

PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ

FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA



PONTIFICIA
**UNIVERSIDAD
CATÓLICA**
DEL PERÚ

SISTEMA DE MONITOREO Y ALIVIO DEL STRESS Y LA ANSIEDAD

Tesis para optar el Título de Ingeniero Mecatronico, que presenta el bachiller:

Luiggi Everth Sly Tello Alegria

ASESOR: Ericka Patricia Madrid Ruiz

Lima, mayo del 2014



Resumen

El presente proyecto consiste en el diseño de un **Sistema de Monitoreo y Alivio del Stress y la Ansiedad**. Este sistema se encarga de recepcionar las señales del cuerpo que distintos estudios han correlacionado con el stress y que son usadas para diagnosticar el estado anímico de la persona. Usando estas señales se activan elementos masajeadores en la parte posterior del cuello del usuario aplicando una presión similar a la producida por un masajista humano. La intensidad con que se aplican los masajes será variada acorde a la reacción del usuario ante el estímulo, generándose así un masaje inteligente adaptado al paciente.

Este sistema está dividido en 2 subsistemas con funciones específicas que en conjunto realizan el proceso ya descrito, pero además pueden ser usados por separado como unidades independientes. El primer subsistema es una sistema de adquisición de datos, portátil (60x50x30mm) y cuenta con batería autónoma de hasta de 15 horas de funcionamiento. El segundo subsistema se encarga de realizar los masajes, este requiere de conexión externa a 12VDC y está recubierto por espuma de poliuretano, esta espuma es densa por lo que provee de rigidez al elemento sin restarle comodidad.

Índice

1. Presentación de la problemática.....	5
2. Requerimientos del sistema mecatrónico y presentación del concepto.....	7
2.1 Requerimientos del sistema mecatrónico.....	7
2.2 Concepto del sistema mecatrónico.....	8
3. Sistema mecatrónico.....	10
3.1 Diagrama de funcionamiento del sistema mecatrónico.....	10
3.2 Sensores y actuadores.....	12
3.3 Planos del sistema mecatrónico.....	16
3.4 Diagramas esquemáticos de los circuitos del sistema mecatrónico.....	19
3.5 Diagramas de flujo del programa de control.....	24
4. Presupuesto.....	27
5. Conclusiones.....	30
Bibliografía.....	31
Anexos	
Anexo 1: Cálculos	
Anexo 2: Proformas	
Anexo 3: Experimentos de adquisición de señales	
Anexo 4: Planos	

Capítulo 1

Presentación de la problemática

El estrés es una reacción natural del cuerpo ante impulsos externos que son considerados dañinos o peligrosos. La reacción cerebral es guiada por el sistema Hipotalámico-pituitario-adrenal, este sistema ordena la liberación de hormonas, esteroides y neurotransmisores que agudizan nuestros sentidos, aumentan el flujo sanguíneo, reducen nuestra memoria de corto plazo, además de otras reacciones evolucionadas de un ambiente primitivo en que estas características resultan beneficiosas para un exitoso escape o confrontación [2].

La reacción natural o primitiva ante un estímulo de peligro es de *Estrés Agudo*, es decir instantánea. Los cambios se producen en un intervalo corto de tiempo y perduran brevemente luego de desaparecido el estímulo. Por otra parte, circunstancias modernas nos colocan en situaciones de continua exposición: trabajo, estudio, problemas en el hogar, estrés postraumático, etc. Esto se conoce como *Estrés Crónico* y debe ser controlado por el bien del afectado.

El estrés crónico es considerado como la “Peste negra del siglo 21” [1] pues se extiende raudamente en sociedades modernas y está directamente relacionada con la aceleración de distintas enfermedades. Aunque este apelativo es bastante crudo, quizá exagerado, es verdad que es una condición preocupante dado que agrava casi cualquier enfermedad, pues el estado anímico de la persona influye en los sistemas respiratorio y digestivo e incluso empeora la condición de pacientes con enfermedades graves (Cáncer, Diabetes, etc.)

Dado el fuerte impacto en la vida moderna, surge la necesidad de contrarrestar no solo los síntomas sino también la causa del estrés, por ello se han desarrollado distintos métodos que van desde terapias psicológicas objetivas (Cognitive-Behavioral Therapy) hasta tratamientos relajantes más subjetivos (acupuntura) e incluso pseudocientíficos (reflexología). Sin embargo, la eliminación del estrés crónico es un proceso lento, que requiere constancia y está casi enteramente en manos del paciente.

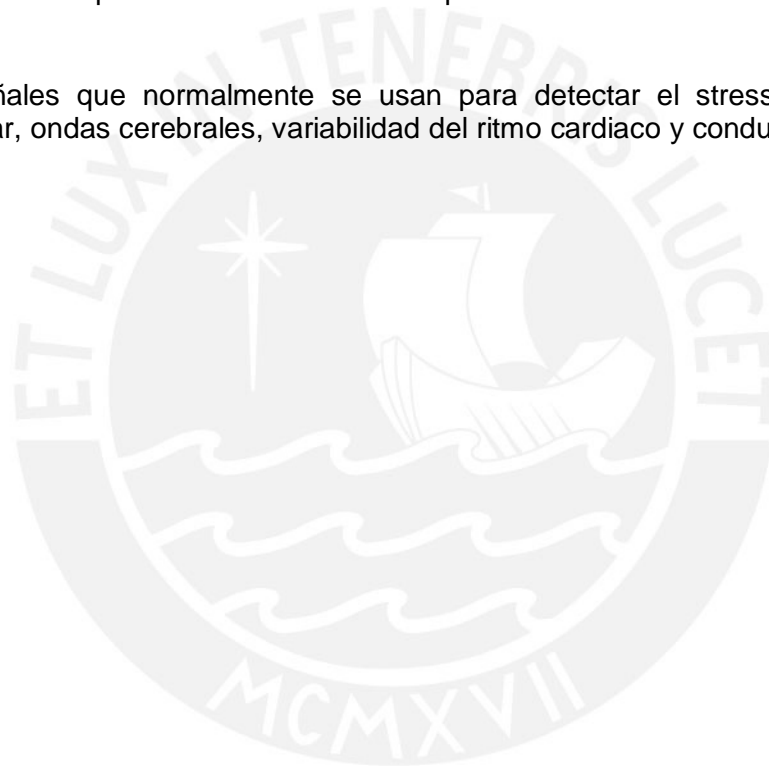
En términos generales la persona que sufre de estrés debe cambiar sus hábitos de vida para mejorar su condición. Esto incluye mejorar su alimentación, hacer deporte y dedicar parte de su tiempo a algún propósito mayor (religión, comunidad, hobby, etc.), además de tratar abiertamente las causas de su estrés con su pareja, familia, jefe y compañeros de trabajo [2]. El paciente se ve entonces frente a una empresa larga y trabajosa pero con objetivos concretos.

Hasta este momento se ha descrito la problemática general, ahora se presentan problemas más puntuales alrededor de esta situación compleja:

- Normalmente el paciente solo cuenta con una vaga sensación subjetiva que define como “sentirse estresado” sin embargo ¿Cómo saber cuáles son los verdaderos estímulos que disparan las reacciones de estrés en el paciente y cuando suceden?

- Cada persona es distinta y sufren de estrés en distintos niveles y formas, cuando un paciente en particular empieza un tratamiento, ¿Cómo puede saber si el tratamiento tiene un efecto significativo o cual tratamiento es mejor para él?
- El paciente no tiene las facilidades de llevar registro de su estado en todo momento o poder apreciar su avance independientemente de asistencia médica a cualquier hora o como apoyo para saber expresamente cuando requiere relajarse y aplicar alguno de los métodos tradicionales.
- Dispositivos electrónicos de masajes convencionales no son personalizados y no responden a las necesidades particulares del usuario.

Las señales que normalmente se usan para detectar el stress son: la tensión muscular, ondas cerebrales, variabilidad del ritmo cardiaco y conductividad de la piel.



Capítulo 2

Requerimientos del sistema mecatrónico y presentación del concepto

En el presente capítulo se mencionan los requerimientos que deben ser cumplidos y tomados en cuenta durante el diseño del sistema. Primero se describen los requerimientos según su naturaleza y luego se propone una solución que contemple todos los puntos tratados de forma efectiva y eficiente.

2.1 Requerimientos del sistema mecatrónico

2.1.1 Requerimientos Físicos

- **Portable.-** Es el requerimiento físico básico. El propósito de este sistema es ser usado para evaluar las señales de ansiedad y stress en la vida cotidiana o para investigación médica con la menor perturbación posible en el usuario, por tanto tiene que ser tanto ligero como de reducidas dimensiones.
- **Seguro.-** Como este es un aparato electrónico en contacto con una persona, debe garantizarse que la persona no vaya a ser lesionada por descargas eléctricas, quemaduras por electricidad o falla de la batería. Así también que los materiales en contacto con la piel sean hipoalergénicos y no causen molestias.
- **Práctico.-** El sistema debe poder ubicarse en aéreas donde no interfiera con las actividades normales, por ejemplo en la muñeca, el brazo o el tobillo. Debe ser fácil de colocar y retirar.

2.1.2 Requerimientos Eléctricos - Electrónicos

- **Confiabilidad.-** Las señales captadas por el aparato tienen que ser confiables y un verdadero reflejo de la carga cognitiva en el usuario, para así poder ser de real ayuda en la detección de los causantes del stress y en la mejoría del paciente. Como en general distintas situaciones emocionales generan las mismas señales el análisis de los datos se debe llevar a cabo con cuidado y criterio.
- **Efectivo.-** El usuario debe poder comprender claramente el significado de las señales visuales y maniobrar fácilmente las características del Módulo.
- **Autónomo.-** Debido a su modo de uso, este equipo no debe limitar al usuario a una sola locación, sino permitir su libre desplazamiento. Por ello contara con una batería recargable que soporte al menos 6 horas de uso continuo.
- **La autonomía también implica que pueda almacenar los datos relacionados con el stress durante largos periodos para poder luego ser visualizados por un especialista o el usuario en un computador o un Smartphone. Deben poder almacenarse al menos 6 horas de información.**

2.1.3 Requerimientos de Control

- Se debe adquirir las señales del cuerpo como tensión muscular o ritmo cardiaco con una frecuencia de muestreo adecuada. Se obtendrán al menos 2 señales distintas, por tanto son necesarios al menos 2 puertos ADC.
- Se debe desarrollar un algoritmo que relacione las señales biológicas adquiridas con el método que actúa sobre el usuario.

2.2 Concepto de la solución

La propuesta planteada se basa en el concepto de Biofeedback, el proceso por el cual el paciente recibe información expresa de su estado anímica y es un método que abre enormes posibilidades de comunicación no solo en terapia [1] sino también de interacción con el entorno [3]. Un esquema de su funcionamiento se presenta en la Figura 2-1. Incluso es posible usar esta información para restringir o regular el comportamiento del usuario como en sus vehículos [4] o sus hogares [5].

Los datos que se pueden obtener del comportamiento humano son variados: Posición, desplazamientos, acciones frecuentes, posiciones frecuentes, etc. Además es posible obtener datos biológicos asociados al estado anímico y que también se relacionan al comportamiento como la tensión muscular, las ondas cerebrales, el ritmo cardiaco y la conductividad de la piel.

