

# **EXOESQUELETO COMO DISPOSITIVO DE AYUDA PORTABLE PARA TERAPIA DE HEMIPLEJIA ESPASTICA**

**CAMILO ANDRÉS PINZÓN PÉREZ**

REALIZADO CON LA ASESORÍA DE:

ING. CECILIA VIOLETA MURRUGARRA QUIROZ

UNIVERSIDAD EL BOSQUE

FACULTAD DE INGENIERÍA

PROGRAMA DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA

MAYO, 2020

UNIVERSIDAD EL BOSQUE  
FACULTAD DE INGENIERÍA  
PROGRAMA DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA

ÁREA DE ÉNFASIS: EQUIPOS MEDICOS

**EXOESQUELETO COMO DISPOSITIVO DE AYUDA PORTABLE PARA TERAPIA  
DE HEMIPLEJIA ESPASTICA**

CAMILO ANDRÉS PINZÓN PÉREZ

REALIZADO CON LA ASESORÍA DE:  
ING. CECILIA VIOLETA MURRUGARRA QUIROZ

## **NOTA DE SALVEDAD**

Según el artículo 37 del 14 de diciembre de 1989 del acuerdo 017, "La Universidad El Bosque, no se hace responsable de los conceptos emitidos por los investigadores en su trabajo, solo velará por el rigor científico, metodológico y ético del mismo en aras de la búsqueda de la verdad y la justicia".

## **AGRADECIMIENTOS**

*Este proyecto está dedicado al esfuerzo de mis padres y abuela por siempre creer en todas las decisiones que he tomado en mi vida, a siempre apoyarme y estar presente en todo momento, sin ellos no hubiera sido posible estar acá.*

*A mi pareja por siempre apoyarme y motivarme a seguir intentando, a seguir esforzándome por hacer mejor las cosas y por no desfallecer frente a los problemas.*

## RESUMEN

En la actualidad los problemas de motricidad implican que las personas que sufren de estas deficiencias tengan problemas en el nivel de inclusión que tienen dentro de la sociedad, esto implica que no solo se vea afectada su capacidad motora si no genera un impacto en su estado mental, que puede deteriorarse e incluso verse afectado. Los tratamientos para la ayuda en su rehabilitación no son de fácil acceso, se limitan a la ubicación donde realizan las terapias y la disponibilidad del doctor.

La rehabilitación del paciente depende en un gran porcentaje de la capacidad del doctor para que con el conjunto de terapias asignadas al paciente le permita recuperar parte de la movilidad perdida o no perder por completo la movilidad, sin embargo, aunque existe una dependencia por la experiencia del médico o fisioterapeuta al asignar la rutina de terapias, el porcentaje lo complementa el paciente, con su dedicación, constancia y especialmente en como realiza los ejercicios.

El prototipo de exoesqueleto permite realizar una sesión de terapia ocupacional para la ayuda en el proceso de rehabilitación de una articulación del tren superior (brazo).

El prototipo funciona como una armadura (exoesqueleto) que se acomoda al paciente sobre una articulación del tren superior, el prototipo está conformado por partes mecánicas y electrónicas. Electrónicamente, cuenta con un conjunto de instrucción y rutinas programables para que durante la ejecución de los movimientos estos sean exactos.

Este prototipo de brazo articulado será utilizado por pacientes con un diagnóstico de parálisis cerebral (Especialmente Hemiplejia Espástica) en etapa temprana, del tal forma que estos movimientos les permita entrenar y ayudar a que la articulación de forma que durante la etapa de crecimiento la pérdida de movimiento se pueda disminuir.

*Palabras clave: Terapia ocupacional, movilidad, exoesqueleto, rehabilitación.*

## **ABSTRACT**

Nowadays problems with motor skills involve a lack of social inclusion, this just not only affects their current motor skills also their mental state. The treatments to help physical rehabilitation are not from easy access, they are limited to the location where the therapies happen and the doctor's availability.

Rehabilitation depends first fully from the doctor capacity to provide a therapy that helps this rehabilitation or even helps to avoid losing the control from this joint, however, the expertise from the doctor assigning a proper therapy, most of the rehabilitation process lays in the patient, his dedication, constancy and whom they are doing this exercise.

The prototype of exoskeleton runs a physical therapy that will help in the rehabilitation of the joints, where the prototype will directly use in the upper articulations (arm).

This prototype works as an armor (exoskeleton) placed over the patient arm; this prototype includes as much as mechanical and electrical parts. Electrically will count with programmable routines that will allow that the movements made were the most accurate as if where made by the medic itself.

The prototype is intended to use by patients with cerebral palsy at the young stage, this will allow us to help in the movement of the articulation and try to avoid that meanwhile, the patient grows the articulation forgets how to move.

*Keywords: Physical therapy, mobility, exoskeleton, rehabilitation.*

## Tabla de Contenidos

1	Introducción.....	1
2	Definición del problema.....	1
2.1	Contexto.....	1
2.2	Manifestación.....	2
2.3	Causas .....	2
2.4	Efectos .....	2
2.5	Aspectos a solucionar .....	3
2.6	Justificación del proyecto .....	3
2.7	Propuesta de solución.....	4
3	Objetivos .....	4
3.1	General .....	4
3.2	Específicos.....	4
4	Requerimientos .....	4
4.1	Funcionales.....	5
4.2	De calidad .....	6
4.3	Restictivos.....	7
5	Plan de Pruebas.....	8
5.1	Prueba de componentes .....	8
5.2	Pruebas Funcionales.....	9
5.3	Pruebas de Integración.....	9
6	Metodología .....	10
7	Recursos Necesarios .....	11
7.1	Tiempo.....	11
7.2	Recursos Humanos.....	11
7.3	Recursos Técnicos .....	12
7.4	Recursos Documentables .....	12

7.5	Financiación.....	12
8	Estado del arte.....	12
8.1	Bases teóricas.....	12
8.2	Tecnología.....	15
8.3	Glosario de términos.....	16
9	Diseño Funcional.....	17
9.1	Caja con entradas y salidas.....	17
9.2	Mínimo dos alternativas, a nivel de bloques.....	18
9.3	Nombre de señales entre cajas.....	19
9.4	Funciones de cada caja.....	20
9.5	Selección de alternativa.....	22
10	Diseño detallado.....	22
10.1	Subsistema VD (Verificación de Datos).....	22
10.1.1	Requerimiento.....	22
10.1.2	Función, entradas y salidas.....	23
10.1.3	Diseño del subsistema.....	24
10.1.4	Diagrama Esquemático.....	27
10.1.5	Simulación.....	29
10.1.6	Plan de pruebas.....	29
10.2	Subsistema PE (Parada de Emergencia).....	30
10.2.1	Requerimiento.....	30
10.2.2	Función, entradas y salidas.....	31
10.2.3	Diseño del subsistema.....	32
10.2.4	Diagrama Esquemático.....	33
10.2.5	Simulación.....	33
10.2.6	Plan de pruebas.....	34
10.3	Subsistema RS (Revisión del sistema).....	35
10.3.1	Requerimiento.....	35
10.3.2	Función, entradas y salidas.....	35
10.3.3	Diseño del subsistema.....	37

