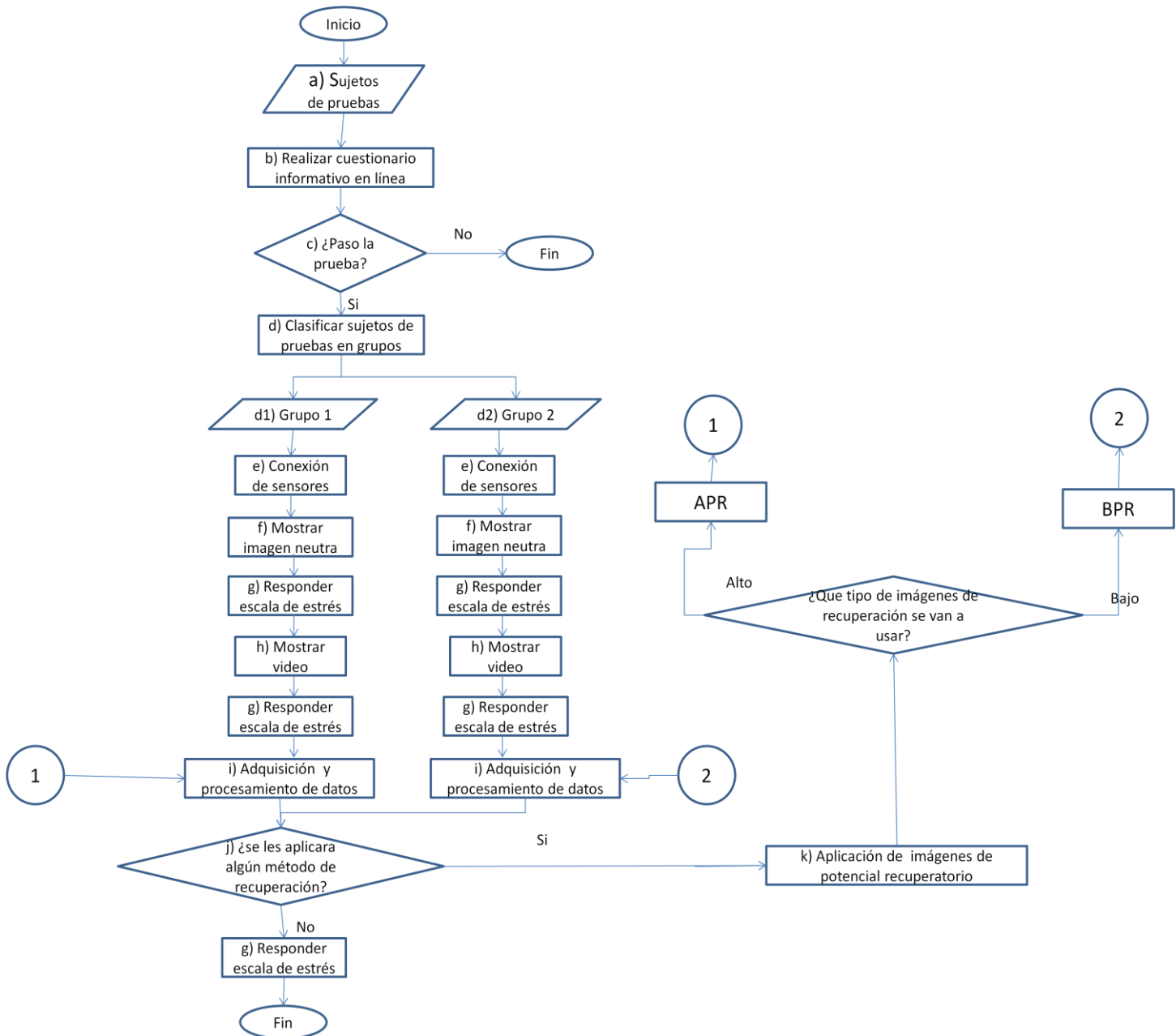
Metodología:

La metodología se dividirá en pasos los cuales se realizarán de la siguiente manera:

- a) Sujetos de pruebas. Se le da una pequeña explicación al sujeto de pruebas acerca del experimento al cual se les solicita su participación.
- b) Realizar cuestionario informativo en línea. La persona realiza un cuestionario en línea (a través de internet) para saber acerca de su estado de salud e informarle de forma más precisa y detallada cómo funciona el experimento así como para solicitarle su consentimiento firmado para la participación del mismo.
- c) ¿Paso la prueba? En este paso se revisa el cuestionario informativo, una vez revisado se determinará si la persona es apta para ser sujeto de pruebas para el experimento. Si la persona cumple con los requisitos, entonces se le aplicará el siguiente paso de la metodología ya considerándolo un sujeto de pruebas, si dicha persona no cumple con los requisitos entonces se dará por terminada su participación en el experimento.
- d) Clasificar sujetos de pruebas en grupos. En este paso se acomodaran los sujetos de pruebas en 2 grupos diferentes (este acomodo se realiza de forma aleatoria por lo que no hay un criterio de colocación en los grupos, la única condición es que en ambos grupos tengan la misma cantidad de hombres y mujeres), esto es con la finalidad de aplicarles diferentes niveles de imágenes de potencial recuperatorio diferente a cada grupo.
- e) Conexión de sensores. Aquí se le pide al sujeto de pruebas que tome asiento, y se le conectaran los sensores tanto del dispositivo construido (proyecto de tesis) como el dispositivo comercial (INFINITY).
- f) Mostrar imagen neutra. Se le mostrara al sujeto de pruebas una imagen que no altere su estado emocional.
- g) Responder escala de estrés. En esta etapa se le solicitara al sujeto de pruebas que responda un test después de cada cierta actividad siguiendo la secuencia del diagrama
- h) Mostrar video. Al sujeto de pruebas se le muestra un video con contenido violento sin audio al sujeto de pruebas.
- i) Adquisición y procesamiento de datos. Se reciben las señales generadas por el sujeto de pruebas, las cuales son los cambios fisiológicos ocasionados al ver el video.

- j) ¿se les aplicara algún método de recuperación? En este paso se decidirá si al sujeto de pruebas se le aplicara una imagen de potencial recuperatorio.
- k) Aplicación de imágenes de potencial recuperatorio. En este paso se decidirá qué tipo de imágenes de potencial recuperatorio se le aplicaran al sujeto de pruebas. Esta decisión está directamente influenciada por el grupo al que pertenece el sujeto de pruebas.

El siguiente diagrama muestra cómo se lleva a cabo la metodología.



Notas del diagrama:

- Inicio: se le da la bienvenida a la persona candidata a ser sujeto de pruebas.
- Fin: termina la participación de la persona en el experimento.
- APR: alto potencial recuperatorio.
- BPR: bajo potencial recuperatorio.
- 3g: es la repetición del paso g pero con la excepción de que este se encargara de medir los cambios ocasionados por el paso k.
- 2g: es la repetición del paso g pero con la excepción de que este se encargara de medir los cambios ocasionados por el paso j.

Lugar:

-Planta baja del edificio del CIA, Facultad de Ingeniería UNAM,

Elementos usados para la prueba:

- Sensor de oximetría.
- Latiguillos para electrodos (5 piezas).
- Electrodo.
- Circuitos de acondicionamiento de la señal.
- Circuito de fuente de voltaje con arduino.
- Cargadores.
- Osciloscopio
- Infinity Procom.
- Multi-metro.
- Cautín y soldadura.
- 3 Computadoras
- Resistencias y capacitores.
- Amplificadores operacionales.

Involucrados en la prueba.

