



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE
MÉXICO

FACULTAD DE INGENIERÍA

DISEÑO DE UN SISTEMA DE RECONOCIMIENTO
DE ESTRÉS EN SERES HUMANOS

TESIS
QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE
INGENIERO MECATRÓNICO

PRESENTA:
MÁRQUEZ CORREO FRANCISCO JAVIER



DIRECTORA DE TESIS:
M.I. LIVIER BAEZ RIVAS

MÉXICO, D.F.

Marzo 2014



Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

Agradecimientos

A mis padres, Rosa y Pedro, por su apoyo confianza y cariño incondicional. Por sus consejos, sus valores y principios que me han inculcado. También por enseñarme a no darme por vencido y a seguir mis objetivos.

A mi hermano Cuauhtémoc por su cariño, apoyo, consejos y ánimos.

A mi asesora de tesis, la Maestra Livier Baez, por brindarme su apoyo, conocimientos y tiempo para poder realizar este trabajo.

A mis amigos Roberto, Maricarmen, Pablo Iván, Allan, Cesar Juárez, Jacob, Amelia, Diego Alberto, Jorge Arturo, Rubén Valenzuela, Manuel Noriega, Andrés Ortega, Diana Martell, Daniel Rodríguez, Gerardo Gutiérrez, Lulú Rodríguez, Alma Flores, Elizabeth Farías y a todos los no mencionados. Por compartir noches de desvelo, proyectos, tareas, comidas, viajes, fiestas, parrandas y sobre todo, por su amistad.

A todos mis maestros, por haberme compartido sus conocimientos, su tiempo y su experiencia.

A mis sinodales, por sus comentarios y por su dedicación en la revisión de este trabajo.

A la Universidad Nacional Autónoma de México y a la Facultad de Ingeniería, por brindarme la oportunidad de ser alumno, profesionista y permitirme desarrollarme como humano.

Contenido

Resumen.....	1
Objetivo.....	2
Objetivos específicos	2
Alcances	2
Capítulo 1. Marco teórico y estado del arte.....	3
Definición de estrés	3
Fisiología del estrés.....	5
Cuantificación del sistema simpático	7
Actividad muscular.....	7
Temperatura corporal.....	11
Actividad Electro dérmica	12
Actividad Cardíaca	14
Dispositivos y trabajos relacionados.....	17
Capítulo 2. Diseño Conceptual.....	23
Identificación de la necesidad	23
Requerimientos del sistema	23
Especificaciones	25
Diagrama de caja negra	28
Diagrama de subsistemas	28
Generación de conceptos.....	31
Exploración de configuraciones	33
Selección del Concepto.....	43
Capítulo 3. Diseño de detalle	48
Subsistema de Temperatura corporal	48
Subsistema de actividad electro dérmica.....	52
Subsistema de actividad mioeléctrica	54
Sistema de actividad cardíaca.....	60
Subsistema de acondicionamiento de voltaje.....	65
Subsistema de procesamiento de datos y sistema de almacenamiento de datos.....	66
Vista final de la propuesta	67
Capítulo 4. Prueba del concepto	69
Prueba 01	69

Resultados esperados	71
Prueba 02.....	71
Resultados Esperados.....	74
Prueba 3.....	75
Capítulo 5. Resultados	78
Prueba 01	78
Prueba 02.....	82
Pruebas 03	85
Capítulo 6. Conclusiones.....	89
Apéndices.....	92
Apéndice A. Diagrama electrónico	93
Apéndice B. Plano del sensor de actividad cardiaca.....	94
Apéndice C. Plano del sensor de actividad eletrodérmica	95
Apéndice D. Programa en Labview para la adquisición y procesamiento de datos.....	96
Apéndice E. Protocolo de prueba	97
Apéndice F. Matriz QFD.....	99
Glosario	100
Referencias.....	102

Resumen

En el presente trabajo se aborda una primera iteración en el proceso de diseño de un sistema que tenga la capacidad de identificar el estrés, con la intención de ser una herramienta para el diagnóstico del estrés. El modelo funcional del sistema que se presenta tiene la capacidad de adquirir variables fisiológicas asociadas al fenómeno del estrés.

Para llegar a este modelo funcional, primeramente se hizo una revisión de la naturaleza del estrés, las funciones fisiológicas que se ven afectadas y las consecuencias de una alta exposición al fenómeno. De igual manera se realizó una búsqueda de información con la finalidad de observar otros dispositivos que tengan la capacidad de adquirir las variables fisiológicas, e incluso, aparatos que puedan medir directamente el estrés.

Con base en la investigación, se determinó que las variables a medir serían: actividad electrodérmica, actividad cardíaca, actividad mioeléctrica y temperatura corporal periférica.

Posteriormente se buscaron técnicas, dispositivos o métodos para poder adquirir las variables fisiológicas seleccionadas. Después, se realizaron combinaciones de conceptos para llegar a una propuesta que cubra con las especificaciones.

El modelo de la propuesta adquiere variables por medio de transductores no invasivos de los cuales se obtienen señales de voltaje analógico. Sin embargo, la señal de cada sensor contiene ruido inherente, por ello se filtra en rangos específicos de frecuencia, y posteriormente se amplifica. Después de esta etapa, se convierte la señal analógica en una señal discreta con ayuda de una tarjeta de adquisición de datos. A continuación, se guardan y se muestran las señales adquiridas en un equipo de cómputo.

Para evidenciar que el estado del estrés es observable a través de las variables propuestas, se realizaron pruebas de inducción en 3 sujetos, las cuales se basaron en el efecto Stroop y en la habilidad matemática del sujeto. Las pruebas fueron separadas por intervalos de reposo y ausencia de estímulos.

Los datos de estas pruebas muestran un cambio durante las etapas de inducción y un restablecimiento a niveles basales de cada variable fisiológica durante el tiempo de reposo. Esto da pie a completar el sistema con un algoritmo que pueda identificar el estrés.

El presente proyecto ha cumplido con los alcances establecidos, por ello, en el trabajo a futuro se plantea realizar más pruebas con una población representativa y con ello poder elaborar algoritmos de identificación del estado del estrés.

Objetivo

Desarrollar un sistema capaz de adquirir variables fisiológicas asociadas al estado del estrés en el ser humano.

Objetivos específicos

Diseñar un sistema que tenga la capacidad de adquirir datos confiables de variables fisiológicas asociadas al estado de estrés.

Probar el sistema generado para poder observar su desempeño y calidad en la toma de mediciones.

Alcances

Presentar un modelo funcional del sistema generado, que pueda adquirir variables fisiológicas relacionadas al estado del estrés.

Comparar las mediciones de las variables fisiológicas obtenidas con el sistema generado y las adquiridas a través del sistema PROCOMP INFINITI.

Capítulo 1. Marco teórico y estado del arte

Definición de estrés

Desde épocas remotas, el ser humano ha tenido que enfrentarse a un gran número de peligros que lo ponían al borde de la extinción. Desastres naturales, enfermedades y depredadores fueron las causas más comunes de decesos en la especie humana. Para poder afrontar estos factores de riesgo, el cuerpo humano, a través de millones de años de evolución, desarrolló una serie de mecanismos fisiológicos que ayudaban a preparar al organismo para luchar o huir.

El fisiólogo Walter Cannon fue el primero que empezó a describir este mecanismo de respuesta. Para ello introdujo el concepto de homeostasis para referirse a los procesos físicos, químicos y biológicos que mantienen estable al organismo [1]. Cannon realizó múltiples estudios en los que estableció la existencia de mecanismos específicos con los que el organismo se protege frente a circunstancias como el hambre, la sed, las hemorragias, los cambios de temperatura, los cambios de pH corporal, así como las alteraciones a nivel plasmático. Es decir, la idea es que existe un equilibrio para los distintos componentes fisiológicos del individuo, y ante las desviaciones del mismo, el organismo pone en marcha una serie de mecanismos homeostáticos compensatorios para restaurar el equilibrio [2].

El primer investigador que formuló el concepto de estrés fue el fisiólogo Hans Selye en 1935. Él experimentó con ratones ante diversos estímulos como son descargas eléctricas, traumas quirúrgicos, limitación de la movilidad e intoxicación con dosis no letales, y notó que la respuesta podía diferenciarse en etapas. La primera etapa (fase de alarma), ocurre entre las 6 y 48 horas después de la exposición al estímulo, y se observa una disminución en el tamaño del timo, del bazo, de los ganglios linfáticos y del hígado; se forman edemas, disminuye la temperatura corporal, y se presentan lesiones en el tracto digestivo. La segunda etapa ocurre después de las 48 horas, y registró un aumento en glándulas suprarrenales y tiroides, así como la disminución de las gónadas y del crecimiento corporal. La tercera etapa sólo ocurre cuando el estímulo es lo suficientemente prolongado y producía un mismo efecto que la primera etapa. A esta tercera etapa Selye la denominó agotamiento [3].

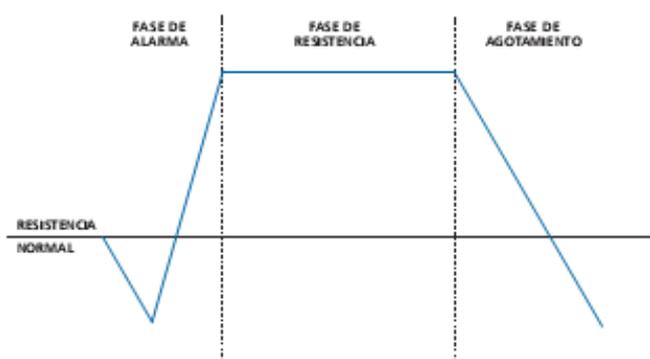


Figura 1. Descripción gráfica de las tres fases propuestas por Hans Selye. [4]

En casos extremos, cuando el estímulo prevalecía por un largo periodo en la fase de agotamiento, el organismo no podía sostener las funciones vitales y colapsaba.

A partir de sus observaciones y experimentos, Selye propuso que el estrés es un estado manifestado, por lo que él denominó como, "Síndrome General de Adaptación".

El Síndrome General de Adaptación (SGA) es un conjunto de modificaciones biológicas responsables de las distintas manifestaciones sintomáticas funcionales y orgánicas. Gracias a este mecanismo nuestros diversos órganos, principalmente las glándulas endocrinas y el sistema nervioso, nos ayudan a adaptarnos a las modificaciones que se producen en el interior y en el exterior de nuestro organismo. En particular, el Síndrome General de Adaptación, se desenvuelve en tres fases:

Fase de alarma [6].

Ante la aparición de un estímulo se produce una reacción de alarma durante la que baja la resistencia por debajo de lo normal.

Es muy importante resaltar que todos los procesos que se producen son reacciones encaminadas a preparar el organismo para la acción de afrontar una tarea o esfuerzo.

Existe una reacción instantánea y automática que se compone de una serie de síntomas siempre iguales, aunque de mayor a menor intensidad:

- Se produce una movilización de las defensas del organismo.
- Aumenta la frecuencia cardiaca.
- Se contrae el bazo, liberándose gran cantidad de glóbulos rojos.
- Se produce una redistribución de la sangre, que abandona los puntos menos importantes, como es la piel (aparición de palidez) y las vísceras intestinales, para acudir a músculos, cerebro y corazón, que son las zonas de acción.
- Aumenta la capacidad respiratoria.
- Se produce una dilatación de las pupilas.
- Aumenta la coagulación de la sangre.
- Aumenta el número de linfocitos (células de defensa).

Resistencia [6].

En ella el organismo intenta superar, adaptarse o afrontar la presencia de los factores que percibe como una amenaza o agente nocivo y se producen las siguientes reacciones:

- Los niveles de corticoesteroides se normalizan.
- Tiene lugar una desaparición de la sintomatología.

Agotamiento [6].

Ocurre cuando la agresión se repite con frecuencia o es de larga duración, y cuando los recursos de la persona para conseguir un nivel de adaptación no son suficientes, es entonces cuando se entra en la fase de agotamiento que conlleva lo siguiente:

- Se produce una alteración *tisular*.
- Aparece la patología llamada *psicosomática*.

No es necesario que el individuo pase por las tres fases para que se pueda considerar que se está experimentando el SGA. De igual manera, la intensidad de la respuesta a través de SGA está en función de la naturaleza, intensidad, duración, frecuencia, novedad e imprevisibilidad del estímulo.

A los estímulos que tienen la capacidad de generar estrés se les denominan *Estresores*, y se pueden clasificar en dos tipos: los psicosociales y los biogénicos.

Los estresores psicosociales están en función de una interpretación cognitiva del evento por parte del individuo. Cabe agregar que, la interpretación cognitiva faculta al individuo para el procesamiento de información con base en la percepción y el conocimiento adquirido. De este modo, situaciones como el tráfico, son fuente de estrés para las personas debido a la evaluación del individuo en base al tiempo de llegada al destino, los deberes pendientes, etc. [5]

Los estresores biogénicos no están en función de una interpretación cognitiva, sino que causan directamente la activación de los mecanismos del estrés. Esto es a través de estímulos físicos y químicos que actúan directamente sobre el mecanismo del estrés. De este modo, la ingestión de sustancias como el café, cocaína, ginseng y anfetaminas, provocan estrés. De igual forma, una exposición a temperaturas ambientales extremas o ejercicio prolongado pueden inducir estrés [5].

Fisiología del estrés

Cuando un organismo percibe algún estresor, se producen una serie de cambios fisiológicos. Estos cambios están regulados en gran medida por el hipotálamo, ya que este órgano es capaz de modular una gran variedad de procesos fisiológicos y metabólicos a través de la activación de dos sistemas: el sistema nervioso autónomo y el eje hipotálamo-hipofisario-adrenal [2].

El control de funciones viscerales del organismo, como lo es la tasa cardiaca, la presión arterial o la frecuencia respiratoria es regulado de forma no consiente por el sistema nervioso autónomo. Este sistema está compuesto por dos ramas: la simpática y la parasimpática. Las dos ramas y los órganos afectados por estas se muestran en la siguiente imagen.

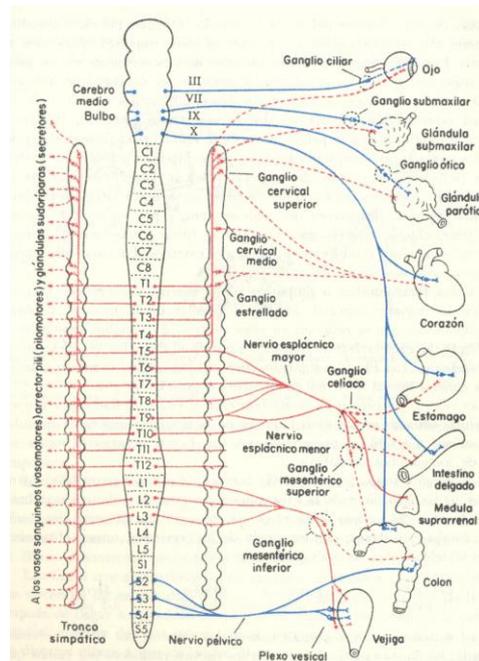


Figura 2. Representación esquemática de algunas vías de conducción del sistema nervioso autónomo. La división simpática se encuentra en rojo, y la parasimpática en azul [10].

La señal de activación simpática comienza cuando las neuronas preganglionares simpáticas de la médula espinal reciben información del hipotálamo a través de vías autónomas descendentes que provienen, bien directamente desde el núcleo paraventricular del hipotálamo, o bien a través del núcleo del tracto solitario en el tronco cerebral, y la transmiten hasta la cadena ganglionar simpática paravertebral, en donde hacen sinapsis con las neuronas postganglionares. Cuando estas neuronas postganglionares simpáticas son activadas liberan noradrenalina en los distintos órganos que inervan, y producen la activación de los distintos receptores adrenérgicos (α_1 , α_2 , β_1 , β_2), presentes en diferentes estructuras. De este modo, la activación de los receptores β_1 adrenérgicos en el corazón, produce un aumento en la fuerza de contracción y de la frecuencia cardiaca, y una vasodilatación de las arteriolas coronarias. Además, la activación simpática causa la relajación de la musculatura bronquial en los pulmones, así como un incremento de la frecuencia respiratoria, lo cual permite una mejor ventilación pulmonar y por lo tanto un mayor aporte de oxígeno a la sangre.

Por otro lado la activación de los receptores α adrenérgicos produce una contracción de los vasos sanguíneos en aquellos órganos y tejidos cuya función no es imprescindible en esta respuesta al estrés (órganos como el sistema digestivo en general, los riñones y la piel). Esta acción permite una circulación sanguínea hacia los órganos que precisen de un mayor riego sanguíneo [2].

Además de estas modificaciones fisiológicas, el sistema simpático produce cambios metabólicos importantes en el organismo, entre los que destaca su acción en el hígado, en donde estimula la glucogenolisis; es decir, la ruptura del glucógeno para obtener la

glucosa que podrá ser utilizada en aquellos tejidos y órganos, que necesiten de un gran aporte energético, como son el cerebro y los músculos [2].

Junto a estos efectos fisiológicos y metabólicos, es importante indicar que las neuronas preganglionares simpáticas producen la activación de la medula de las glándulas adrenales, la cual, a través de las células adrenomedulares, segrega hormonas como la adrenalina y, en menor grado, la noradrenalina.

Cuantificación del sistema simpático

La actividad del sistema simpático – adrenal puede cuantificarse a través de dos vías: una directa, que consiste en la medición de los niveles plasmáticos y urinarios de las catecolaminas (adrenalina y noradrenalina), y otra indirecta, cuantificando los efectos sistémicos de la activación autonómica.

El método para la medición directa de los niveles de catecolaminas en la sangre, consiste en la inserción de un catéter en una vena, para posteriormente recoger datos cada 15 minutos. Se utiliza este intervalo de tiempo para que los niveles de la hormona regresen a su nivel normal en caso de haberse alterado por el sólo hecho de extraer sangre.

Este método, tiene el inconveniente de que las catecolaminas tienen una vida media de 1.2 minutos para la adrenalina y 2.5 minutos para la noradrenalina, por lo que el análisis debe de realizarse lo más rápido posible [8].

El método de medición indirecta, consiste en la medida de diversas variables fisiológicas como son: actividad cardiaca, respuesta electrodérmica, temperatura corporal, entre otros. A continuación se presentan algunas de estas variables que se pueden utilizar en el registro para el diagnóstico del estrés.

Actividad muscular.

El movimiento es una actividad importante del cuerpo humano, que es posible efectuar por el desarrollo especial de la función de contractilidad del tejido muscular. En este sentido el movimiento no solo comprende los desplazamientos del cuerpo o de sus partes de un lugar a otro, sino también de los de la respiración, el latido cardiaco, los movimientos digestivos, así como los movimientos de otras vísceras incluyendo vasos sanguíneos y linfáticos. Cabe señalarse que en los seres humanos, el tejido muscular comprende del 40 al 50 por ciento del peso corporal [10].

El tejido muscular tiene ciertas características especiales como: excitabilidad, contractilidad, extensibilidad y elasticidad. En particular, la excitabilidad es la propiedad de recibir estímulos y responder a ellos.

El tejido muscular se puede clasificar, de acuerdo con su estructura o localización:

Estructura	Localización
Estriado	Esquelético
No estriado o liso	Visceral
Estriado Involuntario	Cardiaco

Se le denomina *estriado* a causa de sus estriaciones paralelas entre sí y perpendiculares al eje de la fibra. En contraste, los músculos lisos carecen de estas estriaciones [10]. En general este tipo de músculos tiene una forma alargada, y sus dos extremos se insertan en estructuras óseas por medio de tendones.

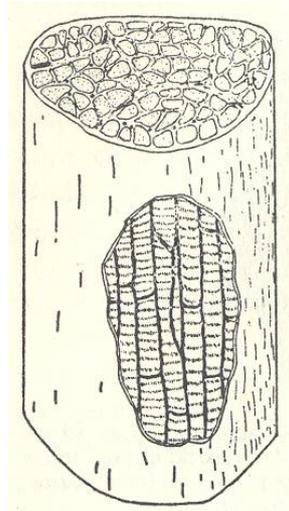


Figura 3. Haz de fibras musculares estriadas. En la parte superior se observan las fibras cortadas transversalmente, estando cada fibra rodeada por tejido conjuntivo. El haz de fibras está cubierto por las fascia. En la zona de la fascia tiene una abertura por la que se observan las fibras musculares y parte de la red capilar que rodea las fibras [10].

Una forma de poder obtener y registrar la actividad de los músculos estriados es a través de la técnica denominada electromiografía [EMG]. La electromiografía implica entre otras cosas: la detección, procesamiento y análisis de potenciales eléctricos asociados a la actividad muscular [16].

El origen de estos potenciales eléctricos, se encuentra en la unidad funcional de contracción muscular: *la unidad motora*, la cual a su vez se compone por una *motoneurona* (cuyo cuerpo celular está localizado en el interior de la materia gris medular), su axón y una serie de fibras musculares inervadas por dicho axón [14]. Cabe señalarse que cada unidad motora controla aproximadamente 150 fibras musculares y se activan o contraen todas en conjunto [15].

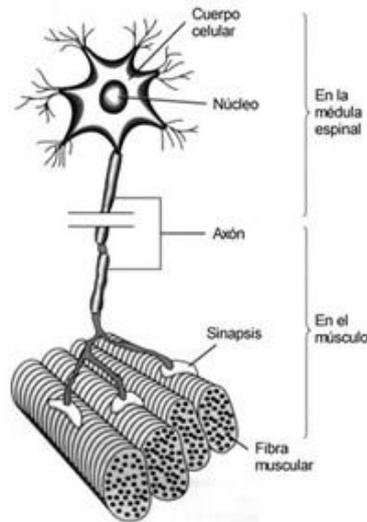


Figura 4. Esquema de los elementos de una unidad motora [14].

Cuando se efectúa un movimiento muscular, una unidad motora dispara un pulso en una frecuencia específica. La suma de las contracciones generadas por cada una de las unidades motoras de un músculo genera una variación en la tensión del mismo. Como consecuencia, la señal mioeléctrica registrada es la señal superpuesta de cada una de las unidades motoras activas.

La señal mioeléctrica cuenta con las siguientes características:

- Amplitud de la señal: $10\mu\text{V} - 5\text{ mV}$ [15].
- Frecuencia de la señal: $10\text{ Hz} - 10\text{ kHz}$ [15].

Cabe señalar que la frecuencia depende en gran medida de la configuración de los electrodos. La frecuencia usual de una señal mioeléctrica varía de $0 - 500\text{ Hz}$, y la energía dominante se encuentra en el rango de $50 - 150\text{ Hz}$ [15].

De igual manera se debe hacer la aclaración que el intervalo de la amplitud de la señal mioeléctrica estará en función de la densidad muscular, así como de la presencia de tejido adiposo y de vello corporal.

Otra característica usual en la señal mioeléctrica, es el ruido electromagnético, puesto que por su baja amplitud, suele mezclarse con señales provenientes de perturbaciones como la red eléctrica, la cual en México está establecida en 60 Hz , transmisiones de radiofrecuencia y en general cualquier tipo de perturbación que genere un campo magnético considerable. También a estas perturbaciones, hay que agregar las debidas al movimiento de músculos contiguos, movimiento general de cuerpo y movimientos entre la superficie del electrodo y la piel, así como la respiración y la actividad del corazón [14].

El electrodo es uno de los elementos más importantes para el registro de la actividad mioeléctrica. Éstos pueden ser superficiales o intramusculares. Su selección depende del tipo de prueba que se realice.

Los electrodos superficiales están adheridos al segmento muscular de interés. El espaciamiento entre los electrodos determina el volumen de registro; de tal forma que mientras se mantengan los electrodos más juntos, se obtendrán registros más selectivos. Este tipo de electrodos son no invasivos puesto que solamente se colocan en la piel y son adheridos a través un pegamento. Adicionalmente, el electrodo contiene un gel electrolítico especial, compuesto de NaCl y KCl, además de glicerina para retardar la evaporación. El gel se encarga de disminuir la impedancia eléctrica de la piel [20].

Cuando se requiere un estudio específico de un grupo de fibras musculares o incluso de un estudio de una sola célula muscular [16], se recurre a los electrodos intramusculares, que consisten en una aguja fina de acero inoxidable aislado por teflón y cuyo diámetro varía entre los 25 a 50 μm , dependiendo el tipo y marca [14].

El electrodo intramuscular está contenido en una aguja hipodérmica para su colocación. Mientras la impedancia de los electrodos de superficie puede estar por debajo de los 1000 Ω , la impedancia del electrodo intramuscular suele estar alrededor de los 50 k Ω .



Figura 5. Electrodo intramuscular

Usualmente se utiliza una configuración bipolar para la colocación de los electrodos, y un tercer electrodo se coloca como referencia común y sobre algún tejido eléctricamente neutro, como es el tejido óseo [16]. Para tener un buen registro electromiográfico, los electrodos se deben de colocar paralelos a las fibras musculares del área de estudio [20].

Es importante señalar que para un buen registro de la señal es necesaria una amplificación, ya que como se había mencionado, los umbrales de trabajo están en el orden de los milivoltios o microvoltios. También es necesaria la implementación de filtros ajustados a diferentes frecuencias, con el fin de mitigar los efectos producidos por perturbaciones electromagnéticas y de movimiento contiguo [14].

Tal y como se comentó anteriormente, la señal mioeléctrica es propensa a ser afectada por fenómenos electromagnéticos, cuestión que la hace muy ruidosa y de procesamiento complejo [17]. Por ello la señal mioeléctrica requiere ser transformada en tipo de señal que pueda ser manipulada fácilmente. De este modo, en diversos trabajos relacionados al diseño de entrenadores mioeléctricas y reconocimiento de estados de vigilia, se transforma la señal por medio del valor raíz cuadrático medio (RMS) [15,16 y17]. A partir de este modelo, se puede obtener un valor discreto y también se puede obtener niveles de referencia para fenómenos asociados a la actividad muscular [16], como es el fenómeno del estrés.

La medición de la actividad mioeléctrica se utilizan en gran medida para poder hacer un análisis clínico de la marcha y movimientos de extremidades, así como también evaluar los diferentes trastornos asociados al sistema muscular. Adicionalmente, las señales mioeléctricas se han utilizado con éxito como método de control de prótesis de miembro superior e inferior [15].

En particular, la actividad mioeléctrica, también se ha utilizado como una variable en la evaluación de la condición de estrés. Esto debido a que el cuerpo, a través de los sistemas y órganos antes mencionados, se prepara para llevar a cabo una respuesta defensa o protección [21]. Durante esta etapa, los músculos donde se observa una tensión representativa del fenómeno, son el músculo masetero, el músculo trapecio y el músculo frontal.

Temperatura corporal

Múltiples funciones vitales del cuerpo humano como el metabolismo de las células y de los alimentos, la actividad muscular y circulación de la sangre, generan calor. Si esta energía que el cuerpo produce, se transmite al ambiente de manera normal, el organismo mantiene una temperatura cercana a los 37 °C [11]. Esta temperatura es ideal puesto que por diversos factores, como la temperatura ambiental, la hora del día, etc., hacen variar la temperatura en un intervalo que va desde los 35.5 °C hasta los 37.7 °C [12]. Este valor de temperatura, debe de tener mínimas variaciones, independientemente de la temperatura ambiental debido a que, de no ser controlada, puede ser mortal para el cuerpo humano debido a que muchas funciones del cuerpo deben de realizarse a una temperatura específica.

Cabe señalar que diversas enfermedades y malestares aumentan o disminuyen la temperatura corporal en diferentes niveles y esto incluye al estrés. Prueba de que el estrés provoca cambios severos en la temperatura, es la enfermedad de Raynaud [25], la cual afecta a manos y pies con un descenso notable de la temperatura, provocada por la vasoconstricción excesiva en la piel de las extremidades. Se han documentado casos de que exposiciones prolongadas a este desorden, puede desembocar en cuadros de necrosis [26], como se puede ver en la figura 10.

Existen dos tipos de medidas de la temperatura corporal que dependen del lugar de medición: la temperatura central y la temperatura periférica.

La temperatura central promedio se ubica alrededor de los 37 °C con pequeñas variaciones de aproximadamente 1 °C. Estas variaciones dependen en gran medida de la hora de la toma de la muestra, la edad y el método para obtenerla. Este tipo de temperatura comprende la cavidad craneal, abdominal, pélvica porciones profundas de masas musculares de las extremidades.

La temperatura periférica comprende a la piel, el tejido subcutáneo y porciones superficiales de masas musculares, específicamente, en las extremidades. El intervalo basal de la temperatura están entre los 29.4 °C y los 32.2 °C [20].

A temperatura ambiente, la temperatura periférica, en pies y manos, es determinada principalmente por el torrente sanguíneo a través de las arteriolas de la piel. La activación del sistema nervioso simpático provoca un aumento en la vasoconstricción a nivel de la piel, por ello la cantidad de sangre que circular por la misma disminuye y en consecuencia también disminuye la temperatura periférica [20]. Este cambio en la temperatura es de aproximadamente 4 °F, equivalente a 2.22 °C.

La temperatura se puede medir con ayuda de transductores como es el caso de los termistores, que son dispositivos semiconductores que varían su resistencia eléctrica de acuerdo con la temperatura a la cual estén expuestos. Otra manera de poder medir la temperatura es con la técnica denominada termografía, la cual consiste en un registro gráfico de la actividad térmica mediante placas termosensibles, o bien, mediante cámaras equipadas con sensores que detectan radiación infrarroja. Esta radiación es emitida por cualquier objeto y además es proporcional a la temperatura de la fuente, lo cual lo hace un método fiable para poder medir la temperatura de los objetos [24], además de que la medición no se reduce a un sólo punto del objeto, sino que se puede medir la distribución de temperatura de todo el objeto, incluyendo el entorno del mismo.

Esta última técnica ha sido utilizada con diversos propósitos de diagnóstico médico y en estudios para correlacionar la temperatura corporal con estados psicológicos, como por ejemplo, la medida del estrés para detectar, indirectamente, mentiras. En dichos estudios, se analizaron los cambios específicos de la temperatura del rostro, específicamente en las fosas nasales, frente y en los vasos sanguíneos cercanos a la órbita del ojo [22, 23]. Los resultados publicados, indican que el uso de la temperatura corporal como variable única de estudio tiene diversos inconvenientes, puesto que hay diversos factores que pueden alterar el diagnóstico, sin embargo, el uso de este método, junto con otras variables, puede disminuir el riesgo de un perfil errado.

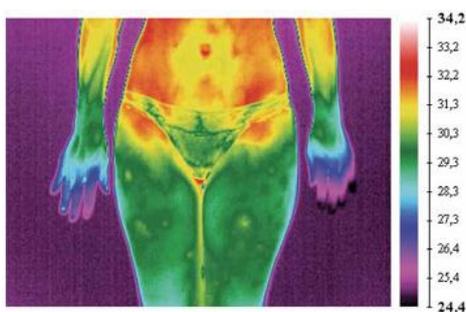


Figura 6. Termografía que muestra el síndrome de Raynaud en a mano derecha [25].

Actividad Electro dérmica

La piel es un órgano que proporciona protección al cuerpo humano de diversos agentes como son los cambios de temperatura o los agentes químicos y biológicos ajenos al organismo. Además de esto, la piel también puede brindar información del entorno ya que cuenta con receptores que obtienen información relacionada a la temperatura ambiental, el tacto y el dolor. [27]

La piel se conforma de varias capas: la epidermis, la dermis y la hipodermis.

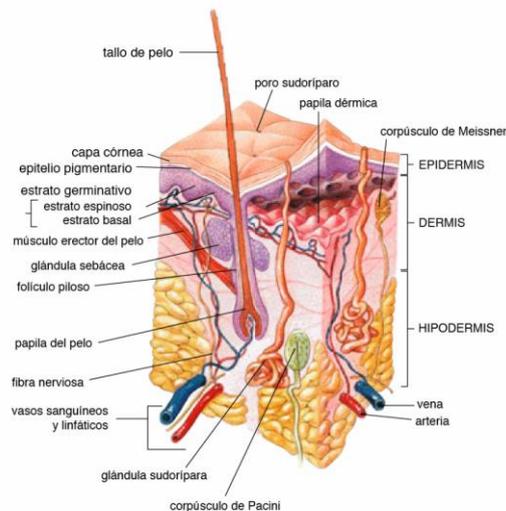


Figura 7. Estructura de la piel [19].

La epidermis es la capa más externa de la piel y está formada por varias capas de la piel sobrepuestas, las cuales pueden incluir células prácticamente muertas. La epidermis, en zonas como articulaciones y manos, presenta pliegues que aumentan la fricción entre la misma y cualquier superficie de contacto [27].

Después de la epidermis se encuentra la dermis, la cual es una capa muy sensible al tacto debido a que contiene numerosas terminales nerviosas y que además contiene numerosos vasos sanguíneos. En sus niveles más profundos, se encuentran las glándulas sudoríparas ecrinas, las cuales tiene la función principal de regular la temperatura corporal a través de la segregación del sudor. Esta sustancia contiene, entre otras cosas agua, electrolitos, metales pesados, compuestos orgánicos y macromoléculas.

La piel puede contener un gran número de glándulas sudoríparas, sin embargo éstas se concentran, en mayor número, en las palmas de las manos, en los pies, las axilas y la frente [28]. La actividad de las glándulas sudoríparas está regulada por el sistema nervioso simpático, el cual se encarga, de regular la temperatura corporal.

Una forma de poder observar los cambios debidos a la actividad de las glándulas sudoríparas, e indirectamente la actividad del sistema nervioso autónomo, es midiendo la actividad eléctrica de la piel. Este tipo de registro generalmente se le denomina electrodermografía [21].

La electrodermografía comprende diversos métodos, uno de ellos es la denominada respuesta de potencial dérmico, y consiste en medir el voltaje generado en una región con una alta concentración de glándulas sudoríparas con respecto de una región de menor concentración. Cabe señalarse que esta medición se hace en ausencia de una fuente de voltaje. Adicionalmente, los valores obtenidos de este método se miden en μV .

Otra manera de llevar a cabo un registro electrodermográfico, es obteniendo los valores de la resistencia o impedancia de la piel ante el paso de una pequeña corriente que se aplica por medio de dos electrodos. La diferencia entre registrar resistencia o impedancia está en que en la primera se utiliza una fuente de voltaje continua. Por otra parte,

cuando se registra la impedancia eléctrica, se debe de utilizar una fuente de voltaje variable en el tiempo. Adicionalmente, también se puede utilizar el inverso matemático de las magnitudes anteriores, la conductancia y la admitancia, respectivamente, como una medida para un registro electrodermográfico. [29]

Los estudios electrodermograficos más utilizados en psicofisiología son los correspondientes al registro de los cambios de la resistencia y a la conductancia [21]. Sus unidades de medida son el ohm (Ω) y el siemens (S) respectivamente. Usualmente, el valor de la resistencia eléctrica de la piel es cercano a $1\text{ M}\Omega$, tomando en cuenta que se utilizan electrodos secos de cloruro de plata de 13 mm de diámetro, y que éstos se ubican en la falange distal de los dedos medio e índice [21]. Esta ubicación es la más conocida para el registro de esta variable, sin embargo no es la única, ya que también se pueden ubicar los electrodos en la eminencia tenar y en la eminencia hipotenar de la palma de la mano. De igual manera, se puede ubicar los electrodos en el arco de la planta del pie, separados por algunos centímetros [29].