10.3.4	Diagrama Esquemático .....	37
10.3.5	Simulación .....	38
10.3.6	Plan de pruebas .....	38
10.4	Subsistema AS (Activación del sistema).....	39
10.4.1	Requerimiento.....	39
10.4.2	Función, entradas y salidas .....	39
10.4.3	Diseño del subsistema .....	41
10.4.4	Diagrama Esquemático .....	41
10.4.5	Simulación .....	42
10.4.6	Plan de pruebas .....	43
10.5	Subsistema CTL (Control).....	43
10.5.1	Requerimiento.....	43
10.5.2	Función, entradas y salidas .....	44
10.5.3	Diseño del subsistema .....	45
10.5.4	Diagrama Esquemático .....	48
10.5.5	Simulación .....	49
10.5.6	Plan de pruebas .....	51
10.6	Subsistema ACT (Actuadores).....	52
10.6.1	Requerimiento.....	52
10.6.2	Función, entradas y salidas .....	53
10.6.3	Diseño del subsistema .....	55
10.6.4	Diagrama Esquemático .....	58
10.6.5	Simulación .....	60
10.6.6	Plan de pruebas .....	61
10.7	Subsistema SS (Sensores).....	62
10.7.1	Requerimiento.....	62
10.7.2	Función, entradas y salidas .....	63
10.7.3	Diseño del subsistema .....	64
10.7.4	Diagrama Esquemático .....	67
10.7.5	Simulación .....	71
10.7.6	Plan de pruebas .....	72
10.8	Subsistema AR (Almacenamiento de registros).....	73

10.8.1	Requerimientos .....	73
10.8.2	Función, entradas y salidas .....	74
10.8.3	Diseño del subsistema .....	75
10.8.4	Diagrama Esquemático .....	75
10.8.5	Simulación .....	76
10.8.6	Plan de pruebas .....	76
10.9	Subsistema VI (Visualización) .....	77
10.9.1	Requerimientos .....	77
10.9.2	Función, entradas y salidas .....	77
10.9.3	Diseño del subsistema .....	78
10.9.4	Diagrama Esquemático .....	79
10.9.5	Simulación .....	79
10.9.6	Plan de pruebas .....	79
10.10	Esquemático de conexión General del sistema .....	80
11	Plan de Pruebas del Sistema .....	80
11.1	Plan de pruebas de componentes .....	80
11.1.1	Prueba Raspberry PI 3 Modelo B y configuración como servidor Web.....	80
11.1.2	Prueba motor base de datos.....	81
11.1.3	Sistema Embebido para etapa de control, actuadores y censado.....	82
11.1.4	Actuadores .....	83
11.1.5	Sensores.....	83
11.2	Plan de pruebas de subsistemas .....	84
11.3	Plan de pruebas de integración.....	85
11.4	Plan de pruebas del Sistema.....	85
12	Diseño industrial.....	86
12.1	Contexto.....	86
12.2	Casos de uso típicos. ....	87
12.3	Casos de uso atípicos .....	87
12.4	Requerimiento Industrial.....	88
12.4.1	Materiales.....	88

12.5	Diseño físico y Funcional .....	91
12.5.1	Alternativas de configuración .....	91
12.5.2	Definición del sistema .....	91
12.5.3	Selección del sistema .....	93
12.6	Diseño General.....	95
13	Implementación y pruebas de subsistemas .....	97
13.1	Implementación del diseño Industrial.....	97
13.2	Subsistema VD (Verificación de datos) .....	104
13.2.1	Implementación .....	104
13.2.2	Pruebas subsistema VD.....	108
13.3	Subsistema PE (Parada de Emergencia) .....	109
13.3.1	Implementación .....	109
13.3.2	Pruebas .....	110
13.4	Subsistema RS (Revisión del Sistema) .....	111
13.4.1	Implementación .....	111
13.4.2	Pruebas .....	112
13.5	Subsistema AS (Activación del Sistema) .....	112
13.5.1	Implementación .....	112
13.5.2	Pruebas .....	113
13.6	Subsistema CTL (Control).....	113
13.6.1	Implementación .....	113
13.6.2	Pruebas .....	114
13.7	Subsistema ACT (Actuadores).....	114
13.7.1	Implementación .....	114
13.7.2	Pruebas .....	116
13.8	Subsistema SS (Sensores).....	118
13.8.1	Implementación .....	118
13.8.2	Pruebas .....	120
13.9	Subsistema AR (Almacenamiento de Registros).....	120
13.9.1	Implementación .....	120

13.9.2 Pruebas .....	121
13.10 Subsistema VI (Visualización) .....	122
13.10.1 Implementación .....	122
13.10.2 Pruebas .....	123
14 Integración y pruebas del sistema .....	125
14.1 Integración del sistema.....	125
14.2 Pruebas de Integración.....	127
15 Pruebas del Sistema.....	127
16 Ajustes .....	130
16.1 Sensores Fisiológicos .....	130
16.2 Implementación de los Sensores.....	133
17 Pruebas del Sistema.....	135
18 Manuales .....	137
18.1 Manual de Uso y mantenimiento.....	137
19 Resultados .....	137
20 Discusión .....	150
21 Conclusiones .....	153
22 Referencias .....	154
23 Anexos .....	160
23.1 Aplicación Raspberry PI Vista diseño .....	160
23.1.1 Vista General .....	160
23.1.2 Vista Paciente .....	161
23.1.3 Vista Médico .....	163
23.1.4 Vista Ingeniero.....	164
23.2 Manual de uso y mantenimiento .....	166
23.2.1 Partes del Prototipo .....	167
23.2.2 Precauciones.....	168
23.2.3 Antes de Encender, Ensamblar .....	168
23.2.4 Operación y puesta en marcha .....	171
23.2.5 Consideraciones a tener presentes durante la terapia. ....	172
23.2.6 Preguntas frecuentes.....	173

23.2.7	Mantenimiento del prototipo.....	173
23.3	Código programación PIC – Motor.....	174
23.4	Código programación PIC – DHT22.....	176
23.5	Código para encender/apagar un diodo Led usando PIC. ....	178
23.6	Navegación aplicación Raspberry PI para visualización de información - Implementación.....	180
23.7	Tablas de resultados medición temperatura.....	183
23.7.1	Inducción de corriente durante 2 minutos con intervalos de medición cada 15 segundos.....	183
23.7.2	Inducción de corriente durante 3 minutos con intervalos de medición cada 10 segundos.....	184
23.7.3	Inducción de corriente durante 4 minutos con intervalos de medición cada 10 segundos.....	185

## Lista de Figuras

Figura 1 - Requerimientos del Sistema.....	4
Figura 2 – Metodología de desarrollo para el diseño, implementación y pruebas.....	10
Figura 3 - Entradas y salidas Súper Sistema .....	17
Figura 4 - Alternativa de Solución 1.....	18
Figura 5 - Alternativa de Solución 2.....	18
Figura 6 - Subsistema VD (Verificación de datos).....	22
Figura 7 - Requerimientos Sistema Embebido Comparación 1 [32].....	25
Figura 8 - Requerimientos Sistema Embebido Comparación 2 [32].....	25
Figura 9 - Conexión Raspberry PI con periféricos para su funcionamiento.....	27
Figura 10 - Distribución pines GPIO Raspberry PI [34] .....	28
Figura 11 - Modelo entidad-relación interacción entre los perfiles, diseño base de datos .....	28
Figura 12 - Modelo relacional de la base de datos.....	29
Figura 13 - Subsistema PE (Parada de Emergencia).....	30
Figura 14 - Modelo interrupción de voltaje en subsistema parada de emergencia ....	32
Figura 15 - Diagrama de conexión del subsistema parada de emergencia .....	33
Figura 16 - Simulación subsistema Parada de emergencia, circuito cerrado.....	34
Figura 17 - Simulación subsistema Parada de emergencia, circuito abierto.....	34
Figura 18 - Subsistema RS (Revisión del sistema).....	35
Figura 19 - Diseño subsistema revisión del sistema.....	37
Figura 20 - Esquemático subsistema revisión del sistema .....	38
Figura 21 - Subsistema AS (Activación del sistema) .....	39
Figura 22 - Diseño subsistema activación del sistema .....	41
Figura 23 - Diagrama de Conexión Subsistema Activación del Sistema.....	41
Figura 24 - Simulación Subsistema Activación del sistema, Circuito abierto .....	42
Figura 25 - Simulación Subsistema Activación del Sistema, Circuito cerrado .....	42
Figura 26 - Subsistema CTL (Control) .....	43
Figura 27 - Diseño Subsistema Control .....	48
Figura 28 - Diagrama Esquemático conexión Subsistema de Control .....	49
Figura 29 - Simulación Subsistema Control con componentes y separación de fuentes .....	50