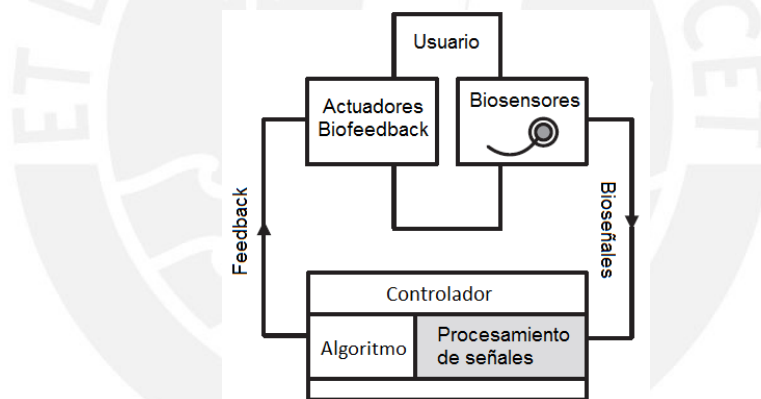


Fig. 2-1: Esquema de bloques del modelo Biofeedback [1]

Normalmente las acciones de control sobre el stress y la ansiedad las lleva a cabo el usuario con técnicas de respiración [7] u otros similares visualizando su estado actual en un dispositivo de adquisición.

Por otra parte es posible influenciar al menos de manera indirecta sobre el estado del usuario para ayudarlo con la relajación. Por ejemplo, uno de los síntomas relacionados con la aparición del stress es la excesiva tensión de los músculos y la reducción de la irrigación sanguínea en varias zonas del cuerpo, normalmente brazos y cuello [2].

Para la disminución de esta tensión muscular es efectiva la terapia de masajes que reduce los niveles de *Cortisol*, induce a la relajación y está ligado psicológicamente con el manejo del stress; es decir si cuando nos estresamos los músculos se tensan, cuando los músculos se relajen la mente “cree” que ya no hay necesidad de generar señales de stress y los anula. En este sentido existen dispositivos diseñados para ejercer estímulos de relajación de diversos tipos como variedad de masajeadores, simuladores de acupuntura o de estimulación eléctrica. Sin embargo cualquiera de

estos solo realiza una acción predeterminada sobre el cuerpo y no recibe ninguna retroalimentación sobre su real efectividad.

La propuesta es un sistema mecatrónico que se encargue de obtener información en tiempo real del estado del usuario desde un elemento en forma de pulsera y la envíe a un elemento masajeador colocado en el cuello del usuario para que este modifique su acción en base a la respuesta del paciente.

La ventaja de separar las funciones del sistema en 2 módulos de trabajo es que ambos pueden ser usados de forma independiente para finalidades específicas. Por ejemplo se puede usar solo el Módulo de Adquisición para evaluar a un paciente durante un periodo de tiempo frente a estímulos de stress.

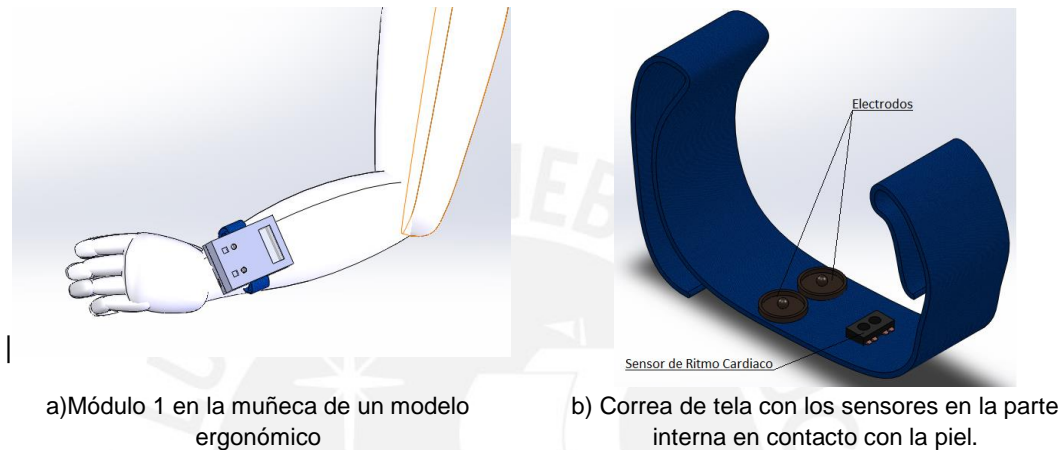


Fig. 2-2

Las figuras 2-2 y 2-3 muestran la ubicación típica de los módulos en una persona: El módulo de adquisición es ajustado a la muñeca mediante una correa ajustable con los sensores en contacto con la piel; El módulo masajeador se coloca con los elementos masajeadores sobre la parte posterior del cuello y los brazos de espuma de poliuretano apoyados sobre los hombros y sujetando firmemente a los lados del cuello como se observa en la figura 2-3.

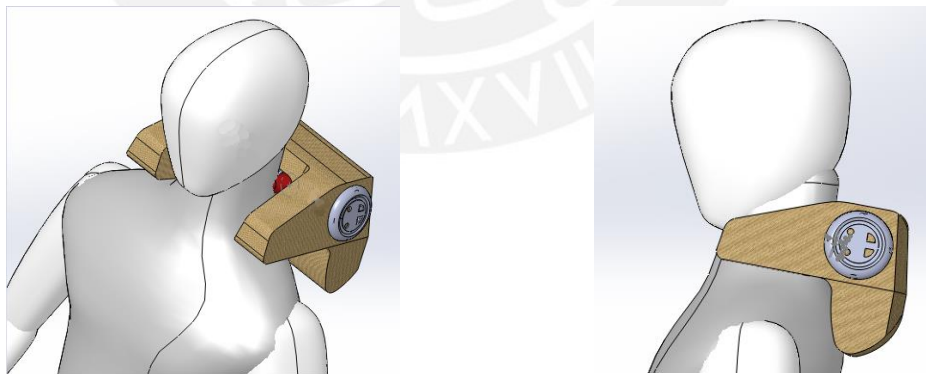


Fig. 2-3: Módulo 2 colocado en el cuello de un modelo ergonómico.

Capítulo 3

Sistema mecatrónico

En el presente capítulo se detalla cada subsistema que conforma el proyecto, se definen de forma específica las funciones que se cumplen en cada etapa y se mencionan en particular que sensores y que actuadores se han elegido, además se describe el principio de funcionamiento en que estos se basan. La visión global se aprecia en el diagrama de bloques de la Figura 3-1 en la página siguiente.

3.1 Sistema mecatrónico

3.1.1 Módulo 1: Adquisición de señales.- Su principal función es adquirir las bioseñales del cuerpo y utilizar los datos para hacer un diagnóstico cualitativo para uso directo del usuario. El módulo obtendrá 2 señales que se encuentran altamente correlacionadas con los niveles de stress y carga cognitiva, estos son: Conductividad de la piel y Variabilidad del ritmo cardíaco; que serán medidos por una resistencia y un fotoemisor-receptor respectivamente. Por último este dispositivo tiene la propiedad de poder ser usado de forma independiente y autónoma durante el día sin interferir con las labores cotidianas del usuario.

3.1.1.1. Adquisición de señales.- Las señales son tomadas por dos sensores ubicados en la muñeca que miden la conductividad de la piel y el ritmo cardíaco. Los sensores son de reducidas dimensiones, no invasivos y de bajo consumo eléctrico.

3.1.1.2. Sistema de Procesamiento de señales.- Las señales pasan a través de un filtro pasa bajos para atenuar el ruido y posibles errores de medición y llegan al micro controlador. El micro controlador, un PIC16F1459, se encarga de recibir las señales, almacenarlas en la memoria y calcular un indicador cualitativo (algoritmo de regresión logística, debe obtenerse experimentalmente) que se mostrará en el Sistema Indicador.

3.1.1.3. Sistema Indicador.- Consiste en una escala de rojo a verde compuesta por 2 leds e indica el nivel de ansiedad que presenta la persona. La intensidad de los leds es controlada vía PWM.

3.1.1.4. Sistema Almacenamiento.- Consiste en una memoria para 12 horas de almacenamiento, para ello se eligió MRAM de 1MB de la empresa Everspin. En esta se almacenarán los datos obtenidos, el indicador de estado, la fecha y la hora. El cálculo de la cantidad de datos que se almacenarán se encuentra detallado en el Anexo 1 **Cálculos**.

3.1.1.5. Sistema de Comunicación Bluetooth.- La comunicación entre módulos es vía Bluetooth, para ello se dispone de un dispositivo HC-06 encargado de realizar la conversión de serial (RS232) a Bluetooth. El Módulo 1 es capaz de transmitir y recibir y es capaz de conectarse no solo al Módulo 2, sino también con otros dispositivos como computadores y smartphones.

3.1.1.6. Alimentación.- La alimentación estará dada por una batería Li-ion de 3.7VDC Panasonic 1700mAh. El cálculo del requerimiento de corriente se detalla en el Anexo **Cálculos**.

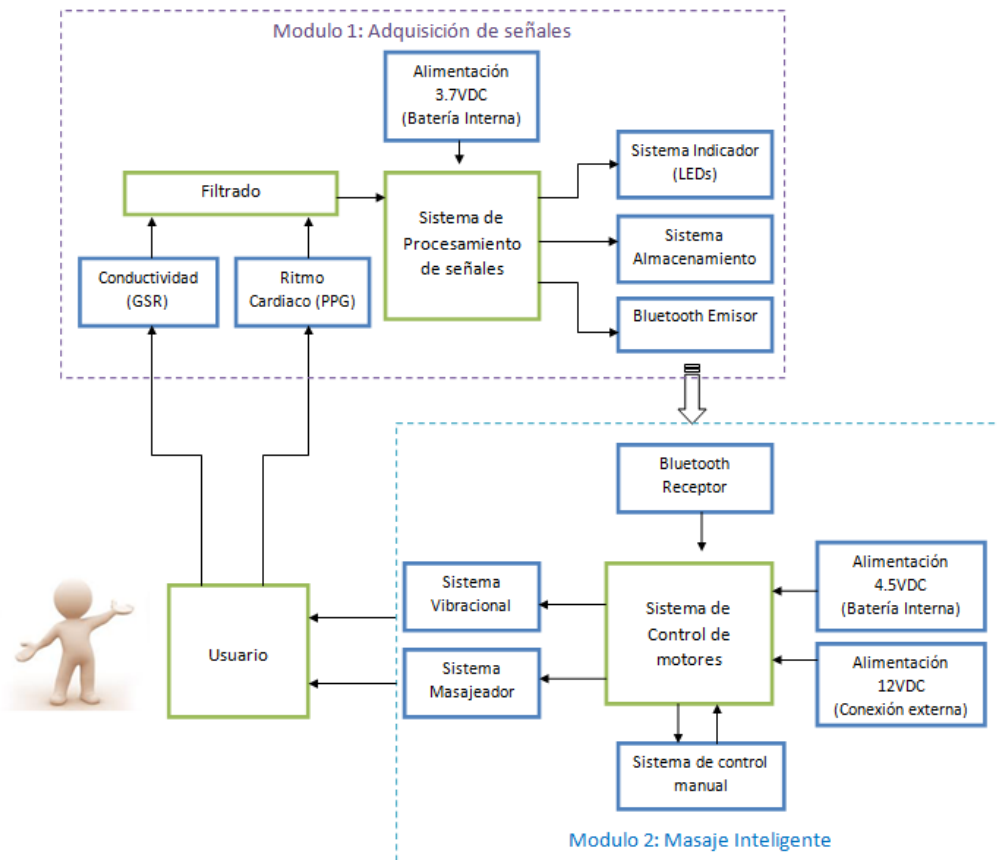


Fig. 3-1: Diagrama de bloques del Sistema Completo

3.1.2 Módulo 2: Masaje Inteligente.- Este módulo es el encargado de ejercer acción directa sobre el usuario, para ello se dispone de dos acciones distintas. La primera es un efecto vibrador que es común a la mayoría de masajeadores, la segunda es un dispositivo masajeador que imita los movimientos circulares de los pulgares sobre el cuello.. Este módulo puede trabajar en 2 modos de funcionamiento distintos, el primero de forma independiente y el segundo con retroalimentación por parte del Módulo 1 para variar la intensidad de las acciones de masaje.

