

Universidad Católica de Santa María
Facultad de Ciencias e Ingenierías Físicas y
Formales
Escuela Profesional de Ingeniería Electrónica



**DISEÑO Y ELABORACIÓN DE UN EQUIPO ELECTRO ESTIMULADOR
CONTROLADO REMOTAMENTE PARA LA MEJORA DE LA ATROFIA
MUSCULAR EN PACIENTES CUADRIPLÉJICOS**

Tesis presentada por la Bachiller:

Portilla Achata, Paul Anthony

para optar el Título Profesional de

Ingeniero Electrónico

Asesor:

Mg. Sulla Torres, Raúl Ricardo

Arequipa- Perú

2020

DICTAMEN APROBATORIO DE BORRADOR DE TESIS

UCSM-ERP

UNIVERSIDAD CATÓLICA DE SANTA MARÍA
INGENIERIA ELECTRONICA
DICTAMEN APROBACIÓN DE BORRADOR DE TESIS

Arequipa, 26 de Agosto del 2020

Dictamen: 001239-C-EPIE-2020

Visto el borrador de tesis del expediente 001239, presentado por:

2013240951 - PORTILLA ACHATA PAUL ANTHONY

Titulado:

**DISEÑO Y ELABORACIÓN DE UN EQUIPO ELECTRO ESTIMULADOR CONTROLADO
REMOTAMENTE PARA LA MEJORA DE LA ATROFIA MUSCULAR EN PACIENTES
CUADRIPLÉJICOS**

Nuestro dictamen es:

APROBADO

**1767 - SULLA TORRES RAUL RICARDO
DICTAMINADOR**



**1886 - COPA PINEDA JUAN CARLOS
DICTAMINADOR**



DEDICATORIA

El presente trabajo está dedicado a Dios, la Virgen María y a mis padres y hermano, por su apoyo incondicional en cada etapa de mi vida; a mis amigos y personas que me acompañaron por cada proceso al realizar este trabajo.



AGRADECIMIENTO

A Dios.

A mis padres Walter y Berta, por su lucha constante y determinación por lograr en mí lo que soy. A mi hermano Juan por creer en mí, apoyarme y sobre todo soportarme. A mis familiares y amigos que me impulsaron a seguir creyendo en mí.

A todas las personas especiales que comparten su valioso tiempo conmigo.

Al equipo de trabajo del proyecto “Traje de Mioestimulación” y a la Universidad Católica de Santa María, sin su apoyo incondicional no hubiera logrado tan anhelada meta.

RESUMEN

Al hablar de estimulación muscular, nos referimos al trabajo que presenta un músculo cuando este se encuentra en ejercicio constante o en contracción. Cuando hablamos de atrofia muscular nos enfocamos a los grupos de músculos que perdieron su masa por la falta de ejercicio, pero en casos de discapacidades como las personas cuadripléjicas, la atrofia muscular es consecuencia de la discapacidad.

El presente proyecto muestra el “Diseño y elaboración de un electro estimulador controlado remotamente para la mejora de la atrofia muscular en los pacientes cuadripléjicos”, dispositivo biomédico de asistencia para mejorar la atrofia muscular provocada por la degeneración del musculo o por algún trastorno neurológico.

El dispositivo final implementado genera pulsos eléctricos bifásicos en las células musculares a través de dos electrodos posicionados en una zona del cuerpo originando la respuesta de dichas células. El equipo será capaz de comunicarse con un dispositivo Android para la configuración de nuestro equipo. Basado en normas y estándares de la IEC 60601-1:2005 donde menciona requisitos generales para la seguridad básica y el performance esencial.

Finalmente se logró que las instrucciones de programa aplicado en el software de la aplicación fueran correctamente recibidas por el equipo, con la cual se logró programar el microcontrolador para generar los pulsos eléctricos.

PALABRAS CLAVES:

Electroestimulador, microcontrolador, pulsos eléctricos, atrofia muscular

ABSTRACT

When we talk about muscle stimulation, we are referring to the work that a muscle does when it is in constant exercise or in contraction. When we talk about muscle atrophy we focus on muscle groups that have lost their mass due to lack of exercise, but in cases of disability such as quadriplegics, muscle atrophy is a consequence of the disability.

The present project shows the "Design and development of a remotely controlled electro-stimulator for the improvement of muscle atrophy in quadriplegic patients", a biomedical assistance device to improve muscle atrophy caused by muscle degeneration or some neurological disorder.

The implemented final device generates biphasic electric pulses in the muscle cells through two electrodes positioned in a body area originating the response of these cells. The device will be able to communicate with an Android device for the configuration of our equipment. Based on norms and standards of IEC 60601-1:2005 where it mentions general requirements for basic safety and essential performance.

Finally it was achieved that the program instructions applied in the application software were correctly received by the device, with which it was possible to program the microcontroller to generate the electrical pulses.

KEYWORDS:

Electrostimulator, microcontroller, electrical pulses, muscle atrophy

INTRODUCCIÓN

La presente tesis se basa en el diseño y elaboración de un equipo electro estimulador controlado inalámbricamente por el usuario mediante el protocolo Bluetooth con la finalidad de obtener impulsos eléctricos que ayuden a las personas que sufren de cuadriplejía a mejorar la atrofia muscular de la cual es consecuencia por dicha discapacidad.

El avance tecnológico comenzó a dar nuevas luces de esperanza para el tratamiento de diferentes discapacidades, el tener control completo del tiempo de aplicación, la frecuencia de trabajo y el tipo de aplicación respecto a algún equipo que ayude a dicho tratamiento genera una mayor eficacia para el terapeuta o usuario que trabajará con el equipo.

La tesis propone un equipo bajo en costos con componentes del mercado local, que busca tener el control de manera inalámbrica de estos parámetros, los cuales se vuelven esenciales en el tratamiento terapéutico.

Con la finalidad de contribuir en el avance de los tratamientos terapéuticos, es que el siguiente trabajo en el primer capítulo presenta todo el planteamiento metodológico donde se mira la descripción del problema, la investigación, la hipótesis y los objetivos.

Después en los siguiente dos capítulos se presenta todo el contenido teórico respecto a la atrofia muscular junto con los antecedentes de equipos electro estimuladores que existe en el mercado; para luego pasar a diseñar en el siguiente capítulo el equipo electro estimulador que se propone para este proyecto, junto con el diseño de la aplicación que nos permitirá interactuar con el usuario.

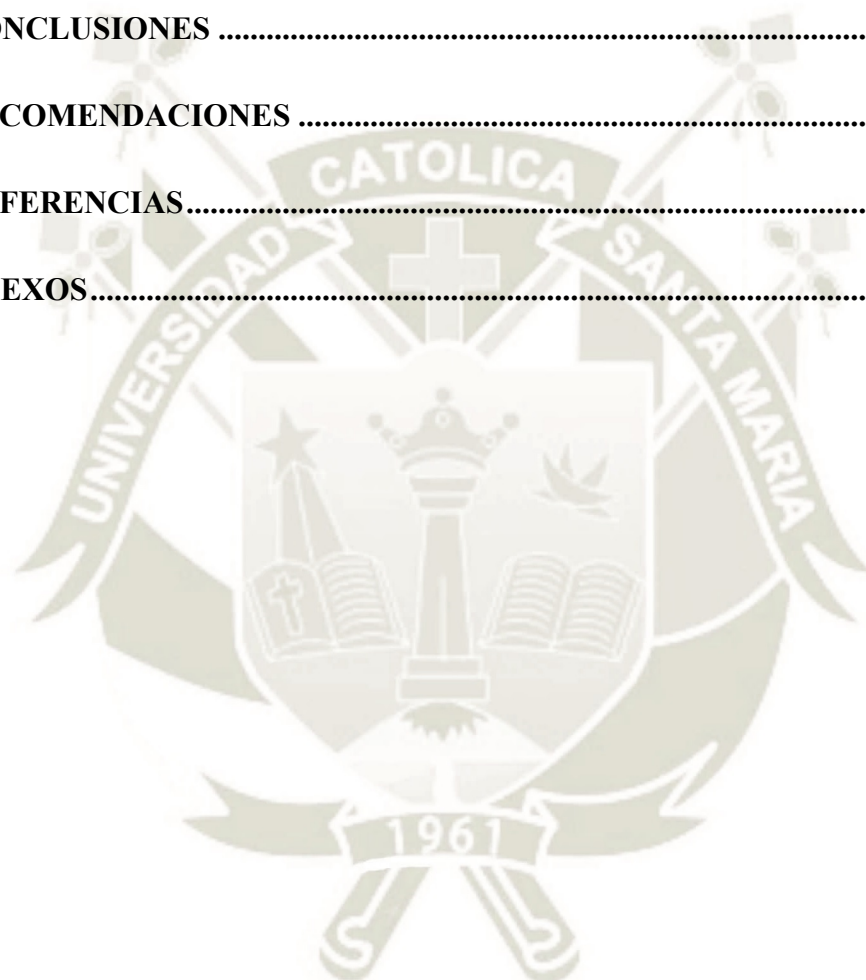
Finalmente tenemos los resultados, las conclusiones y recomendaciones para mejorar dicho proyecto en otros campos de aplicación, los anexos y planos.

INDICE

DICTAMEN APROBATORIO DE BORRADOR DE TESIS	ii
DEDICATORIA.....	iii
AGRADECIMIENTO	iv
RESUMEN	v
ABSTRACT.....	vi
INTRODUCCIÓN	vii
CAPÍTULO I: PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	1
1. TÍTULO.....	1
2. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	1
3. FORMULACIÓN DEL PROBLEMA	3
4. JUSTIFICACIÓN	3
5. HIPÓTESIS.....	3
6. ESTADO DEL ARTE.....	4
7. VARIABLES	5
8. TIPO DE INVESTIGACIÓN	6
9. OBJETIVOS.....	6
Principal:.....	6
Específicos:.....	6
10. ESTRUCTURA DE LA TESIS.....	6
CAPÍTULO II: MARCO TEÓRICO	8

1. LA DISCAPACIDAD	8
2. ATROFIAS MUSCULARES	9
2.1 TIPOS DE ATROFIAS MUSCULARES	10
2.2 DIAGNÓSTICO	12
3. EQUIPOS ELECTRO ESTIMULADORES	12
4. ANTECEDENTES DE ELECTRO ESTIMULADORES	16
5. PROTOCOLO BLUETOOTH	19
CAPÍTULO III: METODOLOGÍA	20
1. DESCRIPCIÓN DE FUNCIONAMIENTO	20
2. NORMAS	21
3. DIAGRAMA DE BLOQUES DEL EQUIPO	22
4. DISEÑO Y DESARROLLO DE CADA BLOQUE CIRCUITAL	23
4.1 ETAPA GENERADOR DE PULSOS	25
4.2 ETAPA SEÑAL DE PULSOS AMPLIFICADA	29
4.3 ETAPA DE AMPLITUD DE SEÑAL	31
5. DISEÑO Y DESARROLLO DE LA ETAPA DE CONTROL	34
5.1 PIC 12F683 - PWM	35
5.2 PIC 16F690 – COMUNICACIÓN BLUETOOTH	40
6. SOFTWARE DEL DISPOSITIVO PROGRAMABLE	43
6.1 DISEÑO DE INTERFAZ	45
6.2 ESTRUCTURA DE PROGRAMACIÓN	47

CAPÍTULO IV: RESULTADOS Y APORTES.....	55
1. RESULTADOS CIRCUITO DISEÑADO.....	55
2. RESULTADOS INTERFAZ GRÁFICA.....	58
3. APORTES.....	66
CONCLUSIONES	74
RECOMENDACIONES	75
REFERENCIAS.....	76
ANEXOS.....	80

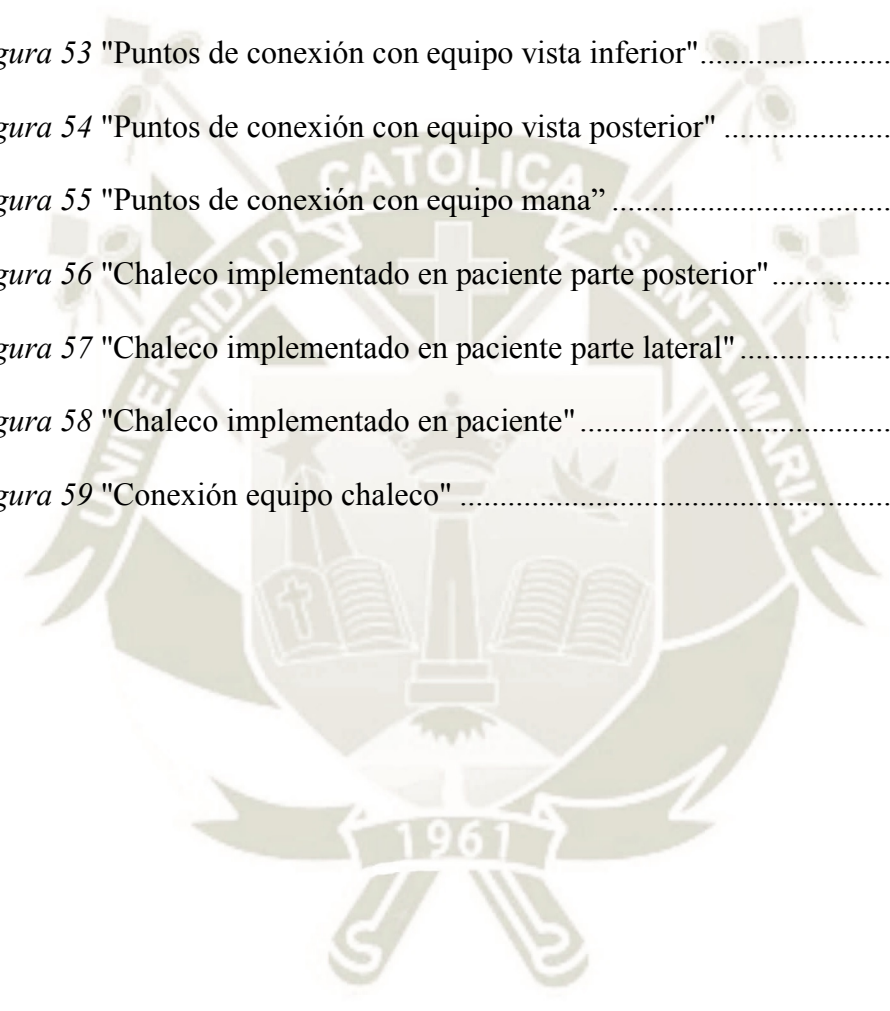


INDICE DE FIGURAS

<i>Figura 1</i> "Tipos de discapacidades"	9
<i>Figura 2</i> "Atrofia Muscular en Brazo"	10
<i>Figura 3</i> "Comunicación Bluetooth equipos"	19
<i>Figura 4</i> "Diagrama de Bloques"	23
<i>Figura 5</i> "Diagrama de Bloques Recepción de datos"	24
<i>Figura 6</i> "Diagrama de Bloques Generación PWM - Pulsos"	24
<i>Figura 7</i> "Diagrama de Comunicación"	25
<i>Figura 8</i> "Circuito Esquemático completo Etapa Generador de Pulsos"	27
<i>Figura 9</i> "Diagrama de flujo subrutina pulsos y retardo"	28
<i>Figura 10</i> "Programación Subrutina Pulsos y retardo"	29
<i>Figura 11</i> "Pulso cuadrado características"	29
<i>Figura 12</i> "Diagrama de Bloques Acondicionamiento señal Tren de Pulsos"	30
<i>Figura 13</i> "Pulsos con etapa de potencia"	30
<i>Figura 14</i> "Diagrama de Bloques Acondicionamiento señal PWM"	31
<i>Figura 15</i> "Circuito Esquemático Señal PWM Amplificada"	31
<i>Figura 16</i> "PWM en circuito RC"	34
<i>Figura 17</i> "Respuesta en frecuencia filtro pasa bajo de 159Hz"	34
<i>Figura 18</i> "Registro CCP1CON"	36
<i>Figura 19</i> "Salida señal PWM-PIC12F683"	37
<i>Figura 20</i> "Señal pulso PWM"	37
<i>Figura 21</i> "Diagrama de flujo de programación PIC 12F683 - Parte I"	38
<i>Figura 22</i> "Diagrama de flujo de programación del PIC12F683 - Parte II"	39
<i>Figura 23</i> "Configuración PWM y Generador de Pulsos"	40

<i>Figura 24</i> "Circuito esquemático de conexión Bluetooth con PIC 16F690".....	41
<i>Figura 25</i> "Diagrama de flujo del programa para PIC 16F690"	42
<i>Figura 26</i> "Rutina recepción datos"	43
<i>Figura 27</i> "Logo Software de Desarrollo AppInventor"	44
<i>Figura 28</i> "Interfaz - ventana de diseño"	44
<i>Figura 29</i> "Interfaz - bloques de programación"	45
<i>Figura 30</i> "Portada de la Aplicación".....	46
<i>Figura 31</i> "Pantalla de conexión con equipo".....	46
<i>Figura 32</i> "Pantalla Registrar Paciente".....	47
<i>Figura 33</i> "Pantalla de aplicación del EMS"	47
<i>Figura 34</i> "Señal PWM PIC 12F683"	55
<i>Figura 35</i> "Señal tren de pulsos PIC 12F683".....	55
<i>Figura 36</i> "Señal acondicionada"	56
<i>Figura 37</i> "Señal a 10Hz, 30Hz, 50Hz y 100Hz".....	57
<i>Figura 38</i> "Salida de pulsos de relajación".....	58
<i>Figura 39</i> "Aplicación instalada en equipo móvil Android"	59
<i>Figura 40</i> "Pantalla conexión Bluetooth".....	60
<i>Figura 41</i> "Pantalla registro de pacientes"	61
<i>Figura 42</i> "Pantalla historial clínico con datos más específicos"	62
<i>Figura 43</i> "Pantalla configuración equipo"	63
<i>Figura 44</i> "Entorno de desarrollo de la interfaz gráfica"	64
<i>Figura 45</i> "Rango articular por fechas paciente Elvio Nova"	65
<i>Figura 46</i> "Resultados de sesión por fecha paciente Elvio Nova"	66
<i>Figura 47</i> "Posicionamiento de electrodos Chaleco"	67

<i>Figura 48</i> "Chaleco confeccionado vista externa"	68
<i>Figura 49</i> "Chaleco confeccionado vista interna"	68
<i>Figura 50</i> "Tela confección externa"	69
<i>Figura 51</i> "Tela confección interna"	69
<i>Figura 52</i> "Posición electrodos"	70
<i>Figura 53</i> "Puntos de conexión con equipo vista inferior"	71
<i>Figura 54</i> "Puntos de conexión con equipo vista posterior"	71
<i>Figura 55</i> "Puntos de conexión con equipo mana"	71
<i>Figura 56</i> "Chaleco implementado en paciente parte posterior"	72
<i>Figura 57</i> "Chaleco implementado en paciente parte lateral"	72
<i>Figura 58</i> "Chaleco implementado en paciente"	73
<i>Figura 59</i> "Conexión equipo chaleco"	73



INDICE DE TABLAS

Tabla 1: " <i>Comparativa entre TENS y EMS</i> "	17
Tabla 2 " <i>Pantalla Principal programación</i> "	49
Tabla 3 " <i>Pantalla Conexión programación</i> "	50
Tabla 4 " <i>Pantalla Registrar Paciente programación</i> "	51
Tabla 5 " <i>Pantalla Historial de Resultados</i> "	52
Tabla 6 " <i>Pantalla EMS programación</i> "	53



CAPÍTULO I: PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

1. TÍTULO

“DISEÑO Y ELABORACIÓN DE UN EQUIPO ELECTRO ESTIMULADOR CONTROLADO REMOTAMENTE PARA LA MEJORA DE LA ATROFIA EN PACIENTES CUADRIPLÉJICOS”

2. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

La discapacidad en una persona, según la OMS define a la discapacidad como “un término genérico que abarca deficiencias, limitaciones de la actividad y restricciones a la participación” (Salud O. M., 2011), donde todo esto se da en base al entorno social en la cual se desarrollan dichas personas.

Existen diferentes tipos de discapacidad, enfermedades como una parálisis cerebral, síndrome de Down, la depresión, etc. las de factores sociales y ambientales en las que están las actitudes negativas, lugares inaccesibles, etc.

Como menciona el ingeniero Jorge Diaz Dumont, en su artículo sobre la «Discapacidad en el Perú: Un análisis de la realidad a partir de datos estadísticos» menciona “El Perú no es ajeno a esta realidad y problemática mundial respecto a la discapacidad, según el Instituto Nacional de Estadística e Informática (2019) en el total de la población del año 2017 (29 381 884), el 10.4% (3 051 612) presentó alguna discapacidad y dentro de esta el 57% son mujeres y el restante 43% son hombres...” (Diaz Dumont, 2019), nuestro país muestra un gran porcentaje de personas que sufren alguna discapacidad, en donde están consideradas las personas con una discapacidad motriz o física que esta descrita como la “paraplejia, cuadriplejia, amputaciones de extremidades, poliomielitis, artritis”.

En la actualidad, existe una relación entre la discapacidad motriz o física con la atrofia muscular, ya que como consecuencia de la discapacidad que presente la persona se da la pérdida de la masa muscular, debido a la dificultad que se produce al no caminar, moverse o agarrar objetos.

La atrofia muscular es conocida como una pérdida de volumen de la masa muscular, no es un problema que recién se viene dando en estos últimos años. Las causas pueden ser congénitas o como secuela de un accidente que involucre la parte física de la persona.

El área de la bioingeniería, ha intentado mejorar diferentes procesos y a su vez actualizar o encontrar nuevos métodos los cuales ayuden a obtener mejores resultados de los que ya van existiendo. Uno de estos principales métodos es la electro estimulación que se utiliza para trabajar los músculos mediante impulsos eléctricos, este recurso se utiliza para la complementación de actividades físicas de los deportistas. En los últimos años, este campo de aplicación fue abarcando nuevos conceptos dentro de los cuales está la electro estimulación para la mejora de la circulación de la sangre; de esta manera se busca evitar la degeneración muscular en los pacientes cuadripléjicos.

En el Perú, uno de los principales problemas sobre la electro estimulación es la falta de difusión y conocimiento acerca de sus diversas aplicaciones; siendo más específicos, sobre su uso en la musculatura de las personas. Teniendo en cuenta que diferentes personas sufren de alguna parálisis motora, es que son más propensas a la degeneración muscular debido a la falta de oxigenación e irrigación de una zona del cuerpo que soporta presión o fricción por un tiempo

prolongado, generalmente se localiza en zonas de apoyo como cadera, omoplatos, talones entre otros.

3. FORMULACIÓN DEL PROBLEMA

Con el transcurrir del tiempo la pérdida del volumen de la masa muscular (atrofia muscular) en pacientes cuadripléjicos ha sido un problema que se ha ido atacando poco a poco gracias a los avances tecnológicos que se van dando, dicho problema se debe a la falta de movimiento en zonas focalizadas del cuerpo, las cuales afectan totalmente a personas que no pueden realizar movimientos o ejercicios por sus propios medios.

4. JUSTIFICACIÓN

En la actualidad todos los pacientes cuadripléjicos tienden a sufrir de atrofia muscular en las zonas donde estas están expuestas a falta de movimiento, por lo que se requiere un equipo que permita realizar una mejora a dichas zonas logrando combatir la pérdida de musculatura.

Los equipos electro estimuladores con la mejora de la tecnología han obtenido mejores aplicaciones para combatir la degeneración o pérdida muscular en dichos pacientes; ejercitar un músculo de manera adecuada generará que no se reduzca para así prevenir y combatir la atrófica muscular.

5. HIPÓTESIS

Será posible diseñar un equipo capaz de ser controlado por el usuario de manera remota para realizar, mediante impulsos eléctricos, el movimiento de zonas específicas a fin de evitar la degeneración muscular (atrofia) de pacientes cuadripléjicos.

6. ESTADO DEL ARTE

“DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN ELECTROESTIMULADOR MUSCULAR”

Autores: Washington Alexis Bracero Tobar

En la tesis se muestra el principio de un electro estimulador mediante tecnología digital, en la cual se aplica pulsos eléctricos a pacientes que han sufrido traumatismos óseo-musculares.

Se presenta también una implementación de un equipo capaz de lograr una corriente constante independientemente de la resistencia que se aplica a los electrodos. Una de las limitaciones que presento el autor es la posibilidad de no introducir medicación (Bracero Tobar, 1999).

“DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN ELECTROESTIMULADOR PARA APLICARLO EN TERAPIAS DE REHABILITACIÓN DEL MÚSCULO ESQUELÉTICO ATROFIADO POR INMOVILIZACIÓN”

Autores: Bernado Núñez Pérez, Jairo Plaza, Álvaro Pérez.

En este artículo de investigación se presenta ya una variación a la señal de aplicación de en los electrodos, controlado ahora por un microcontrolador, el cual puede ser configurado mediante unos pulsadores para la selección de la onda y el tiempo, para este caso utiliza un potenciómetro para la variación de la amplitud de la señal (Bernado Núñez Pérez, 2010).

El diseño que presentan los autores se basan en dos etapas las cuales solo se ubican en la generación de los pulsos eléctricos y la segunda en la implementación de cómo programar el microcontrolador para dicha generación.

Teniendo como limitaciones los tiempos de terapia ya programados.

“ELECTROESTIMULADOR PARA ACUPUNTURA”

Autores: Angel Regueiro-Gómez, Mukoil Romanos Zapata

El artículo de investigación señala primero las características generales que tendrá el equipo electroestimulador que se implementará (basándose en las formas de ondas, los intervalos de frecuencias para el trabajo clínico, los modos de estimulación además de sus niveles, las salidas que deben tener los equipos y las protecciones para los pacientes), además de los bloques funcionales que debe tener este equipo.

Utilizando un procesador 8751 y tecnología de lógica digital, en la memoria de este procesador se almacena una o varias máscaras de las señales a emplear durante la estimulación, de modo que variando su intervalo de lectura a partir de la base de tiempo interna (cristal de cuarzo y divisores de frecuencia o preescaladores), se logra el control del modo de estimulación y las diferentes frecuencias de trabajo. Generalmente las muestras se llevan a través de un puerto a un convertidor digital-analógico (D/A), para distribuirse a los diferentes canales de salida (Regueiro-Gómez, 2003).

7. VARIABLES

7.1.Variable independiente

Diseño de equipo controlado en lo posible por el usuario.

7.2.Variable dependiente

Mejora de la musculatura que permite combatir la atrofia muscular de las zonas focalizadas mediante impulsos eléctricos.

8. TIPO DE INVESTIGACIÓN

Investigación aplicada, tendiente a mejorar los avances tecnológicos en equipos electro estimuladores para la mejora de la musculatura, dependiendo de los avances tecnológicos en equipos electro estimuladores

9. OBJETIVOS

Principal:

- ✚ Desarrollar un equipo controlado por el usuario para mejorar la atrofia muscular en los pacientes con dificultades motoras (personas cuadripléjicas).

Específicos:

- Reconocer los tipos de atrofas musculares.
- Diseñar un equipo electro estimulador capaz de mejorar la atrofia muscular en zonas específicas del cuerpo.
- Desarrollar un software que permita comunicar al usuario con el equipo para su debido control y manejo a través del protocolo Bluetooth.
- Analizar los resultados obtenidos.

10. ESTRUCTURA DE LA TESIS

Esta tesis está conformada por 4 capítulos organizados de la siguiente forma:

CAPITULO 1

En este capítulo se da una introducción al problema que presenta la sociedad, el tipo de discapacidad que se tocará y cuál es la relación con la investigación, también se presente la justificación, objetivos e hipótesis de la tesis.

CAPITULO 2

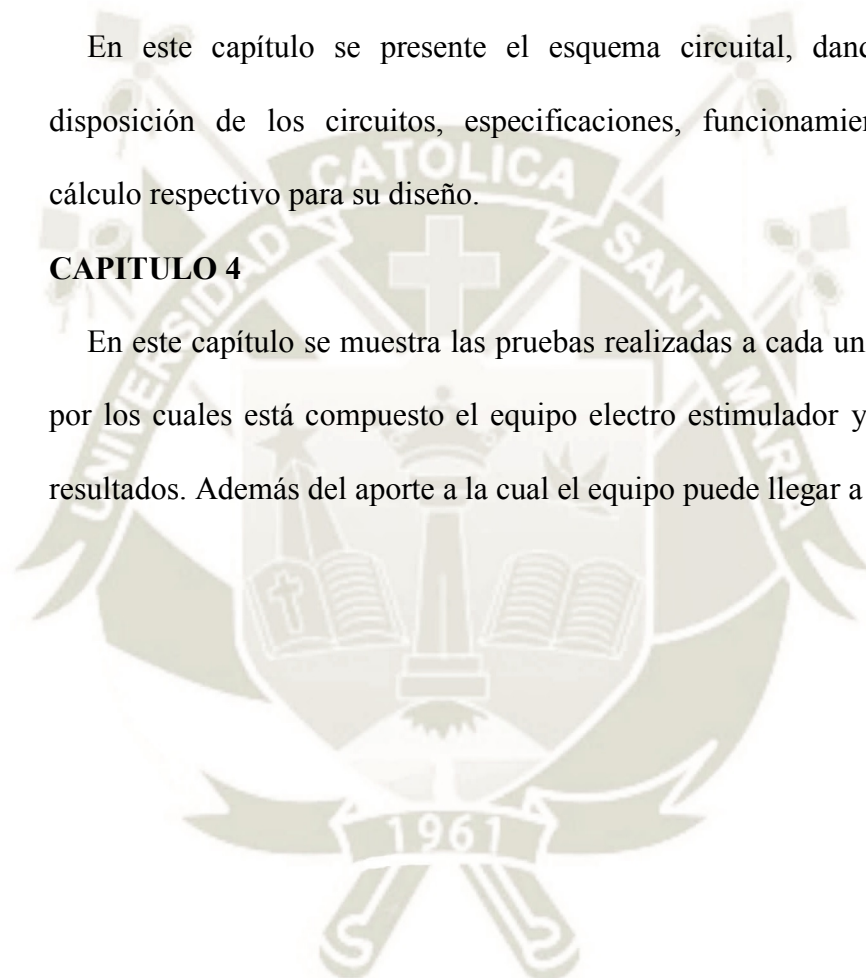
En este capítulo se tocará todo lo referido a la atrofia muscular, los tipos que pueden dar, su diagnóstico y tratamiento, además de los equipos existentes en el mercado.

CAPITULO 3

En este capítulo se presente el esquema circuital, dando a conocer la disposición de los circuitos, especificaciones, funcionamiento, selección y cálculo respectivo para su diseño.

CAPITULO 4

En este capítulo se muestra las pruebas realizadas a cada uno de los circuitos por los cuales está compuesto el equipo electro estimulador y se presentan los resultados. Además del aporte a la cual el equipo puede llegar a dar.



CAPÍTULO II: MARCO TEÓRICO

En los diferentes campos de estudio en el mundo, muchos de estos tienen una relación muy estrecha porque se complementan. Uno de estos campos es la tecnología, que en los diferentes avances con el transcurrir de los tiempos, ha logrado desarrollar nuevos equipos para la ayuda a la sociedad y a la humanidad. Otro de los campos, el cual ha tenido avances a pasos agigantados, es la medicina que ha logrado nuevos descubrimientos en cuanto a técnicas y procesos para combatir diferentes enfermedades como la discapacidad motriz que con el pasar de los días también evolucionan.

La ingeniería electrónica es una de las principales ciencias que aportan grandes avances a la medicina, estos dos son los campos que están estrechamente relacionados por el bien de las personas. Este proyecto tiene como objetivo desarrollar un equipo que logre resultados favorables en los pacientes que sufren de cuadriplejía mejorando el funcionamiento muscular con la finalidad de evitar la evolución de la atrofia muscular, tratando de generar un aporte más a la medicina para enfrentar una de las enfermedades que más afecta a la humanidad.

1. LA DISCAPACIDAD

Para hablar de discapacidad, hay que partir mencionando que es una condición humana, toda persona en su vida, en algún momento de esta va a sufrir o tendrá una discapacidad, sea temporal o permanente (Salud O. M., 2018).

La discapacidad, como lo menciona la OMS, es un término genérico que abarca deficiencias, limitaciones de la actividad y restricciones a la participación (cap 1), dentro de estas tenemos diferentes tipos de discapacidades, las cuales podemos notar en el siguiente gráfico tomado del artículo “Discapacidad en el Perú: Un análisis de la realidad a partir de datos estadísticos” (Diaz Dumont, 2019).

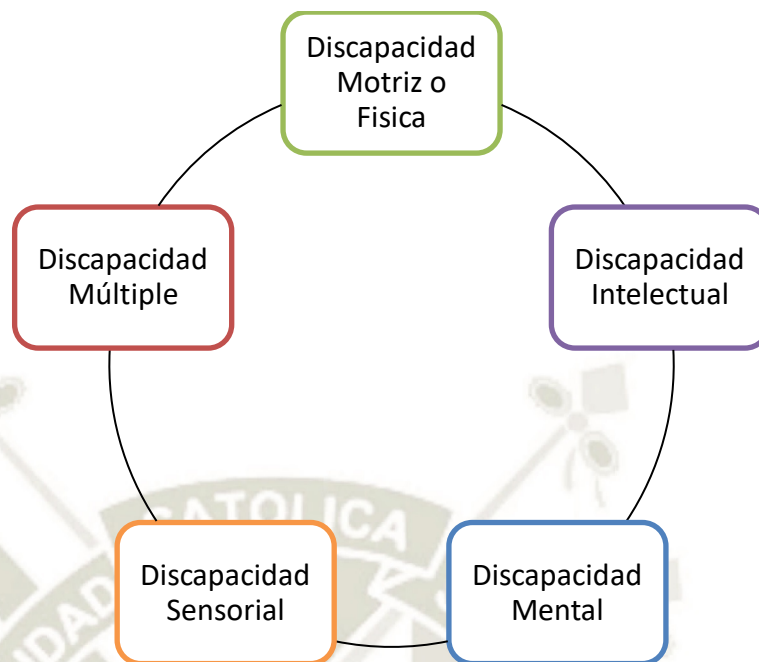


Figura 1: "Tipos de discapacidades"
Fuente: (Díaz Dumont, 2019)

De la figura 1 “Tipos de discapacidades” tomaremos a las discapacidades motrices o físicas, dado que el presente trabajo se basa en personas cuadripléjicas que son parte de este grupo.

Las personas cuadripléjicas son aquellas que han sufrido una lesión en la médula espinal ya sea congénita o debido a un traumatismo en dicha área, causando así la pérdida del movimiento y la sensibilidad en las extremidades superiores (brazos), extremidades inferiores (piernas) y el tronco del cuerpo.

2. ATROFIAS MUSCULARES

La atrofia muscular está definida como la reducción o disminución del tamaño o volumen del músculo, y por ende la pérdida de la fuerza muscular en dichas zonas. La palabra atrofia proviene del griego *àtrophos* que significa "sin nutrición". Consiste en una disminución importante del tamaño de la célula y del órgano del que forma parte, debido a la pérdida de masa celular. Las células atróficas muestran una disminución de la función, pero no están muertas (Rivera, 2016).

Todas las modificaciones de condición morfológico de las células, pueden impactar a células aisladas o grupos de ellas, en consecuencia, llegará a modificar la estructura del tejido. Todos los estímulos que pueden actuar sobre una célula son en base a la existencia de estímulos funcionales: cuando éstos exceden los límites fisiológicos, pueden lesionar a la célula hasta cegar los procesos vitales, o acertadamente, portear notables modificaciones regresivas.

Existen varias enfermedades y trastornos que causan una disminución en la masa muscular, incluyendo la inactividad, la caquexia presente en pacientes con cáncer o en la insuficiencia cardíaca, enfermedad pulmonar obstructiva crónica, quemaduras extensas, insuficiencia hepática, trastornos electrolíticos, anemia, etc. Otros síndromes pueden causar atrofia muscular como la malnutrición, denervación de las neuronas motoras como en la atrofia muscular espinal de la infancia y las miopatías inflamatorias y distrofias, entre otras.



Figura 2 "Atrofia Muscular en Brazo"
Fuente: <https://ar.pinterest.com/pin/223350462753692312/>

2.1 TIPOS DE ATROFIAS MUSCULARES

Dentro de los tipos de atrofiás musculares del cual puede sufrir cualquier persona, se pueden reconocer tres formas: las fisiológicas, las patológicas y las neurogénicas.

La atrofia fisiológica es causada por no usar los músculos lo suficiente. Este tipo de atrofia a menudo se puede revertir con ejercicio y una mejor nutrición.

Las personas más afectadas son aquellas que:

- Tienen trabajos que requieren que estén sentados, problemas de salud que limitan el movimiento, o disminución en los niveles de actividad
- Están postradas en cama
- No pueden mover las extremidades debido a un ataque cerebrovascular u otra enfermedad cerebral
- Se encuentran en lugares donde no hay gravedad, como por ejemplo durante los viajes al espacio

La atrofia patológica puede ser causada por envejecimiento, inanición y enfermedades, tales como el síndrome de Cushing (debido al uso elevado de medicamentos llamados corticosteroides).

La atrofia neurogénica es el tipo más grave de atrofia muscular. Puede deberse a una lesión, o una enfermedad, en los nervios que se conectan a los músculos. Este tipo de atrofia muscular tiende a suceder más repentinamente que la atrofia por desuso.

Algunos ejemplos de enfermedades que afectan los nervios que controlan los músculos:

- Esclerosis lateral amiotrófica (ELA o enfermedad de Lou Gehrig)
- Daño a un solo nervio, como el síndrome del túnel carpiano
- Síndrome de Guillian-Barre
- Daño a los nervios causado por una lesión, diabetes, toxinas o alcohol
- Polio (poliomielitis)

- Lesión de médula espinal

Otras causas de atrofia muscular pueden incluir:

- Quemaduras
- Terapia prolongada con corticosteroides
- Desnutrición
- Distrofia muscular y otras enfermedades de los músculos
- Osteoartritis
- Artritis reumatoidea

Fuente: MedlinePlus, Biblioteca Nacional de Medicina de EE.UU (Jasmin, 2017).

2.2 DIAGNÓSTICO

Para obtener un correcto diagnóstico se debe revisarse minuciosamente tanto la historia clínica del paciente como los antecedentes familiares completos para determinar si la enfermedad muscular es secundaria a una enfermedad que afecte a otros tejidos u órganos o si es una afección heredada (Stroke, 2007).

3. EQUIPOS ELECTRO ESTIMULADORES

Un electro estimulador es un equipo electrónico que se basa en la imitación de los impulsos propios del cuerpo, los cuales se transmiten a través de la piel mediante electrodos hacia las fibras nerviosas, respectivamente fibras musculares (GmbH, 2018). Tal como se indica un equipo electro estimulador busca llevar la señal que produce nuestro cerebro a nuestros músculos con la finalidad de producir una *contracción tetánica*¹ y evitar el deterioro de este.

¹ Contracción Tetánica: Contracción sostenida de un músculo sin intervalos de relajación.

La compañía BIOLaster nos da algunos indicios de cómo es que opera un electro estimulador, lo cual menciona en los siguientes párrafos:

La onda que debe construir el estimulador, es una información imprescindible que debe indicar el fabricante en las especificaciones técnicas insertas en los manuales y deberá ser: rectangular-bifásica, y compensada simétricamente, para evitar los desagradables y temidos efectos polares (sensación eléctrica, irritación de la piel y hasta quemaduras), en el lugar de ubicación de los electrodos por donde pasa la corriente.

Como debemos generar la contracción muscular por medio de la estimulación del nervio, la energía que necesitamos para excitar una motoneurona es una cantidad muy pequeña proporcionada por: $Q = I \times t$ Donde I es la intensidad y t es la duración del impulso eléctrico.

La intensidad o amplitud, se mide en mA y lo normal es que los aparatos más potentes se muevan en un rango de 120 mA. La duración de los impulsos (t) se mide en microsegundos, y es otra información básica que las especificaciones técnicas deben mostrar.

(SL, 2002)

Por ende, al momento de realizar una estimulación a la motoneurona debemos saber qué cantidad de corriente, la duración y el ancho del pulso que proporcionaremos a las personas.

F. Isidro (2018) menciona en su libro “Manual del Entrenador Personal. Del fitness al wellness”, que existen diferentes parámetros de los cuales los electro estimuladores varían las frecuencias, refiriéndonos a ellas en (Hz) podemos conseguir los diferentes efectos:

- Frecuencias 1 a 3 Hz – Descontracturante

Al tener el uso de dichas frecuencias se busca eliminar las contracturas musculares, además que se llega a relajar el músculo. Generalmente los equipos de electro estimulación lo tienen como un programa preestablecido de “descontracturante”. Este resultado descontracturante se mantiene varias horas posteriores a la sesión logrando así un manejo bueno de los movimientos. Está indicado su uso en molestias o dolores musculares ocasionados por contracturas.

- Frecuencias 4 a 7 Hz – Relajación

En dichas frecuencias se genera un aumento de segregación de endorfinas y encefalinas, dando una disminución del dolor y la ansiedad. Existen diferentes efectos a las frecuencias aplicadas, en este caso resaltaremos al aplicar una frecuencia de 5Hz, en esta frecuencia se logra generar un efecto antálgico, es decir, se produce una disminución del dolor junto con la relajación en la zona aplicada. A comparación de otras frecuencias, al momento de aplicar una frecuencia de 7Hz, en el cuerpo del paciente se genera un aumento del flujo sanguíneo junto con una hiperoxigenación, con esto se busca evitar calambres, eliminar edemas, etc.

- Frecuencias 8 a 10 Hz – Aumento del flujo sanguíneo. Capilarización

Dado que al momento de aplicar una frecuencia de 7Hz, cuando nosotros usamos 8Hz se produce un aumento del flujo sanguíneo en el lugar de aplicación, este efecto es conocido en los programas de los electro estimuladores como “Capilarización”. La capilarización consiste en crea nuevos capilares, que permita la restauración de los tejidos.

- Frecuencias 10 a 33 Hz – Resistencia Aeróbica

Entre las frecuencias de 10 a 33Hz se recluta las fibras ST, (fibras lentas de tipo I) y aumenta la resistencia de las mismas. En los electro estimuladores también existe un programa ya preestablecido para dicho caso, este se le conoce como “resistencia aeróbica”. Ideal para el aumento del tono muscular y en la mejora de la resistencia muscular localizada.

- Frecuencias 33 a 50 Hz – Firmeza Muscular

Para este tipo de frecuencias se reclutan fibras intermedias, estas comprenden las IIa. Con la aplicación de esto se da un mayor aumento a la resistencia de la fatiga, generalmente aplicada a deportes de resistencia. Los electro estimuladores también tienen configurada esta opción con un programa que se le conoce como “fuerza-resistencia”. Proporciona un mayor aumento del tono muscular sin desarrollar la musculatura.

- Frecuencias 50 a 75 Hz – Fuerza y Resistencia

En frecuencias de 50 a 75 Hz se estimulan las fibras intermedias tipo IIb, dado este tipo de estimulación se consigue en el paciente un aumento de la fuerza como de la masa muscular, dichas fibras son de mayor tamaño que las del tipo I. En los equipos electro estimuladores hallamos los términos “bodybuilding” o “fuerza-resistencia”, con la cual podemos aplicar estas frecuencias. Existen algunos estudios que muestran que a partir de 70-75Hz se llega a la hipertrofia máxima.

- Frecuencias 75 a 120 Hz –Fuerza Explosiva

En este último rango de frecuencias lo que vamos a conseguir es la supratetanización de las fibras FT (fibras rápidas tipo Iim). Con esto logramos una gran mejora en la fuerza y velocidad que una persona puede lograr a

comparación de las contracciones voluntarias que se puede hacer. Existen algunos electro estimuladores que ya tienen preestablecido un programa de trabajo, el cual está con el nombre de “fuerza explosiva”.

Como se expresa en dicho libro, existen diferentes frecuencias de trabajo de las cuales los electro estimuladores deben tener la capacidad de cubrirlas, con la finalidad de poder apoyar a las personas al momento de su uso dependiendo su aplicación.

4. ANTECEDENTES DE ELECTRO ESTIMULADORES

Como se mencionó anteriormente la electro estimulación consiste en una técnica que utiliza la corriente eléctrica para provocar una contracción muscular, mediante un equipo electrónico denominado electro estimulador, para prevenir, entrenar o tratar los músculos, buscando una finalidad terapéutica o una mejora de su rendimiento.