Figura 30 - Interrupción en parada de emergencia para detener actuadores subsistema control.....	51
Figura 31 - Subsistema ACT (Actuadores).....	52
Figura 32 - Diagrama esquemático subsistema actuadores, conexión servomotor....	58
Figura 33 - Diagrama de bloques control y posicionamiento servo motor .....	59
Figura 34 - Diagrama esquemático subsistema actuadores, conexión celda Peltier ..	59
Figura 35 - Diagrama esquemático subsistema actuadores, conexión driver L293D..	60
Figura 36 - Simulación Subsistema Actuadores, Funcionamiento Servo Motores con PWM .....	60
Figura 37 - Simulación Subsistema Actuadores, Funcionamiento Celda Peltier .....	61
Figura 38 - Subsistema SS (Sensores) .....	62
Figura 39 - Diagrama filtro pasa bajo, sensor fisiológico.....	68
Figura 40 - Diagrama filtro pasa alto, sensor fisiológico.....	69
Figura 41 - Configuración amplificador de instrumentación.....	69
Figura 42 - Esquemático general acondicionador pequeña señal .....	70
Figura 43 - Esquemático 3D.....	70
Figura 44 - Rutas para impresión PCB .....	70
Figura 45 - Simulación filtro pasa bajo, sensor fisiológico .....	71
Figura 46 - Simulación filtro pasa Alto, sensor fisiológico.....	71
Figura 47 - Simulación fase vs frecuencia, sensor fisiológico.....	72
Figura 48 – Simulación Subsistema Sensores, Sensor de temperatura DHT22 .....	72
Figura 49 - Subsistema AR (Almacenamiento de registros).....	73
Figura 50 - Comunicación serial PIC-Raspberry.....	75
Figura 51 – Diagrama esquemático subsistema almacenamiento de registros, puertos de comunicación PIC-Raspberry PI.....	76
Figura 52 - Subsistema VI (Visualización) .....	77
Figura 53 - Esquemático de conexión general del sistema .....	80
Figura 54 - Diseño de exoesqueleto contribuye a terapias en pacientes con accidente cerebrovascular [59].....	91
Figura 55 - EduExo, un exoesqueleto para educación imprimible en 3D con arduino [60].....	92
Figura 56 - Diseño General (Vista Frontal) .....	95

Figura 57 - Diseño General (Vista Lateral).....	96
Figura 58 - Diseño General (Vista del Módulo).....	96
Figura 59 - Diseño etapa inicial del prototipo 1.....	97
Figura 60 - Vista Superior prototipo 1 (Impreso) .....	98
Figura 61 - Vista del prototipo 1 (Armado).....	98
Figura 62 - Diseño Inicial prototipo 2.....	99
Figura 63 - Prototipo 2 (Impreso) .....	99
Figura 64 - Vista Prototipo con Servomotor .....	100
Figura 65 - Vista Lateral del Prototipo 2.....	100
Figura 66 - Vista Frontal del prototipo 2.....	101
Figura 67 - Vista Lateral del prototipo 2.....	101
Figura 68 - Simulación diseño final prototipo.....	102
Figura 69 - Proceso de Impresión prototipo .....	102
Figura 70 - Partes impresas del prototipo.....	103
Figura 71 - Prototipo armado (Sin Componentes) .....	103
Figura 72 - Prototipo con algunos componentes integrados.....	104
Figura 73 - Conexión Raspberry PI con periféricos.....	105
Figura 74 - Menú de Inicio Raspberry OS (usando Noobs).....	105
Figura 75 - Progreso de instalación OS Raspbian .....	106
Figura 76 - Pasos instalación apache y PHP.....	106
Figura 77 - Código instalación Maria DB.....	106
Figura 78 - Menú MariaDB vista por terminal.....	107
Figura 79 - Vista Web de la BD .....	107
Figura 80 - Script PHP para configuración de usuario .....	108
Figura 81 - Script PHP recepción de datos.....	108
Figura 82 - Error de ingreso BD .....	108
Figura 83 - Prueba Subsistema VD .....	109
Figura 84 - Revisión Bases de datos Creadas.....	109
Figura 85 - Posiciones de operación del Interruptor .....	110
Figura 86 - Implementación Subsistema Parada de Emergencia.....	110
Figura 87 - Prueba Subsistema Parada de Emergencia .....	111
Figura 88 - Implementación Subsistema Revisión del Sistema.....	111

Figura 89 - interruptor con Fusible .....	112
Figura 90 - Subsistema Activación del sistema.....	112
Figura 91 – Prueba Subsistema AS.....	113
Figura 92 - Implementación Subsistema CTL.....	113
Figura 93 - Prueba Subsistema CTL.....	114
Figura 94 - Montaje Celda Peltier con L298n .....	115
Figura 95 - Montaje Servo-Motores .....	115
Figura 96 - Implementación Subsistema ACT .....	116
Figura 97 - Prueba Celda Peltier .....	116
Figura 98 - Error monitor serial DHT22 .....	117
Figura 99 - Lectura temperatura ambiente DHT22 .....	117
Figura 100 - Lectura temperatura Calefacción Celda Peltier .....	117
Figura 101 - Lectura temperatura Refrigeración Celda Peltier .....	117
Figura 102 - Comportamiento Servo Motor con cambios de pulso PWM .....	118
Figura 103 - Circuito Impreso PCB acondicionador pequeña señal.....	118
Figura 104 – Implementación acondicionador de pequeña señal completa y conectada .....	119
Figura 105 - Implementación sensor DHT22 .....	119
Figura 106 - Pruebas acondicionador pequeña señal.....	120
Figura 107 - Implementación Subsistema Almacenamiento de Registros.....	121
Figura 108 – Buscar un nuevo dispositivo Bluetooth Raspberry PI.....	121
Figura 109 - Agregar una nueva conexión Bluetooth Raspberry PI .....	122
Figura 110 - Emparejamiento Raspberry PI con Módulo BT HC-05 .....	122
Figura 111 - Implementación Subsistema VI .....	123
Figura 112 - Prueba Subsistema VI .....	123
Figura 113 - Prueba Subsistema VI con Teclado en pantalla .....	123
Figura 114 - Ubicación teclado en pantalla Raspberry PI .....	124
Figura 115 - Integración Servos, Celda con prototipo.....	125
Figura 116 - Integración Celda Peltier y DHT22 .....	125
Figura 117 - Integración - Vista lateral del prototipo ensamblado.....	126
Figura 118 - Integración - Vista Frontal del prototipo ensamblado.....	126
Figura 119 – Subsistemas interconectados.....	126