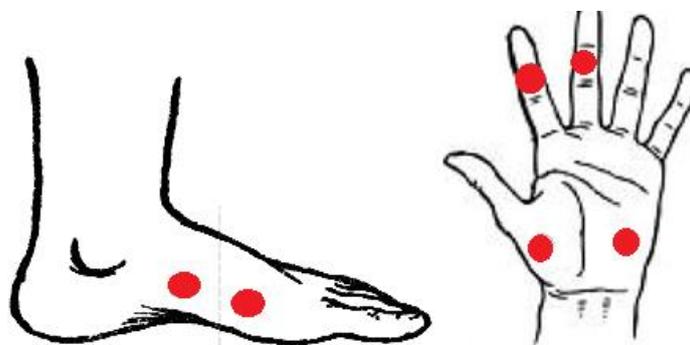


Figura 8. Ubicación de los electrodos para el registro de la actividad electrodermática [29].

En general, se puede hacer un registro electrodermográfico en casi cualquier parte de la piel, la única diferencia estribaría en que las mediciones no serían tan sensibles en ciertas áreas debido al número de glándulas sudoríparas. Es de señalar, que otra posible ubicación de los electrodos de medición son el bíceps braquial [30] o femoral [31].

Como se había dicho anteriormente, la importancia de la actividad electrodermática radica en que con este método se puede medir indirectamente el nivel de activación del sistema nervioso simpático debida a cambios en estados psicológicos. De este modo, esta técnica se utiliza como una variable de los conocidos “Detectores de Mentiras”, o polígrafos.

Adicionalmente, el registro de la actividad electrodermática se utiliza como un método de biofeedback (realimentación), para terapias relacionadas con el tratamiento del dolor, el manejo de las emociones y el de respuesta al estrés [7].

Actividad Cardíaca

La sangre circula continuamente por todo el organismo a lo largo de una vasta red de vasos sanguíneos. La fuerza que la impulsa en este trayecto proviene de la contracción del corazón.

Un ciclo cardiaco comprende tres periodos, un periodo de contracción llamado sístole, un periodo de dilatación llamado diástole y un periodo de recuperación. La frecuencia cardiaca promedio del hombre en reposo es de 70 a 72 latidos por minuto. Suponiendo este rango de valores, el tiempo necesario para un ciclo cardiaco es de 0.8 segundos y la mitad de estos, 0.4 segundos, representa la fase de reposo. Cuando el corazón late más aprisa, el periodo de reposo o de recuperación es el que se acorta [10].

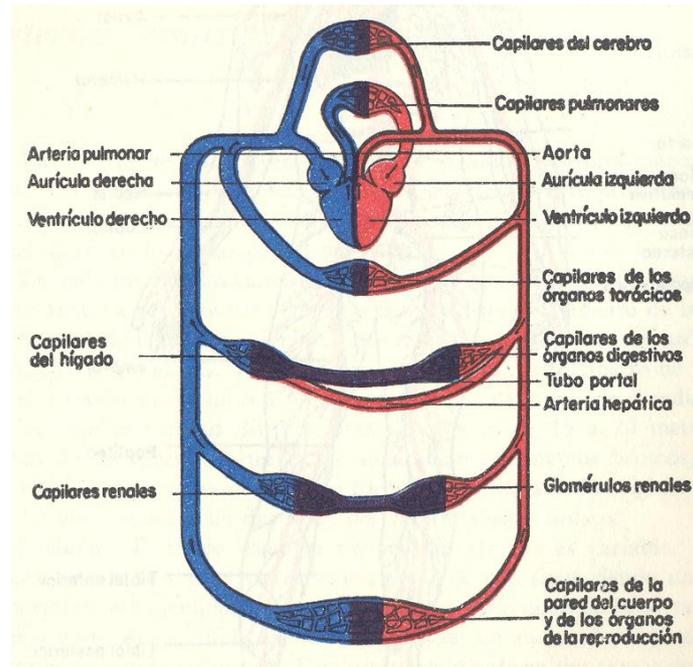


Figura 9. Esquema del sistema circulatorio [10].

La frecuencia y energía del latido cardiaco son modificadas por: la presión arterial, estados de excitación emocional o ansiedad; influencias reflejas que tienen carácter inconsciente; la temperatura de la sangre; el estado que guardan las propiedades del músculo cardiaco como son: tono, irritabilidad, contractilidad y conductividad; variaciones en el estado de los vasos sanguíneos y algunas secreciones internas.

Existen diferentes dispositivos que pueden ayudar a visualizar la actividad cardiaca y sus variaciones. Uno de ellos es el electrocardiógrafo.

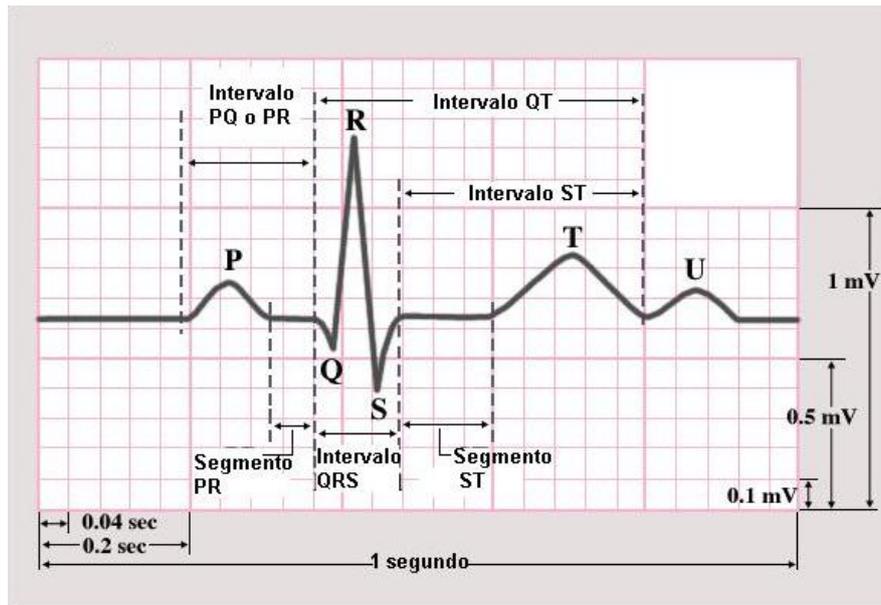


Figura 10. Componentes de una señal de un electrocardiograma [27].

El electrocardiograma consiste en un dispositivo que tiene la capacidad de registrar la actividad eléctrica del corazón. Esta actividad procede de las fibras musculares que, durante la contracción del corazón, son eléctricamente negativas con respecto de las fibras de reposo. Esta diferencia de potencial es captada a través de electrodos especializados y posteriormente enviados a la unidad de filtrado y amplificación y después a un dispositivo de visualización. A las diferentes disposiciones que puede adoptar un arreglo de electrodos se le conoce como derivación. Las derivaciones más importantes son las siguientes:

- Brazos derecho e izquierdo
- Brazo derecho y pierna izquierda
- Brazo izquierdo y pierna izquierda

El electrocardiograma es valioso puesto que con ayuda de éste se pueden diagnosticar: ritmos cardiacos anormales, daños en el miocardio, anomalías cardiacas congénitas, inflamación del corazón, entre otros [32].

Otro dispositivo de uso frecuente para determinar la actividad cardiaca, es el oxímetro de pulso.



Figura 11. Oxímetro de pulso

Los oxímetros de pulso proporcionan una evaluación espectrofotométrica de la oxigenación de la hemoglobina (SpO_2), al medir la luz transmitida a través de un lecho capilar, sincronizada con el pulso, es decir, el oxímetro mide los cambios de absorción de luz que resultan de las pulsaciones de la sangre arterial.

El sistema de detección consta de diodos emisores de luz (LED) de una sola longitud de onda, fotodetectores y microprocesadores. Los oxímetros de pulso se basan en el principio de la absorción diferencial de la luz para determinar el porcentaje de saturación de oxígeno de la hemoglobina en la sangre arterial (SpO_2); este valor se denomina SpO_2 cuando se determina a partir de una muestra de sangre arterial.

El sensor del oxímetro de pulso se coloca en una región del cuerpo, como puede ser un dedo de la mano, del pie o la oreja. Posteriormente el sensor transmite dos longitudes de onda de luz a través de la piel (por ej, 660 nm [roja] y 930 nm [infrarroja]). Estas longitudes son atraídas diferencialmente por la oxihemoglobina, que es de color rojo y es capaz de absorber la luz infrarroja, y la desoxihemoglobina, es capaz de absorber la luz roja. La razón entre la luz roja y la infrarroja se usa para derivar la saturación de oxígeno. El fotodetector al otro lado del tejido transforma la luz transmitida en señales eléctricas proporcionales a la absorción.

Al obtener la señal eléctrica, ésta es procesada por el microprocesador del equipo, que presenta una lectura y activa una alarma si las condiciones satisfacen los criterios de alarma. Cada pulso de la sangre arterial hace que el lecho capilar se expanda y se relaje. Las variaciones cíclicas resultantes en la longitud de la trayectoria de la luz transmitida permiten al dispositivo distinguir entre la saturación de hemoglobina de la sangre arterial (pulsante) y la de la sangre venosa, y los componentes tisulares porque no hay ningún pulso del tejido alrededor y el pulso de la sangre venosa es insignificante.

Dispositivos y trabajos relacionados

Existen diferentes dispositivos que tienen la capacidad de poder llevar a cabo un diagnóstico del fenómeno del estrés. De igual modo, existen dispositivos que no están enfocados a la medición del estrés como tal, pero debido las variables fisiológicas que pueden medir, se utilizan en diferentes estudios como dispositivos para evaluar el estrés.

A continuación se describen algunos dispositivos y estudios relacionados a la detección del estrés.

Sistema Computacional para la Medición Multidimensional del Estrés [34].

Es un sistema desarrollado por estudiantes de maestría del Centro de Investigación y de Estudios Avanzados (CINVESTAV) del IPN en el año 2010, como un medio para poder evaluar la condición de estrés a través de variables fisiológicas. Las variables fisiológicas empleadas y las técnicas para su obtención fueron las siguientes: la conductancia de la piel por medio módulo transductor de actividad electrodérmica de la empresa byopac system, la frecuencia cardiaca a través de un electrocardiografo y la frecuencia respiratoria con un acelerómetro. Cuenta con un software de computadora con el cual se realizan las pruebas para poder determinar el grado de estrés. Cabe señalarse que el software cuenta con un cuestionario para medir la carga psicológica asociada al estrés.



Figura 12. Ventana principal del software del Sistema Computacional para la Medición Multidimensional del Estrés desarrollado por el CINVESTAV [34].

Ese trabajo fue el inicio de una serie de sistemas que trataban de mejorar la conectividad sistema – computadora, dando paso a diferentes modificaciones tanto en software como en hardware.

Sistema de monitoreo de estrés humano en tiempo real usando red bayesiana dinámica [35].

Este sistema fue desarrollado por el Instituto Politécnico de Rensselaer en el año 2005, en su división de Computación e Ingeniería en Sistemas, el cual consiste en un mouse emocional que proporciona información relevante acerca de la conductividad de la piel, la temperatura de la piel, frecuencia cardiaca y la presión de los dedos. Adicionalmente, el sistema integra tres cámaras para poder visualizar las reacciones del usuario como son: frecuencia de parpadeo, velocidad promedio de cierre de ojos, porcentaje de dilatación de la pupila, movimiento de la cabeza, apertura de boca y movimiento de cejas.

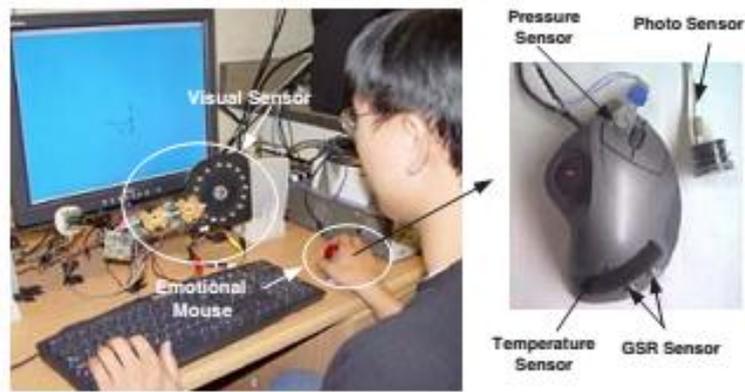


Figura 13 Detalle de los elementos que conforman el sistema de monitoreo de estrés humano en tiempo real [35].

El sistema realiza un diagnóstico a través de un algoritmo basado en redes bayesianas, con base en las variables antes mencionadas. Debido al éxito en la fase de experimentos, los autores planean extender el sistema para que tenga la capacidad de identificar estados afectivos.

Sistema de detección de estrés mental usando sensores fisiológicos [41].

Este sistema está basado en el dispositivo denominado SHIMMER, el cual cuenta con un ECG ajustable al pecho, un sensor GSR y un acelerómetro que se integra en la muñeca. La velocidad de muestreo es de 100 Hz para el ECG y el acelerómetro, asimismo de 32 Hz para el GSR. Los datos se pueden transmitir vía bluetooth.



Figura 14 Sistema SHIMMER [41].

El sistema utiliza una red bayesiana para poder determinar el estado de estrés, además poder diferenciar éste de fenómenos que puedan afectar su funcionamiento como el levantarse, caminar o la posición sedente.

Sistema de biomonitorio eléctrico para el diagnóstico del estrés [36].

Este sistema desarrollado en la Universidad Eslovaca de Tecnología, consiste en un sensor para monitorear la respuesta galvánica de la piel. El sistema puede monitorear al sujeto de prueba en tiempo real y a distancia. Los electrodos para este dispositivo fueron elaborados con un arreglo específico y fabricados con oro o platino. Los datos obtenidos del sensor son visualizados por una computadora con un sistema operativo Windows XP.

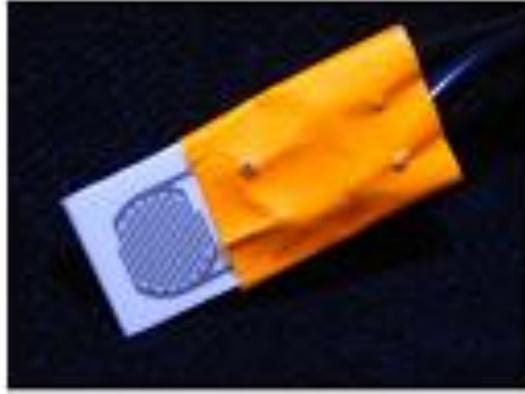


Figura 15. Electrodo desarrollado en la Universidad Eslovaca de Tecnología [36]

Sistema para el monitoreo fisiológico no intrusivo para la detección de estrés en la interacción humano - computadora [37].

Este sistema utiliza como variables: la respuesta galvánica de la piel, la temperatura de la piel, el volumen sanguíneo y el diámetro de la pupila. Para poder obtener la respuesta galvánica de la piel se utilizó el módulo GSR2 de Thought Technology LTD, para el volumen sanguíneo se ayudaron de un fotopleletismógrafo modelo 1020 de la marca UFI y para la temperatura de la piel implementaron un circuito con el integrado LM34. Finalmente con ayuda de una cámara se determinó el diámetro de la pupila en el ojo derecho.



Figura 16. Componentes del sistema para el monitoreo fisiológico no intrusivo para la detección de estrés en la interacción humano - computadora [37].

Sistema ProComp Infiniti [38].

Este sistema es utilizado ampliamente como un instrumento para poder adquirir, analizar, mostrar y guardar datos provenientes de los diversos sensores que lo integran. Estos sensores son de propósito específico y pueden medir variables como: volumen sanguíneo, temperatura corporal, frecuencia respiratoria, conductancia de la piel, goniometría. El sistema cuenta con una interfaz gráfica de usuario, la cual puede ser adaptada a cualquier tipo de experimento o registro de variables fisiológicas.



Figura 17. Detalle del sistema Procomp Infinity [38].

EPOC neuroheadset [39].

Este dispositivo está especializado en la adquisición y procesamiento de señales neurológicas. El uso principal para este sensor es el de detectar sentimientos y expresiones del usuario y transmitirlo de manera inalámbrica a una computadora.



Figura 18. Sistema EPOC neuroheadset [39]

El dispositivo cuenta con diferentes aplicaciones para poder controlar desde un videojuego, hasta un sintetizador de sonido. Una de las aplicaciones es *Mindala*, la cual ayuda al usuario del sistema a poder meditar.

Biosensor Inalámbrico PIP [40]

Este sistema lanzado en la plataforma Kickstarter ayuda al usuario a detectar estados de estrés y de relajación. El dispositivo está pensado como un novedoso método para poder administrar el estrés. Su funcionamiento se basa en la respuesta galvánica de la piel y un algoritmo para poder determinar el grado de estrés.



Figura 19. Biosensores inalámbricos PIP [40]

El dispositivo cuenta con conexión Bluetooth, con la cual se puede enlazar a dispositivos móviles en las plataformas iOS y Android.

La propuesta estuvo activa durante 33 días, recaudando un poco más de \$100,000.00 USD, a través de 555 donadores.

Capítulo 2. Diseño Conceptual

Identificación de la necesidad

El problema se centra en el estrés, el cual es un fenómeno inherente al ser humano y que puede coadyuvar a que la persona pueda afrontar retos o situaciones que rebasan sus capacidades. El problema surge cuando el estrés se vuelve frecuente o constante, ya que el organismo no tiene tiempo de poder regresar a un estado de homeostasis (equilibrio). Cuando esto sucede, el organismo empieza a tener diversos desordenes que pueden desembocar, junto con otros factores como una mala alimentación, en problemas de salud como son las enfermedades cardiovasculares.

Como se vio en el marco teórico, existe dispositivos que están siendo desarrollados para la detección del estrés y también existen dispositivos comerciales que si bien, no están enfocados en la detección del fenómeno del estrés, tienen la capacidad de poder adquirir y procesar variables fisiológicas para su interpretación. El inconveniente de estos últimos dispositivos es su elevado costo, puesto que la mayoría de ellos tiende a tener valores en el orden de miles de pesos y solo se encuentran disponibles en centros de investigación u hospitales especializados.

Es por ello que el presente trabajo propone el desarrollo de un sistema enfocado en la identificación del estrés, que tenga la capacidad de almacenar datos y ser portátil.

Es preciso aclarar que la intensión del sistema no está relacionada con la identificación del estrés para su prevención, sino que esta correlacionado a la idea de que el sistema es una herramienta para la identificación y la administración del estrés.

Requerimientos del sistema

Los requerimientos son características deseadas del producto. Estos pueden obtenerse de una entrevista con el cliente que solicita el producto, de un análisis de mercado o de la observación de productos similares [42]. En este caso, los requerimientos que se proponen, se basan en esta última opción y en los mismos alcances que se presentaron al inicio de documento.

La identificación de los requerimientos es de suma importancia ya que con base en ellos, se pueden establecer prioridades, objetivos del producto y ser una guía para el desarrollo del mismo. De igual manera sirven como referencia para comparar si el producto final cumple con la necesidad, o incluso si es viable.

Como primer paso en el diseño del sistema se proponen los siguientes requerimientos para el desarrollo del mismo:

Adaptable. Debido a que el estrés puede presentarse en cualquier persona, se busca que el dispositivo pueda adaptarse a cualquier persona mayor de 18 años.

Seguro. Buscando que el dispositivo no cause lesiones o daños, o que incluso no genere estrés por su uso, se propone un sistema que esté formado por componentes no invasivos. De igual manera se propone que el sistema sea

Facilidad de operación. El sistema deberá de tener controles o interfaces suficientes para su operación.

Confiable. El sistema deberá de obtener datos reales y confiables de las variables que se están adquiriendo, con la finalidad de proporcionar un diagnóstico acertado de la condición del usuario del sistema.

Monitoreo continuo. Debido a que el mecanismo del estrés puede presentarse en una persona sin importar la hora del día, se propone que el dispositivo sea de monitoreo continuo, teniendo la capacidad de almacenar o mostrar datos en tiempo real de las variables fisiológicas convenientes para el diagnóstico del estrés. Se propone también que el dispositivo funcione durante 8 horas, las cuales corresponden a una jornada laboral.

Portátil. Con la finalidad de que el sistema pueda ser utilizado por una persona de manera continua, se busca que el dispositivo sea lo más reducido posible tanto en peso como en dimensiones. También con esto se persigue que el sistema no cause lesiones o incomodidades.

Robusto. El sistema debe de poder monitorear al paciente por un tiempo considerable. De igual manera debe de ser resistente de acuerdo al uso que se le dé, y funcionar en ambientes expuestos a humedad y en contacto con la sudoración humana.

Una vez que se establecieron los requerimientos, se procedió a realizar una jerarquización de los mismos con la finalidad de poder determinar los aspectos fundamentales que debe de cubrir el sistema.

No. De Necesidad	Requerimiento	Importancia	Porcentaje
1	Adaptable	7	12,5
2	Seguro	9	16,07
3	Fácil de operar	6	10,71
4	Confiable	10	17,85
5	Monitoreo continuo	8	14,28
6	Portátil	8	14,28
7	Robusto	8	14,28

Tabla 1. Requerimientos jerarquizados

Se utilizó una escala del 1 al 10 para valorar el requerimiento. El 1 representa una característica de menor importancia, por otra parte el 10 representa una característica de mayor importancia.

Especificaciones

Los requerimientos antes mencionados, están expresados de acuerdo con el criterio del usuario. Por ello se deben de transformar estos requerimientos en especificaciones que explican con detalles precisos y medurables, lo que el producto debe de hacer [42]. De este modo, la especificación cuenta con 2 características: una métrica y un valor.

En la siguiente tabla se puede observar la relación asignada entre la métrica y el requerimiento. La métrica se estableció de tal modo que describiera la necesidad.

		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
Requerimiento	Métrica												
		Medidas Antropométricas	Número de Componentes Invasivos	Numero de Controles	Numero de Indicadores	Porcentaje de Error	Capacidad de Almacenamiento	Tiempo de Operación	Peso del Dispositivo	Volumen del Dispositivo	Superficie que ocupa el dispositivo sobre el cuerpo	Humedad	Temperatura
1	Adaptable	*											
2	Seguro		*										
3	Fácil de Operar			*	*								
4	Confiable					*							
5	Monitoreo continuo						*	*					
6	Portátil								*	*	*		
7	Robusto											*	*

Tabla 2. Tabla de relación requerimiento - métrica

Para poder establecer un nivel de importancia en cada métrica, se utilizo la misma ponderación dada a la necesidad, de tal modo que la tabla con las métricas y unidad asociada es la siguiente

No. de Métrica	No. De Necesidad	Métrica	Importancia	Unidades	Valor máximo
1	1	Medidas antropométricas	7	Cm	
2	2	Número de componentes invasivos	9	#	5
3	3	Número de controles	6	#	8
4	3	Número de indicadores	6	#	8
5	4	Porcentaje de error	10	%	5
6	5	Capacidad de almacenamiento	8	kB	1×10^3
7	5	Tiempo de operación	8	Horas	8
8	6	Peso del dispositivo	8	g.	400
9	6	Volumen del dispositivo	8	cm ³	1000
10	6	Superficie que ocupa el dispositivo sobre el cuerpo	8	cm ²	100
11	7	Humedad	8	%	80
12	7	Temperatura	8	°C	50

Tabla 3. Tabla de métricas de las especificaciones.

Como puede apreciarse en la tabla, la métrica que tiene el valor más alto y por ende mayor nivel importancia, es el correspondiente al “Porcentaje de error”. Este término hace referencia a la desviación que presentan las medidas prácticas de una variable con relación a un valor teórico esperado, debidas en gran medida a las imperfecciones en los instrumentos de medición o perturbaciones. Para poder expresar esta desviación se utiliza el porcentaje.

En segundo nivel de importancia se tienen la métrica denominada “número de componentes invasivos”, la cual hace referencia a que el dispositivo no debe de ser introducido en el cuerpo humano, ya que, por muy mínimo que sea el instrumento o el estoma (abertura), requerirá de una intervención quirúrgica que podría poner en riesgo algún órgano o la vida misma del paciente. Por otro lado también es importante mencionar que la introducción de algún componente dentro del ser humano puede inducir estrés, cuando lo que se quiere es que no provoque alteraciones en el ser humano.

En el tercer nivel de importancia, se encuentran las métricas de peso, volumen, superficie del dispositivo, capacidad de almacenamiento, tiempo de operación, humedad y temperatura. Las primeras tres métricas están asociadas a la idea de que el dispositivo: no debe de representar un esfuerzo físico adicional, por lo que debe de ser ligero; no debe de ser voluminoso para no incomodar en el traslado cotidiano del individuo y tampoco debe de limitar su movilidad; y no debe de ocupar demasiada superficie del individuo para que sea lo menos perceptible a la vista.

También, en el tercer nivel de importancia, se tiene la capacidad de almacenamiento, que está relacionado al monitoreo continuo, ya que entre más tiempo esté operando el dispositivo, se requerirá más memoria para almacenar los datos.

En las últimas dos métricas, del tercer nivel de importancia, se tiene las condiciones de humedad y temperatura que deberá soportar el dispositivo para su operación.

En cuarto nivel de importancia, están las medidas antropométricas, las cuales nos proporcionan información de la longitud de diversas partes del cuerpo. Estas mediciones varían de persona a persona, por ello se realizan estudios estadísticos donde se determina un intervalo de valores para una población específica. A partir de esta información se pueden optimizar las dimensiones de productos, y con esto lograr que un mayor número de personas pueda utilizarlo.

Por último, se tienen las métricas correspondientes al número de indicadores y controles. Estas se relacionan a la facilidad de operación debido a que si se ponen más controles, el usuario podría confundirse con facilidad y en consecuencia operar mal el dispositivo.

Como modo complementario se presentan las métricas propuestas con los valores de los sistemas comerciales. La información se obtuvo de sus hojas de datos. Es importante señalar que para algunas métricas no se encontraron valores, debido a que en las mismas hojas no se mencionaba la métrica buscada.

Métrica	Infiniti	SHIMMER	EPOC Neuroheadset
Medidas antropométricas	-	-	-
Número de componentes invasivos	0	0	0
Número de controles	Interfaz por computadora	Interfaz por computadora	Interfaz por computadora
Número de indicadores	Interfaz por computadora	Interfaz por computadora	Interfaz por computadora
Porcentaje de error	5%	-	-
Capacidad de almacenamiento	Depende del medio	Depende del medio	Depende del medio
Tiempo de operación	30 horas	-	12 h
Peso del dispositivo	200 g	22g	-
Volumen del dispositivo	0.04 m3	0.02 m3	-
Superficie que ocupa el dispositivo sobre el cuerpo	0.123 m2	0.017 m2	-
Humedad	-	-	-
Temperatura	-	-	-

Tabla 4. Tabla con métricas de dispositivos comerciales

Diagrama de caja negra

El siguiente paso en la etapa de diseño, es construir el diagrama de caja negra, el cual es una representación gráfica de como el sistema interactúa con el medio [42]. En dicho gráfico se observan las diferentes entradas y salidas que tendrá el sistema. Una entrada se define como un flujo de materia, energía o información, proveniente del medio, que requiere el sistema para su funcionamiento. Por otro lado, una salida se define como un flujo de energía, materia o información proveniente del sistema y que es resultado de la acción del mismo.

El diagrama de caja propuesto para el sistema es el siguiente:



Figura 20. Diagrama de Caja Negra. Las líneas azules son las que corresponden al flujo de información y las líneas verdes son las que se relacionan al flujo de energía.

Como se puede apreciar en la Figura 20, se está trabajando con dos tipos de flujos: información y energía. El flujo de información ingresa al sistema a través de lo que se denomina como *variable fisiológica*. Esta entrada proporciona información acerca del cuerpo humano y más específicamente de las reacciones provocadas por el estrés. Una vez que el sistema ha captado esta información y la ha procesado, deberá mostrar la condición del individuo a través de la salida denominada *estado del usuario*.

Otro flujo de información proveniente del sistema, es el correspondiente a los datos almacenados por el sistema, los cuales estarán previamente procesados.

Con respecto de los flujos de energía, tenemos a la entrada del dispositivo la energía eléctrica, la cual es necesaria para poder activar todos los elementos que conformaran el dispositivo.

Finalmente se tiene la función principal que debe de desempeñar el dispositivo, el cual es diferenciar entre dos estados: el estado de estrés y el estado de normalidad (homeostasis).

Diagrama de subsistemas

Una vez que se elaboró el diagrama de caja negra y se entendió la función principal del mismo, así como los diferentes flujos con los cuales interacciona el sistema, se prosigue con la fase donde el diagrama se descompone en diferentes subsistemas.

Estos subsistemas nos ayudan a crear una descripción más específica de lo que los elementos del producto podrían hacer para implementar la función principal. Los

subsistemas, a su vez se pueden subdividir en otros sistemas, de tal modo que sean lo más sencillos y comprensibles de entender.

En la Figura 21 se muestra el diagrama de subsistemas que conforman el dispositivo, donde también se puede visualizar la interacción entre ellos.

Como puede observarse en detalle, la señal de entrada denominada variables fisiológicas, se ha subdividido en los diferentes fenómenos a medir: actividad cardiaca, temperatura corporal, actividad mioeléctrica y actividad electrodérmica. Se seleccionaron estos fenómenos debido a que cambian cuando se activa el mecanismo del estrés. Los sistemas que registraran las variables son los siguientes:

Subsistema de adquisición y acondicionamiento de Actividad Cardiaca. Este sistema será el encargado de obtener las variaciones tanto en frecuencia como en amplitud del pulso. Como se había mencionado en el marco teórico, la frecuencia y la fuerza de contracción del corazón así como la presión arterial se ven afectados por el sistema nervioso central autónomo, el cual es el responsable de aumentar la frecuencia de trabajo del corazón y de la fuerza de contracción del mismo. Cabe señalar que tanto la frecuencia como la fuerza de contracción del corazón, en la mayoría de las personas, no pueden ser controladas de forma consciente.

Subsistema de adquisición y acondicionamiento de Temperatura Corporal. Este sistema se encargará de adquirir la temperatura corporal del usuario, y de igual modo que el subsistema anterior, deberá de acondicionar la señal obtenida fin de evitar que perturbaciones afecten al fenómeno observado. Es preciso mencionar que se tomará en cuenta la temperatura corporal periférica, ya que esta se regula a través del flujo sanguíneo. Durante un episodio de estrés, la sangre, por efecto del sistema nervioso autónomo, es desviada a órganos que requieren una alta disponibilidad de nutrientes. Por ello la piel presenta una vasoconstricción, y por ende el intercambio de calor disminuye y también la temperatura corporal periférica.

Subsistema de adquisición y acondicionamiento de Actividad Mioeléctrica. Este sistema se encargará de adquirir la actividad eléctrica de los músculos. De igual modo que los demás subsistemas, éste deberá discernir entre el fenómeno a medir y las perturbaciones asociadas a la medición. Esta variable es de interés para la identificación del estrés, ya que ante un estresor, el cuerpo humano se prepara para huir o pelear, y por ello prepara a los músculos para una acción inmediata. Los músculos donde se realizan mediciones para la correlación con el estrés, son principalmente los faciales y los de la espalda.

Subsistema de adquisición y acondicionamiento de Actividad Electrodérmica. Este sistema se encargara de adquirir y acondicionar la información relacionada a la actividad eléctrica de la piel, en especial su resistencia eléctrica. La actividad electrodermica está regulada por el sistema nervioso autónomo. Ante la presencia de un estresor, aumenta la sudoración de la piel como medida para enfriar el cuerpo en caso de un esfuerzo físico considerable, como es el huir o pelear. Es oportuno mencionar que esta variable medirá en concreto la resistencia eléctrica de la piel, esto es a través de electrodos y con una fuente de corriente directa.

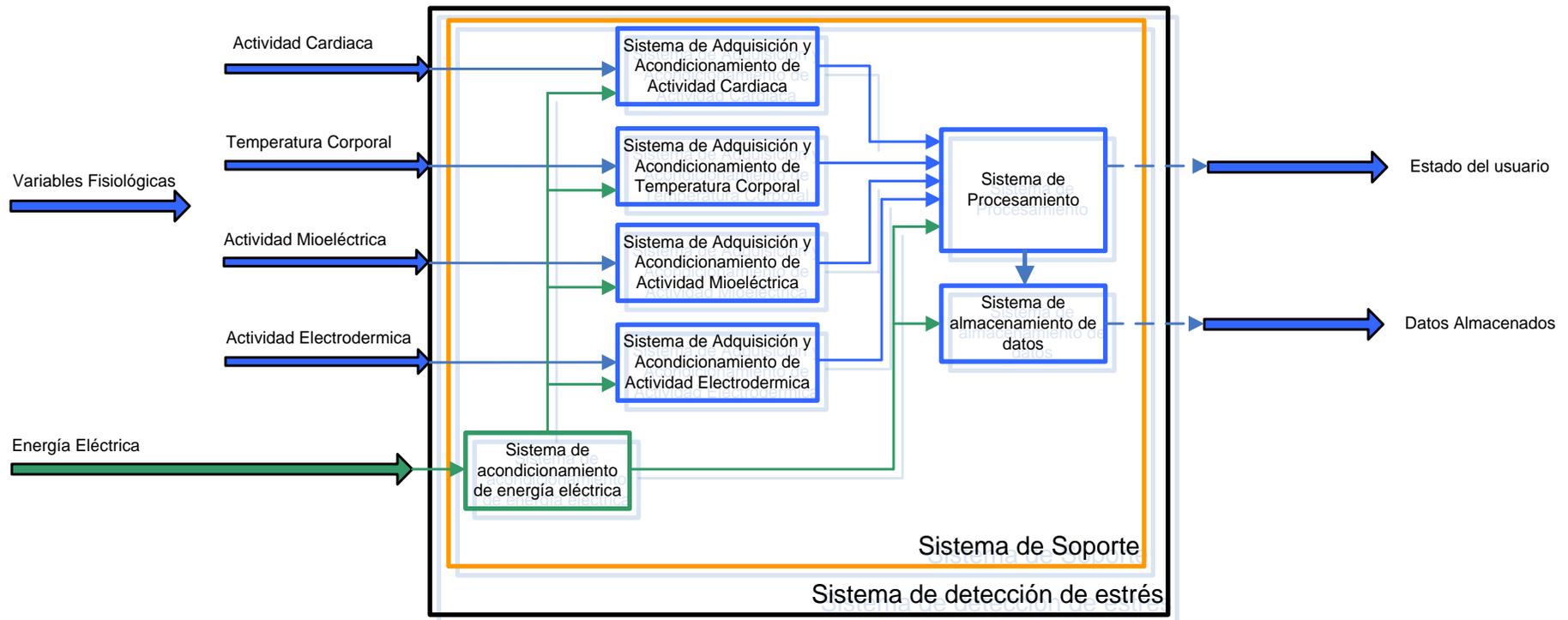


Figura 21. Diagrama de Sistemas del sistema de detección de estrés.