- M.I Livier Baez
- Adrián Godínez
- Mijael Hernández

Anexo III

Especificaciones importantes de los dispositivos electrónicos del proyecto:

Tabla de amplificadores

Dispositivos	Suministro de voltaje	Voltaje de operación	Temperatura de operación	CMMR
TL084	$\pm 18\text{v}$	$\pm 15\text{v}$	$[-40, 125]^{\circ}\text{C}$	[70, 86] dB
TL082	$\pm 18\text{v}$	$\pm 15\text{v}$	$[-65, 150]^{\circ}\text{C}$	[70-100]dB
TL081	$\pm 18\text{v}$	$\pm 15\text{v}$	$[-55, 125]^{\circ}\text{C}$	[70, 86] dB
LM324	$\pm 16\text{v}$	$\pm 16\text{v}$	$[-65, 150]^{\circ}\text{C}$	[65,70]dB
LM741	$\pm 22\text{v}$	$\pm 15\text{v}$	$[-50, 125]^{\circ}\text{C}$	[80,95]dB
AD620	$\pm 15\text{v}$	$\pm 18\text{v}$	$[-40, 85]^{\circ}\text{C}$	[110, 130]dB
INA180	[2.7, 5.5]v	$\pm 26\text{v}$	$[-40, 125]^{\circ}\text{C}$	[80, 100] dB

Leds receptores

Dispositivos	Voltajes de operación	Longitud de onda	Tiempo de respuesta
Fotorresistencia	[0, 320]v	570 nm	60 ms
Foto transistor	[0,30]v	[670, 970]	15 us
Foto-diodo BPW-34	[0,60]v	[430, 1100] nm	100 ns
Foto-diodo BPW77NA	[0, 80]v	[450,1080]	6 ns

Los emisores

Dispositivos	Voltajes de operación	Longitud de onda
Led infrarrojo	[1.5, 2]v	940 nm
Led de luz roja	[2.2, 2.6]v	700 nm
Led rojo de alta luminosidad	[2, 2.4]v	630 nm

Procesamiento

Dispositivos	Voltaje de operación	Convertidor analógico-digital	Velocidad de reloj	Entradas analógicas
Pic16f887	[2, 5.5]	10 bits	8 MHz	14
Arduino (atmega328p)	[1.8, 5.5]v	10 bits	16 MHz	6
Arduino DUE	3.3 v	12 bits	20 MHz	16
Tm4c123 Texas instrument	3.3v	12 bits	16 MHz	12
DAQ NI 9381	[3.3, 5] v	12 bits	---	8

Tabla de resistencias variables

Dispositivos	Voltajes de operación	Temperatura de operación	Tolerancia de resistencia
Trimpot	[0, 300]v	[-55, 125]°C	±10%
Potenciómetro	[0,250]v	[-25, 70]°C	±20% o ± 30%

Baterías

Material	Volates nominales	Carga de la batería	Peso
Alcalinas	1.5v, 9v	(120 a 1200)mAh	(.13 a .4)kg
Lipo	3.7v, 6v, 11v...	(100 a 16000)mAh	(.014 a 2)kg
Ni-MH	1.5, 2.4,3.3, 9v	(600 a 4600)mAh	(0.12 a 1)kg
Lion-litio	3.7v	2600mAh	(.045 a .050)kg
Litio	3v	(30 a 1300)mAh	(.009 a .020)kg
		Corregir tabla unidades	

Enlaces de los datasheet de los dispositivos.