Figura 120 - Integración Sistema General .....	127
Figura 121 - Sensor EDA (Endodérmico).....	130
Figura 122 - Configuración pines sensor EDA [46] .....	130
Figura 123 - Respuesta típica sensor Endodérmico EDA [46] .....	131
Figura 124 - Sensor EMG (Electromiografico) .....	132
Figura 125 - Configuración Sensor EMG [61].....	132
Figura 126 - Respuesta Típica sensor Electromiografico EMG [61].....	133
Figura 127 - Sensor EDA Método de Conexión.....	133
Figura 128 - Conexión Sensor EDA con Electrodo en el carpo.....	134
Figura 129 - Sensor EMG Método de Conexión .....	134
Figura 130 - Conexión Sensor EMG con Electrodo en el antebrazo .....	134
Figura 131 - Menú de Ingreso diseñado en Eclipse .....	139
Figura 132 - Rotación Hombro de 115° a 165° .....	140
Figura 133 - Rotación Codo posición Inicial 90° .....	141
Figura 134 - Rotación Codo 35° a 90° (para la prueba tambien se logran los 0° de rotación).....	141
Figura 135 - Rotación Codo 90° a 145° .....	142
Figura 136 - Rotación Carpo 85° a 145° .....	142
Figura 137 - Respuesta Inducción Corriente en la Celda Peltier durante 2 minutos	143
Figura 138 - Respuesta Inducción Corriente en la Celda Peltier durante 3 minutos	143
Figura 139 - Respuesta Inducción Corriente en la Celda Peltier durante 4 minutos	144
Figura 140 - Respuesta Sensor EDA (V vs t).....	144
Figura 141 - Respuesta Sensor EMG (V vs t) .....	145
Figura 142 - Vista General App .....	160
Figura 143 - Menú de Ingreso.....	160
Figura 144 - Vista Paciente - Menú.....	161
Figura 145 - Vista Paciente - Historial .....	161
Figura 146 - Vista Paciente - Perfil .....	161
Figura 147 - Vista paciente - Agenda.....	162
Figura 148 - Vista Paciente - Información Terapia .....	162
Figura 149 - Vista Médico - Menú.....	163
Figura 150 - Vista Médico - Agregar paciente .....	163

Figura 151 - Vista Médico - Agregar terapia .....	163
Figura 152 - Vista Médico - Visitar Paciente.....	164
Figura 153 - Vista Ingeniero - Menú .....	164
Figura 154 - Vista Ingeniero - Estado del Sistema.....	164
Figura 155 - Vista Ingeniero - Errores del Sistema .....	165
Figura 156 - Bienvenida e ingreso aplicación a base de datos .....	180
Figura 157 - Menú principal de navegación .....	180
Figura 158 - Navegación Perfil creación de usuario .....	181
Figura 159 - Reporte de usuarios creados en la base de datos.....	181
Figura 160 - Navegación Perfil creación de terapia.....	181
Figura 161 - Reporte de terapias creadas en la base de datos .....	182
Figura 162 - Navegación Agenda.....	182
Figura 163 - Navegación generación de terapias con información específica .....	182
Figura 164 - Navegación consulta de terapias por usuario con información detallada.....	183

## Lista de Tablas

Tabla 1 - Requerimientos Motor Base de Datos [33] .....	26
Tabla 2 - Requerimientos del Sistema Embebido - 1 .....	46
Tabla 3 - Requerimientos Sistema Embebido - 2.....	47
Tabla 4 - Requerimientos Sistema Embebido - 3.....	47
Tabla 5 - Requerimientos del Motor.....	55
Tabla 6 - Requerimientos del control de temperatura.....	57
Tabla 7 - Requerimientos de Sensores (Fisiológicos).....	65
Tabla 8 - Requerimientos de Sensores (Temperatura).....	66
Tabla 9 - Valores de Elementos para Filtro pasa Bajo.....	71
Tabla 10 - Requerimientos Interfaz de Usuario.....	79
Tabla 11 - Cuantificación para Selección de Sistema de Diseño.....	94
Tabla 12 - Tabla resultados de temperatura 2 minutos.....	183
Tabla 13 - Tabla resultados de temperatura 3 minutos.....	184
Tabla 14 – Tabla resultados de temperatura 4 minutos.....	185

# 1 INTRODUCCIÓN

La insuficiencia motora provocada por hemiplejia espástica (que es un tipo de parálisis cerebral) en niños, genera que estos pacientes vean afectada la capacidad motora de sus extremidades; esta enfermedad o condición médica se puede producir antes del nacimiento o durante su crecimiento y se evidencia antes de los 3 años, si se logra identificar durante esta edad se puede tratar anticipadamente, logrando que el grado de afectación sea menor durante su crecimiento, a diferencia de otras enfermedades relacionadas con la hemiplejia espástica no se tienen otros problemas asociados en la mayoría de los casos.

El proceso de realizar una terapia a paciente implica consumo de tiempo mientras se traslada al centro hospitalario en el cual se realiza la terapia, el gasto económico para cubrir los transportes y tiempo de espera mientras el fisioterapeuta o médico está disponible, este prototipo surge como alternativa para realizar una terapia remota desde una casa o para ser una alternativa adicional en los centros médicos para atender más pacientes.

El prototipo de exoesqueleto permite contar con un dispositivo de ayuda portable que tiene como función principal realizar una terapia física en una extremidad del tren superior (Brazo), afectada por insuficiencia motora, el sistema permite combinar diferentes tipos de terapia y controlar la ejecución de esta con base al plan de ejercicios recomendado y cargados al sistema por el fisioterapeuta.

Este proyecto permitió involucrar parte investigativa, identificación, planeación, diseño, simulación, pruebas e implementación, lo cual permite conseguir el objetivo de diseñar un prototipo funcional, igualmente, permite aplicar todos los conocimientos adquiridos durante el proceso de aprendizaje obtenidos al cursar la carrera universitaria de Ingeniería Electrónica.

## 2 DEFINICIÓN DEL PROBLEMA

### 2.1 Contexto

La hemiplejia significa la parálisis completa de la mitad del cuerpo, incluyendo el brazo y la pierna [1]. La espasticidad se refiere a músculos tensos y rígidos [2].

La hemiplejia como un tipo de parálisis cerebral (PC) afecta el control motor de un hemicuerpo, siendo, por lo general, más evidente la alteración del miembro superior y en la cual se observa un inadecuado mecanismo del control postural caracterizado por posturas atípicas que conllevan a un mal alineamiento y el desarrollo de una deformidad musculoesquelética [3].

Se clasifica el nivel de insuficiencia motora con base a la distribución y número de extremidades afectadas, a nivel clínico, se clasifican en: Parálisis cerebral espástica, parálisis cerebral disquinética, parálisis cerebral atáxica y parálisis mixta, el tipo más frecuente es la parálisis cerebral espástica, la cual abarca un 70% de los casos de parálisis cerebral y se produce por una lesión en la neurona motora superior.

Se considera a la parálisis cerebral y su clasificación clínica como la discapacidad motora más común en niños, estudios alrededor del mundo alcanzan valores aproximados de 1.5 a 4 niños por cada 1000 nacimientos [4] [5] [6] [7] [8].

En Estados Unidos aproximadamente el 41% de los niños con algún tipo de parálisis cerebral encuentra limitada su habilidad para hablar, llorar, correr, o jugar, de los cuales un 31% necesitan el uso de equipamiento especial, como caminadores o sillas de ruedas [9].