Para que el dispositivo pueda operar adecuadamente, no solamente necesita de estos subsistemas, sino también de otros que proporcionen energía al dispositivo, la capacidad de procesamiento de los datos y también de almacenamiento. Tal y como se observa en la Figura 21 se contemplaron estas funciones dentro de subsistemas específicos, que a continuación se presentan:

Subsistema de Procesamiento. Este sistema será el núcleo de todo el sistema ya que se encargará de discriminar los efectos de cada variable a fin de poder detectar el estado de estrés. Su funcionamiento deberá ser casi en tiempo real. A la entrada del subsistema se tienen los flujos de información de los subsistemas de adquisición y acondicionamiento, además de energía eléctrica. A la salida se tiene el flujo de información que define el estado de usuario y también el flujo de información que se dirige al sistema de almacenamiento de datos.

Subsistema de almacenamiento de datos. Este sistema se encargará de recolectar todos los datos provenientes del flujo de información del sistema de procesamiento. El sistema se encargará de guardarlos en un formato adecuado.

Subsistema de acondicionamiento de energía eléctrica. Debido a que los voltajes de trabajo de los componentes difieren con los voltajes proporcionados por las fuentes, se requiere acondicionar este voltaje a los niveles necesarios para que se pueda alimentar cada componente que lo requiera y además no represente un peligro para el usuario.

Subsistema de soporte. Si bien este sistema no tiene una función directa en la manipulación de los flujos de energía o información, sí tiene una función importante, al ser un medio para poder sujetar y asegurar todos los componentes que conforman al dispositivo. De igual manera, este sistema será el encargado de proteger a los componentes del sistema de factores ambientales como temperatura y humedad.

Generación de conceptos

Una vez que se han establecido los subsistemas y las funciones que desempeñarán, se procede a la generación del concepto, el cual deberá satisfacer la función del sistema. Para ello se exploran diferentes maneras en las que un subsistema puede realizar su función.

A continuación se presentan tablas con diferentes técnicas y dispositivos para cada uno de los subsistemas propuestos.

Dispositivo	Intervalo de trabajo	Precisión	Voltaje de operación	Auto-calentamiento	Tiempo de respuesta
LM35 [62]	-55 °C a 100 °C	±0.5 °C @ 25 °C	4V - 30 V	0.08 °C	3 s
Termistor MA100GG [56]	0°C a 50°C	±0.1 °C @ 20 - 35 °C			2 s
IR sensor ZTP-115 [57]	-40°C a 145°C		5 V		0.3 s

Tabla 5. Soluciones para el subsistema de temperatura corporal

Técnica	Descripción
Electrocardiografía	Medición de la actividad eléctrica del corazón a través de electrodos superficiales. [20]
Fotopletismografía	Medición de la actividad cardiaca a través de la variación de absorción de luz en la sangre debida a cambios de volumen. [33]
Pletismógrafo de impedancia	Medición de la actividad cardiaca por medio de la variación en la impedancia de una extremidad debida a los cambios de volumen. [33]
Auscultación	Medición de actividad cardiaca por medio de los sonidos generados por el funcionamiento del corazón. [27]

Tabla 6. Soluciones para el subsistema de actividad cardiaca

Dispositivo	Voltaje de operación	Resolución del ADC	Número de entradas/salidas	Comunicación
ATMEGA328 [49]	1.8 V - 5.5 V	10 bits	23	SPI, I2C
PIC18F4550 [50]	2 V - 5.5 V	10 bits	35	SPI, I2C
MSP430 [51]	1.8 V - 3.6 V	10 bits	35	SPI, I2C
DAQ6009 [53]	4.1 V - 5.25V	13 bits		USB 2.0
DAQ U2351 [52]	12 V	12-16 bits	12	USB 2.1

Tabla 7. Soluciones para el subsistema de procesamiento

Conjunto	Voltaje de entrada	Voltaje de Salida	Corriente máxima de salida
Transformador, rectificador, filtro y regulador	5 V- 35 V [55]	± 5 V [55]	1 A [55]
Batería, convertidor DC-DC y Filtro	5V- 10 V [65]	± 5 V [66]	2.4 A @ V+ [66] 20 mA @ V- [65]
Batería, convertidor DC - DC, regulador y filtro	5V- 10 V [65]	± 5 V [65]	1 A @ V+ [68] 20mA @ V- [65]

Tabla 8. Soluciones para el subsistema de acondicionamiento de energía eléctrica

Exploración de configuraciones

Una vez que se han explorado las diferentes maneras en que un sistema puede llevar a cabo su función, se procede a la combinación de estas para poder generar el concepto del producto [42].

A continuación se presentan diferentes configuraciones para el sistema de medición de estrés.

Subsistema	Solución
Subsistema de adquisición de actividad cardiaca	Electrocardiograma de 1 derivación periférica
Subsistema de adquisición y acondicionamiento de temperatura corporal	Circuito integrado LM35 colocado en la frente
Subsistema de adquisición y acondicionamiento de actividad mioeléctrica	Electrodos superficiales en el grupo muscular del trapecio
Subsistema de adquisición y acondicionamiento de actividad electro dérmica	Electrodos superficiales colocados en las falanges medias de los dedos medio e índice
Subsistema de procesamiento	Microcontrolador ATMEGA328
Subsistema de almacenamiento de datos	Tarjeta SD
Subsistema de acondicionamiento de energía eléctrica	Arreglo: transformador, rectificador, filtro, regulador

Tabla 9. Propuesta de Concepto A

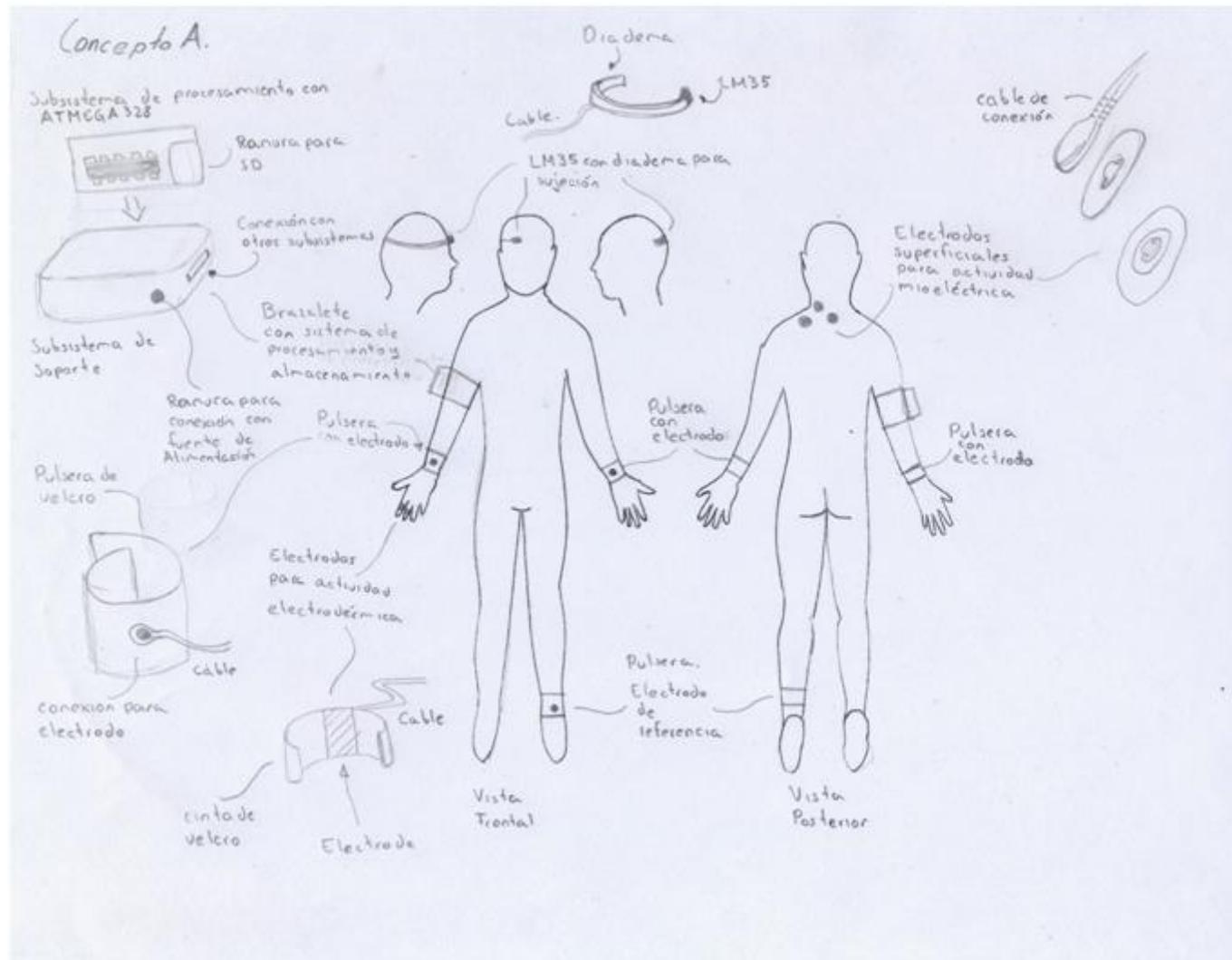


Figura 22. Concepto A que incluye: electrocardiograma de 1 derivación periférica para el subsistema de adquisición de actividad cardiaca; circuito integrado LM35 colocado en la frente para el subsistema de adquisición y acondicionamiento de temperatura corporal; electrodos superficiales en el grupo muscular del trapecio para el subsistema de adquisición y acondicionamiento de actividad mioeléctrica; electrodos superficiales colocados en las falanges medias de los dedos medio e índice para el subsistema de adquisición y acondicionamiento de actividad electro dérmica; microcontrolador ATMEGA328 como subsistema de procesamiento, tarjeta SD para el subsistema de almacenamiento de datos y el arreglo: transformador, rectificador, filtro, regulador como Subsistema de acondicionamiento de energía eléctrica

Subsistema	Solución
Subsistema de adquisición de actividad cardíaca	Electrocardiograma de 1 derivación periférica
Subsistema de adquisición y acondicionamiento de temperatura corporal	Termistor colocado en la frente
Subsistema de adquisición y acondicionamiento de actividad mioeléctrica	Electrodos superficiales en el grupo muscular de la frente
Subsistema de adquisición y acondicionamiento de actividad electro dérmica	Electrodos superficiales colocados en una falange y en la palma de la mano
Subsistema de procesamiento	Microcontrolador PIC18F4550
Subsistema de almacenamiento de datos	Tarjeta SD
Subsistema de acondicionamiento de energía eléctrica	Arreglo: batería, convertidor DC-DC y filtro

Tabla 10. Propuesta de Concepto B

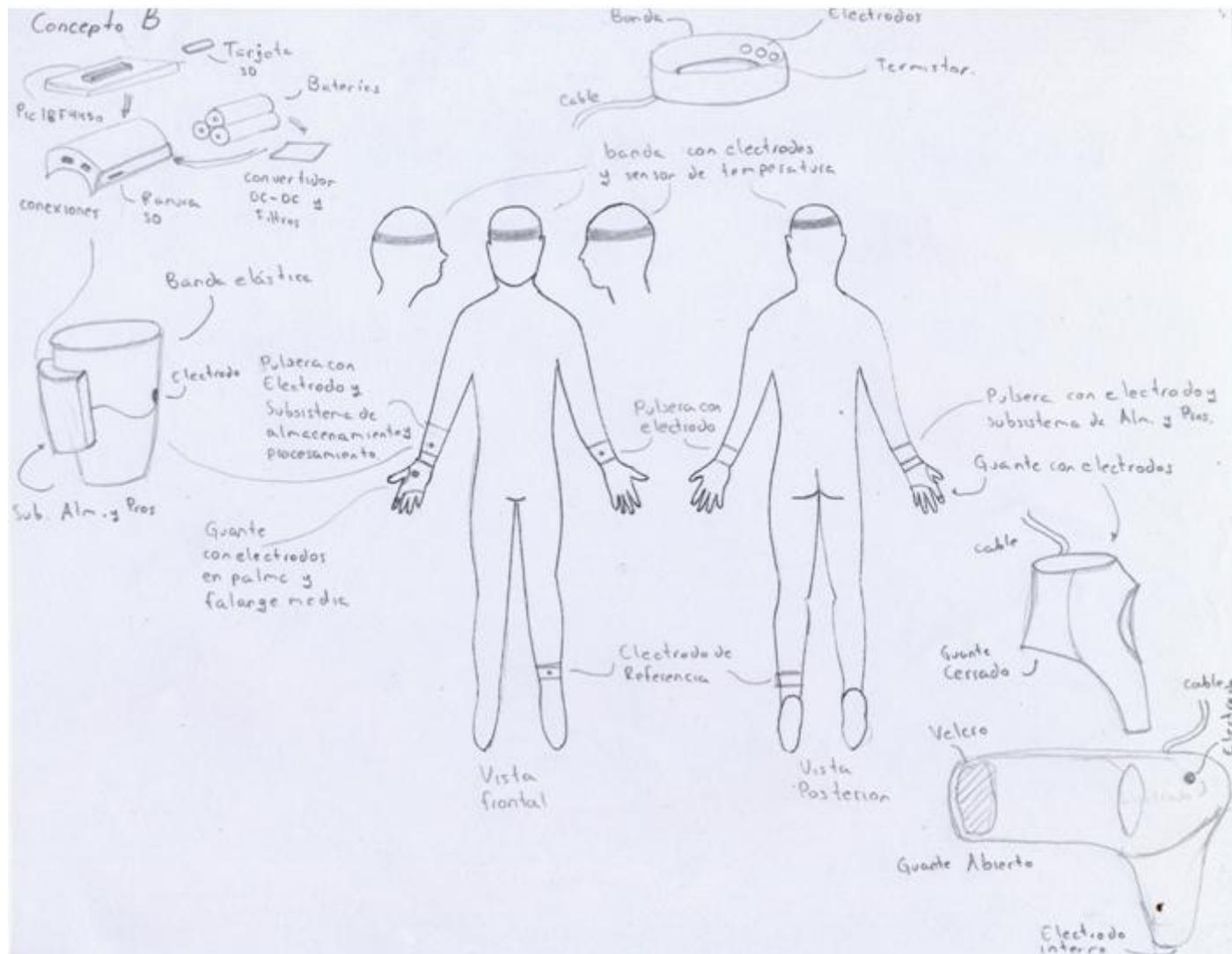


Figura 23. Concepto B que incluye: electrocardiograma de 1 derivación periférica para el subsistema de adquisición de actividad cardiaca; termistor colocado en la frente para el subsistema de adquisición y acondicionamiento de temperatura corporal; electrodos superficiales en el grupo muscular de la frente para el subsistema de adquisición y acondicionamiento de actividad mioeléctrica; electrodos superficiales colocados en una falange y en la palma de la mano para el subsistema de adquisición y acondicionamiento de actividad electro dérmica; microcontrolador PIC18F4550 como subsistema de procesamiento; tarjeta SD para el subsistema de almacenamiento de datos y el arreglo: batería, convertidor DC-DC y filtro como subsistema de acondicionamiento de energía eléctrica

Subsistema	Solución
Subsistema de adquisición de actividad cardíaca	Fotopletismografía aplicada sobre vasos sanguíneos de la piel de una extremidad
Subsistema de adquisición y acondicionamiento de temperatura corporal	Termistor colocado en la frente
Subsistema de adquisición y acondicionamiento de actividad mioeléctrica	Electrodos superficiales en el grupo muscular de la frente
Subsistema de adquisición y acondicionamiento de actividad electro dérmica	Electrodos superficiales colocados en las falanges medias de los dedos medio e índice
Subsistema de procesamiento	DAQ
Subsistema de almacenamiento de datos	Computadora
Subsistema de acondicionamiento de energía eléctrica	Arreglo: transformador, rectificador, filtro, regulador

Tabla 11. Propuesta de Concepto C

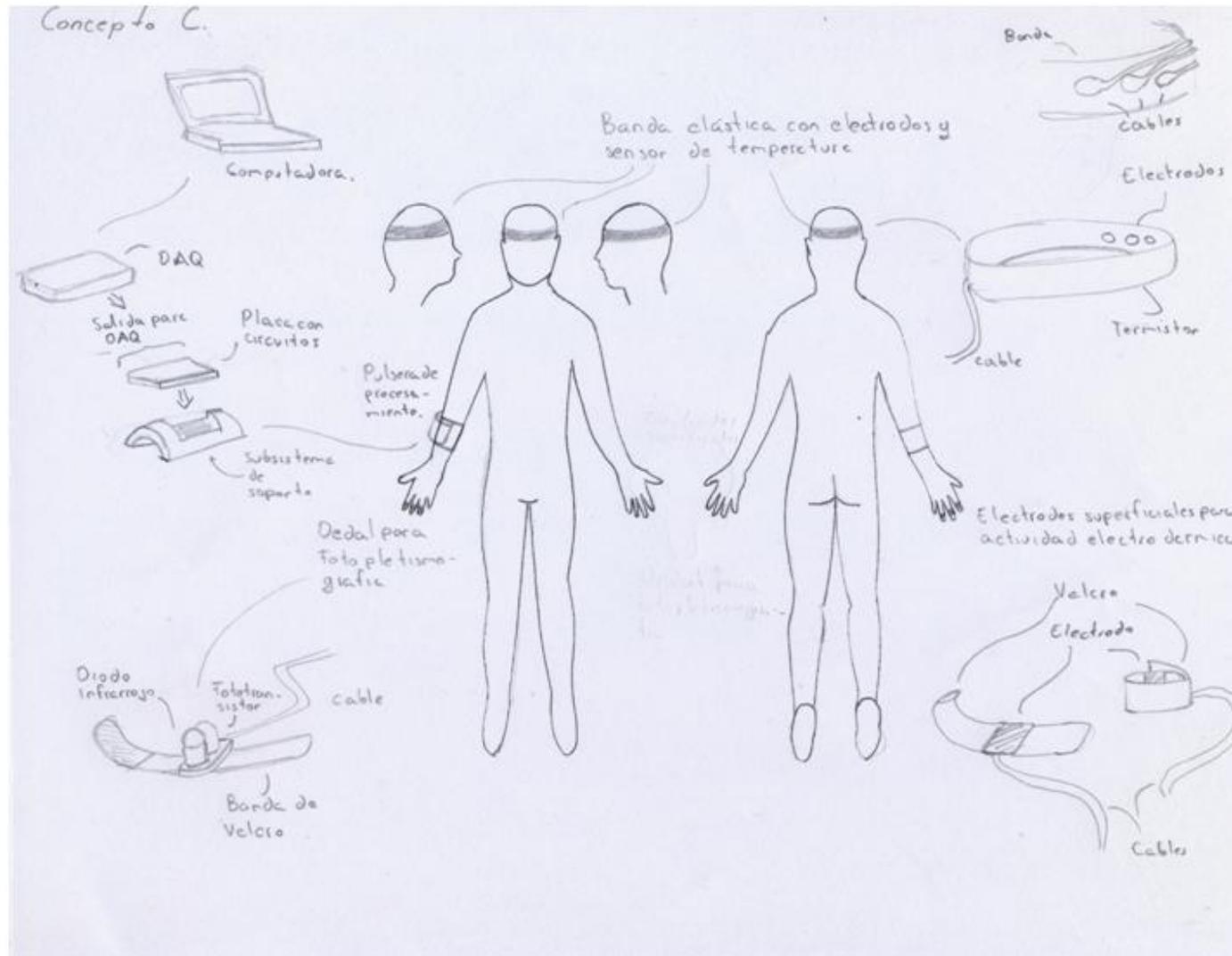


Figura 24. Concepto C que incluye: fotopletismografía aplicada sobre vasos sanguíneos de la piel de una extremidad para el subsistema de adquisición de actividad cardíaca; termistor colocado en la frente para el subsistema de adquisición y acondicionamiento de temperatura corporal; electrodos superficiales en el grupo muscular de la frente para el subsistema de adquisición y acondicionamiento de actividad mioeléctrica; electrodos superficiales colocados en las falanges medias de los dedos medio e índice para el subsistema de adquisición y acondicionamiento de actividad electro dérmica; DAQ como subsistema de procesamiento; computadora para el subsistema de almacenamiento de datos y el arreglo: transformador, rectificador, filtro, regulador como subsistema de acondicionamiento de energía eléctrica

Subsistema	Solución
Subsistema de adquisición de actividad cardíaca	Fotopleletismografía aplicada sobre vasos sanguíneos de la piel de una extremidad
Subsistema de adquisición y acondicionamiento de temperatura corporal	Sensor piróxico colocado en una falange distal
Subsistema de adquisición y acondicionamiento de actividad mioeléctrica	Electrodos intramusculares en el grupo muscular del trapecio
Subsistema de adquisición y acondicionamiento de actividad electro dérmica	Electrodos superficiales colocados en una falange distal
Subsistema de procesamiento	DSP
Subsistema de almacenamiento de datos	Tarjeta de memoria
Subsistema de acondicionamiento de energía eléctrica	Arreglo: batería, convertidor DC-DC y filtro

Tabla 12. Propuesta de Concepto D

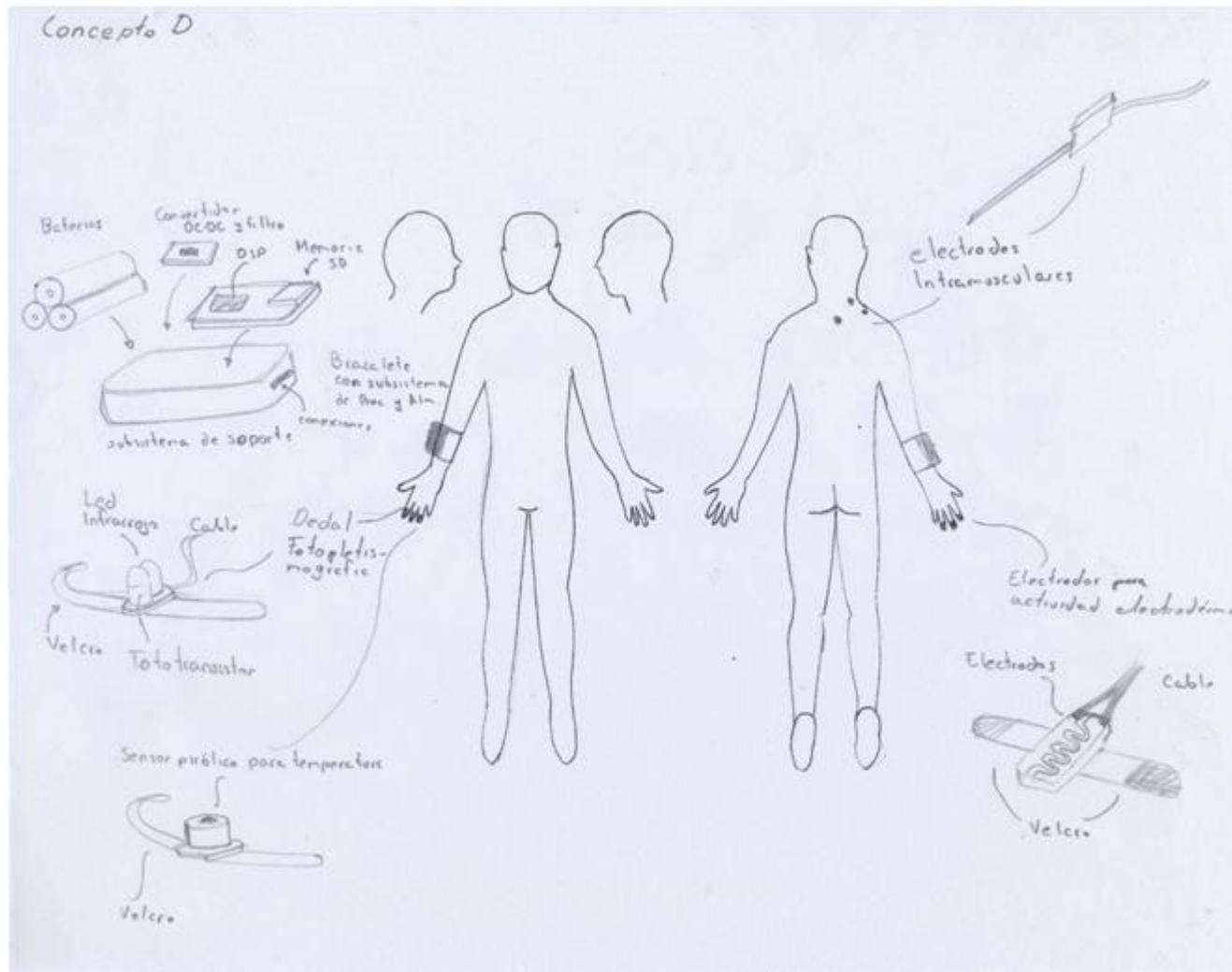


Figura 25. Concepto D que incluye: fotopletimografía aplicada sobre vasos sanguíneos de la piel de una extremidad para el subsistema de adquisición de actividad cardíaca; sensor piróico colocado en una falange distal para el subsistema de adquisición y acondicionamiento de temperatura corporal; electrodos intramusculares en el grupo muscular del trapecio para el subsistema de adquisición y acondicionamiento de actividad mioeléctrica; electrodos superficiales colocados en una falange distal para el subsistema de adquisición y acondicionamiento de actividad electro dérmica; DSP como subsistema de procesamiento, tarjeta de memoria para el subsistema de almacenamiento de datos y el Arreglo: batería, convertidor DC-DC y filtro como subsistema de acondicionamiento de energía eléctrica

Subsistema	Solución
Subsistema de adquisición de actividad cardíaca	Fotopleletismografía aplicada sobre vasos sanguíneos de la piel de una extremidad
Subsistema de adquisición y acondicionamiento de temperatura corporal	Termistor colocado en la falange distal
Subsistema de adquisición y acondicionamiento de actividad mioeléctrica	Electrodos superficiales en el grupo muscular del trapecio
Subsistema de adquisición y acondicionamiento de actividad electro dérmica	Electrodos superficiales colocados en una falange distal
Subsistema de procesamiento	DAQ
Subsistema de almacenamiento de datos	Computadora
Subsistema de acondicionamiento de energía eléctrica	Arreglo: Batería, convertidor DC - DC, regulador y filtro

Tabla 13. Propuesta de Concepto E

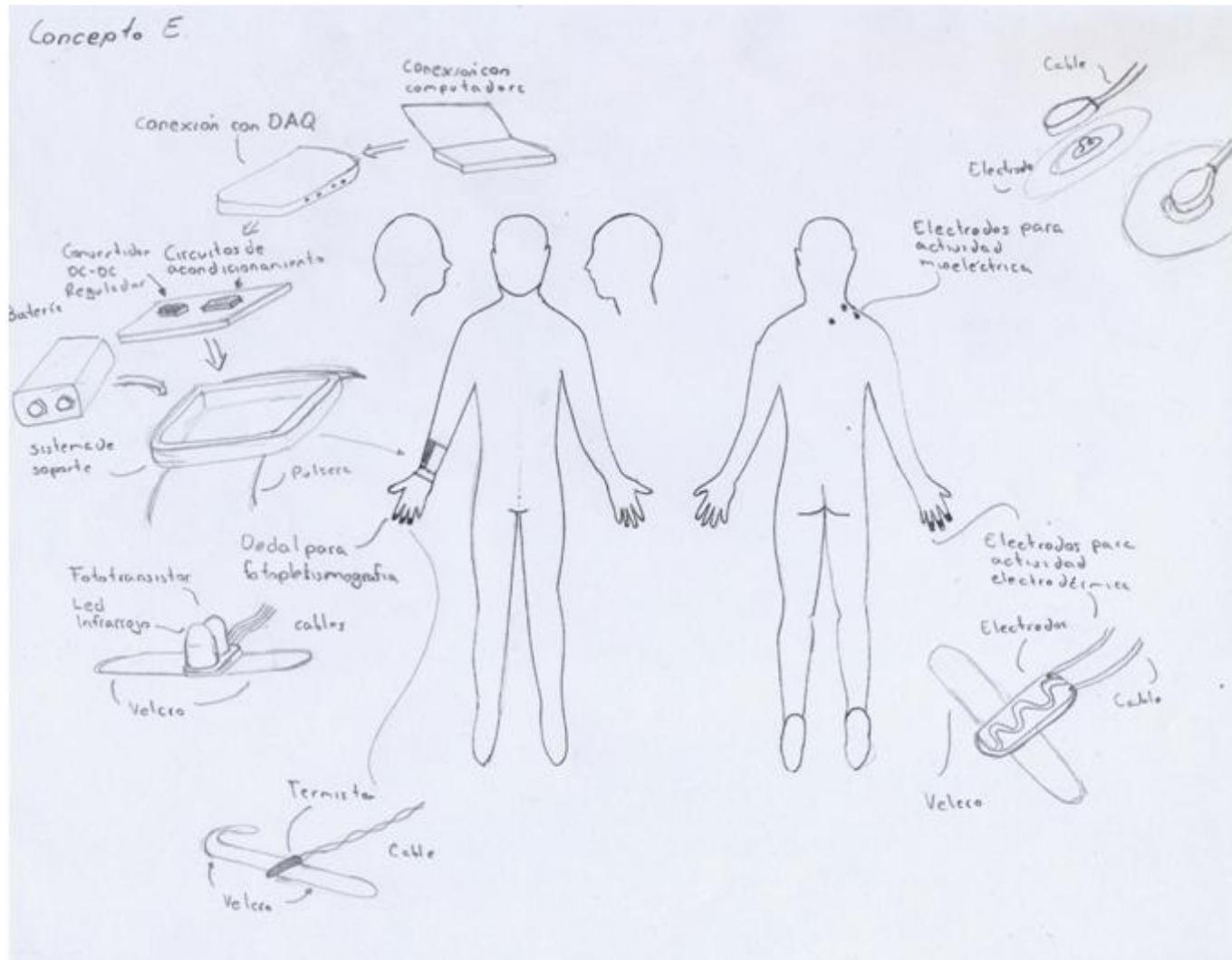


Figura 26. Concepto E que incluye: fotoplethismografía aplicada sobre vasos sanguíneos de la piel de una extremidad para el subsistema de adquisición de actividad cardíaca; termistor colocado en la falange distal para el subsistema de adquisición y acondicionamiento de temperatura corporal; electrodos superficiales en el grupo muscular del trapecio para el subsistema de adquisición y acondicionamiento de actividad mioeléctrica; electrodos superficiales colocados en una falange distal para el subsistema de adquisición y acondicionamiento de actividad electro dérmica; DAQ como subsistema de procesamiento; computadora para el subsistema de almacenamiento de datos y el arreglo: Batería, convertidor DC - DC, regulador y filtro como subsistema de acondicionamiento de energía eléctrica

Subsistema	Solución
Subsistema de adquisición de actividad cardíaca	Fotopleletismografía aplicada sobre vasos sanguíneos de la piel del oído
Subsistema de adquisición y acondicionamiento de temperatura corporal	Termistor colocado en la frente
Subsistema de adquisición y acondicionamiento de actividad mioeléctrica	Electrodos superficiales en el grupo muscular del trapecio
Subsistema de adquisición y acondicionamiento de actividad electro dérmica	Electrodos superficiales colocados en una falange distal
Subsistema de procesamiento	Microcontrolador ATMEGA328
Subsistema de almacenamiento de datos	Sistema conectado a un dispositivo móvil de forma inalámbrica
Subsistema de acondicionamiento de energía eléctrica	Arreglo: Batería, convertidor DC – DC, regulador y filtro

Tabla 14. Propuesta de Concepto F

Como se puede apreciar, se han generado diferentes conceptos para la solución del sistema en general. Como siguiente paso, se debe el escoger la propuesta que cumpla con la función primordial de detectar el estrés.

Selección del Concepto

Una vez que se han obtenido los diferentes arreglos que pueden llegar a constituir el sistema, se procede a generar a la selección de un concepto para su desarrollo. Para ello se deben de proponer criterios de diseño con los cuales se puedan comparar las diferentes configuraciones del producto. En la Tabla 15 se muestran los criterios de diseño utilizados para seleccionar el concepto del dispositivo

Criterios de diseño	
A	Dimensión final
B	Superficie corporal cubierta
C	Número de componentes
D	Longitud de cables
E	Numero de interconexiones
F	Peso
G	Numero de indicadores
H	Facilidad de colocación
I	Adaptabilidad a cualquier usuario
J	Libertad de movimientos del usuario
K	Independencia del dispositivo
L	Calibración
M	Dispositivos comerciales requeridos
N	Facilidad de uso
O	Componentes visibles
P	Facilidad de recibir perturbaciones del medio
Q	Costo
R	Tiempo de desarrollo

Tabla 15. Criterios de Diseño

Una vez que se establecen los criterios de diseño, se procede a obtener su factor de peso. Para ello, se establecen los niveles de importancia entre criterios con un valor numérico. En este caso, se toma el 1 como un criterio más importante sobre el que se está comparando. Por el contrario se toma el 0 cuando el criterio es menos importante que el que está sometido a comparación. En la Tabla 16 se puede observar los pesos de cada criterio.

Criterio																			Tota l	Facto r de Peso
A	B	C	D	E	F	G	H	I	J	K	L	M	N	O	P	Q	R			
A	1	0	0	1	0	1	0	0	0	1	1	1	1	0	0	1	1	9	5,88	
B	0	0	0	1	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	2	1,31	
C	1	1	1	1	0	1	1	0	0	0	0	1	0	1	0	1	0	9	5,88	
D	1	1	0	1	0	0	0	0	1	0	0	1	0	0	0	0	0	5	3,27	
E	0	0	0	0	0	0	0	0	1	0	0	1	0	0	0	0	0	2	1,31	
F	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	0	1	0	1	15	9,80	
G	0	0	0	1	1	0	0	0	0	0	0	1	0	1	0	0	1	5	3,27	
H	1	1	0	1	1	0	1	1	1	0	0	1	1	1	0	0	0	10	6,54	
I	1	1	1	1	1	0	1	0	1	0	1	0	1	0	1	0	0	10	6,54	
J	1	1	1	0	0	0	1	0	0	0	0	1	0	0	0	0	0	5	3,27	
K	0	1	1	1	1	0	1	1	1	1	1	1	1	1	0	0	0	12	7,84	
L	0	1	1	1	1	0	1	1	0	1	0	0	0	1	0	0	1	9	5,88	
M	0	1	0	0	0	0	0	0	1	0	0	1	0	1	0	0	0	4	2,61	
N	0	1	1	1	1	0	1	0	0	1	0	1	1	1	0	0	0	9	5,88	
O	1	1	0	1	1	1	0	0	1	1	0	0	0	0	1	0	0	8	5,23	
P	1	1	1	1	1	0	1	1	0	1	1	1	1	1	0	1	0	13	8,50	
Q	0	1	0	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	0	0	0	13	8,50	
R	0	1	1	1	1	0	0	1	1	1	1	0	1	1	1	1	1	13	8,50	
																	153	100,00		

Tabla 16. Tabla para definir los factores de peso

Una vez que se ha ponderado los criterios de diseño, se procede a la calificación de cada uno de los conceptos en base a la escala de los 5 puntos, donde el valor de 0 equivale a un atributo poco favorable y 5 a un atributo favorable.

En la Tabla 17 se muestra la evaluación que se realizó a los 6 conceptos generados.