La electro estimulación es un método que viene empleándose en la rehabilitación de personas con problemas físicos, aportando importantes beneficios en éste campo, sobre todo para resolver las patologías musculares más comunes como es:

- La prevención y el tratamiento de la atrofia muscular, motivo de la presente investigación para su posterior desarrollo, la potenciación, las contracturas, el aumento de la fuerza para la estabilidad articular, la profilaxis de la trombosis, y la estimulación de los músculos paralizados, entre otros, y también para el tratamiento del dolor.

El uso de los electros estimuladores como lo menciona el entrenador personal Alejandro Marcet en su página “Alejandor Macet – Personal Win Training” es sencillo, esto debido a que generalmente todos los equipos contienen una cierta

cantidad de programas ya establecidos en el equipo. Las frecuencias en los estímulos eléctricos se miden en Hz (ciclos por segundo), la aplicación de esta frecuencia es los resultados que tendremos con el pasar de las aplicaciones de sesiones (Macet, 2020).

Resaltamos que es muy importante que regulemos la intensidad de cada programa al máximo que podamos soportar sin dolor ni molestia, ya que a mayor intensidad mejores resultados obtendremos.

Existen dos tipos de electro estimuladores, los EMS y los TENS. Los EMS se dedican al trabajo muscular y debe utilizarse cuando no se padezca ninguna lesión. En cambio, los TENS están diseñados para tratar las lesiones mediante la estimulación nerviosa sensitiva.

Tabla 1: "Comparativa entre TENS y EMS"

TENS	EMS
<ul style="list-style-type: none"> • Destinado a analgesia. • Intensidad hasta 50 mA. • Modos de trabajo en burst, FF frecuencia fija y modulaciones (algunos ofrecen una opción de trenes). • El tiempo de sesión tiende a ser relativamente largo (15, 20, 30 minutos). • Los electrodos suelen ser pequeños e iguales. • No se debe superar las respuestas motoras. • Se destina al estímulo de fibras nerviosas sensitivas. • Frecuencia regulable entre 1 a 150 o 200 Hz. • Suelen alimentarse con una pila de 9 volts. • Trabajan en voltaje constante (VC). • Las formas de pulso son monofásicas, cuadrangulares con algún pico negativo. • Los electrodos suelen ser pequeños e iguales. • Los electrodos se sitúan sobre puntos 	<ul style="list-style-type: none"> • Destinado a trabajo muscular. • Intensidad hasta 80 o 100 mA. • Modos de trabajo en trenes (algunos ofrecen la posibilidad de frecuencia fija FF). • El tiempo de sesión tiende a ser más corto que en el TENS (10, 15, 20 minutos). • El tamaño de electrodos es variado para combinarlos y adaptarlos a los diferentes músculos y métodos de estimulación. • Se supera el umbral motor para tonificar y potenciar musculatura. • Se destina al estímulo de fibras nerviosas motoras. • Frecuencia regulable entre 10 a 100 Hz (algunos ofrecen frecuencia por debajo de los 10 Hz). • Suelen alimentarse con una o dos pilas de 9 volts. • Trabajan en voltaje constante (VC). • Las formas de pulso son monofásicas cuadrangulares, con algún pico negativo. • Es importante que el tamaño de electrodos sea variado para combinarlos y adaptarlos a los diferentes músculos y métodos de estimulación. • Los electrodos se posicionan tratando de

dolorosos o en la forma más adecuada para analgesia.	provocar la mayor y mejor contracción muscular.
<ul style="list-style-type: none"> • Los TENS suelen ser más baratos. • Con el TENS no se debe superar las respuestas motoras. • El TENS se destina al estímulo de fibras nerviosas sensitivas 	<ul style="list-style-type: none"> • Los EEM se venden comparativamente más caros • Con el EEM se supera el umbral motor para tonificar y potenciar musculatura. • El EEM se destina al estímulo de fibras nerviosas motoras

Fuente: (Bastidas & Uvidia, 2017)

Existen diferentes tipos de electro estimuladores, dentro de los cuales podemos mencionar:

- Estimulador TENS Omron E4:

La empresa Omron, no propone un electroestimulador en modo de trabajo TENS, este equipo tiene una pantalla para la interfaz con el usuario que nos permite hacerle seguimiento al tiempo de tratamiento, dicho equipo nos da una gran variedad de programas de trabajo (12), e incluye programas para la espalda, hombros, articulaciones, piernas, pies y sus plantas. También, dispone de 4 modos de masaje, así como botones especiales para el dolor agudo o la rigidez muscular, un modo híper y otro suave (Azcona, 2017).

- Electro estimulador Cefar Easy:

Este equipo desarrollado con la finalidad de volverse portátil para el usuario, contiene 4 tipos de programas: 2 para el alivio de dolor en cuello, hombros y parte baja de la espalda, mientras que los 2 restantes son de uso en relajación de baja frecuencia (Rehabmedic, 2020).

- Electro estimulador Cefar Basic

Una versión mejorada del Cefar Easy, el electro estimulador Cefar Basic ofrece tratamiento TENS, con un diseño ergonómico para el usuario, este dispositivo puede ser usado en la casa sin necesidad de un especialista. Contiene 2 canales

de salida y 3 programas preestablecidos, programas para dolores agudos y el alivio y relajación del músculo mediante contracciones visibles (Actual, 2017).

- Electro estimulador TENS/EMS – BEURER EM80

La empresa BEURER, nos presenta el electro estimulador BEURER EM80, dicho equipo cuenta con la tecnología EMS/TENS para el tratamiento de dolores agudos y para la estimulación de los músculos. Con 4 canales que son regulables independientemente, el equipo viene cargado con 30 programas para el tratamiento deseado. Cuenta con una pantalla en blanco y negro de interacción con el usuario (GmbH, 2018).

- Electro estimulador EM95 Bluetooth

Una actualización de gama alta de los electro estimuladores de la marca Beurer, es el electro estimulador EM95, de tecnología alemana contiene 2 categorías de entrenamiento: la fitness y potencial y la de relajación y bienestar. Con 4 canales independientes para el manejo de sus parámetros, el equipo tiene cargado 38 sesiones de trabajo, con 20 sesiones de entrenamientos. (Beurer, 2019).

5. PROTOCOLO BLUETOOTH

Bluetooth es un protocolo de comunicaciones de sistema abierto de IEEE 802.15, que habilita el paso de datos entre dispositivos mediante la comunicación inalámbrica de corta distancia en torno a la banda libre de 2,4 Ghz (Vicaria Flores, 2007).



Figura 3 "Comunicación Bluetooth equipos"

Fuente: [https://www.larazon.es/tecnologia/los-hackers-podrian-robar-datos-que-se-envian-via-bluetooth-](https://www.larazon.es/tecnologia/los-hackers-podrian-robar-datos-que-se-envian-via-bluetooth-GE24643162/)

GE24643162/

CAPÍTULO III: METODOLOGÍA

El estimular una célula, nos proporciona una respuesta, cada célula que estimulamos nos va a generar diferentes respuestas, y esto debido a la función específica que va cumpliendo. El estimular una célula nerviosa, genera un estímulo en otra célula, pero el estimular una célula muscular genera una contracción. Si bien las respuestas a los estímulos son distintos, los mecanismos celulares que se activan inmediatamente luego del estímulo son similares para cualquier célula (Bracero Tobar, 1999).

Un equipo electro estimulador como lo mencionamos en el capítulo II de la presente investigación se basa en la generación de un impulso que genera la contracción de las células, lo cual origina una despolarización de los cambios eléctricos.

Dado que dicho proyecto está enfocado al diseño e implementación de un electro estimulador, basaremos su diseño en el uso de diferentes parámetros de la señal eléctrica que permitirá la prevención y el tratamiento en la atrofia muscular de los pacientes, el cual debe tener una interfaz usuario-máquina amigable para la aplicación y control de dichas señales.

1. DESCRIPCIÓN DE FUNCIONAMIENTO

Para empezar a hablar sobre un equipo funcional, Herrera Soto & Elías Jarquín (2016) mencionan algunas características que debería cumplir un equipo con la finalidad de hacerlo seguro y fiable para el usuario:

- Tener el control de los parámetros de la señal de estimulación en todo momento.
- Mantener una exactitud respecto a los valores ingresados como el voltaje y la corriente suministrada.
- Cumplir con la seguridad tanto para paciente como para el usuario

- Poseer un interfaz usuario-máquina de fácil manejo e implementación.

Dichas características han hecho que la implementación a seguir junto con la programación sea lo más segura y fiable que pueda brindar nuestro equipo.

Como se menciona en el artículo «Diseño y Construcción de un Electroestimulador para aplicarlo en terapias de rehabilitación del músculo esquelético atrofiado por inmovilización», en un electro estimulador los componentes internos generan un cambio en el flujo de corriente, logrando esto una forma de onda o señal como, por ejemplo: rectangular, sinusoidal, trapezoidal, triangular, etc. Se obtuvo que la más recomendada debe ser una señal pulsada y de baja intensidad (Bernado Núñez Pérez, 2010).

Es por eso que, para el diseño de un electro estimulador el primer paso que debemos tener en cuenta es identificar las diferentes etapas que lo constan, así como los elementos que las confirman.

Trabajaremos en base a tres etapas, la generación de la señal, la adquisición de los datos de parte de la interfaz de usuario y los ajustes de la señal en base a los parámetros insertados.

2. NORMAS

La Organización Internacional de Estandarización (ISO), como la Comisión Electrotécnica Internacional (IEC), son aquellas organizaciones que regulan los estándares para que los productos y servicios que se prestan sean seguros, fiables y de calidad. La norma IEC60601, que determina los requisitos y métodos de prueba, práctica en la utilización de estimuladores nerviosos y estimuladores musculares (Castellano, 2018).

IEC 60601-1:2005 (ELECTROTECHNIQUE C. , 2005). Se menciona que esta es una norma particular la cual adapta los requisitos de la norma general para casos particulares como lo es un electro estimulador.

Parte 1: Requisitos generales para la seguridad básica y performance esencial. En esta parte de la norma se encuentra los requerimientos generales tales como:

- Alimentación
- Protección contra electroshock
- Modo de operación
- Salida
- Instrucciones de uso

IEC 60601-2-10:2012 Requisitos particulares para la seguridad básica y la performance esencial de estimuladores nerviosos y musculares (ELECTROTECHNIQUE I. C., 2012). También adapta los requisitos a la norma general. Se trata de la norma particular que establece cuales son los requisitos mínimos que garantizan un grado de seguridad práctica, en la operación de estimuladores nerviosos y musculares definido en 201.3.204. Abarca tanto a estimuladores nerviosos eléctricos transcutáneos (TENS), como a estimuladores musculares eléctricos (EMS).

3. DIAGRAMA DE BLOQUES DEL EQUIPO

En la figura 04 observamos el diagrama de bloques general del equipo, el cual compartirá dos partes, la primera que se basa en el desarrollo de una aplicación para dispositivos móviles y la segunda en el equipo en sí. Con esto, el usuario define los parámetros y tiempo de la señal a través de la interfaz que presenta el equipo. Una vez que esta información es seleccionada, el microcontrolador recibe estas

instrucciones y genera una rutina para brindar la señal que busca el usuario. El generador de señales manda la señal que debe ser previamente adaptada y adecuada a las especificaciones, llegando así a un transformador para lograr el nivel de tensión apto y así aplicarlo a la carga por medio de los electrodos en la zona afectada.

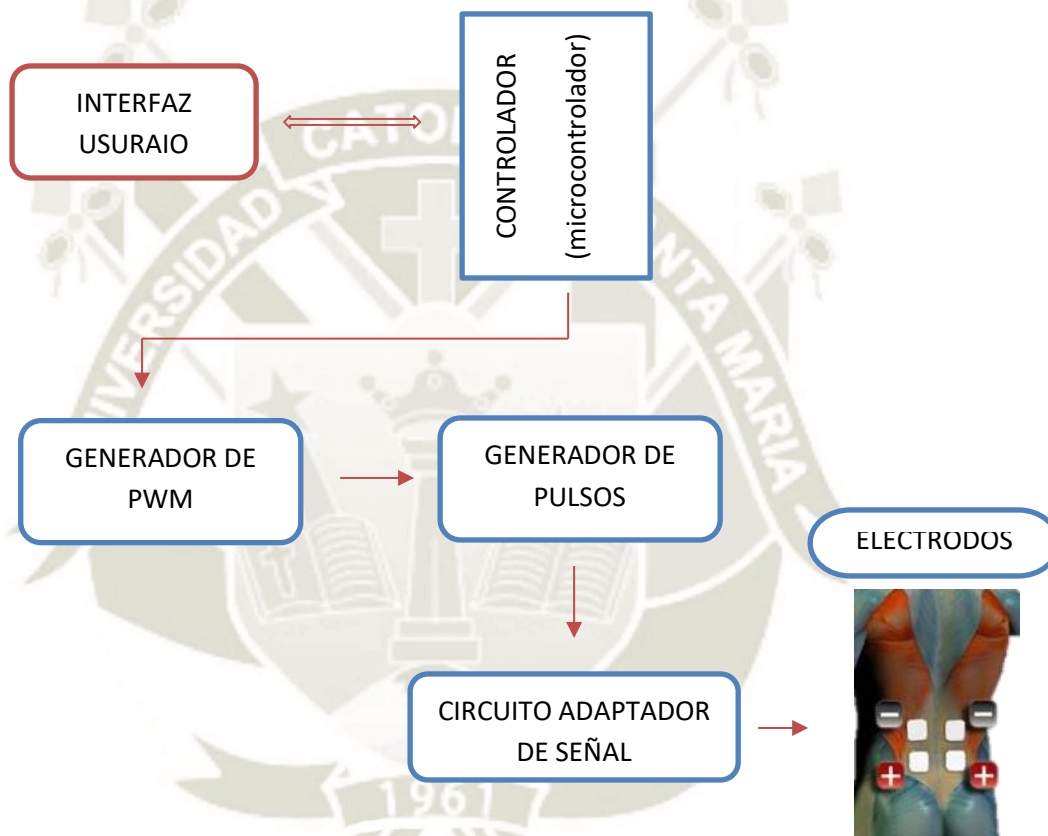


Figura 4 "Diagrama de Bloques"
Fuente: Propia

4. DISEÑO Y DESARROLLO DE CADA BLOQUE CIRCUITAL

Los criterios para la implementación de este prototipo fueron dados con la finalidad de encontrar componentes, de ser posible, en el mercado local. El sistema cuenta con una interfaz gráfica de fácil utilización tanto por el profesional como por el usuario. La comunicación entre el celular y el dispositivo es inalámbrica,

simplificando la utilización y mejorando la calidad de la prestación. En las siguientes figuras (05 y 06) se presenta un diagrama de bloques más específico respecto a la forma de trabajo con los microcontroladores (Tame Cuba, 2019).

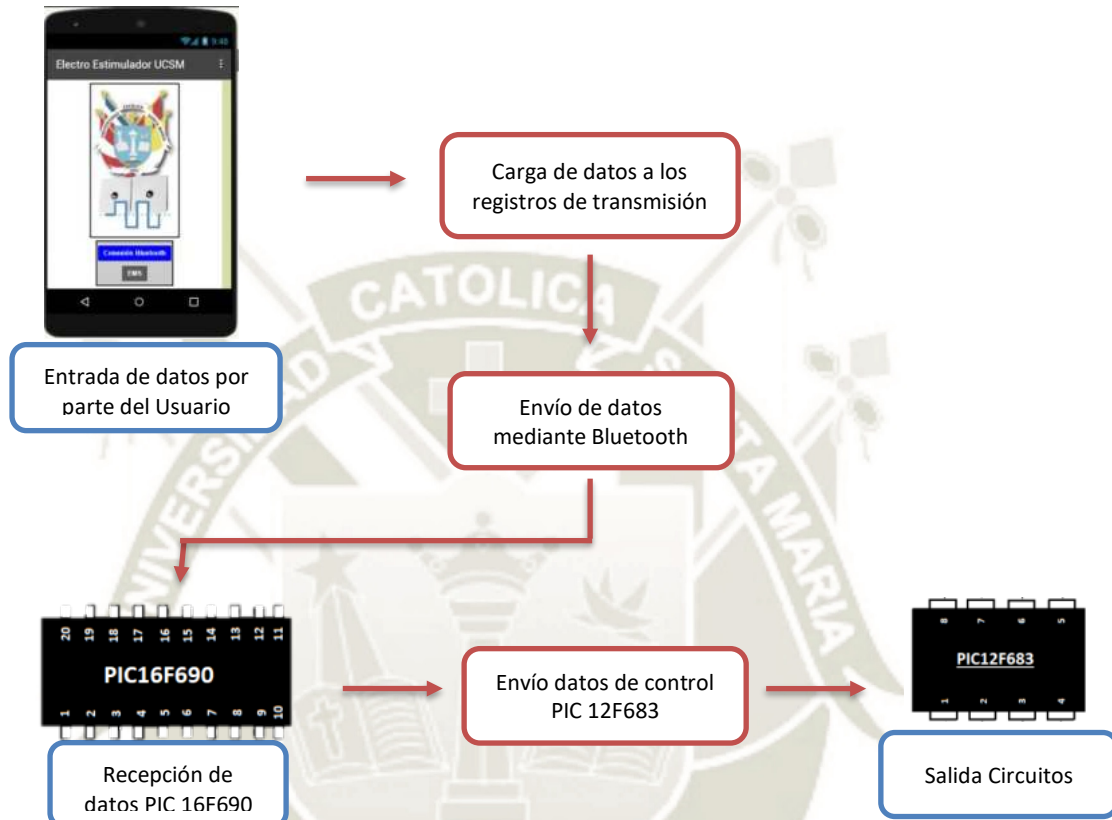


Figura 5 "Diagrama de Bloques Recepción de datos"
Fuente: Propia

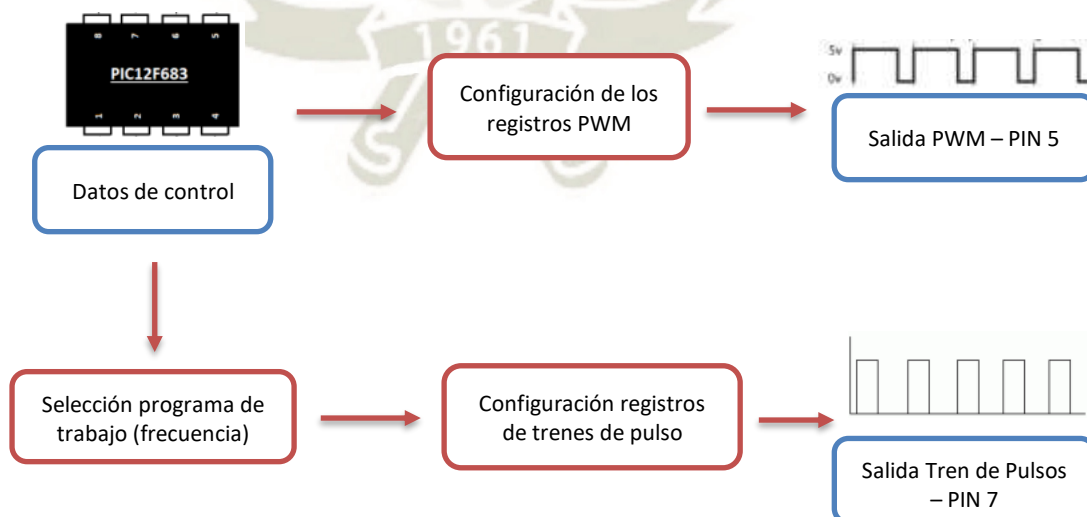


Figura 6 "Diagrama de Bloques Generación PWM - Pulsos"
Fuente: Propia

4.1 ETAPA GENERADOR DE PULSOS

Como ya mencionamos anteriormente, el diseñar e implementar un equipo electro estimulador nos ayudará a mejorar la atrofia muscular que se presenta en los pacientes cuadripléjicos. Lograr esto se da en base a impulsos eléctricos que son generados en baja frecuencia, dichos pulsos pueden ser generados de diferentes maneras, pero en nuestro caso usaremos un microcontrolador, la facilidad que nos da dicho dispositivo electrónico en la generación de ondas cuadradas de diferentes frecuencias, ayuda a reducir considerablemente el espacio y el costo del equipo.

En los diferentes tipos de tratamientos a realizar, es necesario modificar los parámetros de frecuencia y los tiempos de generación de señales; todo esto se puede lograr con un microcontrolador sin la necesidad de diseñar e implementar un circuito para esta función. Los parámetros de frecuencia y el tiempo de funcionamiento del dispositivo electro estimulador es controlado desde una interfaz gráfica (equipo con sistema operativo Android), en la figura 07 se observa el esquema eléctrico del funcionamiento de la etapa del generador de pulsos, el microcontrolador utilizado es el PIC 12F683 de Microchip, en combinación con el PIC 16F690 se comunican de manera inalámbrica con el dispositivo Android.

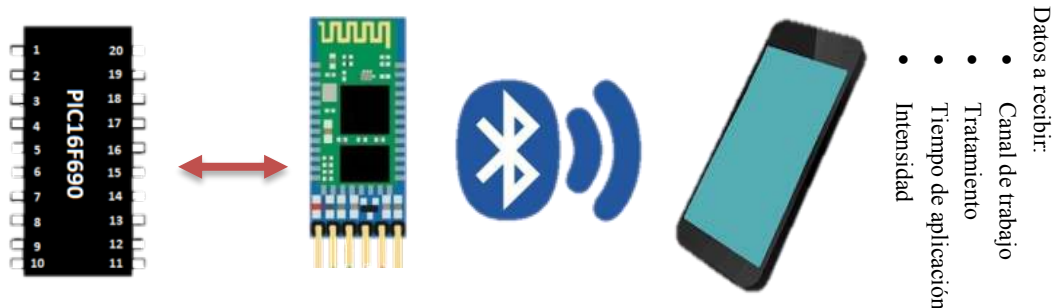


Figura 7 "Diagrama de Comunicación"
Fuente: Propia

La generación de los pulsos es realizada por el PIC 12F683, este recibe información del PIC 16F690 que, a su vez, este se comunica con el dispositivo Android a través del puerto serial (RX – módulo Bluetooth) donde el usuario podrá seleccionar valores de frecuencia preestablecidos según la zona muscular seleccionada, además se podrá seleccionar el tiempo de trabajo, así como aumentar o disminuir la intensidad de los pulsos, con esta información se generan los pulsos de ondas cuadradas.

Debido a que dichos microcontroladores pueden ser encontrados en el mercado, la empresa Microchip nos muestra diferentes características de los microcontroladores PIC 12F683 (2007) y del PIC 16F690 (2006), dentro de las cuales resaltamos las más importantes como por ejemplo:

- PIC 12F683
 - 6 pines de Entrada/Salida (I/O)
 - 35 instrucciones en Assembler.
 - 256 bytes de EEPROM de datos.
 - 128 bytes de SRAM de datos.
 - 4 entradas analógicas de 10 bits de resolución.
 - Reloj interno seleccionable de 125KHz a 8MHz. Si se activa la opción de reloj externo puede trabajar hasta con 20MHz.
 - Módulo CCP. Capture, Compare, PWM módulo (de 10 bits).
 - 1 comparador analógico, dos entradas para sensado y una salida.
- PIC 16F690
 - 18 pines de Entrada/Salida (I/O)
 - 35 instrucciones en Assembler.

- Reloj interno seleccionable de 125KHz a 8MHz. Si se activa la opción de reloj externo puede trabajar hasta con 20MHz.
- Módulo CCP. Capture, Compare, PWM módulo mejorado
- Puerto serie síncrono (SSP)
- Transmisor receptor síncrono-asíncrono universal mejorado (EUSART)

En el anexo A, se encuentra el Data Sheet de los PIC 12F683 y 16F690.

El microcontrolador PIC 12F683 produce un par de señales, una de las señales se basa en un tren de pulsos de onda cuadrada, dicha señal se conecta en paralelo al componente CD4050, el CD4050 es un Convertidor/Búfer no inversor que cuenta con conversión de nivel lógico usando sólo un voltaje de alimentación (VCD) (Instruments, CD4049UB and CD4050B CMOS Hex Inverting Buffer and Converter, 1998). El nivel alto de entrada de señal (VIH) puede ser superior al voltaje de alimentación VCD cuando se utilizan estos dispositivos para las conversiones de nivel lógico. En la figura 08, parte encerrada en un rectángulo rojo nos muestra la forma de conexión del CD4050 y en qué parte de nuestro diagrama general influye.

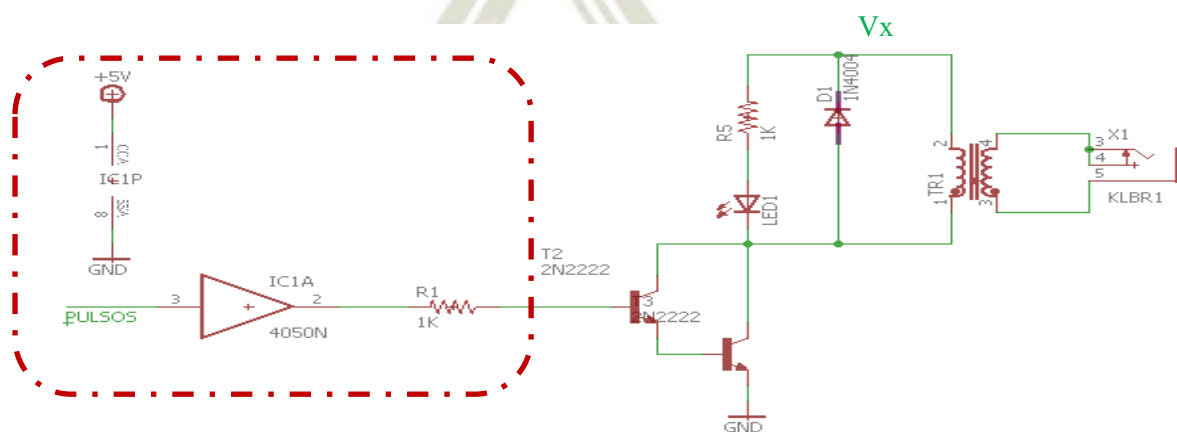


Figura 8 "Circuito Esquemático completo Etapa Generador de Pulsos"
Fuente: Propia

El microcontrolador PIC 12F683 generará una señal de tren de pulsos, esta señal se produce mediante una subrutina en el programa principal basado en la ejecución de retardos, los cuales harán el cambio de nivel de bajo a alto y de forma viceversa, en la figura 09 se muestra el diagrama de flujo de la subrutina, mientras que en la figura 10 se muestra la programación de dicha subrutina.

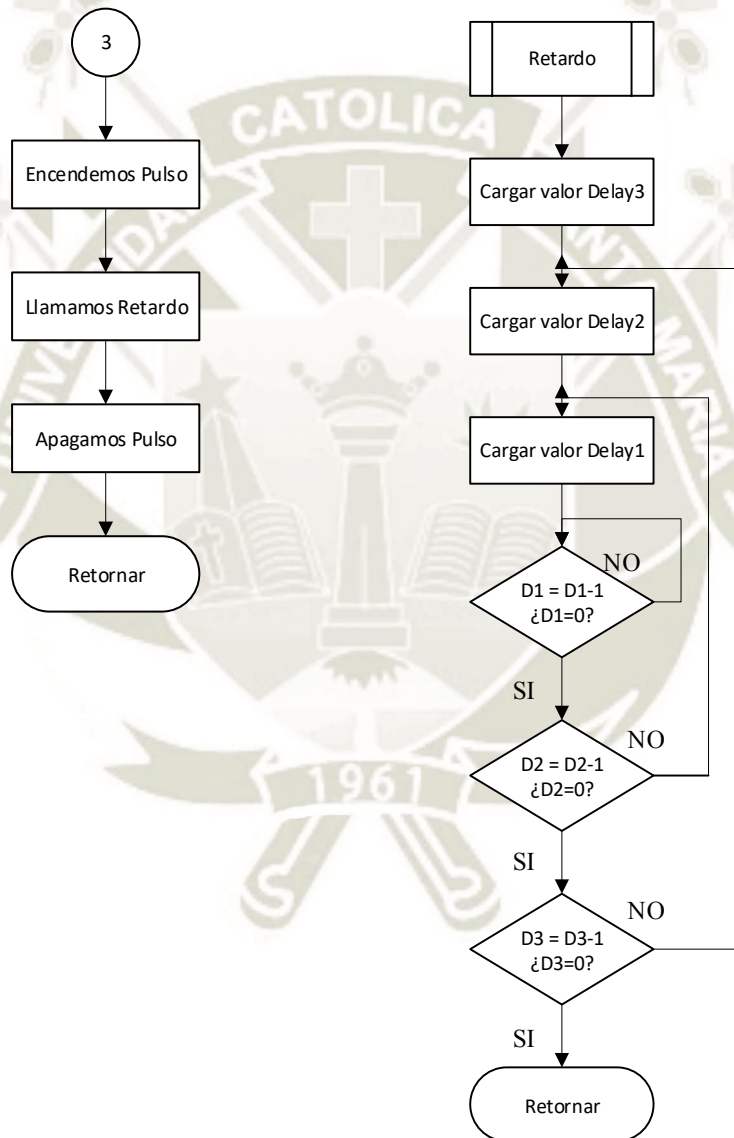


Figura 9 "Diagrama de flujo subrutina pulsos y retardo"
Fuente: Propia

```

HOME
    BSF     PULSOS
    CALL   RET3HZ
    BCF     PULSOS
    CALL   RET3HZ
    GOTO   HOME
;-----
;
;-----
RET3HZ
    MOVLW  D'12'
    MOVWF  Delay3
    MOVLW  D'38'
    MOVWF  Delay2
    MOVLW  D'242'
    MOVWF  Delay1
    DECFSZ Delay1
    GOTO   $-1
    DECFSZ Delay2
    GOTO   $-5
    DECFSZ Delay3
    GOTO   $-9
    RETURN
    
```

Figura 10 "Programación Subrutina Pulsos y retardo"
Fuente: Propia

La señal que se genera es un tren de pulsos, en la figura 11 se muestra las características de dicho pulso.

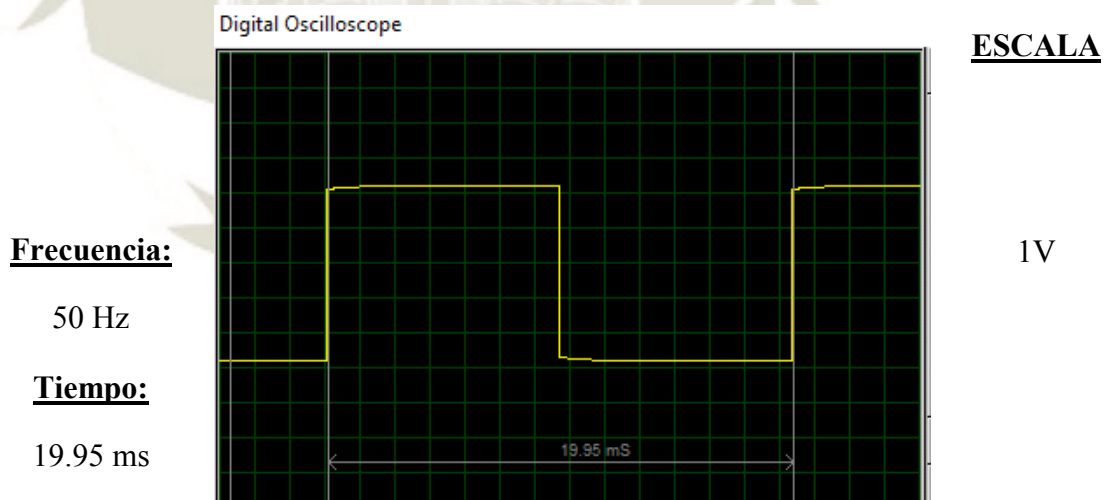


Figura 11 "Pulso cuadrado características"
Fuente: Propia

4.2 ETAPA SEÑAL DE PULSOS AMPLIFICADA

En esta etapa acondicionaremos la señal para la salida, usaremos el un inversor digital, en este caso usaremos el circuito integrado CD4050 con

tecnología CMOS que nos permite aprovechar al máximo el nivel de salida que tenemos dado por la fuente de alimentación; se utilizará una configuración Darlington para la amplificación de la corriente a través de los transistores NPN 2N2222.

La señal ya amplificada pasa por el transformador de aislamiento, en este se le ha conectado un diodo de acción rápida, para proteger al transistor por el voltaje inverso que se genera en la bobina. En la figura 12 se muestra el diagrama de bloques del acondicionamiento de la señal de los trenes de pulsos, mientras que en la figura 13 se observa el circuito de la señal de los pulsos junto con la salida a los electrodos. En el punto V_x se conectará a la segunda parte de acondicionamiento de la señal PWM para obtener la señal de salida completa.

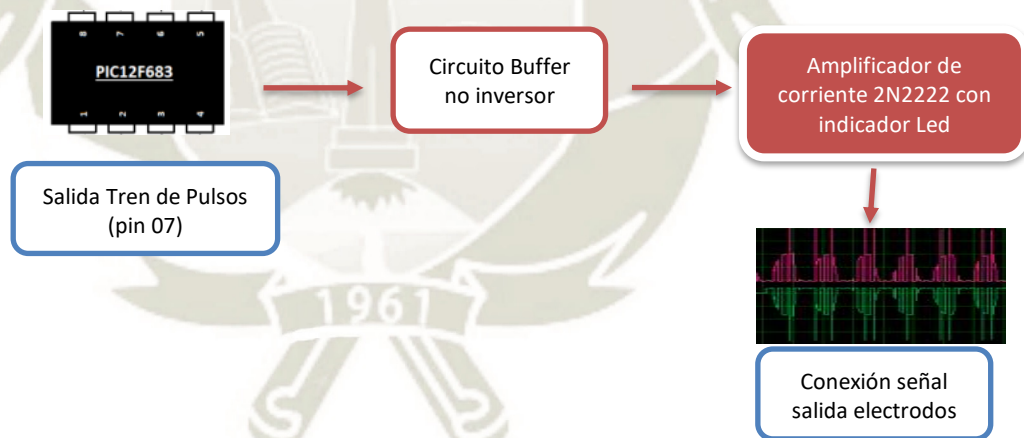


Figura 12 "Diagrama de Bloques Acondicionamiento señal Tren de Pulsos"
Fuente: Propia

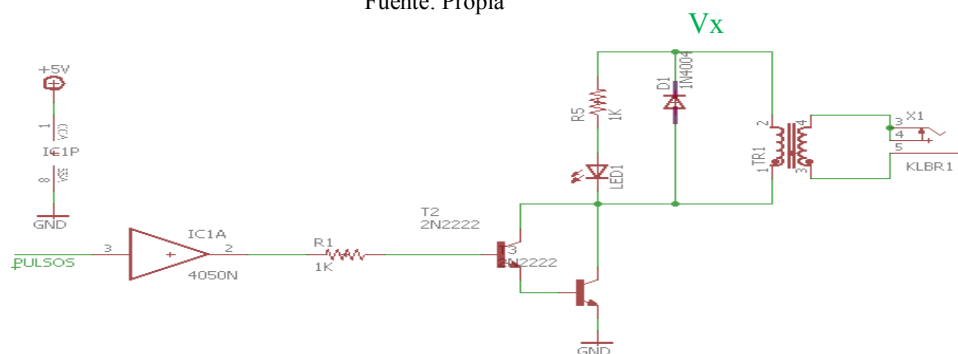


Figura 13 "Pulsos con etapa de potencia"
Fuente: Propia

4.3 ETAPA DE AMPLITUD DE SEÑAL

Como ya mencionamos anteriormente, el microcontrolador proporcionará una señal que es generada por la modulación por ancho de pulso (PWM), utilizaremos esta señal para obtener voltajes analógicos a la salida mediante un circuito resistor-capacitivo (RC), después se pasa a un amplificador operacional en modo no inversor, en la figura 14 se presenta el diagrama de bloques de acondicionamiento de la señal y en la figura 15 se muestra el circuito de amplitud de la señal para nuestro equipo electro estimador.

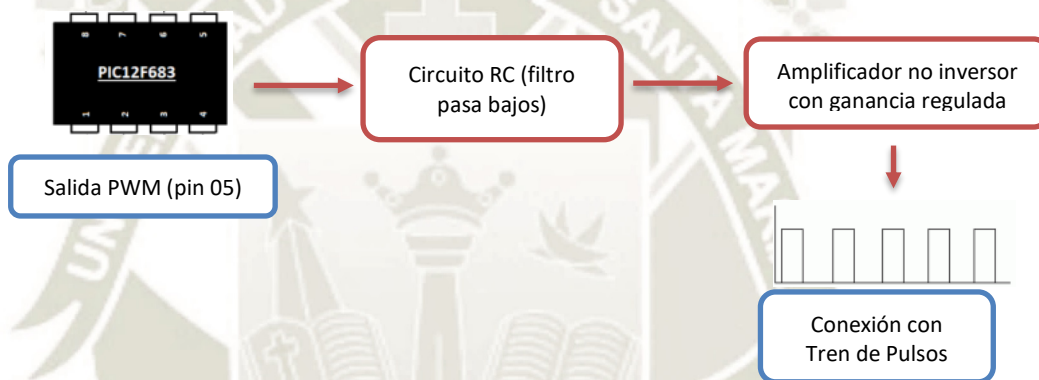


Figura 14 "Diagrama de Bloques Acondicionamiento señal PWM"
Fuente: Propia

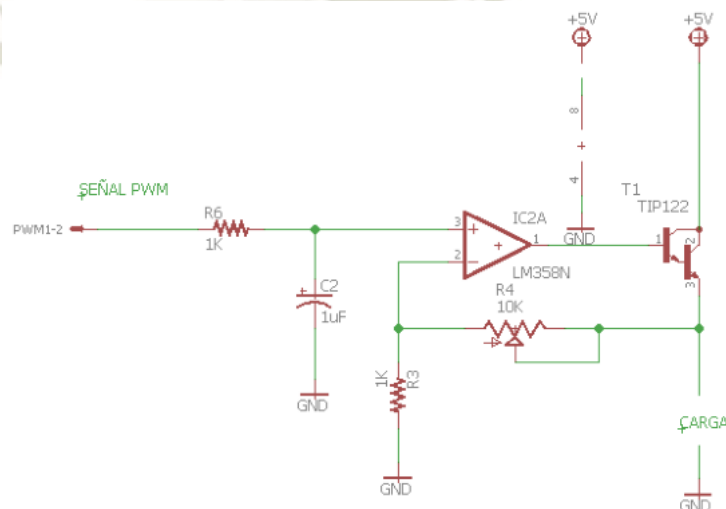


Figura 15 "Circuito Esquemático Señal PWM Amplificada"
Fuente: Propia

Para fines de disponibilidad en el mercado local, utilizaremos el circuito integrado LM358, que en su tecnología interna contiene dos amplificadores operacionales, para este caso solo usaremos uno y como ya lo mencionamos, se trabajará en modo no inversor (Instruments, LMx58-n Low-Power, Dual-Operational Amplifiers, 2014).

Como vemos en la figura 16, la señal PWM que produce nuestro microcontrolador PIC 12F683, produce una carga y descarga del capacitor, que es la etapa que se encuentra antes de llegar al pin + del amplificador operacional; recordemos también que para estos casos el tiempo de carga y descarga del capacitor electrolítico está determinado por los valores de la resistencia y del capacitor.

Para la carga y descarga del capacitor a través de nuestra señal PWM, nuestro microcontrolador generará 2 frecuencias PWM, la primera a una frecuencia de 490 Hz y la siguiente a una de 980Hz, cada frecuencia destinada para la carga y descarga del condensador con la finalidad de obtener un voltaje promedio.

Como sabemos la frecuencia es la inversa del periodo, por ende, tenemos la siguiente ecuación:

$$f = \frac{1}{t} \rightarrow t = \frac{1}{f} \dots (2)$$

Reemplazando los valores de las frecuencias obtenemos:

$$t = \frac{1}{490} \approx 0.002 = 2 \text{ ms} \quad \text{y} \quad t = \frac{1}{980} \approx 0.001 = 1 \text{ ms}$$

Gracias a que los amplificadores tienen bastas aplicaciones analógicas, la salida de la señal PWM estará conectada a la entrada + (positiva) del amplificador operacional.

Como la resistencia y el capacitor están en configuración de un filtro pasa bajos, obtendremos así el pase de las frecuencias bajas y rechazará las frecuencias altas. En la figura 17 notaremos el gráfico de la respuesta en frecuencia del filtro pasa bajos.

Los condensadores son dispositivos reactivos que ofrecen una resistencia, o impedancia, muy alta a las señales de baja frecuencia. A la inversa, ofrecen una menor resistencia a medida que aumenta la frecuencia de la señal. Por lo tanto, un condensador ofrece una impedancia muy baja a una señal de muy alta frecuencia. Debido a que ofrecen baja impedancia a las señales de alta frecuencia, normalmente pasan señales de alta frecuencia, ya que representan un camino de baja impedancia. Por lo tanto, las señales de alta frecuencia normalmente toman la trayectoria del condensador, mientras que las señales de baja frecuencia no lo hacen; pasan a la salida. Cuando calculamos la frecuencia de corte del filtro de paso bajo, que es lo que hace esta calculadora, estamos calculando el punto en la respuesta de frecuencia del filtro, donde la ganancia ha disminuido en 3dB.

(LearningaboutElectronics, 2018)

El cálculo de la frecuencia de corte de dicho filtro está dado por la siguiente formula:

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC} \dots (1)$$

Donde:

- Resistencia (R) = 1000 ohms
- Capacitor (C) = 1 uF

Reemplazando los valores de R y C en la fórmula 1 obtenemos:

$$f_c = \frac{1}{2\pi(1000)(1 * 10^{-6})} = 159,24 \text{ Hz} = 159 \text{ Hz}$$

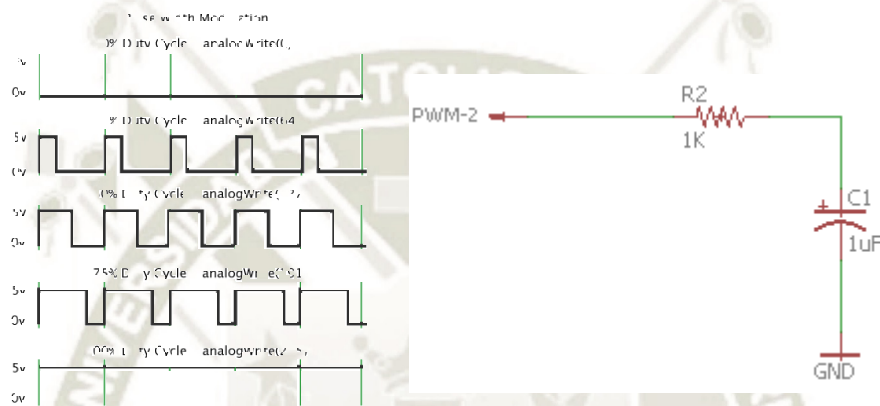


Figura 16 "PWM en circuito RC"
Fuente: Propia

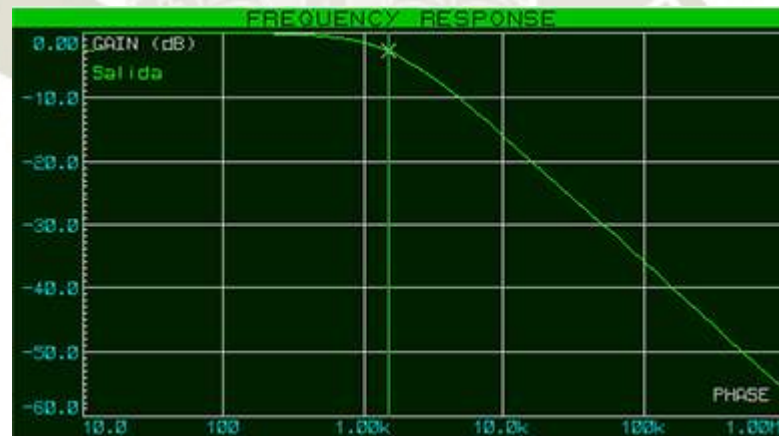


Figura 17 "Respuesta en frecuencia filtro pasa bajo de 159Hz"
Fuente: Propia

5. DISEÑO Y DESARROLLO DE LA ETAPA DE CONTROL

Para la etapa de control, como ya lo mencionamos en el anterior punto, tendremos dos componentes que nos ayudarán al control del equipo, uno con la

comunicación entre el dispositivo Android, y el equipo, mientras que el otro se encargará de brindar las señales a los circuitos para generar los impulsos eléctricos.