3.1.2.1. Sistema Vibracional.- La vibración es una característica común a la mayoría de masajeadores comerciales debido a la sensación relajante que produce. Esta será una función permanente en el Módulo 2, se accionará una fuente de energía de 4.5 voltios.

3.1.2.2. Sistema Masajeador.- El Sistema de masajes está basado en el movimiento circular realizado por los pulgares del masajista en el cuello del paciente. Para esto se diseñaron elementos que imitan la forma y dimensión de los pulgares y que mediante su rotación ejercen y liberan presión sobre el área posterior del cuello. La velocidad de los motores encargado del masaje son controlados vía PWM.

3.1.2.3. Sistema interfaz.- Es usado para que el usuario pueda darle las instrucciones básicas al masajeador. Consta de 3 opciones: Encendido/Apagado, Modo Independiente y Modo Sincronizado.

3.1.2.4. Alimentación.- Este módulo consta de 2 distintas fuentes de alimentación. La primera es para los elementos digitales y el motor de vibración y consiste en 3 pilas AAA. En conjunto las pilas ofrecen un voltaje de 4.5VDC y 3300mAh. La segunda es una entrada para alimentación externa de 12VDC.

3.2 Sensores y actuadores

3.2.1 Sensores

3.2.1.1. Respuesta Galvánica de la Piel (GSR) también conocida como *Respuesta de Conductividad de la Piel (SCR)* es el fenómeno durante el cual la piel se vuelve un mejor conductor eléctrico debido a un estímulo psicológico, ya sea interno o externo. Esta excitación psicológica está ligada a la aparición de emociones [8] y revela que algún proceso mental intenso se está llevando a cabo [20]. El principio se ilustra en la Figura 3-2.

Para realizar la medición se usará una fuente (batería) de 3.7VDC que se aplica a la piel a través de un potenciómetro y 2 electrodos de níquel-plata. El potenciómetro es usado en vez de una resistencia debido a que el nivel de conductividad base de la piel varía según edad, sexo, raza y de individuo a individuo por ende debe graduarse según el usuario [10]. El dispositivo cuenta internamente con un potenciómetro, pero este solo es accesible por un técnico y no está diseñado para el uso directo del usuario.

El material de los electrodos es usado debido a que es un material conductivo comúnmente usado en prendas de vestir y accesorios como botones o ganchos, por lo que es económico y fácil de adquirir. Esta señal será medida de forma analógica por el micro controlador, pero antes deberá pasar por un filtro pasa bajos para eliminar señales de ruido que se acoplen durante la medición. El cálculo de los componentes del filtro se detalla en el anexo **Cálculos**. La conductividad es medida en Siemens(S), inversa del Ohm.



Fig. 3-2: Funcionamiento de la piel como divisor de voltaje, principio de funcionamiento del GSR, imagen extraída de Element14 [29] y la revista online www.mekasine.com

3.2.1.2. Variabilidad de Ritmo Cardíaco (HRV).- Esta señal es elegida debido a su fácil obtención y el extenso estudio que hay sobre ella. La variabilidad también refleja cambios en señales vitales debido al stress incluso cuando otros parámetros se encuentran en sus rangos normales. Por ejemplo aparatos comerciales para tratamiento del stress crónico como el Q

–sensor™ y el StressEraser™ [7] basan su funcionamiento en esta señal como medida del stress y basan su terapia en el dominio de esta.

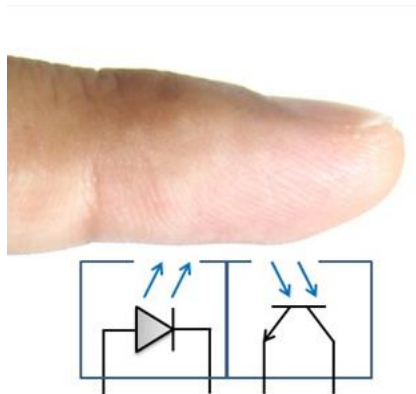


Fig. 3-3. Principio de funcionamiento de un sensor PPG reflexivo. Imagen obtenida de Embedded Labs.

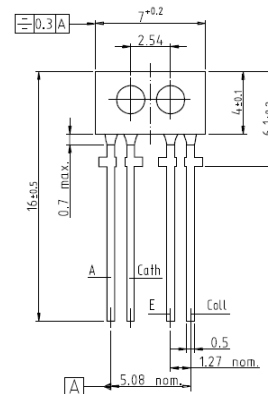


Fig. 3-4: TCRT1000 fabricado por VISHAY.

Primero es necesario obtener el pulso cardiaco, para ello se utilizara el método de la Fotopleletismografía (PPG). El sensor consiste en un foto-emisor y un foto-transistor, en la aplicación típica se ubican los sensores a ambos lados de la piel y se obtiene la cantidad de luz que no es absorbida por la piel. La desventaja es que se restringe el número de ubicaciones posibles a normalmente el lóbulo de la oreja y la punta de los dedos [11], [12].

Para este proyecto se empleará el método PPG reflexivo, que consiste en ubicar al emisor y al receptor al mismo lado del tejido, de forma que el receptor capture la luz que no es absorbida sino la que es reflejada por la piel durante el flujo sanguíneo como se ve en las figuras 3-3 y 3-4. Para cumplir esta función se eligió un sensor reflexivo TCRT1000, normalmente usado como dispositivo de conmutación o sensor de presencia. Este es un sensor de bajo consumo: 0.5mA a la salida, y de dimensiones reducidas: 2.5mm de grosor.

Como se detalla más adelante en el anexo **Cálculos**, la frecuencia cardiaca no puede superar los 3Hz; entonces, para poder muestrear correctamente nuestra frecuencia de Nyquist es de 6Hz y nuestra frecuencia de muestreo debe ser mayor a esta. Se definirá un muestreo de 24Hz para obtener una señal fina y confiable.

3.2.2 Actuadores

3.2.2.1. Motor para vibración.- Se ha elegido para esta función un Motor DC RC280RA2485 de la marca Jameco de 4.5VDC. El consumo de este motor es de 0.023A sin carga y de 0.24A en máximo potencia. Para generar el efecto de vibración en el masajeador se adicionará una carga excéntrica en el eje de salida del motor. Ilustrado en las Figuras 3-5 y 3-6



RC280RA2485 (F-7089C460): Motor DC 10.3KRPM@4.5VDC 0.11 Inch Solder Tabs

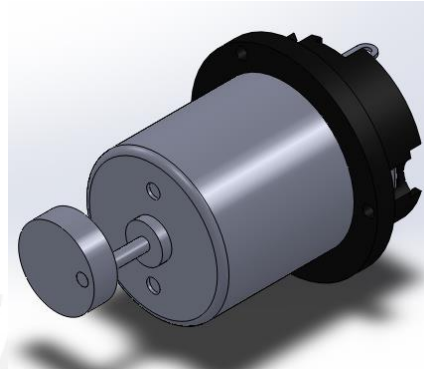


Fig.3-5: Motor Jameco 4.5VDC

Fig3-6: Solido representando el motor, carga y acople.

3.2.2.2. Motor para masajes.- Se ha determinado que para conseguir el efecto necesario de presión con el elemento masajeador es necesario un motor que como mínimo posea un torque de 0.27N.m (2.72Kg.cm). Con este dato se ha elegido un Motor con caja reductora 38-007 de la marca Jameco de 12VDC y 3.2 Kg.cm de torque. El cálculo del torque necesario para realizar la acción se encuentra detallado en el Anexo 1 **Cálculos**. Las imágenes 3-7 y 3-8 muestran a los motores y la figura 3-9 el ensamble completo.



38-007: 12VDC Reversible Gear Head Motor (DC Gearhead)

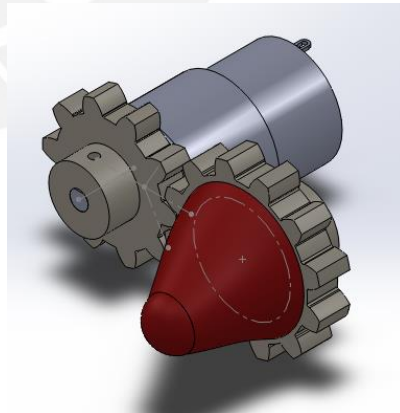


Fig.3-7: Motor con caja reductora de Jameco

Fig.3-8: Motor junto a transmisión y elemento masajeador.

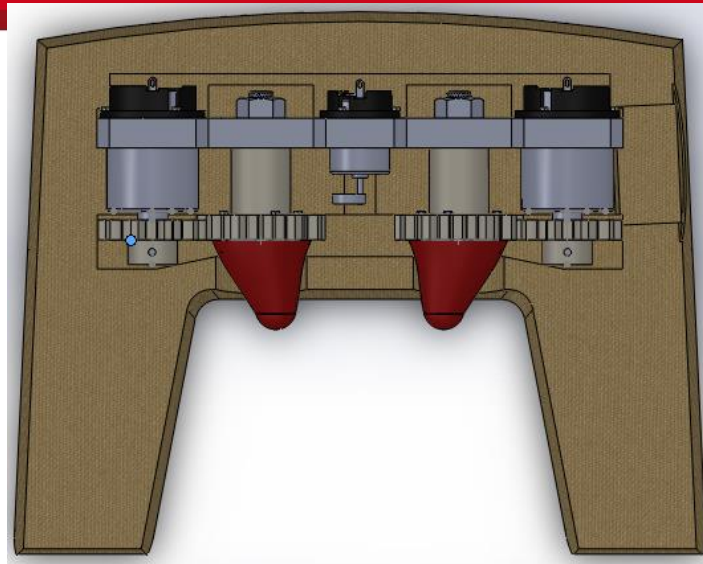
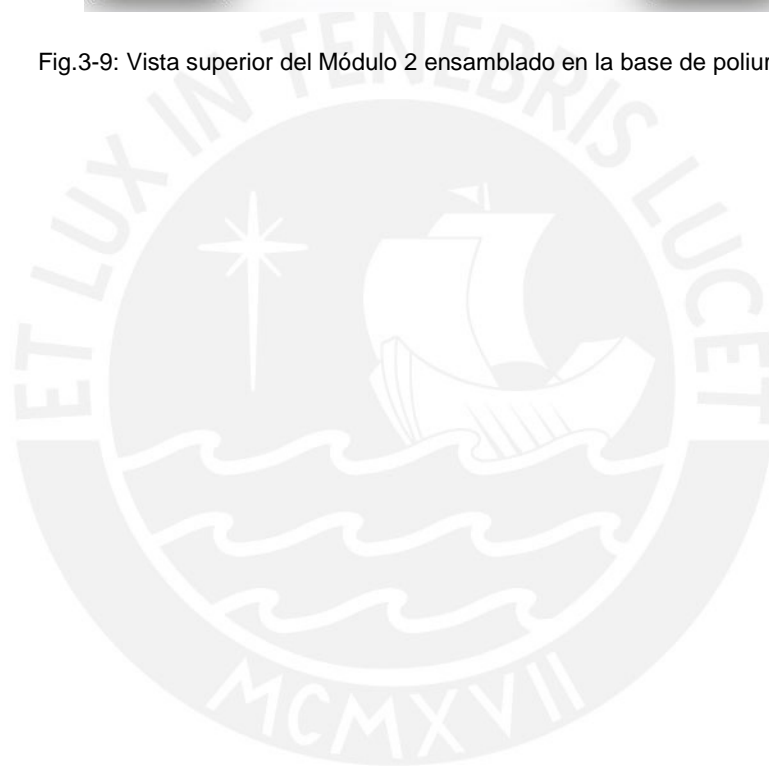


Fig.3-9: Vista superior del Módulo 2 ensamblado en la base de poliuretano.