Criterio	Concepto A			Concepto B		Concepto C		Concepto D		Concepto E		Concepto F	
	Peso	Calificación	Evaluación ponderada										
Dimensión final	5,88	4,00	0,24	1,00	0,06	3,00	0,18	4,00	0,24	4,00	0,24	4,00	0,24
Superficie corporal cubierta	1,31	4,00	0,05	4,00	0,05	3,00	0,04	4,00	0,05	4,00	0,05	4,00	0,05
Número de componentes	5,88	4,00	0,24	3,00	0,18	3,00	0,18	3,00	0,18	4,00	0,24	4,00	0,24
Longitud de cables	3,27	2,00	0,07	2,00	0,07	2,00	0,07	3,00	0,10	4,00	0,13	4,00	0,13
Numero de interconexiones	1,31	3,00	0,04	2,00	0,03	3,00	0,04	4,00	0,05	4,00	0,05	3,00	0,04
Peso	9,80	3,00	0,29	4,00	0,39	4,00	0,39	4,00	0,39	4,00	0,39	4,00	0,39
Numero de indicadores	3,27	2,00	0,07	4,00	0,13	4,00	0,13	3,00	0,10	4,00	0,13	4,00	0,13
Facilidad de colocación	6,54	3,00	0,20	3,00	0,20	4,00	0,26	2,00	0,13	3,00	0,20	4,00	0,26
Adaptabilidad a cualquier usuario	6,54	3,00	0,20	3,00	0,20	4,00	0,26	3,00	0,20	4,00	0,26	4,00	0,26
Libertad de movimientos del usuario	3,27	3,00	0,10	3,00	0,10	2,00	0,07	2,00	0,07	4,00	0,13	4,00	0,13
Independencia del dispositivo	7,84	2,00	0,16	4,00	0,31	2,00	0,16	4,00	0,31	3,00	0,24	4,00	0,31
Calibración	5,88	2,00	0,12	3,00	0,18	3,00	0,18	3,00	0,18	3,00	0,18	3,00	0,18
Dispositivos comerciales requeridos	2,61	5,00	0,13	5,00	0,13	3,00	0,08	4,00	0,10	2,00	0,05	4,00	0,10
Facilidad de uso	5,88	3,00	0,18	4,00	0,24	3,00	0,18	3,00	0,18	3,00	0,18	4,00	0,24
Componentes visibles	5,23	3,00	0,16	3,00	0,16	3,00	0,16	4,00	0,21	4,00	0,21	3,00	0,16
Facilidad de recibir perturbaciones del medio	8,50	4,00	0,34	4,00	0,34	4,00	0,34	4,00	0,34	3,00	0,25	4,00	0,34
Costo	8,50	4,00	0,34	4,00	0,34	3,00	0,25	3,00	0,25	3,00	0,25	2,00	0,17
Tiempo de desarrollo	8,50	3,00	0,25	3,00	0,25	3,00	0,25	3,00	0,25	4,00	0,34	1,00	0,08
	100,00		3,15		3,34		3,20		3,33		3,52		3,45

Tabla 17. Matriz de decisión para el dispositivo de medición del estrés. El concepto E es el que destaca de los demás

Una vez que se calificaron los conceptos, se procede a multiplicar la *calificación* de cada concepto con el *peso* respectivo de cada criterio. Al resultado de esta operación, se le denominó *evaluación ponderada*. Una vez que se obtuvieron las evaluaciones ponderadas de cada concepto, se procede a la suma de todas las evaluaciones ponderadas del mismo concepto, y la que tenga el valor más grande será el concepto que mejor responde a los criterios de selección y por ende será el concepto a desarrollar.

Como se puede apreciar en la tabla, el concepto que mejor responde a los criterios de selección es el E, el cual está conformado por:

- Fotopleletismografía aplicada sobre vasos sanguíneos de la piel de una extremidad
- Termistor colocado en la falange distal
- Electrodo superficial en grupo muscular del trapecio
- Electrodo superficial colocado en una falange distal
- DAQ
- Computadora
- Arreglo: batería, convertidor DC – DC, regulador y filtro

Capítulo 3. Diseño de detalle

Una vez que se establecieron los principios y dispositivos que ayudarán al sistema, se procede a detallar la constitución de los subsistemas.

Subsistema de Temperatura corporal

Para este sistema se seleccionó el termistor MA100GG103A, el cual es un termistor de uso médico y que tiene las siguientes características:

Característica	Valor
Tiempo de Respuesta	15 s en aire 2 s en agua
Precisión	$\pm 0.1\text{ C @ } 20 - 35\text{ C}$ $\pm 0.05\text{ C @ } 35 - 39\text{ C}$
Resistencia Nominales @ 25 C	2.2 k Ω 3 k Ω 5 k Ω 10 k Ω
Material del aislamiento de cable	PVC de grado médico
Material del encapsulado	Plástico moldeado

Tabla 18. Características del sensor MA100GG103A [56].

Este termistor, es de tipo NTC por ello, si se registra una alta temperatura, la resistencia del mismo tiende a disminuir. Esta característica se ve reflejada en la curva de (temperatura –resistencia) T – R.

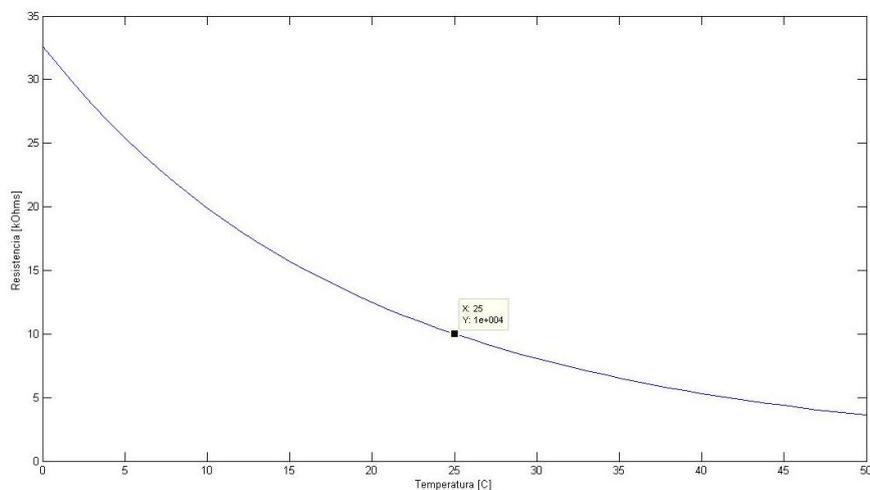


Figura 27. Curva de comportamiento del termistor MA100GG103A [56].

Para poder calcular la temperatura con respecto de la resistencia eléctrica, se tiene que encontrar una ecuación que relacione dichas variables, pero debido a la no linealidad del mismo, se opto por utilizar una ecuación de primer grado en la región del interés (25° - 35° [C]).

Esta ecuación se obtuvo con ayuda del software Matlab versión 7.9 y se obtuvo la siguiente ecuación:

$$R = -345.77T + 18513.48 \quad (1)$$

El error máximo entre el valor real y el valor del modelo es de aproximadamente 1.8 % y éste se ubicó en los extremo del intervalo y en la mitad del intervalo.

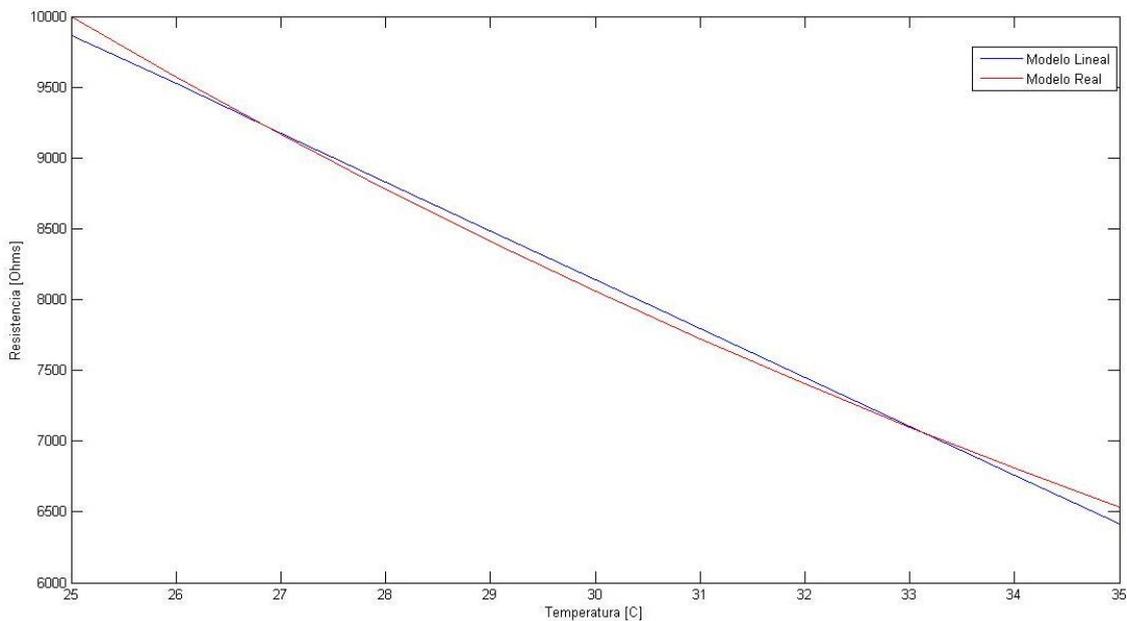


Figura 28. Comparativa entre el modelo real y el modelo lineal propuesto.

Una vez que se tiene el modelo del comportamiento en un área determinada, se procede a la generación de un circuito electrónico que sea capaz de ver las pequeñas variaciones de la resistencia del termistor. Para ello, nos podemos apoyar en el puente de Wheatstone, el cual es un arreglo de resistencia que permite medir los cambios en los valores del arreglo. El circuito es el siguiente:

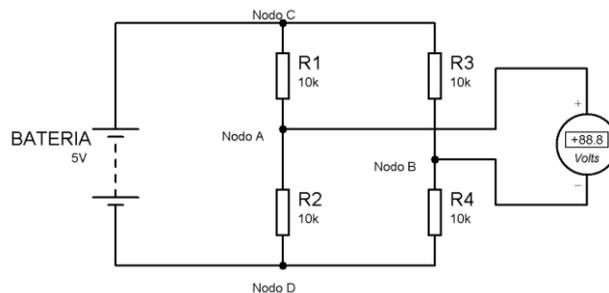


Figura 29. Puente de Wheatstone.

Como puede verse en la **Figura 29**, el arreglo consta de 4 resistencias, una batería o una fuente de voltaje y un voltímetro.

Para saber el comportamiento de este circuito, se obtuvo el modelo matemático del mismo. A continuación se describe:

$$V_E = \frac{10000 - R_3}{2(R_3 + 10000)} V_i \quad (2)$$

La ecuación (2), es la ecuación final del puente de Wheatstone, tomando en cuenta los valores asignados a las resistencias. Entonces para conocer la relación final que tendrá la temperatura y el voltaje en el intervalo de 25-37 [C], se sustituye (1) en (2):

$$V_E = \frac{10000 - (-345.77T + 18513.48)}{2(-345.77 * T + 18513.48) + 20000} V_i$$

$$V_E = \frac{345.77T - 8513.48}{-691.54T + 57026.96} V_i \quad (3)$$

La cual es la ecuación del comportamiento del conjunto termistor - puente. Despejando esta ecuación podremos saber la temperatura del termistor con base al voltaje de salida del puente de Wheatstone.

$$T = \frac{-8513.48V_i - 57026.96 * V_E}{-691.54V_E - 345.77V_i} \quad (4)$$

Graficando la función obtenemos el siguiente comportamiento:

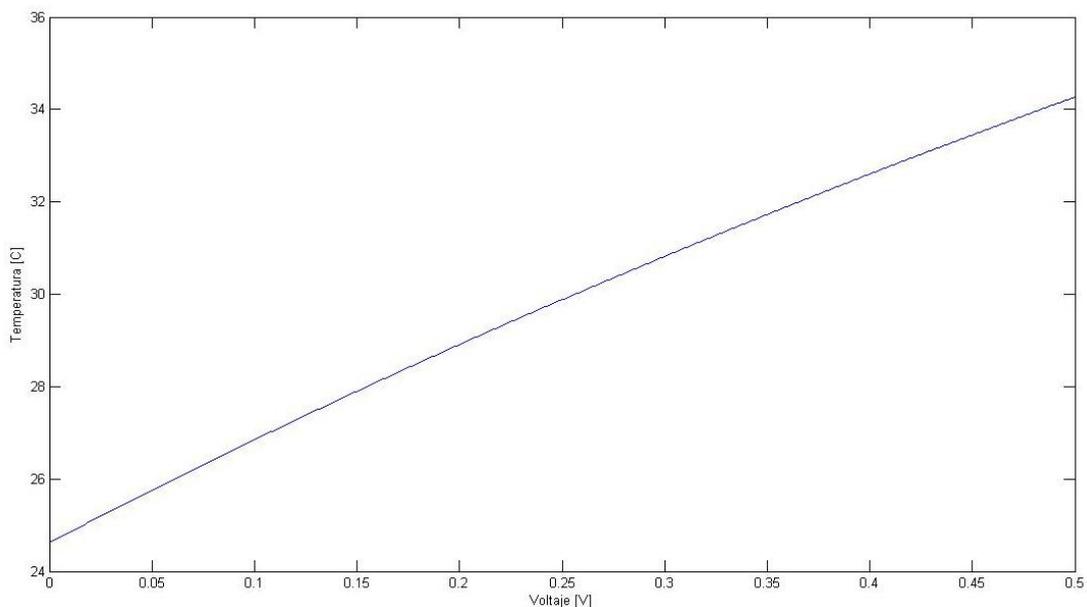


Figura 30. Curva de comportamiento de la ecuación 3 correspondiente a $V_i = 5$ [V].

Para obtener V_E del circuito puente, se utilizaron dos amplificadores de voltaje en configuración de seguidores de voltaje, uno para cada extremo del puente para acoplamiento de impedancias, y un amplificador operación en configuración diferencial. La configuración se muestra en la **Figura 31**.

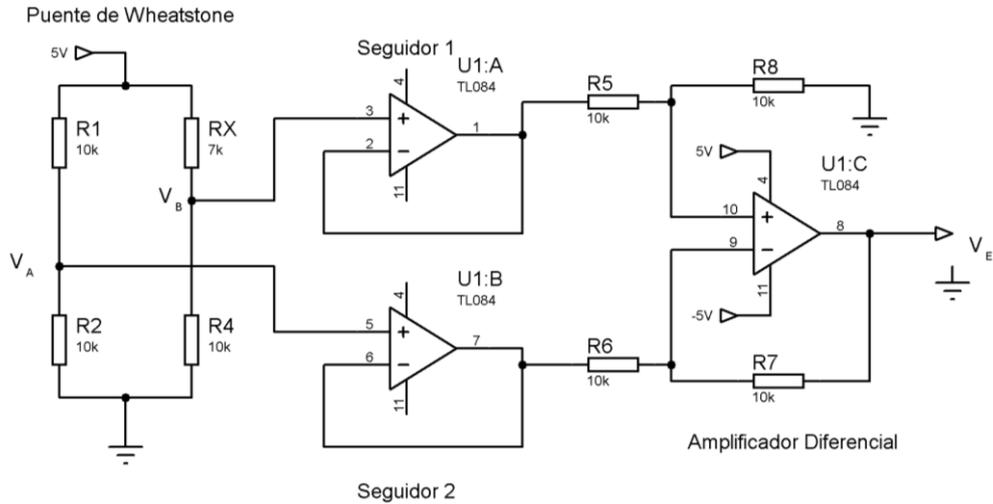


Figura 31. Circuito de acondicionamiento para el termistor.

El amplificador diferencial tiene la siguiente función de transferencia:

$$V_E = \frac{R_7}{R_6} (V_B - V_A) \quad (5)$$

Proponiendo los valores de $R_7 = R_6 = 10 \text{ k}\Omega$ se tiene

$$V_E = V_B - V_A \quad (6)$$

Como puede apreciarse en la **Figura 31**, el circuito es alimentado por una fuente simétrica de $\pm 5 \text{ [V]}$ y el circuito integrado utilizado es un TL084A, el cual tiene las siguientes características:

Característica	Valor
Voltaje de suministro	$\pm 18 \text{ V}$
Corriente de suministro	2.8 mA
Temperatura de operación	-40°C a 125°C .
Input offset voltage	6 mV
Input offset current	10 nA
Rechazo al modo común	86 dB
Número de amplificadores por integrado	4

Tabla 19. Características del amplificador TL084

En este caso no se utilizaron filtros para adquirir la señal debido a que ésta no presenta ruido considerable que perturbe la medición.

Subsistema de actividad electrodérmica

En el capítulo anterior se especificó que este subsistema trabajaría con electrodos posicionados en la falange distal de un dedo. Adicionalmente se comentó que se mediría la resistencia eléctrica de la piel entre estos dos electrodos que se trabajaría con una señal de corriente continua.

Al igual que el subsistema anterior, se escogió al puente de Wheatstone como el arreglo para poder medir la resistencia entre las terminales de los electrodos. En este caso R_x es la resistencia que presenta la piel ante el paso de la corriente eléctrica. Hay que recordar que esta resistencia presenta una variación debida a la actividad de las glándulas sudoríparas las cuales segregan sudor, rico en electrolitos, y promueven un mayor paso de corriente eléctrica entre los electrodos.

En este caso la ecuación del circuito es la siguiente:

$$V_E = \frac{R_3 - 10000}{2(R_3 + 10000)} V_i$$
$$R_x = \frac{-10000V_i - 20000V_E}{2V_E - V_i} \quad (7)$$

La curva de comportamiento de la misma es la siguiente:

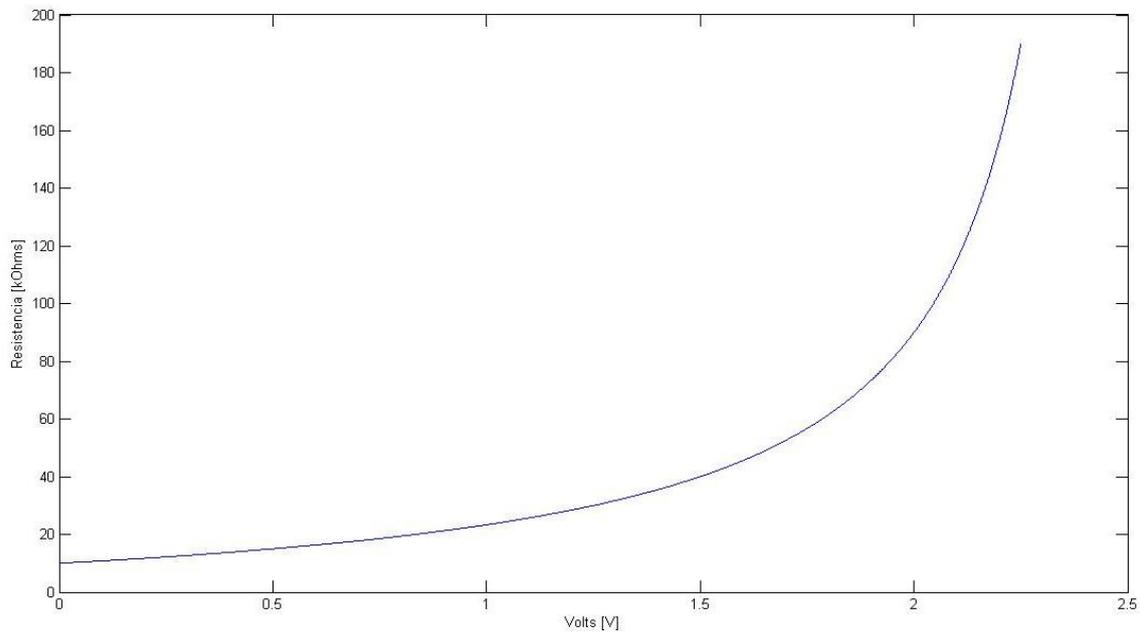


Figura 32. Curva de comportamiento de la ecuación 15.

El circuito utilizado por este subsistema es el siguiente.

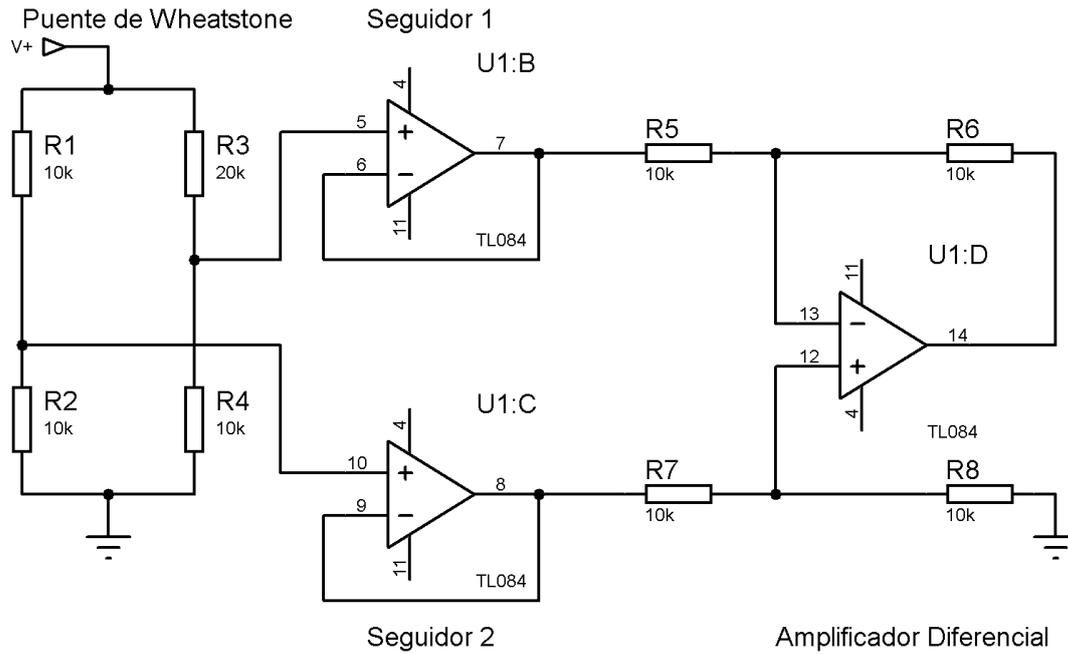


Figura 33. Circuito utilizado por el subsistema de Actividad Electrodermica

Como se puede observar en la Figura 33, está también conformado por el puente de Wheatstone, 2 seguidores de voltaje y un amplificador en configuración diferencial. De igual manera que en el apartado anterior, se utilizan resistencias de 10 kΩ y el integrado TL084A.

En este subsistema se utilizaron electrodos superficiales similares a los propuestos por Erik Vavrinsky en su trabajo denominado “*Electrical Biomonitoring towards Mobile Diagnostics of Human Stress Influence*” [36], los cuales siguen un arreglo de tipo IDA (InterDigitated Array). Este tipo de arreglo está recomendado para el estudio de variables electroquímicas y para trabajos con un mínimo de volumen de muestra.

A continuación se muestra el sensor que se utilizó en el sistema:

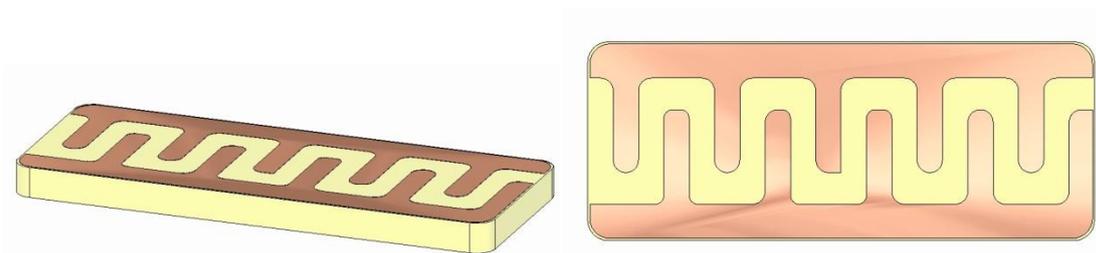


Figura 34. Imagen del sensor de resistencia eléctrica de la piel.

Como se puede apreciar, el sensor consta de una base que puede ser de un material no conductor, y las placas del arreglo de un material conductor. En este caso es recomendable que sea de plata/clorhidrato de plata [36].

Para poder conectar este sensor al acondicionador de señal, se utilizan cables del calibre 28 AWG, y el lugar de contacto entre cables y sensor es recubierto por un material aislante plástico.

Subsistema de actividad mioeléctrica

Para adquirir esta variable, se utilizan electrodos superficiales comerciales que están constituidos por: un electrodo circular de cloruro de plata que tiene una superficie de 2.54 cm²; una esponja que contiene un gel electrolítico y un cinta circular con adhesivo sobre la que se montan los otros dos elementos. El área total que ocupa este dispositivo es de 28.27 cm². Una vez que se monta sobre el usuario, el tiempo de vida útil es de 24 horas [61].



Figura 35. Detalle del electrodo utilizado para el subsistema de actividad mioeléctrica.

Estos electrodos se conectan a través de cables específicos que siguen la norma ANSI/AAMI EC53:1995 [61]. Dichos cables se pueden observar en la **Figura 37**.



Figura 36. Cables para la conexión de los electrodos con el circuito de acondicionamiento de señal

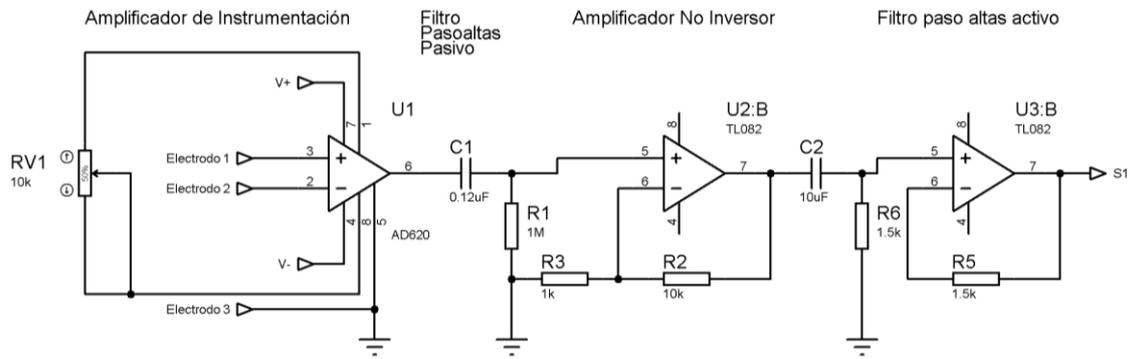


Figura 37. Primera parte del circuito acondicionador para señal mioeléctrica.

Estos tres electrodos se conectan al amplificador de instrumentación, el cual está diseñado para poder adquirir señales débiles en el orden de mV. Internamente, el amplificador de instrumentación cuenta con 3 amplificadores operacionales, los cuales pueden ajustar su ganancia por medio de una sola resistencia. Estos tres amplificadores están contenidos en circuitos integrados como el AD620, el cual ahorra espacio y tiempo de implementación. Como puede apreciarse en la **Figura 37**, los dos electrodos que se ubican sobre el músculo se conectan a las terminales 3 y 2 del integrado AD520. El tercer electrodo de referencia se conecta directamente al común del circuito.

El AD620 está ajustado de tal modo que puede variar su ganancia, gracias al potenciómetro de 10 kΩ conectado a las terminales 1 y 8. El modelo matemático para poder obtener la ganancia del amplificador de instrumentación es el siguiente:

$$G = \frac{49.4k\Omega}{R_G} + 1$$

Donde G es la ganancia del amplificador y R_G el valor de la resistencia de ganancia. De este modo se tiene, que para el potenciómetro propuesto hay un intervalo de ganancias desde 50.4×10^3 correspondiente a 1Ω hasta 5.94 correspondiente a $10k\Omega$.

Una vez que se ha escalado la señal, se procede a realizar una primera selección de frecuencias de corte. Como se había especificado en el capítulo de antecedentes, la señal muscular opera en un intervalo amplio de frecuencias que pueden ir desde los 10 Hz a los 500 Hz.

Como puede apreciarse en la **Figura 37**, existe un filtro pasa altas activo de primer orden el cual está constituido por un capacitor, tres resistencias y un amplificador operacional.

La ecuación de diseño para este filtro, está dada por la ecuación:

$$f_c = \frac{1}{2\pi R_1 C_1} \quad (7)$$

Donde f_c corresponde a la frecuencia de corte del filtro expresado en Hertz [Hz]; R es el valor de la resistencia en Ohms [Ω], y C es el valor de la capacitancia en faradios [F].

En este caso se seleccionó un valor de 1.3 Hz para la frecuencia de corte, y un valor de 0.12 [μF], dando como resultado un valor de resistencia de 1 [MΩ].

Para determinar el valor de la ganancia de realimentación de lazo cerrado se utiliza la siguiente ecuación:

$$R_2 = R_3(A - 1)$$

Donde A, es el valor de la ganancia, y R_3 y R_2 son los valores de las resistencias en Ω. Para el primer valor, se seleccionó un valor de 11, y un valor de R_3 de 10 [kΩ], dando como resultado un valor de 1 [kΩ] para R_2 .

La función de transferencia para este filtro es la siguiente:

$$H[s] = \frac{\left(1 + \frac{R_2}{R_3}\right)}{1 + \frac{1}{R_1 C_2 s}} = \frac{\left(1 + \frac{R_2}{R_3}\right) R_1 C_1 s}{R_1 C_1 s + 1}$$

$$H[s] = \frac{1.32s}{0.12s + 1}$$

El comportamiento de la función se observa a través del siguiente diagrama de Bode.

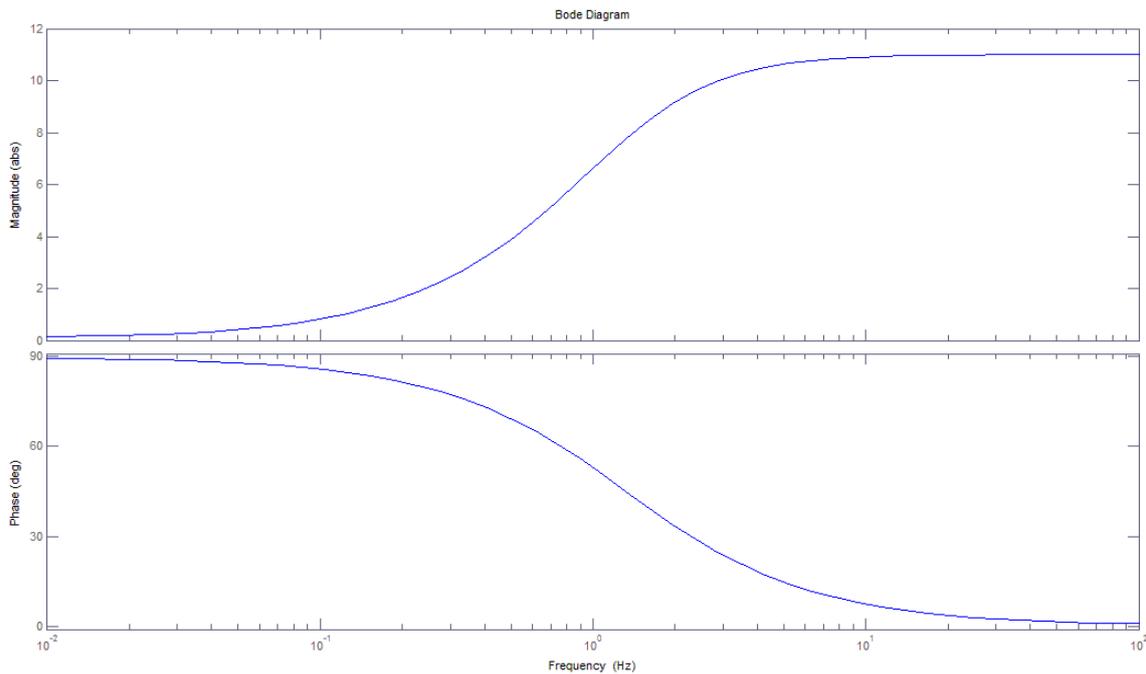


Figura 38. Diagrama de Bode del filtro de primer grado

Después de esta etapa de amplificación, se propuso utilizar un filtro Butterworth pasa altas activo para una frecuencia de corte de 10 Hz y con una pendiente de -20 db/década.

Para poder obtener los valores del arreglo, se utilizó la siguiente ecuación de diseño

$$f_c = \frac{1}{2\pi R_6 C_2}$$

Con el valor propuesto de 10 Hz para f_c , y de 10 μF para C_2 , se encontró que el valor de la resistencia R_6 es de 1.591 k Ω . En este caso se utilizó el valor comercial de 1.5 k Ω .

Cabe la aclaración de que con el valor de la resistencia, no se obtuvo una frecuencia de corte exacta a 10 Hz, sino de 10.61 Hz.

Con los valores antes calculados, se obtiene la función de transferencia del filtro, la cual es:

$$H[s] = \frac{s}{s + \frac{1}{C_2 R_6}}$$

$$H[s] = \frac{s}{s + 66.6}$$

El diagrama de bode que ilustra el funcionamiento del filtro se ilustra a continuación:

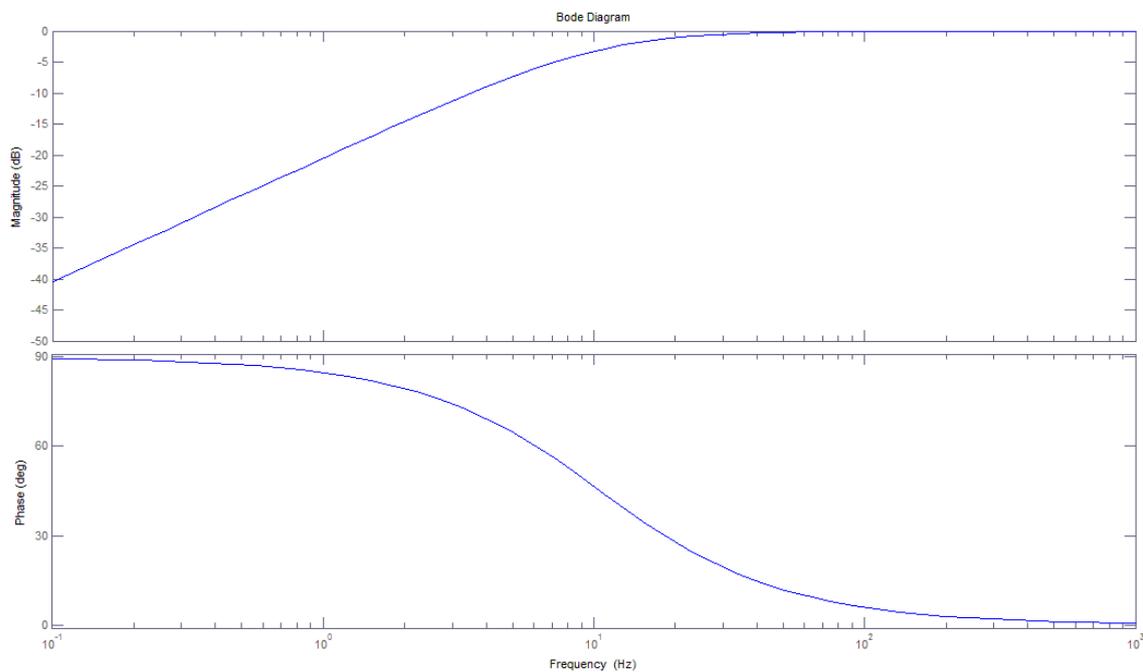


Figura 39. Diagrama de Bode del filtro paso altas ajustado a 10 [Hz].