5.1 PIC 12F683 - PWM

Con el PIC 12F683 generaremos las dos señales, pero para este caso hablaremos como implementar la PWM, el componente en su tecnología interna contiene un modo de operación para la PWM en el módulo CPP. El módulo de captura/comparación/PWM es un periférico que permite al usuario saber la duración y control de diferentes eventos. En el modo de captura, el periférico permite conocer la duración del evento. En el modo de comparación permite al usuario activar un evento cuando una determinada cantidad de tiempo ha pasado. En el modo PWM se pueden generar diferentes frecuencias e incluso variar el duty cycle manteniendo la misma frecuencia, este último permite tener el control del ancho del pulso para los impulsos eléctricos (TECNO-INFOR, 2016).

Para este caso usaremos el Timer 2, con el cual trabaja el modo PWM, a su vez trabajaremos con el registro de control CCP1CON, donde la configuración de sus bits corresponde a como vayamos a trabajar (como se muestra en la siguiente figura):

CCP1CON: CCP1 CONTROL REGISTER

U-0	U-0	R/W-0	R/W-0	R/W-0	R/W-0	R/W-0	R/W-0	
—	—	DC1B1	DC1B0	CCP1M3	CCP1M2	CCP1M1	CCP1M0	
bit 7								bit 0

Legend:			
R = Readable bit	W = Writable bit	U = Unimplemented bit, read as '0'	
-n = Value at POR	'1' = Bit is set	'0' = Bit is cleared	x = Bit is unknown

bit 7-6 **Unimplemented:** Read as '0'

bit 5-4 **DC1B<1:0>:** PWM Duty Cycle Least Significant bits
Capture mode:
 Unused.
Compare mode:
 Unused.
PWM mode:
 These bits are the two LSBs of the PWM duty cycle. The eight MSBs are found in CCPR1L.

bit 3-0 **CCP1M<3:0>:** CCP Mode Select bits
 0000 = Capture/Compare/PWM off (resets CCP module)
 0001 = Unused (reserved)
 0010 = Unused (reserved)
 0011 = Unused (reserved)
 0100 = Capture mode, every falling edge
 0101 = Capture mode, every rising edge
 0110 = Capture mode, every 4th rising edge
 0111 = Capture mode, every 16th rising edge
 1000 = Compare mode, set output on match (CCP1IF bit is set)
 1001 = Compare mode, clear output on match (CCP1IF bit is set)
 1010 = Compare mode, generate software interrupt on match (CCP1IF bit is set. CCP1 pin is unaffected)
 1011 = Compare mode, trigger special event (CCP1IF bit is set. TMR1 is reset and A/D conversion is started if the ADC module is enabled. CCP1 pin is unaffected.)
 110x = PWM mode active-high
 111x = PWM mode active-low

Figura 18 "Registro CCP1CON"

Fuente: <https://ww1.microchip.com/downloads/en/devicedoc/41211d.pdf>

En el módulo CCP1 del modo PWM, puede generar una serie de frecuencias, donde el duty cycle varía, teniendo así el control de la señal que se mantendrá en nivel alto con respecto al nivel bajo sin modificar el periodo. Para este modo de trabajo, se utiliza el prescaler y el registro interno como controlador, el PR2 que es de 8bits, se establece el periodo de la frecuencia de trabajo elegida.

El registro PR2 varía de 0 a 255 pero si es que la operación lo necesita más puede extenderse a 10 bits, teniendo un rango de 0 a 1024 en cuanto a la resolución posible (TECNO-INFOR, 2016).

Para el cálculo del registro PR2 usaremos la siguiente fórmula:

$$PR2 = \frac{\left(\frac{1}{F}\right)}{\left(\frac{4}{F_{osc}} * Prescale\right) - 1}$$

Donde $F = 480 \text{ Hz}$, F_{osc} (según Data Sheet) = 8 MHz.

Para el cálculo del duty cycle se usa la siguiente ecuación:

$$PWM \text{ Duty Cycle} = \frac{\left(\frac{1}{F}\right)}{\frac{1}{F_{osc}} * Prescale}$$

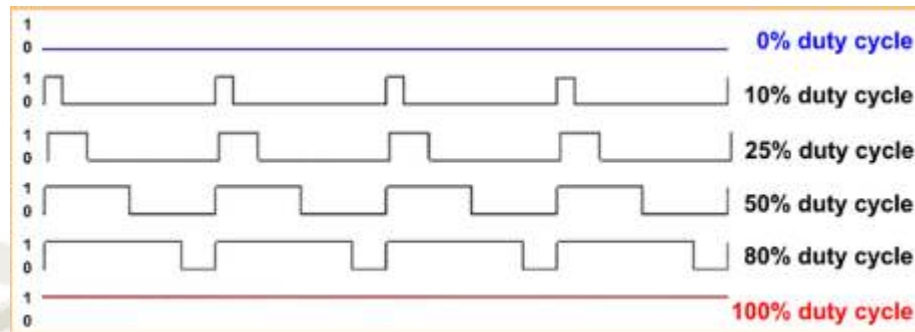


Figura 19 "Salida señal PWM-PIC12F683"

Fuente: <http://www.pickey.es/uso-practico-del-pic12f683--ix-,-ccp1-pwm.html>

La señal PWM que genera el microcontrolador la podemos observar en la figura 20, donde tenemos las características de dicho pulso.

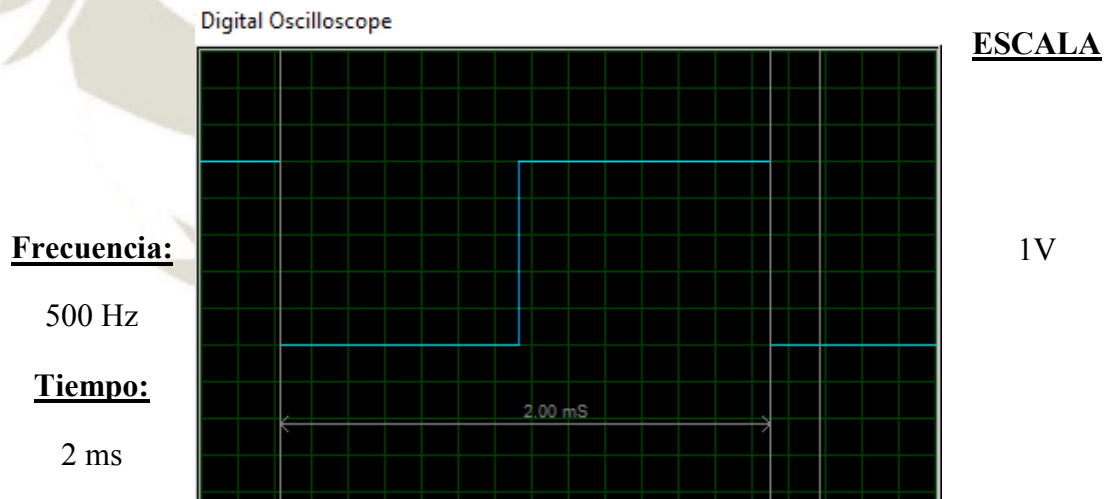


Figura 20 "Señal pulso PWM"

Fuente: Propia

En la figura 21, figura 22 y figura 23, observamos el diagrama de flujo del programa y de las sub rutinas, mientras que en la siguiente figura tenemos el programa parcial de la rutina de generación de pulsos como la configuración de la PWM.

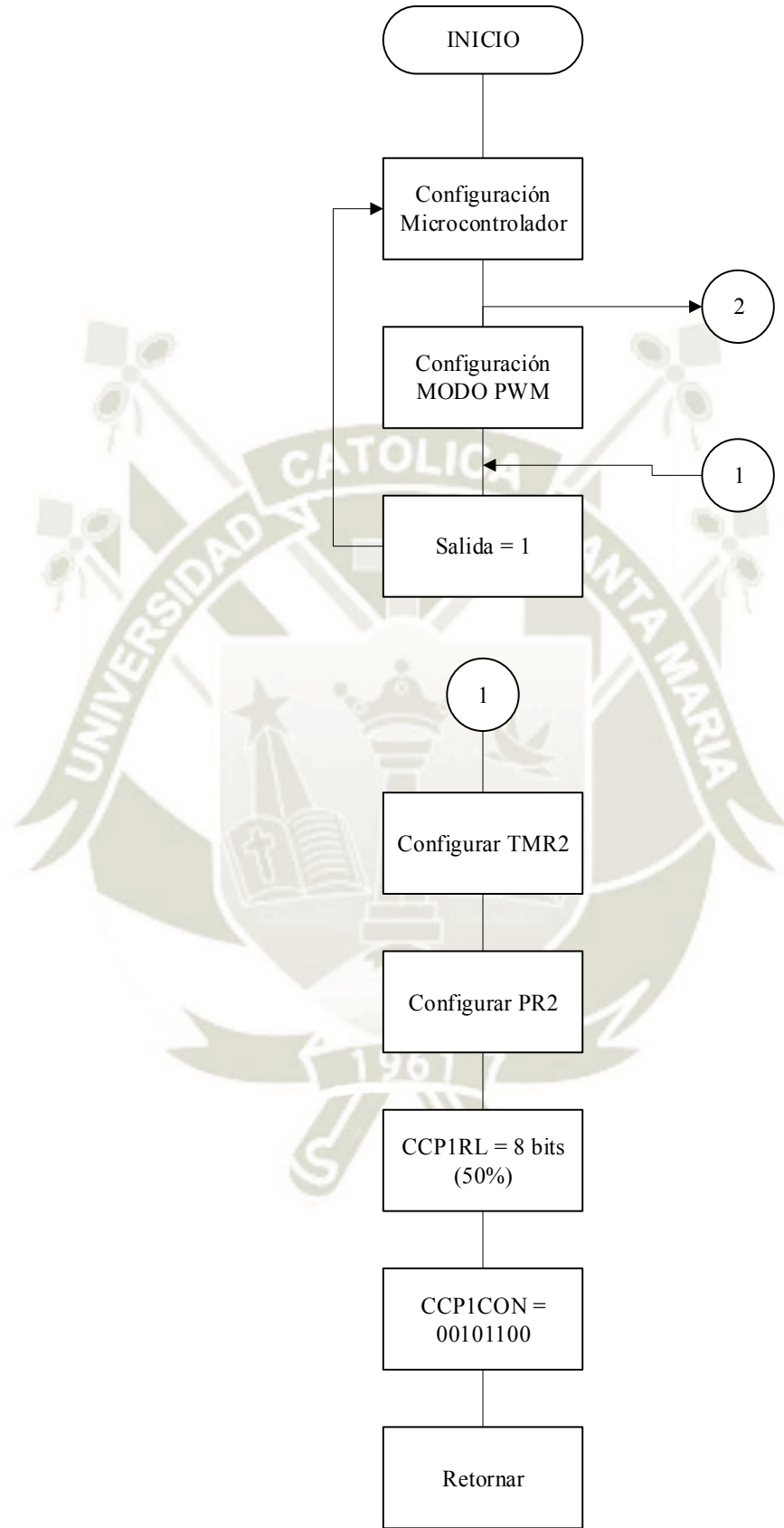


Figura 21 "Diagrama de flujo de programación PIC 12F683 - Parte I"
Fuente: Propia

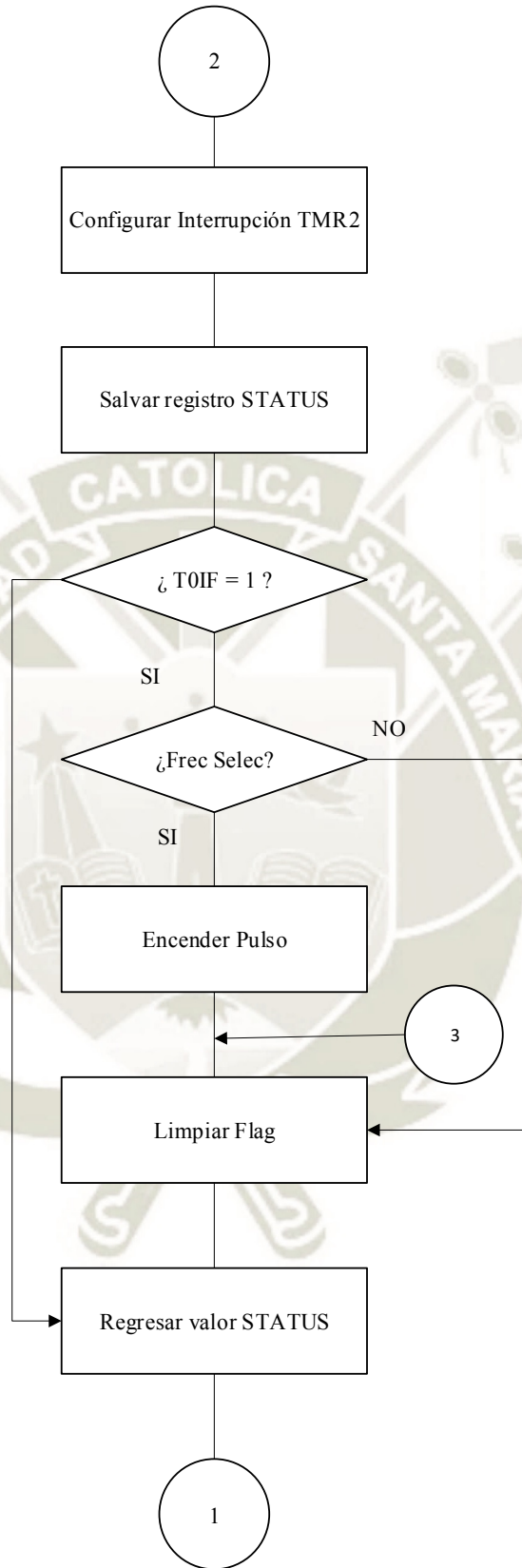


Figura 22 "Diagrama de flujo de programación del PIC12F683 - Parte II"
Fuente: Propia

```

HOME
BSF    PULSOS
CALL   RET3HZ
BCF    PULSOS
CALL   RET3HZ
GOTO   HOME
-----
;
;
-----
RET3HZ
MOV LW D'12'
MOV WE Delay3
MOV LW D'38'
MOV WE Delay2
MOV LW D'242'
MOV WE Delay1
DECFSZ Delay1
GOTO   $-1
DECFSZ Delay2
GOTO   $-5
DECFSZ Delay3
GOTO   $-9
RETURN

bank0
MOV LW 0x07
MOV WE CMCON0 ;(
MOV LW b'01111110' ;
MOV WE T2CON ;
MOV LW b'10000000' ;
MOV WE CCP1L ;
MOV LW b'00101100'
MOV WE CCP1CON
    
```

Figura 23 "Configuración PWM y Generador de Pulsos"
Fuente: Propia

5.2 PIC 16F690 – COMUNICACIÓN BLUETOOTH

El PIC 16F690 cuenta con una variedad de funciones que facilitan su programación, el microcontrolador procesa los datos que recibe a través del módulo Bluetooth del dispositivo móvil. Esta comunicación entre los dispositivos implica que haya una señal de reloj que sincronicen los sistemas.

En este caso usaremos el módulo EUSART (Enhanced Universal Synchronous Asynchronous Receiver Transmitter), en el cual configuramos la transmisión y recepción de datos entre el microcontrolador y el equipo móvil con sistema operativo Android.

Este módulo es aquel que se utiliza para que el microcontrolador se comunique con los dispositivos periféricos que se conecten a él, se usará los siguientes registros de trabajo (Microchip, PIC16F690 Data Sheet, 2006):

- TXSTA (Transmit Status and Control): registro utilizado para la transmisión de datos.

- RCSTA (Receive Status and Control): registro utilizado para la recepción de datos.
- BAUDCTL (Baud Rate Control): registro dedicado al soporte de operaciones síncronas y asíncronas del módulo EUSART.

El EUSART trabajará en este caso en modo asíncrono, debido a que el módulo Bluetooth contiene una señal de reloj interna, por ende, es que se configura en base al registro SYNC sea 0. El formato de transmisión viene por el estándar non-return-to-zero (NRZ).

Una vez que ya tenemos configurado la velocidad de transmisión de datos con la cual se trabajará en el microcontrolador, configuramos la recepción y transmisión de estos datos, a través de la aplicación en Android, tendremos la configuración del lugar de electrodos, junto con la intensidad y el tiempo de la aplicación de los impulsos eléctricos. Estas señales se transmiten desde el móvil al microcontrolador por el módulo Bluetooth HC-05 (Martínez Cantón, 2016). En la figura 24 tenemos el circuito esquemático del PIC 16F690 con el módulo Bluetooth HC-05.

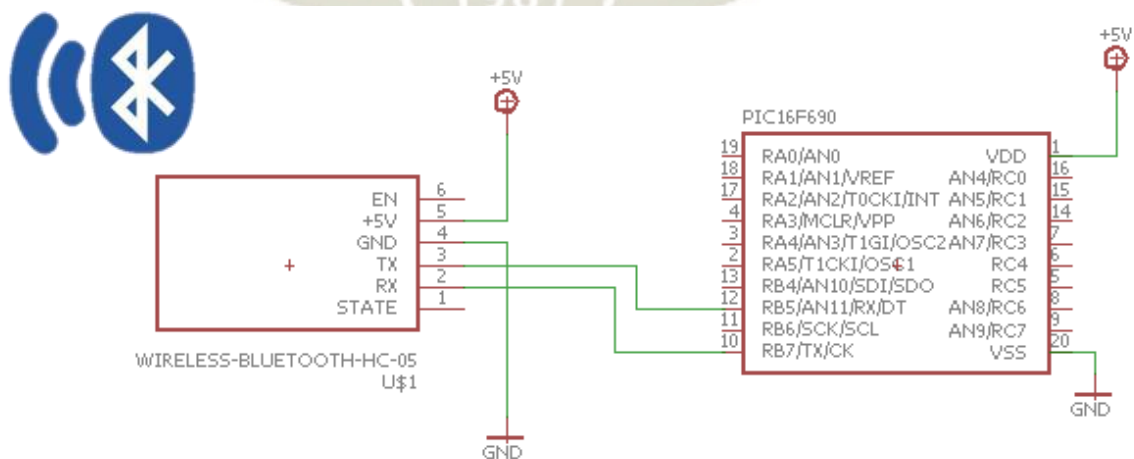


Figura 24 "Circuito esquemático de conexión Bluetooth con PIC 16F690"
Fuente: Propia

En la figura 25 se encuentra el diagrama de flujo del programa. En la siguiente figura (26) tenemos parte del programa a la recepción de datos.

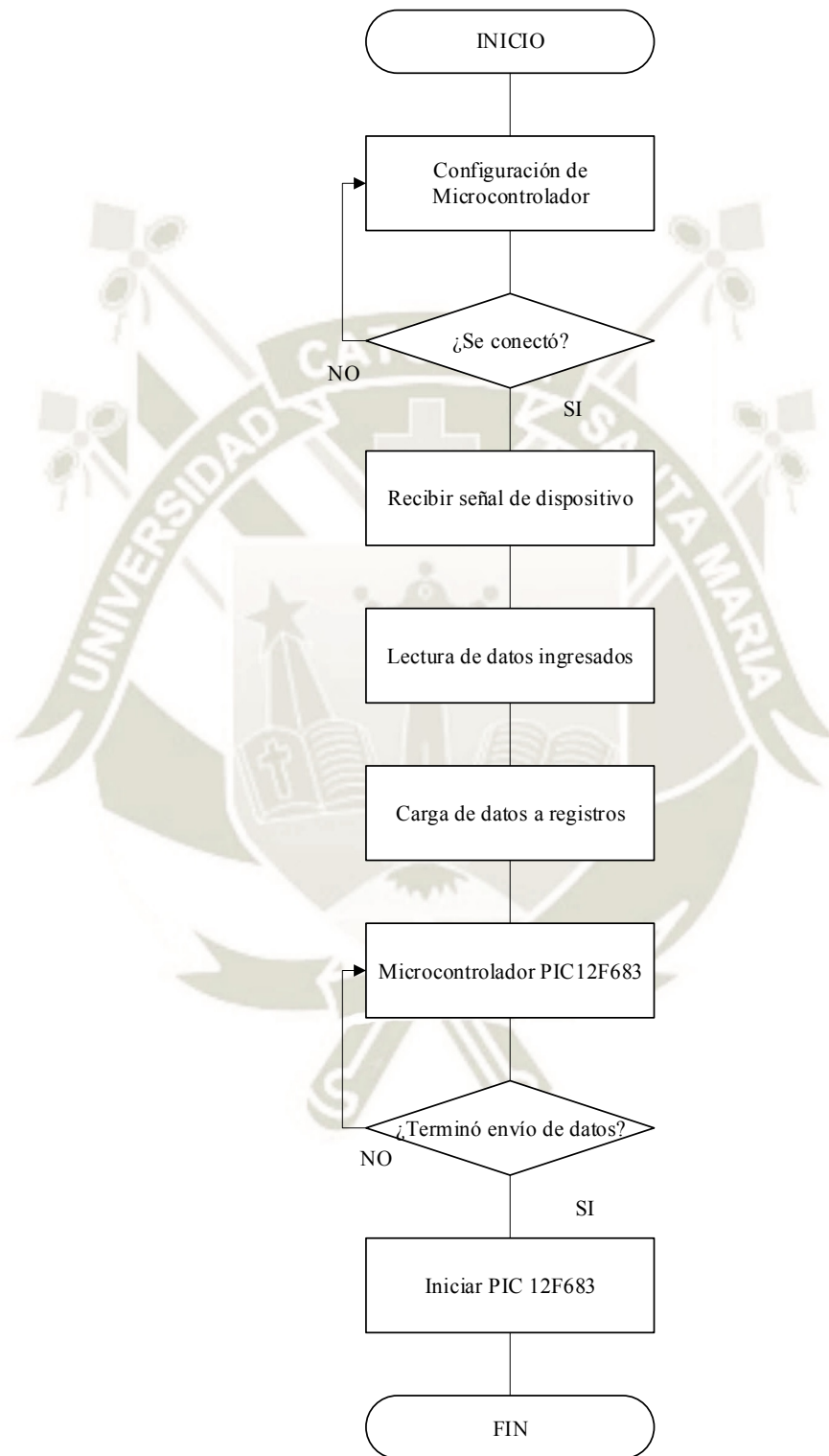


Figura 25 "Diagrama de flujo del programa para PIC 16F690"
Fuente: Propia

```

ISR_RX      BTFSS  PROC232, RXSTART
            GOTC   ISR_RXD
            BCF   PROC232, RXSTART
            BTFSC PORTB, RXPIN
            GOTC   ISR_X2
            MOVLW b'11111111'
            MOVWF  TMR0
            GOTC   ISR_XIT
ISR_RXD     BSF   STATUS, C
            BTFSS PORTB, RXPIN
            BCF   STATUS, C
            RRF   RXVAR, f
            MOVLW b'11111111'
            MOVWF  TMR0
            DECFSZ RXCNT, f
            GOTC   ISR_XIT
            RLF   RXVAR, f
ISR_X       BSF   PROC232, RXCHAR
ISR_X2      BCF   PROC232, RXFLAG
            BSF   INTCON, INTE
            BCF   INTCON, INTF
    
```

Figura 26 "Rutina recepción datos"
Fuente: Propia

6. SOFTWARE DEL DISPOSITIVO PROGRAMABLE

En el proyecto, el dispositivo que el usuario controla será un dispositivo móvil con sistema operativo Android; para lograr un desarrollo óptimo de esta interfaz, este lo conseguimos con una app. Dicha app contará con diferentes ventanas y botones para la configuración del equipo.

En la actualidad tenemos diferentes programas que nos ayudan a desarrollar aplicaciones para cada sistema operativo que tenemos en el mercado, debido a la accesibilidad que tenemos ahora, vamos a desarrollar como ya se explicó anteriormente en un sistema Android.

El programa “MIT App Inventor 2” nos permite desarrollar apps para dispositivos que tengan sistema operativo Android.



Figura 27 "Logo Software de Desarrollo AppInventor"

Fuente: https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Mit_app_inventor.png

Este software tiene dos partes de programación: la primera donde está el diseño gráfico de las partes que se compondrá lo visible en la app (figura 28) y lo que vaya a interactuar con el usuario, en la segunda parte tendremos todo referido a la programación del entorno de trabajo (figura 29), la interfaz que maneja este software permite una programación por bloques de funciones básicas que tienen fundamento en la programación C+.

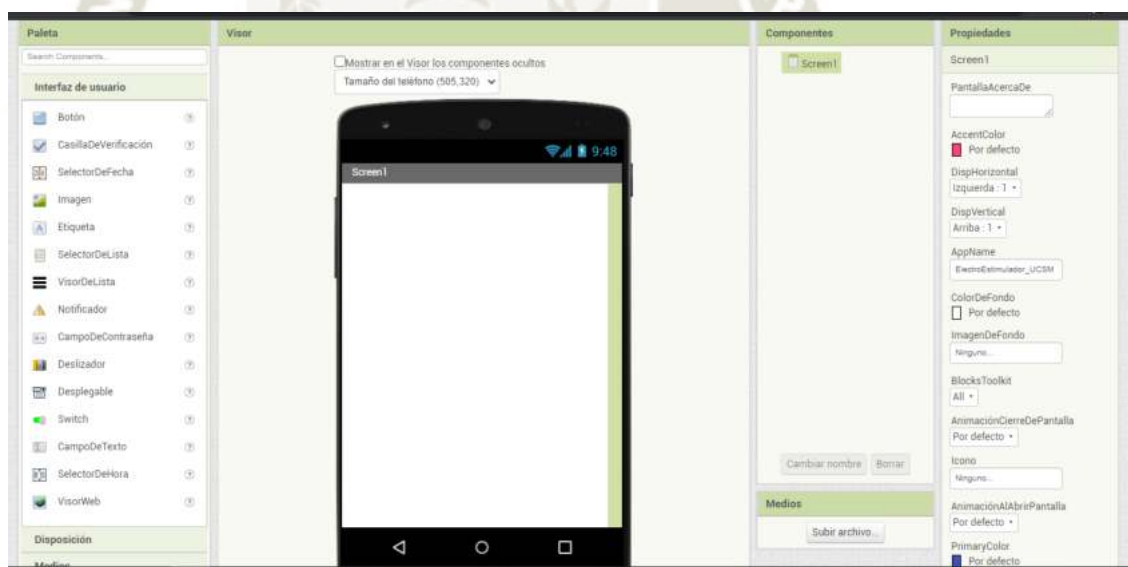


Figura 28 "Interfaz - ventana de diseño"

Fuente: http://ai2.appinventor.mit.edu/?locale=es_ES#5601626216071168

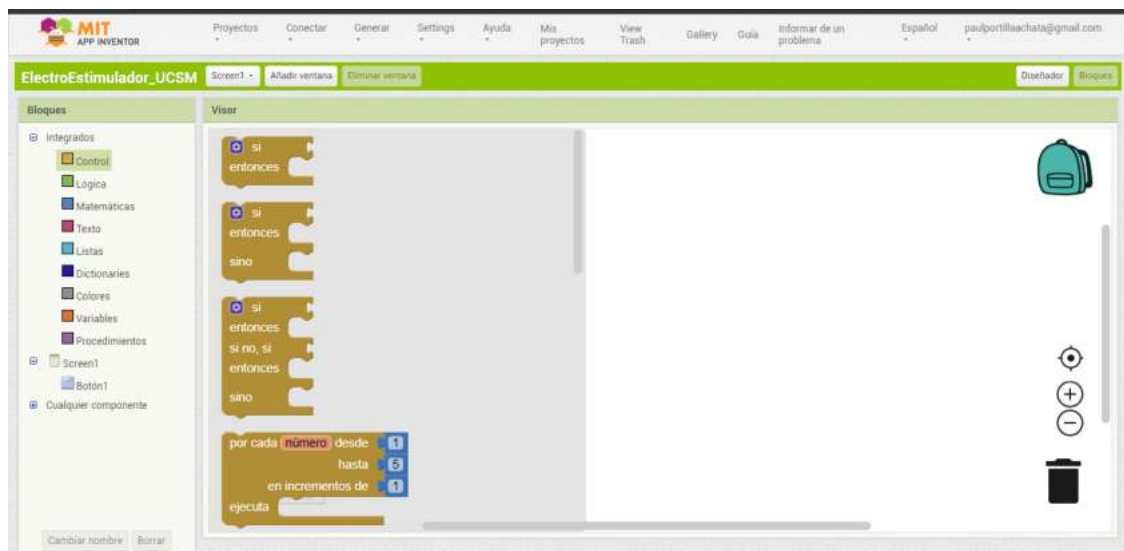


Figura 29 "Interfaz - bloques de programación"

Fuente: http://ai2.appinventor.mit.edu/?locale=es_ES#5601626216071168

6.1 DISEÑO DE INTERFAZ

Para comenzar la aplicación, primero nos basaremos en el desarrollo de la interfaz con la cual interactúa el usuario. La pantalla de inicio que tenemos al momento de desarrollar la aplicación nos da un entorno con base en las dimensiones de un Smartphone, donde tenemos diferentes herramientas con varios componentes que podemos agregar a nuestra aplicación.

La primera ventana que se arma es la presentación del proyecto, donde tenemos tres botones, uno que nos permitirá confirmar la conexión con el microcontrolador, el registro del paciente y el otro donde configuraremos los parámetros del equipo e iniciaremos el tratamiento.

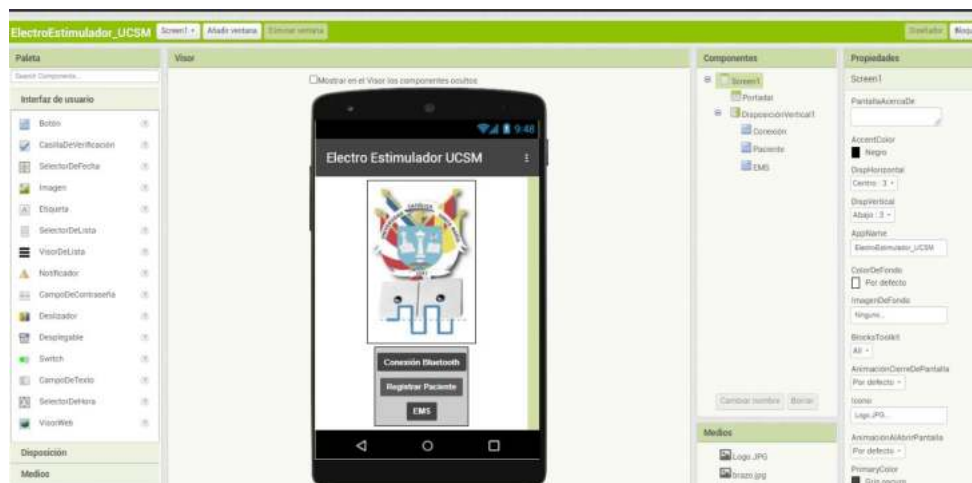


Figura 30 "Portada de la Aplicación"

Fuente: Propia

Cuando apretamos en el botón de conexión, se activa la primera ventana en donde encontraremos diferentes partes, la primera parte es donde mostrará el nombre de nuestro dispositivo, la segunda parte tendremos el botón donde podremos confirmar la conexión con nuestro microcontrolador, y por último tenemos un botón de desconexión del equipo.



Figura 31 "Pantalla de conexión con equipo"

Fuente: Propia

El segundo botón de nombre "Registrar Paciente" nos mostrará una ventana en la cual tendremos la opción de guardar los datos del paciente, el nombre, la edad, el tratamiento que le toca y el día y la semana de la sesión que está llevando. Además resultados obtenidos hasta esa sesión.



Figura 32 "Pantalla Registrar Paciente"
Fuente: Propia

El tercer botón de nombre “EMS” nos mostrará una ventana en la cual tendremos para seleccionar el programa, zona en la que se trabajará la electro estimulación, el tiempo de aplicación y la intensidad del pulso eléctrico.

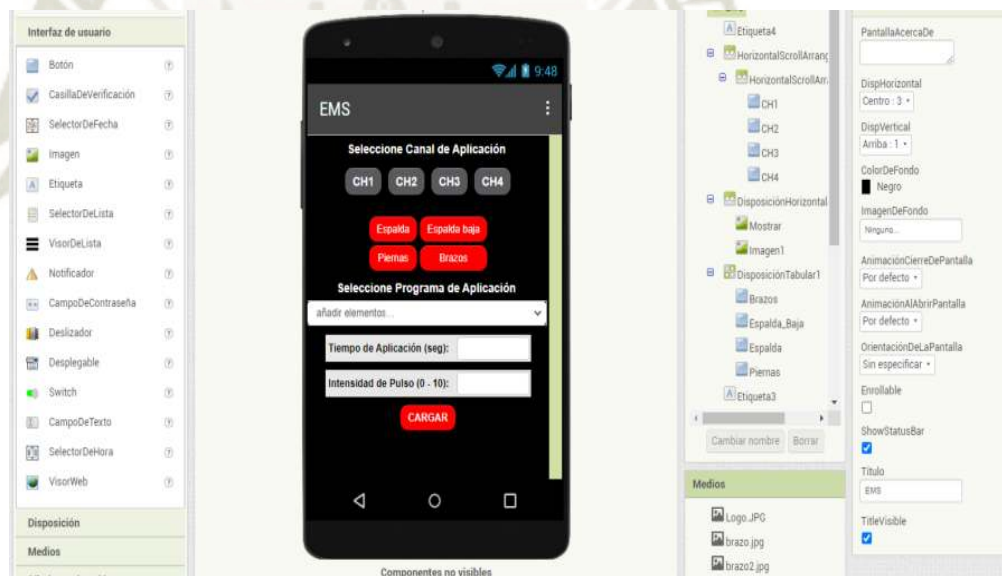


Figura 33 "Pantalla de aplicación del EMS"
Fuente: Propia

6.2 ESTRUCTURA DE PROGRAMACIÓN

Como ya tenemos la interfaz de usuario acomodada y lista para su aplicación, pasaremos a desarrollar el programa de cada función de cada elemento. En el software AppInventor2 tenemos un sistema de programación

mediante bloques, donde estos contienen las funciones y los comandos de programación.

Cada bloque contiene diferentes sentencias para ejecutar, algunos permiten ejecutar órdenes al ser accionados, otros solo se modifican como resultado de alguna orden.

Hay que tener mucho cuidado al trabajar respecto a los botones, debido a que cada botón que se cree tiene diversas posibilidades en su funcionamiento, dado que la respuesta de accionamiento varía respecto a un solo toque, un toque prolongado, al ser accionado o al ser soltado; debido a esto es que debemos seleccionar bien el tipo de accionamiento que necesitamos.

Además de colocar la respuesta que tiene el bloque que indica el estímulo que recibió cada botón, debemos colocar las acciones que este desarrollará, también debemos colocar las funciones que se desarrollarán a partir de este estímulo que recibe.

Los tres botones en la inferior de la pantalla tienen un funcionamiento de reacción similar, debido que al ser oprimidos abren la pantalla que se les direccionó, dejando a la pantalla principal en segundo plano y marcando el botón que se seleccionó en color verde y los otros en color rojo en señal de deshabilitados.

Una vez terminada la programación de la aplicación, deberemos generar el aplicativo “.apk” de nuestra aplicación, con la cual tendremos el instalador y podemos ejecutarlo en nuestro dispositivo Android con el cual podemos probar la conexión y funciones de nuestro equipo.

Para la explicación del programa lo dividiremos en 4 partes, la primera será la pantalla principal del equipo, después esta la pantalla de conexión, sigue la pantalla de Registro de paciente y por último tenemos la pantalla EMS. Dentro de esta división consideraremos 3 partes fundamentales: los componentes que hacen el diseño, el diseño final de la pantalla y por último la programación en bloques de cada proceso.

Tabla 2 "Pantalla Principal programación"

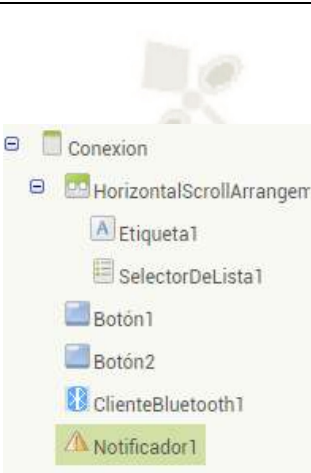

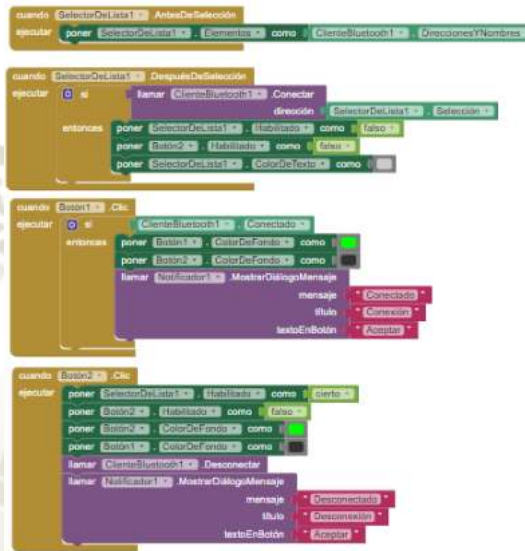
PANTALLA PRINCIPAL		
<u>COMPONENTES</u>	<u>DISEÑO FINAL</u>	<u>PROGRAMACIÓN EN BLOQUES</u>

Fuente: Propia

Como observamos en la tabla 2, en la parte de diseño final tenemos la pantalla principal que contiene 3 botones, que pueden notarse en la parte de componentes, los cuales estarán distribuidos en el medio con una imagen de fondo que será el logo la aplicación. La programación se basa al momento en que nosotros realizamos clic en cada uno de los botones se produce una acción, el cambiar los colores a los botones para mostrar su activación y desactivación,

también se usa el bloque para encadenar las siguientes pantallas con cada botón seleccionado.

Tabla 3 "Pantalla Conexión programación"

PANTALLA CONEXIÓN		
<u>COMPONENTES</u>	<u>DISEÑO FINAL</u>	<u>PROGRAMACIÓN EN BLOQUES</u>
		

Fuente: Propia

Para la tabla 3 tenemos la parte “Pantalla Conexión”, en este caso podemos observar nuevos componentes en la pantalla, dado que esta pantalla nos ayudará a la conexión del equipo con el dispositivo móvil, trabajaremos con dicho componente. Respecto a la programación lo primero que se realiza al iniciar la pantalla es buscar los dispositivos que cuenten con el Bluetooth activado, una vez que se hace clic en el selector de lista llamado “Dispositivos” nos mostrará la lista de dispositivos reconocidos, seleccionando el equipo, damos clic en el botón de conexión. Para esto en la programación también agregamos un componente “Notificador” el cual nos mostrará los mensajes sobre si se realizó la conexión o se dio la desconexión del mismo.



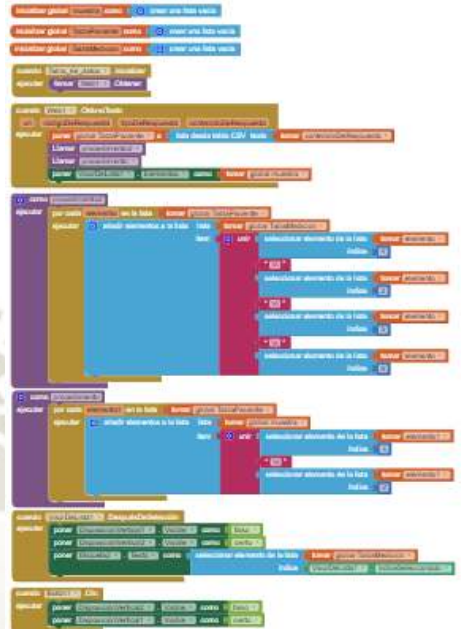
Tabla 4 "Pantalla Registrar Paciente programación"

PANTALLA REGISTRAR PACIENTE		
COMPONENTES	DISEÑO FINAL	PROGRAMACIÓN EN BLOQUES
<ul style="list-style-type: none"> ↳ CampoDeTexto2 ↳ Etiqueta5 ↳ CampoDeTexto3 ↳ Etiqueta6 ↳ CampoDeTexto4 ↳ DisposiciónHorizontal ↳ DisposiciónHorizon ↳ Botón2 ↳ Botón3 ↳ Botón1 ↳ DisposiciónHorizontal ↳ Etiqueta3 ↳ DisposiciónHorizon ↳ Etiqueta7 ↳ Etiqueta8 ↳ Etiqueta4 ↳ TinyBD1 		

Fuente: Propia

En la tabla 4 tenemos el diseño y la programación de la pantalla de registro de paciente, como vemos en la pestaña de diseño final, el usuario deberá rellenar 4 campos (nombre del paciente, edad, tratamiento del día, día y semana de tratamiento), en este caso contamos con 3 botones, de los cuales tenemos uno llamado “Guardar”, y dos más en el cual podemos guardar la información de la medición después de la sesión u observar la última medición realizada; al momento de hacerle clic se generará una lista para poder almacenar todos campos en una base de datos que se generará en el mismo dispositivo móvil. También cuenta con un botón llamado “Ver”, la función de este botón es mostrarnos los últimos datos cargados del paciente, pero para que esto tenga efecto debemos digitar el nombre del paciente que se está tratando y al hacer clic nos mostrará toda la información.

Tabla 5 "Pantalla Historial de Resultados"

<u>PANTALLA REGISTRAR PACIENTE</u>		
<u>COMPONENTES</u>	<u>DISEÑO FINAL</u>	<u>PROGRAMACIÓN EN BLOQUES</u>
		

Fuente: Propia

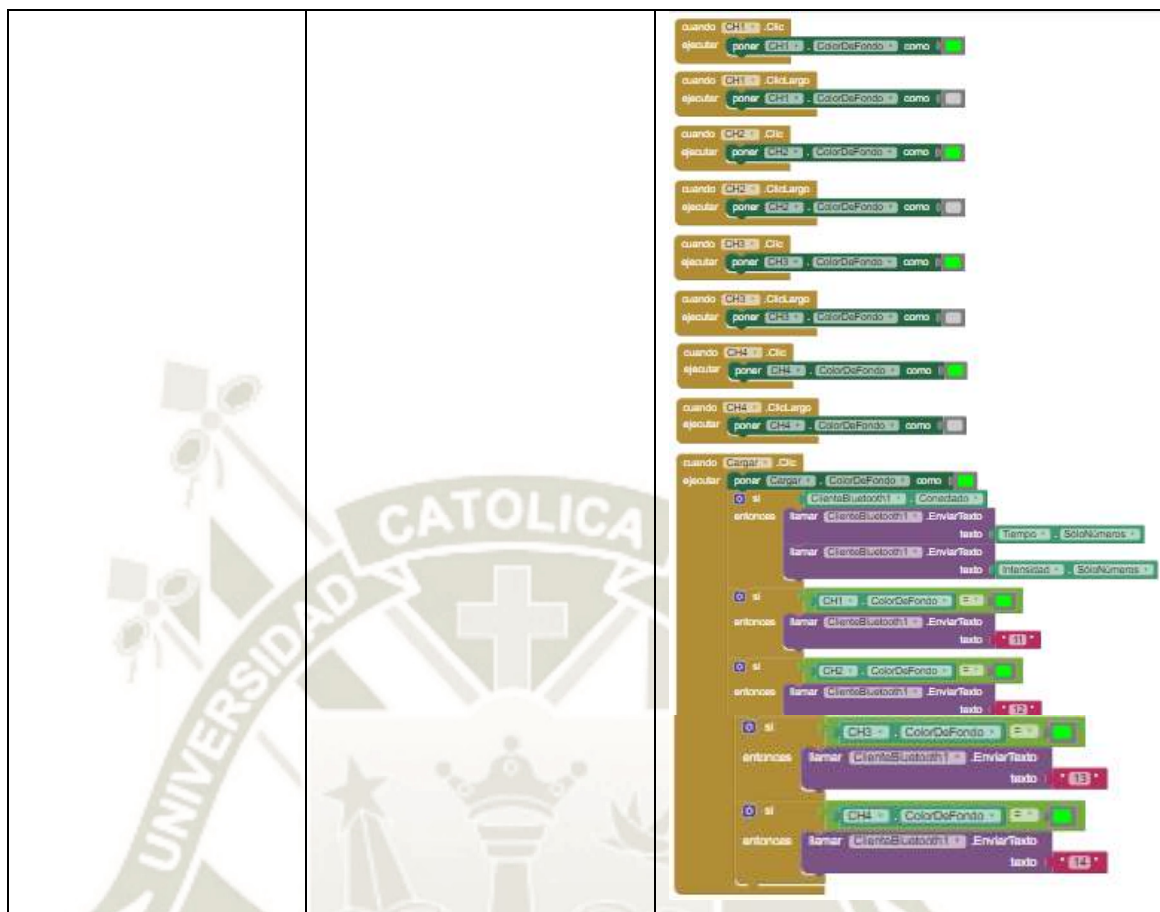
En la tabla 5 tenemos el diseño y la programación de la pantalla del historial de sesiones o tratamiento que el paciente llevó, este cuenta con un listado en el cual se cargarán los datos de las sesiones anteriores que el paciente recibió, se mostrará el día y el nombre del paciente para que después sea seleccionada y ver la información completa de toda la sesión.