3.3 Planos del sistema mecatrónico

Los planos de las figuras 3-10 y 3-11 consisten en la carcasa del Módulo 1, dentro de esta carcasa se encuentran los circuitos de procesamiento, transmisión y alimentación. En el lateral de la carcasa se encuentra un espacio por donde se ubicará la correa de sujeción y en esta los sensores en contacto directo con la piel.

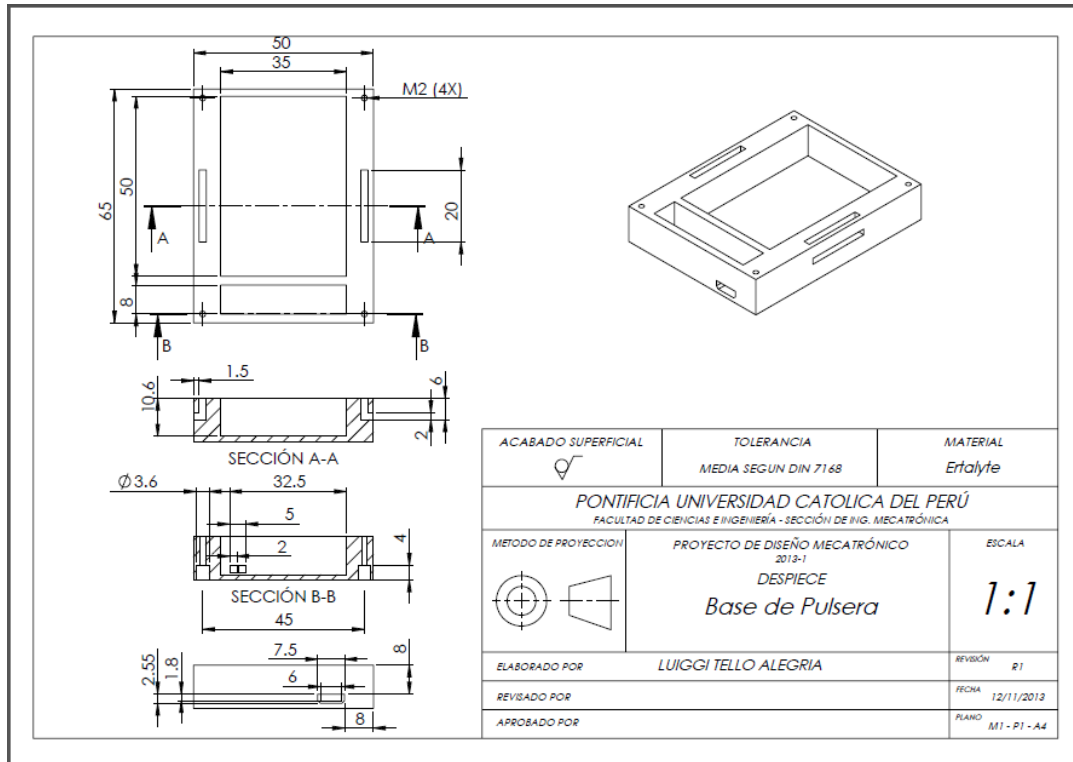


Fig.3-10: Base del Módulo 1 sobre ella se coloca la batería y el circuito cargador.

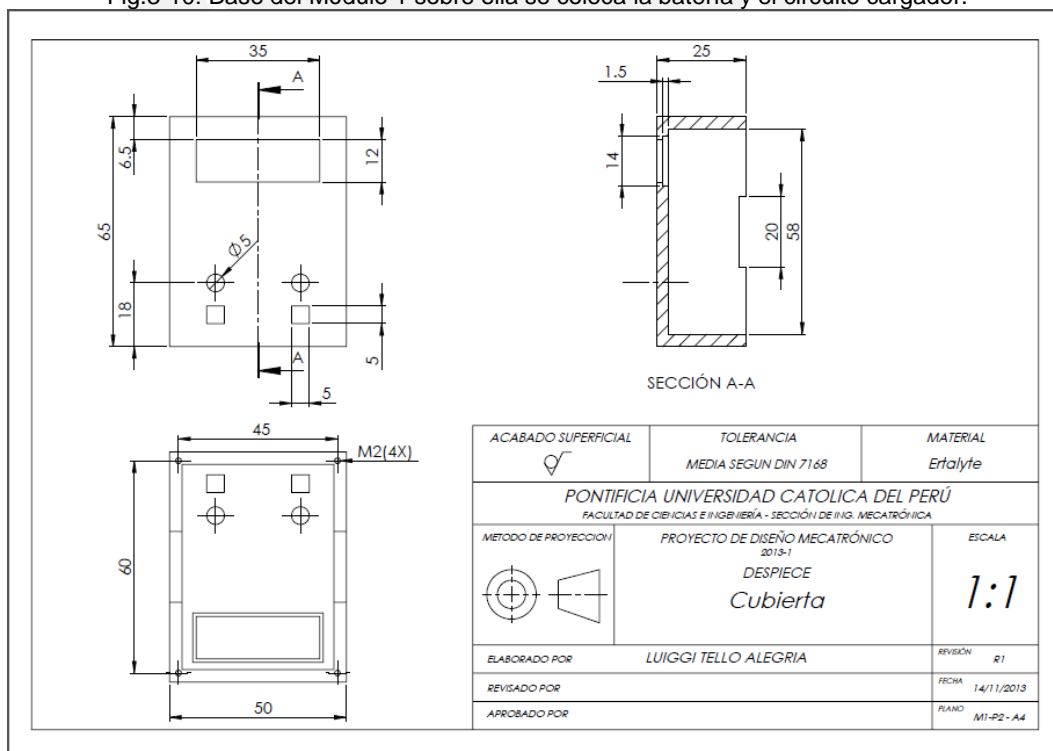


Fig.3-11: Cubierta de la carcasa, en ella se ubican los botones y leds

La Figura 3-12 muestra el plano de la base central del masajeador, que va montada

dentro del cuerpo de espuma. La Figura 3-13 detalla al elemento masajeador que ira unido a la base mediante un eje.

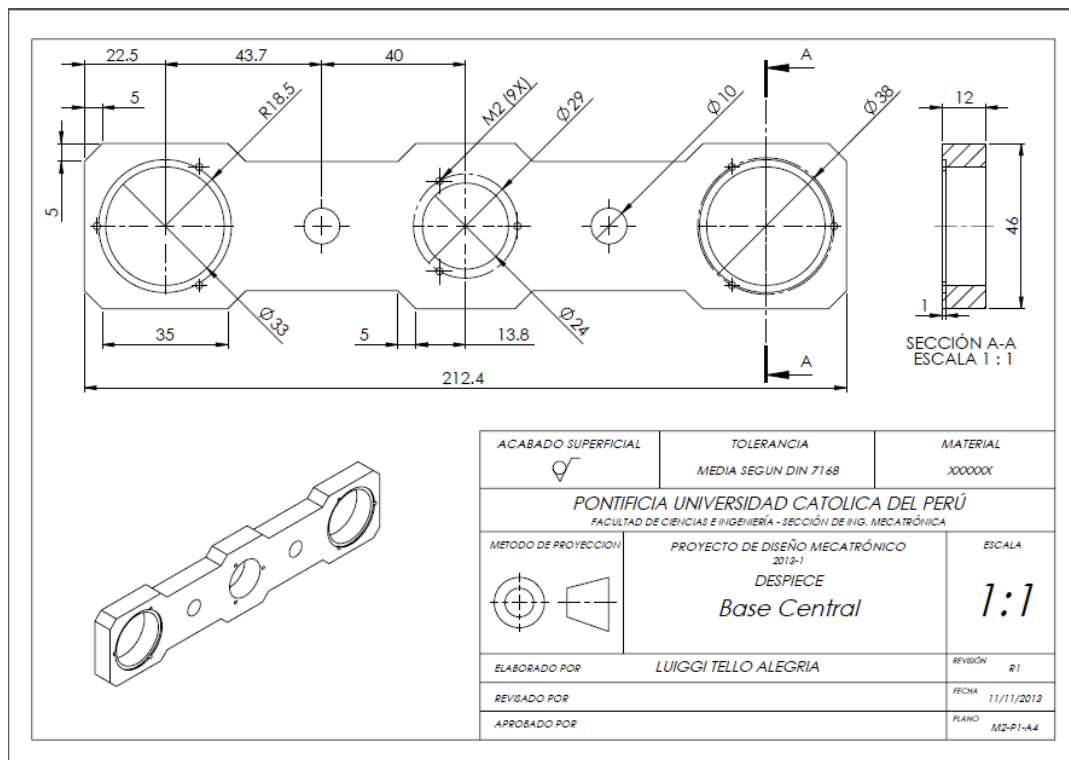


Fig.3-12: Base central del masajeador, en esta pieza se montan los motores y sus soportes.

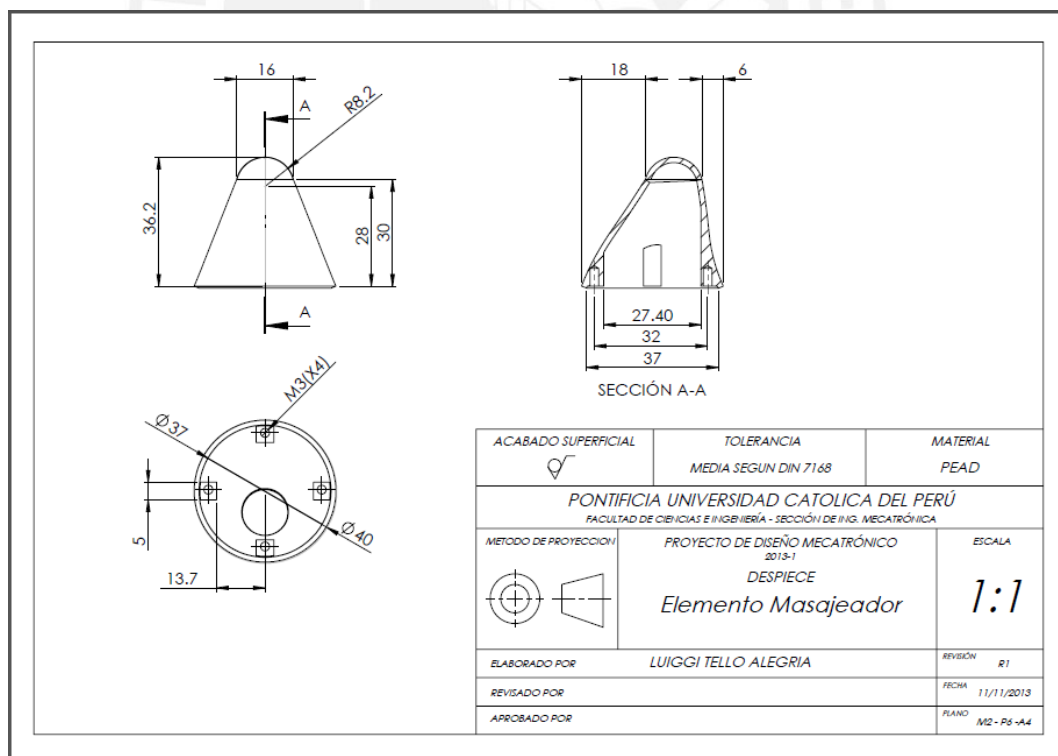


Fig.3-13: Masajeador que asemeja al perfil de un dedo pulgar.