Después de este filtro paso altas, se implementó un filtro paso bajo, con el fin de restringir las frecuencias de hasta 500 Hz.

En este caso la ecuación de diseño del filtro es la siguiente:

$$f_c = \frac{1}{2\pi\sqrt{2}RC_3}$$

Proponiendo la frecuencia de corte f_c de 500 [Hz] y el capacitor C_3 con un valor de 0.047 μF , se obtiene:

$$R = \frac{1}{2\pi\sqrt{2}(500)(47 \times 10^{-9})} = 4788.91$$

En este caso se selecciona el valor comercial más cercano el cual es 4.7 [kΩ]. El capacitor C_4 se calcula como $C_4 = 2C_3$, en este caso sería 94 [nF] y el valor comercial aproximado es de 0.1 [μF].

El circuito propuesto acorde a los valores anteriores es el siguiente:

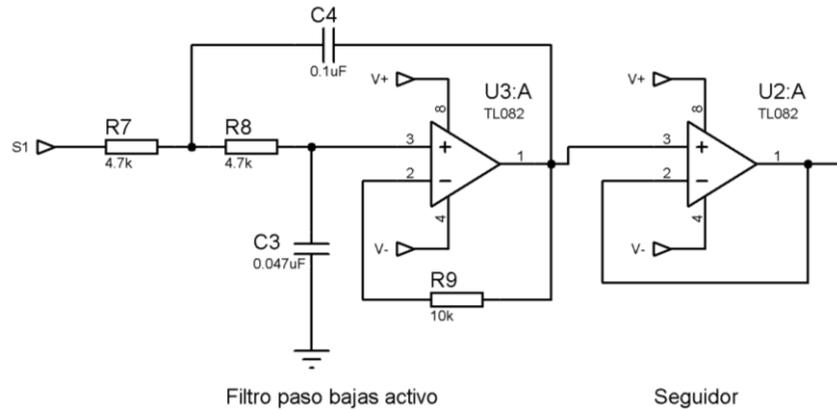


Figura 40. Segunda parte del circuito acondicionador para señal mioeléctrica.

La función de transferencia que corresponde al filtro es la siguiente:

$$H(s) = \frac{V_o}{V_i} = \frac{1}{C_3 C_4 R_7 R_8 s^2 + C_3 (R_7 + R_8) s + 1}$$

$$H(s) = \frac{1}{1.038 \times 10^{-7} s^2 + 4.418 \times 10^{-4} s + 1}$$

Con los valores obtenidos se tiene el siguiente diagrama de Bode

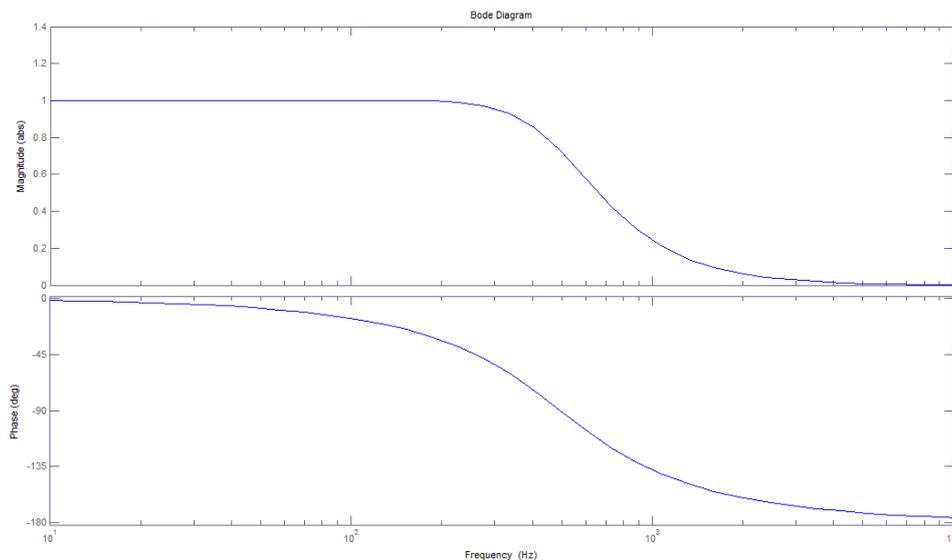


Figura 41. Diagrama de Bode del filtro paso bajo ajustado a 500 [Hz]

Después de las etapas de filtrado, se utiliza un amplificador en configuración, para acoplar impedancias.

En este circuito de acondicionamiento se utilizó un amplificador operacional TLo82, el cual tiene las mismas características presentadas por el TLo84, pero a diferencia de este último, el TLo82 está constituido por solo dos amplificadores operacionales.

Una vez que se llevo a cabo la etapa de acondicionamiento, se procede a la conversión de la señal en un voltaje de DC, para ello se utiliza un convertidor RMS - DC. El circuito que ha sido utilizado para este fin es el AD536, un circuito integrado que contiene los elementos necesarios para poder llevar a cabo la conversión.

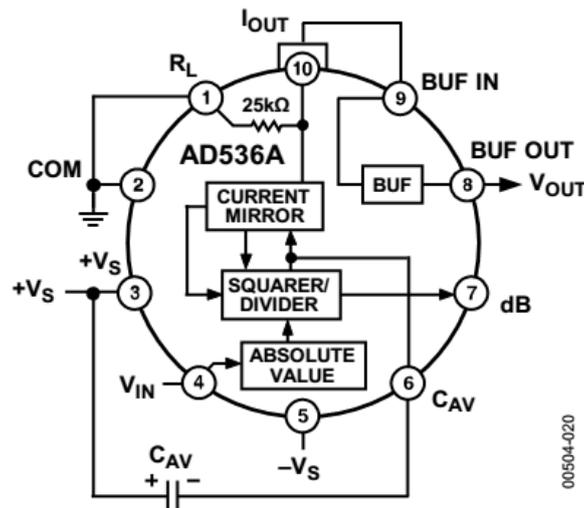


Figura 42. Configuración recomendada por el fabricante del AD536 [71].

Según la hoja de datos del fabricante [71], el AD536 solo necesita un elemento para poder llevar a cabo su funcionamiento, el cual es un capacitor C_{AV} . Según el documento, si se requiere que el error entre el valor esperado y el valor del convertidor sea de alrededor del 1% a una frecuencia de 100 Hz, el valor del capacitor deberá ser de aproximadamente 5 μ F. Debido a que este valor no es comercial se opta por utilizar un capacitor electrolítico de 4.7 μ F].

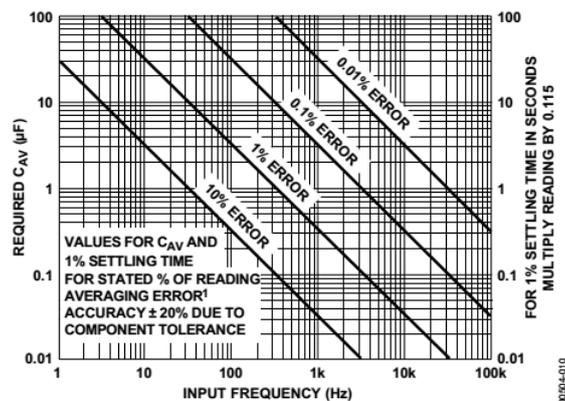


Figura 43. Grafica para seleccionar el capacitor adecuado en función de la frecuencia de la señal de entrada [71].

El diagrama de conexión del sistema con el AD536 de muestra a continuación:

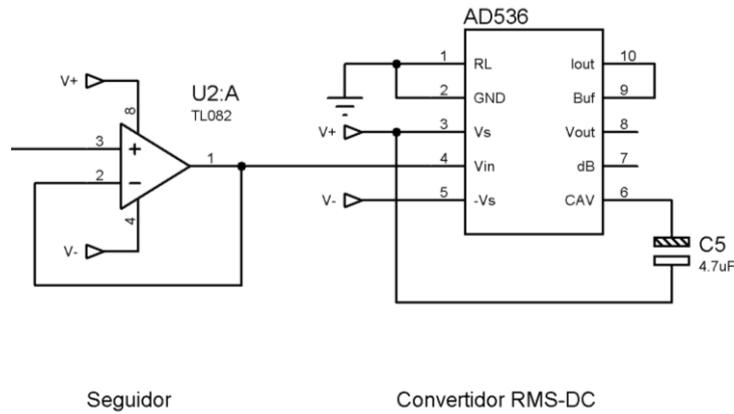


Figura 44. Convertidor conectado al circuito de acondicionamiento.

Sistema de actividad cardiaca

En el diseño conceptual, se especifico que se trabajaría con la técnica denominada fotopleletismografía, y que el lugar de medición seria sobre una extremidad.

Los dedos de la mano resulta un lugar idóneo para la realización de esta técnica, debido a que es un lugar de fácil acceso, y que no resulta incómodo para el usuario, además de que en la falange distal se encuentran pequeños vasos sanguíneos que puede mejorar la medición.

Para poder realizar la medición, se utiliza la configuración típica de una fuente emisora de luz infrarroja y un fotodetector. En este caso la fuente es un LED infrarrojo IR282, el cual trabaja en un rango de longitud de onda cercano a los 940 nm. [70].

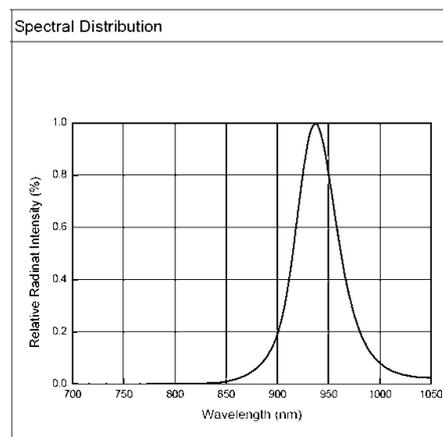


Figura 45. Distribución espectral para el LED IR282 [70]

El fototransistor, debe de cubrir el rango de trabajo del LED infrarrojo, es por ello que se seleccionó el fototransistor PT130B/C2. La grafica de distribución espectral es la siguiente.

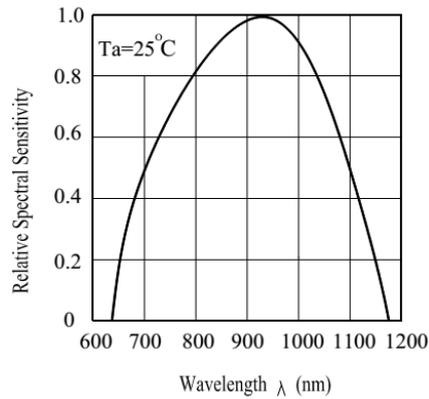


Figura 46. Distribución espectral para el fototransistor PT130B/C2 [72].

Como puede apreciarse en la Figura 46, el fototransistor seleccionado tiene una gran sensibilidad en la zona de trabajo del LED infrarrojo. Adicionalmente, este transistor cuenta con un filtro para la luz ambiental, lo cual nos ayuda a evitar, en cierto grado, alteraciones en las mediciones debidas a la variación de luz ambiental.

Para poder poner en funcionamiento el emisor infrarrojo, se utiliza una fuente de 5 V y una resistencia de 330Ω para limitar la corriente a 15 [mA], valor dentro de los parámetros del dispositivo.

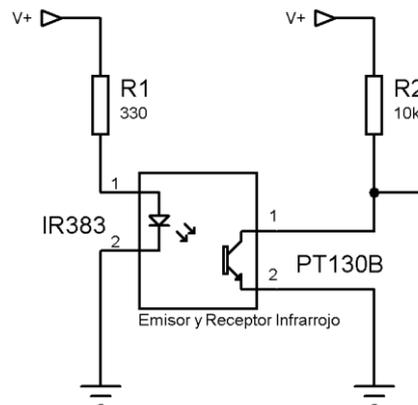


Figura 47. Circuito para el emisor y receptor infrarrojo

De igual manera, al fototransistor se le adiciona una resistencia limitadora de corriente de $10k\Omega$ a la entrada del colector.

Como se puede observar en la **Figura 47**, el conjunto fototransistor y resistencia se puede modelar como un divisor de voltaje, de tal modo de que cuando varíe la intensidad de la fuente infrarroja, el voltaje del divisor variara como consecuencia de una polarización del fototransistor.

Esta variación, como se comentó en el capítulo 1, se debe a que debido a las propiedades lumínicas de la sangre, esta absorbe la luz infrarroja. Por ello ante un mayor volumen de sangre, la luz reflejada disminuirá, mientras que cuando existe un menor volumen sanguíneo, la luz reflejada aumentará.

Estas variaciones en la luz se verán reflejadas en una variación en el voltaje del divisor, las cuales están en el rango de 4 – 20 mV pico a pico, con los componentes antes mencionados. Cabe aclararse que ésta señal proveniente del divisor de voltaje, es altamente ruidosa y además tiene un offset variable (corrimiento en voltaje).

Para poder acondicionar adecuadamente bien esta señal, primeramente se debe de filtrar y amplificar, por ello se utiliza una configuración parecida a la presentada en el subsistema mioeléctrico.

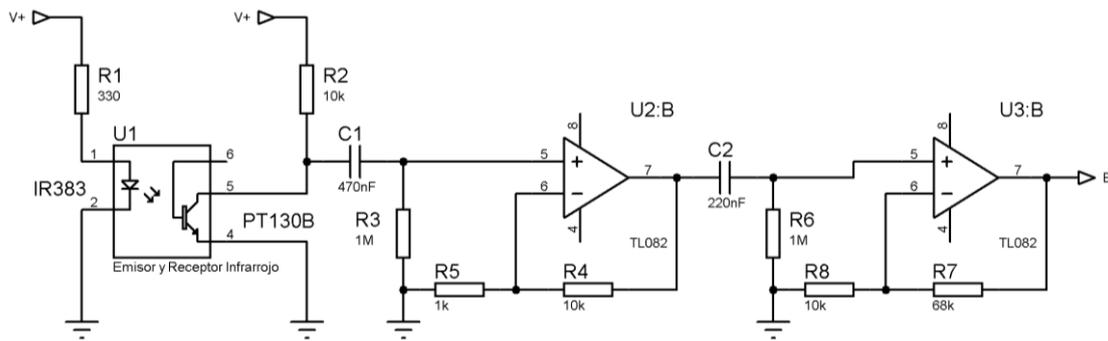


Figura 48. Primera parte del circuito de acondicionamiento de actividad cardiaca.

Como puede apreciarse en la Figura 48, se tienen dos filtros paso altas ajustados a diferentes frecuencias. El primero esta ajustado a una frecuencia de 0.3 [Hz] de acuerdo a la siguiente ecuación de diseño

$$f_c = \frac{1}{2\pi R_3 C_1}$$

Y proponiendo el valor de $C_1 = 470 \text{ [nF]}$ para encontrar el valor de la resistencia.

$$R_3 = \frac{1}{2\pi f_c C_1} = \frac{1}{2\pi(0.3)(0.47 \times 10^{-6})} = 1.128 \text{ [\Omega]}$$

Las resistencias para una ganancia con valor de 11 se calculan de la siguiente manera

$$R_4 = R_5(A - 1)$$

Proponiendo un valor de $R_5 = 1k\Omega$

$$R_4 = 1(11 - 1) = 10k\Omega$$

Con estos valores la función de transferencia del filtro toma la siguiente forma:

$$H[s] = \frac{5.587s}{0.517s + 1}$$

Y su diagrama de Bode queda de la siguiente manera:

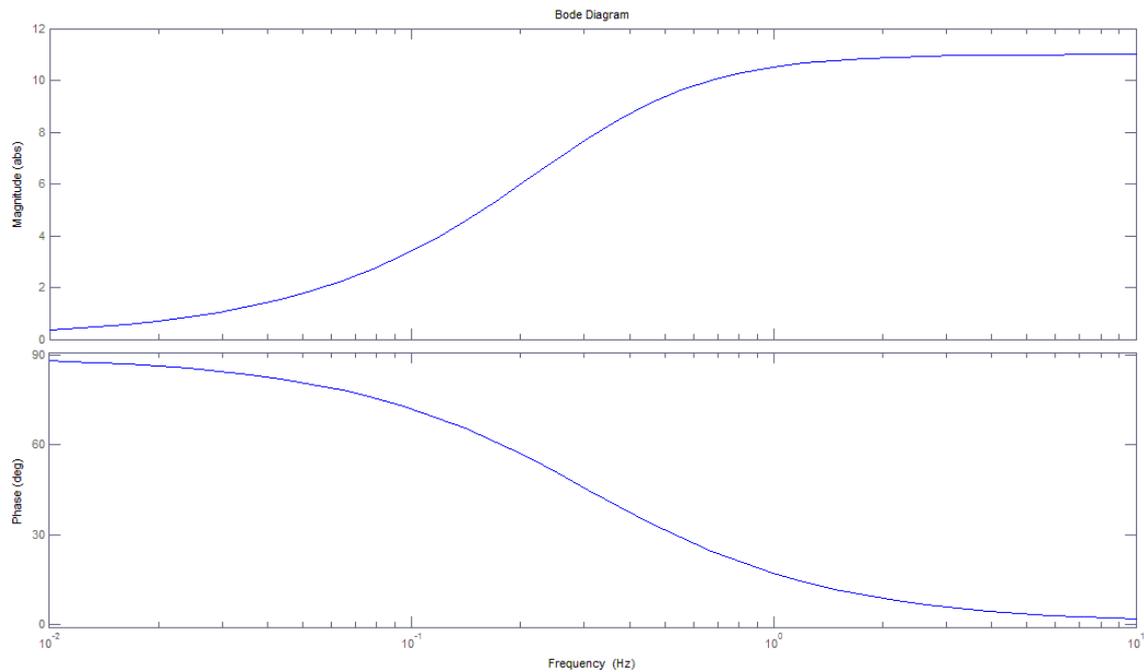


Figura 49. Diagrama de Bode que muestra el comportamiento del filtro pasa altas ajustado a 0.3 Hz.

Para el segundo filtro, se ajusto la frecuencia de corte a 0.7 [Hz] y se encontraron los valores de $C_2 = 220[nF]$ $R_6 = 1 [M\Omega]$ $R_7 = 68 [k\Omega]$ y $R_8 = 10 [k\Omega]$. Como puede apreciarse, la ganancia del filtro se ajusto a 7.8.

La función de transferencia de este circuito es:

$$H[s] = \frac{1.716s}{0.22s + 1}$$

Y la función de transferencia asociada es:

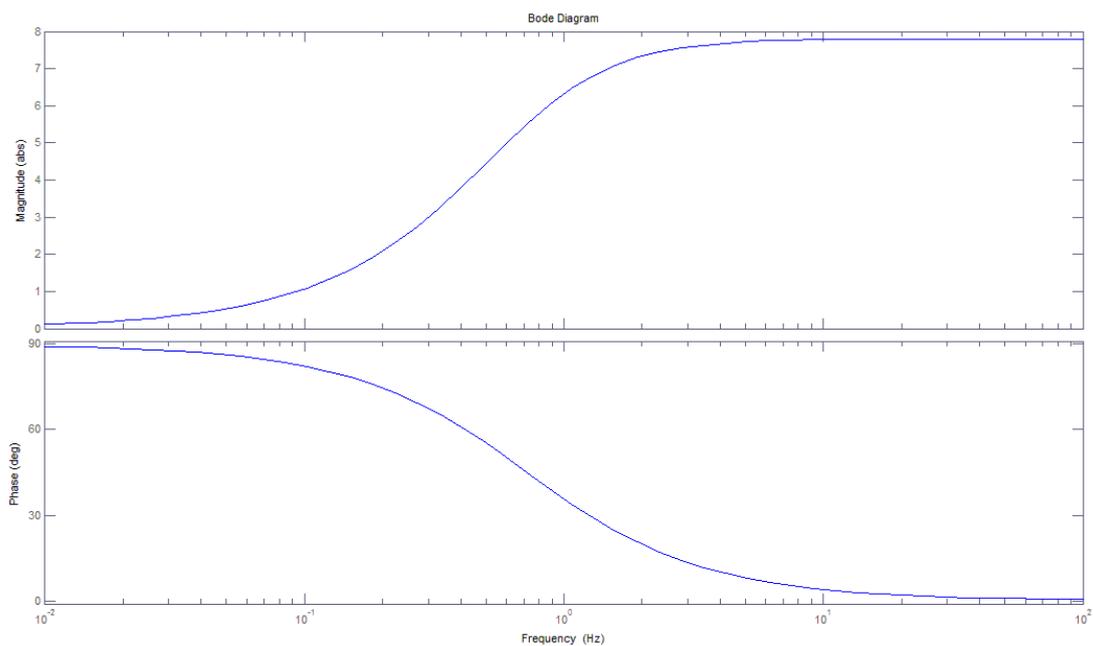


Figura 50. Diagrama de bode que muestra el comportamiento del filtro pasa altas ajustado a 0.7 Hz

Después de éstas etapas, se diseñó una última etapa de filtrado para frecuencias mayores a 5 [Hz]. Para ello, se utiliza la siguiente ecuación de diseño con un valor propuesto para el capacitor $C_4 = 100$ [nF]

$$R_{11} = R_{12} = \frac{0.707}{2\pi(5)(0.1 \times 10^{-9})} = 225045 \text{ } [\Omega]$$

El valor comercial de la resistencia que se adopta es de 220 [kΩ], y con esto la frecuencia de corte es de 5.11 [Hz]. Para la resistencia de retroalimentación, se tiene que

$$R_{13} = 2R_{11} = 2(220) = 440 \text{ } [k\Omega]$$

La función de transferencia para este circuito es:

$$H[s] = \frac{1}{1 + C_4(R_{11} + R_{12})s + R_{11}R_{12}C_4C_5s^2}$$

$$H[s] = \frac{1}{1 + 0.044s + 0.001054s^2}$$

Y el diagrama de Bode asociado es:

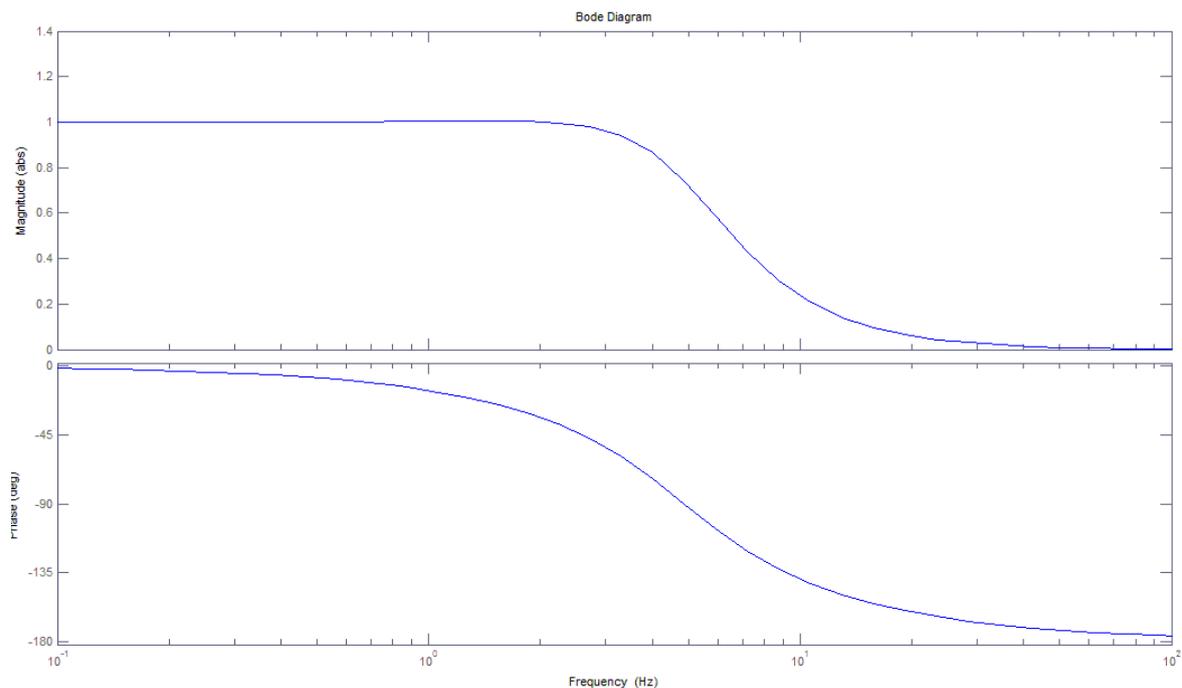


Figura 51. Diagrama de Bode correspondiente al filtro pasa bajas ajustado a 5 [Hz].

Como puede apreciarse en la **Figura 51**, la ganancia del filtro es unitaria hasta una frecuencia cercana a los 3 [Hz], valor donde empieza a decrecer a razón de -40 dB/década.

El circuito asociado a este filtro se puede observar a continuación.

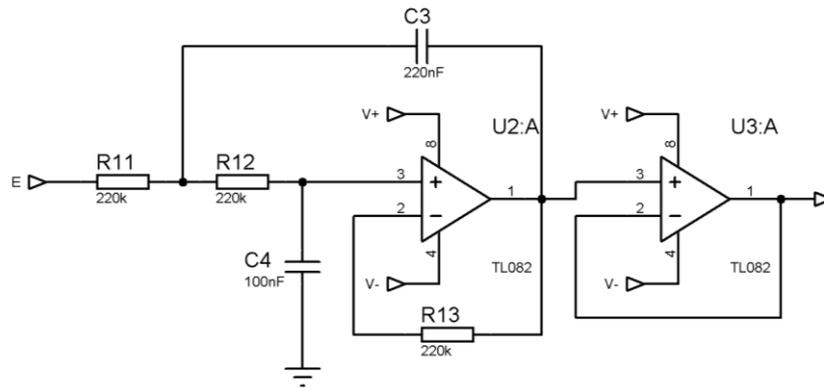


Figura 52. Filtro pasa bajas y seguidor de voltaje

Después de la etapa de filtrado, se adiciono un amplificador operacional en configuración de seguidor para poder acoplar impedancias.

Subsistema de acondicionamiento de voltaje

Tal y como se especifico en el diseño conceptual, el dispositivo deberá trabajar acorde con una batería. El voltaje seleccionado es el de 9 V, ya que la batería que otorga este voltaje es común.

Como se ha observado en los circuitos anteriores, no solamente se utiliza un voltaje positivo en los arreglos con amplificadores operacionales, también es necesario un voltaje negativo. Por ellos se tuvo la necesidad de incluir un circuito que pueda invertir el voltaje que recibe.

El circuito TC7660 es un convertidor DC-DC que puede realizar esta tarea con la configuración recomendada por el fabricante, la cual consta de 2 capacitores; uno colocado en las terminales 2 y 4 para configurar el oscilador interno, y otro colocado en la terminal 5, el cual sirve para poder atenuar el voltaje de risiso remanente de la operación del circuito [65].

Una vez que se obtiene el voltaje negativo, se prosigue con la rectificación, la cual tiene el propósito de regular las variaciones en la tensión derivadas del funcionamiento del circuito DC-DC, y obtener un voltaje de -5V.

De igual manera, se regula la tensión positiva del circuito a fin de establecer el voltaje de operación de todo el conjunto en 5V.

Los reguladores de voltaje seleccionados son el 7805 y el 7905 [68, 69], los cuales son utilizados en fuentes de voltaje de diferentes aparatos electrónicos.

El diagrama del circuito antes mencionado se ilustra en la **Figura 53**:

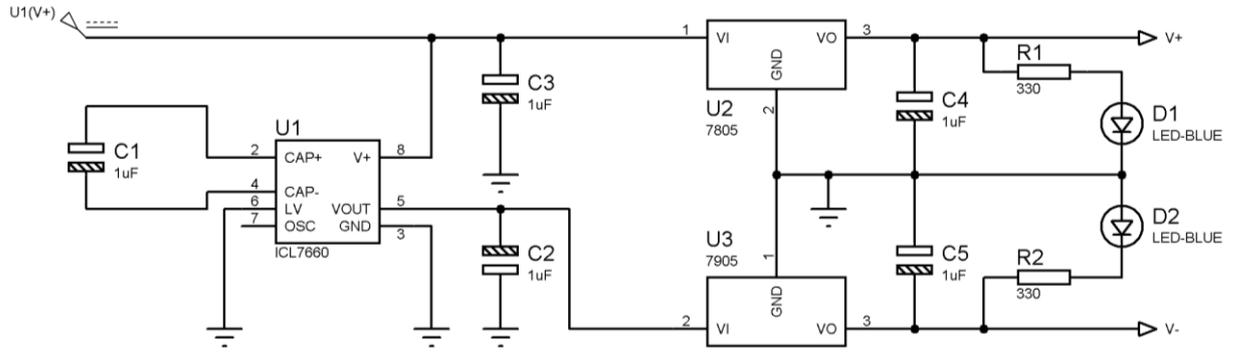


Figura 53. Configuración utilizada en el subsistema de acondicionamiento de voltaje

Finalmente, a la salida de los reguladores, se tienen dos diodos emisores de luz, los cuales tiene la función de indicador. En caso de que alguno no esté operando, sugerirá un cambio de batería.

Cada LED tiene conectado una resistencia de 330 Ω , las cuales regulan la corriente.

Subsistema de procesamiento de datos y sistema de almacenamiento de datos

Para este sistema se recurrió a la tarjeta de adquisición de datos NI-USB6009, la cual cuenta con las siguientes características.

Característica	Valor
Número de entradas analógicas	8
Número de salidas analógicas	2
Número de entradas/salidas digitales	12
Resolución del ADC	14 [bits]
Velocidad de muestreo	48 [kS/s]
Rango de voltajes	-10 [V] a 10[V]
Mínima precisión del rango de voltaje	1.53 [mV]
Longitud	8.51 [cm]
Ancho	8.18 [cm]
Altura	2.31 [cm]

Tabla 20. Características relevantes de la tarjeta de adquisición de datos USB6009

Este sistema se utilizó con la finalidad de poder observar en tiempo real el comportamiento de las variables fisiológicas. Para ello se utilizó el software Labview 2010, con el cual se elaboró un programa para la adquisición, visualización y almacenamiento de los datos.

Este subsistema está configurado para obtener 1000 muestras por segundo, y se le adicionaron filtros digitales para eliminar ruido de perturbaciones que todavía contenga la señal.

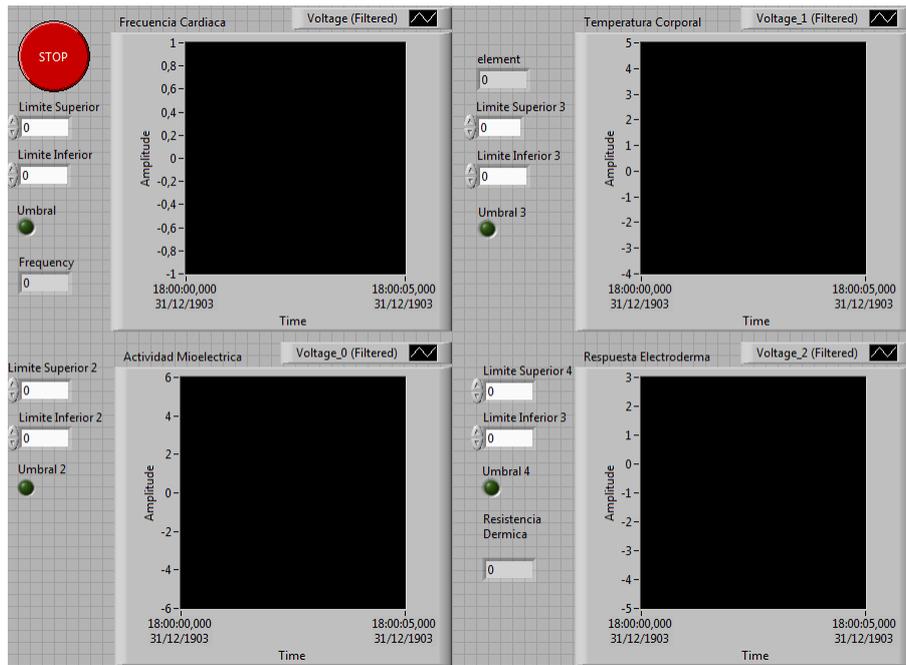


Figura 54. Aspecto del panel frontal.

Vista final de la propuesta

Finalmente, los circuitos de acondicionamiento de variables y de voltajes, anteriormente descritos, se unen en una placa, para poder disminuir la superficie cubierta y reducir la distancia de los cables que interconectarán cada sistema.

El circuito propuesto es el siguiente:

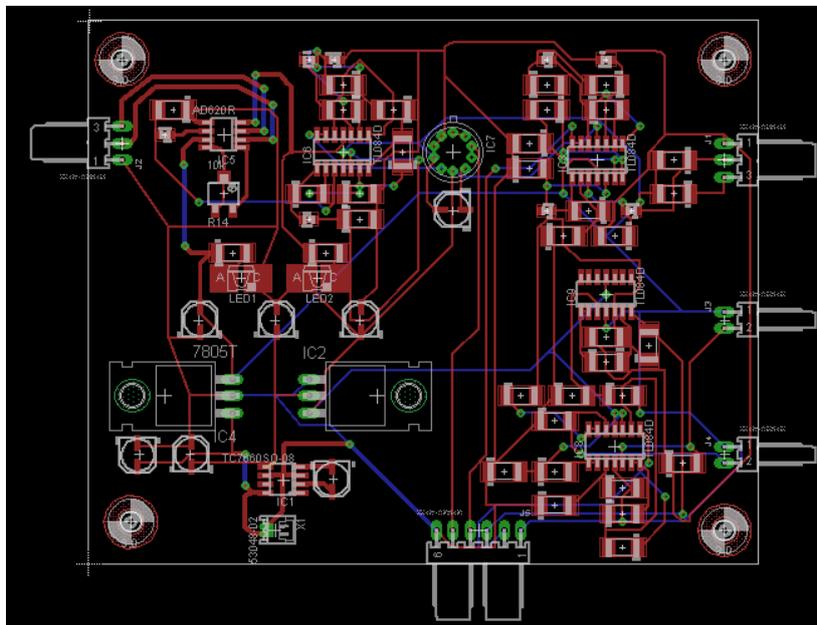


Figura 55. Circuito final propuesto

Como puede apreciarse en el circuito, la mayoría de los componentes es de montaje superficial y a placa es de dos caras.

Capítulo 4. Prueba del concepto

La fase de prueba de concepto juega un papel fundamental en el desarrollo de un producto, debido a que es una forma de medir la viabilidad de un producto. También ayuda a poder observar la interacción entre el usuario y el dispositivo, y a visualizar si los conceptos sirven para el propósito [42].

De igual forma, la prueba de concepto sirve para conocer la opinión de un cliente potencial, y en base a esto determinar, entre otras cosas, el número de unidades a vender.

En el caso de este desarrollo, las pruebas que a continuación se describen, están enfocadas en observar si los conceptos seleccionados sirven para poder diagnosticar el fenómeno del estrés. A su vez, también se utilizan éstas pruebas para poder integrar los diferentes subsistemas y observar su funcionamiento.

A continuación se presentan las pruebas realizadas:

Prueba 01

Esta prueba se implementó a fin de poder observar el funcionamiento del sistema en conjunto y observar la respuesta de los sensores ante un estado de relajación.