Al nosotros seleccionar un nombre de algún paciente nos mostrará los siguientes campos que llenamos en la anterior pantalla: Fecha, el nombre del paciente, el tratamiento y el resultado de la sesión o medición que se obtuvo en el último tratamiento realizado.

Por último, cuenta con un botón de “Volver”, el cual nos regresará al listado inicial donde aparecen los nombres de todos los pacientes.

Tabla 6 "Pantalla EMS programación"

PANTALLA EMS		
COMPONENTES	DISEÑO FINAL	PROGRAMACIÓN EN BLOQUES



Fuente: Propia

En la tabla 6 tenemos la parte principal de toda la aplicación, dado que encontraremos los campos para poder configurar el funcionamiento del ejercicio. Para estos casos la interfaz que se muestra en el diseño final nos muestra diferentes botones con colores, el hecho de mantener un botón de color rojo nos dice que todavía nada está activado, cada botón genera una acción diferente, tenemos el selector de canales donde activaremos los canales de salida del equipo, además contamos con imágenes que se cargarán automáticamente al momento de seleccionar una parte del cuerpo, por último se tienen 3 campos de los cuales uno es para seleccionar el tratamiento a realizar mientras que los otros 2 son para rellenar respecto al tiempo e intensidad de la señal que se aplicará.

CAPÍTULO IV: RESULTADOS Y APORTES

1. RESULTADOS CIRCUITO DISEÑADO

Las simulaciones realizadas del modelo del circuito diseñado el cual se encuentra en el anexo B, nos muestra el siguiente resultado con la generación de los pulsos y la variación respecto a las frecuencias.

- **MICROPROCESADOR**

Gracias a un osciloscopio digital, podemos visualizar la salida de los pulsos generados por el microcontrolador PIC 12F683, en la figura 33 podemos apreciar la señal PWM y el tren de pulsos.

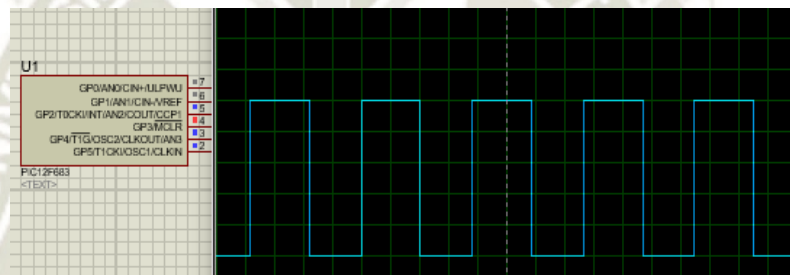


Figura 34 "Señal PWM PIC 12F683"

Fuente: Propia

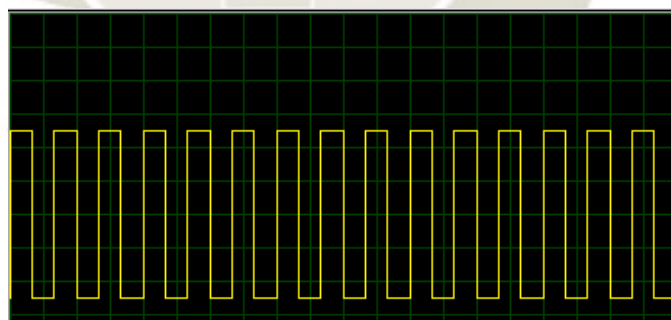


Figura 35 "Señal tren de pulsos PIC 12F683"

Fuente: Propia

- **CIRCUITO**

Una vez que tenemos los trenes de pulsos y la señal PWM de a la salida del PIC 12F683, pasaremos a acondicionar la señal para ser aplicada al paciente a través de los electrodos. En la figura 36 se muestra la simulación

de la señal PWM amplificada y combinada con el tren de pulsos, con esto tenemos la onda bifásica para ser aplicada a los electrodos.

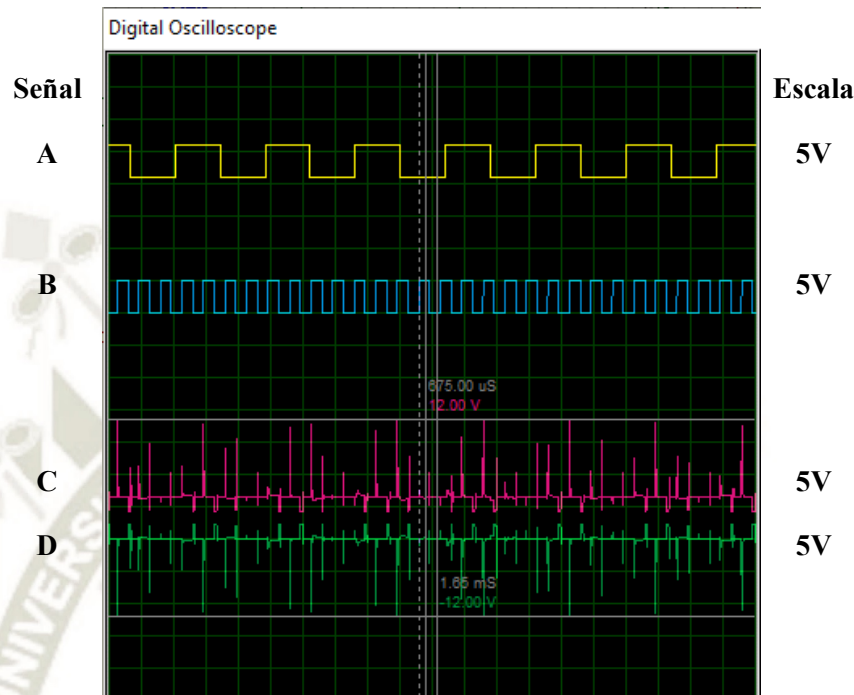


Figura 36 "Señal acondicionada"
Fuente: Propia

Como observamos en la figura anterior, vemos los picos de la señal que generan la despolarización de las células musculares, la secuencia de los pulsos varía dependiendo del programa que se seleccionó a través del dispositivo móvil.

En la siguiente figura 37 mostramos los pulsos a 10 Hz, 30 Hz, 50 Hz y 100 Hz, para mostrar la generación de la señal para mejorar la atrofia muscular en los pacientes con cuadriplejia.

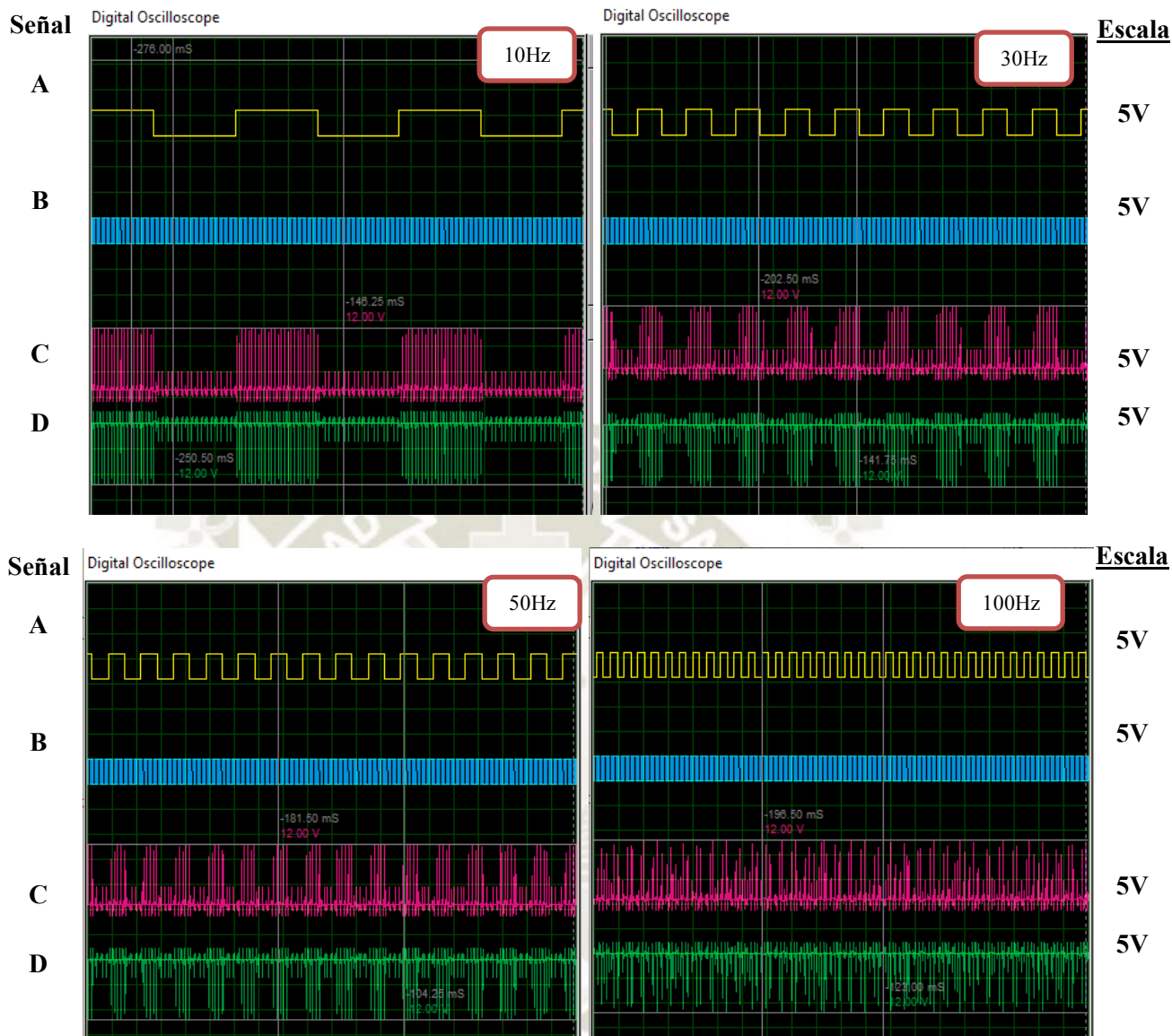


Figura 37 "Señal a 10Hz, 30Hz, 50Hz y 100Hz"

Fuente: Propia

En el trabajo de investigación realizado por Celso Tame (2019), con respecto a los pulsos generados podemos notar que tenemos una señal muy similar a la que obtiene el autor, teniendo el control de la frecuencia en los tramos de tramos de trabajo, es que podemos obtener dicho comportamiento. Si nos enfocamos en un equipo que ya está distribuido en el mercado, el Electro estimulador EM80 de la empresa Beurer (GmbH, 2018), podemos notar una similitud de ondas bifásicas gracias al control de

los parámetros obtenidos. Como podemos notar en la figura 38, los pulsos de salida que se obtiene mediante su diseño, podemos observar que son pulsos continuos y no se ve un control de dicha señal, en comparación del diseño propuesto en este trabajo, obtenemos una señal bifásica totalmente controlada, la figura 37 nos muestra dicha salida donde se activa y desactiva los pulsos.

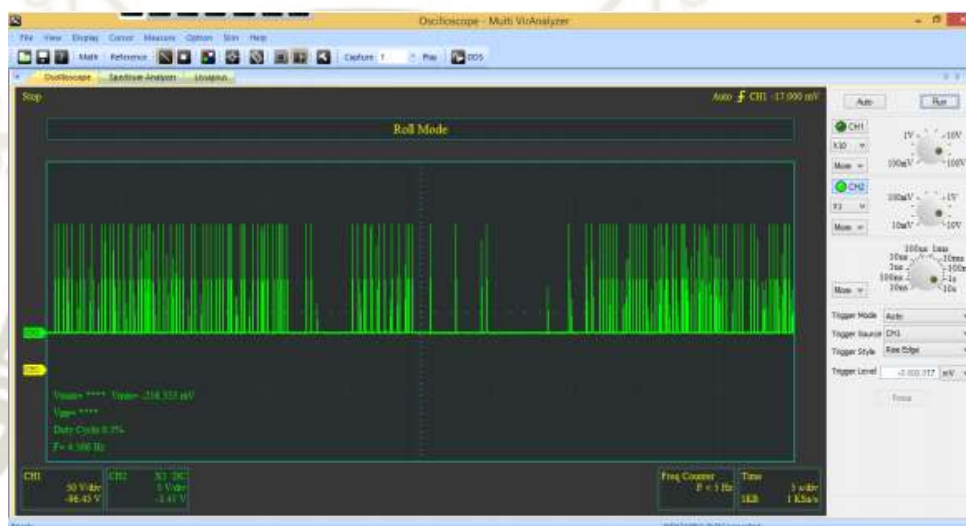


Figura 38 "Salida de pulsos de relajación"
Fuente: (Tame Cuba, 2019)

2. RESULTADOS INTERFAZ GRÁFICA

Respecto a la interfaz gráfica con la cual interactúa el usuario, en la figura 39 observamos la pantalla de inicio con los botones y el logo de la aplicación.



Figura 39 "Aplicación instalada en equipo móvil Android"
Fuente: Propia

- **CONEXIÓN BLUETOOTH**

En la figura 40, vemos los botones con los cuales podremos realizar la conexión del equipo con el dispositivo móvil, teniendo en cuenta siempre los pasos a seguir en el anexo D.



Figura 40 "Pantalla conexión Bluetooth"
Fuente: Propia

- **REGISTRO DE PACIENTES**

En la figura 41, vemos la interfaz con la cual el usuario registrará al paciente, donde tendrá que insertar la edad, la sesión y el día y semana que se encuentra el paciente de su tratamiento. También contaremos con un campo en el cual el usuario o terapeuta deberá comprobar antes de la sesión que se basa en el perímetro del músculo a estimular; pero además este debe ser actualizado después de la sesión realizada.

En el anexo D encontraremos la forma de utilizar la aplicación, a su vez con figuras que nos guían en su correcta forma de utilización.

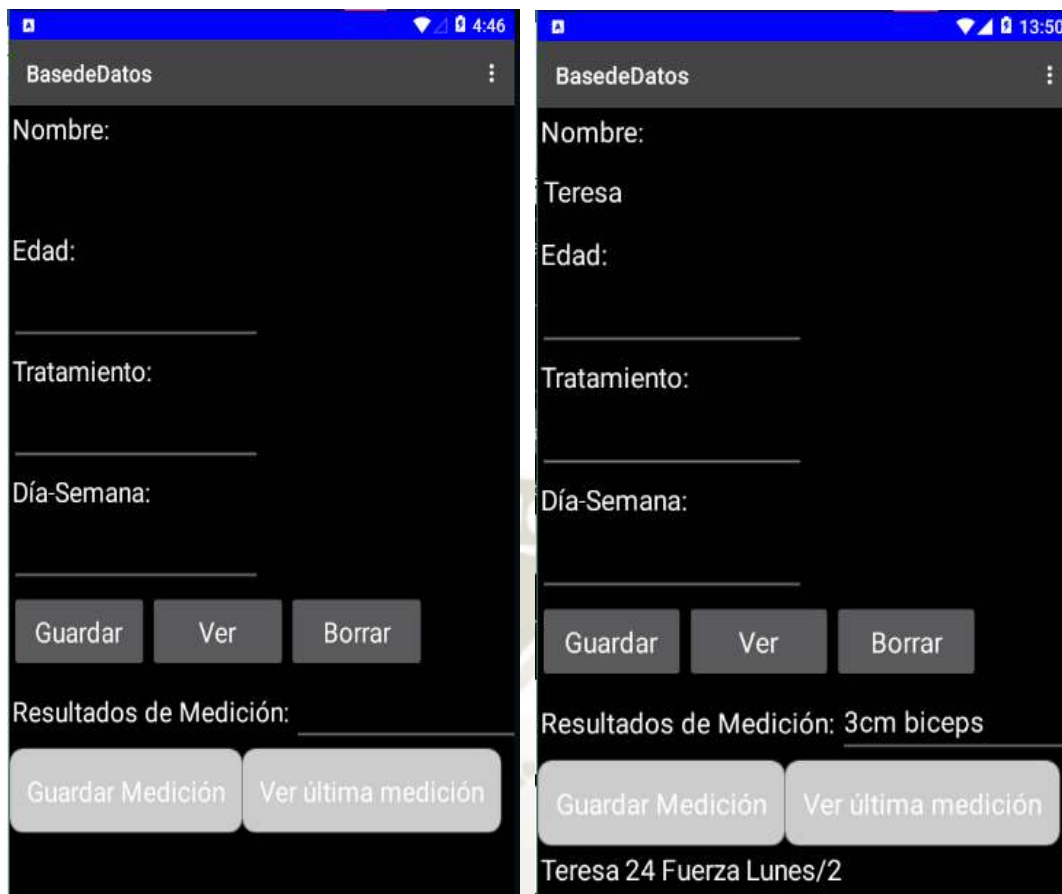
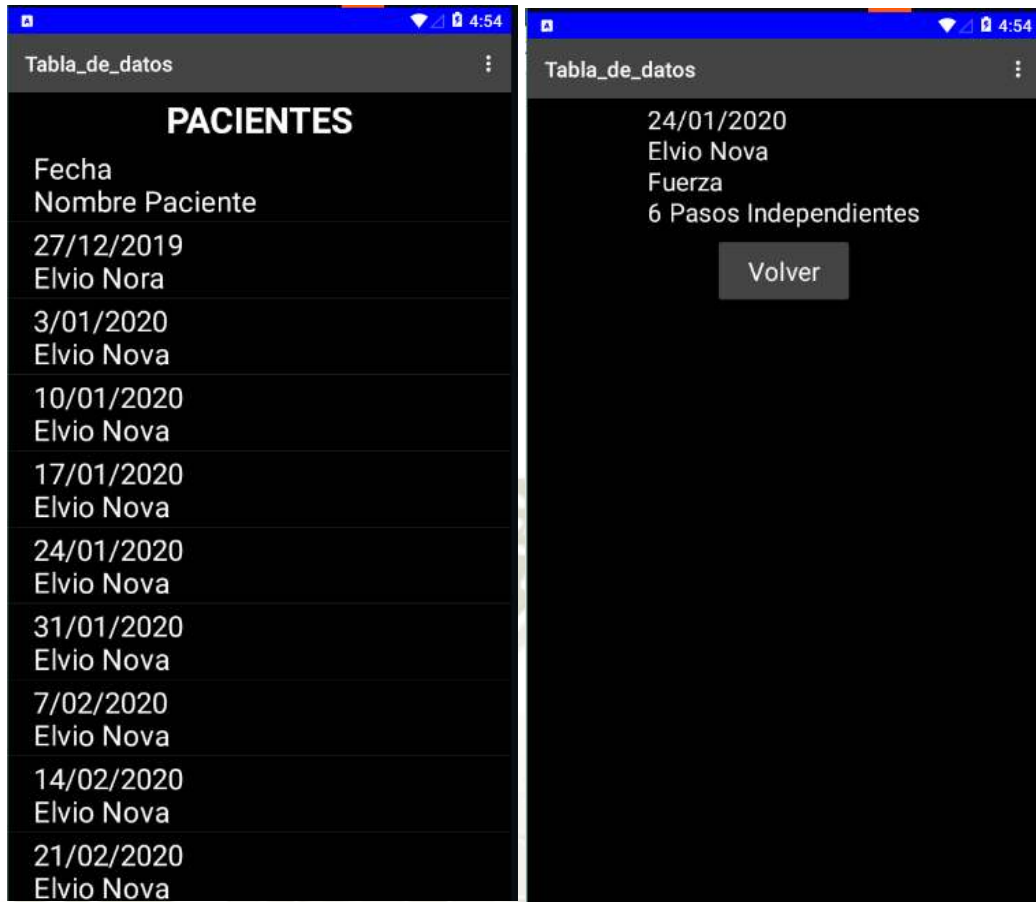


Figura 41 "Pantalla registro de pacientes"

Fuente: Propia

Además, en la figura 42, vemos el historial clínico que se obtiene del paciente luego de ser registrado y recibir una sesión de tratamiento, tenemos dos partes, la primera parte nos muestra un listado general de todos los pacientes registrados con el día que recibió dicho tratamiento. Mientras que en la siguiente pantalla tendremos los datos más específicos del paciente en donde ya nos mostrará la fecha, el nombre del paciente, el tratamiento que recibió y los resultados obtenidos en dicha sesión, siendo estas mediciones o conclusiones observadas después del tratamiento.



PACIENTES	
Fecha	Nombre Paciente
27/12/2019	Elvio Nora
3/01/2020	Elvio Nova
10/01/2020	Elvio Nova
17/01/2020	Elvio Nova
24/01/2020	Elvio Nova
31/01/2020	Elvio Nova
7/02/2020	Elvio Nova
14/02/2020	Elvio Nova
21/02/2020	Elvio Nova

24/01/2020
Elvio Nova
Fuerza
6 Pasos Independientes
Volver

Figura 42 "Pantalla historial clínico con datos más específicos"
Fuente: Propia

- **CONFIRGURACIÓN EQUIPO**

En la figura 43, vemos la interfaz con la cual el usuario configurará los parámetros del equipo, logrando tener el control sobre los valores a manipular para la operación del equipo.

En el anexo D encontraremos la forma de utilizar la aplicación, a su vez con figuras que nos guían en su correcta forma de utilización.



Figura 43 "Pantalla configuración equipo"
Fuente: Propia

En el trabajo de investigación realizado por Celso Tame (2019), con respecto a la interfaz gráfica desarrollada, podemos ver que a comparación del uso de una pantalla Nextion, nuestra interfaz no depende de un componente específico, dado que al desarrollarse una aplicación que será descargada de la red, con el tener un equipo móvil podremos acceder a todas las funciones del equipo, logrando así una mayor comodidad para el usuario.

En la figura 44 se muestra la propuesta de interfaz gráfica que el autor Celso Tame da en su trabajo de investigación, como podemos notar dicho equipo muestra una dependencia a dicha pantalla, dado que la configuración del equipo

y los parámetros de aplicación se dan por la pantalla, si esta mostrará alguna deficiencia o se llega a malograr pues el equipo quedaría inservible dado que no cuenta con una interfaz por donde programarlo. A comparación de la propuesta que se realiza, en al cual se realiza una aplicación para dispositivos móviles que cuentan tecnología Bluetooth y un sistema operativo Android, donde así se podrá realizar la programación del equipo sin depender de una pantalla in situ del mismo equipo.



Figura 44 "Entorno de desarrollo de la interfaz gráfica"
Fuente: (Tame Cuba, 2019)

- **COMPROBACIONES ANÁLOGAS**

Paralelamente a la tesis propuesta, se ha trabajado en un proyecto de investigación desarrollado en el Vicerrectorado de Investigación de la Universidad Católica de Santa María, en el cual se fueron recolectando datos con un prototipo de equipo Beurer que contiene las mismas características que se presenta en esta investigación.

En dichos estudios se obtuvieron diferentes resultados en 15 pacientes, cabe resaltar que los estudios realizados no son solo en personas cuadripléjicas, sino en pacientes que tienen un sistema de la clasificación de la función motora gruesa (GMFCS) variado, esto se clasifica en 5 niveles, en el cual tenemos que en el

primer nivel se refiere a personas que caminan sin restricciones y en el 5 nivel a pacientes transportado en silla de ruedas. Siguiendo el tratamiento determinado, el cual también fue configurado en el equipo Beurer, es que se obtuvieron resultados en la mejora de algunos pacientes, no todos obtuvieron mejoras, más solo mantuvieron el nivel de la enfermedad.

En este caso nos enfocaremos en un paciente llamado Elvio Nova, el cual tiene un GMFCS nivel III (Camina utilizando un dispositivo manual auxiliar de la marcha), con un rango articular de 180°, en el cual al inicio de las sesiones de tratamiento con el equipo Beurer solo realizaba 3 pasos independientes; con el tratamiento realizado asistido por equipo en el plazo de 2 meses, una sesión por semana con el equipo es que se obtuvo un rango articular de 180° y realizó 10 pasos independientes.

Rango Articular por fechas

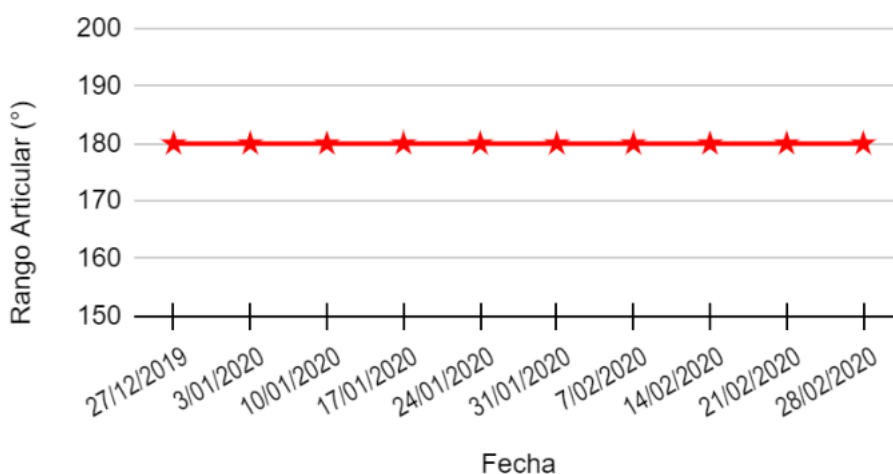


Figura 45 "Rango articular por fechas paciente Elvio Nova"
Fuente: Propia

En la figura 45 podemos notar que, respecto al rango articular que el paciente comenzó al inicio de las sesiones con el equipo Beurer el 27 de diciembre del 2019, presentaba un rango de 180°, después de llevadas 10 sesiones con el equipo,

en el plazo de dos meses (1 sesión por semana), el paciente muestra el mismo rango angular de 180° , lo cual no se aprecia una mejora respecto a su situación con el tratamiento de su enfermedad.

Resultado Sesión por Fecha

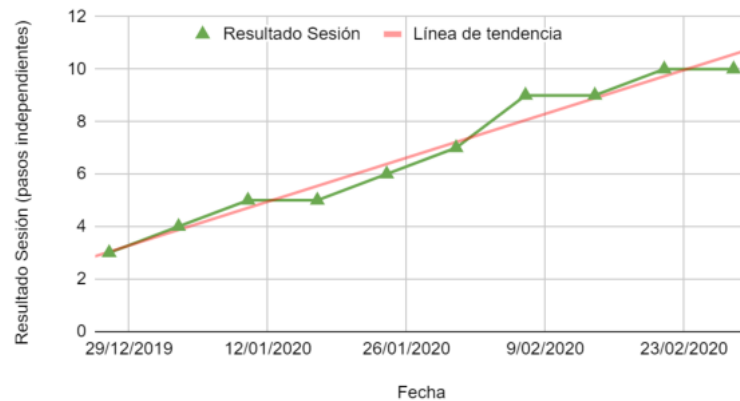


Figura 46 "Resultados de sesión por fecha paciente Elvio Nova"
Fuente: Propia

En la figura 46, nos referimos netamente a los resultados de la sesión, para esto se basa en los pasos independientes que el paciente pudo realizar al finalizar cada sesión, comenzando con 3 pasos independientes en la primera sesión y finalizando al cabo de las 10 sesiones en los dos meses con 10 pasos independientes. La línea roja es la tendencia hacia donde el paciente puede llegar con el tratamiento, con esto podemos observar la mejora respecto a su discapacidad.

Al ser nuestro prototipo en sus simulaciones del punto 1 de este capítulo, tenemos las características similares al equipo Beurer que se usó en este estudio, podemos afirmar que nuestro equipo obtendrá los mismos resultados en cada paciente.

3. APORTES

Durante el desarrollo y culminación del capítulo III de la presente investigación, se puede establecer que la implementación del equipo de electro estimulación controlado remotamente por el usuario, puede aportar a la ciencia

en cuanto al uso del chaleco de Mioestimulación que se desarrolló para la investigación de un traje de Mioestimulación en la Universidad Católica de Santa María, en el cual aporta en la puesta en funcionamiento del chaleco que son aplicados en personas cuadripléjicas.

En la figura 47 se tiene el posicionamiento de los electrodos en el chaleco de Mioestimulación desarrollado, este chaleco cuenta con los puntos de conexión en la parte inferior, donde el equipo se conecta y genera la señal de los pulsos eléctricos en los pacientes.

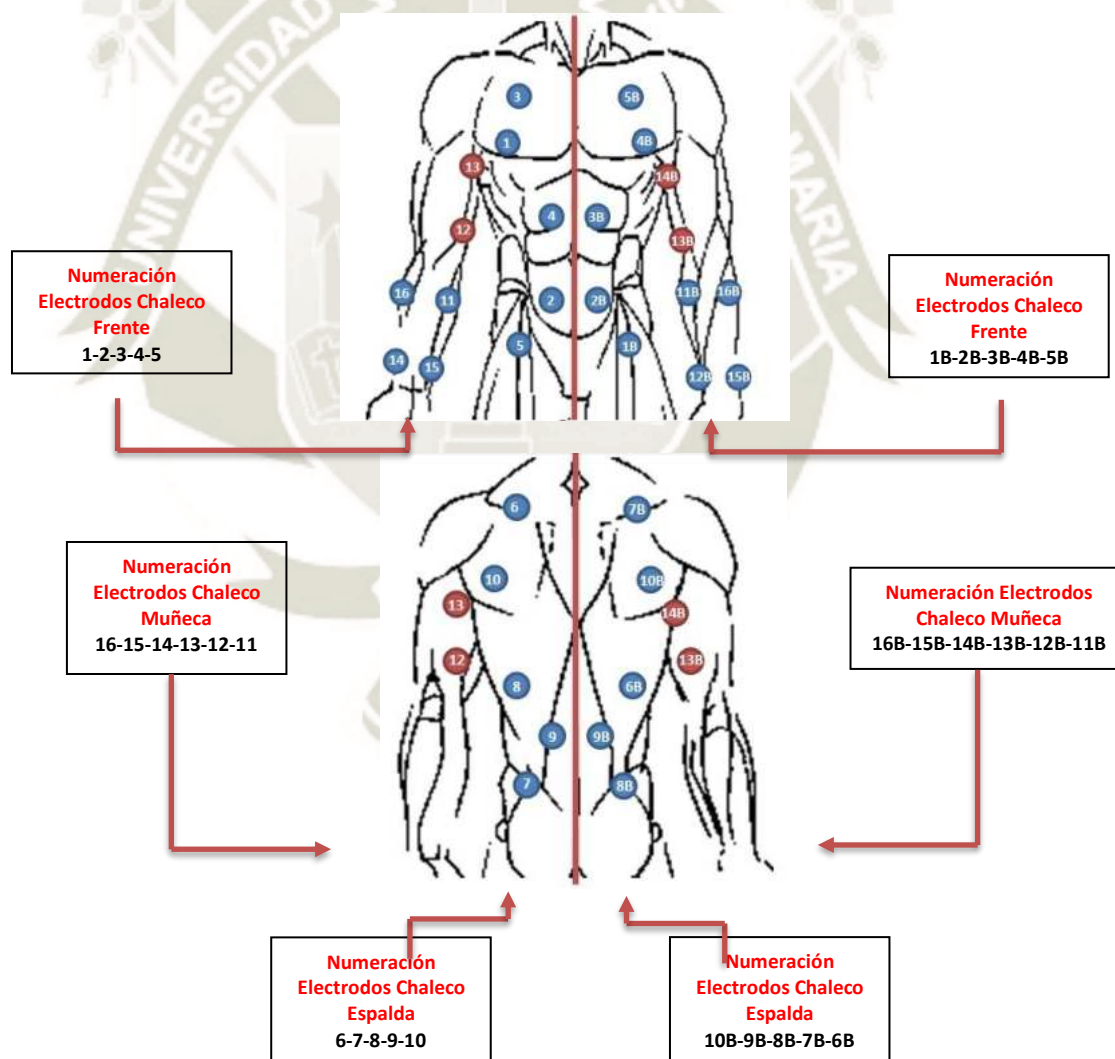


Figura 47 "Posicionamiento de electrodos Chaleco"
Fuente: Propia

El equipo desarrollado cuenta con 4 canales de salida, siendo este equivalente a 8 electrodos de posición, pero dicho equipo tiene la capacidad de ser expandido a más canales de salida modificando el circuito esquemático, en donde aumentaremos un circuito de pulsos junto con la parte de adaptación de la señal.

En las siguientes imágenes se puede apreciar el chaleco confeccionado, dividido en diferentes partes con la finalidad de poder hacerlo manejable al momento de ser puesto por el terapeuta en el paciente para recibir el tratamiento.



Figura 48 "Chaleco confeccionado vista externa"
Fuente: Propia



Figura 49 "Chaleco confeccionado vista interna"
Fuente: Propia

Como nos fijamos en la figura 48 y 49, tenemos dos colores, el chaleco fue confeccionado con dos tipos de telas, la primera (de color negro) que es la cara exterior de tecnología dri-fit, una tela que se va acondicionando al tamaño del cuerpo, mientras que la parte interior (de color blanco) se basa en telas de algodón para que al momento en el que el paciente transpire sea absorbido y no genere algún problema con la aplicación de los impulsos eléctricos.



Figura 50 "Tela confección externa"
Fuente: Propia



Figura 51 "Tela confección interna"
Fuente: Propia

Si nos percatamos más de cerca, observaremos que cuenta con puntos de conexión, en estos puntos de conexión van los electrodos para pegarse al cuerpo, la disposición de estos electrodos es tal como la figura 47.



Figura 52 "Posición electrodos"
Fuente: Propia

También podemos notar cables rojos, dichos cables son los puntos de conexión con el equipo, estos se encuentran en la parte inferior para evitar que el paciente se enrede con los cables el equipo. Estos puntos de conexión son compatibles con los puntos de salida del equipo, todo esto lo podemos observar en las figuras 53, 54 y 55.



Figura 53 "Puntos de conexión con equipo vista inferior"
Fuente: Propia



Figura 54 "Puntos de conexión con equipo vista posterior"
Fuente: Propia



Figura 55 "Puntos de conexión con equipo mana"
Fuente: Propia

En la figura 56, 57 y 58 podemos observar el chaleco implementado en el cuerpo de un paciente, tanto el tronco como las mangas y todo distribuido respecto a los puntos que podemos ver en la figura 47.



Figura 56 "Chaleco implementado en paciente parte posterior"
Fuente: Propia



Figura 57 "Chaleco implementado en paciente parte lateral"
Fuente: Propia



Figura 58 "Chaleco implementado en paciente"
Fuente: Propia

Como observamos también en la figura 59, notaremos que la conexión con el equipo se encuentra en la parte inferior del chaleco, todos los puntos se conectan dependiendo de las zonas que se vayan a trabajar para dicho paciente. A su vez, notamos los electrodos que harán contacto con la piel del paciente, teniendo de dos tipos (rectangular y circular)

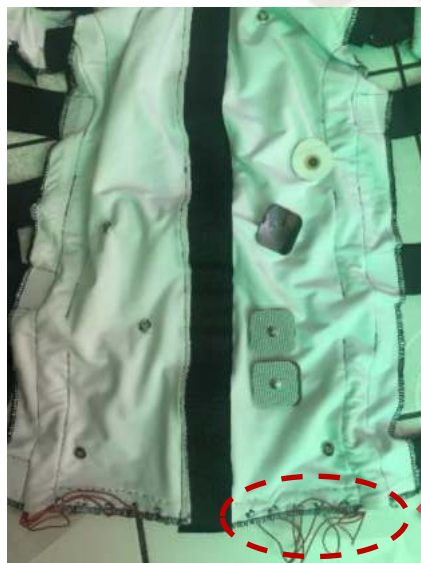


Figura 59 "Conexión equipo chaleco"
Fuente: Propia

CONCLUSIONES

1. Se logró desarrollar un equipo capaz de ser controlado por el usuario para la generación de impulsos eléctricos; se observa que la simulación obtiene similares características al equipo usado en el estudio de investigación, con lo cual se obtendrán resultados en la mejora de la atrofia muscular en los pacientes con discapacidad motoras, además el equipo cuenta en la interfaz con un campo donde se registrará las medidas obtenidas después de cada sesión, logrando obtener un historial del paciente en el cual comprobaremos dichos resultados.
2. Se reconoció los tipos de atrofas musculares que pueden ser fisiológicas, patológicas o neurogénicas, determinando que no solo las personas con discapacidad motora pueden sufrir de algún tipo de atrofia.
3. Se diseñó un equipo electrónico capaz de generar los impulsos eléctricos en base a ondas cuadradas, logrando adaptar la señal para ser aplicada mediante el uso de electrodos superficiales para tener una terapia no invasiva.
4. Se logró diseñar una interfaz para dispositivos móviles con sistema operativo Android, de fácil manejo para el usuario o terapeuta, que nos permite conectar con el equipo de manera inalámbrica a través del protocolo Bluetooth y almacenamiento de datos, donde el terapeuta pueda acceder fácilmente al historial clínico del paciente guardado en el dispositivo móvil, teniendo como posibles futuros diseños la incorporación de un servidor web para el almacenamiento en la nube de cada historial.
5. Se logró obtener el control de la frecuencia, tiempo de aplicación y amplitud del duty cycle para tener mejores resultados al momento de aplicar una terapia en zonas específicas del cuerpo, todo esto mediante el dispositivo móvil.

RECOMENDACIONES

1. La tesis da a pie de seguir investigando, se sugiere buscar nuevas tecnologías respecto a la comunicación y nuevos microcontroladores del mercado para obtener el mayor provecho de los estímulos.
2. La aplicación desarrollada se basa en programación de bloques, existen diferentes programas que pueden aprovechar al máximo dicha programación, se puede mejorar la interfaz en estos otros software's para una mayor comodidad con el usuario.
3. Se puede cambiar el diseño de la programación para el uso a través de servidores web, con la cual se puede guardar el historial clínico del paciente para que los doctores puedan acceder a este más fácilmente.
4. Dado que ahora solo tenemos 8 electrodos para la aplicación de los impulsos, se puede duplicar la etapa de pulsos para el acondicionamiento y así obtener más salidas para la aplicación.
5. El usar microcontroladores para el desarrollo facilita el desarrollo del proyecto, pero también puede desempeñarse en diferentes campos, se sugiere investigar la aplicación en estos campos.
6. Este equipo desarrollado también puede ser implementado para la puesta en funcionamiento de un traje estimulador para pacientes con discapacidad motora que sufran de diferentes problemas en la sangre y evitar alguna enfermedad como consecuencia de dicha discapacidad.

REFERENCIAS

Actual, F. M. (2017). *Fisio Médica Actual*. Obtenido de Cefar Basic:

http://www.fisiomedica.es/es/6856_cefara-basic.html

Azcona, A. M. (29 de Noviembre de 2017). *Electroestimulación – ¿Tens o EMS?*

(Ortoweb) Recuperado el Mayo de 2019, de

<http://www.ortoweb.com/blogortopedia/electroestimulacion-tens-o-compex/>

Bastidas, J., & Uvidia, J. (2017). LA ELECTROESTIMULACIÓN Y SU
INCIDENCIA EN EL DESARROLLO DE LA FUERZA MÁXIMA EN LOS
LEVANTADORES DE PESAS OLÍMPICOS DE LA CATEGORÍA JUVENIL.
Riobamba - Ecuador.

Bernado Núñez Pérez, J. P. (2010). Diseño y Construcción de un Electroestimulador
para aplicarlo en terapias de rehabilitación del músculo esquelético atrofiado por
inmovilización. *Inge-CUC*, Vol. 6 - N° 6.

Beurer. (2019). *Aparato de estimulación muscular EM 95 Bluetooth® de calidad superior de Beurer*. Obtenido de Aparato de estimulación muscular EM 95 Bluetooth® de calidad superior de Beurer:
<https://www.beurer.com/web/es/productos/active/tratamiento-del-dolor-y-estimulacion-muscular/tens-ems/em-95.php>

Bracero Tobar, W. A. (1999). Diseño y construcción de un electroestimulador muscular.
Quito: Escuela Politécnica Nacional.

Castellano, M. (2018). "ELECTROESTIMULADOR PARA MIEMBRO SUPERIOOR CONTROLADO POR COMPUTADORA". Córdoba: Universidad Nacional de Córdoba.

Diaz Dumont, J. R. (2019). Discapacidad en el Perú: Un análisis de la realidad a partir de datos estadísticos. *Venezolana de Gerencia*, 24(85).

ELECTROTECHNIQUE, C. (2005). IEC 60601-1. *INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION*.

ELECTROTECHNIQUE, I. C. (2012). IEC 60601-2-10. *INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION*.

F. Isidro, J. H. (2018). *MANUAL DEL ENTRENADOR PERSONAL. Del fitness al wellness (Color)*. Editorial Paidotribo.

GmbH, B. (2018). *Beurer EM 80*. Recuperado el Junio de 2019, de TENS/EMS de Beurer:
<https://www.beurer.com/web/es/productos/medical/electroestimulacion/tens-ems/>

Herrera Soto, O. J., & Cristian, E. J. (2016). Diseño de un prototipo médico electroestimulante para uso quirúrgico en la corrección de malformaciones congénitas de ano imperforado. Managua: Universidad Nacional Autónoma de Nicaragua.

Instruments, T. (1998). CD4049UB and CD4050B CMOS Hex Inverting Buffer and Converte. Texas, Estados Unidos de América.

Instruments, T. (2014). LMx58-n Low-Power, Dual-Operational Amplifiers. Texas, Estados Unidos de América.

Jasmin, L. (22 de Noviembre de 2017). *MedlinePlus - Información de salud para ustedes*. (A.D.A.M., Inc) Recuperado el Febrero de 2019

LearningaboutElectronics. (2018). *Acerda de nosotros: Aprendiendo sobre Electrónica*.

Obtenido de Aprendiendo sobre Electrónica:

<http://www.learningaboutelectronics.com/Articulos/Calculadora-de-filtro-paso-bajo.php>

Macet, A. (2020). *ALEJANDRO MARCET* . Obtenido de ALEJANDRO MARCET

Personal Win Training:

<https://www.personalwintraining.com/electroestimulacion/>

Martínez Cantón, C. (2016). *Diseño y construcción de un detector de metales basado en microcontrolador*. Barcelona: Escuela Técnica Superior de Ingeniería Industrial de Barcelona.

Microchip. (2006). PIC16F690 Data Sheet. California, Estados Unidos de América.

Microchip. (2007). PIC12F683 Data Sheet. California, Estados Unidos de América.

Regueiro-Gómez, A. (2003). *Electroestimulador para Acupuntura*. Colombia: Umbral Científico.

Rehabmedic. (2020). *Cefar Easy*. Obtenido de RehabMedic CefarEasy:

<https://www.rehabmedic.com/cefar-easy.html>

Rivera, F. J. (2016). *Trastornos de la unidad motora*. Madrid, Madrid, España.

Recuperado el Junio de 2019, de NEUROWIKIA:

<http://www.neurowikia.es/content/atrofia-muscular>

Salud, O. M. (2011). *Informe Mundial Sobre La Discapacidad*. Suiza: Malta.

Salud, O. M. (2018). *Discapacidad y Salud*.

SL, B. (2002). *BIOLaster - Apoyo Científico y Tecnológico para el Deporte*.

(BIOLASTER, S.L.) Recuperado el Junio de 2019, de

<https://www.biolaster.com/productos/electroestimulacion-muscular/FAQ-electroestimulacion/>

Stroke, O. o.-N. (2007). *Distrofia muscular*.