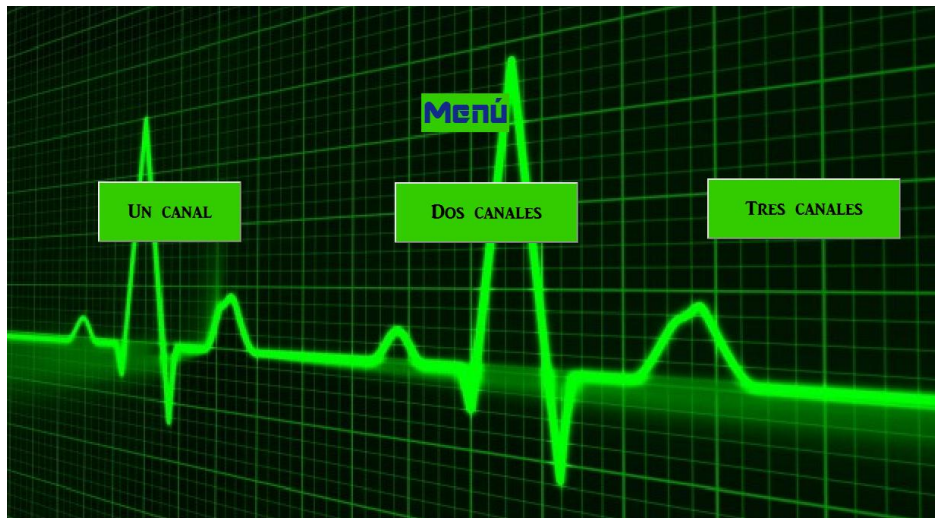
1. Texas Instrument. <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/tl081.pdf>. Fecha de revisión: octubre de 2018.
 2. Texas Instrument. <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/tl082-n.pdf>. Fecha de revisión: octubre de 2018.
 3. On Semiconductor. <https://www.onsemi.com/pub/Collateral/LM324-D.PDF>. Fecha de revisión: octubre de 2018.
 4. Vishay. <https://www.vishay.com/docs/81521/bpw34.pdf>. Fecha de revisión: octubre de 2018.
 5. Yamada. <https://www.mgelectronic.rs/ProductFilesDownload?Id=2864>. Fecha de revisión: octubre de 2018.
 6. Fullwat. http://www.ross.com.es/ross01/pdf-fullwat/diodos_led.pdf. Fecha de revisión: octubre de 2018.
 7. Atmel. <https://www.sparkfun.com/datasheets/Components/SMD/ATMega328.pdf>. Fecha de revisión: octubre de 2018.
 8. Agelectrónica. <https://agelectronica.com/#buscador>. "Baterías". Fecha de revisión: octubre de 2018.
- <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/tl081.pdf><http://www.ti.com><http://www.ti.com/lit/ds/symlink/tl082-n.pdf>

Anexo IV

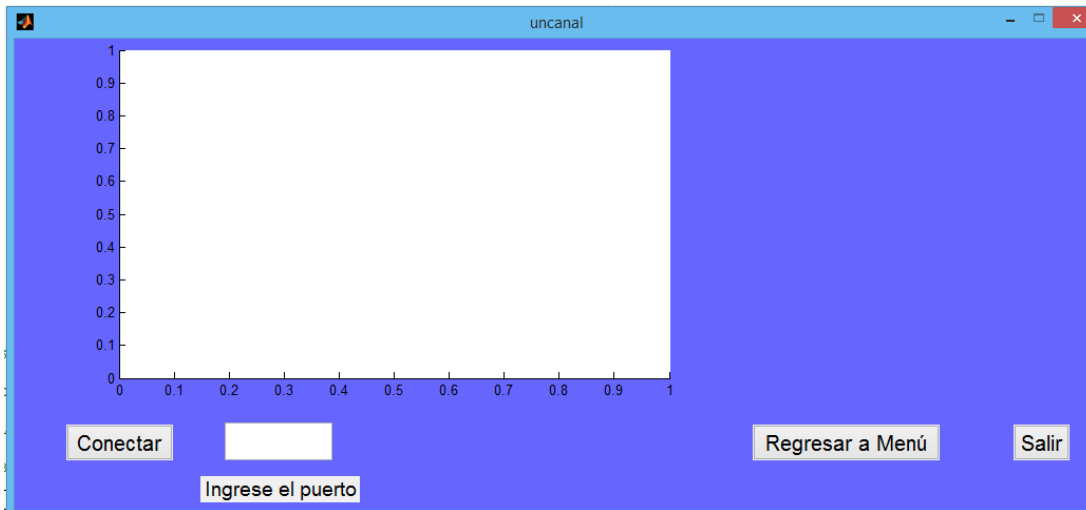
Pantallas del programa del dispositivo.