Por ello, se instrumentó a 3 sujetos de prueba con las siguientes características:

Sujeto 1	
Edad	61
Sexo	Masculino

Tabla 21. Características del sujeto de prueba 1.

Sujeto 2	
Edad	25
Sexo	Masculino

Tabla 22. Características del sujeto de prueba 2.

Sujeto 1	
Edad	59
Sexo	Masculino

Tabla 23. Características del sujeto de prueba 3.

Con los siguientes criterios:

- No haber fumado recientemente.
- No haber consumido fármacos recientemente.
- No haber consumido ningún tipo de droga.
- No haber realizado ningún tipo de actividad física en los 30 minutos anteriores a la prueba.

Los sensores se colocaron de la siguiente manera:

- El sensor de temperatura periférica se instrumentó en la falange distal del dedo anular de la mano izquierda.
- El sensor de actividad mioeléctrica se instrumentó en el músculo trapecio izquierdo según recomendación del proyecto SENIAM de la Unión Europea [74], la cual consisten en posicionar los electrodos superficiales entre las líneas horizontales definidas entre el acromion y la séptima vértebra, tal y como se muestra en la **Figura 56**. Los electrodos deben de ir paralelos a la dirección del músculo. El electrodo de referencia se coloca en la espina de la séptima vértebra.

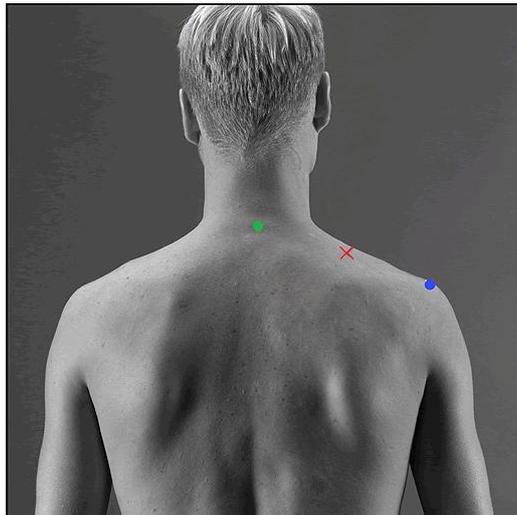


Figura 56. Posición de los electrodos para la medición de la actividad muscular en el músculo trapecio. El electrodo de referencia se coloca sobre la apófisis de la séptima vértebra cervical (verde). Los electrodos de medición se colocan sobre la región cercana a la X en dirección del músculo. El punto azul sobre el acromion es solo una referencia para poder colocar los electrodos de medición [74].

- El sensor de actividad cardiaca se colocó en la falange distal del dedo índice de la mano izquierda.
- El sensor de actividad electrodérmica se colocó en la falange distal del dedo medio de la mano izquierda

Para el protocolo de prueba se siguieron los siguientes pasos:

1. Se explica al sujeto las pruebas a realizar. Se le indica que va a ser grabado con videocámara para un análisis posterior.
2. Se colocan los sensores, advirtiéndole que son no invasivos y que no le provocarán ninguna reacción adversa.
3. Se le indica al sujeto que la prueba consistirá solo en la medición de variables fisiológicas durante un estado de reposo. Adicionalmente se menciona que la prueba durará solo 5 minutos.
4. Se pone en funcionamiento el sistema y se comienza la grabación de la prueba.
5. Se le dice al sujeto de prueba que se relaje y que trate de no pensar en cosas preocupantes.
6. Una vez finalizada la prueba se le agradece su apoyo al desarrollo de este dispositivo.

Con respecto del lugar donde se realizan las pruebas, se mencionan los siguientes criterios.

- Lugar tranquilo sin ruido.
- Iluminación constante.
- Es recomendable que sea un lugar familiar para el sujeto.
- Es también conveniente tener un lugar amplio para que el sujeto no tenga claustrofobia.

Como puede intuirse, esta prueba es sencilla de implementar y no requiere instalaciones especiales e instrumental adicional al sistema.

Resultados esperados

En estos resultados, se espera obtener señales estables de los 4 subsistemas: actividad electrodermica, actividad cardiaca, actividad mioeléctrica y temperatura corporal periférica. También se espera observar posibles focos de interferencia en las señales a fin de poder mejorar el sistema. Se espera también observar el comportamiento del usuario ante el dispositivo.

Prueba 02

Esta prueba consistió en inducir episodios de estrés en 3 sujetos de prueba, 2 mujeres y 1 hombre que tenían las siguientes características.

Sujeto 1	
Edad	26
Sexo	Femenino

Tabla 24. Características del sujeto de prueba 1.

Sujeto 2	
Edad	24
Sexo	Masculino

Tabla 25. Características del sujeto de prueba 2.

Sujeto 1	
Edad	26
Sexo	Femenino

Tabla 26. Características del sujeto de prueba 3.

Para esta prueba existen diferentes maneras de provocar estrés. Las primeras pruebas se aplicaban a ratones de laboratorio y consistían en electrochoques, inmovilización de miembros o administración de fármacos específicos. En este caso, como se trata de seres humanos, los métodos antes mencionados no se pueden aplicar. Por ello se recurre a métodos de inducción de estrés de manera psicológica.

Estos métodos son muy diversos, y la mayoría no provoca un daño psicológico al sujeto de prueba. Las que conviene destacar son las siguientes:

- Pruebas aritméticas
- Pruebas de Stroop
- Discursos en público

Las pruebas aritméticas consisten, como su nombre lo dice, en la realización, por parte del sujeto de pruebas, de operaciones es como la adición sustracción o multiplicación [110]. En diversas versiones se utilizan transparencias con una serie de número que debían de sumarse en forma secuencial, de tal forma que cada cierto tiempo, el aplicador pregunta el resultado. La prueba se realizaba con la presencia de distractores auditivos. Otra forma de llevar a cabo este tipo de prueba consiste en la resta de números, desde un valor extremadamente alto, por ejemplo 3143. Desde éste valor se le pide al sujeto de prueba que reste de 7 en 7, y diga en voz alta el resultado en cada iteración. Si el sujeto se equivoca en el resultado, se le pide que vuelva a realizar la secuencia desde el inicio.

Con respecto de la prueba de Stroop, se trata de una tarea atencional en la cual se presentan dos estímulos, de los cuales el sujeto debe de diferenciar y focalizarse en uno

sólo [75]. Usualmente esta prueba se realiza con láminas donde viene escrito el nombre de un color, y las letras están escritas con un color diferente al mencionado en el texto y, el sujeto debe decir el color de las letras. Esta técnica normalmente se aplica con una variación en el tiempo de exposición del sujeto a la diapositiva. Algunas de las modificaciones de este estímulo, incluyen analogías acústicas.

Otra de las pruebas utilizadas en la generación del estrés, consisten en simplemente hablar en público. En este sentido, se le dice al sujeto de pruebas que tras un breve periodo de estudio de un tema, este exponga ante un supuesto panel de expertos. El tema de exposición puede ser libre y en algunas ocasiones se deja su selección al sujeto de prueba.

Adicionalmente, otros test utilizados para la generación de estrés, consiste en la inmersión en ambientes virtuales como un videojuego, donde la habilidad juega un papel fundamental.

Con base a las pruebas antes mencionadas, y con base en pruebas realizadas con el mismo propósito de generar episodios de estrés, se generó un protocolo para la observación del fenómeno.

Para ello se establecieron los siguientes criterios de inclusión:

- Personas de ambos sexos.
- Edad entre 18 y 40 años.
- Carta de firma de consentimiento.

De igual manera se establecieron los siguientes criterios de exclusión de prueba:

- Padecer algún tipo de enfermedad.
- Consumir algún tipo de medicamento.
- Haber fumado recientemente.
- Haber consumido algún tipo de droga.
- Haber realizado actividad física reciente.
- Sin tinte en las uñas de los dedos.
- Haber descansado menos de 8 horas.

Los sensores se ubicaron en las siguientes posiciones:

- La colocación de los sensores de actividad mioeléctrica, frecuencia cardiaca, temperatura y de respuesta galvánica de la piel se realizará en el brazo izquierdo.
- El sensor de actividad mioeléctrica se colocara en el musculo trapecio superior izquierdo. Los electrodos bipolares se colocarán lo más cerca posible y se

ubicarán tal y como se realizó en la prueba anterior. De igual manera, el electrodo de referencia se ubicará en la columna vertebral de la séptima cervical.

- El sensor de frecuencia cardíaca se instrumentará en la falange distal del dedo índice.
- La temperatura corporal se medirá en falange distal del dedo anular.
- El sensor de respuesta galvánica se colocará en la falange distal del dedo medio.

El protocolo de ubicación y de prueba se puede observar en el Apéndice E. Protocolo de prueba

Resultados Esperados

Tal y como se había comentado en el capítulo 1, se espera ver una variación apreciable en la señal electrodérmica, al disminuir la resistencia de la piel debida a una sudoración de la piel, en la señal cardíaca, al fluctuar la frecuencia cardíaca y al observar un aumento en la amplitud derivada del aumento en el riego sanguíneo. También se espera ver una disminución en la temperatura periférica, como consecuencia de un cambio en las zonas de riego sanguíneo. De igual manera, la actividad electrodérmica aumentará como resultado de una tensión muscular para poder huir o luchar.

En estudios para observar la respuesta psicofisiológica al estrés [76 y 77], se desarrolló una metodología similar a la propuesta con variables como la frecuencia cardíaca y las respiraciones por minuto y se encontraron los siguientes resultados.

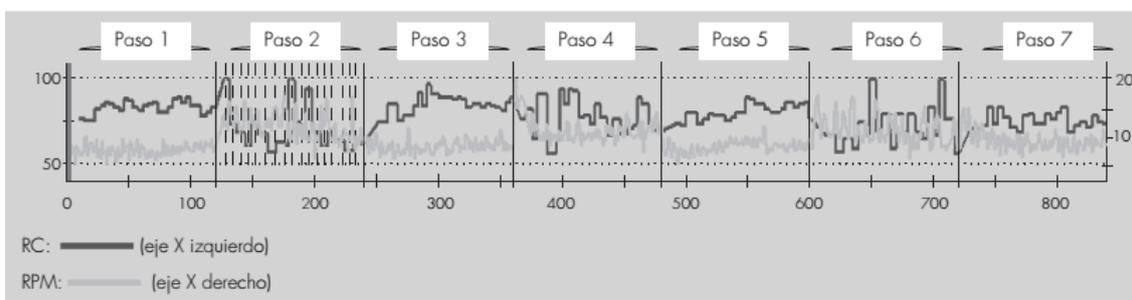


Figura 57. Resultados del perfil de estrés aplicado sobre una persona de 22 años, sano y sin antecedentes de problemas de estrés serios. La variable RC es la correspondiente a la frecuencia cardíaca [latidos por minuto] y RPM es la variable de frecuencia respiratoria [respiraciones por minuto] [76].

Como puede en la Figura 56Figura 57, se tienen 7 fases, de las cuales 3 son en donde se induce estrés al paciente (paso 3, paso 5 y paso 7). En estos pasos, se puede observar un aumento en la frecuencia cardíaca, derivado de las pruebas aplicadas sobre el paciente. En las fase intermedia de relajación 2, se puede observar un descenso en la misma, y en las paso 4 y 6 se observa un descenso acompañado de súbitos aumentos, los cual puede denotar un movimiento por parte del usuario. Por otra parte, la respiración aumenta muy poco y en periodos que no corresponden a una exposición a un estresor, con lo cual no arroja mucha información del fenómeno estudiado.

Otro estudio [110], con el mismo protocolo anterior, fue practicado a una mujer de 28 años, que presentaba un cuadro de de cefalea tensionar crónica, presento el siguiente desarrollo en las variables de medición de temperatura distal y conductividad de la piel.

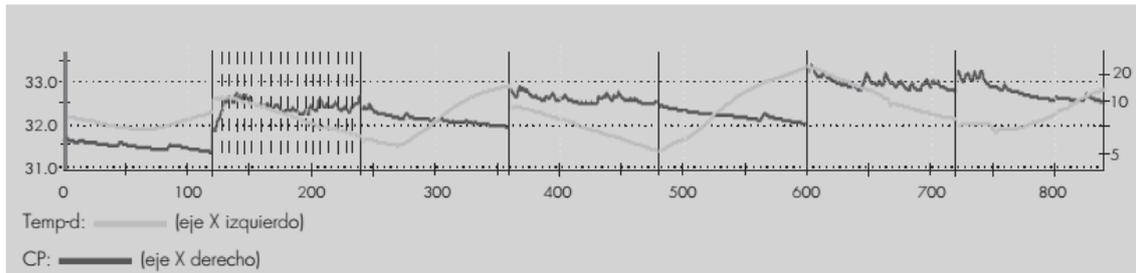


Figura 58. Resultados del perfil de estrés. Temp-d corresponde a la temperatura distal [C]. CP corresponde a conductividad de la piel [μ S]. La división de fases corresponde al protocolo del caso anterior [76].

En la Figura 58, se puede observar claramente un variación en la temperatura, acorde a los episodios de estrés, también puede apreciarse un retardo en la misma debido, posiblemente, al tiempo que tarda el sensor en igualar la temperatura del cuerpo humano. Con respecto de la conductividad de la piel, se puede observar que existe una variación considerable, pero no correspondiente a las fases 3 y 5. Con respecto de la fase 7, se puede apreciar que la conductividad de la piel es alta y esta si corresponde a un evento estresante. Según los aplicadores [110], esta última fase corresponde a un recuerdo evocado.

Prueba 3

Para la última fase de pruebas, se realizara el mismo protocolo de pruebas anterior con la diferencia de que se realizara el estudio en conjunto con el sistema comercial PROCOM INFINITY para verificar que el sistema de detección de estrés esté midiendo el mismo fenómeno.

Tal como se indicó en el primer capítulo, el sistema PROCOM INFINITI es un sistema que tiene la capacidad de registrar diferentes tipos de variables fisiológicas a través de sus sensores. Las especificaciones del sistema son las siguientes:

Característica	Valor
Voltaje de operación	3.6V - 6.5V (Fibra óptica), mínimo 4.0V (Tarjeta Compact Flash)
Voltaje de sensores	7.260V ± 2mV
ADC	14 bits
Número de canales	8
Ancho de banda y frecuencia de muestreo	Configurable a: DC-512Hz @ 2048 muestras/segundo DC-64Hz @ 256 muestras/segundo DC-64Hz @ 200 muestras/segundo DC-8Hz @ 32 muestras/segundo DC-8Hz @ 20 muestras/segundo
Vida de la batería	30 horas típico 20 horas mínimo
Comunicación	USB Wireless

Tabla 27. Especificaciones del sistema PROCOMP INFINITI

El sistema, adicionalmente, cuenta con un software específico Biograph infinity para la visualización y presentación de resultados.

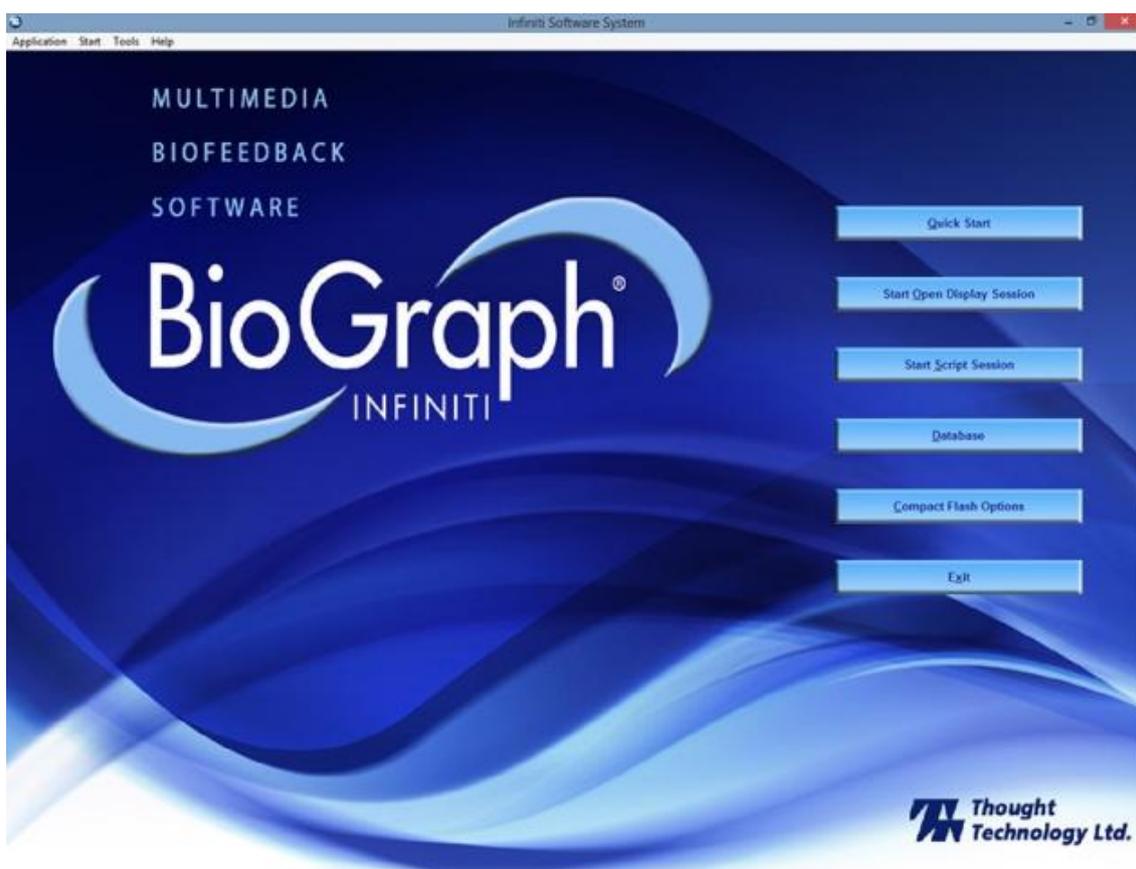


Figura 59. Aspecto del software BioGraph infinity

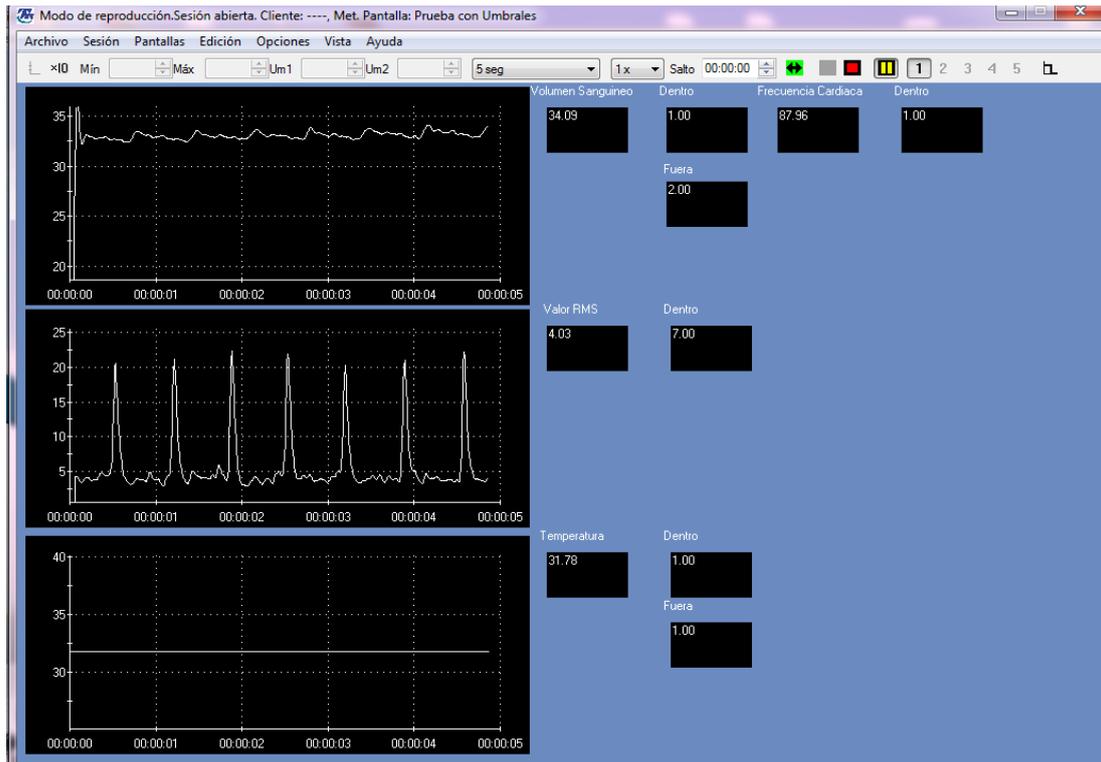


Figura 60. Aspecto de la interfaz grafica generada.

Capítulo 5. Resultados

Prueba 01

Para esta prueba se estableció que el sujeto de pruebas estaría en un estado de reposo total con el fin de observar si existen variaciones en las señales fisiológicas.

Para el caso de la actividad la actividad cardiaca, se obtuvieron los siguientes perfiles.

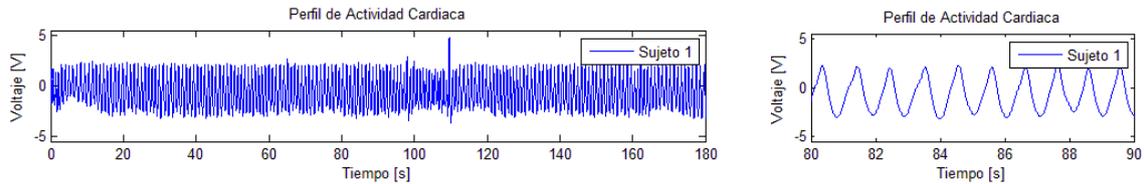


Figura 61. Perfil de actividad cardiaca del sujeto 1

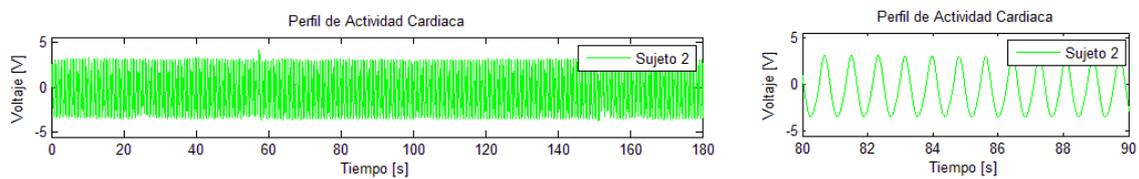


Figura 62. Perfil de actividad cardiaca del sujeto 2

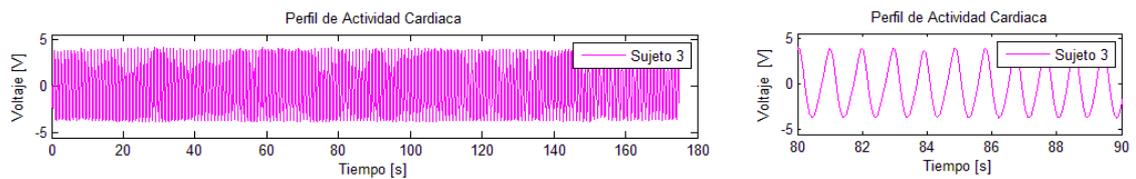


Figura 63. Perfil de actividad cardiaca del sujeto 3

De acuerdo con la Figura 61, Figura 62 y la Figura 63 se puede apreciar que la señal cardiaca es uniforme o presenta una morfología en función de las especificaciones y se encuentran en el intervalo de polarización de los amplificadores operacionales (± 5 V).

Se observa que el sujeto 1 registró pequeñas variaciones en los primeros 10 segundos de iniciada la prueba y también a los 110 segundos de iniciada la prueba. Para poder determinar si estos cambios son significativos, se compararan en la segunda prueba de exposición de estrés.

Para un análisis más detallado de la señal, se calcula el valor raíz cuadrático medio (RMS) de cada conjunto de datos a fin de observar tendencias. El valor RMS, se calculó en intervalos de 1000 muestras.

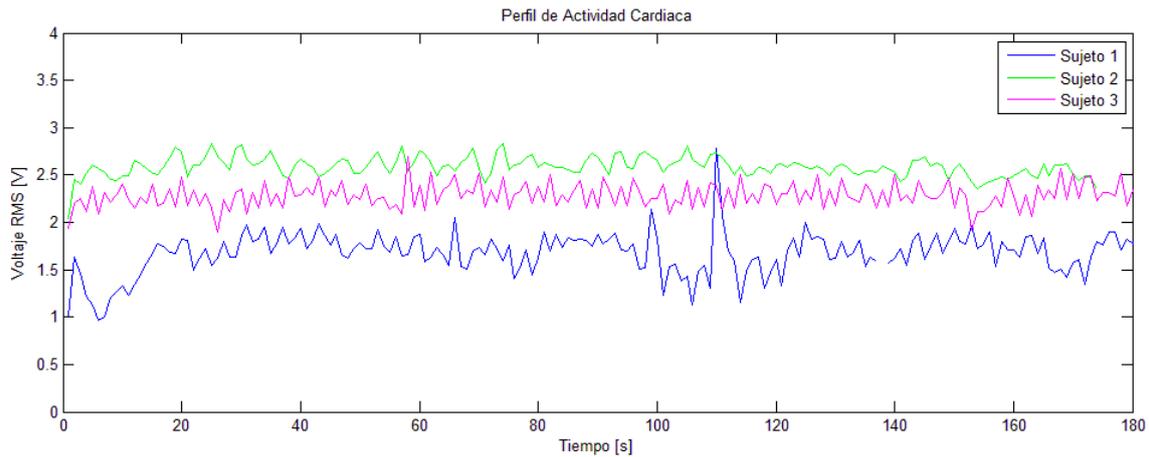


Figura 64. Perfil de actividad cardíaca con el valor raíz cuadrático medio.

Como puede apreciarse en las gráficas del sujeto 2 y 3, se puede observar la estabilidad antes mencionada alrededor de los 2.5 [V] y los 2.2 [V] respectivamente.

Las variaciones del sujeto 1, anteriormente mencionadas, son también visibles a través de esta transformación, de tal modo que la variación a los 100 segundos es de casi 1 [V].

Las variaciones observadas entre las señales de cada sujeto es debido a la técnica que se está utilizando, la fotopleletismografía, ya que esta es muy sensible a los cambios de iluminación o de coloración de piel del usuario. Por otra parte, también es importante decir, que el humano, a lo largo del día varía estas señales como consecuencia de diversas funciones fisiológicas, como la digestión.

En las siguientes gráficas, se muestra la frecuencia de cada pulsación:

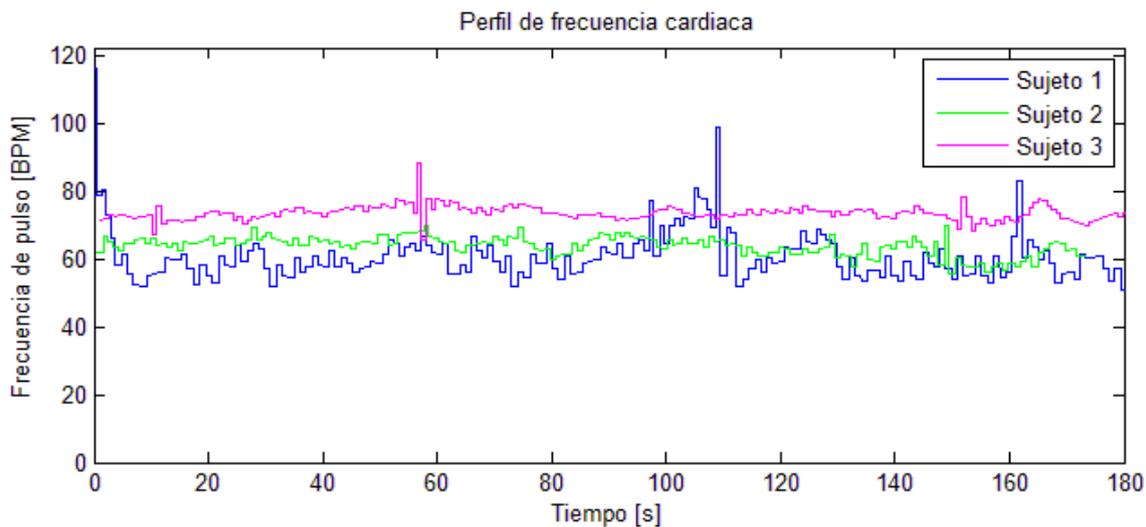


Figura 65. Perfil de frecuencia cardíaca

Al igual que la amplitud de la señal cardíaca, la frecuencia cardíaca es uniforme para el sujeto 2 y el sujeto 3. La moda, o valor más repetido, para el sujeto 2 y sujeto 3, es de 65 BPM y de 73 BPM, respectivamente.

Al igual que en los datos anteriormente expuestos, el sujeto de pruebas 1, reveló una variabilidad en los datos, siendo los más significativos los correspondientes al periodo de 0 -10 segundos de empezada la toma de muestras y en el periodo de 100 - 110 segundos.

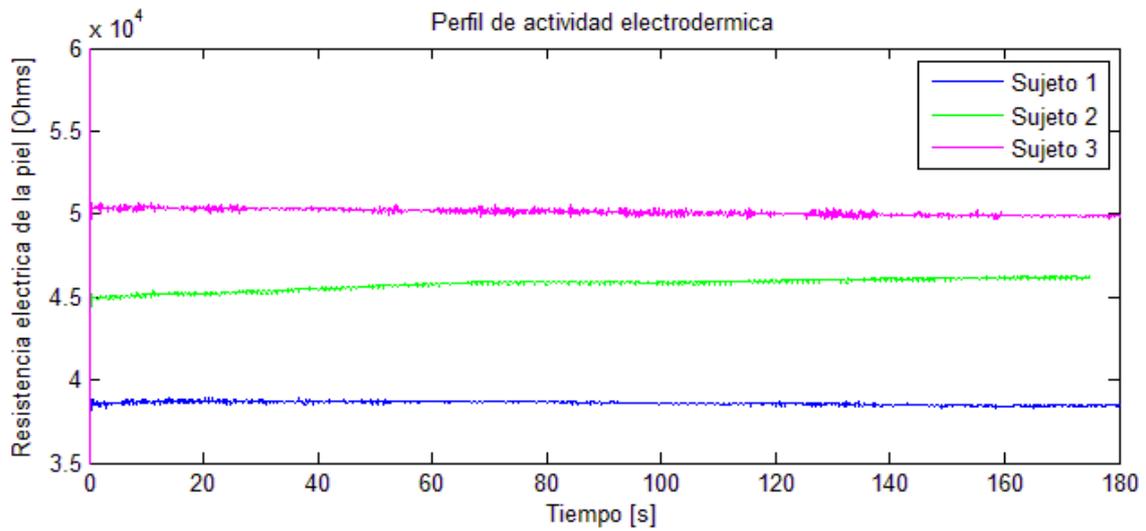


Figura 66. Perfil de actividad electrodermica para la primera prueba

Para la variable de resistencia eléctrica de la piel, se obtienen perfiles parecidos a los anteriores. En este caso, los 3 sujetos de pruebas tienen una respuesta estable en su señal, sin perturbaciones aparentes. La moda de los datos del primer sujeto de prueba, es de 38.45 [kΩ], para el segundo sujeto de prueba se registró una moda de 45.93 [kΩ]. El sujeto de prueba 3 registro una moda de 49.95 [kΩ].

El conjunto de valores de cada sujeto puede adaptarse a una línea de tendencia, que para el caso de del primer sujeto de prueba, tiene una pendiente asociada de -1.3179 [Ω/s]. El segundo sujeto de prueba tiene una pendiente notable de 6.81 [Ω/s]. Para el tercer sujeto, se tiene una pendiente de -4.84 [Ω/s]. Estas pendientes serán comparadas con las obtenidas con las pruebas de inducción de estrés y con ello poder hacer una mejor diferenciación del fenómeno.

Aquí también es necesario aclarar, que, existe una diferencia clara en los voltajes proporcionados por cada sujeto de prueba. Esto es, debido a que los niveles de sudoración de las personas son diferentes, así como el grosor de la piel, presencia de agentes externos, edad de la persona, entre otros aspectos.

Para el perfil de actividad mioeléctrica del músculo trapecio se obtuvieron los siguientes perfiles.

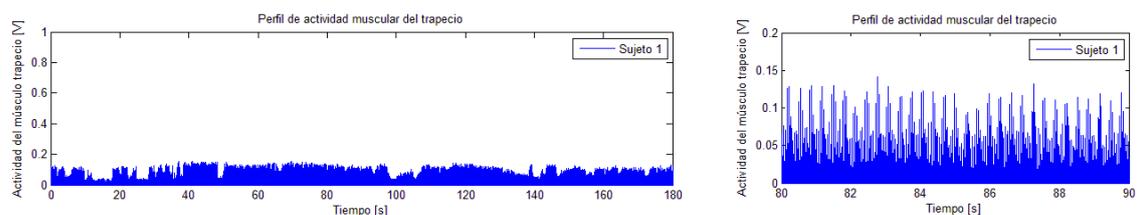


Figura 67. Perfil de actividad electrodermica para el sujeto de prueba 1.

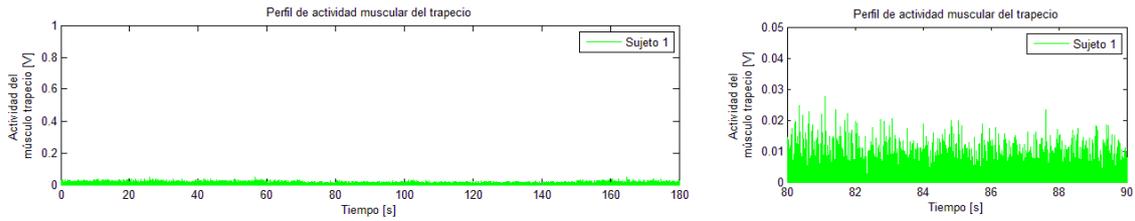


Figura 68. Perfil de actividad electrodérmica para el sujeto de prueba 2.

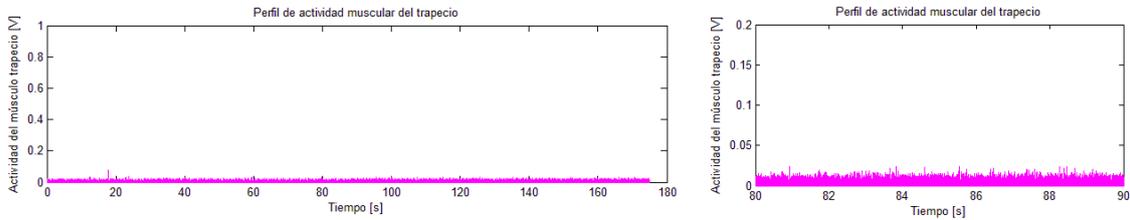


Figura 69 Perfil de actividad electrodérmica para el sujeto de prueba 3.

En las figuras anteriores, se puede observar que la actividad mioeléctrica es baja (o.01 [V]), en etapas de reposo. La prueba se hizo en ausencia de cargas sobre el músculo de interés, por lo cual el perfil corresponde con el de un músculo relajado.

En este caso se recurrió también a la obtención del valor RMS de cada conjunto de datos para observar que si existe una estabilidad en la señal.