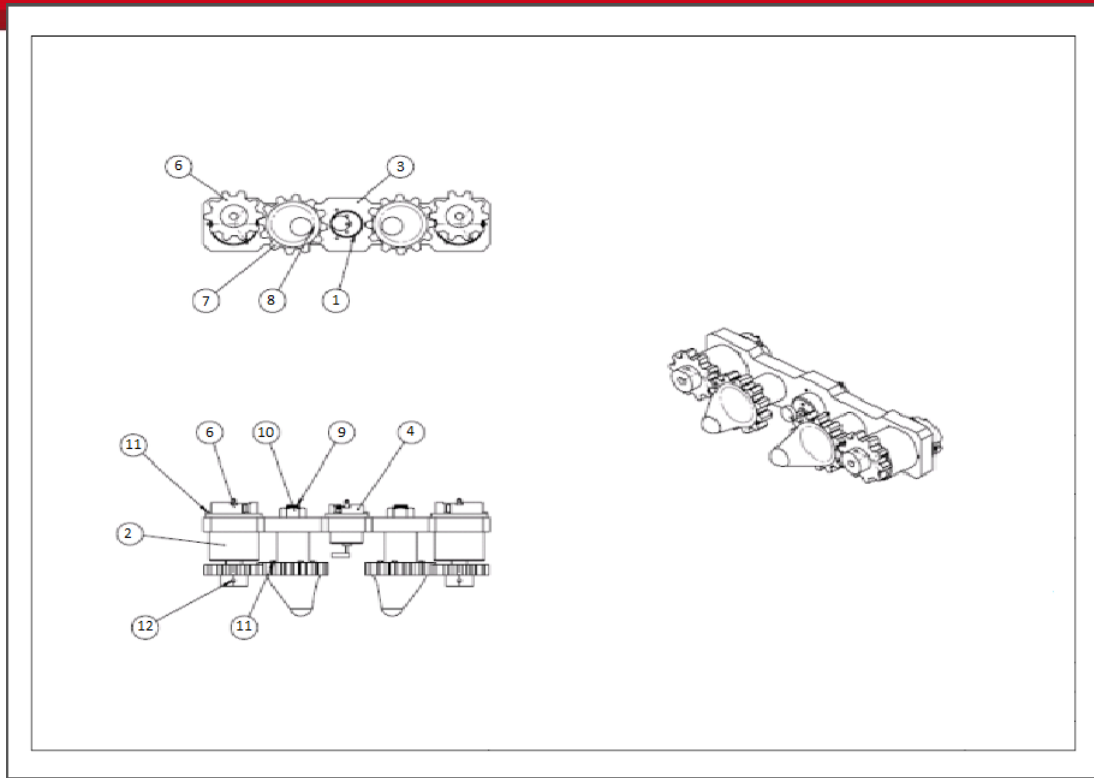


Fig.3-14: Ensamble total del Masajeador.

12	20	Tornillo Prisionero Allen M2x4	DIN-913		
11	20	Perno Hexagonal M2x12	DIN-912		
10	2	Tuerca Hexagonal M10	DIN-912		
9	2	Perno Hexagonal M10x60	DIN-912		
8	1	Masajeador		PEAD	
7	2	Acople de Masajeador		Ertalyle	
6	2	Acople de Motor Masajeador		Ertalyle	
5	2	Soporte de GearMotor DC JAMECO		Ertalyle	
4	1	Soporte de Motor DC JAMECO		Ertalyle	
3	1	Base central		Ertalyle	
2	1	Gearmotor DC Source Engineering			
1	1	Motor DC JAMECO			
POS	CANT	DESCRIPCIÓN	NORMA	MATERIAL	OBSERVACIONES
PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA - SECCIÓN DE ING. MECATRÓNICA					
MÉTODO DE PROYECCIÓN		PROYECTO DE DISEÑO MECATRÓNICO 2013-1		ESCALA	
		ENSAMBLE Masajeador		1:2	

Fig.3-15: Numeración del ensamble

La figura 3-14 muestra el ensamble completo del masajeador, incluyendo los tornillos y pernos en sus ubicaciones. La figura 3-15 es el detalle de la numeración del ensamble, retirado de la imagen anterior para mejor visibilidad.

3.4 Diagramas esquemáticos de los circuitos del sistema mecatrónico

El Módulo 1 consta de tres tarjetas acopladas una sobre otra. Las Figuras del 3-16 al 3-20 muestran los esquemáticos de cada circuito descrito. El nivel inferior comprende el circuito cargador y tiene como entradas los polos positivo y negativo de la batería así como de una alimentación externa. La salida del circuito es la alimentación de los demás circuitos. Este está formado principalmente por el integrado BQ24707 que alimenta al sistema con la batería, entrada externa o ambos según disponibilidad y solicitud.

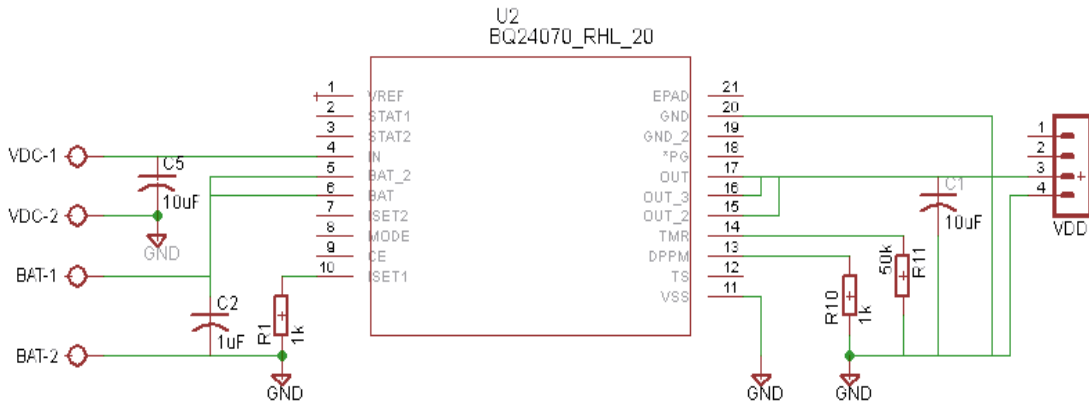


Fig.3-16 Esquemático del circuito cargador.

El nivel intermedio contiene el microcontrolador, los conectores para los sensores, los filtros y la memoria SPI. Las resistencias son de montaje superficial para ahorrar espacio al igual que los transistores. Las salidas de este circuito son los led indicadores de encendido y de nivel de stress y la comunicación RS232 hacia el circuito Bluetooth HC-06 en el nivel superior.

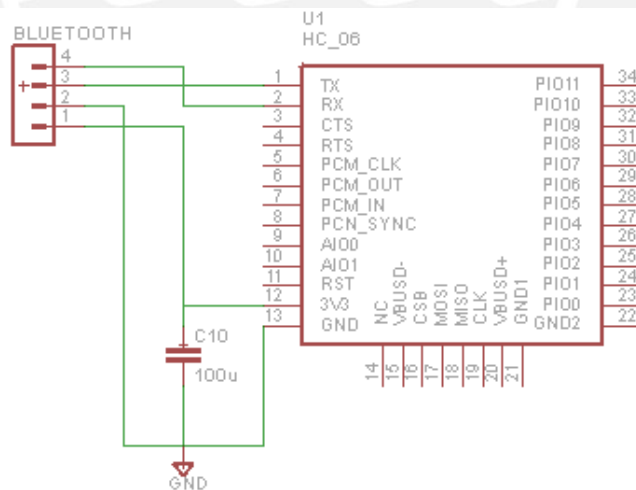


Fig. 3-17 Esquemático del módulo Bluetooth, condensador de protección a la entrada y led indicador de sincronización.

El microcontrolador elegido es un PIC16F1459, gracias a que cuenta con el número de entradas analógicas necesarias, salidas PWM, comunicación SPI y RS232. Además todos los pines de las necesidades mencionadas son independientes. De la gama de controladores Microchip este era el PIC de menor tamaño que cumplía con los requerimientos.

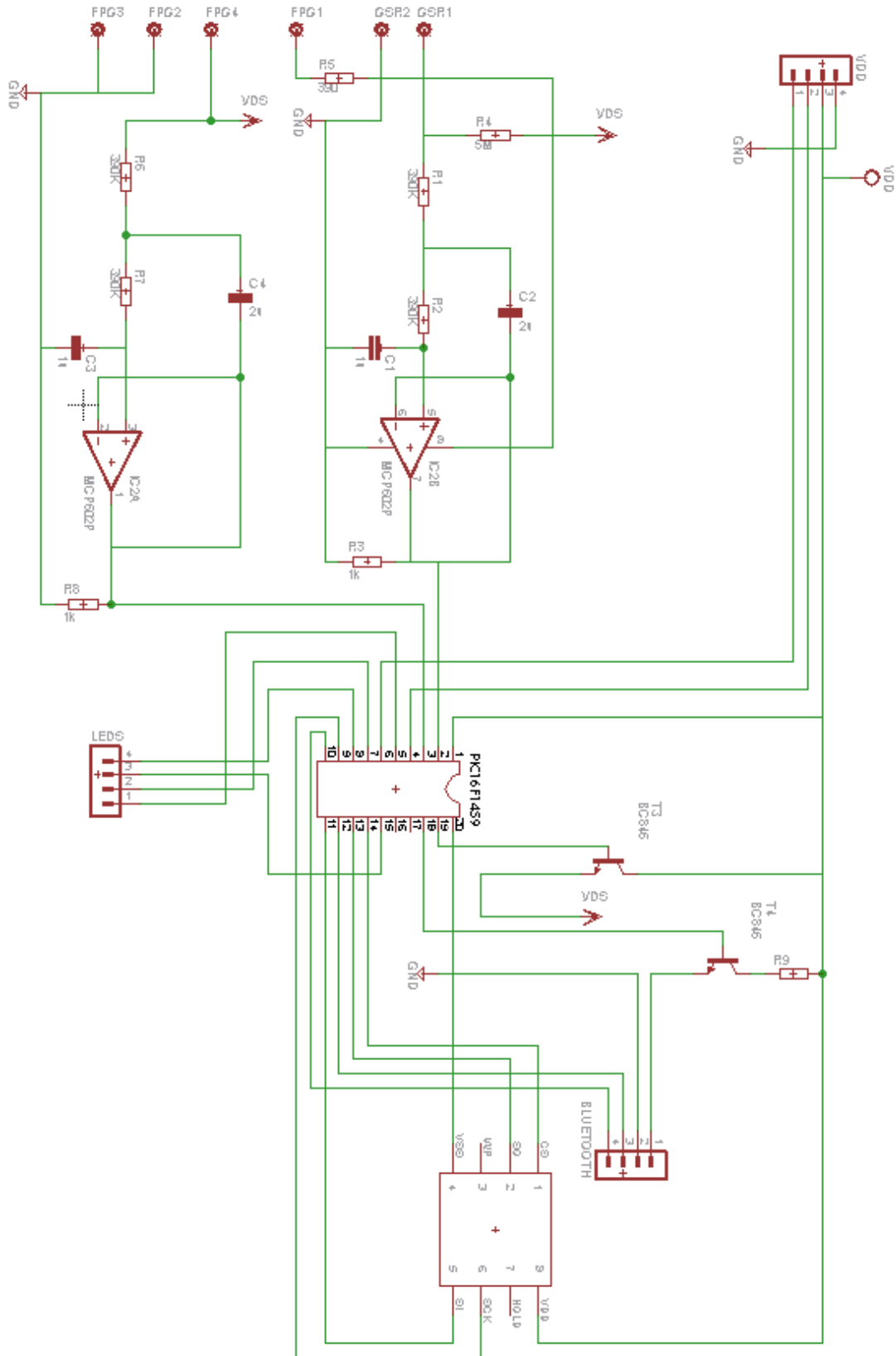


Fig. 3-18 Esquemático del circuito de control

Las señales de los sensores entran por pines conectores hacia los filtros Sallen-Key y llegan al microcontrolador donde son almacenados y luego almacenados; como se ve en la figura 3-18. Los cálculos que determinan los valores de los componentes se muestran en el anexo **Cálculos**.

El nivel superior del Módulo 1 lo conforman el transmisor Bluetooth HC-06, los botones de encendido y los leds indicadores. La corriente que pasa por los pulsadores presionados y los leds están limitados por resistencias.