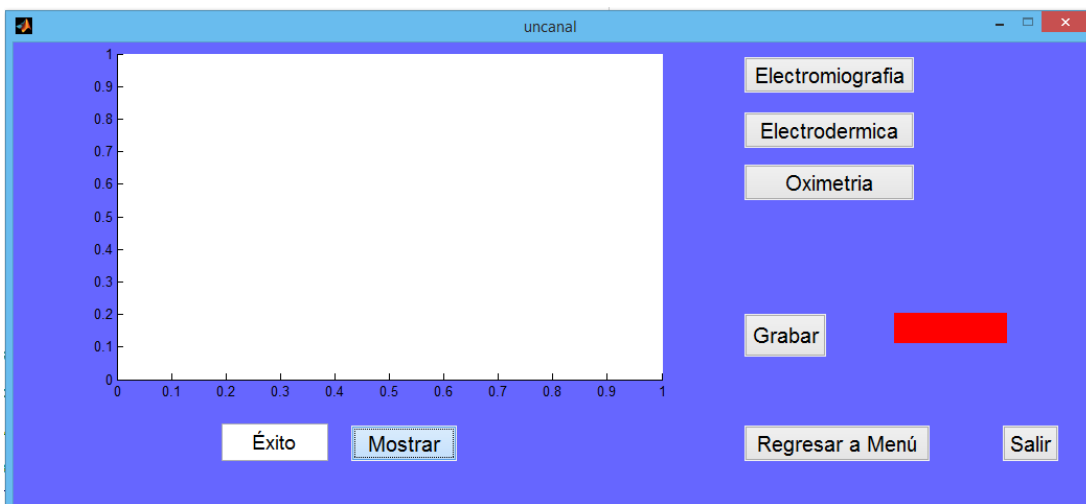
Pantalla de inicio o de ejecución del programa.



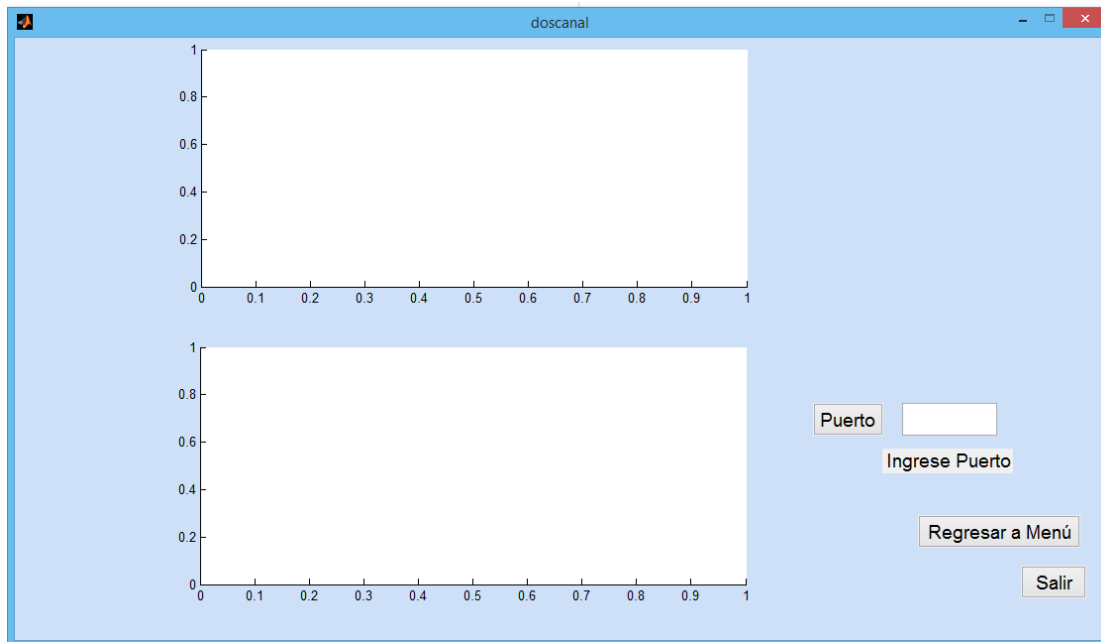
Pantalla de menú de selección de canales.