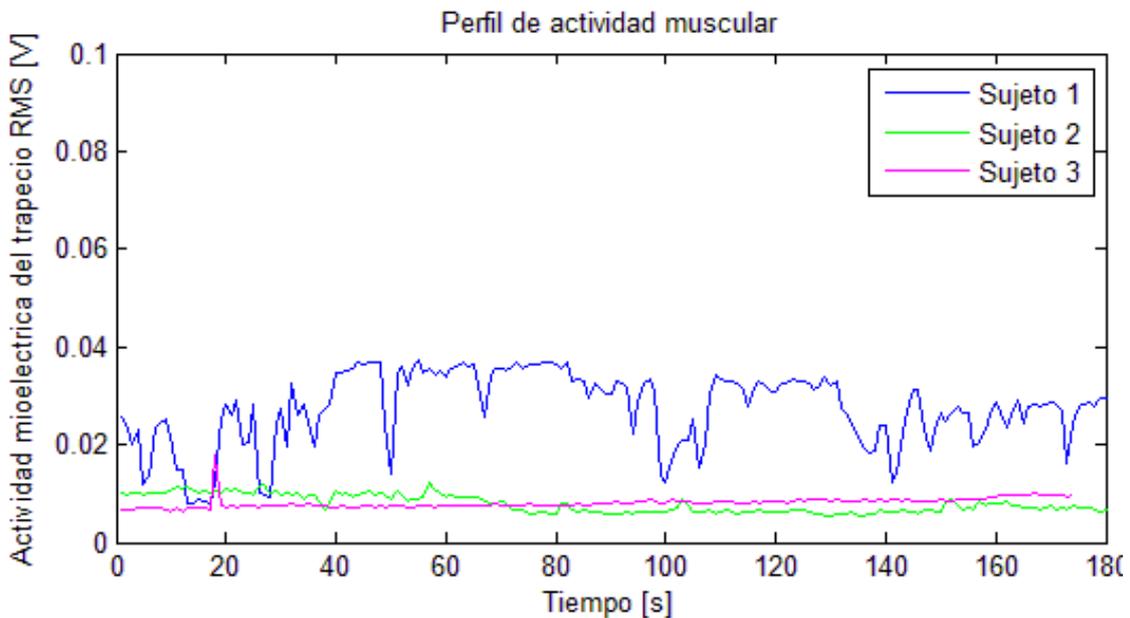


Figura 70. Perfil RMS de la señal mioeléctrica del musculo trapecio

Como se puede visualizar, los datos de los sujetos 2 y 3 no tiene cambio aparentes. En cambio el sujeto de prueba 1 diversas variaciones a lo largo de toda la prueba. Estas variaciones se compararan con las obtenidas en las pruebas de inducción de estrés para verificar que éstas no sean significativas del fenómeno del estrés.

De nueva cuenta, la diferencia entre individuos es notable, debido a la constitución muscular de la persona o a la presencia de tejido adiposo. La posición de los sensores

también es una fuente de diferenciación, ya que al aumentar o reducir el número de fibras musculares en el estudio, estas inducen un mayor o menor voltaje dependiendo del caso.

Para la temperatura periférica se tienen los siguientes datos.

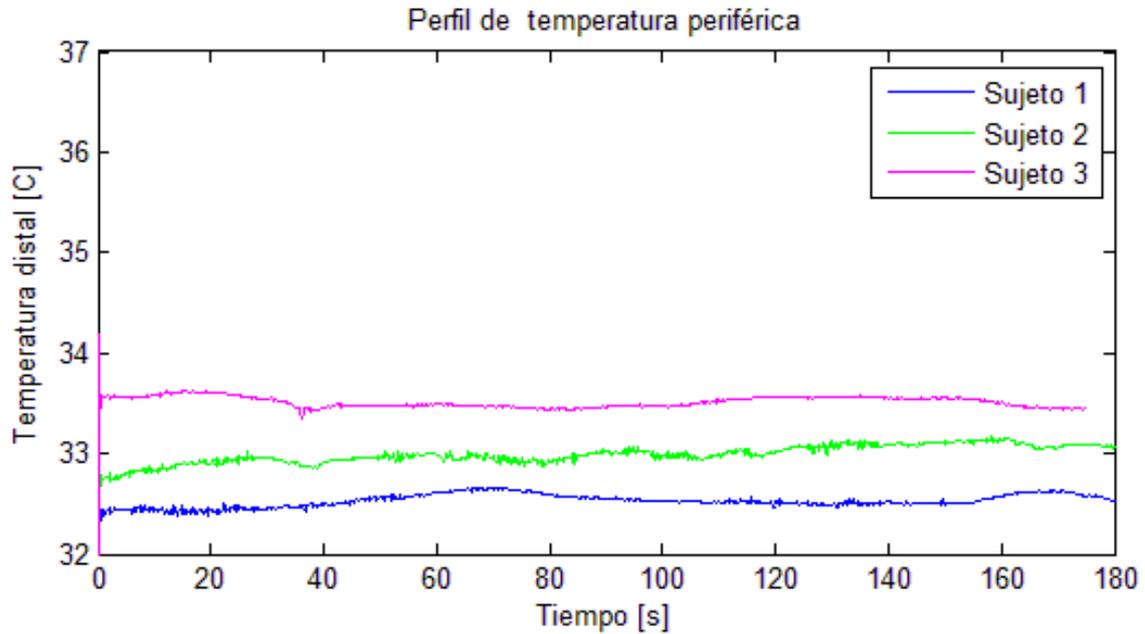


Figura 71. Perfiles de temperatura

Como puede apreciarse, hay pequeñas variaciones de algunas décimas de grado. La más significativa corresponde al sujeto 2, el cual varía su temperatura de los 32.8 a los 33.1 [C]. Los perfiles tienen las siguientes pendientes, 0.00065 [C/t] para el sujeto 1; 0.000168 [C/t] para el sujeto 2 y 0.0000202 [C/t] para el sujeto 3.

Esta magnitud tiende a tener variaciones por la misma naturaleza del fenómeno, ya que la temperatura cambia dependiendo de la misma temperatura de cuerpo humano y de la temperatura del medio ambiente.

Prueba 02

En esta prueba se implementó el protocolo de inducción de estrés, y se obtuvieron los siguientes perfiles:

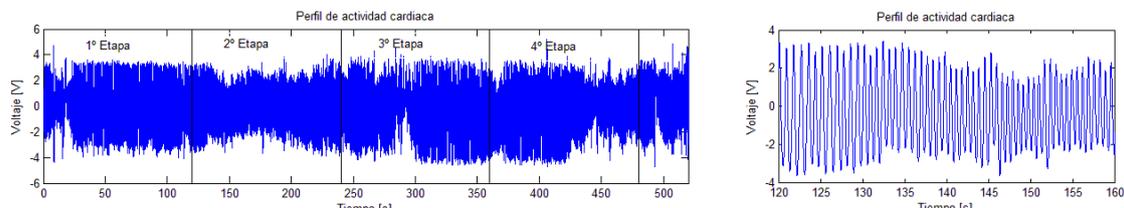


Figura 72. Perfil de actividad cardíaca del sujeto 1.

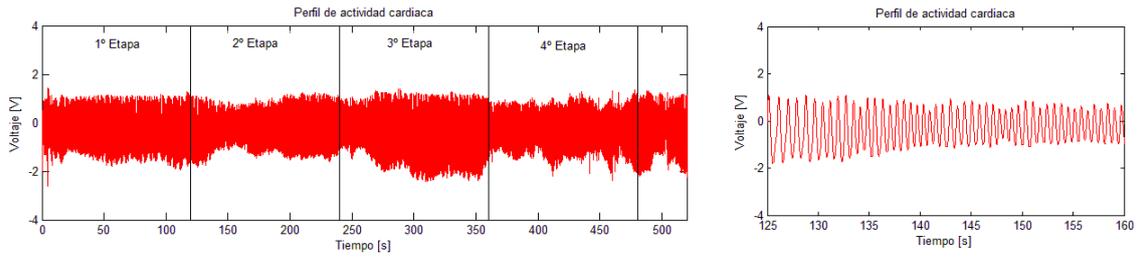


Figura 73. Perfil de actividad cardiaca del sujeto 2, con las etapas diferenciadas.

Como se puede advertir, la señal ya no es tan estable como en la prueba anterior. Específicamente en la segunda y cuarta etapa, es donde se puede observar un descenso en la amplitud de la señal, las cuales corresponde a las etapas de inducción de estrés.

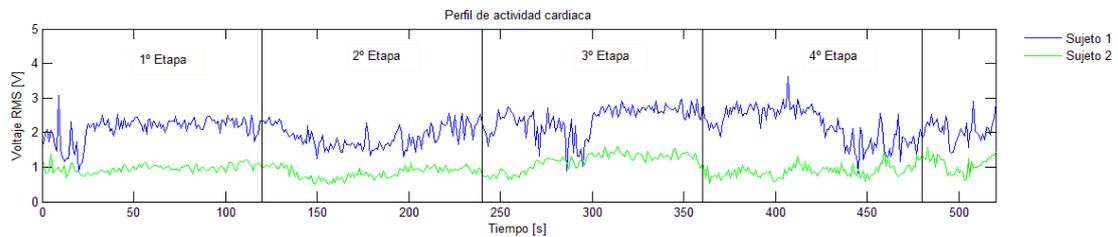


Figura 74. Perfil cardiaco RMS.

En la figura 3 se pueden notar con más claridad los cambios antes mencionados. Para el sujeto 1, en la primera etapa correspondiente de 25 segundos a 120 segundos, se tiene un aumento casi imperceptible a razón de $0.0011 [V_{rms}/s]$, posteriormente en el periodo correspondiente de 120 segundo a 170 segundos hay un descenso notable a razón de $-0.0164 [V_{rms}/s]$, y después hay un aumento con una pendiente de $0.01 [V_{rms}/s]$ en el periodo de 180 segundos a 250 segundos.

En el tercer periodo de prueba, correspondiente a una etapa de relajación, se puede apreciar un descenso a razón de $-0.0104 [V_{rms}/s]$ muy parecido al experimentado en el límite de la segunda etapa. Esto denota que el sujeto de pruebas estaba aun estresado después de terminada la etapa de inducción de estrés.

A partir de los 310 segundos, y hasta los 410 segundos, hay otra etapa de estabilidad con un descenso de $-0.0013 [V_{rms}/s]$. Inmediatamente después de este periodo se puede observar un descenso más brusco de $-0.0388 [V_{rms}/s]$, durante la segunda etapa de inducción de estrés.

Para el 2 sujeto de prueba, las variaciones debidas al estrés tienen una pendiente de $-0.0179 [V_{rms}/s]$, en el periodo de 100 – 150 segundos, y de $-0.0432 [V_{rms}/s]$ en el periodo de 350-370 segundos.

Los periodos de relajación tienen una pendiente de $0.001 [V_{rms}/s]$, para periodo de 0-100 segundos, y de $0.003 [V_{rms}/s]$ para el periodo de 270-300 segundos.

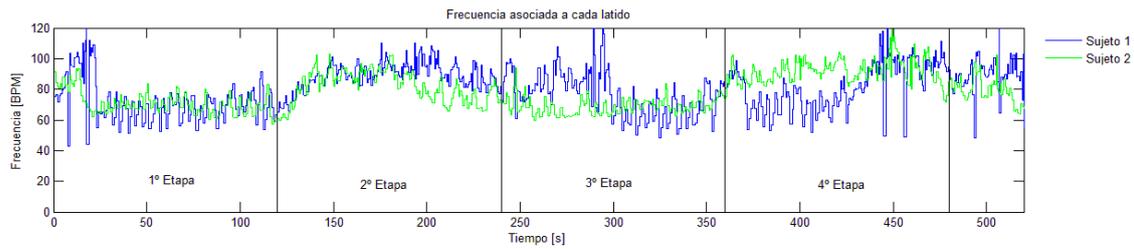


Figura 75. Frecuencia asociada a cada latido

En la gráfica de frecuencia asociada a cada latido, se puede advertir un aumento en la frecuencia cardiaca, llegando en hasta los 100 BPM, en las etapas de inducción de estrés. En las etapas de relajación, la frecuencia cardiaca variaba de 60 a 80 BPM.

En este caso el sujeto de pruebas 2 es en el que se observan más claramente las variaciones debidas a la exposición a un estresor. Estas variaciones son notables en los límites de las etapas 1 y 2.

Para la actividad mioeléctrica, se vuelve a utilizar el valor RMS de la señal a fin de visualizar mejor el fenómeno.

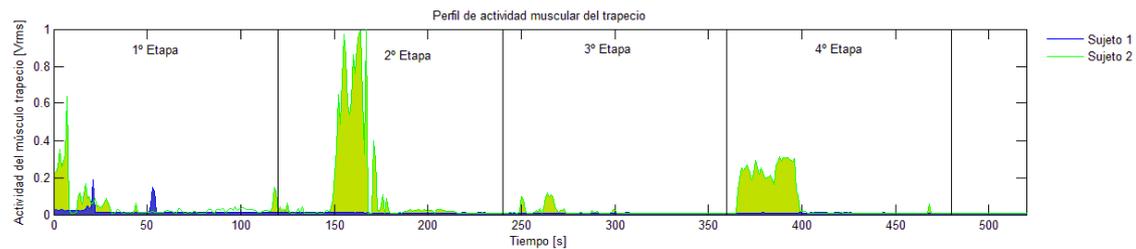


Figura 76. Perfil de actividad mioeléctrica

Para este perfil, se puede advertir la diferencia de comportamientos entre sujetos. Mientras que para el sujeto 1, la prueba no provocó una tensión muscular, para el sujeto 2 si provocó una tensión muscular alta, llegando a registrar hasta 1 [V_{rms}]. En las dos etapas se puede observar este aumento de la actividad muscular.

Aquí cabe aclararse, que el sujeto en ningún momento realizó movimiento o esfuerzo que sugiera una activación consiente del músculo.

La pendiente asociada al cambio es de 0.0501 [V_{rms}/s] para el periodo de 140-160 [s], y de 0.0404 [V_{rms}/s], para el periodo de 360 -370 segundos.

Para la temperatura se registraron los siguientes valores.

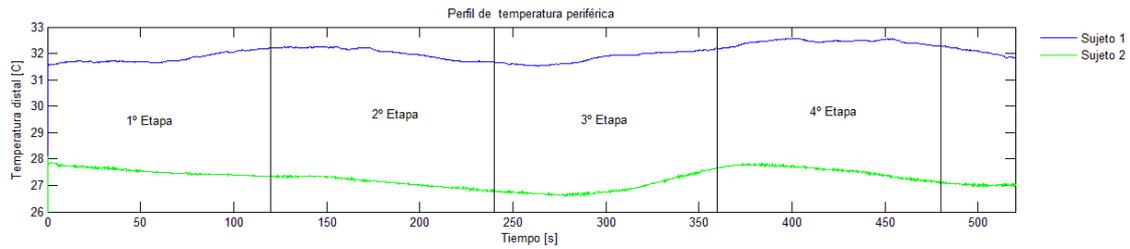


Figura 77. Perfil de temperatura

Se pueden apreciar pequeñas variaciones en la temperatura, específicamente a la mitad de las pruebas donde se generan estrés. Estas variaciones tienen una pendiente de -0.0072 [C/s], para la etapa 2 del sujeto 1, y de 0.002 [C/s], para la etapa 4 del sujeto 1.

Por otro lado, las variaciones de temperatura debidas al estrés en el sujeto de prueba 2 son aún más marcadas, ya que por ejemplo para la etapa 2 se registró un descenso a razón de 0.0059 [C/s], y de 0.0068 [C/s] para la etapa 4.

Finalmente, para la actividad electrodérmica se obtuvo el siguiente perfil

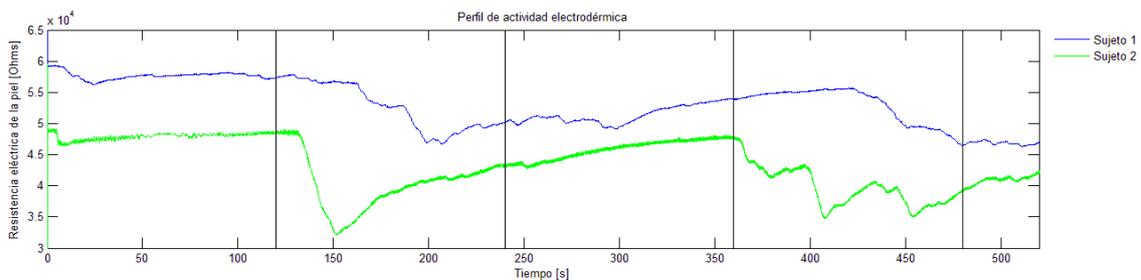


Figura 78. Perfil de actividad electrodérmica

Aquí se puede observar una caída abrupta de la resistencia eléctrica de la piel en ambos sujetos de prueba.

Al inicio, en la etapa 1 de reposo, se puede apreciar una estabilidad en la señal, para luego observar un descenso en la resistencia a razón de -98.8 [Ω/s], para el sujeto 1, y -781 [Ω/s]. Para la etapa 2 de estrés, se puede observar otro descenso brusco en ambas señales. El correspondiente al sujeto 1, es de -118 [Ω/s], y el del sujeto 2 es de -154 [Ω/s].

Pruebas 03

Esta prueba se maneja en conjunto con el sistema Procomp Infinity, para corroborar la validez de tres de los cuatro fenómenos que caracteriza el sistema para la detección del estrés. Los fenómenos fueron: actividad cardíaca, actividad mioeléctrica y temperatura corporal. La actividad electrodérmica no se incluyó ya que no se contaban con los sensores del sistema Procomp Infinity.

Para la actividad cardíaca se registró el siguiente perfil.

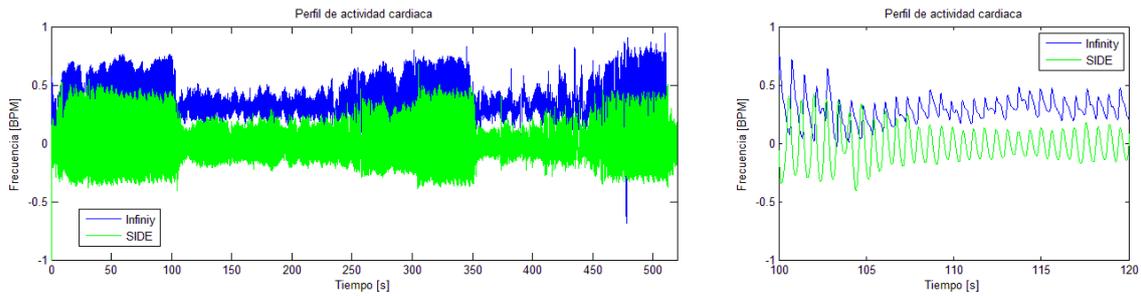


Figura 79. Perfil de actividad Cardiaca

Como puede apreciarse, tanto el sistema de detección de estrés como el sistema comercial tienen la capacidad de poder detectar las variaciones en el pulso cardiaco debidas a la vasoconstricción en la piel.

Las unidades de medición del sistema comercial son desconocidas, por ello, se modificaron los datos de este canal, con el fin de poder observar las variaciones en las dos señales. Con respecto del sistema de detección de estrés, las unidades que maneja son los volts.

Una diferencia entre estos dos sistemas, es que el sistema comercial, es susceptible de un offset que es natural del fenómeno medido. Diversas perturbaciones aportan el offset mencionado como son: la respiración, movimientos entre el sensor y el cuerpo o diferencia en la iluminación.

Con respecto del sistema generado, se elimina casi en su totalidad este fenómeno, y se centraliza la señal alrededor de los 0 V. Esta característica ayuda en gran medida en la observación del fenómeno ya que se facilita la identificación de umbrales o pendientes de comportamiento.

También hay que decir que aunque, los sistemas fueron activados casi a la par, no existe una sincronización adecuada con respecto del tiempo, como resultado de esto, existe un desfase mínimo entre las dos señales.

Otro aspecto medido fue la frecuencia cardiaca, y se obtuvo el siguiente perfil:

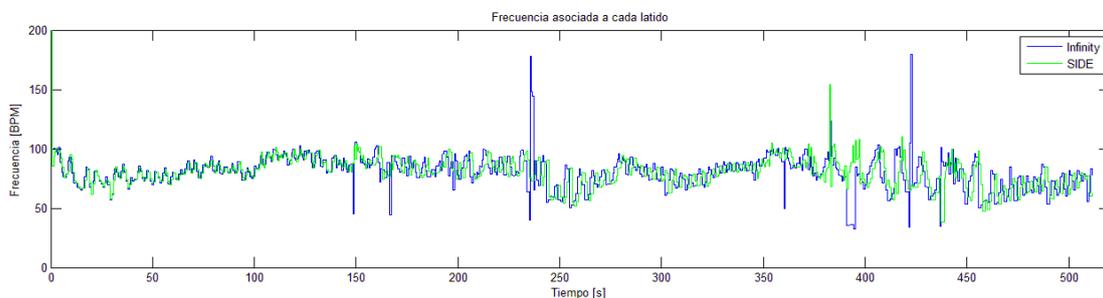


Figura 80. Frecuencia asociada a cada latido.

A simple vista, las dos señales parecen idénticas, con excepción de algunos momentos, donde se pierde la señal, o aumenta súbitamente. Un análisis más cuantitativo, demuestra que existe un error considerable. La siguiente gráfica denota esto, al extraer el error absoluto de cada medición, tomando como referencia el sistema comercial.

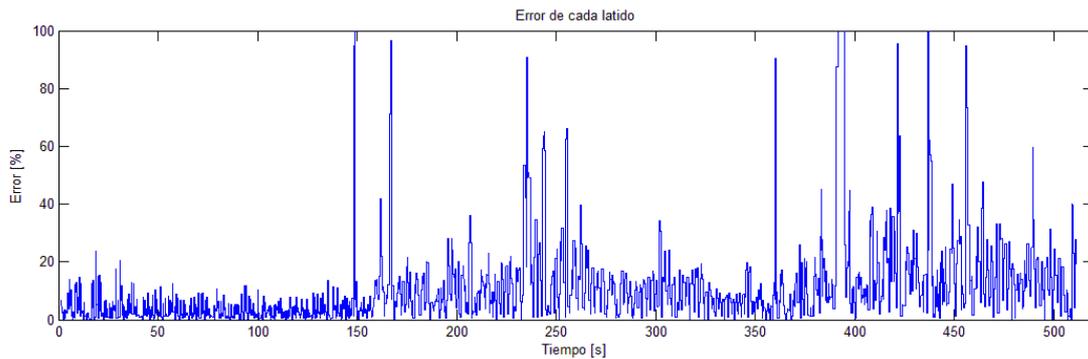


Figura 81. Error asociado a la medición de la frecuencia cardiaca

En la gráfica se puede observar errores que van desde el 1% hasta el 100 %. Sin embargo, esto no es del todo concluyente, puesto que hay que tomar en cuenta ciertas circunstancias que propiciaron estas altas variaciones en el error absoluto, como son: la falta de sincronización entre los datos obtenidos, la toma de medición en lugares distintos (una medición se realizó sobre el brazo derecho y la otra sobre el brazo izquierdo) y la frecuencia de muestreo (el sistema de detección de estrés tenía una velocidad de muestreo de 1000 muestras/s y el Infinity tenía una configuración de 512 muestras /s).

El siguiente perfil se obtuvo de la actividad mioeléctrica:

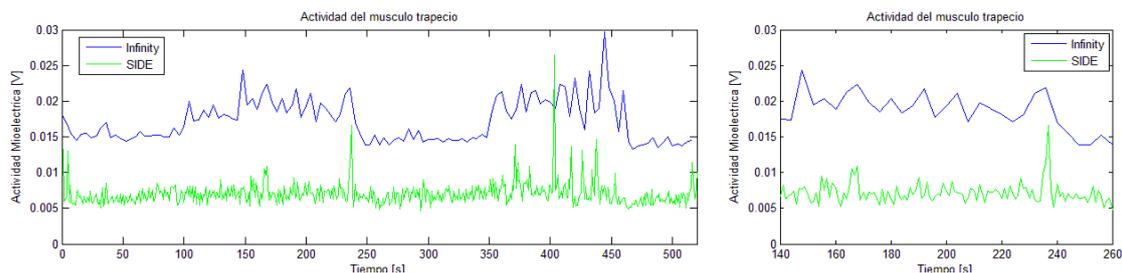


Figura 82. Actividad mioeléctrica

En este caso, existe una evidencia clara de la diferencia entre ambos sistemas, ya que el sistema comercial pudo detectar las variaciones debidas al fenómeno del estrés. En este caso, el sistema de medición de estrés apenas pudo reconocer las variaciones por estrés en la segunda fase de inducción.

Este error fue principalmente por la posición de los electrodos en el momento de la medición. En el caso de los electrodos colocados para el sistema de detección de estrés, estaban de tal modo que existía un espaciamiento de 15 cm. Por otro lado el sistema comercial tenía un espaciamiento entre electrodos de aproximadamente 8 cm. Este espaciamiento, en conjunto con una incorrecta alineación de electrodos con respecto de las fibras musculares, hace que aumente o disminuya la intensidad de la señal.

Para el último subsistema comparado obtuvo la siguiente grafica.

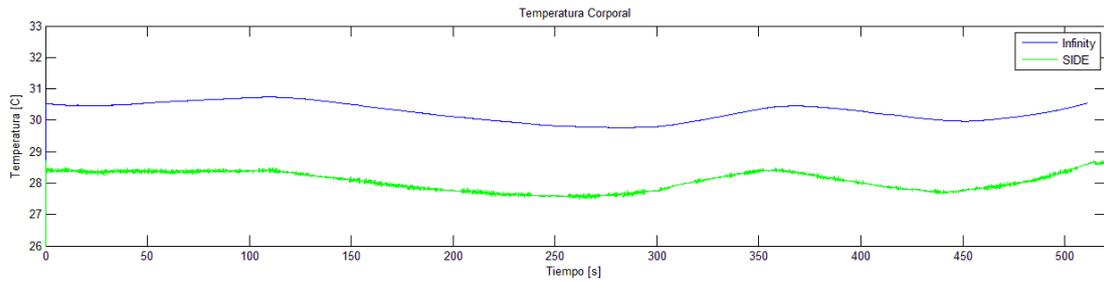


Figura 83. Perfil de temperatura corporal.

En este caso, se puede apreciar un error constante de aproximadamente 2 [°C]. Esta variación pudo deberse a una mala posición de los sensores, aunque cabe señalarse que por el tamaño de los sensores de ambos sistemas, la medición se realizó sobre el mismo dedo. Es de notar que a pesar de esto, ambos sistemas presentan el mismo comportamiento.

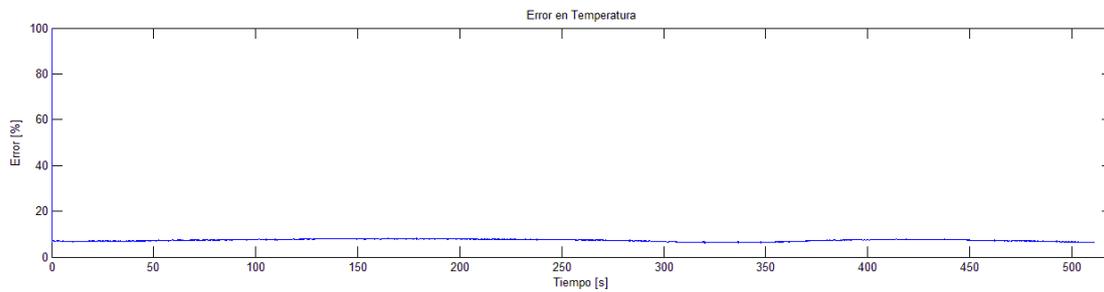


Figura 84. Error absoluto asociado a la temperatura.

Capítulo 6. Conclusiones

El cuerpo humano es un sistema asombroso, que tiene la capacidad de variar su nivel de activación fisiológica con base en la demanda que se le imponga. Para ello ha implementado mecanismos tan complejos como el estrés. En fracciones de segundo, el cuerpo humano puede reaccionar ante una amenaza, y una vez pasado el peligro, regresar a sus niveles basales. Este mecanismo tiene límites tanto de frecuencia como de intensidad. Por ello utilizar este mecanismo en exceso trae serias consecuencias para la salud. Enfermedades como la hipertensión o la diabetes, están relacionadas a un mal manejo del mecanismo del estrés. Y por ello que se vuelve importante desarrollar un sistema que puedan ayudar a las personas a identificar y manejar el estrés que se genera en la vida cotidiana.

Si bien es cierto que proyecto no consiguió la meta fijada, la cual es diseñar un sistema que pueda identificar el estado del estrés, se obtuvo un sistema que tiene la capacidad de visualizar los cambios generados por el estrés, y con ello poder establecer, a futuro, mecanismos para reconocerlo.

Para poder generar este sistema, se recurrió a una metodología de diseño, la cual nos permite, entre otras cosas, tener un mayor orden en el desarrollo del sistema y tener una vía de realimentación. Esto es necesario en los procesos de diseño debido a que con ello se pueden corregir problemas del diseño, o bien mejorarlo.

Otro aspecto relevante de la metodología es que nos permitió explorar diversas configuraciones y tecnologías que pueden ayudar a cumplir el objetivo principal de sistema, de tal modo que, en un análisis cuantitativo de las características de cada solución, se pudo escoger una solución viable en concordancia con los alcances, especificaciones y requerimientos.

De igual manera, el seguir un plan de trabajo, nos permitió ver en qué momento es conveniente realizar pruebas al concepto generado. Esta serie de pruebas, fue pensada en un inicio como una sola, con la finalidad de observar el desempeño del sistema y convalidar. Pero por las características del fenómeno estudiado y a fin de observar diferencias entre los estados de relajación y de estrés, se optó por realizar 3 pruebas.

Si bien los resultados no son determinantes, debido a que la población muestreada no es representativa de un grupo en específico, si son representativos del fenómeno ya que coinciden con las variaciones esperadas y porque además se presentan solo en los intervalos de tiempo correspondientes a la inducción del estrés. Esto aporta evidencia concreta de que se está observando adecuadamente el fenómeno.

Con respecto del *subsistema de actividad cardiaca*, se encontró que este subsistema, comparado con los otros tres subsistemas generados, es uno de los que aporta información relevante acerca del fenómeno. Esto fue notable debido a las pendientes encontradas durante el análisis de resultados tanto en amplitud de señal, como en la frecuencia asociada a cada pulso. Por otra parte es también imprescindible decir que a pesar de que el sistema está delimitado a rangos específicos de frecuencia, el sistema todavía es susceptible de variaciones indeseadas debido al movimiento del usuario, por

lo que es pertinente desarrollar un método para eliminar estas perturbaciones. Por otra parte, el sistema todavía no tiene una confiabilidad aceptable, debido a que el error relativo en la frecuencia, en varias ocasiones, superaba el más del 10%, tomando como referencia el sistema comercial INFINITI. A pesar de lo anterior, se obtuvo un sistema que tiene la capacidad de visualizar las mismas variaciones que el sistema comercial.

Del *subsistema de actividad mioeléctrica*, se pudo observar un buen desempeño al detectar adecuadamente la tensión muscular en la etapa de inducción de estrés. Sin embargo este sistema todavía tiene que mejorarse, principalmente, en el acople mecánica de los cables, ya que al no tener una adecuada conexión, y dadas las características de la señal muestreada, se aportan variaciones indeseadas, que en ocasiones saturan la señal completamente e imposibilitan la correcta adquisición de la señal. Por otra parte, se observó que para hacer una correcta convalidación de sistemas, se debe de realizar las mediciones con los sistemas en tiempos separados y con ejercicios musculares por parte del sujeto de pruebas, ya que se sospecha que el no haber ubicado adecuadamente el electrodo de referencia en la apófisis de la séptima vértebra cervical, debido al espacio reducido, imposibilitó la obtención de la señal. Por otro lado se observó, que es recomendable, antes del inicio de la prueba, el ajuste de la ganancia del amplificador de instrumentación con la finalidad de poder adaptar las ganancias del circuito de acondicionamiento y evitar una saturación en la señal.

Con respecto del *subsistema de actividad electrodérmica*, se encontró que es uno de los sistemas que información relevante para la detección del estado del estrés. Este sistema fue el único que no se comparó, debido a que ya que no se contaba con los sensores para el sistema comercial. Pero en la etapa de desarrollo, para verificar la congruencia de las ecuaciones planteadas, se compararon los datos de medición, con un multímetro y una serie de resistencias, contra los obtenidos del modelo, y se obtuvieron errores relativos de aproximadamente 1.5 % en las mediciones, por lo cual el sistema es confiable con respecto de los datos que se obtienen.

Por otro lado, el subsistema generado implicó la manufactura del sensor por el método de ataque químico en una placa de cobre, proporcionando datos adecuados al fenómeno estudiado, sin embargo, existen materiales que podrían desempeñar mejor la función de electrodo. A pesar de esto último, se pudo observar cambios significativos en la resistencia eléctrica de la piel, que ayudan al diagnóstico del fenómeno.

Con respecto a la posición de los electrodos de actividad electrodérmica, se trató de que el sistema sea lo más compacto posible, sin arriesgar la funcionalidad del mismo. Es por ello que se optó por configurar el sensor en un solo dedo.

Del *sistema de temperatura corporal*, se llevaron a cabo dos comparaciones. La primera, fue tomando como referencia el sensor LM35 y obteniendo un error relativo de aproximadamente 2.5 % en el intervalo de 25 – 35 [C]. La segunda comparación se llevó a cabo en la prueba 03, en conjunto con el sistema comercial. En este caso se encontró un error del 6.5 % muy arriba del esperado. Estos errores dispares sugieren un nuevo experimento para poder establecer adecuadamente cuál es el porcentaje de error.

Cabe señalarse que existen diversas causas para los errores en la medición de la temperatura. El más importante es el relacionado al modelo lineal utilizado, ya que teóricamente se estimó que el error no superaría el 1.8% en los límites del intervalo de trabajo. También, otro factor que pudo coadyuvar en el error, es la posición de los sensores, ya que de no haberlos colocado cerca, uno del otro, es natural que existan diferencias en las medidas obtenidas. A pesar de estas fallas en el subsistema, se tiene la capacidad de poder visualizar los cambios debidos al estrés.