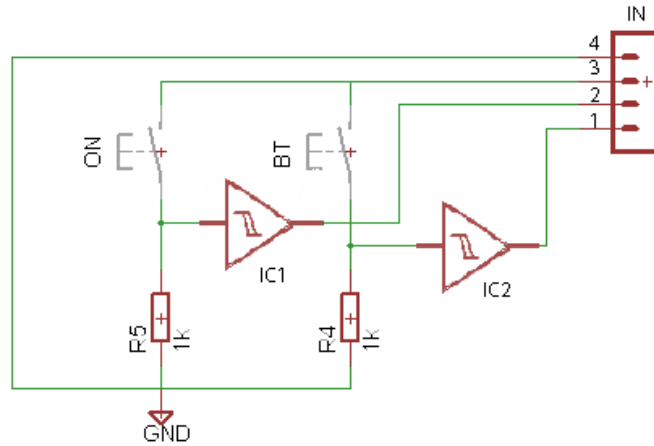


Fig. 3-19 Botones de encendido y apagado de los sensores y del módulo Bluetooth

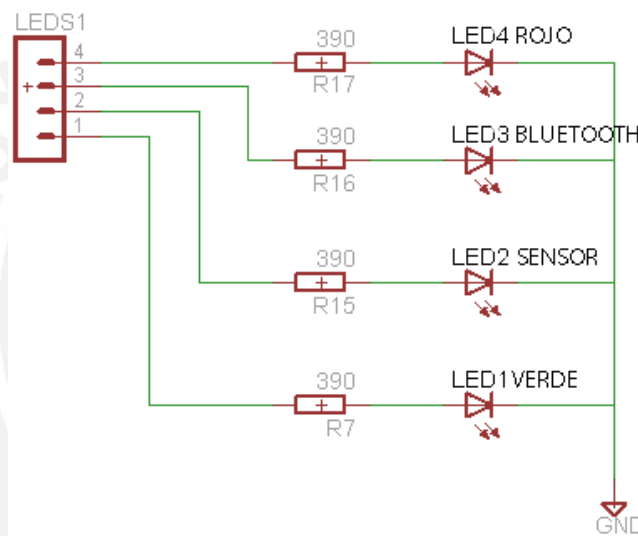


Fig. 3-20 Leds indicadores. Dos de ellos indican el estado encendido-apagado de los sensores y el Bluetooth. Los otros dos indican el nivel de stress (rojo-verde).

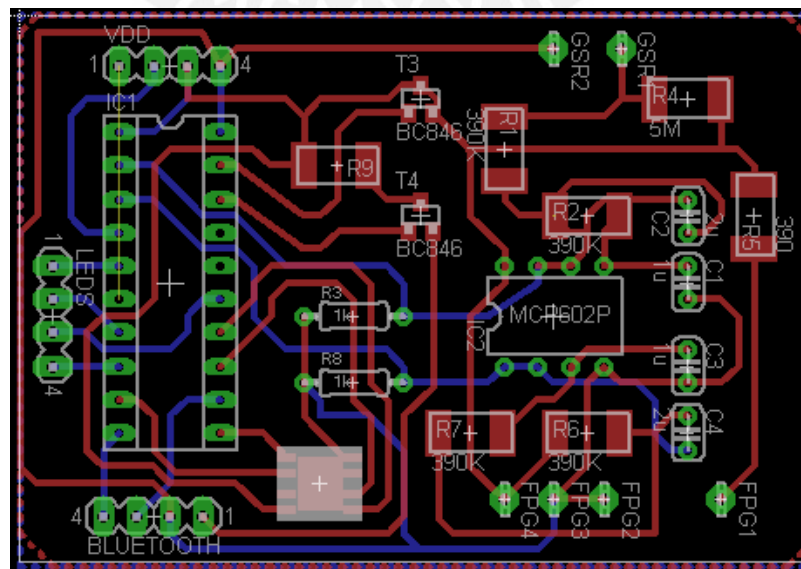


Fig. 3-21 Circuito del Módulo de Adquisición, diseñado para ocupar el reducido espacio del que se dispone.

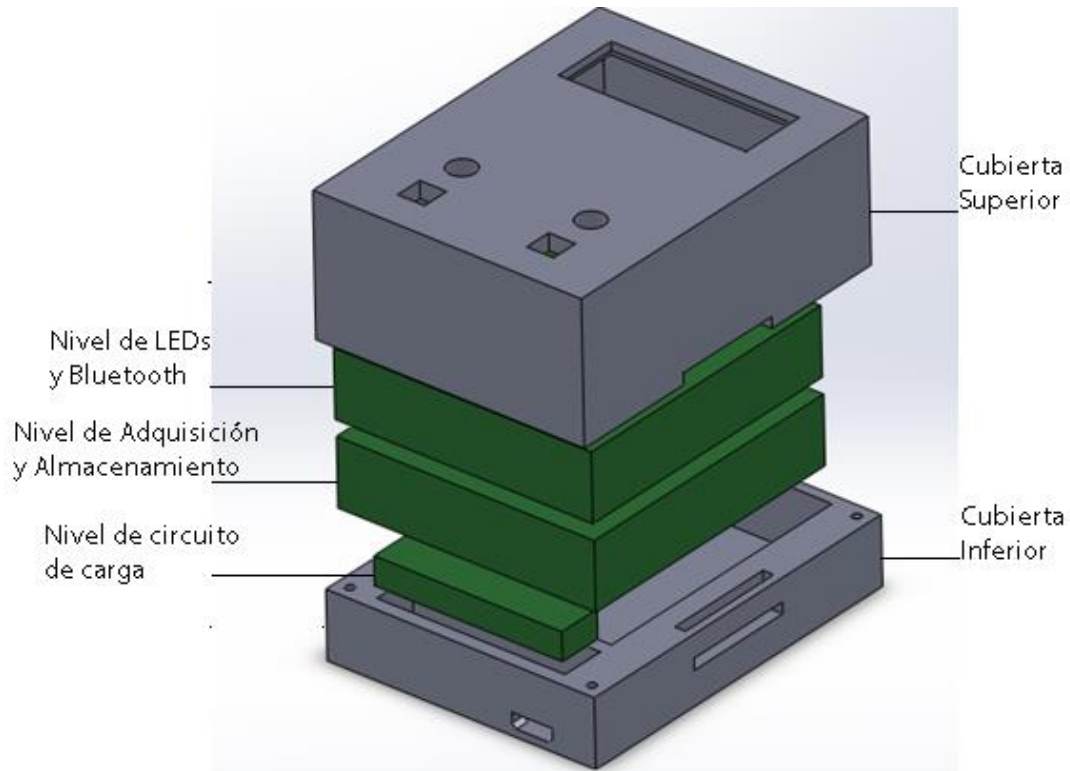


Fig. 3-22 Posición referencial de los 3 niveles del dispositivo.

Por último el circuito del masajeador está conformado por un PIC16F1459 y un transmisor Bluetooth HC-06 iguales a los del módulo anterior, esto por conveniencia y simplificación de inventario. Este módulo cuenta con un switch de encendido-apagado que corta la alimentación de la electrónica y también con un switch deslizante para seleccionar entre las opciones “Modo Automático” y “Modo Sincronizado”. La vibración es controlada a través de un transistor Mosfet DMN26 que soporta hasta 0.25A como máximo y 0.24A de drenado continuo.

Además cuenta con un driver TB6612FNG que le permite controlar los motores encargados de realizar el masaje utilizando una alimentación externa (12VDC) proveniente de un transformador, distinta a la alimentación usada para la parte digital (4.5VDC) proveniente de las baterías internas.

El esquemático completo del circuito del Módulo 2 se muestra en la Figura 3-23 en la página siguiente.

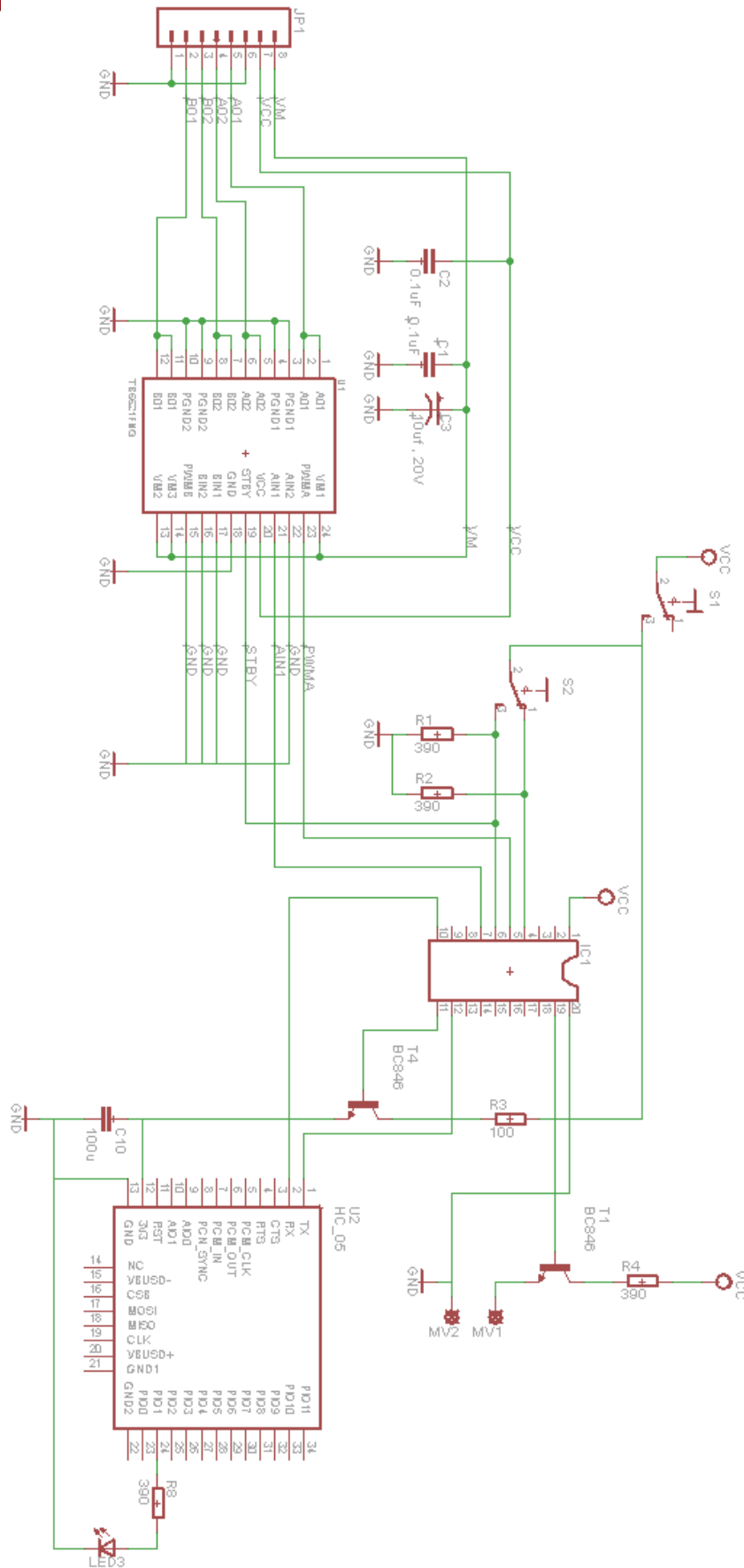


Fig. 3- 23 Esquemático del sistema de control del Módulo 2. Incluye botones de accionamiento, microcontrolador, módulo Bluetooth y drivers de motores

3.5 Diagrama de flujo del programa de control

La primera etapa del sistema de control involucra solamente al Módulo 1, este empieza con los sensores y la conexión Bluetooth apagados, al recibir pulsaciones en los botones el dispositivo los encenderá según corresponda. Si se enciende el Sistema de adquisición las señales empezaran a ser muestreadas y almacenadas. Las muestras se toman con una frecuencia de 24 tomas por segundo, pero se almacenan en memoria un dato cada 5 segundos. Una vez tomada la muestra se realiza un algoritmo que relaciona los datos de entrada con un valor de salida y se muestra el valor en forma de una escala de Verde a Rojo usando leds.