Tame Cuba, C. (2019). *Diseño e implementación de un dispositivo electro estimulador*

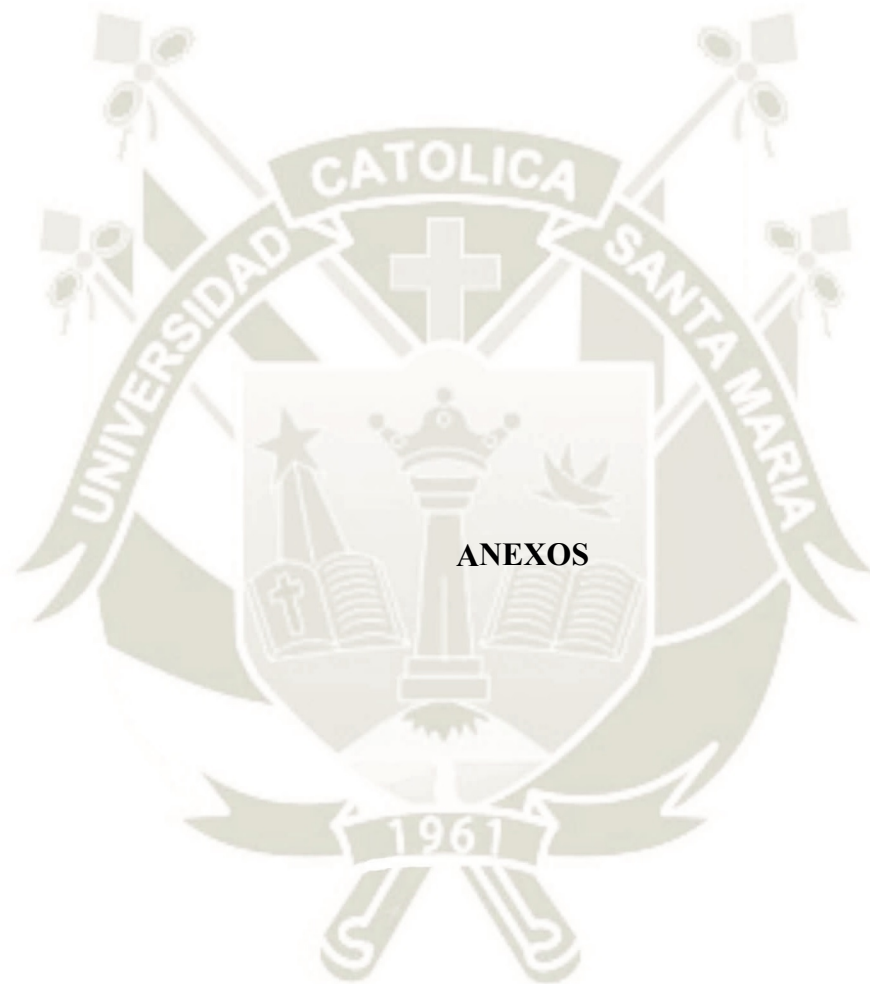
portátil utilizando un microcontrolador e interfaz gráfica para reducir el estrés laboral de los trabajadores administrativos de la empresa Medinet S.A.C."

Lima: Universidad Tecnológica del Perú.

TECNO-INFOR. (2016). *Uso practico del Pic12f683 (IX), CCP1 PWM*. Recuperado el

2020, de <http://www.pickey.es/uso-practico-del-pic12f683--ix-,-ccp1-pwm.html>

Vicaria Flores, J. A. (2007). *APLICACIONES DE CONTROLADOR BLUETOOTH EN ROBÓTICA*. Sevilla: e-Reding.





ANEXO A

DATASHEET PIC 12F683 – DATASHEET PIC 16F690



PIC12F683 Data Sheet

8-Pin Flash-Based, 8-Bit
CMOS Microcontrollers with
nanoWatt Technology



PIC12F683

8-Pin Flash-Based, 8-Bit CMOS Microcontrollers with nanoWatt Technology

High-Performance RISC CPU:

- Only 35 instructions to learn:
 - All single-cycle instructions except branches
- Operating speed:
 - DC – 20 MHz oscillator/clock input
 - DC – 200 ns instruction cycle
- Interrupt capability
- 8-level deep hardware stack
- Direct, Indirect and Relative Addressing modes

Special Microcontroller Features:

- Precision Internal Oscillator:
 - Factory calibrated to $\pm 1\%$, typical
 - Software selectable frequency range of 8 MHz to 125 kHz
 - Software tunable
 - Two-Speed Start-up mode
 - Crystal fail detect for critical applications
 - Clock mode switching during operation for power savings
- Power-Saving Sleep mode
- Wide operating voltage range (2.0V-5.5V)
- Industrial and Extended temperature range
- Power-on Reset (POR)
- Power-up Timer (PWRT) and Oscillator Start-up Timer (OST)
- Brown-out Reset (BOR) with software control option
- Enhanced Low-Current Watchdog Timer (WDT) with on-chip oscillator (software selectable nominal 268 seconds with full prescaler) with software enable
- Multiplexed Master Clear with pull-up/input pin
- Programmable code protection
- High Endurance Flash/EEPROM cell:
 - 100,000 write Flash endurance
 - 1,000,000 write EEPROM endurance
 - Flash/Data EEPROM Retention: > 40 years

Low-Power Features:

- Standby Current:
 - 50 nA @ 2.0V, typical
- Operating Current:
 - 11 μ A @ 32 kHz, 2.0V, typical
 - 220 μ A @ 4 MHz, 2.0V, typical
- Watchdog Timer Current:
 - 1 μ A @ 2.0V, typical

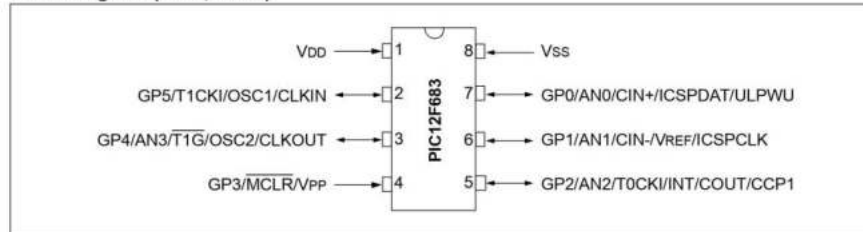
Peripheral Features:

- 6 I/O pins with individual direction control:
 - High current source/sink for direct LED drive
 - Interrupt-on-pin change
 - Individually programmable weak pull-ups
 - Ultra Low-Power Wake-up on GP0
- Analog Comparator module with:
 - One analog comparator
 - Programmable on-chip voltage reference (CVREF) module (% of VDD)
 - Comparator inputs and output externally accessible
- A/D Converter:
 - 10-bit resolution and 4 channels
- Timer0: 8-bit timer/counter with 8-bit programmable prescaler
- Enhanced Timer1:
 - 16-bit timer/counter with prescaler
 - External Timer1 Gate (count enable)
 - Option to use OSC1 and OSC2 in LP mode as Timer1 oscillator if INTOSC mode selected
- Timer2: 8-bit timer/counter with 8-bit period register, prescaler and postscaler
- Capture, Compare, PWM module:
 - 16-bit Capture, max resolution 12.5 ns
 - Compare, max resolution 200 ns
 - 10-bit PWM, max frequency 20 kHz
- In-Circuit Serial Programming™ (ICSP™) via two pins

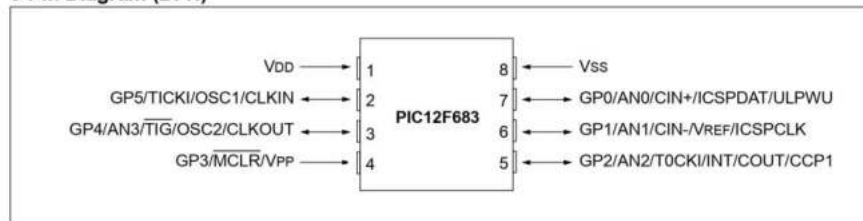
Device	Program Memory	Data Memory		I/O	10-bit A/D (ch)	Comparators	Timers 8/16-bit
	Flash (words)	SRAM (bytes)	EEPROM (bytes)				
PIC12F683	2048	128	256	6	4	1	2/1

PIC12F683

8-Pin Diagram (PDIP, SOIC)



8-Pin Diagram (DFN)



8-Pin Diagram (DFN-S)

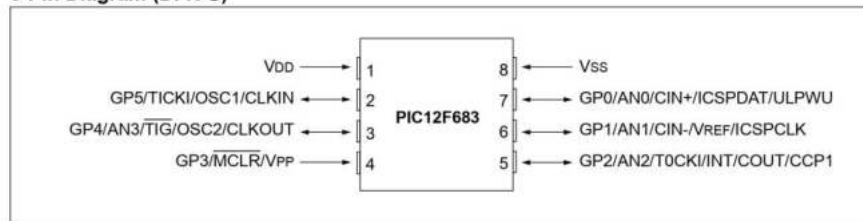


TABLE 1: 8-PIN SUMMARY

I/O	Pin	Analog	Comparators	Timer	CCP	Interrupts	Pull-ups	Basic
GP0	7	AN0	CIN+	—	—	IOC	Y	ICSPDAT/ULPWU
GP1	6	AN1/VREF	CIN-	—	—	IOC	Y	ICSPCLK
GP2	5	AN2	COUT	T0CKI	CCP1	INT/IOC	Y	—
GP3 ⁽¹⁾	4	—	—	—	—	IOC	Y ⁽²⁾	MCLR/VPP
GP4	3	AN3	—	T1G	—	IOC	Y	OSC2/CLKOUT
GP5	2	—	—	T1CKI	—	IOC	Y	OSC1/CLKIN
—	1	—	—	—	—	—	—	VDD
—	8	—	—	—	—	—	—	VSS

Note 1: Input only.

2: Only when pin is configured for external MCLR.

PIC12F683

Table of Contents

1.0 Device Overview	5
2.0 Memory Organization	7
3.0 Oscillator Module (With Fail-Safe Clock Monitor)	19
4.0 GPIO Port	31
5.0 Timer0 Module	41
6.0 Timer1 Module with Gate Control	44
7.0 Timer2 Module	49
8.0 Comparator Module	51
9.0 Analog-to-Digital Converter (ADC) Module	61
10.0 Data EEPROM Memory	71
11.0 Capture/Compare/PWM (CCP) Module	75
12.0 Special Features of the CPU	83
13.0 Instruction Set Summary	101
14.0 Development Support	111
15.0 Electrical Specifications	115
16.0 DC and AC Characteristics Graphs and Tables	137
17.0 Packaging Information	159
Appendix A: Data Sheet Revision History	165
Appendix B: Migrating From Other PIC® Devices	165
The Microchip Web Site	171
Customer Change Notification Service	171
Customer Support	171
Reader Response	172
Product Identification System	173

TO OUR VALUED CUSTOMERS

It is our intention to provide our valued customers with the best documentation possible to ensure successful use of your Microchip products. To this end, we will continue to improve our publications to better suit your needs. Our publications will be refined and enhanced as new volumes and updates are introduced.

If you have any questions or comments regarding this publication, please contact the Marketing Communications Department via E-mail at docerrors@microchip.com or fax the **Reader Response Form** in the back of this data sheet to (480) 792-4150. We welcome your feedback.

Most Current Data Sheet

To obtain the most up-to-date version of this data sheet, please register at our Worldwide Web site at:

<http://www.microchip.com>

You can determine the version of a data sheet by examining its literature number found on the bottom outside corner of any page. The last character of the literature number is the version number, (e.g., DS30000A is version A of document DS30000).

Errata

An errata sheet, describing minor operational differences from the data sheet and recommended workarounds, may exist for current devices. As device/documentation issues become known to us, we will publish an errata sheet. The errata will specify the revision of silicon and revision of document to which it applies.

To determine if an errata sheet exists for a particular device, please check with one of the following:

- Microchip's Worldwide Web site; <http://www.microchip.com>
- Your local Microchip sales office (see last page)

When contacting a sales office, please specify which device, revision of silicon and data sheet (include literature number) you are using.

Customer Notification System

Register on our web site at www.microchip.com to receive the most current information on all of our products.

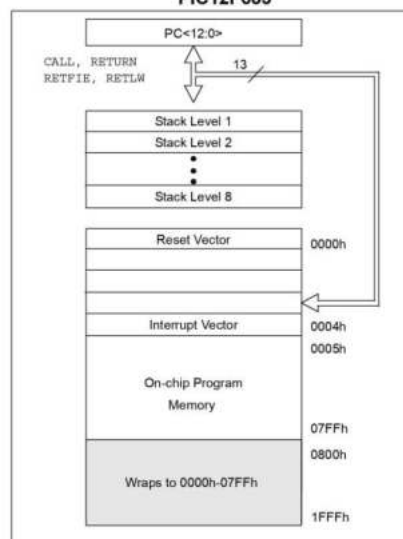
PIC12F683

2.0 MEMORY ORGANIZATION

2.1 Program Memory Organization

The PIC12F683 has a 13-bit program counter capable of addressing an 8k x 14 program memory space. Only the first 2k x 14 (0000h-07FFh) for the PIC12F683 is physically implemented. Accessing a location above these boundaries will cause a wraparound within the first 2K x 14 space. The Reset vector is at 0000h and the interrupt vector is at 0004h (see Figure 2-1).

FIGURE 2-1: PROGRAM MEMORY MAP AND STACK FOR THE PIC12F683



2.2 Data Memory Organization

The data memory (see Figure 2-2) is partitioned into two banks, which contain the General Purpose Registers (GPR) and the Special Function Registers (SFR). The Special Function Registers are located in the first 32 locations of each bank. Register locations 20h-7Fh in Bank 0 and A0h-BFh in Bank 1 are General Purpose Registers, implemented as static RAM. Register locations F0h-FFh in Bank 1 point to addresses 70h-7Fh in Bank 0. All other RAM is unimplemented and returns '0' when read. RP0 of the STATUS register is the bank select bit.

RP0

- 0 → Bank 0 is selected
- 1 → Bank 1 is selected

Note: The IRP and RP1 bits of the STATUS register are reserved and should always be maintained as '0's.

PIC12F683

TABLE 1-1: PIC12F683 PINOUT DESCRIPTION

Name	Function	Input Type	Output Type	Description
VDD	VDD	Power	—	Positive supply
GP5/T1CKI/OSC1/CLKIN	GP5	TTL	CMOS	GPIO I/O with prog. pull-up and interrupt-on-change
	T1CKI	ST	—	Timer1 clock
	OSC1	XTAL	—	Crystal/Resonator
	CLKIN	ST	—	External clock input/RC oscillator connection
GP4/AN3/T1G/OSC2/CLKOUT	GP4	TTL	CMOS	GPIO I/O with prog. pull-up and interrupt-on-change
	AN3	AN	—	A/D Channel 3 input
	T1G	ST	—	Timer1 gate
	OSC2	—	XTAL	Crystal/Resonator
GP3/MCLR/VPP	GP3	TTL	—	GPIO input with interrupt-on-change
	MCLR	ST	—	Master Clear with internal pull-up
	VPP	HV	—	Programming voltage
	GP2/AN2/T0CKI/INT/COU/CCP1	GP2	ST	CMOS
AN2		AN	—	A/D Channel 2 input
T0CKI		ST	—	Timer0 clock input
INT		ST	—	External Interrupt
COU		—	CMOS	Comparator 1 output
GP1/AN1/CIN-/VREF/ICSPCLK	GP1	TTL	CMOS	GPIO I/O with prog. pull-up and interrupt-on-change
	AN1	AN	—	A/D Channel 1 input
	CIN-	AN	—	Comparator 1 input
	VREF	AN	—	External Voltage Reference for A/D
GP0/AN0/CIN+/ICSPDAT/ULPWU	ICSPCLK	ST	—	Serial Programming Clock
	GP0	TTL	CMOS	GPIO I/O with prog. pull-up and interrupt-on-change
	AN0	AN	—	A/D Channel 0 input
	CIN+	AN	—	Comparator 1 input
	ICSPDAT	ST	CMOS	Serial Programming Data I/O
ULPWU	AN	—	Ultra Low-Power Wake-up input	
VSS	VSS	Power	—	Ground reference

Legend: AN = Analog input or output
TTL = TTL compatible input
HV = High Voltage
CMOS = CMOS compatible input or output
ST = Schmitt Trigger input with CMOS levels
XTAL = Crystal

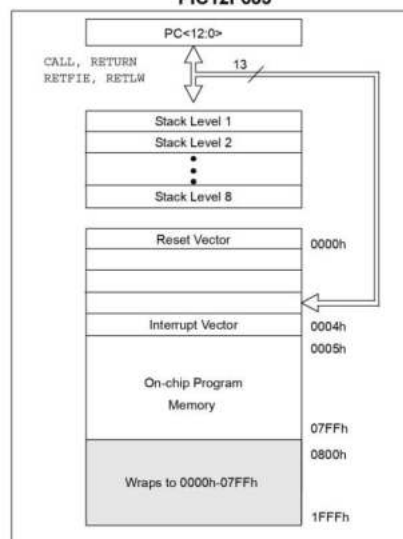
PIC12F683

2.0 MEMORY ORGANIZATION

2.1 Program Memory Organization

The PIC12F683 has a 13-bit program counter capable of addressing an 8k x 14 program memory space. Only the first 2k x 14 (0000h-07FFh) for the PIC12F683 is physically implemented. Accessing a location above these boundaries will cause a wraparound within the first 2K x 14 space. The Reset vector is at 0000h and the interrupt vector is at 0004h (see Figure 2-1).

FIGURE 2-1: PROGRAM MEMORY MAP AND STACK FOR THE PIC12F683



2.2 Data Memory Organization

The data memory (see Figure 2-2) is partitioned into two banks, which contain the General Purpose Registers (GPR) and the Special Function Registers (SFR). The Special Function Registers are located in the first 32 locations of each bank. Register locations 20h-7Fh in Bank 0 and A0h-BFh in Bank 1 are General Purpose Registers, implemented as static RAM. Register locations F0h-FFh in Bank 1 point to addresses 70h-7Fh in Bank 0. All other RAM is unimplemented and returns '0' when read. RP0 of the STATUS register is the bank select bit.

RP0

- 0 → Bank 0 is selected
- 1 → Bank 1 is selected

Note: The IRP and RP1 bits of the STATUS register are reserved and should always be maintained as '0's.

PIC12F683

2.2.1 GENERAL PURPOSE REGISTER FILE

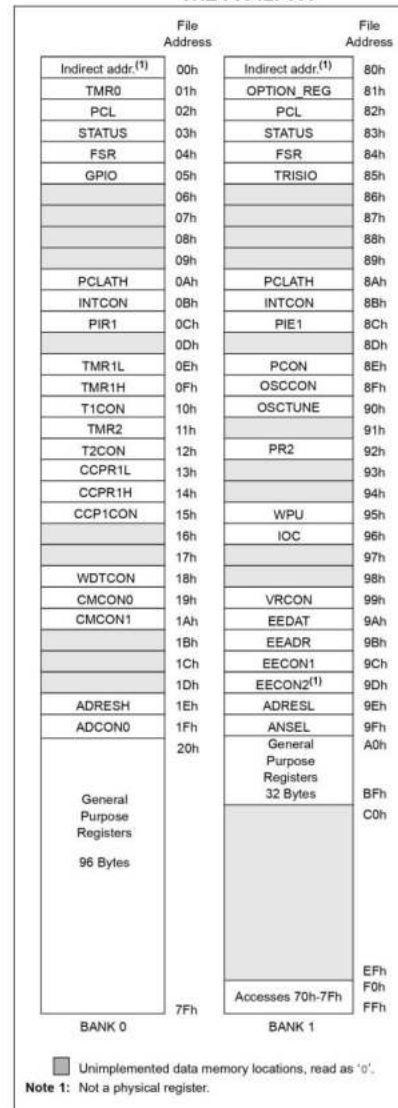
The register file is organized as 128 x 8 in the PIC12F683. Each register is accessed, either directly or indirectly, through the File Select Register FSR (see Section 2.4 "Indirect Addressing, INDF and FSR Registers").

2.2.2 SPECIAL FUNCTION REGISTERS

The Special Function Registers are registers used by the CPU and peripheral functions for controlling the desired operation of the device (see Table 2-1). These registers are static RAM.

The special registers can be classified into two sets: core and peripheral. The Special Function Registers associated with the "core" are described in this section. Those related to the operation of the peripheral features are described in the section of that peripheral feature.

FIGURE 2-2: DATA MEMORY MAP OF THE PIC12F683



PIC12F683

2.2.2.1 STATUS Register

The STATUS register, shown in Register 2-1, contains:

- Arithmetic status of the ALU
- Reset status
- Bank select bits for data memory (SRAM)

The STATUS register can be the destination for any instruction, like any other register. If the STATUS register is the destination for an instruction that affects the Z, DC or C bits, then the write to these three bits is disabled. These bits are set or cleared according to the device logic. Furthermore, the \overline{TO} and \overline{PD} bits are not writable. Therefore, the result of an instruction with the STATUS register as destination may be different than intended.

For example, `CLRF STATUS`, will clear the upper three bits and set the Z bit. This leaves the STATUS register as `000u u1uu` (where u = unchanged).

It is recommended, therefore, that only `BCF`, `BSF`, `SWAPF` and `MOVWF` instructions are used to alter the STATUS register, because these instructions do not affect any Status bits. For other instructions not affecting any Status bits, see the "Instruction Set Summary".

Note 1: Bits IRP and RP1 of the STATUS register are not used by the PIC12F683 and should be maintained as clear. Use of these bits is not recommended, since this may affect upward compatibility with future products.

2: The C and DC bits operate as a Borrow and Digit Borrow out bit, respectively, in subtraction.

REGISTER 2-1: STATUS: STATUS REGISTER

Reserved	Reserved	R/W-0	R-1	R-1	R/W-x	R/W-x	R/W-x	
IRP	RP1	RP0	\overline{TO}	\overline{PD}	Z	DC	C	
							bit 7	bit 0

Legend:

R = Readable bit W = Writable bit U = Unimplemented bit, read as '0'
 -n = Value at POR '1' = Bit is set '0' = Bit is cleared x = Bit is unknown

- bit 7 **IRP:** This bit is reserved and should be maintained as '0'
- bit 6 **RP1:** This bit is reserved and should be maintained as '0'
- bit 5 **RP0:** Register Bank Select bit (used for direct addressing)
 1 = Bank 1 (80h – FFh)
 0 = Bank 0 (00h – 7Fh)
- bit 4 **\overline{TO} :** Time-out bit
 1 = After power-up, `CLRWDT` instruction or `SLEEP` instruction
 0 = A WDT time-out occurred
- bit 3 **\overline{PD} :** Power-down bit
 1 = After power-up or by the `CLRWDT` instruction
 0 = By execution of the `SLEEP` instruction
- bit 2 **Z:** Zero bit
 1 = The result of an arithmetic or logic operation is zero
 0 = The result of an arithmetic or logic operation is not zero
- bit 1 **DC:** Digit Carry/Borrow bit (`ADDWF`, `ADDLW`, `SUBLW`, `SUBWF` instructions). For Borrow, the polarity is reversed.
 1 = A carry-out from the 4th low-order bit of the result occurred
 0 = No carry-out from the 4th low-order bit of the result
- bit 0 **C:** Carry/Borrow bit⁽¹⁾ (`ADDWF`, `ADDLW`, `SUBLW`, `SUBWF` instructions)
 1 = A carry-out from the Most Significant bit of the result occurred
 0 = No carry-out from the Most Significant bit of the result occurred

Note 1: For \overline{Borrow} , the polarity is reversed. A subtraction is executed by adding the two's complement of the second operand. For rotate (`RRF`, `RLF`) instructions, this bit is loaded with either the high-order or low-order bit of the source register.

PIC12F683

2.2.2.4 PIE1 Register

The PIE1 register contains the interrupt enable bits, as shown in Register 2-4.

Note: Bit PEIE of the INTCON register must be set to enable any peripheral interrupt.

REGISTER 2-4: PIE1: PERIPHERAL INTERRUPT ENABLE REGISTER 1

R/W-0	R/W-0	R/W-0	U-0	R/W-0	R/W-0	R/W-0	R/W-0
EEIE	ADIE	CCP1IE	—	CMIE	OSFIE	TMR2IE	TMR1IE
bit 7							bit 0

Legend:

R = Readable bit W = Writable bit U = Unimplemented bit, read as '0'
 -n = Value at POR '1' = Bit is set '0' = Bit is cleared x = Bit is unknown

- bit 7 **EEIE:** EE Write Complete Interrupt Enable bit
 1 = Enables the EE write complete interrupt
 0 = Disables the EE write complete interrupt
- bit 6 **ADIE:** A/D Converter (ADC) Interrupt Enable bit
 1 = Enables the ADC interrupt
 0 = Disables the ADC interrupt
- bit 5 **CCP1IE:** CCP1 Interrupt Enable bit
 1 = Enables the CCP1 interrupt
 0 = Disables the CCP1 interrupt
- bit 4 **Unimplemented:** Read as '0'
- bit 3 **CMIE:** Comparator Interrupt Enable bit
 1 = Enables the Comparator 1 interrupt
 0 = Disables the Comparator 1 interrupt
- bit 2 **OSFIE:** Oscillator Fail Interrupt Enable bit
 1 = Enables the oscillator fail interrupt
 0 = Disables the oscillator fail interrupt
- bit 1 **TMR2IE:** Timer2 to PR2 Match Interrupt Enable bit
 1 = Enables the Timer2 to PR2 match interrupt
 0 = Disables the Timer2 to PR2 match interrupt
- bit 0 **TMR1IE:** Timer1 Overflow Interrupt Enable bit
 1 = Enables the Timer1 overflow interrupt
 0 = Disables the Timer1 overflow interrupt

PIC12F683

2.2.2.5 PIR1 Register

The PIR1 register contains the interrupt flag bits, as shown in Register 2-5.

Note: Interrupt flag bits are set when an interrupt condition occurs, regardless of the state of its corresponding enable bit or the global enable bit, GIE of the INTCON register. User software should ensure the appropriate interrupt flag bits are clear prior to enabling an interrupt.

REGISTER 2-5: PIR1: PERIPHERAL INTERRUPT REQUEST REGISTER 1

R/W-0	R/W-0	R/W-0	U-0	R/W-0	R/W-0	R/W-0	R/W-0
EEIF	ADIF	CCP1IF	—	CMIF	OSFIF	TMR2IF	TMR1IF
bit 7							bit 0

Legend:

R = Readable bit W = Writable bit U = Unimplemented bit, read as '0'
 -n = Value at POR '1' = Bit is set '0' = Bit is cleared x = Bit is unknown

- bit 7 **EEIF:** EEPROM Write Operation Interrupt Flag bit
 1 = The write operation completed (must be cleared in software)
 0 = The write operation has not completed or has not been started
- bit 6 **ADIF:** A/D Interrupt Flag bit
 1 = A/D conversion complete
 0 = A/D conversion has not completed or has not been started
- bit 5 **CCP1IF:** CCP1 Interrupt Flag bit
Capture mode:
 1 = A TMR1 register capture occurred (must be cleared in software)
 0 = No TMR1 register capture occurred
Compare mode:
 1 = A TMR1 register compare match occurred (must be cleared in software)
 0 = No TMR1 register compare match occurred
PWM mode:
 Unused in this mode
- bit 4 **Unimplemented:** Read as '0'
- bit 3 **CMIF:** Comparator Interrupt Flag bit
 1 = Comparator 1 output has changed (must be cleared in software)
 0 = Comparator 1 output has not changed
- bit 2 **OSFIF:** Oscillator Fail Interrupt Flag bit
 1 = System oscillator failed, clock input has changed to INTOSC (must be cleared in software)
 0 = System clock operating
- bit 1 **TMR2IF:** Timer2 to PR2 Match Interrupt Flag bit
 1 = Timer2 to PR2 match occurred (must be cleared in software)
 0 = Timer2 to PR2 match has not occurred
- bit 0 **TMR1IF:** Timer1 Overflow Interrupt Flag bit
 1 = Timer1 register overflowed (must be cleared in software)
 0 = Timer1 has not overflowed

PIC12F683

3.0 OSCILLATOR MODULE (WITH FAIL-SAFE CLOCK MONITOR)

3.1 Overview

The Oscillator module has a wide variety of clock sources and selection features that allow it to be used in a wide range of applications while maximizing performance and minimizing power consumption. Figure 3-1 illustrates a block diagram of the Oscillator module.

Clock sources can be configured from external oscillators, quartz crystal resonators, ceramic resonators and Resistor-Capacitor (RC) circuits. In addition, the system clock source can be configured from one of two internal oscillators, with a choice of speeds selectable via software. Additional clock features include:

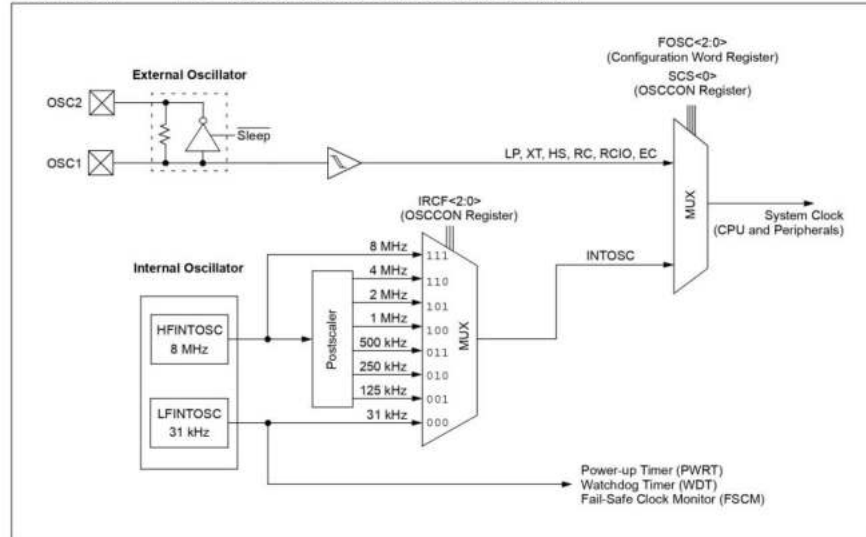
- Selectable system clock source between external or internal via software.
- Two-Speed Start-up mode, which minimizes latency between external oscillator start-up and code execution.
- Fail-Safe Clock Monitor (FSCM) designed to detect a failure of the external clock source (LP, XT, HS, EC or RC modes) and switch automatically to the internal oscillator.

The Oscillator module can be configured in one of eight clock modes.

1. EC – External clock with I/O on OSC2/CLKOUT.
2. LP – 32 kHz Low-Power Crystal mode.
3. XT – Medium Gain Crystal or Ceramic Resonator Oscillator mode.
4. HS – High Gain Crystal or Ceramic Resonator mode.
5. RC – External Resistor-Capacitor (RC) with Fosc/4 output on OSC2/CLKOUT.
6. RCIO – External Resistor-Capacitor (RC) with I/O on OSC2/CLKOUT.
7. INTOSC – Internal oscillator with Fosc/4 output on OSC2 and I/O on OSC1/CLKIN.
8. INTOSCIO – Internal oscillator with I/O on OSC1/CLKIN and OSC2/CLKOUT.

Clock Source modes are configured by the FOSC<2:0> bits in the Configuration Word register (CONFIG). The internal clock can be generated from two internal oscillators. The HFINTOSC is a calibrated high-frequency oscillator. The LFINTOSC is an uncalibrated low-frequency oscillator.

FIGURE 3-1: PIC® MCU CLOCK SOURCE BLOCK DIAGRAM



PIC12F683

3.2 Oscillator Control

The Oscillator Control (OSCCON) register (Figure 3-1) controls the system clock and frequency selection options. The OSCCON register contains the following bits:

- Frequency selection bits (IRCF)
- Frequency Status bits (HTS, LTS)
- System clock control bits (OSTS, SCS)

REGISTER 3-1: OSCCON: OSCILLATOR CONTROL REGISTER

U-0	R/W-1	R/W-1	R/W-0	R-1	R-0	R-0	R/W-0
—	IRCF2	IRCF1	IRCF0	OSTS ⁽¹⁾	HTS	LTS	SCS
bit 7							bit 0

Legend:

R = Readable bit	W = Writable bit	U = Unimplemented bit, read as '0'
-n = Value at POR	'1' = Bit is set	'0' = Bit is cleared
		x = Bit is unknown

- bit 7 **Unimplemented:** Read as '0'
- bit 6-4 **IRCF<2:0>:** Internal Oscillator Frequency Select bits
 111 = 8 MHz
 110 = 4 MHz (default)
 101 = 2 MHz
 100 = 1 MHz
 011 = 500 kHz
 010 = 250 kHz
 001 = 125 kHz
 000 = 31 kHz (LFINTOSC)
- bit 3 **OSTS:** Oscillator Start-up Time-out Status bit⁽¹⁾
 1 = Device is running from the external clock defined by FOSC<2:0> of the Configuration Word register
 0 = Device is running from the internal oscillator (HFINTOSC or LFINTOSC)
- bit 2 **HTS:** HFINTOSC Status bit (High Frequency – 8 MHz to 125 kHz)
 1 = HFINTOSC is stable
 0 = HFINTOSC is not stable
- bit 1 **LTS:** LFINTOSC Stable bit (Low Frequency – 31 kHz)
 1 = LFINTOSC is stable
 0 = LFINTOSC is not stable
- bit 0 **SCS:** System Clock Select bit
 1 = Internal oscillator is used for system clock
 0 = Clock source defined by FOSC<2:0> of the Configuration Word register

Note 1: Bit resets to '0' with Two-Speed Start-up and LP, XT or HS selected as the Oscillator mode or Fail-Safe mode is enabled.

PIC12F683

4.0 GPIO PORT

There are as many as six general purpose I/O pins available. Depending on which peripherals are enabled, some or all of the pins may not be available as general purpose I/O. In general, when a peripheral is enabled, the associated pin may not be used as a general purpose I/O pin.

4.1 GPIO and the TRISIO Registers

GPIO is a 6-bit wide, bidirectional port. The corresponding data direction register is TRISIO. Setting a TRISIO bit (= 1) will make the corresponding GPIO pin an input (i.e., put the corresponding output driver in a High-Impedance mode). Clearing a TRISIO bit (= 0) will make the corresponding GPIO pin an output (i.e., put the contents of the output latch on the selected pin). An exception is GP3, which is input only and its TRISIO bit will always read as '1'. Example 4-1 shows how to initialize GPIO.

Reading the GPIO register reads the status of the pins, whereas writing to it will write to the PORT latch. All write operations are read-modify-write operations.

Therefore, a write to a port implies that the port pins are read, this value is modified and then written to the PORT data latch. GP3 reads '0' when MCLRE = 1.

The TRISIO register controls the direction of the GPIO pins, even when they are being used as analog inputs. The user must ensure the bits in the TRISIO register are maintained set when using them as analog inputs. I/O pins configured as analog input always read '0'.

Note: The ANSEL and CMCON0 registers must be initialized to configure an analog channel as a digital input. Pins configured as analog inputs will read '0'.

EXAMPLE 4-1: INITIALIZING GPIO

```
BANKSEL GPIO ;
CLRF GPIO ;Init GPIO
MOVLW 07h ;Set GP<2:0> to
MOVWF CMCON0 ;digital I/O
BANKSEL ANSEL ;
CLRF ANSEL ;digital I/O
MOVLW 0Ch ;Set GP<3:2> as inputs
MOVWF TRISIO ;and set GP<5:4,1:0>
;as outputs
```

REGISTER 4-1: GPIO: GENERAL PURPOSE I/O REGISTER

U-0	U-0	R/W-x	R/W-0	R-x	R/W-0	R/W-0	R/W-0
—	—	GP5	GP4	GP3	GP2	GP1	GP0
bit 7							bit 0

Legend:

R = Readable bit W = Writable bit U = Unimplemented bit, read as '0'
 -n = Value at POR '1' = Bit is set '0' = Bit is cleared x = Bit is unknown

bit 7-6 **Unimplemented:** Read as '0'
 bit 5-0 **GP<5:0>:** GPIO I/O Pin bit
 1 = Port pin is > VIH
 0 = Port pin is < VIL

PIC12F683

REGISTER 4-2: TRISIO GPIO TRI-STATE REGISTER

U-0	U-0	R/W-1	R/W-1	R-1	R/W-1	R/W-1	R/W-1
—	—	TRISIO5 ^(2,3)	TRISIO4 ⁽²⁾	TRISIO3 ⁽¹⁾	TRISIO2	TRISIO1	TRISIO0
bit 7							bit 0

Legend:

R = Readable bit	W = Writable bit	U = Unimplemented bit, read as '0'
-n = Value at POR	'1' = Bit is set	'0' = Bit is cleared
		x = Bit is unknown

bit 7-6	Unimplemented: Read as '0'
bit 5:4	TRISIO<5:4>: GPIO Tri-State Control bit 1 = GPIO pin configured as an input (tri-stated) 0 = GPIO pin configured as an output
bit 3	TRISIO<3>: GPIO Tri-State Control bit Input only
bit 2:0	TRISIO<2:0>: GPIO Tri-State Control bit 1 = GPIO pin configured as an input (tri-stated) 0 = GPIO pin configured as an output

- Note** 1: TRISIO<3> always reads '1'.
 2: TRISIO<5:4> always reads '1' in XT, HS and LP OSC modes.
 3: TRISIO<5> always reads '1' in RC and RCIO and EC modes.

4.2 Additional Pin Functions

Every GPIO pin on the PIC12F683 has an interrupt-on-change option and a weak pull-up option. GP0 has an Ultra Low-Power Wake-up option. The next three sections describe these functions.

4.2.1 ANSEL REGISTER

The ANSEL register is used to configure the Input mode of an I/O pin to analog. Setting the appropriate ANSEL bit high will cause all digital reads on the pin to be read as '0' and allow analog functions on the pin to operate correctly.

The state of the ANSEL bits has no effect on digital output functions. A pin with TRIS clear and ANSEL set will still operate as a digital output, but the Input mode will be analog. This can cause unexpected behavior when executing read-modify-write instructions on the affected port.

4.2.2 WEAK PULL-UPS

Each of the GPIO pins, except GP3, has an individually configurable internal weak pull-up. Control bits WPUx enable or disable each pull-up. Refer to Register 4-4. Each weak pull-up is automatically turned off when the port pin is configured as an output. The pull-ups are disabled on a Power-on Reset by the GPPU bit of the OPTION register). A weak pull-up is automatically enabled for GP3 when configured as MCLR and disabled when GP3 is an I/O. There is no software control of the MCLR pull-up.

4.2.3 INTERRUPT-ON-CHANGE

Each of the GPIO pins is individually configurable as an interrupt-on-change pin. Control bits IOCx enable or disable the interrupt function for each pin. Refer to Register 4-5. The interrupt-on-change is disabled on a Power-on Reset.

For enabled interrupt-on-change pins, the values are compared with the old value latched on the last read of GPIO. The 'mismatch' outputs of the last read are OR'd together to set the GPIO Change Interrupt Flag bit (GPIF) in the INTCON register (Register 2-3).

This interrupt can wake the device from Sleep. The user, in the Interrupt Service Routine, clears the interrupt by:

- Any read or write of GPIO. This will end the mismatch condition, then,
- Clear the flag bit GPIF.

A mismatch condition will continue to set flag bit GPIF. Reading GPIO will end the mismatch condition and allow flag bit GPIF to be cleared. The latch holding the last read value is not affected by a MCLR nor Brown-out Reset. After these resets, the GPIF flag will continue to be set if a mismatch is present.

Note: If a change on the I/O pin should occur when any GPIO operation is being executed, then the GPIF interrupt flag may not get set.

PIC12F683

7.0 TIMER2 MODULE

The Timer2 module is an 8-bit timer with the following features:

- 8-bit timer register (TMR2)
- 8-bit period register (PR2)
- Interrupt on TMR2 match with PR2
- Software programmable prescaler (1:1, 1:4, 1:16)
- Software programmable postscaler (1:1 to 1:16)

See Figure 7-1 for a block diagram of Timer2.

7.1 Timer2 Operation

The clock input to the Timer2 module is the system instruction clock ($F_{osc}/4$). The clock is fed into the Timer2 prescaler, which has prescale options of 1:1, 1:4 or 1:16. The output of the prescaler is then used to increment the TMR2 register.

The values of TMR2 and PR2 are constantly compared to determine when they match. TMR2 will increment from 00h until it matches the value in PR2. When a match occurs, two things happen:

- TMR2 is reset to 00h on the next increment cycle.
- The Timer2 postscaler is incremented

The match output of the Timer2/PR2 comparator is then fed into the Timer2 postscaler. The postscaler has postscale options of 1:1 to 1:16 inclusive. The output of the Timer2 postscaler is used to set the TMR2IF interrupt flag bit in the PIR1 register.

The TMR2 and PR2 registers are both fully readable and writable. On any Reset, the TMR2 register is set to 00h and the PR2 register is set to FFh.

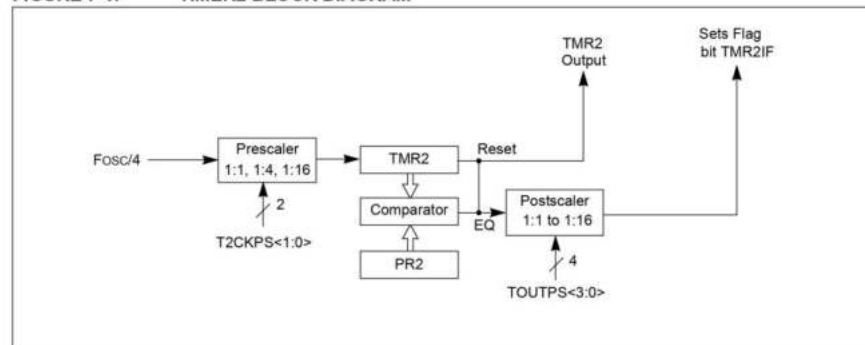
Timer2 is turned on by setting the TMR2ON bit in the T2CON register to a '1'. Timer2 is turned off by clearing the TMR2ON bit to a '0'.

The Timer2 prescaler is controlled by the T2CKPS bits in the T2CON register. The Timer2 postscaler is controlled by the TOUTPS bits in the T2CON register. The prescaler and postscaler counters are cleared when:

- A write to TMR2 occurs.
- A write to T2CON occurs.
- Any device Reset occurs (Power-on Reset, MCLR Reset, Watchdog Timer Reset, or Brown-out Reset).

Note: TMR2 is not cleared when T2CON is written.

FIGURE 7-1: TIMER2 BLOCK DIAGRAM



PIC12F683

REGISTER 7-1: T2CON: TIMER 2 CONTROL REGISTER

U-0	R/W-0	R/W-0	R/W-0	R/W-0	R/W-0	R/W-0	R/W-0
—	TOUTPS3	TOUTPS2	TOUTPS1	TOUTPS0	TMR2ON	T2CKPS1	T2CKPS0
bit 7							bit 0

Legend:

R = Readable bit W = Writable bit U = Unimplemented bit, read as '0'
 -n = Value at POR '1' = Bit is set '0' = Bit is cleared x = Bit is unknown

- bit 7 **Unimplemented:** Read as '0'
- bit 6-3 **TOUTPS<3:0>:** Timer2 Output Postscaler Select bits
 - 0000 = 1:1 Postscaler
 - 0001 = 1:2 Postscaler
 - 0010 = 1:3 Postscaler
 - 0011 = 1:4 Postscaler
 - 0100 = 1:5 Postscaler
 - 0101 = 1:6 Postscaler
 - 0110 = 1:7 Postscaler
 - 0111 = 1:8 Postscaler
 - 1000 = 1:9 Postscaler
 - 1001 = 1:10 Postscaler
 - 1010 = 1:11 Postscaler
 - 1011 = 1:12 Postscaler
 - 1100 = 1:13 Postscaler
 - 1101 = 1:14 Postscaler
 - 1110 = 1:15 Postscaler
 - 1111 = 1:16 Postscaler
- bit 2 **TMR2ON:** Timer2 On bit
 - 1 = Timer2 is on
 - 0 = Timer2 is off
- bit 1-0 **T2CKPS<1:0>:** Timer2 Clock Prescale Select bits
 - 00 = Prescaler is 1
 - 01 = Prescaler is 4
 - 1x = Prescaler is 16

TABLE 7-1: SUMMARY OF ASSOCIATED TIMER2 REGISTERS

Name	Bit 7	Bit 6	Bit 5	Bit 4	Bit 3	Bit 2	Bit 1	Bit 0	Value on POR, BOR	Value on all other Resets
INTCON	GIE	PEIE	T0IE	INTE	GPIE	T0IF	INTF	GPIF	0000 0000	0000 000x
PIE1	EEIE	ADIE	CCP1IE	—	CMIE	OSFIE	TMR2IE	TMR1IE	000- 0000	000- 0000
PIR1	EEIF	ADIF	CCP1IF	—	CMIF	OSFIF	TMR2IF	TMR1IF	000- 0000	000- 0000
PR2	Timer2 Module Period Register								1111 1111	1111 1111
TMR2	Holding Register for the 8-bit TMR2 Register								0000 0000	0000 0000
T2CON	—	TOUTPS3	TOUTPS2	TOUTPS1	TOUTPS0	TMR2ON	T2CKPS1	T2CKPS0	-000 0000	-000 0000

Legend: x = unknown, u = unchanged, - = unimplemented read as '0'. Shaded cells are not used for Timer2 module.