Datos recolectados de países europeos y Australia, estiman que el rango de afectación de parálisis cerebral en niños es de: 35 a 79.5 por cada 1000 recién nacidos en periodo de gestación de 28 a 31 semanas, 1.1 a 1.7 por 1000 recién nacidos para niños nacidos en un periodo de gestación de 37 o más semanas [10].

En países como Suecia, el predominio de los tipos de parálisis cerebral es: 43.7 por cada 1000 recién nacidos en un periodo de gestación de 28 a 31 semanas, 6.1 por cada 1000 recién nacidos en un periodo de 32 a 36 semanas de gestación y 1.4 por cada 1000 recién nacidos en un periodo de gestación de 37 o más semanas [10].

Reconocer la importancia de la actividad motora para el desarrollo y mantenimiento de la comunicación entre los diferentes sistemas del cuerpo humano, sienta las bases necesarias para determinar el camino de intervención, tratamiento y de recuperación del paciente. La terapia física ha tenido y tiene un rol predominante en la recuperación y estimulación tanto muscular como neural para la rehabilitación de enfermedades que impidan o limitan la motricidad.

## ***2.2 Manifestación***

La insuficiencia motora asociada a la hemiplejía espástica se debe tratar bajo terapias físicas y en una etapa de crecimiento temprana del paciente, entre 1 a 3 años, la inasistencia al igual que la irregularidad en las terapias afecta los tiempos de rehabilitación y el cronograma que se tiene para la recuperación.

## ***2.3 Causas***

- Tiempos de recuperación alterados en el cronograma y plan de recuperación debido a la irregularidad en la asistencia al tratamiento de las terapias.
- El tiempo de rehabilitación varía con base a las etapas programadas en el plan de recuperación y cumplimiento de este control.

## ***2.4 Efectos***

- Impacto en el tiempo de recuperación por inasistencia a las terapias.
- Terapias repetitivas que provocan que no se vea un avance en la recuperación.
- Efectividad en el desarrollo neuromuscular del paciente.

## ***2.5 Aspectos a solucionar***

Tiempos de recuperación alterados en el cronograma y plan de recuperación debido a la irregularidad en el tratamiento de las terapias.

## ***2.6 Justificación del proyecto***

El tipo de condición a tratar, la hemiplejia espástica, en un miembro del tren superior presenta alteraciones en los músculos flexores, estos están en continua contracción, costando separar el brazo del tronco y girarlo hacia fuera, extender el codo y la muñeca, girar la palma de la mano hacia arriba y abrir la mano separando los dedos.

A temprana edad, entre 1 a 3 años, se puede ayudar a tratar con mayor efectividad la patología de en un paciente, dado que el desarrollo del sistema neuromuscular está aún en aprendizaje.

Si el exoesqueleto fuese diseñado para una persona adulta, el sistema sería netamente terapéutico, pero, debería ser más robusto mecánicamente. Para un paciente en etapa de crecimiento, la terapia se vuelve una etapa de desarrollo que se adapta a la fase y condición, esto debido a que la patología puede presentar características progresivas, es decir, para un paciente menor a los 3 años, el sistema requiere de mayor ajuste frente a los protocolos terapéuticos, esto de acuerdo, a la maduración del sistema muscular y el sistema nervioso (el paciente requiere aprender).

Todo este ajuste a los protocolos terapéuticos se basa en los ajustes que el fisioterapeuta realiza a la terapia, partiendo de la evolución, regularidad y rehabilitación del paciente.

Se decide diseñar todo el sistema para niños de temprana edad pues se quiere que a futuro estos niños desarrollen una plasticidad neuronal, la plasticidad neuronal representa la facultad de cerebro para recuperarse y reestructurarse, este potencial adaptivo del sistema nervioso permite al cerebro reponerse a trastornos o lesiones.

Implementar este sistema que permitirá la ejecución de una terapia, ayuda significativamente las oportunidades que el paciente tiene en su rehabilitación, más que una corrección a largo plazo se busca ayudar a que el sistema nervioso y muscular del paciente no se deforme ni se vean mayormente afectados por la patología, pero, si tenga y genere la oportunidad de desarrollar la plasticidad neuronal mencionada.

La hemiplejia espástica como síndrome de la parálisis cerebral, es una de las causas más comunes para que un niño tenga daño o afectación en su motricidad, y, aunque se esté especificando que este proyecto consiste en un diseño, las terapias no solo corresponden a una estructura funcional, desarrollar una terapia integral, permite identificar y mejorar un aspecto de la vida del cómo lograr y generar una integración y participación social.

Este proyecto no solo está planeado para ejecutar un diseño e implementarlo, la motivación que surge para la ejecución de este proyecto nace de la necesidad de poder

realizar un aporte a la sociedad donde este prototipo permita mejorar la calidad de vida de una persona afectada por alguna condición motora, surge y se evidencia la necesidad de poder aportar a que estas personas tengan una inclusión social activa, desligar las barreras que impiden que una persona con problemas motrices no pueda valerse por sí mismo.

## **2.7 Propuesta de solución**

Diseñar, simular, implementar y probar un prototipo de exoesqueleto como dispositivo de ayuda portable que permita combinar diferentes etapas de una terapia, ayudando en la evolución y rehabilitación en un paciente de 1 a 3 años con patología de hemiplejia espástica.

El prototipo deberá poder realizar el conjunto de terapias programado para una extremidad del tren superior del cuerpo (brazo).

Estos conjuntos de terapias realizadas por parte del dispositivo se ejecutarán solo y con base a un conjunto de instrucciones programadas por el fisioterapeuta, consideradas como necesarias para poder ayudar a una evolución en la rehabilitación del paciente.

El prototipo contará con un sistema que permitirá monitorear el trabajo realizado por el paciente al realizar la terapia, con el fin de mostrar avances en la evolución y respuesta a las terapias, esto, con el fin de realizar cambios en el conjunto de terapias programadas por parte del fisioterapeuta.

## **3 OBJETIVOS**

### **3.1 General**

Diseñar, implementar y probar un prototipo de exoesqueleto como dispositivo de ayuda portable que permita realizar una terapia de hemiplejia espástica en un paciente de 1 a 3 años en una extremidad del tren superior.

### **3.2 Específicos**

- Realizar un diseño físico que permita realizar movimientos de terapia y que integre cambios de temperatura.
- Documentar los conceptos y tecnologías para realizar e implementar el prototipo de exoesqueleto.
- Implementar y ejecutar de pruebas del prototipo.

## **4 REQUERIMIENTOS**



*Figura 1 - Requerimientos del Sistema*

En la Figura 1 se indica el requerimiento del sistema, con una entrada, una función y la salida, donde el detalle y especificación de cada caja se realizara a medida que se avance en el planteamiento de los requerimientos.

### **Entrada**

- Conjunto de terapias cargadas por un fisioterapeuta, es decir, contara con la rutina de ejercicios, técnicas y movimientos a ejecutar por el prototipo.

### **Función**

- Desarrollar un dispositivo de ayuda portable que permita ejecutar un conjunto de terapias.
- Combinar diferentes metodologías de terapia que permitan dar continuidad a la terapia y ayudar en los tiempos de rehabilitación.

### **Salida**

- Exoesqueleto como dispositivo de ayuda portable en la rehabilitación de parálisis de hemiplejia espástica en una extremidad del tren superior del cuerpo humano, en un paciente de 1 a 3 años.