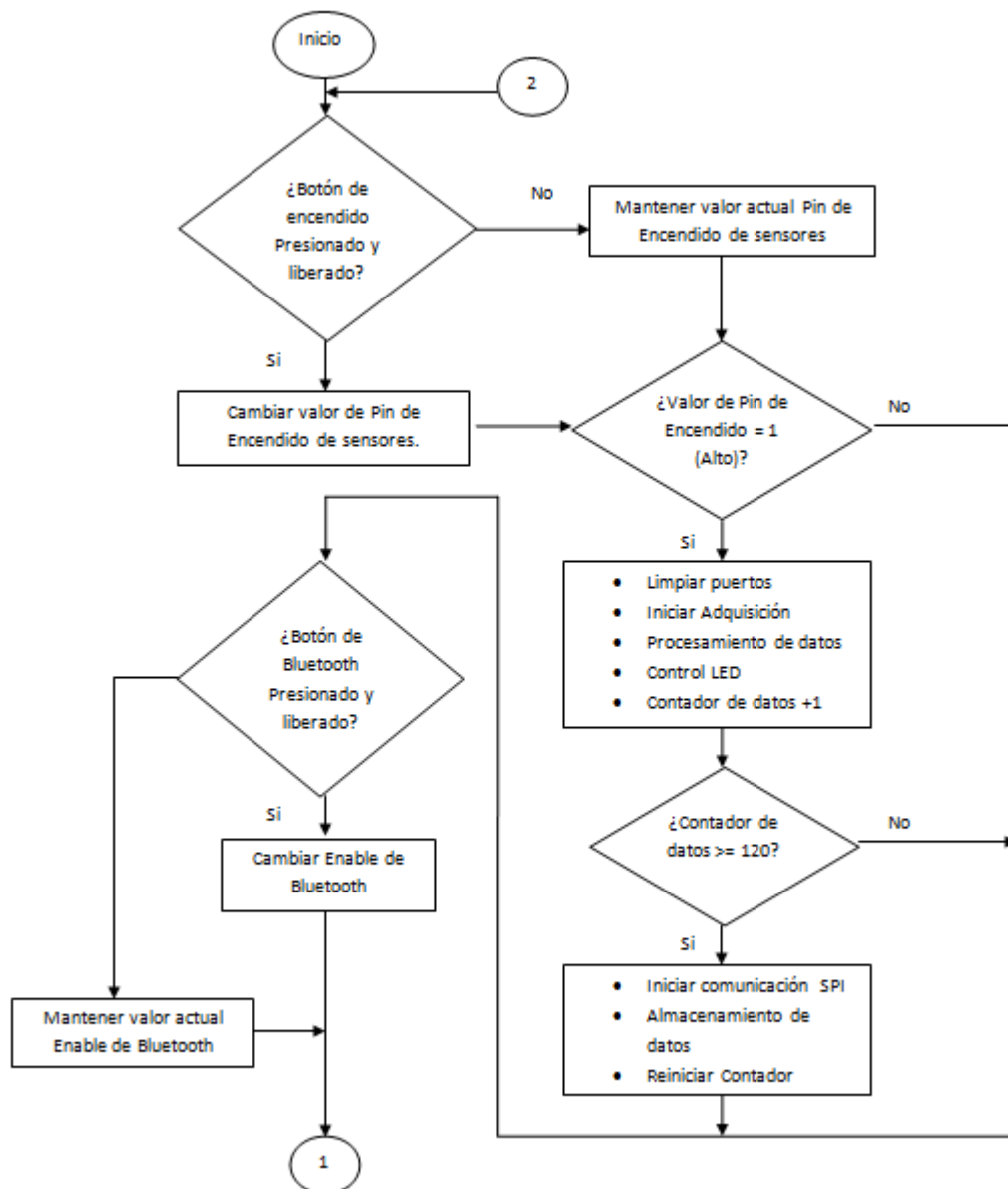


Fig.3-24 Diagrama de flujo del Módulo de Adquisición. Se visualiza el ciclo para el modo independiente de almacenamiento de datos. El modo enlazado por Bluetooth se describe en el siguiente diagrama.

De ser presionado el botón de Bluetooth, se le permitirá la alimentación y el dispositivo HC-06 iniciará su búsqueda por otro dispositivo Bluetooth. El HC-06 viene con un nombre y una contraseña por defecto que puede ser cambiada de forma que sea reconocido por el Módulo 2 y le permita la comunicación. De no haber un dispositivo cerca el Bluetooth sigue buscando.

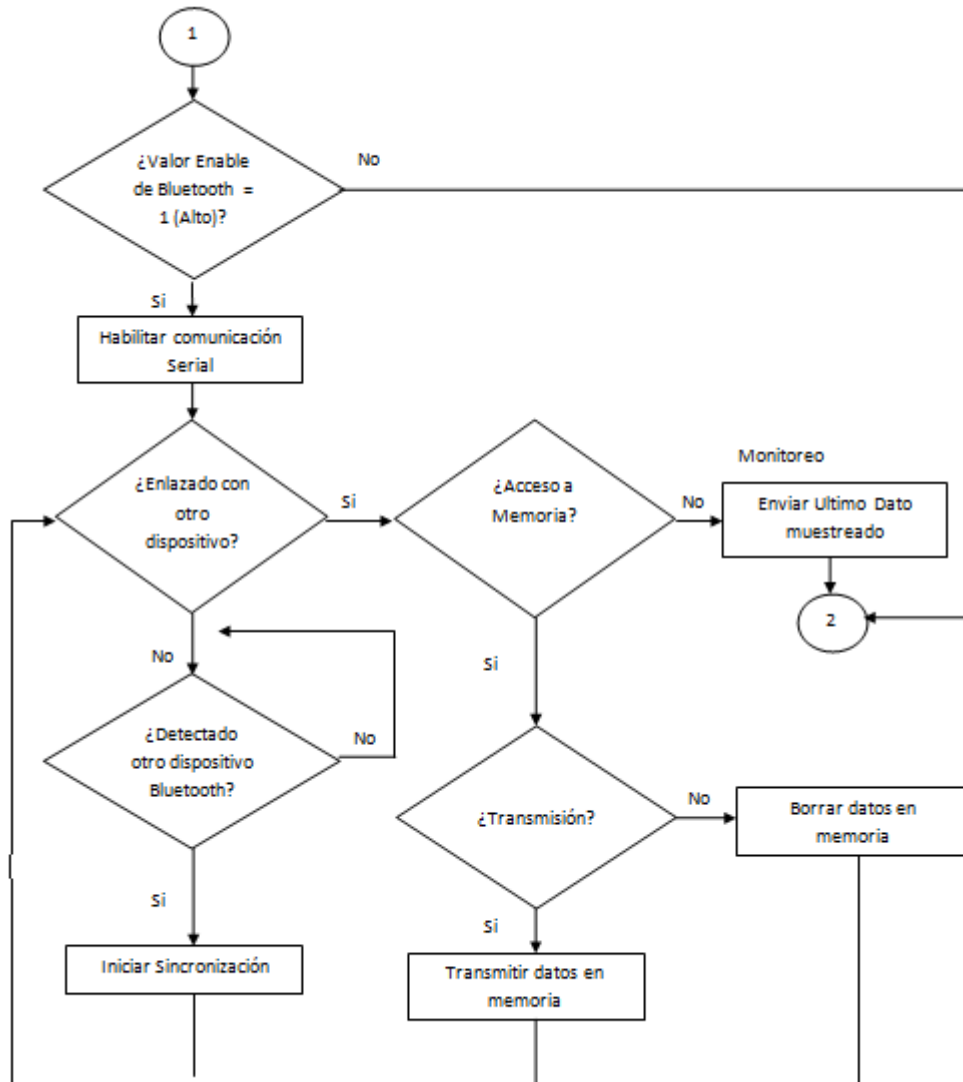


Fig.3-25 Diagrama de flujo del Módulo de adquisición al activarse la comunicación Bluetooth.

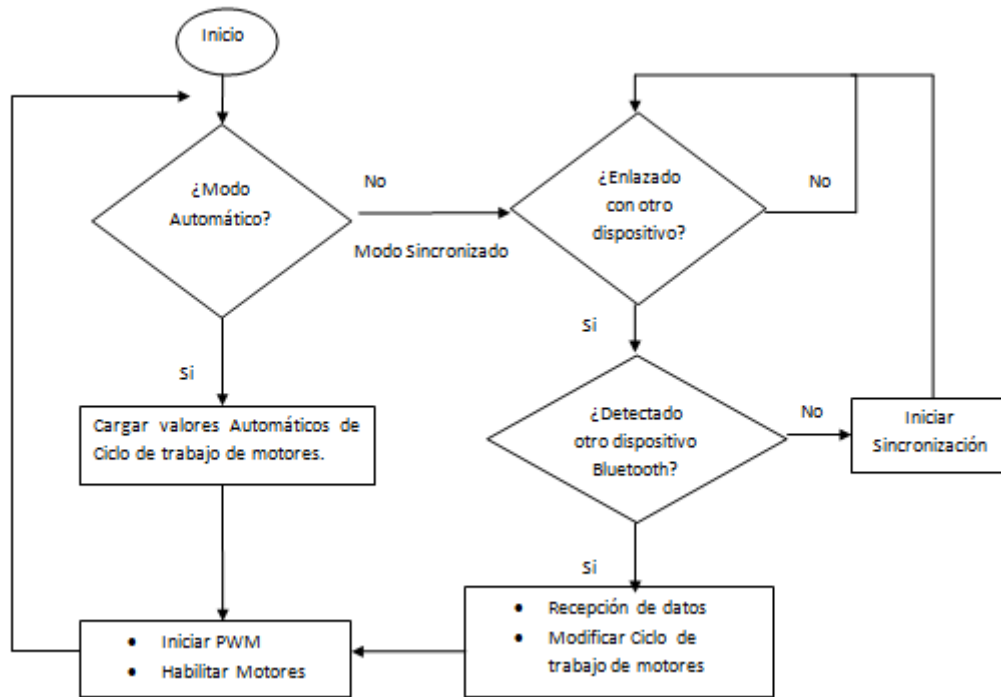


Fig.3-26 Diagrama de flujo del Módulo 2. Se muestra la recepción de datos vía Bluetooth y la modificación de sus parámetros en base a las señales enviadas por el Módulo 1.

La segunda etapa comprende el Módulo 2, si este se encontrase en modo automático realizara los masajes con una velocidad ya programada por defecto. De encontrarse en modo sincronizado; es decir que se usará junto con el Módulo 1, realizara su procedimiento de enlace y obtendrá los valores de las señales en tiempo real del usuario. De esta manera es posible adecuar los masajes hasta encontrar las condiciones ideales según el paciente.

El algoritmo del indicador de nivel de stress se basa de forma provisional en la Tabla 3-1. Los valores de conductividad de la piel van en promedio de los 2uS a los 5uS, usando como umbral el valor 2.5uS defino Baja conductividad (L) y alta conductividad (H). Del Ritmo cardiaco es posible obtener distintos parámetros, el que nos es de utilidad es la desviación estándar de un intervalo de frecuencias cardiacas (SDSD), su valor típico es de 0.055Hz [30], por encima será llamado Alta desviación (H) y por debajo Baja desviación (L). La intensidad de los leds indicadores se muestra en porcentaje de ciclo de trabajo.