PIC12F683

11.0 CAPTURE/COMPARE/PWM (CCP) MODULE

The Capture/Compare/PWM module is a peripheral which allows the user to time and control different events. In Capture mode, the peripheral allows the timing of the duration of an event. The Compare mode allows the user to trigger an external event when a predetermined amount of time has expired. The PWM mode can generate a Pulse-Width Modulated signal of varying frequency and duty cycle.

The timer resources used by the module are shown in Table 11-1

Additional information on CCP modules is available in the Application Note AN594, "Using the CCP Modules" (DS00594).

TABLE 11-1: CCP MODE – TIMER RESOURCES REQUIRED

CCP Mode	Timer Resource
Capture	Timer1
Compare	Timer1
PWM	Timer2

REGISTER 11-1: CCP1CON: CCP1 CONTROL REGISTER

U-0	U-0	R/W-0	R/W-0	R/W-0	R/W-0	R/W-0	R/W-0
—	—	DC1B1	DC1B0	CCP1M3	CCP1M2	CCP1M1	CCP1M0
bit 7							bit 0

Legend:

R = Readable bit W = Writable bit U = Unimplemented bit, read as '0'
 -n = Value at POR '1' = Bit is set '0' = Bit is cleared x = Bit is unknown

- bit 7-6 **Unimplemented:** Read as '0'
- bit 5-4 **DC1B<1:0>:** PWM Duty Cycle Least Significant bits
 Capture mode:
 Unused.
 Compare mode:
 Unused.
 PWM mode:
 These bits are the two LSbs of the PWM duty cycle. The eight MSbs are found in CCPR1L.
- bit 3-0 **CCP1M<3:0>:** CCP Mode Select bits
 0000 = Capture/Compare/PWM off (resets CCP module)
 0001 = Unused (reserved)
 0010 = Unused (reserved)
 0011 = Unused (reserved)
 0100 = Capture mode, every falling edge
 0101 = Capture mode, every rising edge
 0110 = Capture mode, every 4th rising edge
 0111 = Capture mode, every 16th rising edge
 1000 = Compare mode, set output on match (CCP1IF bit is set)
 1001 = Compare mode, clear output on match (CCP1IF bit is set)
 1010 = Compare mode, generate software interrupt on match (CCP1IF bit is set, CCP1 pin is unaffected)
 1011 = Compare mode, trigger special event (CCP1IF bit is set, TMR1 is reset and A/D conversion is started if the ADC module is enabled. CCP1 pin is unaffected.)
 110x = PWM mode active-high
 111x = PWM mode active-low

PIC12F683

11.3 PWM Mode

The PWM mode generates a Pulse-Width Modulated signal on the CCP1 pin. The duty cycle, period and resolution are determined by the following registers:

- PR2
- T2CON
- CCPR1L
- CCP1CON

In Pulse-Width Modulation (PWM) mode, the CCP module produces up to a 10-bit resolution PWM output on the CCP1 pin. Since the CCP1 pin is multiplexed with the PORT data latch, the TRIS for that pin must be cleared to enable the CCP1 pin output driver.

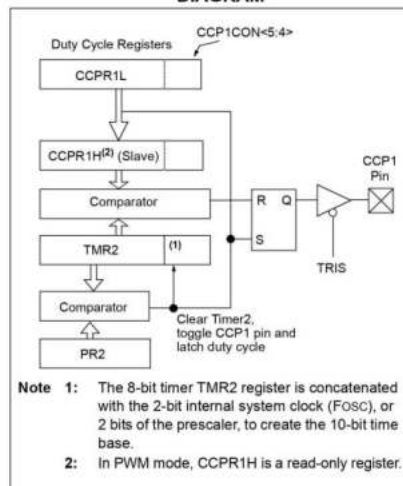
Note: Clearing the CCP1CON register will relinquish CCP1 control of the CCP1 pin.

Figure 11-1 shows a simplified block diagram of PWM operation.

Figure 11-4 shows a typical waveform of the PWM signal.

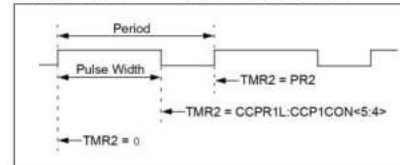
For a step-by-step procedure on how to set up the CCP module for PWM operation, see **Section 11.3.7 "Setup for PWM Operation"**.

FIGURE 11-3: SIMPLIFIED PWM BLOCK DIAGRAM



The PWM output (Figure 11-4) has a time base (period) and a time that the output stays high (duty cycle).

FIGURE 11-4: CCP PWM OUTPUT



PIC12F683

11.3.1 PWM PERIOD

The PWM period is specified by the PR2 register of Timer2. The PWM period can be calculated using the formula of Equation 11-1.

EQUATION 11-1: PWM PERIOD

$$PWM\ Period = [(PR2) + 1] \cdot 4 \cdot T_{osc} \cdot (TMR2\ Prescale\ Value)$$

When TMR2 is equal to PR2, the following three events occur on the next increment cycle:

- TMR2 is cleared
- The CCP1 pin is set. (Exception: If the PWM duty cycle = 0%, the pin will not be set.)
- The PWM duty cycle is latched from CCPR1L into CCPR1H.

Note: The Timer2 postscaler (see Section 7.0 “Timer2 Module”) is not used in the determination of the PWM frequency.

11.3.2 PWM DUTY CYCLE

The PWM duty cycle is specified by writing a 10-bit value to multiple registers: CCPR1L register and DC1B<1:0> bits of the CCP1CON register. The CCPR1L contains the eight MSBs and the CCP1<1:0> bits of the CCP1CON register contain the two LSBs. CCPR1L and DC1B<1:0> bits of the CCP1CON register can be written to at any time. The duty cycle value is not latched into CCPR1H until after the period completes (i.e., a match between PR2 and TMR2 registers occurs). While using the PWM, the CCPR1H register is read-only.

Equation 11-2 is used to calculate the PWM pulse width.

Equation 11-3 is used to calculate the PWM duty cycle ratio.

EQUATION 11-2: PULSE WIDTH

$$Pulse\ Width = (CCPR1L:CCP1CON<5:4>) \cdot T_{osc} \cdot (TMR2\ Prescale\ Value)$$

EQUATION 11-3: DUTY CYCLE RATIO

$$Duty\ Cycle\ Ratio = \frac{CCPR1L:CCP1CON<5:4>}{4(PR2 + 1)}$$

The CCPR1H register and a 2-bit internal latch are used to double buffer the PWM duty cycle. This double buffering is essential for glitchless PWM operation.

The 8-bit timer TMR2 register is concatenated with either the 2-bit internal system clock (F_{osc}), or 2 bits of the prescaler, to create the 10-bit time base. The system clock is used if the Timer2 prescaler is set to 1:1.

When the 10-bit time base matches the CCPR1H and 2-bit latch, then the CCP1 pin is cleared (see Figure 11-1).

11.3.3 PWM RESOLUTION

The resolution determines the number of available duty cycles for a given period. For example, a 10-bit resolution will result in 1024 discrete duty cycles, whereas an 8-bit resolution will result in 256 discrete duty cycles.

The maximum PWM resolution is 10 bits when PR2 is 255. The resolution is a function of the PR2 register value as shown by Equation 11-4.

EQUATION 11-4: PWM RESOLUTION

$$Resolution = \frac{\log[4(PR2 + 1)]}{\log(2)}\ bits$$

Note: If the pulse width value is greater than the period the assigned PWM pin(s) will remain unchanged.

TABLE 11-2: EXAMPLE PWM FREQUENCIES AND RESOLUTIONS (F_{osc} = 20 MHz)

PWM Frequency	1.22 kHz	4.88 kHz	19.53 kHz	78.12 kHz	156.3 kHz	208.3 kHz
Timer Prescale (1, 4, 16)	16	4	1	1	1	1
PR2 Value	0xFF	0xFF	0xFF	0x3F	0x1F	0x17
Maximum Resolution (bits)	10	10	10	8	7	6.6

TABLE 11-3: EXAMPLE PWM FREQUENCIES AND RESOLUTIONS (F_{osc} = 8 MHz)

PWM Frequency	1.22 kHz	4.90 kHz	19.61 kHz	76.92 kHz	153.85 kHz	200.0 kHz
Timer Prescale (1, 4, 16)	16	4	1	1	1	1
PR2 Value	0x65	0x65	0x65	0x19	0x0C	0x09
Maximum Resolution (bits)	8	8	8	6	5	5

PIC12F683

15.0 ELECTRICAL SPECIFICATIONS

Absolute Maximum Ratings^(†)

Ambient temperature under bias	-40° to +125°C
Storage temperature	-65°C to +150°C
Voltage on VDD with respect to VSS	-0.3V to +6.5V
Voltage on MCLR with respect to VSS	-0.3V to +13.5V
Voltage on all other pins with respect to VSS	-0.3V to (VDD + 0.3V)
Total power dissipation ^(†)	800 mW
Maximum current out of VSS pin	95 mA
Maximum current into VDD pin	95 mA
Input clamp current, I _{IK} (V _I < 0 or V _I > VDD)	± 20 mA
Output clamp current, I _{OK} (V _O < 0 or V _O > VDD)	± 20 mA
Maximum output current sunk by any I/O pin	25 mA
Maximum output current sourced by any I/O pin	25 mA
Maximum current sunk by GPIO	90 mA
Maximum current sourced GPIO	90 mA

Note 1: Power dissipation is calculated as follows: $P_{DIS} = V_{DD} \times (I_{DD} - \sum I_{OH}) + \sum ((V_{DD} - V_{OH}) \times I_{OH}) + \sum (V_{OL} \times I_{OL})$.

[†] NOTICE: Stresses above those listed under "Absolute Maximum Ratings" may cause permanent damage to the device. This is a stress rating only and functional operation of the device at those or any other conditions above those indicated in the operation listings of this specification is not implied. Exposure above maximum rating conditions for extended periods may affect device reliability.

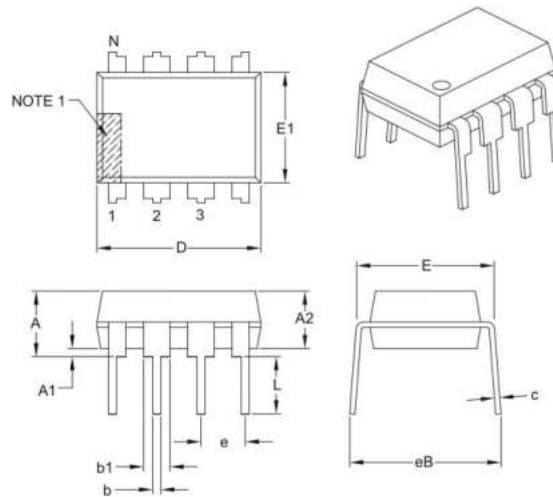
PIC12F683

17.2 Package Details

The following sections give the technical details of the packages.

8-Lead Plastic Dual In-Line (P or PA) – 300 mil Body [PDIP]

Note: For the most current package drawings, please see the Microchip Packaging Specification located at <http://www.microchip.com/packaging>



Dimension Limits	Units	INCHES		
		MIN	NOM	MAX
Number of Pins	N	8		
Pitch	e	.100 BSC		
Top to Seating Plane	A	–	–	.210
Molded Package Thickness	A2	.115	.130	.195
Base to Seating Plane	A1	.015	–	–
Shoulder to Shoulder Width	E	.290	.310	.325
Molded Package Width	E1	.240	.250	.280
Overall Length	D	.348	.365	.400
Tip to Seating Plane	L	.115	.130	.150
Lead Thickness	c	.008	.010	.015
Upper Lead Width	b1	.040	.060	.070
Lower Lead Width	b	.014	.018	.022
Overall Row Spacing §	eB	–	–	.430

Notes:

- Pin 1 visual index feature may vary, but must be located with the hatched area.
- § Significant Characteristic.
- Dimensions D and E1 do not include mold flash or protrusions. Mold flash or protrusions shall not exceed .010" per side.
- Dimensioning and tolerancing per ASME Y14.5M.

BSC: Basic Dimension, Theoretically exact value shown without tolerances.

Microchip Technology Drawing C04-018B

Fuente: (Microchip, PIC12F683 Data Sheet, 2007)



PIC16F685/687/689/690

Data Sheet

20-Pin Flash-Based, 8-Bit
CMOS Microcontrollers with
nanoWatt Technology

Note the following details of the code protection feature on Microchip devices:

- Microchip products meet the specification contained in their particular Microchip Data Sheet.
- Microchip believes that its family of products is one of the most secure families of its kind on the market today, when used in the intended manner and under normal conditions.
- There are dishonest and possibly illegal methods used to breach the code protection feature. All of these methods, to our knowledge, require using the Microchip products in a manner outside the operating specifications contained in Microchip's Data Sheets. Most likely, the person doing so is engaged in theft of intellectual property.
- Microchip is willing to work with the customer who is concerned about the integrity of their code.
- Neither Microchip nor any other semiconductor manufacturer can guarantee the security of their code. Code protection does not mean that we are guaranteeing the product as "unbreakable."

Code protection is constantly evolving. We at Microchip are committed to continuously improving the code protection features of our products. Attempts to break Microchip's code protection feature may be a violation of the Digital Millennium Copyright Act. If such acts allow unauthorized access to your software or other copyrighted work, you may have a right to sue for relief under that Act.

Information contained in this publication regarding device applications and the like is provided only for your convenience and may be superseded by updates. It is your responsibility to ensure that your application meets with your specifications. MICROCHIP MAKES NO REPRESENTATIONS OR WARRANTIES OF ANY KIND WHETHER EXPRESS OR IMPLIED, WRITTEN OR ORAL, STATUTORY OR OTHERWISE, RELATED TO THE INFORMATION, INCLUDING BUT NOT LIMITED TO ITS CONDITION, QUALITY, PERFORMANCE, MERCHANTABILITY OR FITNESS FOR PURPOSE. Microchip disclaims all liability arising from this information and its use. Use of Microchip's products as critical components in life support systems is not authorized except with express written approval by Microchip. No licenses are conveyed, implicitly or otherwise, under any Microchip intellectual property rights.

Trademarks

The Microchip name and logo, the Microchip logo, Accuron, dsPIC, KEELoC, microID, MPLAB, PIC, PICmicro, PICSTART, PRO MATE, PowerSmart, rPIC, and SmartShunt are registered trademarks of Microchip Technology Incorporated in the U.S.A. and other countries.


AmpLab, FilterLab, Migratable Memory, MXDEV, MXLAB, PICMASTER, SEEVAL, SmartSensor and The Embedded Control Solutions Company are registered trademarks of Microchip Technology Incorporated in the U.S.A.

Analog-for-the-Digital Age, Application Maestro, dsPICDEM, dsPICDEM.net, dsPICworks, ECAN, ECONOMONITOR, FanSense, FlexROM, fuzzyLAB, In-Circuit Serial Programming, ICSP, ICEPIC, MPASM, MPLIB, MPLINK, MPSIM, PICKit, PICDEM, PICDEM.net, PICLAB, PICtail, PowerCal, PowerInfo, PowerMate, PowerTool, rLAB, rPICDEM, Select Mode, Smart Serial, SmartTel, Total Endurance and WiperLock are trademarks of Microchip Technology Incorporated in the U.S.A. and other countries.

SQTP is a service mark of Microchip Technology Incorporated in the U.S.A.

All other trademarks mentioned herein are property of their respective companies.

© 2005, Microchip Technology Incorporated, Printed in the U.S.A., All Rights Reserved.

 Printed on recycled paper.

**QUALITY MANAGEMENT SYSTEM
CERTIFIED BY DNV
== ISO/TS 16949:2002 ==**

Microchip received ISO/TS-16949:2002 quality system certification for its worldwide headquarters, design and wafer fabrication facilities in Chandler and Tempe, Arizona and Mountain View, California in October 2003. The Company's quality system processes and procedures are for its PICmicro® 8-bit MCUs, KEELoC® code hopping devices, Serial EEPROMs, microperipherals, nonvolatile memory and analog products. In addition, Microchip's quality system for the design and manufacture of development systems is ISO 9001:2000 certified.



PIC16F685/687/689/690

20-Pin Flash-Based, 8-Bit CMOS Microcontrollers with nanoWatt Technology

High-Performance RISC CPU:

- Only 35 instructions to learn:
 - All single-cycle instructions except branches
- Operating speed:
 - DC – 20 MHz oscillator/clock input
 - DC – 200 ns instruction cycle
- Interrupt capability
- 8-level deep hardware stack
- Direct, Indirect and Relative Addressing modes

Special Microcontroller Features:

- Precision Internal Oscillator:
 - Factory calibrated to $\pm 1\%$
 - Software selectable frequency range of 8 MHz to 32 kHz
 - Software tunable
 - Two-Speed Start-up mode
 - Crystal fail detect for critical applications
 - Clock mode switching during operation for power savings
- Power-saving Sleep mode
- Wide operating voltage range (2.0V-5.5V)
- Industrial and Extended Temperature range
- Power-on Reset (POR)
- Power-up Timer (PWRT) and Oscillator Start-up Timer (OST)
- Brown-out Reset (BOR) with software control option
- Enhanced low-current Watchdog Timer (WDT) with on-chip oscillator (software selectable nominal 268 seconds with full prescaler) with software enable
- Multiplexed Master Clear/Input pin
- Programmable code protection
- High Endurance Flash/EEPROM cell:
 - 100,000 write Flash endurance
 - 1,000,000 write EEPROM endurance
 - Flash/Data EEPROM retention: > 40 years
- Enhanced USART Module:
 - Supports RS-485, RS-232, and LIN 2.0
 - Auto-Baud Detect
 - Auto-wake-up on Start bit

Low-Power Features:

- Standby Current:
 - 1 nA @ 2.0V, typical
- Operating Current:
 - 20 μ A @ 32 kHz, 2.0V, typical
 - <1 mA @ 4 MHz, 5.5V, typical
- Watchdog Timer Current:
 - <1 μ A @ 2.0V, typical

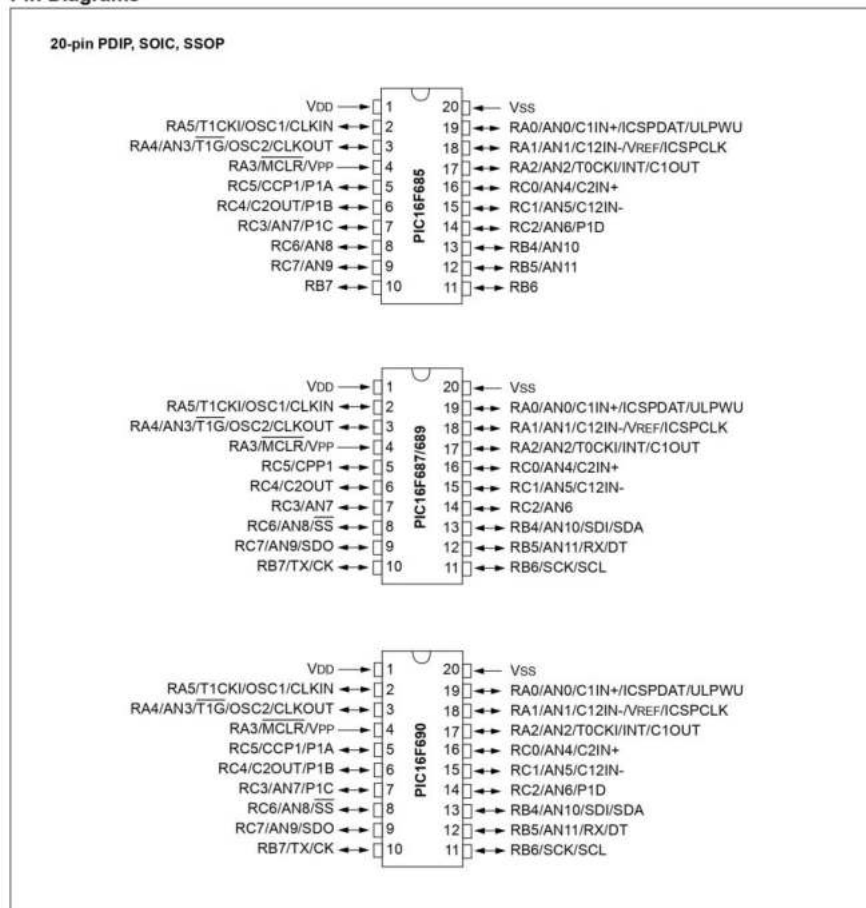
Peripheral Features:

- 17 I/O pins and 1 input only pin:
 - High current source/sink for direct LED drive
 - Interrupt-on-pin change
 - Individually programmable weak pull-ups
 - Ultra Low-Power Wake-up (ULPWU)
- Analog comparator module with:
 - Two analog comparators
 - Programmable on-chip voltage reference (CVREF) module (% of VDD)
 - Comparator inputs and outputs externally accessible
 - SR Latch mode
 - Timer 1 Gate Sync Latch
- A/D Converter:
 - 10-bit resolution and 12 channels
- Timer0: 8-bit timer/counter with 8-bit programmable prescaler
- Enhanced Timer1:
 - 16-bit timer/counter with prescaler
 - External Gate Input mode
 - Option to use OSC1 and OSC2 in LP mode as Timer1 oscillator if INTOSC mode selected
- Timer2: 8-bit timer/counter with 8-bit period register, prescaler and postscaler
- Enhanced Capture, Compare, PWM+ module:
 - 16-bit Capture, max resolution 12.5 ns
 - Compare, max resolution 200 ns
 - 10-bit PWM with 1, 2 or 4 output channels, programmable "dead time", max frequency 20 kHz
 - PWM output steering control
- Synchronous Serial Port (SSP):
 - SPI™ mode (Master and Slave)
- I²C™ (Master/Slave modes):
 - I²C™ address mask
- In-Circuit Serial Programming™ (ICSP™) via two pins

PIC16F685/687/689/690

Device	Program Memory	Data Memory		I/O	10-bit A/D (ch)	Comparators	Timers 8/16-bit	SSP	ECCP+	EUSART
	Flash (words)	SRAM (bytes)	EEPROM (bytes)							
PIC16F685	4096	256	256	18	12	2	2/1	No	Yes	No
PIC16F687	2048	128	256	18	12	2	1/1	Yes	No	Yes
PIC16F689	4096	256	256	18	12	2	1/1	Yes	No	Yes
PIC16F690	4096	256	256	18	12	2	2/1	Yes	Yes	Yes

Pin Diagrams



PIC16F685/687/689/690

Table of Contents

1.0 Device Overview	5
2.0 Memory Organization	15
3.0 Clock Sources	35
4.0 I/O Ports	47
5.0 Timer0 Module	69
6.0 Timer1 Module with Gate Control	73
7.0 Timer2 Module	77
8.0 Comparator Module	79
9.0 Analog-to-Digital Converter (A/D) Module	93
10.0 Data EEPROM and Flash Program Memory Control	105
11.0 Enhanced Capture/Compare/PWM+ (ECCP+) Module	113
12.0 Enhanced Universal Synchronous Asynchronous Receiver Transmitter (EUSART)	131
13.0 SSP Module Overview	155
14.0 Special Features of the CPU	173
15.0 Instruction Set Summary	193
16.0 Development Support	203
17.0 Electrical Specifications	209
18.0 DC and AC Characteristics Graphs and Tables	237
19.0 Packaging Information	239
Appendix A: Data Sheet Revision History	245
Appendix B: Migrating from other PICmicro® Devices	245
The Microchip Web Site	253
Customer Change Notification Service	253
Customer Support	253
Reader Response	254
Product Identification System	255

TO OUR VALUED CUSTOMERS

It is our intention to provide our valued customers with the best documentation possible to ensure successful use of your Microchip products. To this end, we will continue to improve our publications to better suit your needs. Our publications will be refined and enhanced as new volumes and updates are introduced.

If you have any questions or comments regarding this publication, please contact the Marketing Communications Department via E-mail at docerrors@microchip.com or fax the **Reader Response Form** in the back of this data sheet to (480) 792-4150. We welcome your feedback.

Most Current Data Sheet

To obtain the most up-to-date version of this data sheet, please register at our Worldwide Web site at:

<http://www.microchip.com>

You can determine the version of a data sheet by examining its literature number found on the bottom outside corner of any page. The last character of the literature number is the version number, (e.g., DS30000A is version A of document DS30000).

Errata

An errata sheet, describing minor operational differences from the data sheet and recommended workarounds, may exist for current devices. As device/documentation issues become known to us, we will publish an errata sheet. The errata will specify the revision of silicon and revision of document to which it applies.

To determine if an errata sheet exists for a particular device, please check with one of the following:

- Microchip's Worldwide Web site; <http://www.microchip.com>
- Your local Microchip sales office (see last page)

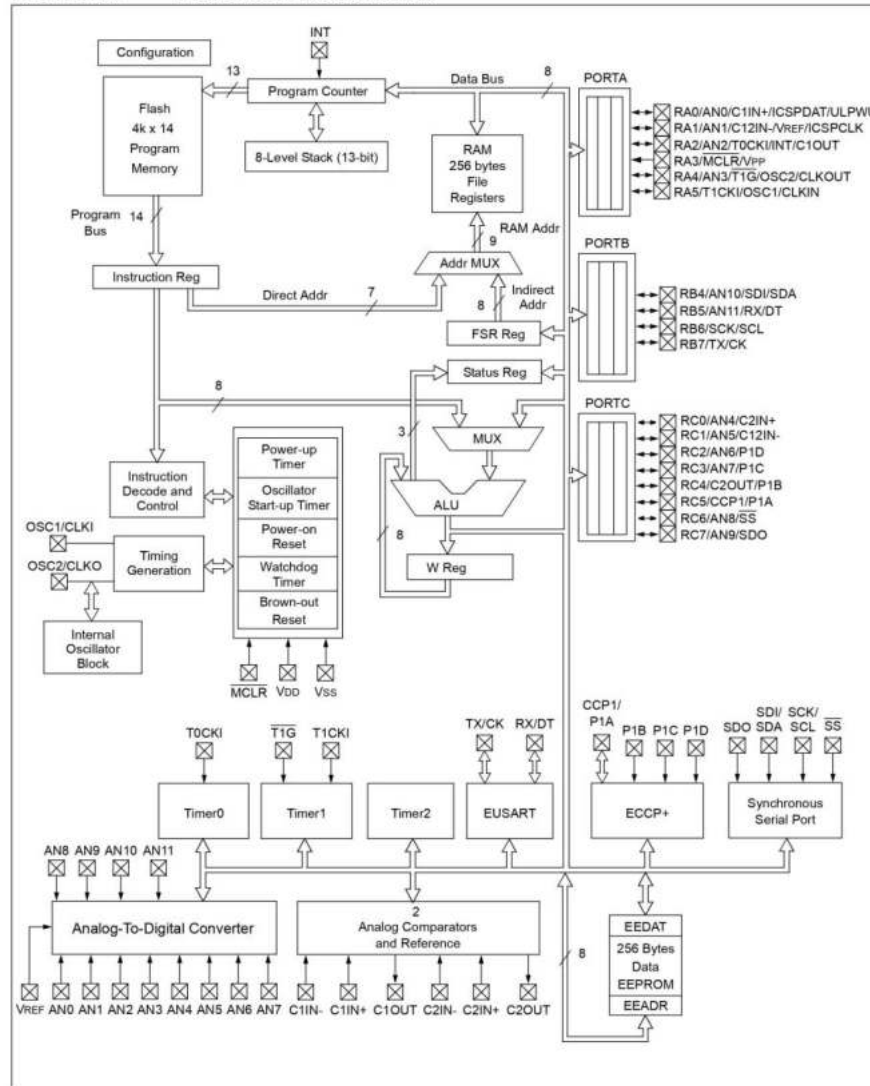
When contacting a sales office, please specify which device, revision of silicon and data sheet (include literature number) you are using.

Customer Notification System

Register on our web site at www.microchip.com to receive the most current information on all of our products.

PIC16F685/687/689/690

FIGURE 1-3: PIC16F690 BLOCK DIAGRAM



PIC16F685/687/689/690

TABLE 1-3: PINOUT DESCRIPTION – PIC16F690

Name	Function	Input Type	Output Type	Description
RA0/AN0/C1IN+/ICSPDAT/ ULPWU	RA0	TTL	—	General purpose I/O. Individually controlled interrupt-on-change. Individually enabled pull-up.
	AN0	AN	—	A/D Channel 0 input.
	C1IN+	AN	—	Comparator 1 positive input.
	ICSPDAT	TTL	CMOS	ICSP Data I/O.
	ULPWU	AN	—	Ultra Low-Power Wake-up input.
RA1/AN1/C12IN-/VREF/ICSPCLK	RA1	TTL	CMOS	General purpose I/O. Individually controlled interrupt-on-change. Individually enabled pull-up.
	AN1	AN	—	A/D Channel 1 input.
	C12IN-	AN	—	Comparator 1 or 2 negative input.
	VREF	AN	—	External Voltage Reference for A/D.
	ICSPCLK	ST	—	ICSP™ clock.
RA2/AN2/T0CKI/INT/C1OUT	RA2	ST	CMOS	General purpose I/O. Individually controlled interrupt-on-change. Individually enabled pull-up.
	AN2	AN	—	A/D Channel 2 input.
	T0CKI	ST	—	Timer0 clock input.
	INT	ST	—	External Interrupt.
	C1OUT	—	CMOS	Comparator 1 output.
RA3/MCLR/VPP	RA3	TTL	—	General purpose input. Individually controlled interrupt-on-change.
	MCLR	ST	—	Master Clear with internal pull-up.
	VPP	HV	—	Programming voltage.
RA4/AN3/T1G/OSC2/CLKOUT	RA4	TTL	CMOS	General purpose I/O. Individually controlled interrupt-on-change. Individually enabled pull-up.
	AN3	AN	—	A/D Channel 3 input.
	T1G	ST	—	Timer1 gate input.
	OSC2	—	XTAL	Crystal/Resonator.
	CLKOUT	—	CMOS	Fosc/4 output.
RA5/T1CKI/OSC1/CLKIN	RA5	TTL	CMOS	General purpose I/O. Individually controlled interrupt-on-change. Individually enabled pull-up.
	T1CKI	ST	—	Timer1 clock input.
	OSC1	XTAL	—	Crystal/Resonator.
	CLKIN	ST	—	External clock input/RC oscillator connection.
RB4/AN10/SDI/SDA	RB4	TTL	CMOS	General purpose I/O. Individually controlled interrupt-on-change. Individually enabled pull-up.
	AN10	AN	—	A/D Channel 10 input.
	SDI	ST	—	SPI data input.
RB5/AN11/RX/DT	RB5	TTL	CMOS	General purpose I/O. Individually controlled interrupt-on-change. Individually enabled pull-up.
	AN11	AN	—	A/D Channel 11 input.
	RX	ST	—	EUSART asynchronous input.
	DT	ST	CMOS	EUSART synchronous data.

Legend: AN = Analog input or output
TTL = TTL compatible input
HV = High Voltage
CMOS = CMOS compatible input or output
ST = Schmitt Trigger input with CMOS levels
XTAL = Crystal
OD = Open Drain

PIC16F685/687/689/690

TABLE 1-3: PINOUT DESCRIPTION – PIC16F690 (CONTINUED)

Name	Function	Input Type	Output Type	Description
RB6/SCK/SCL	RB6	TTL	CMOS	General purpose I/O. Individually controlled interrupt-on-change. Individually enabled pull-up.
	SCK	ST	CMOS	SPI™ clock.
	SCL	ST	OD	I ² C™ clock.
RB7/TX/CK	RB7	TTL	CMOS	General purpose I/O. Individually controlled interrupt-on-change. Individually enabled pull-up.
	TX	—	CMOS	EUSART asynchronous output.
	CK	ST	CMOS	EUSART synchronous clock.
RC0/AN4/C2IN+	RC0	ST	CMOS	General purpose I/O.
	AN4	AN	—	A/D Channel 4 input.
	C2IN+	AN	—	Comparator 2 positive input.
RC1/AN5/C12IN-	RC1	ST	CMOS	General purpose I/O.
	AN5	AN	—	A/D Channel 5 input.
	C12IN-	AN	—	Comparator 1 or 2 negative input.
RC2/AN6/P1D	RC2	ST	CMOS	General purpose I/O.
	AN6	AN	—	A/D Channel 6 input.
	P1D	—	CMOS	PWM output.
RC3/AN7/P1C	RC3	ST	CMOS	General purpose I/O.
	AN7	AN	—	A/D Channel 7 input.
	P1C	—	CMOS	PWM output.
RC4/C2OUT/P1B	RC4	ST	CMOS	General purpose I/O.
	C2OUT	—	CMOS	Comparator 2 output.
	P1B	—	CMOS	PWM output.
RC5/CCP1/P1A	RC5	ST	CMOS	General purpose I/O.
	CCP1	ST	CMOS	Capture/Compare input.
	P1A	ST	CMOS	PWM output.
RC6/AN8/SS	RC6	ST	CMOS	General purpose I/O.
	AN8	AN	—	A/D Channel 8 input.
	SS	ST	—	Slave Select input.
RC7/AN9/SDO	RC7	ST	CMOS	General purpose I/O.
	AN9	AN	—	A/D Channel 9 input.
	SDO	—	CMOS	SPI data output.
Vss	Vss	Power	—	Ground reference.
VDD	VDD	Power	—	Positive supply.

Legend: AN = Analog input or output CMOS = CMOS compatible input or output OD = Open Drain
TTL = TTL compatible input ST = Schmitt Trigger input with CMOS levels
HV = High Voltage XTAL = Crystal

PIC16F685/687/689/690

2.0 MEMORY ORGANIZATION

2.1 Program Memory Organization

The PIC16F685/687/689/690 has a 13-bit program counter capable of addressing an 8k x 14 program memory space. Only the first 2k x 14 (0000h-07FFh) for the PIC16F687 is physically implemented and first 4k x 14 (0000h-0FFFh) for the PIC16F685/PIC16F689/PIC16F690. Accessing a location above these boundaries will cause a wrap around. The Reset vector is at 0000h and the interrupt vector is at 0004h (see Figures 2-1 and 2-2).

FIGURE 2-1: PROGRAM MEMORY MAP AND STACK FOR THE PIC16F685/689/690

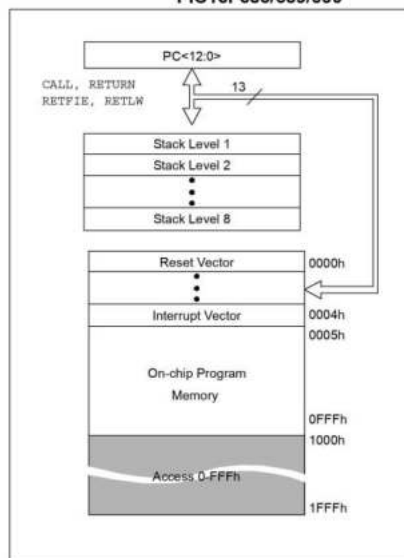
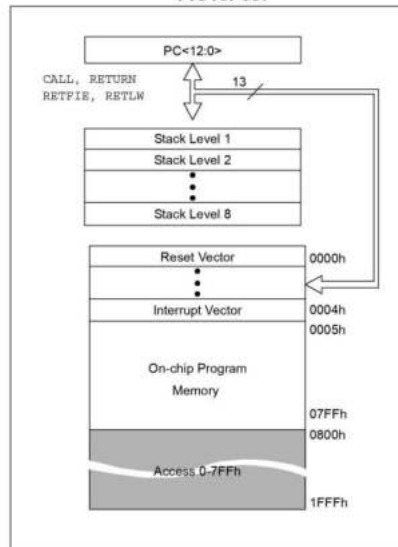


FIGURE 2-2: PROGRAM MEMORY MAP AND STACK FOR THE PIC16F687



PIC16F685/687/689/690

2.2.2.1 Status Register

The Status register, shown in Register 2-1, contains:

- the arithmetic status of the ALU
- the Reset status
- the bank select bits for data memory (GPR and SFR)

The Status register can be the destination for any instruction, like any other register. If the Status register is the destination for an instruction that affects the Z, DC or C bits, then the write to these three bits is disabled. These bits are set or cleared according to the device logic. Furthermore, the \overline{TO} and \overline{PD} bits are not

writable. Therefore, the result of an instruction with the Status register as destination may be different than intended.

For example, `CLRF STATUS`, will clear the upper three bits and set the Z bit. This leaves the Status register as '000u u1uu' (where u = unchanged).

It is recommended, therefore, that only `BCF`, `BSF`, `SWAPF` and `MOVWF` instructions are used to alter the Status register, because these instructions do not affect any Status bits. For other instructions not affecting any Status bits, see the "Instruction Set Summary."

Note 1: The C and DC bits operate as a Borrow and Digit Borrow out bit, respectively, in subtraction. See the `SUBLW` and `SUBWF` instructions for examples.

REGISTER 2-1: STATUS – STATUS REGISTER (ADDRESS: 03h, 83h, 103h OR 183h)

R/W-0	R/W-0	R/W-0	R-1	R-1	R/W-x	R/W-x	R/W-x
IRP	RP1	RP0	\overline{TO}	\overline{PD}	Z	DC ⁽¹⁾	C ⁽¹⁾
			bit 7		bit 0		

bit 7 **IRP:** Register Bank Select bit (used for indirect addressing)

1 = Bank 2, 3 (100h-1FFh)

0 = Bank 0, 1 (00h-FFh)

bit 6-5 **RP<1:0>:** Register Bank Select bits (used for direct addressing)

00 = Bank 0 (00h-7Fh)

01 = Bank 1 (80h-FFh)

10 = Bank 2 (100h-17Fh)

11 = Bank 3 (180h-1FFh)

bit 4 **\overline{TO} :** Time-out bit

1 = After power-up, `CLRWDT` instruction or `SLEEP` instruction

0 = A WDT time-out occurred

bit 3 **\overline{PD} :** Power-down bit

1 = After power-up or by the `CLRWDT` instruction

0 = By execution of the `SLEEP` instruction

bit 2 **Z:** Zero bit

1 = The result of an arithmetic or logic operation is zero

0 = The result of an arithmetic or logic operation is not zero

bit 1 **DC:** Digit Carry/Borrow bit (`ADDWF`, `ADDLW`, `SUBLW`, `SUBWF` instructions)⁽¹⁾

1 = A carry-out from the 4th low-order bit of the result occurred

0 = No carry-out from the 4th low-order bit of the result

bit 0 **C:** Carry/Borrow bit (`ADDWF`, `ADDLW`, `SUBLW`, `SUBWF` instructions)⁽¹⁾

1 = A carry-out from the Most Significant bit of the result occurred

0 = No carry-out from the Most Significant bit of the result occurred

Note 1: For Borrow, the polarity is reversed. A subtraction is executed by adding the two's complement of the second operand. For rotate (`RRF`, `RLF`) instructions, this bit is loaded with either the high or low-order bit of the source register.

Legend:

R = Readable bit

W = Writable bit

U = Unimplemented bit, read as '0'

- n = Value at POR

'1' = Bit is set

'0' = Bit is cleared

x = Bit is unknown

PIC16F685/687/689/690

2.2.2.4 PIE1 Register

The PIE1 register contains the interrupt enable bits, as shown in Register 2-4.

Note: Bit PEIE (INTCON<6>) must be set to enable any peripheral interrupt.

REGISTER 2-4: PIE1 – PERIPHERAL INTERRUPT ENABLE REGISTER 1 (ADDRESS: 8Ch)

U-0	R/W-0	R/W-0	R/W-0	R/W-0	R/W-0	R/W-0	R/W-0
—	ADIE	RCIE ⁽²⁾	TXIE ⁽²⁾	SSPIE ⁽²⁾	CCP1IE ⁽¹⁾	TMR2IE ⁽¹⁾	TMR1IE
bit 7							bit 0

- bit 7 **Unimplemented:** Read as '0'
- bit 6 **ADIE:** A/D Converter Interrupt Enable bit
1 = Enabled
0 = Disabled
- bit 5 **RCIE:** EUSART Receive Interrupt Enable bit⁽²⁾
1 = Enabled
0 = Disabled
- bit 4 **TXIE:** EUSART Transmit Interrupt Enable bit⁽²⁾
1 = Enabled
0 = Disabled
- bit 3 **SSPIE:** Synchronous Serial Port (SSP) Interrupt Enable bit⁽²⁾
1 = Enabled
0 = Disabled
- bit 2 **CCP1IE:** CCP1 Interrupt Enable bit⁽¹⁾
1 = Enabled
0 = Disabled
- bit 1 **TMR2IE:** TMR2 to PR2 Match Interrupt Enable bit⁽¹⁾
1 = Enabled
0 = Disabled
- bit 0 **TMR1IE:** TMR1 Overflow Interrupt Enable bit
1 = Enabled
0 = Disabled

Note 1: PIC16F685/PIC16F690 only.

2: PIC16F687/PIC16F689/PIC16F690 only.

Legend:

R = Readable bit W = Writable bit U = Unimplemented bit, read as '0'
- n = Value at POR '1' = Bit is set '0' = Bit is cleared x = Bit is unknown

PIC16F685/687/689/690

2.2.2.6 PIR1 Register

The PIR1 register contains the interrupt flag bits, as shown in Register 2-6.

Note: Interrupt flag bits are set when an interrupt condition occurs, regardless of the state of its corresponding enable bit or the global enable bit, GIE (INTCON<7>). User software should ensure the appropriate interrupt flag bits are clear prior to enabling an interrupt.

REGISTER 2-6: PIR1 – PERIPHERAL INTERRUPT REQUEST REGISTER 1 (ADDRESS: 0Ch)

U-0	R/W-0	R-0	R-0	R/W-0	R/W-0	R/W-0	R/W-0
—	ADIF	RCIF ⁽¹⁾	TXIF ⁽¹⁾	SSPIF ⁽¹⁾	CCP1IF ⁽²⁾	TMR2IF ⁽²⁾	TMR1IF
bit 7							bit 0

- bit 7 **Unimplemented:** Read as '0'
- bit 6 **ADIF:** A/D Converter Interrupt Flag bit
1 = The A/D conversion completed (must be cleared in software)
0 = The A/D conversion is not complete
- bit 5 **RCIF:** EUSART Receive Interrupt Flag bit⁽¹⁾
1 = The EUSART receive buffer is full (cleared by reading RCREG)
0 = The EUSART receive buffer is not full
- bit 4 **TXIF:** EUSART Transmit Interrupt Flag bit⁽¹⁾
1 = The EUSART transmit buffer is empty (cleared by writing to TXREG)
0 = The EUSART transmit buffer is full
- bit 3 **SSPIF:** Synchronous Serial Port (SSP) Interrupt Flag bit⁽¹⁾
1 = The Transmission/Reception is complete (must be cleared in software)
0 = Waiting to Transmit/Receive
- bit 2 **CCP1IF:** CCP1 Interrupt Flag bit⁽²⁾
Capture mode
1 = A TMR1 register capture occurred (must be cleared in software)
0 = No TMR1 register capture occurred
Compare mode
1 = A TMR1 register compare match occurred (must be cleared in software)
0 = No TMR1 register compare match occurred
PWM mode
Unused in this mode
- bit 1 **TMR2IF:** TMR2 to PR2 Interrupt Flag bit⁽²⁾
1 = A TMR2 to PR2 match occurred (must be cleared in software)
0 = No TMR2 to PR2 match occurred
- bit 0 **TMR1IF:** TMR1 Overflow Interrupt Flag bit
1 = The TMR1 register overflowed (must be cleared in software)
0 = The TMR1 register did not overflow

Note 1: PIC16F687/PIC16F689/PIC16F690 only.

2: PIC16F685/PIC16F690 only.

Legend:

R = Readable bit W = Writable bit U = Unimplemented bit, read as '0'
- n = Value at POR '1' = Bit is set '0' = Bit is cleared x = Bit is unknown

PIC16F685/687/689/690

12.0 ENHANCED UNIVERSAL SYNCHRONOUS ASYNCHRONOUS RECEIVER TRANSMITTER (EUSART)

The Enhanced Universal Synchronous Asynchronous Receiver Transmitter (EUSART) module is the serial I/O module available for PIC16F685/687/689/690. (EUSART is also known as a Serial Communications Interface or SCI). The EUSART can be configured in full-duplex Asynchronous mode that can communicate with peripheral devices, such as CRT terminals and personal computers, or it can also be configured as a half-duplex Synchronous mode, which can communicate with peripheral devices, such as A/D or D/A integrated circuits, serial EEPROMs, etc.