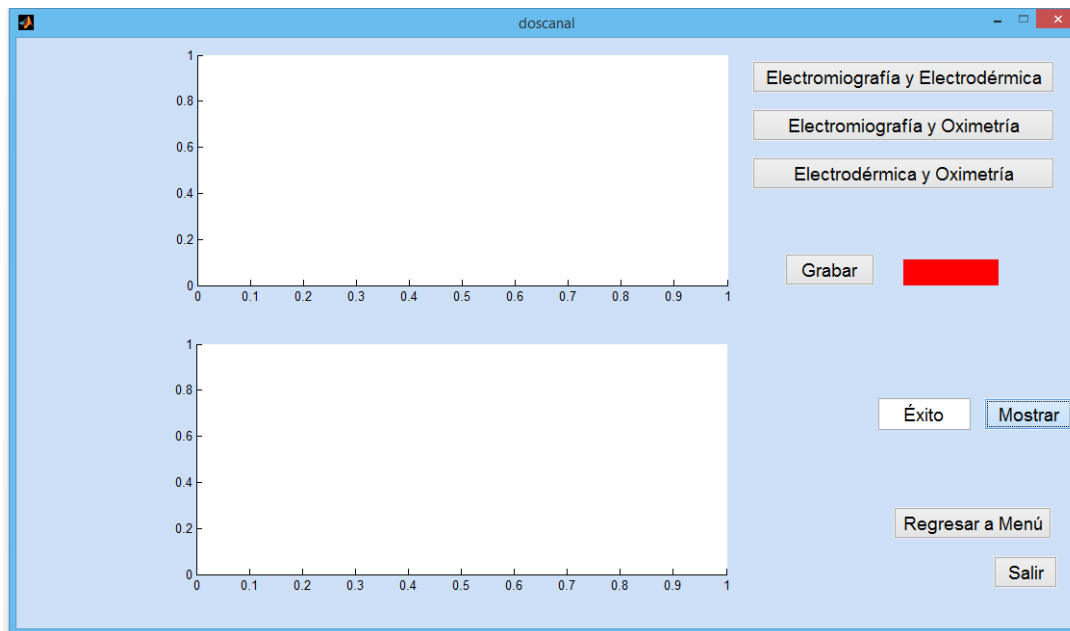
Pantalla para la lectura de una sola señal (con la opción para ingresar un puerto para el arduino).