## **4.1 Funcionales**

- El sistema contara con una interfaz de usuario que permita hacer la autenticación, identificación de usuario y validación del sistema.
- El sistema contara con un usuario administrador, pruebas y de usuario final.
- El dispositivo tendrá un sistema de seguridad (parada) manual y automático.
- El prototipo contara con una verificación interna que permite identificar si el sistema está preparado para iniciar una sesión de terapia.
- Poseerá un sistema de encendido y apagado.
- Tendrá una batería auxiliar recargable que permita el funcionamiento del sistema, batería que contará mínimo con una duración de 2 horas.
- Contará con un sistema de conexión a la toma de red para recarga de baterías y funcionamiento opcional vía red eléctrica.
- El sistema contara con una conexión entre la base de datos y el sistema embebido para el control de las terapias a ejecutar.
- Tendrá movimientos independientes para cada una de las articulaciones de la extremidad (Hombro, codo, carpo).
  - Deberá poder ejecutar los siguientes movimientos y ángulos de rotación del hombro.
    - Abducción: Rango de movimiento de 180°, necesaria la rotación externa.
  - Deberá poder ejecutar los movimientos y ángulos de rotación del codo.
    - Flexión: Rango de movimiento de 135°.

- Extensión: Articulación bisagra, movimiento nulo, ángulo de movimiento de 0 a 5°.
- Deberá poder ejecutar los movimientos y ángulos de rotación de la muñeca (carpo).
  - Flexión-Extensión: Arco total de 170°, flexión 80° y 70° extensión.
- El sistema permitirá realizar cambios de temperatura inducida al sistema, con variaciones entre 10°C y 20°C.
- El prototipo permitirá obtener la señal de la actividad eléctrica del paciente en la articulación del carpo.
- El prototipo permitirá obtener la señal de la actividad muscular del paciente en el antebrazo.
- El dispositivo permitirá censar la temperatura del prototipo con cambios entre 10°C y 20°C.
- El dispositivo permitirá identificar la posición y velocidad del prototipo.
- El sistema permitirá realizar el almacenamiento de información en una base de datos.
- El dispositivo contará con un sistema de visualización que le permitirá tanto al paciente como al médico identificar el estado de la terapia.
- El dispositivo debe ser transportable.
- Los manuales de programación, registros técnicos y de usuario final deben ser de fácil entendimiento, prácticos y concisos en el uso, instalación y funcionamiento del dispositivo.

#### **4.2 De calidad**

- El sistema debe ser capaz de identificar un usuario y validar si se encuentra creado o no para la ejecución de una terapia.
- El sistema de seguridad manual debe estar ubicado en una zona en la que su alcance sea fácil para detener el sistema frente a cualquier situación.
- El sistema se encargará de generar una alerta siempre y cuando la revisión del sistema no hubiera sido exitosa.
- Al encender el prototipo este se posicionara a su posición inicial (definida por el médico y programada por el ingeniero).
- El sistema de baterías del dispositivo debe generar una alerta cuando su batería este llegando a su final y de estar en ejecutando una terapia, detendrá la terapia y estará detenida durante 5 minutos.
- La intensidad, tiempo e iteraciones del dispositivo serán controlados por el conjunto de instrucciones (batería de terapias) programadas.
- El sistema solo realizara los movimientos programados en la terapia.
- El sistema podrá mantener la temperatura inducida en intervalos de duración no superiores a 1 minuto.
- El cambio de temperatura será por iteraciones.
- El rango de error durante los movimientos e inducción de temperatura será inferior al 5%.
- El rango de error para la medición de temperatura, obtención de datos fisiológicos, posición y velocidad del prototipo será inferior al 5%.
- Contará con indicadores luminosos para alerta y mostrar el estado del prototipo.
- La generación de reportes no debe ser inferior al 15% de reportes semanales generado.

- Contará con un sistema de Back-up para el almacenamiento de los reportes.
- El sistema tendrá segmentación en los registros guardados, información del paciente será de revisada exclusivamente por el médico e información del prototipo será revisada exclusivamente por el ingeniero.
- La revisión de los registros no se podrá realizar localmente, se deberá realizar la conexión a la base de datos para poder exportar la información.
- El dispositivo contará con una pantalla que permitirá visualizar información relevante de la terapia.
- Durante la visualización se mantendrá activa la opción de parada de emergencia.
- El dispositivo contará con una apariencia en la cual se vea como un brazo humano.
- El dispositivo será modular, es decir, que permita desarmarse para comodidad del paciente.

### **4.3 Restrictivos**

- El sistema no podrá empezar una terapia si en la verificación del usuario este no está creado y no tiene asociado un conjunto de terapias.
- Si el sistema tuvo una parada de emergencia, este no podrá volverse a iniciar sino hasta 2 horas después de la primera parada de emergencia.
- El sistema no puede ni debe realizar ningún movimiento o acción hasta que el sistema complete la verificación del sistema.
- Si el sistema no se conecta a la toma eléctrica cuando las baterías generaron la alerta de descarga, el sistema se apagará.
- Si se presenta esfuerzo mayor a los parámetros establecidos para el paciente, el prototipo se detendrá automáticamente.
- El paciente no debe ni podrá realizar cambios a la programación de las terapias establecidas.
- Los movimientos estarán limitados a los establecidos en los requerimientos funcionales, por lo tanto, los movimientos de las articulaciones en los siguientes ángulos no estarán considerados.
  - No se deberán poder realizar los siguientes movimientos y ángulos de rotación del hombro:
    - Aducción: Rango de movimiento de 45°.
    - Extensión: Rango limitado posterior a 45°.
    - Flexión: Rango de movimiento de 180°.
    - Rotación interna: Rango de movimiento de 55°.
    - Rotación externa: Rango de movimiento de 40°
  - No se deberán poder realizar los siguientes movimientos y ángulos de rotación del codo:
    - Supinación: Rango de movimiento de 90°
    - Pronación: Rango de movimiento de 90°
  - No se deberán poder realizar los siguientes movimientos y ángulos de rotación del carpo:
    - Desviación: Arco total 50°, desviación cubital 30° y 20° desviación radial.
    - Flexión-extensión metacarpo falángico: Arco total de movimiento de 120° a 135°, 90° flexión y 30° extensión.

- Flexión-extensión metacarpo falángico pulgar: Rango de movimiento 50°.
- La inducción de temperatura solo podrá variar dentro de los parámetros establecidos, cambios a mayor o menor temperatura implicaran detener el sistema.
- No realizará inducción de temperaturas simultáneas.
- El sistema no permitirá la visualización de los registros a un perfil diferente al del administrador.
- El dispositivo no podrá pesar más de 10Kg.
- El prototipo no podrá superar los 30 cm de longitud, ni tener una longitud inferior a 10cm.
- El sistema no contará con cableado superficial, todo el cableado deberá estar integrado dentro del diseño interior del sistema o que su cableado superficial sea mínimo.
- Durante la visualización no se podrán hacer cambios de tiempo, temperatura o iteraciones.

## 5 PLAN DE PRUEBAS

A continuación se exponen las pruebas iniciales planteadas del sistema y durante el *capítulo 11 - Plan de pruebas*, se detallara específicamente componentes, metodología y los valores esperados como respuesta del sistema.

Este plan de pruebas sufrirá cambios debido a que estos corresponden a una etapa inicial donde no se ha seleccionado tecnología ni componentes y corresponden a un estimado de las pruebas que serían necesarias a tener en cuenta para seleccionar los componentes que suplan las necesidades de los requerimientos.