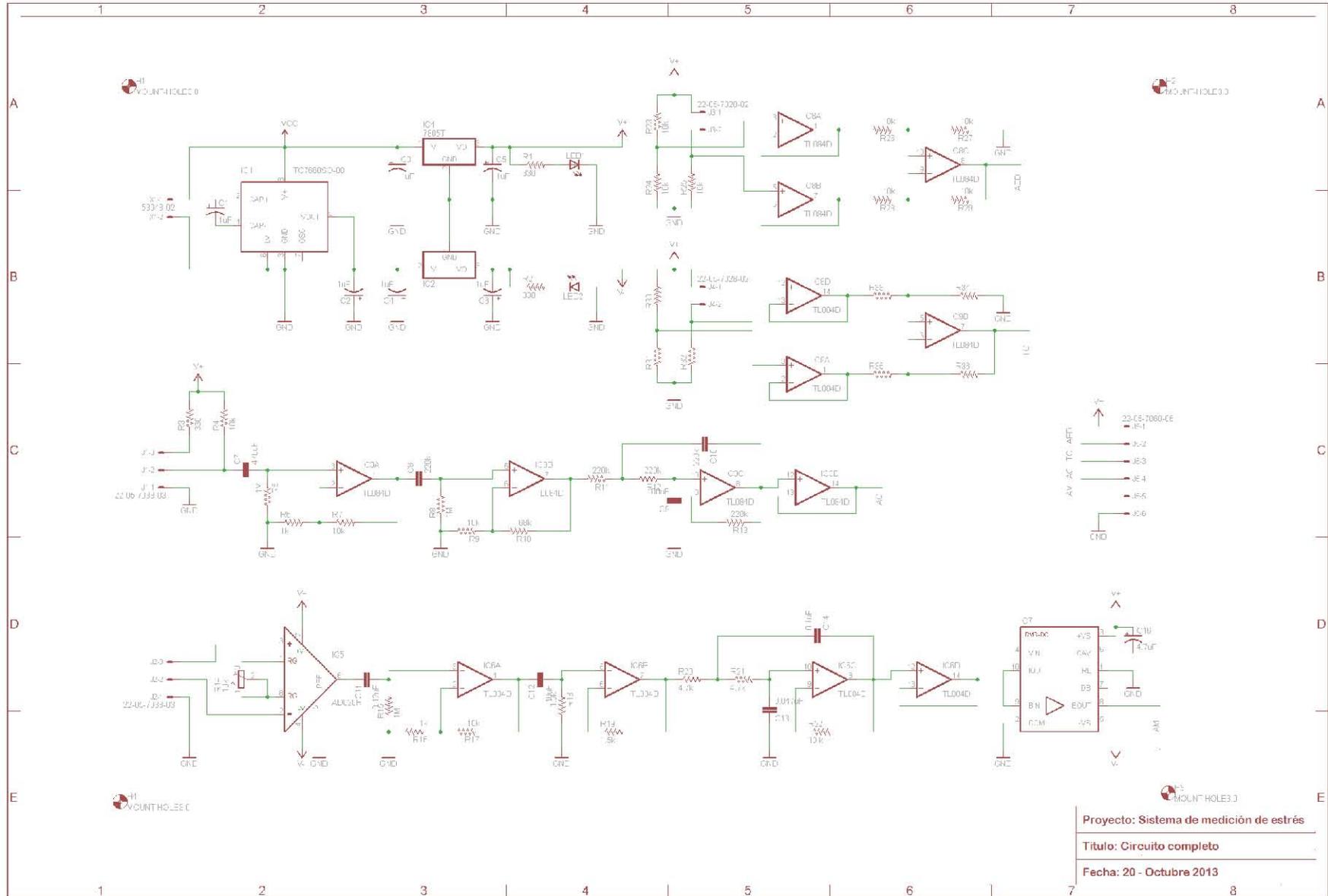
Del *subsistema de acondicionamiento de voltaje*, se obtuvo un sistema que otorga los voltajes adecuados para la polarización de los elementos que constituyen el sistema. Es de notar, que este subsistema puede aceptar un rango amplio de voltajes, que pueden ir desde los 7 V a los 24 V. Con una pila de 9 V basta para alimentar a todo el circuito, lo cual coadyuva en el peso final de todo el dispositivo. El contar con el integrado TC7660, también reduce el tamaño del dispositivo al poder invertir la polaridad del voltaje de alimentación, sin más elementos que un par de capacitores.

El *subsistema de procesamiento de datos* permitió una rápida adquisición de datos y la elaboración de un panel de control para el registro de la actividad durante los experimentos realizados. Permitted la utilización de herramientas de procesamiento de datos, como los filtros digitales, detectores de frecuencia entre otros. A través de su interfaz gráfica, se pudo observar en tiempo real el desempeño de los subsistemas de adquisición de variables fisiológicas. Pese a esto, no es una opción viable como producto final, ya que es un sistema de un alto coste y que requeriría modificaciones para adaptarlo a los subsistemas generados. Por otro lado compromete la movilidad del usuario y por ello es recomendable que el subsistema sea migrado a un sistema embebido, como un DSP o un microcontrolador de alta gama. Por otro lado, también es conveniente cambiar el subsistema de almacenamiento de datos a un sistema más ligero y compacto como es la SD, o bien generar un sistema de comunicación inalámbrica que permita la comunicación con la computadora para el almacenamiento de la información.

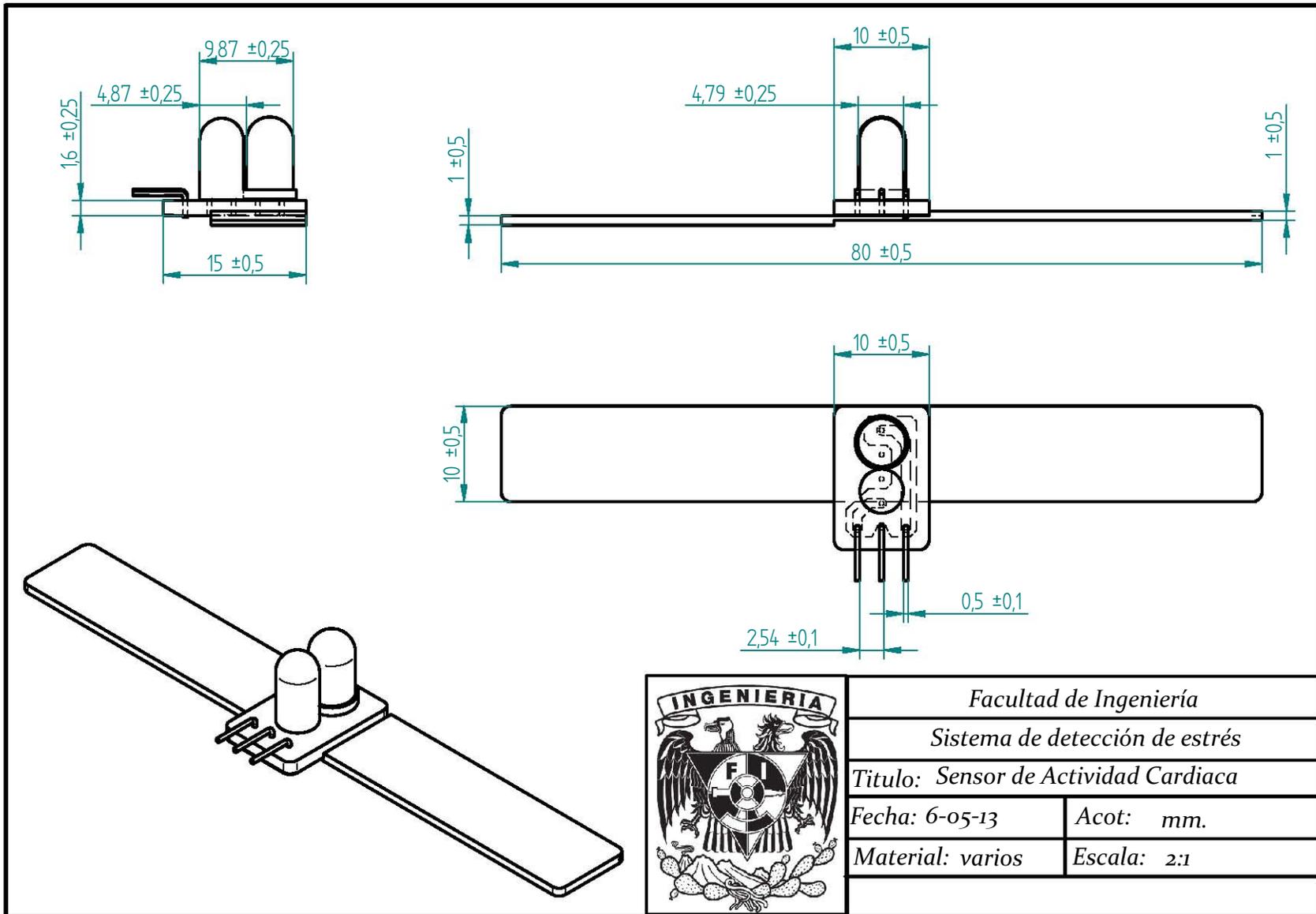
Es importante mencionar que el presente trabajo es sólo un primer paso en el desarrollo de un producto, ya que se demuestra que es posible la detección del estado de estrés a través del modelo funcional elaborado. También es importante señalar que este proyecto es de naturaleza multidisciplinaria y por ello fue importante una adecuada investigación bibliográfica de fuentes confiables, principalmente en las áreas de psicofisiología, fisiología, psicología y anatomía.

Apéndices

Apéndice A. Diagrama electrónico



Apéndice B. Plano del sensor de actividad cardiaca



Facultad de Ingeniería

Sistema de detección de estrés

Título: Sensor de Actividad Cardiaca

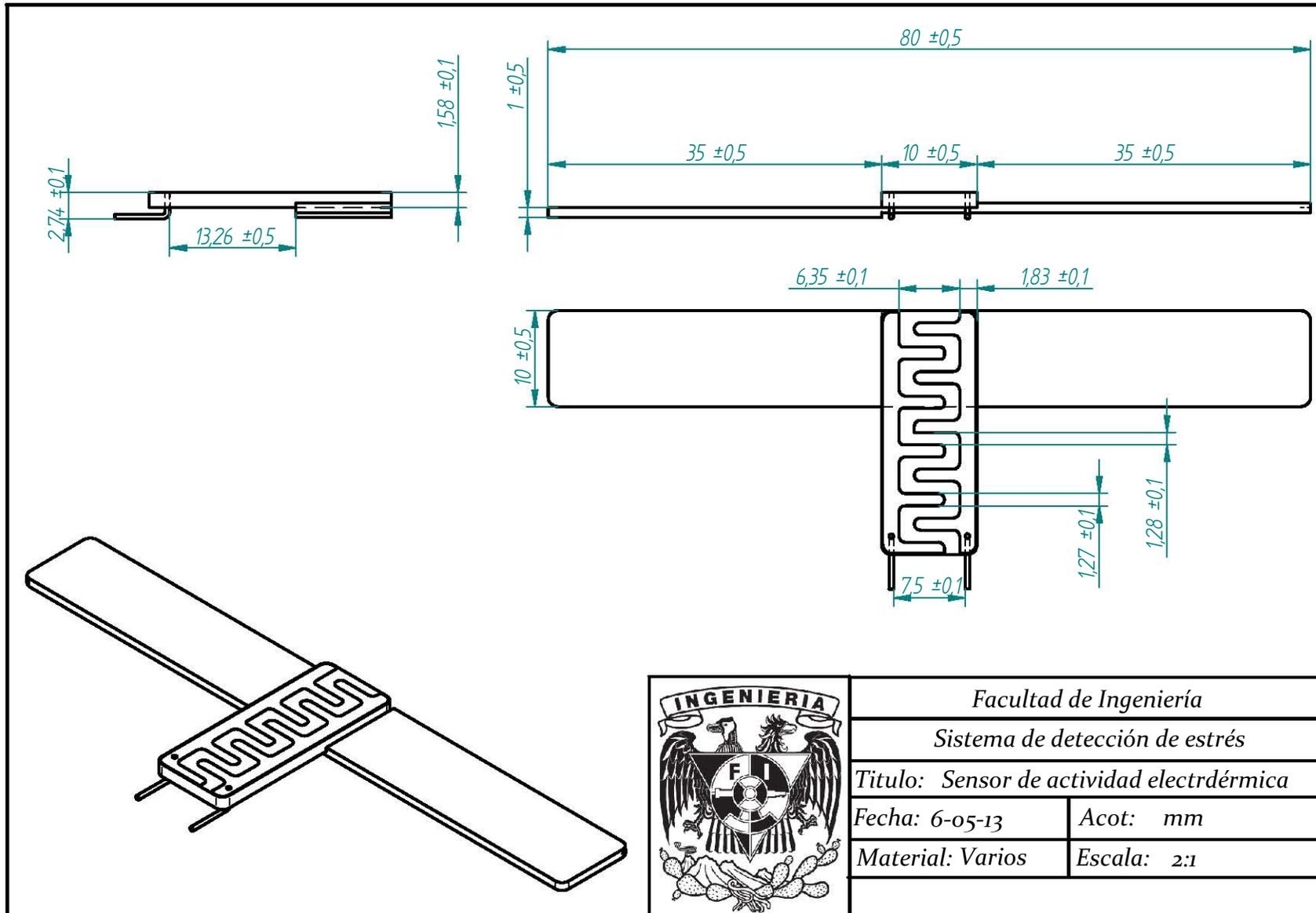
Fecha: 6-05-13

Acot: mm.

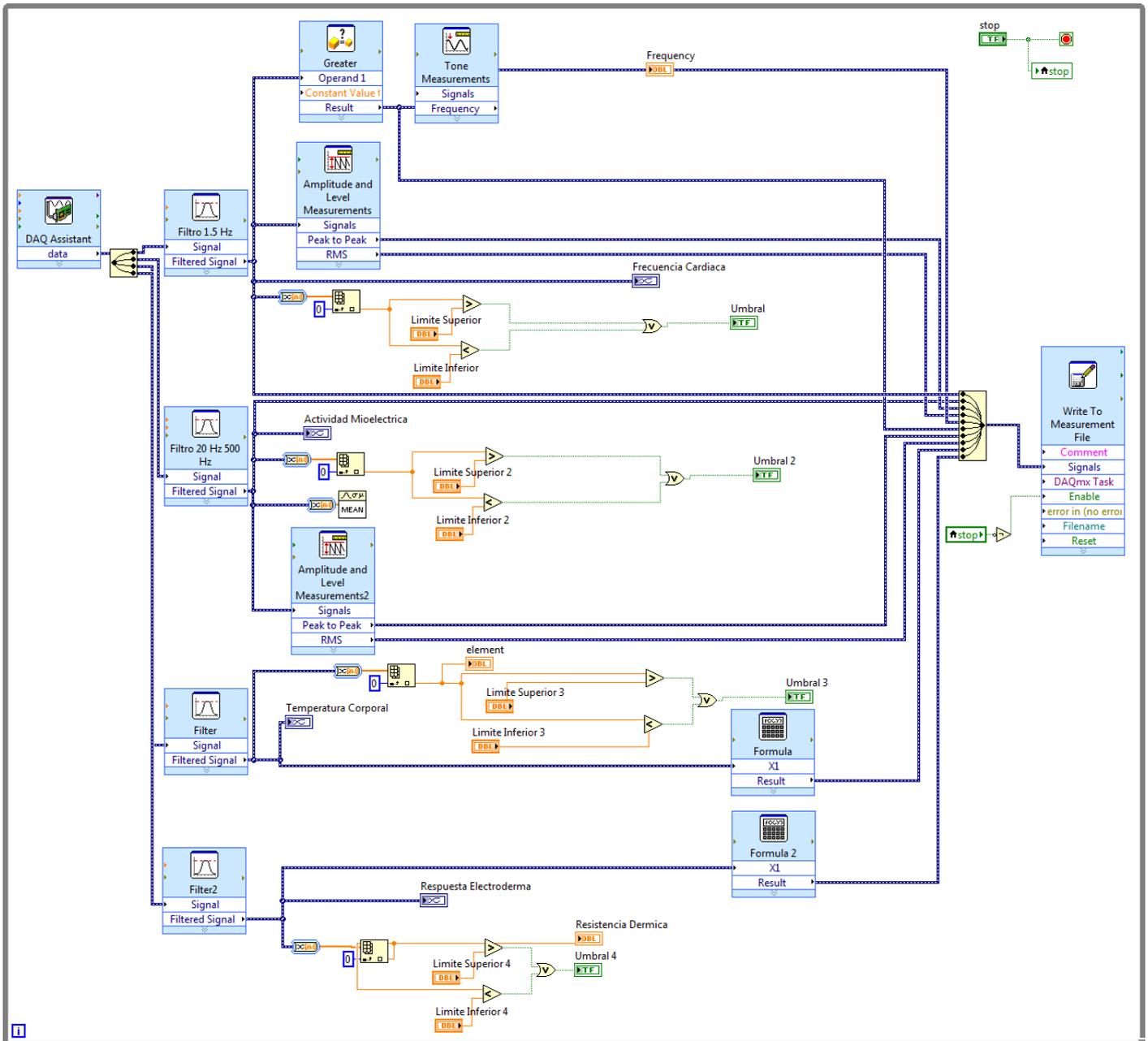
Material: varios

Escala: 2:1

Apéndice C. Plano del sensor de actividad eletrodérmica



Apéndice D. Programa en Labview para la adquisición y procesamiento de datos



Apéndice E. Protocolo de prueba

La colocación de los sensores se realiza de la siguiente manera:

Sensor actividad mioeléctrica

- Previo a la colocación del sensor de actividad mioeléctrica, es recomendable limpiar con alcohol la zona del musculo trapecio.
- Se procede a la colocación de dos electrodos en el trapecio superior izquierdo entre la séptima vértebra y el acromion, teniendo el cuidado de que estén lo más cerca posible (Öberg, Sandsjö, Larsson, 1992).
- Se colocara un tercer electrodo de referencia en la séptima vértebra de la región cervical, (Öberg, Sandsjö, Larsson, 1992).
- Se procede a conectar los electrodos con los cables.
- Se verifica que se obtenga una señal adecuada en el monitor de computadora, pidiéndole al sujeto de prueba que mueva el hombro en un movimiento circular ya sea hacia adelante o hacia atrás

Sensor de frecuencia cardiaca

- Antes de la colocación del sensor, es recomendable limpiar con alcohol y agua la falange distal de dedo índice, de tal modo de que no exista impureza que pueda alterar la medición. Es fundamental que el sujeto de pruebas no tenga algún tipo de esmalte en las uñas.
- Una vez realizado esto se procede a la colocación del sensor
- Se conecta los cables al dispositivo
- Se verifica que se obtenga una señal adecuada en el monitor de computadora, midiendo el pulso ya sea en muñeca o en mano.

Sensor de respuesta galvánica de la piel

- Se colocan el electrodo.
- Se conecta los cables al dispositivo.
- Se verifica que se obtenga una señal adecuada en el monitor de computadora.

Sensor de Temperatura Corporal

- Se procede a la colocación del sensor en la falange distal de dedo anular.
- Se conecta los cables al dispositivo
- Se verifica que se obtenga una señal adecuada en el monitor de computadora.

Una vez realizada la correcta colocación de los sensores, se procede a realizar la prueba con las siguientes indicaciones.

1. Se explica al paciente el proceso, mencionando que se le va a exponer a una serie de actividades que suelen generar estrés, sin mencionarle cuáles. Adicionalmente se le menciona al sujeto de prueba que será grabado.
2. Se menciona que la duración del procedimiento será de aproximadamente 20 minutos.
3. Durante 2 minutos se le indica al paciente las variables a medir y se le muestran las señales obtenidas, a fin de que el paciente se acostumbre a la sensación de evaluación.
4. Posteriormente, se retira de la vista del paciente el monitor de señales, a fin de poder evitar un efecto de retroalimentación.
5. Durante 2 minutos se le solicita al sujeto de pruebas que se relaje lo mejor que pueda, a fin de poder evaluar su capacidad de relajación.
6. Pasado este tiempo se le solicita al sujeto de pruebas que mencione lo más rápido que pueda el color de una serie de palabras que hacen referencia a colores pero que se encuentran impresos en tonos diferentes a los que debe de entender (prueba de Stroop).
7. Una vez que se termina el tiempo, se vuelve a solicitar al paciente que trate de relajarse. El objetivo de esto es evaluar la recuperación del sujeto ante el estresor.
8. Después, se le solicita al sujeto de pruebas restar de 7 en 7 a partir de un número superior al 1000. En esta fase se suele presionar al sujeto con frases como “más rápido”. La duración de este paso es de 2 minutos.
9. Se vuelve a solicitar al paciente que trate de relajarse.
10. Se le menciona al paciente que la prueba ha concluido.
11. Se procede a la desconexión de los sensores del paciente.
12. Se le agradece el apoyo del paciente.

Glosario

Adrenalina: Hormona secretada por la medula suprarrenal que tiene acciones similares a las que produce la estimulación simpática. También llamada epinefrina [11]

Arteriolas: Vaso sanguíneo, donde se presenta resistencia al flujo sanguíneo. [80]

Estímulo: Incitar, excitar con viveza a la ejecución de algo. [78]

Efector: Órgano corporal, como músculo o una glándula, que está inervado por neuronas motoras, somáticas o autónomas. [11]

Gónada: Órgano formador de gametos masculinos o femeninos. [78]

Ganglio autónomo: Grupo de cuerpos celulares de neuronas simpáticas o parasimpáticas, localizadas fuera del sistema nervioso central. [11]

Glucocorticoides: Hormonas producidas por la corteza de la glándula suprarrenal, que intervienen en el metabolismo de la glucosa

Glucogenolisis: Es la remoción de glucosas desde el glucógeno para ser utilizada. [79]

Hemoglobina: Sustancia presente en los glóbulos rojos formada por la proteína globina y el pigmento rojo que transporta la mayor parte del oxígeno y parte del dióxido de carbono en la sangre. [11]

Homeostasis: Conjunto de fenómenos de autorregulación, que conducen al mantenimiento de la constancia en la composición y propiedades del medio interno de un organismo. [78]

Noradrenalina: hormona secretada por la glándula suprarrenal que tiene acciones similares a las que resultan de la estimulación simpática. También llamada norepinefrina. [11]

Neurona adrenérgica: Neurona que libera adrenalina o noradrenalina como neurotransmisor. [11]

Neuronas preganglionares. La segunda motoneurona de una vía autónoma, que tiene su cuerpo celular y dendritas localizadas en un ganglio autónomo y su terminación axónica amielínica en el músculo cardíaco, un músculo liso o una glándula. [11]

Neuronas postganglionares. La primera motoneurona de una vía autónoma, que tiene su cuerpo celular y dendritas en su en el encéfalo o la médula espinal y su axón mielinizado en un ganglio autónomo en donde establece sinapsis con una neurona postganglionar. [11]

Neurona motora: Neurona que conduce impulsos desde el encéfalo hacia la medula espinal o desde el encéfalo y la medula espinal, o desde el encéfalo y la medula espinal por los nervios craneales o espinales hacia los efectores, que pueden ser músculos o glándulas. También llamada neurona eferente. [11]

Receptores alfa: Tipo de receptor para noradrenalina y adrenalina presente en los efectores viscerales inervados por neuronas simpáticas posganglionares. [11]

Receptores beta: Tipo de receptor adrenérgico para noradrenalina y adrenalina, se encuentra en los efectores viscerales inervados por neuronas simpáticas posganglionares. [11]

Sistema de medición: herramienta que se utiliza para asignar un valor específico a una variable medida. [43]

Sistema: Conjunto de cosas que relacionadas entre sí ordenadamente contribuyen a determinado objeto. [78]

Tisular: Perteneciente o relativo a los tejidos de los organismos. [78]

Psicosomático: Que afecta a la psique o que implica o da lugar a una acción de la psique sobre el cuerpo o al contrario. [78]

Vasoconstricción: Disminución del tamaño de la luz de un vaso sanguíneo causada por la contracción del músculo liso de la pared de éste. [11]

Vasodilatación: Aumento del tamaño de la luz de un vaso sanguíneo causado por la relajación del músculo liso en la pared de éste. [11]

Referencias

1. Myers, David G.
Psicología
7a. edición
Editorial Panamericana
México, 2005
2. Venero, César
Estrés, memoria y trastornos asociados
1a. edición
Editorial Ariel
España, 2001.
3. Galán Cuevas, Sergio & Camacho Gutiérrez, Everardo.
Estrés y Salud. Investigación Básica Aplicada.
1a. edición
Editorial Manual Moderno
México, 2012.
4. Comín Anadón, Enrique & Gracia Galve Alfredo.
El estrés y el riesgo para la salud
Editorial MAZ
España.
5. Rating , Jeffrey M. & Everly, George S.
A Clinical Guide to the Treatment of the Human Stress Response
3rd. Edition
Springer
2013
6. Nogareda Cuixart, Silva
NTP355: Fisiología del estrés
Instituto de Seguridad e Higiene en el Trabajo – Ministerio de Trabajo y Asuntos Sociales.
España
7. Bensabat, Soly
Stress
3a. edición
Editorial Mensajero
1994
8. Valdés, Manuel
Psicobiología de estrés
1a. edición
Ediciones Martínez Roca
España, 1985

9. Karthikeyan, P.
EMG Signal Based Human Stress Level Classification Using Wavelet Packet Transform
School of Mechatronics Engineering, Universiti Malaysia Perlis
10. Klifford Kimber, Diana
Manual de Anatomía y Fisiología
Editorial Prensa Médica Mexicana
9a. reimpresión
México, 1977
11. Tortora, Gerard
Principios de anatomía y fisiología
Oxford university Press
7a. edición
México 2002
12. Silverthorn, Dee Unglaub
Fisiología Humana: Un enfoque integrado
Editorial Medica Panamericana
4a. edición
Editorial médica panamericana
13. Vila Castellar, Jaime
Una introducción a la psicofisiología clínica
Editorial Pirámide
1a. edición
España, 1996
14. Gowitzke, Barbara
El cuerpo y sus movimientos. Bases científicas.
Editorial Paidotribo.
1a. edición
España,
15. Argüelles Morales, Juan & Mondragon Gomez
Diseño y construcción de un entrenador mioeléctrica
Facultad de Ingeniería.
Mexico, 2011.
16. Baez Rivas, Livier
Sistema polisonográfico para detección del estado de vigilia alerta en los conductores de autotransportes.
Facultad de Ingeniería
Mexico, 2012
17. Bautista Blanco, Yair
Diseño de controlador mioeléctrico para prótesis de miembro superior

- Facultad de Ingeniería
Mexico, 2012.
18. Ángeles Medina, Fernando
Estrés provoca problemas dentales
Revista AAPAUNAM Vol. 3 No 4.
México, 2013.
 19. Ledesma, Maria
Fundamentos de Enfermería
1a. edición
Editorial Limusa
México, 2004
 20. Castellanos Abrego, Pilar
Electrofisiología humana
Universidad Autónoma Metropolitana
1a. edición
México, 1997
 21. Guarneros Roniger, Daniela
Evaluación de la respuesta psicofisiologica al estrés y su relación con la calidad de sueño.
Facultad de Psicología
México, 2010
 22. Tsiamyrtzis P. et. Al.
Imaging Facial Physiology for the Detection of Deceit
Springer
2006
 23. Pollina Dean
Emerging Methods and Measures for Detecting Stress and Deception: Thermal Imaging
2006
 24. Wilson, Jerry
Física
5a. edición
Editorial Pearson Education
México, 2003
 25. Szentkuti, Andras
Infrared thermography and image analysis for biomedical use
VOL. 113, No 4
Periodicum biologorum
2011

26. Téllez de Peralta, Gabriel
Tratado de cirugía cardiovascular
1a. edición
Editorial Díaz de Santos
Madrid, 1998
27. Gutiérrez, Gilberto
Principios de anatomía y fisiología e higiene
1a. edición
Editorial Limusa
México, 2004
28. Castelo-Branco, Camil
El envejecimiento de la piel y las mucosas
1a. edición
Editorial Médica Panamericana
España 2010
29. Handler, Mark
An EDA Primer for Polygraph Examiners
Journal Polygraph
Vol. 39, Año 2010
30. Sterling, Bruce
Galvanic Skin Response as a Measure of Soldier Stress
U.S. Army Research Laboratory
2007
31. Hwan Hong, Ki
Measuring skin conductance over clothes
Medical & Biological Engineering & Computing
2012.
32. CENETEC
Guía Técnica No. 17. Electrocardiógrafo
México, 2006
Versión electrónica revisada el 9 de septiembre del 2012
http://www.cenetec.salud.gob.mx/descargas/equipo_guias/guias_tec/17gt_electrocardiografos.pdf
33. Marinello Roura, Jordi
Diagnóstico hemodinámico en angiología y cirugía. Tomo I
Editorial Garza
34. Pérez Olán, Gregorio
Sistema computacional para la medición multidimensional del estrés
Centro de investigación y de estudios avanzados del instituto politécnico nacional

Departamento de ingeniería eléctrica sección de computación
México, 2004

35. Zhang, Weihong
A Real-Time Human Stress Monitoring System Using Dynamic Bayesian Network
Proceedings of the 2005 IEEE Computer Society Conference on Computer Vision and Pattern Recognition
IEEE
2005
36. Vavrinsky, Erik
Electrical Biomonitoring towards Mobile Diagnostics of Human Stress Influence
Slovak University of Technology - Department of Microelectronics
Applied Sciences in Biomedical and Communication Technologies
IEEE
2009
37. Barreto, Armando
Non-intrusive Physiological Monitoring for Automated Stress Detection in Human-Computer Interaction
Electrical and Computer Engineering Department - Florida International University
Human-Computer Interaction
Springer
2007
38. *ProComp Infinity Thought Technology*
Disponible en: [<http://www.thoughttechnology.com/proinf.htm>]
Consultado: 01/09/2013
39. *EPOC Neuroheadset*
Disponible: <http://emotiv.com/store/hardware/epoc-bci/epoc-neuroheadset/>
Consultado: 01/09/2013
40. *Kickstarter: PIP A Biosensor that Helps You Relax Through Play.*
Disponible en: <http://www.kickstarter.com/projects/484175508/the-pip-a-biosensor-that-helps-you-relax-through-p?ref=live>
Consultado: 01/09/2013
41. Feng-Tso Sun, Heng-Tze Cheng
Activity-Aware Mental Stress Detection Using Physiological Sensors
Carnegie Mellon University - Nokia Research Center
Institute for Computer Sciences, Social Informatics and Telecommunications Engineering 2012
42. Ulrich T. Karl
Diseño y desarrollo de productos
4a. Edición.

- McGrall Hill
México,
2009
43. Beasley, Donald
Mediciones mecánicas. Teoría y diseño
4a. Edición
Alfaomega
México, 2008
 44. Creus Antonio
Instrumentación Industrial
8a. Edición
Alfaomega
México, 2012
 45. Webster, Jhon
Medical Instrumentation. Application and Desing
4th Edition
Jhon Wiley and Sons
USA, 2009
 46. Lykken T., David
Direct measurement o skin conductance: a proposal for standardizacion
Society for psychophysiological Research
USA, 1971.
 47. Castellanos Abrego, Pilar
Electrofisiología humana
Universidad Autónoma Metropolitana
1a. edición
México, 1997
 48. Valdés Pérez, Fernando
Microcontroladores. Fundamentos y aplicaciones con PIC
1a. Edición.
Editorial Alfaomega
México, 2007
 49. Atmel 8-bit Microcontroller with 4/8/16/32KBytes InSystem Programmable Flash
Atmel
http://www.atmel.com/Images/Atmel-8271-8-bit-AVR-Microcontroller-ATmega48A-48PA-88A-88PA-168A-168PA-328-328P_datasheet.pdf
 50. PIC18F2455/2550/4455/4550
Microchip
<http://ww1.microchip.com/downloads/en/DeviceDoc/39632e.pdf>

51. MSP430G2
Texas Instruments
<http://www.ti.com/product/msp430g2553>

52. Agilent USB Modular Products
Agilent
<http://cp.literature.agilent.com/litweb/pdf/5989-9923EN.pdf>

53. User guide and specifications NI USB-6008/6009
National Instruments
<http://www.ni.com/pdf/manuals/371303m.pdf>

54. MC33063. DC-to-DC Converter Control Circuits
On Semiconductor
http://pdf.datasheetcatalog.com/datasheets/150/501450_DS.pdf

55. KA78XX/KA78XXA. 3-Terminal 1A Positive Voltage Regulator
Fairchild semiconductor
http://pdf.datasheetcatalog.com/datasheets/228/390068_DS.pdf

56. General Electric
NTC THERMISTORS: TYPE MA
<http://www.farnell.com/datasheets/672687.pdf>

57. General Electric
ZTP-115 Thermopile IR Sensor
<http://www.ge-mcs.com/download/temperature/920-549A-LR.pdf>

58. ST electronics
TLo84 – General purpose J-FET quad operational amplifiers
<http://pdf.datasheetcatalog.com/datasheet/stmicroelectronics/2301.pdf>

59. Vavrinsky, Erik
Electrical Biomonitoring towards Mobile Diagnostics of Human Stress Influence
Slovak University of Technology - Department of Microelectronics
Applied Sciences in Biomedical and Communication Technologies
IEEE
2009

60. Castellanos Abrego, Pilar
Electrofisiología humana
Universidad Autónoma Metropolitana
1a. edición
México, 1997

61. 3M
3M™ Red Dot™ Monitoring Electrode 2223

<http://multimedia.3m.com/mws/mediawebserver?mwsId=66666UF6EVsSyXTtnXMt4xf2EVtQEVs6EVs6EVs6E666666--&fn=Red%20Dot%202223.pdf>

62. Texas Instruments

LM35

<http://www.ti.com/lit/ds/symlink/ptno4050c.pdf>

63. Analog Devices

Low Cost Low Power Instrumentation Amplifier

http://www.analog.com/static/imported-files/data_sheets/AD620.pdf

64. American National Standard

ECG cables and leadwires

ANSI/AAMI EC53:1995/(R)2001

2001

65. Microchip

TC7660

<http://www.microchip.com/downloads/en/DeviceDoc/21465C.pdf>

66. Texas Instruments

PTNo4050

<http://www.ti.com/lit/ds/symlink/ptno4050c.pdf>

67. Fairchild

LM78XX/LM78XXA3-Terminal 1 A Positive Voltage Regulator

<http://www.fairchildsemi.com/ds/LM/LM7805.pdf>

68. Fairchild Semiconductor

LM78XX/LM78XXA3-Terminal 1 A Positive Voltage Regulator

<http://www.fairchildsemi.com/ds/LM/LM7805.pdf>

69. Fairchild Semiconductor

KA79XX / KA79XXA / LM79XX 3-Terminal 1 A Negative Voltage Regulator

<http://www.fairchildsemi.com/ds/LM/LM7905.pdf>

70. Everlight

5mm Infrared LED, T-1 3/4 IR383

http://www.everlight.com/datasheets/IR383_datasheet.pdf

71. Analog devices

Integrated Circuit True RMS-to-DC Converter

http://www.analog.com/static/imported-files/data_sheets/AD536A.pdf

72. Everlight

5mm Phototransistor T-1 3/4

<http://www.everlight360.com/download.php>

73. Ulrich T. Karl
Diseño y desarrollo de productos
4a. Edición.
McGrall Hill
México,
2009
74. SENIAM
Project SENIAM
<http://www.seniam.org/>
75. Moya-Albiol, Luis
Empleo de estresores psicológicos de laboratorio en el estudio de la respuesta psicofisiológica al estrés.
Anales de psicología
Vol. 17
junio de 2001
Servicio de Publicaciones de la Universidad de Murcia.
76. Galán Cuevas, Sergio
Estrés y Salud
Manual Moderno
México, 2012
77. Guarneros Roniger, Daniela Deyanira
Evaluacion de la respuesta psicofisiologica al estrés y su relación con la calidad del sueño.
Facultad de Psicología – Universidad Nacional Autónoma de México
México, 2010
78. Real Academica Española
Version en línea: <http://www.rae.es>
Consultado: 17 de marzo del 2014
79. Cordero Gulá Pablo
Apuntes de bioquímica humana metabolismo intermedio
Universidad de cuencas - Facultad de ciencias médicas
80. Ganong, William
Fisiología Médica
Manual Moderno
16a. edición
México