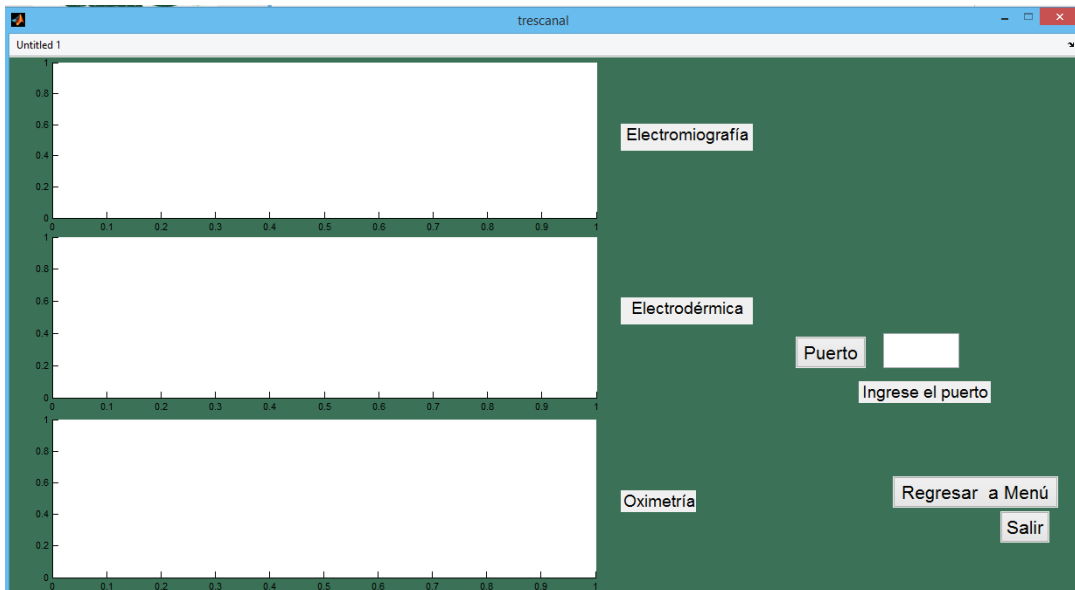
Pantalla para la lectura de una sola señal (con las opciones de la señal que se desea mostrar y guardar datos).



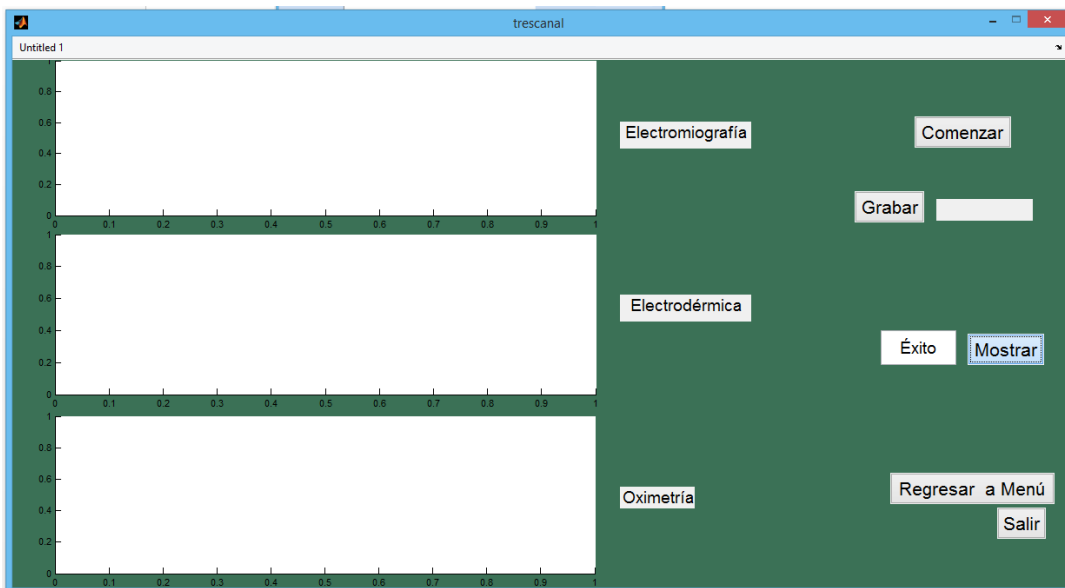
Pantalla para la lectura de dos señales (con la opción de la señal que se desea mostrar).



Pantalla para la lectura de dos señales (con las opciones de las señales que se desea mostrar y guardar datos).



Pantalla para la lectura de tres señales (con la opción de la señal que se desea mostrar).



Pantalla para la lectura de tres señales (con la opción de guardar datos).

Licencia de Matlab® para el año 2019 es: 40816183