The EUSART module implements additional features including automatic baud rate detection and calibration, automatic wake-up on Break reception and 13-bit Break character transmit. These features make the EUSART ideally suited for use in Local Interconnect Network (LIN) bus systems.

The EUSART can be configured in the following modes:

- Asynchronous (full-duplex) with:
 - Auto-wake-up on Break
 - Auto-baud calibration
 - 13-bit Break character transmission
- Synchronous – Master (half-duplex) with selectable clock polarity
- Synchronous – Slave (half-duplex) with selectable clock polarity

In order to configure pins RB6/SCK/SCL and RB7/TX/CK as the Universal Synchronous Asynchronous Receiver Transmitter:

- SPEN (RCSTA<7>) bit must be set (= 1),
- TRISB<6> bit must be set (= 1), and
- TRISB<7> bit must be set (= 1).

Note: The EUSART control will automatically reconfigure the I/O pin from input to output as needed.

The operation of the EUSART module is controlled through three registers:

- Transmit Status and Control (TXSTA)
- Receive Status and Control (RCSTA)
- Baud Rate Control (BAUDCTL)
- Baud Rate registers (SPBRGH:SPBRG)

See Registers 12-1, 12-2 and 12-3 for more detail.

12.1 Clock Accuracy With Asynchronous Operation

The factory calibrates the internal oscillator block output (INTOSC) for 8 MHz. However, this frequency may drift as VDD or temperature changes, and this directly affects the asynchronous baud rate generator. Two methods may be used to adjust the baud rate clock, but both require a reference clock source of some kind.

The first (preferred) method uses the OSCUNE register to adjust the INTOSC output back to 8 MHz. Adjusting the value in the OSCUNE register allows for fine resolution changes to the system clock source (see Section 3.4 "Internal Clock Modes" for more information).

The other method adjusts the value in the baud rate generator. There may not be fine enough resolution when adjusting the Baud Rate Generator to compensate for a gradual change in the peripheral clock frequency.

PIC16F685/687/689/690

REGISTER 12-1: TXSTA – TRANSMIT STATUS AND CONTROL REGISTER⁽¹⁾ (ADDRESS: 98h)

R/W-0	R/W-0	R/W-0	R/W-0	R/W-0	R/W-0	R-1	R/W-0
CSRC	TX9	TXEN	SYNC	SENB	BRGH	TRMT	TX9D
bit 7						bit 0	

- bit 7 **CSRC:** Clock Source Select bit
Asynchronous mode:
 Don't care
Synchronous mode:
 1 = Master mode (clock generated internally from BRG)
 0 = Slave mode (clock from external source)
- bit 6 **TX9:** 9-bit Transmit Enable bit
 1 = Selects 9-bit transmission
 0 = Selects 8-bit transmission
- bit 5 **TXEN:** Transmit Enable bit
 1 = Transmit enabled
 0 = Transmit disabled
Note: SREN/CREN overrides TXEN in Sync mode.
- bit 4 **SYNC:** EUSART Mode Select bit
 1 = Synchronous mode
 0 = Asynchronous mode
- bit 3 **SENB:** Send Break Character bit
Asynchronous mode:
 1 = Send Sync Break on next transmission (cleared by hardware upon completion)
 0 = Sync Break transmission completed
Synchronous mode:
 Don't care
- bit 2 **BRGH:** High Baud Rate Select bit
Asynchronous mode:
 1 = High speed
 0 = Low speed
Synchronous mode:
 Unused in this mode
- bit 1 **TRMT:** Transmit Shift Register Status bit
 1 = TSR empty
 0 = TSR full
- bit 0 **TX9D:** 9th bit of Transmit Data
 Can be address/data bit or a parity bit.

Note 1: PIC16F687/PIC16F689/PIC16F690 only.

Legend:			
R = Readable bit	W = Writable bit	U = Unimplemented bit, read as '0'	
- n = Value at POR	'1' = Bit is set	'0' = Bit is cleared	x = Bit is unknown

PIC16F685/687/689/690

REGISTER 12-2: RCSTA – RECEIVE STATUS AND CONTROL REGISTER⁽¹⁾ (ADDRESS: 18h)

R/W-0	R/W-0	R/W-0	R/W-0	R/W-0	R-0	R-0	R-x
SPEN	RX9	SREN	CREN	ADDEN	FERR	OERR	RX9D
bit 7				bit 0			

- bit 7 **SPEN:** Serial Port Enable bit
1 = Serial port enabled
0 = Serial port disabled (holds module in Reset)
- bit 6 **RX9:** 9-bit Receive Enable bit
1 = Selects 9-bit reception
0 = Selects 8-bit reception
- bit 5 **SREN:** Single Receive Enable bit
Asynchronous mode:
Don't care
Synchronous mode – Master:
1 = Enables single receive
0 = Disables single receive
This bit is cleared after reception is complete.
Synchronous mode – Slave:
Don't care
- bit 4 **CREN:** Continuous Receive Enable bit
Asynchronous mode:
1 = Enables receiver
0 = Disables receiver
Synchronous mode:
1 = Enables continuous receive until enable bit CREN is cleared (CREN overrides SREN)
0 = Disables continuous receive
- bit 3 **ADDEN:** Address Detect Enable bit
Asynchronous mode 9-bit (RX9 = 1):
1 = Enables address detection, enable interrupt and load the receive buffer when RSR<8> is set
0 = Disables address detection, all bytes are received and ninth bit can be used as parity bit
Asynchronous mode 8-bit (RX9 = 0):
Don't care
- bit 2 **FERR:** Framing Error bit
1 = Framing error (can be updated by reading RCREG register and receive next valid byte)
0 = No framing error
- bit 1 **OERR:** Overrun Error bit
1 = Overrun error (can be cleared by clearing bit CREN)
0 = No overrun error
- bit 0 **RX9D:** 9th bit of Received Data
This can be address/data bit or a parity bit and must be calculated by user firmware.

Note 1: PIC16F687/PIC16F689/PIC16F690 only.

Legend:

R = Readable bit	W = Writable bit	U = Unimplemented bit, read as '0'
- n = Value at POR	'1' = Bit is set	'0' = Bit is cleared x = Bit is unknown

PIC16F685/687/689/690

REGISTER 12-3: BAUDCTL – BAUD RATE CONTROL REGISTER⁽¹⁾ (ADDRESS: 9Bh)

R-0	R-1	U-0	R/W-0	R/W-0	U-0	R/W-0	R/W-0	
ABDOVF	RCIDL	—	SCKP	BRG16	—	WUE	ABDEN	
bit 7								bit 0

- bit 7 **ABDOVF**: Auto-Baud Detect Overflow bit
Asynchronous mode:
 1 = Auto-baud timer overflowed
 0 = Auto-baud timer did not overflow
Synchronous mode:
 Don't care
- bit 6 **RCIDL**: Receive IDLE Flag bit
Asynchronous mode:
 1 = Receiver is IDLE
 0 = Start bit has been received and the receiver is receiving
Synchronous mode:
 Don't care
- bit 5 **Unimplemented**: Read as '0'
- bit 4 **SCKP**: Synchronous Clock Polarity Select bit
Asynchronous mode:
 1 = Transmit inverted data to the RB7/TX/CK pin
 0 = Transmit non-inverted data to the RB7/TX/CK pin
Synchronous mode:
 1 = Data is clocked on rising edge of the clock
 0 = Data is clocked on falling edge of the clock
- bit 3 **BRG16**: 16-bit Baud Rate Generator bit
 1 = 16-bit baud rate generator is used
 0 = 8-bit baud rate generator is used
- bit 2 **Unimplemented**: Read as '0'
- bit 1 **WUE**: Wake-up Enable bit
 1 = Next falling RX/DT edge will set RCIF and wake-up device if it is asleep (automatically cleared on next rising edge after falling edge)
 0 = RX/DT edges do not generate interrupts
- bit 0 **ABDEN**: Auto-Baud Detect Enable bit
Asynchronous mode:
 1 = Auto-Baud mode is enabled (clears when auto-baud is complete)
 0 = Auto-Baud mode is disabled
Synchronous mode:
 Don't care

Note 1: PIC16F687/PIC16F689/PIC16F690 only.

Legend:

R = Readable bit	W = Writable bit	U = Unimplemented bit, read as '0'
- n = Value at POR	'1' = Bit is set	'0' = Bit is cleared x = Bit is unknown

PIC16F685/687/689/690

12.2 EUSART Baud Rate Generator (BRG)

The BRG is a dedicated 8-bit or 16-bit generator that supports both the Asynchronous and Synchronous modes of the EUSART. By default, the BRG operates in 8-bit mode; setting the BRG16 bit (BAUDCTL<3>) selects 16-bit mode.

The SPBRGH:SPBRG register pair controls the period of a free running timer. In Asynchronous mode, bits BRGH (TXSTA<2>) and BRG16 also control the baud rate. In Synchronous mode, bit BRGH is ignored. Table 12-1 shows the formula for computation of the baud rate for different EUSART modes, which only apply in Synchronous Master mode (internally generated clock).

Given the desired baud rate and Fosc, the nearest integer value for the SPBRGH:SPBRG registers can be calculated using the formulas in Table 12-1. From this, the error in baud rate can be determined. An example calculation is shown in Example 12-1. Typical baud rates and error values for the various asynchronous modes are shown in Table 12-2. It may be advantageous to use the high baud rate (BRGH = 1), or the 16-bit BRG to reduce the baud rate error, or achieve a slow baud rate for a fast oscillator frequency.

Writing a new value to the SPBRGH:SPBRG registers causes the BRG timer to be reset (or cleared). This ensures the BRG does not wait for a timer overflow before outputting the new baud rate.

If the system clock is changed during an active receive operation, a receive error or data loss may result. To avoid this problem, check the status of the RCIDL bit and make sure that the receive operation is IDLE before changing the system clock.

12.2.1 SAMPLING

The data on the RB5/AN11/RX/DT pin is sampled three times by a majority detect circuit to determine if a high or a low level is present at the RX pin.

EXAMPLE 12-1: CALCULATING BAUD RATE ERROR

For a device with Fosc of 16 MHz, desired baud rate of 9600, Asynchronous mode, 8-bit BRG:

$$\text{Desired Baud Rate} = \frac{F_{osc}}{64([\text{SPBRGH}:\text{SPBRG}] + 1)}$$

Solving for SPBRGH:SPBRG:

$$X = \frac{F_{osc}}{\text{Desired Baud Rate} \cdot 64} - 1$$

$$\begin{aligned} &= \frac{16000000}{9600 \cdot 64} - 1 \\ &= [25.042] - 1 \\ &= 24 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} \text{Calculated Baud Rate} &= \frac{16000000}{64(25 + 1)} \\ &= 9615 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} \text{Error} &= \frac{\text{Calc. Baud Rate} - \text{Desired Baud Rate}}{\text{Desired Baud Rate}} \\ &= \frac{9615 - 9600}{9600} = 0.16\% \end{aligned}$$

Note: When BRGH = 1 and BRG16 = 1 then SPBRGH:SPBRG values ≤ 4 are invalid.

TABLE 12-1: BAUD RATE FORMULAS

Configuration Bits			BRG/EUSART Mode	Baud Rate Formula
SYNC	BRG16	BRGH		
0	0	0	8-bit/Asynchronous	Fosc/[64 (n+1)]
0	0	1	8-bit/Asynchronous	Fosc/[16 (n+1)]
0	1	0	16-bit/Asynchronous	Fosc/[4 (n+1)]
0	1	1	16-bit/Asynchronous	
1	0	x	8-bit/Synchronous Master	Fosc/[4 (n+1)]
1	1	x	16-bit/Synchronous Master	

Legend: x = Don't care, n = value of SPBRGH:SPBRG register pair

PIC16F685/687/689/690

TABLE 12-2: REGISTERS ASSOCIATED WITH BAUD RATE GENERATOR⁽¹⁾

Addr	Name	Bit 7	Bit 6	Bit 5	Bit 4	Bit 3	Bit 2	Bit 1	Bit 0	Value on: POR, BOR	Value on all other Resets
18h	RCSTA	SPEN	RX9	SREN	CREN	ADDEN	FERR	OCERR	RX9D	0000 000x	0000 000x
98h	TXSTA	CSRC	TX9	TXEN	SYNC	SENB	BRGH	TRMT	TX9D	0000 0010	0000 0010
99h	SPBRG	BRG7	BRG6	BRG5	BRG4	BRG3	BRG2	BRG1	BRG0	0000 0000	0000 0000
9Ah	SPBRGH	BRG15	BRG14	BRG13	BRG12	BRG11	BRG10	BRG9	BRG8	0000 0000	0000 0000
9Bh	BAUDCTL	ABDOVF	RCIDL	—	SCKP	BRG16	—	WUE	ABDEN	01-0 0-00	01-0 0-00

Legend: x = unknown, u = unchanged, - = unimplemented locations read as '0'. Shaded cells are not used by oscillators.

Note 1: PIC16F687/PIC16F689/PIC16F690 only.

PIC16F685/687/689/690

TABLE 12-3: BAUD RATES FOR ASYNCHRONOUS MODES

BAUD RATE (K)	SYNC = 0, BRGH = 0, BRG16 = 0								
	Fosc = 20.000 MHz			Fosc = 10.000 MHz			Fosc = 8.000 MHz		
	Actual Rate (K)	% Error	SPBRG value (decimal)	Actual Rate (K)	% Error	SPBRG value (decimal)	Actual Rate (K)	% Error	SPBRG value (decimal)
0.3	—	—	—	—	—	—	—	—	—
1.2	1.221	1.73	255	1.202	0.16	129	1201	-0.16	103
2.4	2.404	0.16	129	2.404	0.16	64	2403	-0.16	51
9.6	9.766	1.73	31	9.766	1.73	15	9615	-0.16	12
19.2	19.531	1.73	15	19.531	1.73	7	—	—	—
57.6	62.500	8.51	4	52.083	-9.58	2	—	—	—
115.2	104.167	-9.58	2	78.125	-32.18	1	—	—	—

BAUD RATE (K)	SYNC = 0, BRGH = 0, BRG16 = 0								
	Fosc = 4.000 MHz			Fosc = 2.000 MHz			Fosc = 1.000 MHz		
	Actual Rate (K)	% Error	SPBRG value (decimal)	Actual Rate (K)	% Error	SPBRG value (decimal)	Actual Rate (K)	% Error	SPBRG value (decimal)
0.3	0.300	0.16	207	300	-0.16	103	300	-0.16	51
1.2	1.202	0.16	51	1201	-0.16	25	1201	-0.16	12
2.4	2.404	0.16	25	2403	-0.16	12	—	—	—
9.6	8.929	-6.99	6	—	—	—	—	—	—
19.2	20.833	8.51	2	—	—	—	—	—	—
57.6	62.500	8.51	0	—	—	—	—	—	—
115.2	62.500	-45.75	0	—	—	—	—	—	—

BAUD RATE (K)	SYNC = 0, BRGH = 1, BRG16 = 0								
	Fosc = 20.000 MHz			Fosc = 10.000 MHz			Fosc = 8.000 MHz		
	Actual Rate (K)	% Error	SPBRG value (decimal)	Actual Rate (K)	% Error	SPBRG value (decimal)	Actual Rate (K)	% Error	SPBRG value (decimal)
2.4	—	—	—	2.441	1.73	255	2403	-0.16	207
9.6	9.615	0.16	129	9.615	0.16	64	9615	-0.16	51
19.2	19.231	0.16	64	19.531	1.73	31	19230	-0.16	25
57.6	56.818	-1.36	21	56.818	-1.36	10	55555	3.55	8
115.2	113.636	-1.36	10	125.000	8.51	4	—	—	—

BAUD RATE (K)	SYNC = 0, BRGH = 1, BRG16 = 0								
	Fosc = 4.000 MHz			Fosc = 2.000 MHz			Fosc = 1.000 MHz		
	Actual Rate (K)	% Error	SPBRG value (decimal)	Actual Rate (K)	% Error	SPBRG value (decimal)	Actual Rate (K)	% Error	SPBRG value (decimal)
0.3	—	—	—	—	—	—	300	-0.16	207
1.2	1.202	0.16	207	1201	-0.16	103	1201	-0.16	51
2.4	2.404	0.16	103	2403	-0.16	51	2403	-0.16	25
9.6	9.615	0.16	25	9615	-0.16	12	—	—	—
19.2	19.231	0.16	12	—	—	—	—	—	—
57.6	62.500	8.51	3	—	—	—	—	—	—
115.2	125.000	8.51	1	—	—	—	—	—	—

PIC16F685/687/689/690

TABLE 12-3: BAUD RATES FOR ASYNCHRONOUS MODES (CONTINUED)

BAUD RATE (K)	SYNC = 0, BRGH = 0, BRG16 = 1								
	Fosc = 20.000 MHz			Fosc = 10.000 MHz			Fosc = 8.000 MHz		
	Actual Rate (K)	% Error	SPBRG value (decimal)	Actual Rate (K)	% Error	SPBRG value (decimal)	Actual Rate (K)	% Error	SPBRG value (decimal)
0.3	0.300	0.02	4165	0.300	0.02	2082	300	-0.04	1665
1.2	1.200	-0.03	1041	1.200	-0.03	520	1201	-0.16	415
2.4	2.399	-0.03	520	2.404	0.16	259	2403	-0.16	207
9.6	9.615	0.16	129	9.615	0.16	64	9615	-0.16	51
19.2	19.231	0.16	64	19.531	1.73	31	19230	-0.16	25
57.6	56.818	-1.36	21	56.818	-1.36	10	55555	3.55	8
115.2	113.636	-1.36	10	125.000	8.51	4	—	—	—

BAUD RATE (K)	SYNC = 0, BRGH = 0, BRG16 = 1								
	Fosc = 4.000 MHz			Fosc = 2.000 MHz			Fosc = 1.000 MHz		
	Actual Rate (K)	% Error	SPBRG value (decimal)	Actual Rate (K)	% Error	SPBRG value (decimal)	Actual Rate (K)	% Error	SPBRG value (decimal)
0.3	0.300	0.04	832	300	-0.16	415	300	-0.16	207
1.2	1.202	0.16	207	1201	-0.16	103	1201	-0.16	51
2.4	2.404	0.16	103	2403	-0.16	51	2403	-0.16	25
9.6	9.615	0.16	25	9615	-0.16	12	—	—	—
19.2	19.231	0.16	12	—	—	—	—	—	—
57.6	62.500	8.51	3	—	—	—	—	—	—
115.2	125.000	8.51	1	—	—	—	—	—	—

BAUD RATE (K)	SYNC = 0, BRGH = 1, BRG16 = 1 or SYNC = 1, BRG16 = 1								
	Fosc = 20.000 MHz			Fosc = 10.000 MHz			Fosc = 8.000 MHz		
	Actual Rate (K)	% Error	SPBRG value (decimal)	Actual Rate (K)	% Error	SPBRG value (decimal)	Actual Rate (K)	% Error	SPBRG value (decimal)
0.3	0.300	0.00	16665	0.300	0.00	8332	300	-0.01	6665
1.2	1.200	0.02	4165	1.200	0.02	2082	1200	-0.04	1665
2.4	2.400	0.02	2082	2.402	0.06	1040	2400	-0.04	832
9.6	9.596	-0.03	520	9.615	0.16	259	9615	-0.16	207
19.2	19.231	0.16	259	19.231	0.16	129	19230	-0.16	103
57.6	57.471	-0.22	86	58.140	0.94	42	57142	0.79	34
115.2	116.279	0.94	42	113.636	-1.36	21	117647	-2.12	16

BAUD RATE (K)	SYNC = 0, BRGH = 1, BRG16 = 1 or SYNC = 1, BRG16 = 1								
	Fosc = 4.000 MHz			Fosc = 2.000 MHz			Fosc = 1.000 MHz		
	Actual Rate (K)	% Error	SPBRG value (decimal)	Actual Rate (K)	% Error	SPBRG value (decimal)	Actual Rate (K)	% Error	SPBRG value (decimal)
0.3	0.300	0.01	3332	300	-0.04	1665	300	-0.04	832
1.2	1.200	0.04	832	1201	-0.16	415	1201	-0.16	207
2.4	2.404	0.16	415	2403	-0.16	207	2403	-0.16	103
9.6	9.615	0.16	103	9615	-0.16	51	9615	-0.16	25
19.2	19.231	0.16	51	19230	-0.16	25	19230	-0.16	12
57.6	58.824	2.12	16	55555	3.55	8	—	—	—
115.2	111.111	-3.55	8	—	—	—	—	—	—

PIC16F685/687/689/690

12.3 EUSART Asynchronous Mode

The Asynchronous mode of operation is selected by clearing the SYNC bit (TXSTA<4>). In this mode, the EUSART uses standard non-return-to-zero (NRZ) format (one Start bit, eight or nine data bits and one Stop bit). The most common data format is 8 bits. An on-chip dedicated 8-bit/16-bit baud rate generator can be used to derive standard baud rate frequencies from the oscillator.

The EUSART transmits and receives the LSb first. The EUSART's transmitter and receiver are functionally independent, but use the same data format and baud rate. The baud rate generator produces a clock, either $\times 16$ or $\times 64$ of the bit shift rate, depending on the BRGH and BRG16 bits (TXSTA<2> and BAUDCTL<3>). Parity is not supported by the hardware, but can be implemented in software and stored as the 9th data bit.

Asynchronous mode is available in all times. It is available in Sleep mode only when auto-wake-up on Sync Break is enabled. The baud rate generator values may need to be adjusted if the clocks are changed.

When operating in Asynchronous mode, the EUSART module consists of the following important elements:

- Baud Rate Generator
- Sampling Circuit
- Asynchronous Transmitter
- Asynchronous Receiver
- Auto-wake-up on Sync Break Character
- 13-bit Break Character Transmit
- Auto-Baud Detection

12.3.1 EUSART ASYNCHRONOUS TRANSMITTER

The EUSART transmitter block diagram is shown in Figure 12-2. The heart of the transmitter is the Transmit (serial) Shift Register (TSR). The shift register obtains its data from the read/write transmit buffer, TXREG. The TXREG register is loaded with data in software. The TSR register is not loaded until the Stop bit has been transmitted from the previous load. As soon as the Stop bit is transmitted, the TSR is loaded with new data from the TXREG register (if available).

Once the TXREG register transfers the data to the TSR register (occurs in one T_{CY}), the TXREG register is empty and flag bit TXIF (PIR1<4>) is set. This interrupt can be enabled/disabled by setting/clearing enable bit TXIE (PIE1<4>). Flag bit TXIF will be set, regardless of the state of enable bit TXIE and cannot be cleared in software. Flag bit TXIF is not cleared immediately upon loading the transmit buffer register TXREG. TXIF becomes valid in the second instruction cycle following the load instruction. Polling TXIF immediately following a load of TXREG will return invalid results.

While flag bit TXIF indicates the status of the TXREG register, another bit, TRMT (TXSTA<1>), shows the status of the TSR register. Status bit TRMT is a read-only bit, which is set when the TSR register is empty. No interrupt logic is tied to this bit, so the user has to poll this bit in order to determine if the TSR register is empty.

Note 1: The TSR register is not mapped in data memory, so it is not available to the user.

2: Flag bit TXIF is set when enable bit TXEN is set.

To set up an Asynchronous Transmission:

1. Initialize the SPBRGH:SPBRG registers for the appropriate baud rate. Set or clear the BRGH and BRG16 bits, as required, to achieve the desired baud rate.
2. Enable the asynchronous serial port by clearing bit SYNC and setting bit SPEN.
3. If interrupts are desired, set enable bit TXIE.
4. If 9-bit transmission is desired, set transmit bit TX9. Can be used as address/data bit.
5. Enable the transmission by setting bit TXEN, which will also set bit TXIF.
6. If 9-bit transmission is selected, the ninth bit should be loaded in bit TX9D.
7. Load data to the TXREG register (starts transmission).

If using interrupts, ensure that the GIE and PEIE bits in the INTCON register (INTCON<7:6>) are set.

PIC16F685/687/689/690

FIGURE 12-2: EUSART TRANSMIT BLOCK DIAGRAM

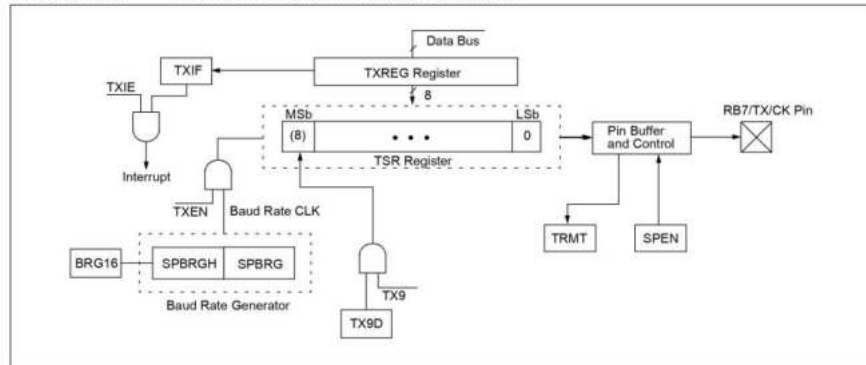


FIGURE 12-3: ASYNCHRONOUS TRANSMISSION

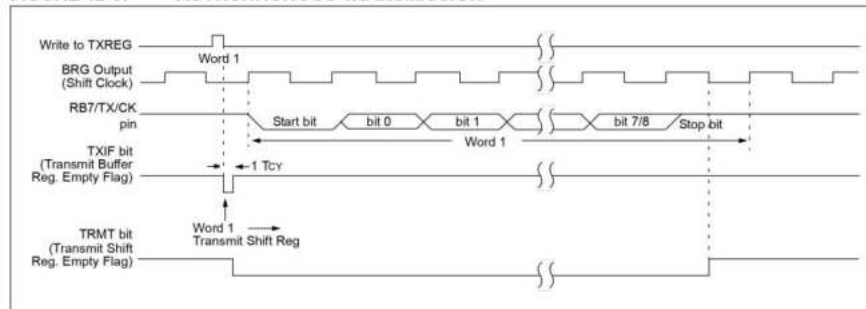
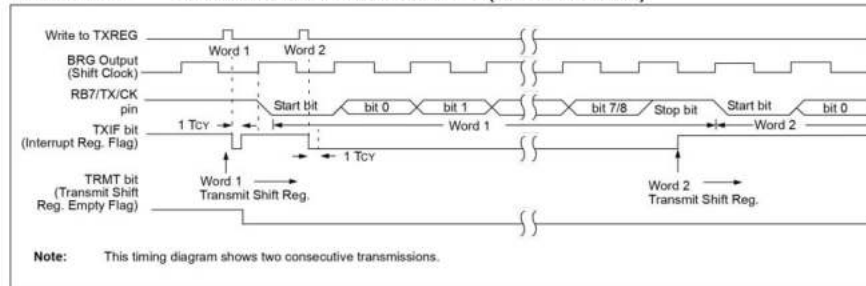


FIGURE 12-4: ASYNCHRONOUS TRANSMISSION (BACK-TO-BACK)



PIC16F685/687/689/690

12.3.2 EUSART ASYNCHRONOUS RECEIVER

The receiver block diagram is shown in Figure 12-5. The data is received on the RB5/AN11/RX/DT pin and drives the data recovery block. The data recovery block is actually a high-speed shifter operating at 16 times the baud rate, whereas the main receive serial shifter operates at the bit rate or at Fosc. This mode would typically be used in RS-232 systems.

To set up an Asynchronous Reception:

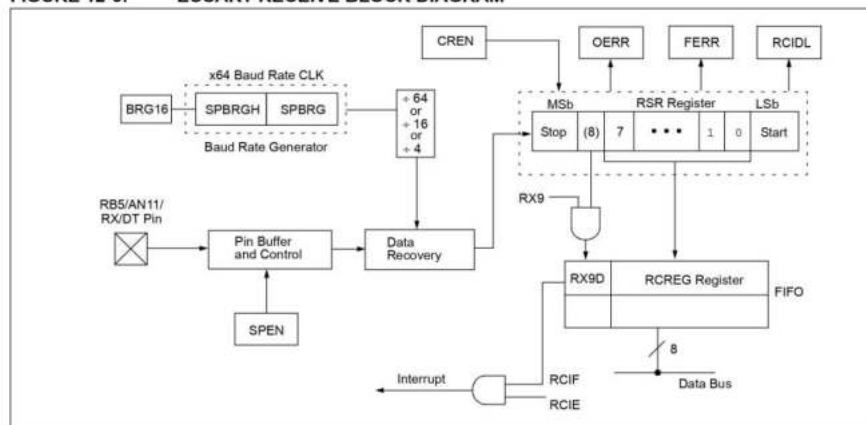
1. Initialize the SPBRGH:SPBRG registers for the appropriate baud rate. Set or clear the BRGH and BRG16 bits, as required, to achieve the desired baud rate.
2. Enable the asynchronous serial port by clearing bit SYNC and setting bit SPEN.
3. If interrupts are desired, set enable bit RCIE.
4. If 9-bit reception is desired, set bit RX9.
5. Enable the reception by setting bit CREN.
6. Flag bit RCIF will be set when reception is complete and an interrupt will be generated if enable bit RCIE was set.
7. Read the RCSTA register to get the 9th bit (if enabled) and determine if any error occurred during reception.
8. Read the 8-bit received data by reading the RCREG register.
9. If any error occurred, clear the error by clearing enable bit CREN.
10. If using interrupts, ensure that the GIE and PEIE bits in the INTCON register (INTCON<7:6>) are set.

12.3.3 SETTING UP 9-BIT MODE WITH ADDRESS DETECT

This mode would typically be used in RS-485 systems. To set up an Asynchronous Reception with Address Detect Enable:

1. Initialize the SPBRGH:SPBRG registers for the appropriate baud rate. Set or clear the BRGH and BRG16 bits, as required, to achieve the desired baud rate.
2. Enable the asynchronous serial port by clearing the SYNC bit and setting the SPEN bit.
3. If interrupts are required, set the RCEN bit and select the desired priority level with the RCIP bit.
4. Set the RX9 bit to enable 9-bit reception.
5. Set the ADDEN bit to enable address detect.
6. Enable reception by setting the CREN bit.
7. The RCIF bit will be set when reception is complete. The interrupt will be acknowledged if the RCIE and GIE bits are set.
8. Read the RCSTA register to determine if any error occurred during reception, as well as read bit 9 of data (if applicable).
9. Read RCREG to determine if the device is being addressed.
10. If any error occurred, clear the CREN bit.
11. If the device has been addressed, clear the ADDEN bit to allow all received data into the receive buffer and interrupt the CPU.

FIGURE 12-5: EUSART RECEIVE BLOCK DIAGRAM



PIC16F685/687/689/690

FIGURE 12-6: ASYNCHRONOUS RECEPTION

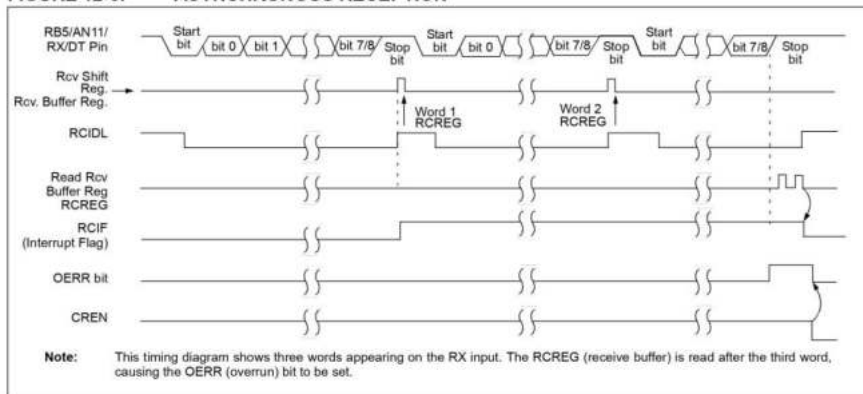


TABLE 12-6: REGISTERS ASSOCIATED WITH ASYNCHRONOUS RECEPTION⁽¹⁾

Addr	Name	Bit 7	Bit 6	Bit 5	Bit 4	Bit 3	Bit 2	Bit 1	Bit 0	Value on POR, BOR	Value on all other Resets
0Ch	PIR1	—	ADIF	RCIF	TXIF	SSPIF	CCP1IF	TMR2IF	TMR1IF	-000 0000	-000 0000
18h	RCSTA	SPEN	RX9	SREN	CREN	ADDEN	FERR	OERR	RX9D	0000 000X	0000 000X
19h	TXREG	EUSART Transmit Data Register								0000 0000	0000 0000
1Ah	RCREG	EUSART Receive Data Register								0000 0000	0000 0000
86h	TRISB	TRISB7	TRISB6	TRISB5	TRISB4	—	—	—	—	1111 ----	1111 ----
8Ch	PIE1	—	ADIE	RCIE	TXIE	SSPIE	CCPIE	TMR2IE	TMR1IE	-000 0000	-000 0000
98h	TXSTA	CSRC	TX9	TXEN	SYNC	SENB	BRGH	TRMT	TX9D	0000 0010	0000 0010
99h	SPBRG	BRG7	BRG6	BRG5	BRG4	BRG3	BRG2	BRG1	BRG0	0000 0000	0000 0000
9Ah	SPBRGH	BRG15	BRG14	BRG13	BRG12	BRG11	BRG10	BRG9	BRG8	0000 0000	0000 0000
9Bh	BAUDCTL	ABDOVF	RCIDL	—	SCKP	BRG16	—	WUE	ABDEN	01-0 0-00	01-0 0-00

Legend: x = unknown, - = unimplemented locations read as '0'. Shaded cells are not used for Asynchronous Reception.

Note 1: PIC16F687/PIC16F689/PIC16F690 only.

PIC16F685/687/689/690

17.0 ELECTRICAL SPECIFICATIONS

Absolute Maximum Ratings^(†)

Ambient temperature under bias.....	-40° to +125°C
Storage temperature	-65°C to +150°C
Voltage on VDD with respect to VSS	-0.3V to +6.5V
Voltage on MCLR with respect to VSS	-0.3V to +13.5V
Voltage on all other pins with respect to VSS	-0.3V to (VDD + 0.3V)
Total power dissipation ⁽¹⁾	800 mW
Maximum current out of VSS pin	300 mA
Maximum current into VDD pin	250 mA
Input clamp current, I _{IK} (V _I < 0 or V _I > VDD).....	± 20 mA
Output clamp current, I _{OK} (V _O < 0 or V _O > VDD).....	± 20 mA
Maximum output current sunk by any I/O pin.....	25 mA
Maximum output current sourced by any I/O pin	25 mA
Maximum current sunk by PORTA, PORTB and PORTC (combined).....	200 mA
Maximum current sourced PORTA, PORTB and PORTC (combined).....	200 mA

Note 1: Power dissipation is calculated as follows: $P_{DIS} = V_{DD} \times (I_{DD} - \sum I_{OH}) + \sum \{(V_{DD} - V_{OH}) \times I_{OH}\} + \sum (V_{OL} \times I_{OL})$.

† NOTICE: Stresses above those listed under "Absolute Maximum Ratings" may cause permanent damage to the device. This is a stress rating only and functional operation of the device at those or any other conditions above those indicated in the operation listings of this specification is not implied. Exposure to maximum rating conditions for extended periods may affect device reliability.

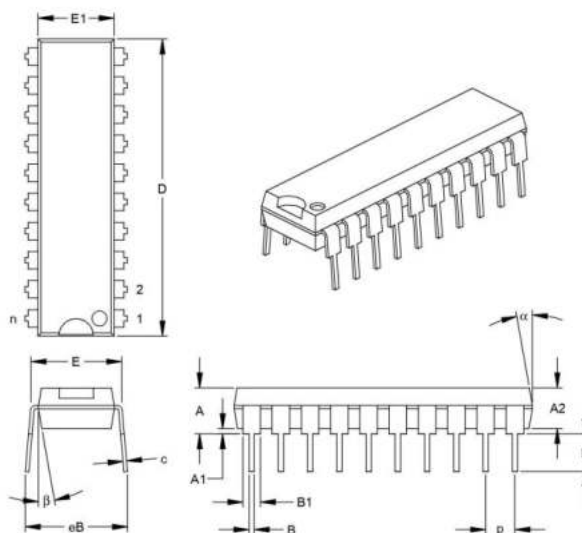
Note: Voltage spikes below VSS at the MCLR pin, inducing currents greater than 80 mA, may cause latch-up. Thus, a series resistor of 50-100 Ω should be used when applying a "low" level to the MCLR pin, rather than pulling this pin directly to VSS.

PIC16F685/687/689/690

19.2 Package Details

The following sections give the technical details of the packages.

20-Lead Plastic Dual In-line (P) – 300 mil Body (PDIP)



Dimension Limits	Units	INCHES*			MILLIMETERS		
		MIN	NOM	MAX	MIN	NOM	MAX
Number of Pins	n	20			20		
Pitch	p	.100			2.54		
Top to Seating Plane	A	.140	.155	.170	3.56	3.94	4.32
Molded Package Thickness	A2	.115	.130	.145	2.92	3.30	3.68
Base to Seating Plane	A1	.015			0.38		
Shoulder to Shoulder Width	E	.295	.310	.325	7.49	7.87	8.26
Molded Package Width	E1	.240	.250	.260	6.10	6.35	6.60
Overall Length	D	1.025	1.033	1.040	26.04	26.24	26.42
Tip to Seating Plane	L	.120	.130	.140	3.05	3.30	3.56
Lead Thickness	c	.008	.012	.015	0.20	0.29	0.38
Upper Lead Width	B1	.055	.060	.065	1.40	1.52	1.65
Lower Lead Width	B	.014	.018	.022	0.36	0.46	0.56
Overall Row Spacing	§ eB	.310	.370	.430	7.87	9.40	10.92
Mold Draft Angle Top	α	5	10	15	5	10	15
Mold Draft Angle Bottom	β	5	10	15	5	10	15

* Controlling Parameter

§ Significant Characteristic

Notes:

Dimensions D and E1 do not include mold flash or protrusions. Mold flash or protrusions shall not exceed

.010" (0.254mm) per side.