### 5.1 Prueba de componentes

- Se debe validar el funcionamiento de los componentes antes de integrarse al dispositivo.
  - Consumo eléctrico de potencia.
  - Respuesta a cambios de temperaturas entre 10° y 30°.
- Probar la velocidad de rotación y fuerza de torque de los motores.
- Probar amplificadores, con el fin de verificar la respuesta como salida en la obtención de las medidas de esfuerzo muscular.
  - Entrada y amplificación de la señal.
  - Se debe contar con corrección de offset a bajas frecuencias.
  - Se debe contar con corte de frecuencia a 60Hz.
  - Se debe contar con amplificación en la salida.
- Probar la salida en los sensores.
  - Tiempo de respuesta.
  - Señal obtenida.
- Probar la durabilidad, resistencia y flexibilidad del material en el cual será construido el exoesqueleto.
- Probar y validar peso y dimensiones del prototipo.

## **5.2 Pruebas Funcionales**

- Se realizara una electromiografía y una electroencefalografía a un paciente con hemiplejia espástica y a un paciente sin hemiplejia, esto, con el fin de medir la respuesta que tiene el musculo cuando se enfrenta a un estímulo, esta prueba deberá ser realizada en conjunto con el fisioterapeuta pues será una terapia en la que no se utilizara ningún dispositivo electrónico como método de ayuda, la terapia será una terapia estándar, por lo tanto, se deberá contar con la autorización de los dos pacientes, para la toma de los resultados propuestos.

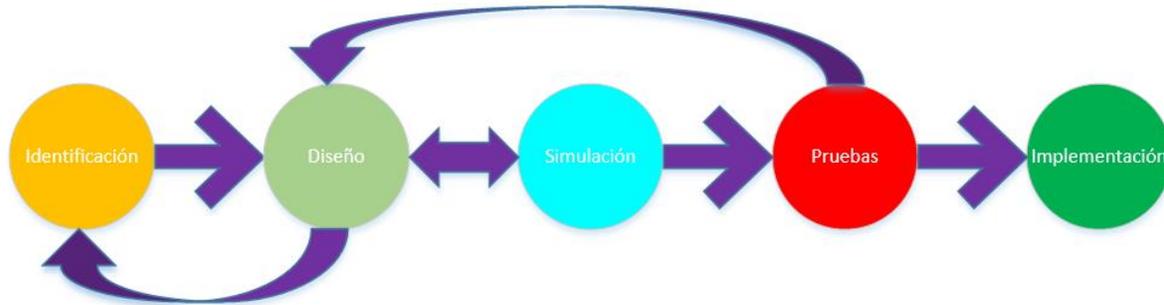
Medidas a tomar:

- Respuesta de fuerza del musculo, máxima y mínima fuerza aplicada.
- Respuesta neural al estímulo durante la terapia.
- Identificación de los puntos de inflexión donde se realiza la mayor cantidad de esfuerzo.
- Respuesta del musculo cuando se enfrenta a cambios de temperatura durante la terapia.
- Identificar los puntos neurales que se estimulan cuando se induce un choque o carga eléctrica en el musculo.
- Identificar los puntos musculares dentro del brazo que generan una mayor conducción eléctrica.
- Las pruebas de funcionamiento se realizaran sin paciente.
- Se deben probar la alternación e iteración en los movimientos que debe realizar el exoesqueleto con el fin de lograr una terapia exitosa.
- Se forzara al dispositivo de tal forma que se logren probar todos los diferentes movimientos en los ángulos específicos que cada articulación
- El dispositivo contara con una posición inicial, se debe probar que una vez la terapia termine el dispositivo vuelva a su posición inicial y quede listo para una siguiente.
- Probar el sistema de registro de back-up y generación de reportes durante y después de la ejecutada la terapia.

## **5.3 Pruebas de Integración**

- Probar que las dimensiones del dispositivo permitan adaptarse y acoplarse al paciente.
- Probar que el sistema cumpla con los estándares de seguridad y con el sistema de seguridad siempre activo.
- El dispositivo no permitirá movimientos abruptos por parte del paciente.
- Probar la respuesta muscular del paciente durante la ejecución de la terapia.
- Probar la interfaz guía y manual generado para que le paciente pueda realizar la terapia.
- Probar que el sistema encienda y apague correctamente, no se debe realizar ningún movimiento por parte del prototipo hasta que el sistema esté completamente acoplado al paciente.

## 6 METODOLOGIA



*Figura 2 – Metodología de desarrollo para el diseño, implementación y pruebas*

En la Figura 2 se describen las etapas con las cuales contara el diseño: Identificación, diseño, simulación, pruebas e implementación.

En la etapa de identificación, se realizara la búsqueda de la información necesaria para el desarrollo del proyecto, es decir, de esta etapa depende los limitantes de diseño, el alcance y las funcionalidades que tendrá el dispositivo, de igual forma proporcionara la información necesaria para le ejecución de las rutinas del dispositivo, en pocas palabras, de una mala identificación de las actividades a ejecutar por el dispositivo se realizara una etapa de diseño no funcional, lo cual incurrida en tiempo mal gastado y se tendrá el riesgo de tener que realizar una nueva identificación de las variables.

En la etapa de diseño, se llevará a cabo todas la información y puntos fundamentales obtenidos en la identificación y que permitirán poder modelar un sistema que cumpla con los requerimientos funcionales del dispositivo, de este punto se puede devolver a la identificación, si esta se realiza en un ciclo de vida rápido del proyecto, pues puede y permitirá correcciones a ejecutar en el diseño.

En la etapa de simulación, se pondrá a prueba todo el diseño ejecutado la etapa de diseño, esta etapa, se presta para que tanto el diseño como la simulación sean mancomunados, es decir, que se puedan ejecutar en paralelo y no necesariamente lineal, por lo tanto, al permitirse esta etapa ejecutarse en paralelo podremos obtener resultados en el diseño que nos permitan una corrección antes de la ejecución completa de las pruebas.

En la etapa de pruebas, ejecutaremos todo el análisis y respectivas correcciones preventivas que se deben realizar en el diseño antes de la etapa de implementación, esta etapa solo puede devolverse a la etapa de diseño pues es allí donde se valida la entrada de los requerimientos y permite ajustarlos a lo obtenido como resultado en las pruebas, durante la etapa de pruebas, se realizan las pruebas de componentes, funcionales y de integración, para al final tener un dispositivo listo para implementación.

Por último, se tiene la etapa de implementación, en la cual, ya se tiene un prototipo listo para probar y que puede cumplir con los requerimientos específicos del proyecto.

Se realizará un seguimiento es cascada, donde se podrá visualizar el avance, errores, correcciones y modificaciones que se realicen en el proyecto durante su ejecución. Esta

metodología permitirá obtener los resultados y análisis necesarios con el fin de llevar a cabo y completar a cabalidad los objetivos y requerimientos que se generaron durante el proyecto.

Se utilizará igualmente una metodología ágil, la cual le permitirá al proyecto realizar avances por etapas (Sprint) de corta duración, sobre una implementación en específico, es decir, aunque se tiene una metodología en cascada y que delimita unas actividades por periodo, a estas actividades se les adicionará un avance el cual permitirá diseñar, simular y probar en un periodo menos extenso, esta metodología no aplica para todos los casos del diseño, por lo tanto, será necesario considerar en que etapas de la implementación se debe incurrir en esta.

Este tipo de metodología ágil permitirá realizar correcciones, actualizaciones y mejoras en menor tiempo, lo cual permite tener un desarrollo de actividades más eficiente y eficaz, pues al centrarse en una sola etapa implementación, permite que esta fluya más rápido y se generen avances más rápidos, pues así se podrá progresar a una siguiente etapa teniendo una ya funcional.