Tabla 3-1: Tabla de valor de indicadores

HRV	SCR	Ind Rojo (%)	Ind Verde (%)
L	H	0	100
L	H	25	75
H	L	75	25
H	H	100	0

Los valores de Conductividad y Variabilidad son referenciales y podrían variar según el usuario o el grupo de estudio, por lo que deben ser medidos de forma experimental y redefinidos según sea necesario.

Capítulo 4

Presupuesto

Se presentan a continuación las tablas con el presupuesto requerido para la implementación del sistema mecatrónico. Este está justificado con proformas que son incluidas en el Anexo 2.

Tabla 4-1: Presupuesto de componentes electrónicos del Módulo 1

Módulo 1				
Elemento	Material	P. Unit.	Cantidad	P. Total (PEN)
Leds	Electrónica	0.10	4	0.40
Resistencia	Electrónica	0.90	16	14.40
Condensador	Electrónica	1.00	4	4.00
Transistor	Electrónica	3.50	2	7.00
Op-Amp	Electrónica	17.50	1	17.50
PIC	Electrónica	6.76	1	6.76
Pin	Electrónica	0.05	12	0.60
Batería	Electrónica	109.35	1	109.35
HC06	Electrónica	44.55	1	44.55
BQ24070	Electrónica	21.60	1	21.60
M25H10	Electrónica	76.95	1	76.95
TCRT1000	Electrónica	2.86	1	2.86
Total				306.00

Tabla 4-2: Presupuesto de elementos mecánicos del Módulo 1

Módulo 1				
Elemento	Material	P. Unit.	Cantidad	P. Total (PEN)
Tornillos M3	Acero	0.16	4	0.64
Pernos M3	Acero		4	0.00
Correa			1	0.00
Carcasa Cubierta	Ertalyte	145.70	1	145.70
Carcasa Base	Plástico	102.50	1	102.50
Electrodos	Níquel	0.05	2	0.10
Total				249.00

Tabla 4-3: Presupuesto de elementos mecánicos del Módulo 2
Módulo 2

Elemento	Material	P. Unit.	Cantidad	P. Total (PEN)
Perno M10	Acero	0.16	2	0.32
Tuerca M10	Acero		2	0.00
Prisioneros	Acero	0.16	3	0.48
Tornillos M3	Acero	0.16	8	1.28
Tuerca M3	Acero		8	0.00
Cuerpo	Espuma	50.00	1	50.00
Motor1		10.27	1	10.27
Motor2		34.83	2	69.66
Total				132.00

Tabla 4-4: Presupuesto de fabricación de elementos plásticos del Módulo 2
Módulo 2

Elemento	Material	P. Unit.	Cantidad	P. Total (PEN)
Base motor 1	Plástico	125.2	1	125.20
Base motor 2	Plástico	125.2	2	250.40
Acople 1	Plástico	108.6	2	217.20
Acople 2	Plástico	108.6	2	217.20
Base total	Plástico	125.2	1	125.20
Masajeador	Plástico	108.6	2	217.20
Base electrónica	Plástico	185.7	1	185.70
Total				1338.10

Tabla 4-5: Presupuesto de elementos electrónicos del Módulo 2
Módulo 2

Elemento	Material	P. Unit.	Cantidad	P. Total (PEN)
Leds	Electrónica	0.10	2	0.20
Switch	Electrónica	0.25	2	0.50
Resistencia	Electrónica	0.90	4	3.60
Transistor	Electrónica	3.50	1	3.50
Condensador	Electrónica	1.00	4	4.00
PIC	Electrónica	6.76	1	6.76
Pin de sujección	Electrónica	0.05	8	0.40
HC-06	Electrónica	44.55	1	44.55
DMN26D0	Electrónica	9.54	1	9.54
TB6612FNG	Electrónica	6.44	1	6.43
Transformador	Electrónica	188.73	1	188.73
Total				268.20

Tabla 4-6: Costo de mano de obra e ingeniería.

Trabajo			
Modulo	Horas	Precio por hora	P. Total (PEN)
Ensamblaje	6	20	120.00
Diseño de Ingeniería	192	60	11 520.00
Total			11 640.00

Tabla 4-7: Presupuesto Total del dispositivo.

Módulo 2			
Modulo	Material	Cantidad	P. Total (PEN)
Módulo 1	Mecánica	1	306.00
Módulo 1	Electrónica	1	249.00
Módulo 2	Mecánica	1	1470.00
Módulo 2	Electrónica	1	268.00
Total			2293.00

Como se concluye de las tablas, el costo total de mano de obra e ingeniería es de S/.11640 (mil seiscientos cuarenta nuevos soles), mientras que el valor total de fabricación incluyendo piezas mecanizadas y dispositivos electrónicos es de S/.2293 (dos mil doscientos noventa y tres nuevos soles).

Capítulo 5

Conclusiones

- Se consiguió cumplir con los requerimientos de portabilidad y eficacia como se planteó al inicio del diseño con una propuesta novedosa que integra elementos de Biofeedback con sistemas comunes de masajes terapéuticos. Se aseguró la autonomía del dispositivo para un mínimo de 12 horas de funcionamiento continuo así como se diseñó para ser lo más cómodo y ligero posible. Además se consiguió que el sistema en conjunto sea innovador y fácil de identificar dentro del área de productos terapéuticos ya conocidos.
- Actualmente en el mercado existen sistemas independientes de obtención de señales biológicas, sobretodo de ritmo cardiaco, y sistemas de masajes para espalda y cuello; sin embargo ninguno de estos permite la integración de sus capacidades por lo que el circuito de control permanece en lazo abierto. Propuestas que buscan la interacción entre los biosensores y los masajes aún permanecen en proyecto [27]. Nuestra propuesta es una respuesta directa a este nicho comercial y puede ser fácilmente insertado al mercado.
- La relación entre las señales medidas, el nivel de stress y la intensidad del actuador debe ser obtenida de manera experimental y analizada por profesionales en el campo antes de ser aplicada efectivamente en el control del stress y la ansiedad.
- El campo del stress es abundante en investigaciones sobre las reacciones biológicas pero falta investigar métodos inmediatos de regulación.
- La obtención y uso de las señales relacionadas al estado anímico y carga cognitiva de las personas como se ha realizado en este trabajo aportan grandes posibilidades a campos como la medicina terapéutica y el control de espacios. Es posible optimizar, con proyectos similares, la interacción entre el usuario humano y las herramientas tecnológicas que lo rodean para hacer su vida más cómoda y segura.

Bibliografía

- [1]. VAN DEN BROEK E.L., Westerink J.H. (2012) Biofeedback Systems for Stress Reduction: Towards a Bright Future for a Revitalized Field.
- [2]. University of Maryland, Medical Center. (2011) Recuperado el día 16 de Octubre del 2013 de <http://umm.edu/health/medical/reports/articles/stress>
- [3]. National Cancer Institute. (2012) Recuperado el día 16 de Octubre del 2013 de <http://www.cancer.gov/cancertopics/factsheet/Risk/stress>
- [4]. LAIBOWITZ M., Gong Nan-Wei, Paradiso J.A. (2009) Wearable Sensing for Dynamic Management of Dense Ubiquitous Media. MIT Media Laboratory.
- [5]. POMPEI F.J., Sharon T. (2002) An Automobile-Integrated System for Assessing and reacting to Driver cognitive load. MIT Media Laboratory.
- [6]. MONCRIEFF S., Venkatesh S., West G. (2007) Multi-modal emotive computing in a smart house environment. Curtin University of Technology.
- [7]. KENNEDY J.J., Pretorius M. (2008) Integrating a Portable Biofeedback Device into Call Center Environments to Reduce Employee Stress: Results from Two Pilot studies. Discovery Health Insurance.
- [8]. SCHEIRER, J., Picard, R.W. (1999). The galvactivator: A glove that senses and communicates the Skin conductivity response. MIT Media Laboratory.
- [9]. FIGNER N., Murphy R.O. Using Skin Conductance in judgment and decision making. Columbia University.
- [10]. JANG Mun-Seuk, Goh M-S., Choi S.B. (2011) Design and Implementation of a Wristband-style Biomedical Signal Measurement Device using Zigbee for u-Healthcare Systems. Korea Polytechnic University.
- [11]. BRAHIM D., Buruncuk K. (2004) Heart Rate Measurement from the Finger Using a Low Cost Microcontroller. Near East University.
- [12]. SCALISE L. (2012) Non Contact Heart Monitoring, Advances in Electrocardiograms - Methods and Analysis, PhD. Richard Millis (Ed.)
- [13]. MING ZHER POH, McDuff D.J., Picard R.W. (2010) Non-contact, automated cardiac pulse measurements using video. MIT Media Laboratory.
- [14]. WU HAO-YU, Rubinstein M, Eugene S. (2011) Eulerian Video Magnification for revealing subtle changes in the world. MIT CSAIL.
- [15]. MARE I.A. (2012) Screening and monitoring of stress using biofeedback equipment. University of Pretoria.
- [16]. RADICCHI K.S. (2006) Effects of Biofeedback on Stress. Broome Community College.
- [17]. MING ZHER POH, McDuff D.J., Picard R.W. (2010) Advancements in Noncontact, Multiparameter Physiological Measurements Using a Webcam. MIT Media Laboratory.
- [18]. MENDES M.M. (2011) HRV in Smartphone for Biofeedback Application.
- [19]. KLEIN J., Moon Y., Picard R.W. (1999) *This Computer responds to user Frustration*. MIT Media Laboratory.

- [20]. NOURBAKHS N., Wang Y., Chen F. (2012) Using Galvanic Skin Response for cognitive load. University of Sydney.
- [21]. PICARD R.W. (2001) Building HAL: Computers that sense, recognize and response to human emotions. MIT Media Laboratory.
- [22]. SCHEIRER J., Picard R.W. (2001) Affective Objects. MIT Media Laboratory.
- [23]. LEBEDEV V.P., Malygin A.V., Kovalevski A.V. Devices for non-invasive transcranial electro stimulation of the brain endorphinergic System: Application for improvement of Human Psycho-physiological status. Pavlov Institute of Physiology
- [24]. MASSIMO R., Sighinolfi M.C., DeStefani S. (2009) Biofeedback, electrical stimulation, pelvic floor muscle exercises and vaginal cones: a combined rehabilitative approach for sexual dysfunction associated with urinary incontinence. University of Modena and Reggio Emilia.
- [25]. INTINTEC Instituto de Investigación, Tecnología Industrial y de Normas Técnicas. (2000) Manual Antropométrico del hombre peruano para el diseño industrial.
- [26]. OGNIVA I., Ushakov I. (2012) The Transversal Stiffnes of Skeletal Muscle Fibers and Cardiomyocytes in Control and after Simulated Microgravity. InTech Europe.
- [27]. HUANG Y., Ran C., Li J. (2012) Integrated Rotary Compliant Joint and its Impedance-based Controller for Single-Joint Pressing Massage Robot. IEEE International Conference on Robotics and Biomedics.
- [28]. Quadrant Engineering Plastic Products. Recuperado el día: 24 de noviembre del 2013 de:
<http://gepp.matweb.com/search/DataSheet.aspx?Bassnum=P1SM07&cck=1>
- [29]. Element14 (2011) Pumping station One. Recuperado el día 24 de noviembre del 2013 de:
<http://www.element14.com/community/groups/pumping-station-one/blog/2011/05/08/ouch-sensing-galvanic-skin-response-gsr>
- [30]. RODAS G., Pedret C. Ramos Juan (2008) Variabilidad de la frecuencia cardiaca: conceptos medidas y relación con aspectos clínicos. Archivos de la medicina del deporte Volumen XXV.
- [31]. JOHNSTON W., Mendelson Y. (2005) Extracting Heart Rate Variability from a wearable reflectance pulse oximeter. Department of biomedical Engineering Worcester Polytechnic Institute.
- [32]. FONFRÍA A., Poy R. López R. (2009) Variabilidad de la tasa cardiaca (HRV) y regulación emocional. Universitat Jaume-I.