JEDEC Equivalent: MS-001

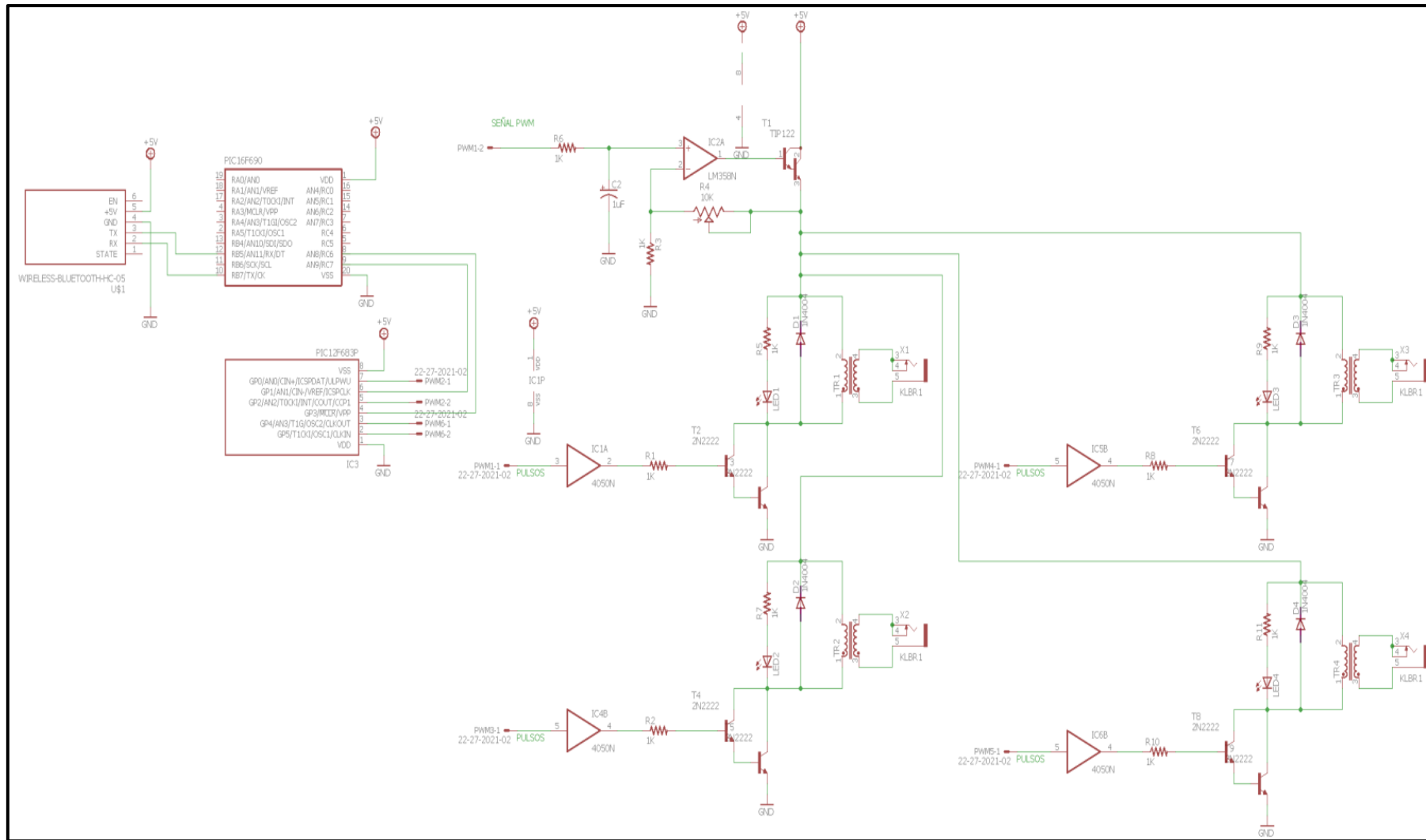
Drawing No. C04-019

Fuente: (Microchip, PIC16F690 Data Sheet, 2006)

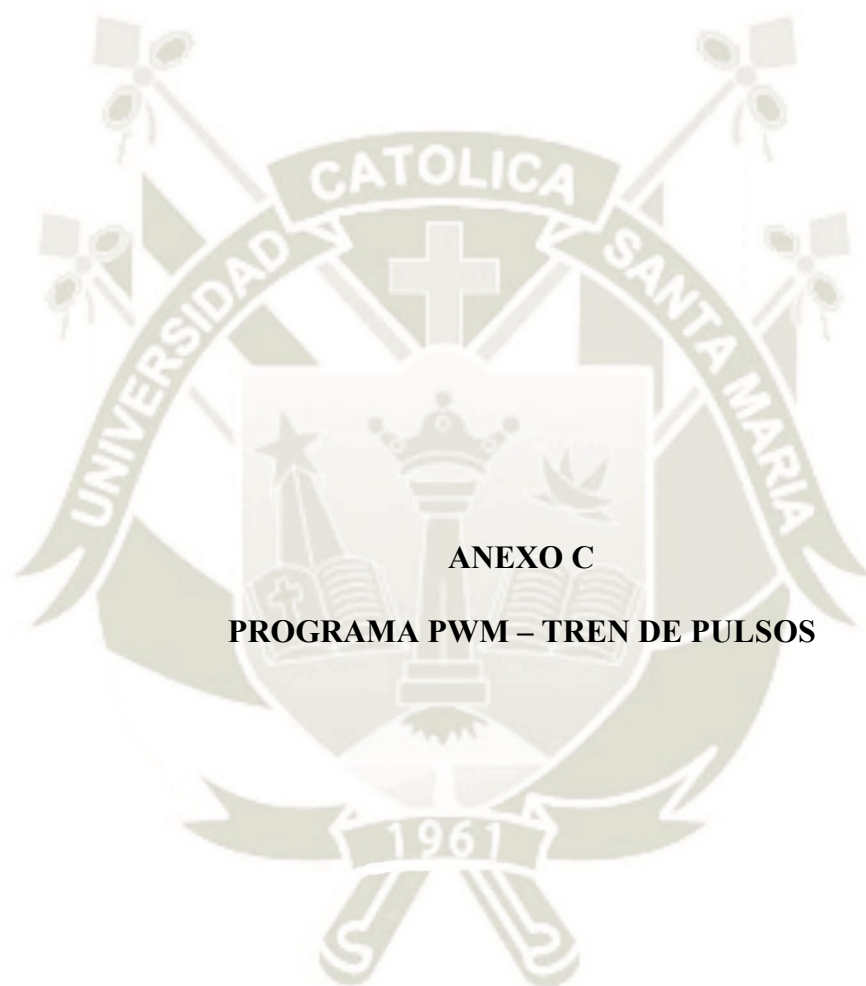


ANEXO B

CIRCUITO ESQUEMÁTICO EQUIPO ELECTRO ESTIMULADOR



Fuente: Propia



ANEXO C

PROGRAMA PWM – TREN DE PULSOS

```

-----ELECTRO ESTIMULADOR-----
;
; PWM – Tren de pulsos
;
-----

list                p=12F683
#include             <P12f683.inc>

errorlevel -302 ; suppress message 302

-----
;
;
; Configuración de Fusibles del PIC
;
; _CONFIG _FCMEN_OFF & _IESO_OFF & _CP_OFF & _CPD_OFF & _BOD_OFF &
; _MCLR_OFF & _WDT_OFF & _PWRTE_ON & _INTRC_OSC_NOCLKOUT
;
;
; Descripción de
; Pines del Microcontrolador
;
-----
;# Pin Port Descripción
;07      GPIO,0
;06      GPIO,1
;05      GPIO,2
;04      GPIO,3
;03      GPIO,4
;02      GPIO,5
;01      VDD +5
;08      VSS GND
;
;
; DEFENICION DEL REGISTRO DE PROGRAMAS
;
;#define RECEPCIÓN      GPIO,0
;#define ENVIO          GPIO,1
;
;#define PWM            GPIO,2
;#define PULSOS         GPIO,4
;
;-----FLAG PARA SWITCH-----
;#define UpFlag         0x25,0
;#define DownFlag       0x25,1
;
;
; OTROS REGISTROS LIBRES
;
;
; Delay1 equ 0x20 ; Contador para Retardo 1
; Delay2 equ 0x21 ; Contador para Retardo 2
; Delay3 equ 0x22 ; Contador para Retardo 3
; Delay4 equ 0x28 ; Contador para Retardo 4
; Delay5 equ 0x27 ; Contador para Retardo 5
; Delay6 equ 0x26 ; Contador para Retardo 6
; Count equ 0x23 ;
; Count1 equ 0x24
; Count2 equ 0x29
; Count3 equ 0x2A
; Count4 equ 0x30
; Count5 equ 0x31
; Count6 equ 0x32

```



```

MOVWF    MOVLW    b'00000111'
          Count6

          CLRF    Count    ; Asignar 0 a Count
          CLRF    Count1   ; Asignar 0 a Count1
;
          CLRF    CCPRIL
          CLRF    GPIO     ; Asignar 0 a los puertos de A
    
```

HOME

```

BSF      PULSOS
CALL    RET50HZ
BCF      PULSOS
CALL    RET50HZ
GOTO    HOME
    
```

; RETARDOS TRENES DE PULSOS

RET3HZ

```

MOVLW    D'12'
MOVWF    Delay3
MOVLW    D'38'
MOVWF    Delay2
MOVLW    D'242'
MOVWF    Delay1
DECFSZ   Delay1
GOTO    $-1
DECFSZ   Delay2
GOTO    $-5
DECFSZ   Delay3
GOTO    $-9
RETURN
    
```

RET7HZ

```

MOVLW    D'12'
MOVWF    Delay3
MOVLW    D'36'
MOVWF    Delay2
MOVLW    D'109'
MOVWF    Delay1
DECFSZ   Delay1
GOTO    $-1
DECFSZ   Delay2
GOTO    $-5
DECFSZ   Delay3
GOTO    $-9
RETURN
    
```

RET10HZ

```

MOVLW    D'13'
MOVWF    Delay3
MOVLW    D'28'
MOVWF    Delay2
MOVLW    D'90'
MOVWF    Delay1
    
```

```
DECFSZ      Delay1
GOTO  $-1
DECFSZ      Delay2
GOTO  $-5
DECFSZ      Delay3
GOTO  $-9
RETURN
```

RET33HZ

```
MOVLW      D'13'
MOVWF      Delay3
MOVLW      D'51'
MOVWF      Delay2
MOVLW      D'14'
MOVWF      Delay1
DECFSZ      Delay1
GOTO  $-1
DECFSZ      Delay2
GOTO  $-5
DECFSZ      Delay3
GOTO  $-9
RETURN
```

RET50HZ

```
MOVLW      D'58'
MOVWF      Delay3
MOVLW      D'10'
MOVWF      Delay2
MOVLW      D'10'
MOVWF      Delay1
DECFSZ      Delay1
GOTO  $-1
DECFSZ      Delay2
GOTO  $-5
DECFSZ      Delay3
GOTO  $-9
RETURN
```

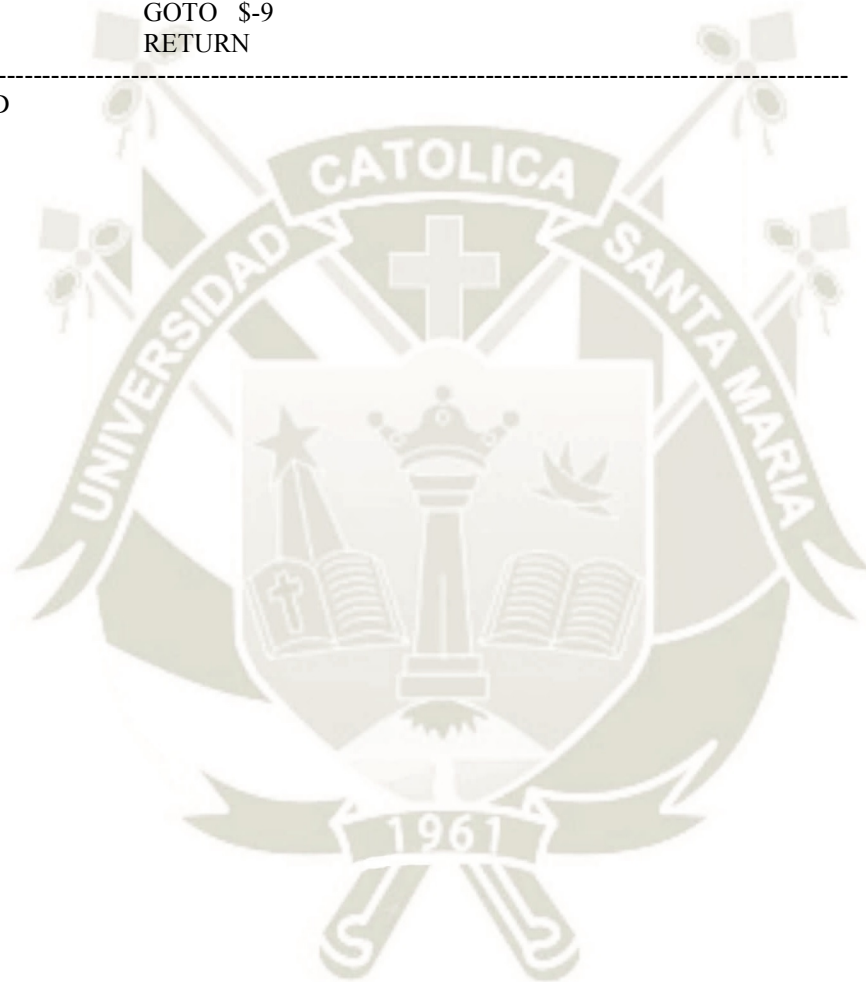
RET75HZ

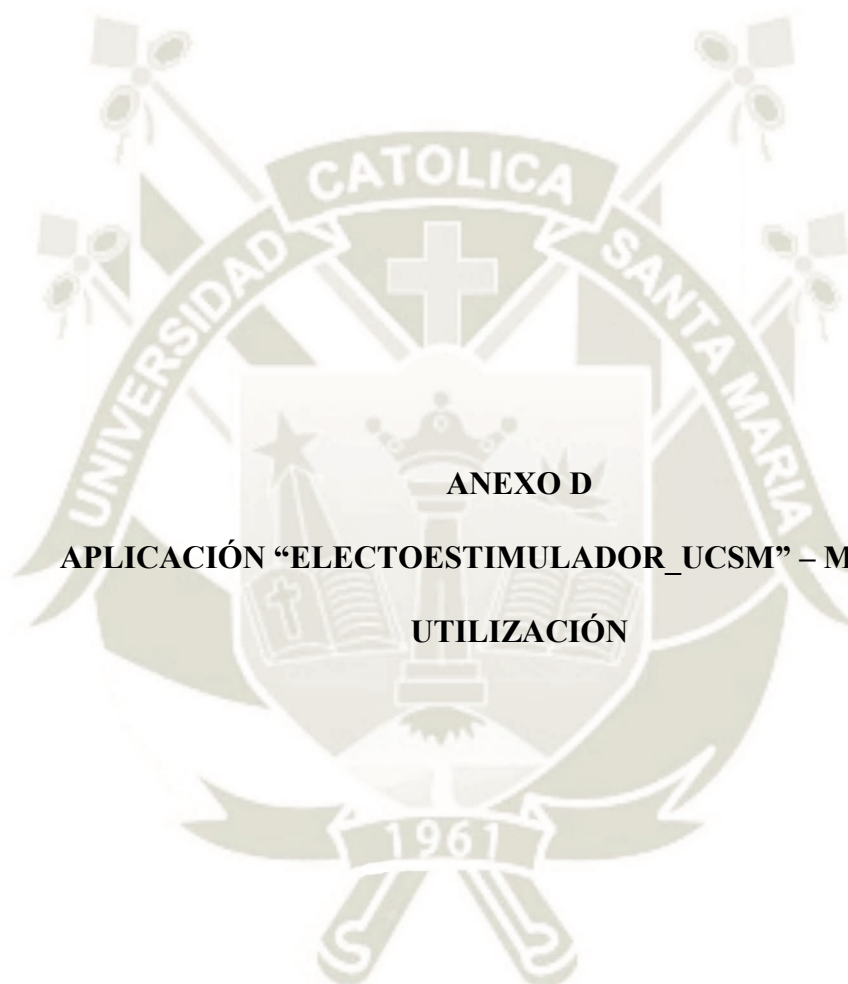
```
MOVLW      D'76'
MOVWF      Delay3
MOVLW      D'5'
MOVWF      Delay2
MOVLW      D'10'
MOVWF      Delay1
DECFSZ      Delay1
GOTO  $-1
DECFSZ      Delay2
GOTO  $-5
DECFSZ      Delay3
GOTO  $-9
RETURN
```

RET120HZ

```
MOVLW    D'113'  
MOVWF    Delay3  
MOVLW    D'7'  
MOVWF    Delay2  
MOVLW    D'2'  
MOVWF    Delay1  
DECFSZ   Delay1  
GOTO     $-1  
DECFSZ   Delay2  
GOTO     $-5  
DECFSZ   Delay3  
GOTO     $-9  
RETURN
```

;
END





ANEXO D

**APLICACIÓN “ELECTOESTIMULADOR_UCSM” – MODO DE
UTILIZACIÓN**

APLICACIÓN “ELECTROESTIMULADOR_UCSM”

En el desarrollo de la aplicación debemos tener en cuenta cuán amigable tiene que llegar a ser con el usuario que controlará el equipo, es decir, la visualización de las pantallas de trabajo tiene que mostrarse de manera entendible y de fácil uso para el usuario.

En las siguientes figuras mostraremos la forma de uso de dicha aplicación que fue elaborada para dicho proyecto (hay que recordar que dicha aplicación es para dispositivos móviles con sistema operativo Android)

PANTALLA DE INICIO



Figura Anexo 1 "Pantalla de inicio"

Al momento de iniciar la aplicación tenemos dicha pantalla con tres botones, estos botones contienen el texto de “Conexión Bluetooth”, “Registrar Paciente” y “EMS”, el primer botón se refiere netamente a establecer una conexión con el equipo electro estimulador, el segundo a registrar los datos del paciente y la sesión, mientras que el tercero nos da la configuración de los parámetros del equipo.

PANTALLA CONEXIÓN

Cuando hacemos clic en el botón “Conexión Bluetooth” ocurre lo siguiente:

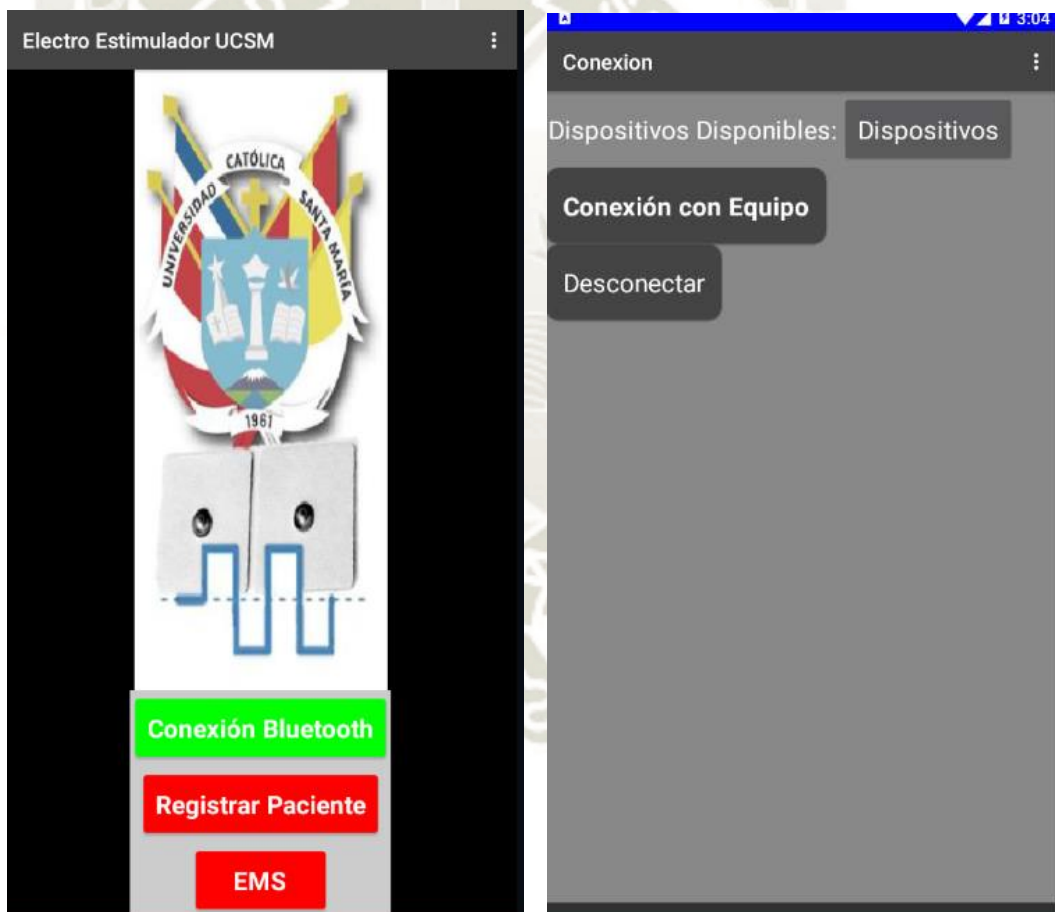


Figura Anexo 2 "Pantalla de conexión"

En primer lugar, nos habilita el botón de “Conexión Bluetooth” en color verde, mostrándonos que esta seleccionado; mientras que los botones “Registrar Paciente” y “EMS” se colocan en color rojo refiriéndose a la deshabilitación de estos botones.

Seguidamente nos genera la segunda pantalla de la aplicación en la cual tenemos dos botones y una lista; en la lista llamada “DISPOSITIVOS” cuando hacemos clic nos mostrará los dispositivos bluetooth que se encuentran alrededor del equipo, seleccionando el equipo electro estimulador, procederemos a dar clic en “CONEXIÓN CON EQUIPO”, donde nos mostrará un mensaje diciendo “Conectado”, con esto tenemos el dispositivo móvil enlazado al equipo electro estimulador.

Cuando terminemos el programa de aplicación de terapia, desconectaremos el equipo haciendo clic en “DESCONECTAR” el cual habilitará de color verde y nos mostrará el mensaje “Desconectado”.

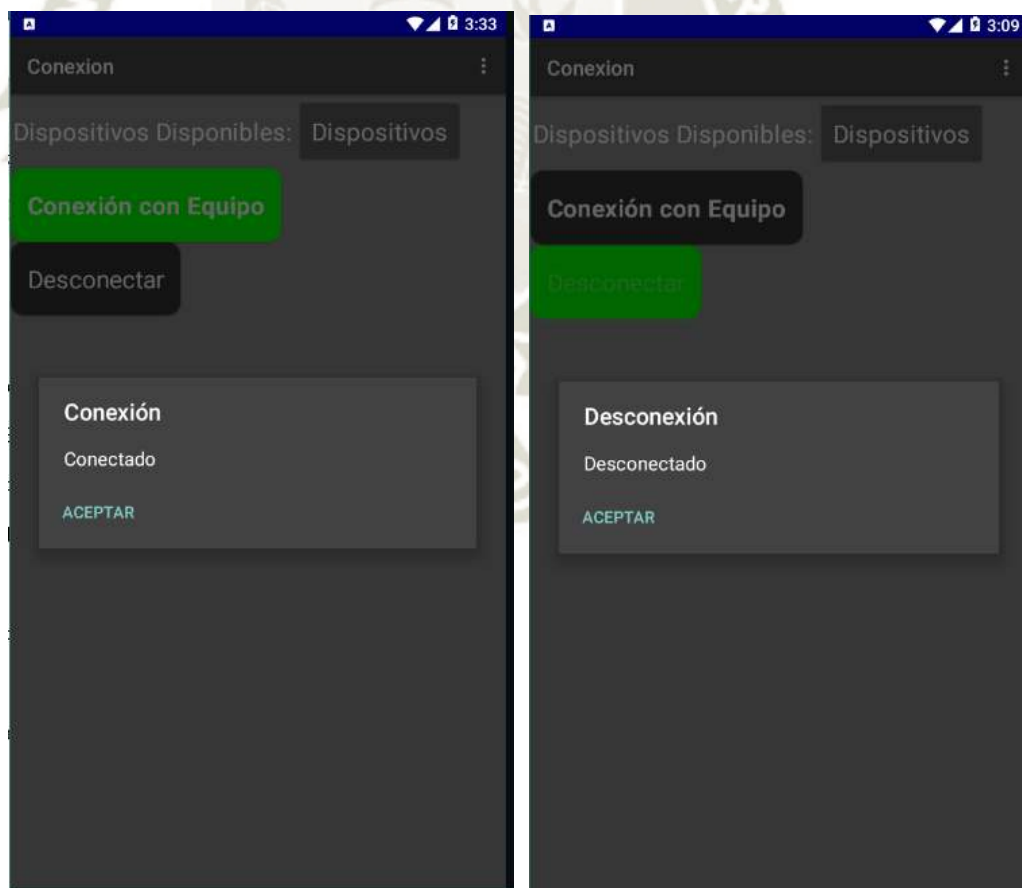


Figura Anexo 3 "Mensaje de conexión o desconexión"

PANTALLA REGISTRAR PACIENTE

Cuando hacemos clic en el botón “Registrar Paciente” ocurre lo siguiente:

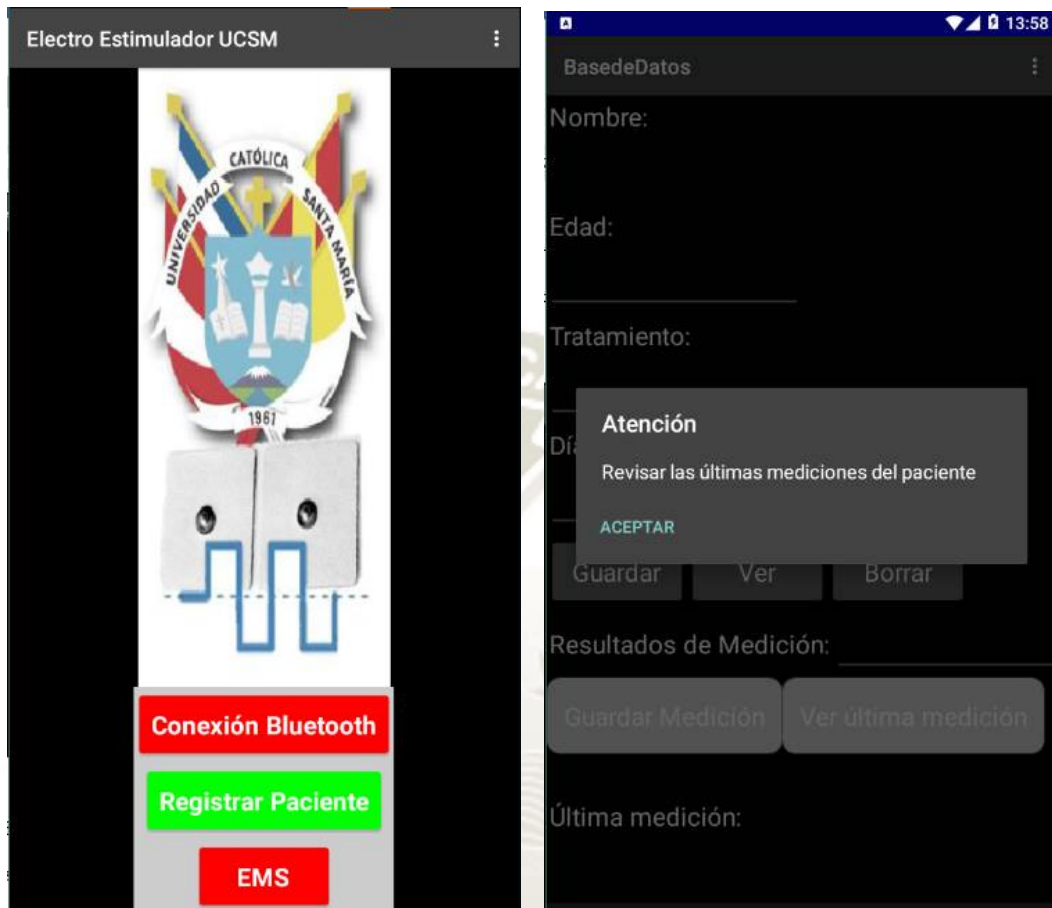


Figura Anexo 4 "Pantalla para Registrar Pacientes"

En primer lugar, nos habilita el botón de “Registrar Paciente” en color verde, mostrándonos que esta seleccionado; mientras que los botones “Conexión Bluetooth” y “EMS” se colocan en color rojo refiriéndose a la deshabilitación de estos botones.

Seguidamente nos genera la segunda pantalla de la aplicación en la cual tenemos un mensaje de alerta que nos pide “Revisar últimas mediciones del paciente”, seguidamente tenemos cuatro campos los cuales tendremos que llenar con el “nombre” del paciente, seguidamente su “edad”, en tercer lugar tenemos que llenar el “tratamiento” que llevará en esa sesión y por último, tenemos el día en que se da

la sesión y la semana de tratamiento que lleva, una vez concluido esto haremos clic en el botón “GUARDAR”, donde nos mostrará un mensaje diciendo “La información ha sido guardada”, con esto habremos registrado la información del paciente para ese día.

Además de eso, se ofrecen dos botones más, el botón de “VER” nos ayudará a reconocer los datos que fueron registrados en el equipo en algún momento, para que esto funcione, debemos digitar el nombre del paciente que revisaremos su historia de la última sesión y seguidamente haremos clic en el botón “VER”, así nos mostrará en la parte inferior los datos y la última sesión realizada en el paciente.

Por último, tenemos el botón “BORRAR”, este es un atajo para poner todos los campos en blanco y poder llenar una nueva información del paciente.

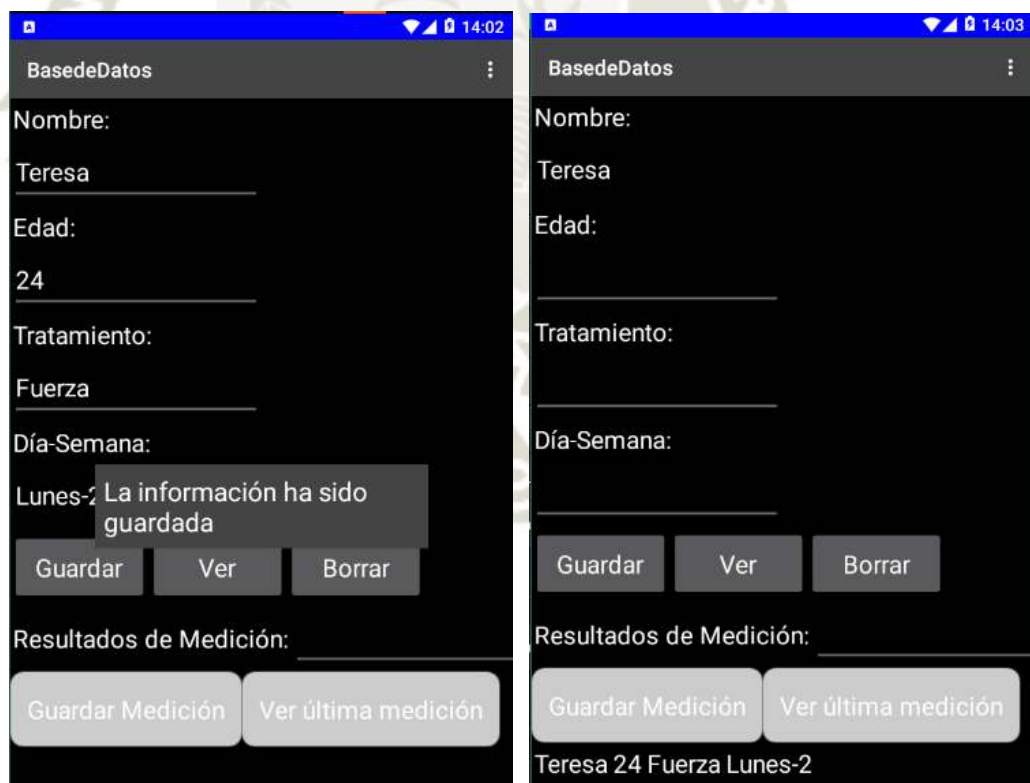


Figura Anexo 5 "Pantalla registrar paciente, muestra de acción botones y registro de datos"

Contamos con dos botones, el de “Guardar Medición” que se basa en registrar todos los campos del paciente junto con los resultados de la medición obtenida, hay varias cosas por resaltar en estos puntos, la primera se basa en que, al momento de guardar, se tiene que tener todos los campos llenado incluido el de “Resultados de Medición”, al dar guardar, se generará un campo en la tabla de la base de datos con todos los datos registrados del paciente.

Ahora en el segundo botón que se muestra al costado de “Guardar Medición”, tenemos el botón llamado “Ver última medición”, al hacer clic en dicho botón tendremos una nueva pantalla, en la cual nos mostrará toda la relación de pacientes que fueron tratados con el equipo, nos mostrará la fecha y el nombre, dos campos generales para ubicar al paciente y el día del tratamiento que queremos hacer el seguimiento. Una vez ubicado el paciente, seleccionaremos su nombre y nos redirigirá a la pantalla donde está toda la información detalla del paciente, su nombre, la fecha del tratamiento, el tratamiento y el resultado obtenido en dicha sesión.

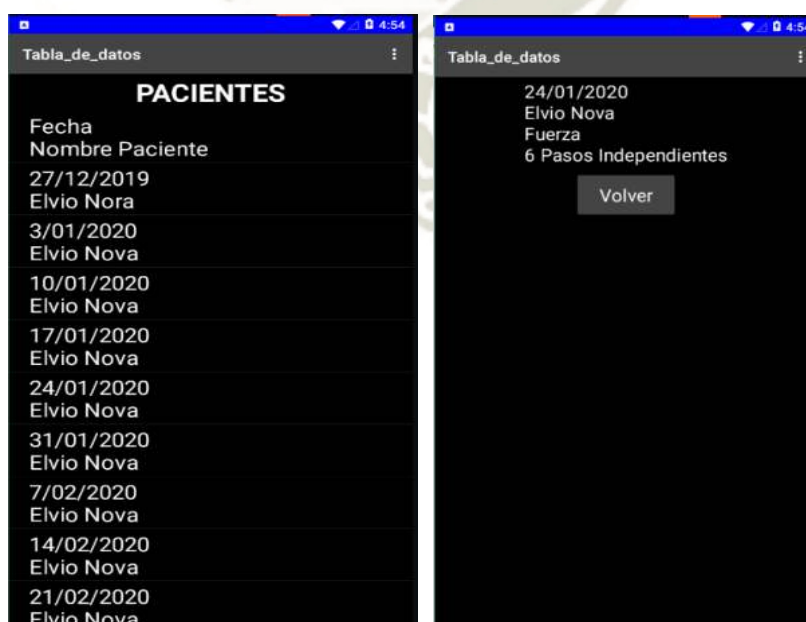


Figura Anexo 6 "Pantalla registrar paciente, guardado de últimas mediciones"

PANTALLA EMS

Cuando hacemos clic en el botón “EMS” ocurre lo siguiente:

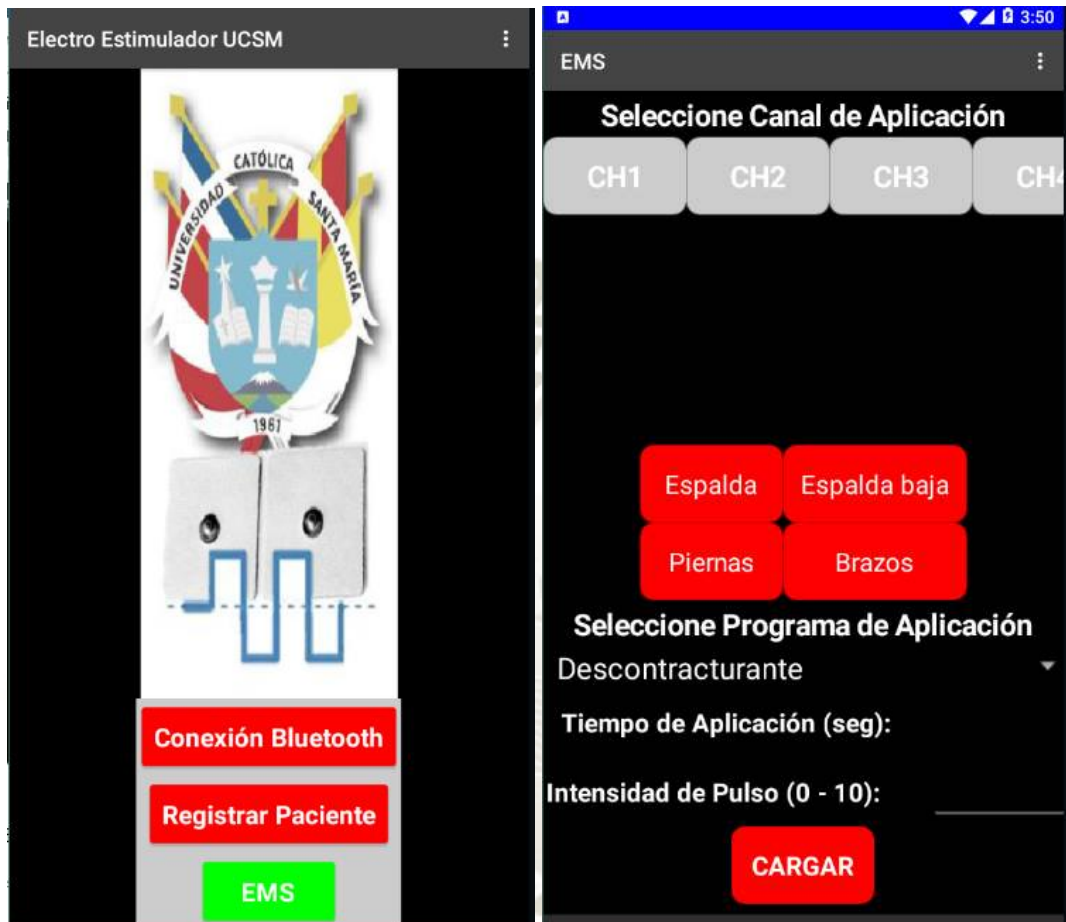


Figura Anexo 7 "Pantalla EMS - datos"

En primer lugar, nos habilita el botón de “EMS” en color verde, mostrándonos que esta seleccionado; mientras que los botones “Registrar Paciente” y “Conexión Bluetooth” se colocan en color rojo refiriéndose a la deshabilitación de estos.

Seguidamente nos genera la segunda pantalla de la aplicación, comenzando tendremos un mensaje que envía la aplicación pidiendo que se seleccione el canal y la zona de aplicación en el equipo, después tenemos:

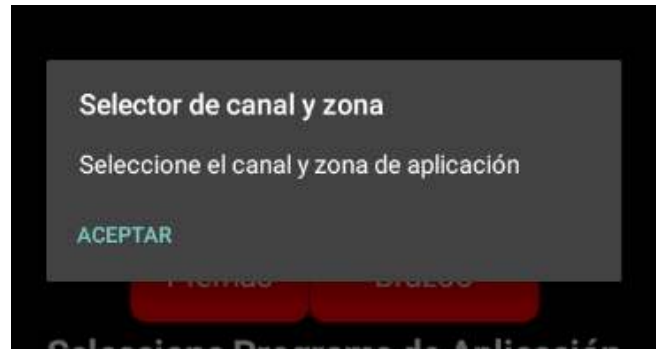


Figura Anexo 8 "Mensaje para seleccionar canal"

En una primera parte tenemos la selección del canal de aplicación, el equipo cuenta con cuatro canales de salida, por ende, tenemos para seleccionar los cuatro canales de salida o en su contrario solo el canal de trabajo; cabe recalcar que al momento de activar un canal de salida este se colocará de color verde, mientras que las demás se mostrarán desactivadas de color plomo, pero si seleccionamos alguna se activará de color verde.



Figura Anexo 9 "Salidas activadas del equipo"

En una segunda parte tenemos para seleccionar el área de trabajo de nuestro equipo, donde contamos con 4 opciones, de manera análoga cuando seleccionemos alguno, este pasará a colocarse de color verde, mientras que los demás se colocarán de color plomo mostrando que no pueden ser activados. A su vez, al momento de seleccionar una parte de trabajo, tendremos en la pantalla de visualización dos imágenes, estas imágenes nos proporcionan los posicionamientos en la cual conectaremos los electrodos mostrándonos el mensaje "Conecte electrodos como en

las imágenes de referencia”. Nos mostrará un mensaje diciéndonos “Seleccione el programa de aplicación”.

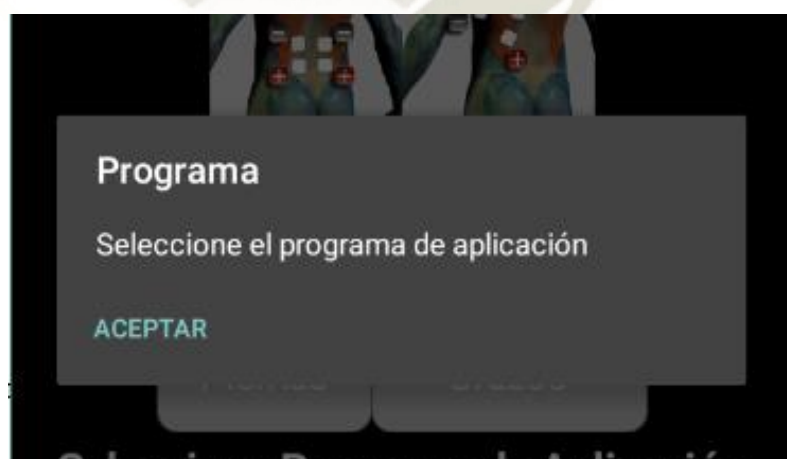


Figura Anexo 10 "Pantalla selección zona del cuerpo y mensaje para selección de programa"

Como tercera parte tenemos el programa a seleccionar, este se refiere a la frecuencia de trabajo que tendrá nuestro equipo, como se menciona, tenemos 7

modos de trabajo, el cual se encuentra en una lista para seleccionar, una vez seleccionado el programa nos mostrará el mensaje “Inserte el tiempo e intensidad y después presione "CARGAR"”.

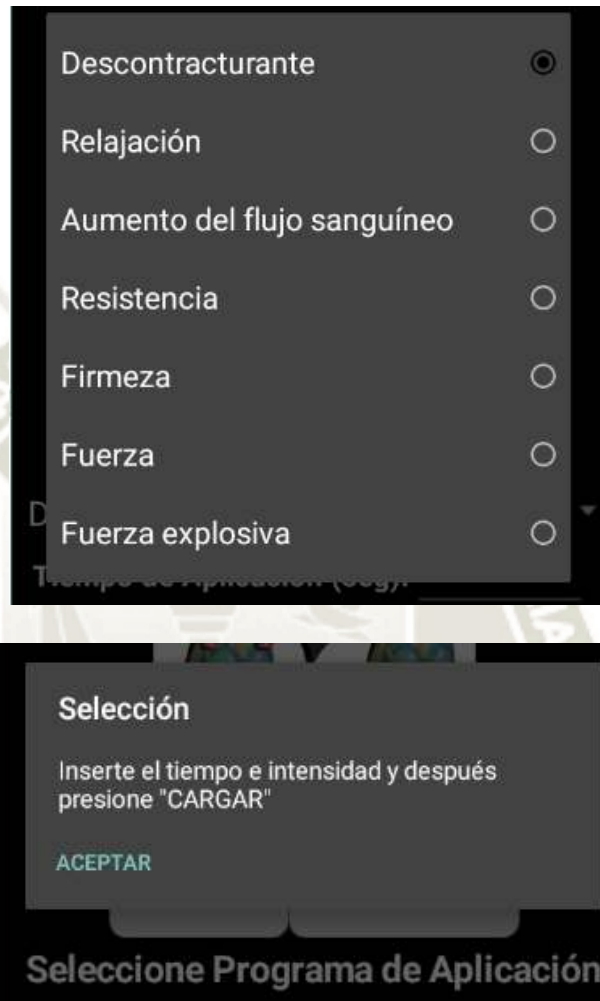


Figura Anexo 11 "Lista de programas, mensaje de datos a insertar"

Una vez seleccionado el modo de trabajo se nos presentan dos campos para llenar, el primero referido al tiempo de aplicación del equipo (dicho tiempo en segundos) y el segundo campo enfocado a la intensidad, para este caso se tiene intensidades del 1 al 10.

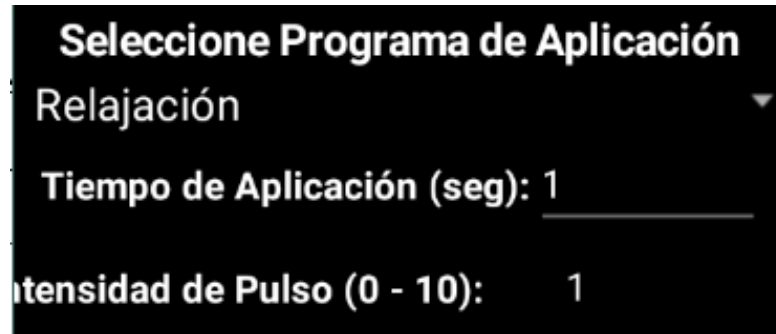


Figura Anexo 12 "Insertar datos de tiempo de estimulación e intensidad de pulso"

Por último, contamos con un botón llamado “Cargar”, dicho botón lo que genera es que carga los datos establecidos en la aplicación al equipo electro estimulador, análogamente a los demás botones, tenemos como indicador de que se hizo clic el cambio de color de rojo a verde.

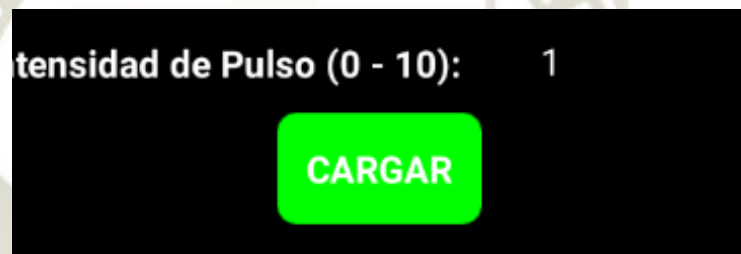


Figura Anexo 13 "Botón CARGAR presionado"

Y con esto el equipo se pone en funcionamiento en las posiciones. Al tener todo activado, la pantalla de interacción con el usuario debería terminar de la siguiente manera.

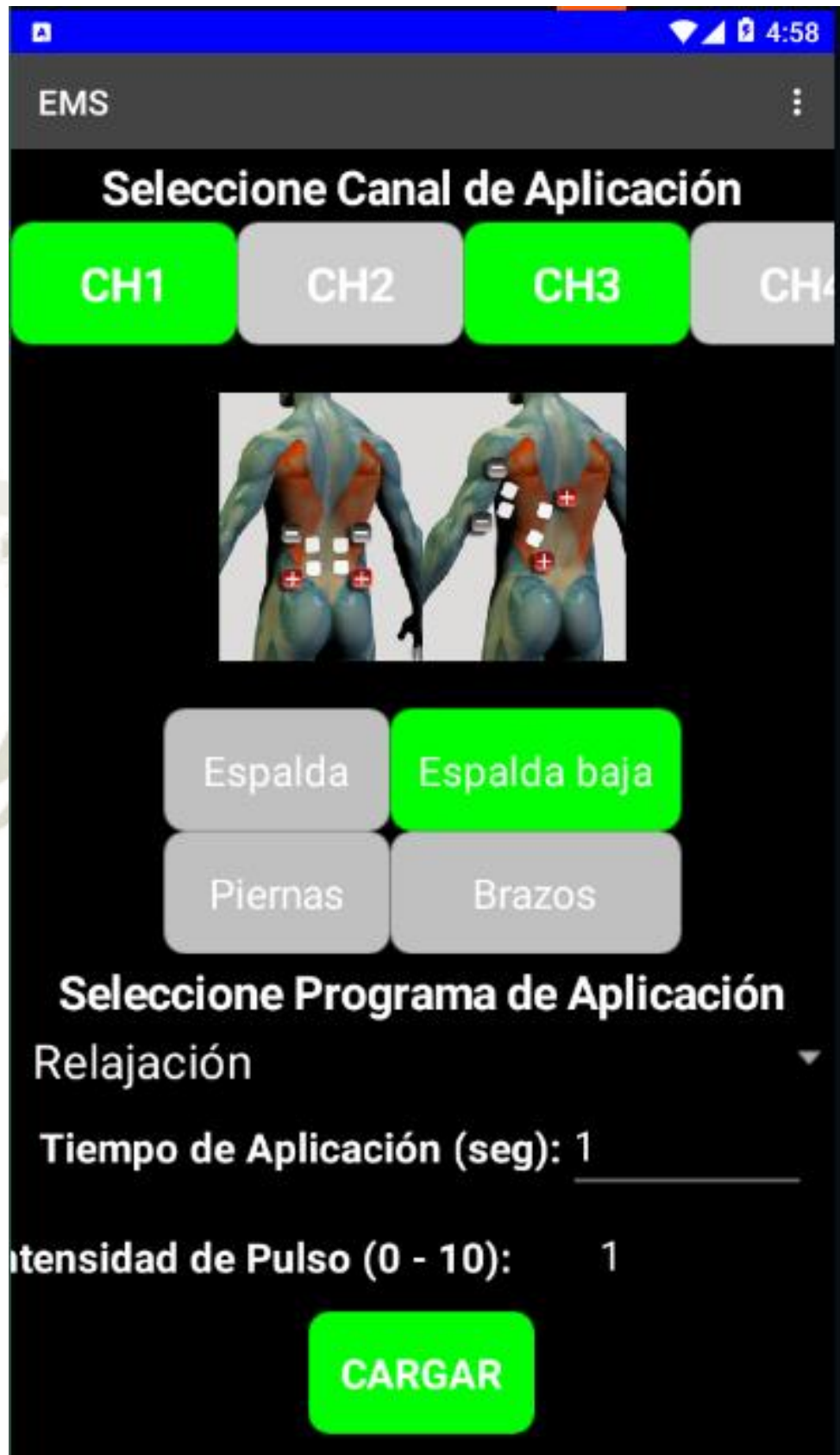


Figura Anexo 14 "Pantalla EMS con todos los datos seleccionados e insertados"



ANEXO E

DATOS TÉCNICOS – EQUIPO ELECTRO ESTIMULADOR

DATOS TÉCNICOS

Nombre y tipo:	Electro estimulador UCSM Vs1.0
Forma de la curva de salida:	Impulsos rectangulares bifásicos
Frecuencia de impulso:	1-120 Hz
Tensión de salida: máx.	24 Vpp (a 1000 ohmios)
Corriente de salida: máx.	100 mA (a 1000 ohmios)
Alimentación de tensión:	Batería 9 voltios
Duración del tratamiento:	regulable en segundos
Intensidad:	regulable de 0 hasta 10
Canales	4 (8 electrodos)
Condiciones de operación:	10°C-50°C (ideal 20°C-30°C)