## **7 RECURSOS NECESARIOS**

### ***7.1 Tiempo***

Se invertirán de 10 a 12 horas semanales que se invertirán en consulta de información, revisión del documento general y corrección del mismo, de igual forma, este tiempo a invertir semanalmente se utilizará para revisión del código para el correcto funcionamiento.

Durante los fines de semana se ocuparán de 6 a 8 horas diarias que se invertirán para las pruebas de integración entre el código y las partes físicas.

### ***7.2 Recursos Humanos***

Se cuenta con un estudiante de ingeniería electrónica, que cursa los últimos semestres de carrera, se cuenta con un ingeniero Biomédico con especialización y maestra a fines de su carrera el cual funciona como asesor del proyecto, ayudando a validar la viabilidad de los requerimientos, se cuenta con una fisioterapeuta la cual guía e instruye en los movimientos que debe realizar el dispositivo para cumplir una terapia exitosa, de igual forma cumple funciones como asesora, pues guía a nivel conceptual, y se cuenta con un ingeniero electrónico con maestría, esta persona está ayudando en la identificación del proceso para la construcción del documento, estos miembros mencionados, son miembros externos a la institución

Institucionalmente se cuenta con la ayuda del director del proyecto y los profesores como asesores.

Se está sujeto a que el recurso humano pueda crecer a nivel externo, debido a que se está en conversaciones con una fundación que realiza terapias físicas para poder contar con el apoyo de esta fundación a nivel profesional, intelectual y suplir los posibles conflictos

éticos que se pueden generar al realizar un dispositivo que ejecutara una terapia sobre un paciente.

### **7.3 Recursos Técnicos**

Computador con acceso a herramientas de Office, software dedicado para fines de la carrera: Multisim, Labview, Matlab, Proteus, PCB Wizard, PIC-C, entre otros...

Datesheets de componentes electrónicos para corroborar funcionamiento, componentes electrónicos, tales como amplificadores, microprocesadores, arduino, cable, sensores, resistencias.

### **7.4 Recursos Documentables**

Papers, libros, información técnica y normativa, videos, artículos y revistas a fines que permitan obtener información suficiente e indispensable relacionada al proyecto.

### **7.5 Financiación**

El prototipo se realizara con financiación completa por parte del estudiante, quien asumirá todos los gastos correspondientes a diseño, impresión y ejecución.

Para la etapa de diseño e impresión se estima un gasto de 3´000.000 de pesos.

Para la etapa de ejecución y pruebas de integración frente a todas las tecnologías a implementar se estima un gasto de 1´500.000.

Se estiman gastos adicionales por fallos o cambios en las tecnologías por 500.000 teniendo un total para la implementación del prototipo de 5´000.000.

## **8 ESTADO DEL ARTE**

### **8.1 Bases teóricas**

#### **Posición Anatómica**

La posición anatómica tiene que ver con las referencias espaciales que posibilitan la descripción de cómo se disponen los tejidos, los órganos y los sistemas del cuerpo humano. Puede estudiarse de acuerdo con tres ejes: el eje vertical (de la cabeza a los pies), el eje transversal (de lado a lado) y el eje anteroposterior (de adelante hacia atrás). Los principales planos anatómicos, pues, son el plano medio (que divide al cuerpo en dos partes: izquierda y derecha), los planos frontales (separan al cuerpo en anterior y posterior), los planos axiales (orientados de manera horizontal), los planos sagitales (perpendiculares a los frontales) y los planos oblicuos (que dividen el cuerpo en una dirección que no resulta paralela al resto de los planos) [11].

## **Plasticidad sináptica**

Cuando está ocupado en un nuevo aprendizaje o en una nueva experiencia, el cerebro establece una serie de conexiones neuronales. Estas vías o circuitos neuronales son construidos como rutas para la intercomunicación de las neuronas. Estas rutas se crean en el cerebro a través del aprendizaje y la práctica, de forma muy parecida a como se forma un camino de montaña a través del uso diario de la misma ruta por un pastor y su rebaño. Las neuronas se comunican entre sí mediante conexiones llamadas sinapsis y estas vías de comunicación se pueden regenerar durante toda la vida. Cada vez que se adquieren nuevos conocimientos (a través de la práctica repetida), la comunicación o la transmisión sináptica entre las neuronas implicadas se ve reforzada. Una mejor comunicación entre las neuronas significa que las señales eléctricas viajan de manera más eficiente a lo largo del nuevo camino. Por ejemplo, cuando se intenta reconocer un nuevo pájaro, se realizan nuevas conexiones entre algunas neuronas. Así, las neuronas de la corteza visual determinan su color, las de la corteza auditiva atienden a su canto y, otras, al nombre del pájaro. Para conocer el pájaro y sus atributos, el color, la canción y el nombre son repetidamente evocados. Revisitando el circuito neural y restableciendo la transmisión neuronal entre las neuronas implicadas cada nuevo intento mejora la eficiencia de la transmisión sináptica. La comunicación entre las neuronas correspondientes es mejorada, la cognición se hace más y más rápidamente. La plasticidad sináptica es quizás el pilar sobre el que la asombrosa maleabilidad del cerebro descansa [12].

## **CIF – Clasificación Internacional del Funcionamiento, de la discapacidad y de la salud.**

Es una clasificación diseñada con un propósito múltiple, para ser utilizada en varias disciplinas y diferentes sectores: permite proporcionar una base científica para la comprensión y el estudio de la salud y los estados relacionados con ella, los resultados y determinantes.

Establecer un lenguaje común para describir la salud y los estados relacionados con ella, para mejorar la comunicación entre distintos usuarios, tales como profesionales de la salud, investigadores, diseñadores de políticas sanitarias y la población general, incluyendo a las personas con discapacidades.

Permitir la comparación de datos entre países, entre disciplinas sanitarias, entre los servicios y en diferentes momentos a lo largo del tiempo y proporcionar un esquema de codificación sistematizado para ser aplicado en el sistema de información sanitaria [13].

## **Modelo Vojta**

A través de la aplicación terapéutica de la locomoción refleja es posible volver a conseguir acceso a patrones motores – o parte de ellos – en pacientes con alteraciones del sistema nervioso central y aparato locomotor.

La locomoción refleja se activa por vía “reflexógena”. En contexto con la locomoción refleja, el término “reflejo” no representa el modo del control neuronal, sino que se refiere a

las respuestas motoras definidas, "automáticas" y siempre iguales producidas por estímulos externos, aplicados terapéuticamente.

En la terapia-Vojta el terapeuta presiona selectivamente zonas determinadas del cuerpo, estando el paciente en decúbito prono, - supino o – lateral. Estos tipos de estímulos, en el ser humano de cualquier edad, provocan de forma automática y sin iniciativa propia, es decir sin colaboración activa voluntaria de la persona, la activación de dos complejos de movimientos:

La reptación refleja en decúbito prono y el volteo reflejo en decúbito supino y –lateral. La reptación refleja conduce a un movimiento de tipo arrastre, mientras que el volteo reflejo comienza en decúbito supino y, pasando por el decúbito lateral, sigue su proceso hasta llegar a la denominada marcha cuadrúpeda.

En la locomoción refleja aparece una activación coordinada y rítmica de toda la musculatura esquelética y se estimulan diferentes circuitos del sistema nervioso central. Las reacciones motoras que se desencadenan de forma regular y cíclica debido a estímulos de presión, a partir de determinadas posiciones de partida, son reproducibles por completo y cuantas veces se quiera, incluso en el niño recién nacido.

Todos los movimientos que aparecen en el desarrollo del ser humano en la prensión, el volteo, el gateo, en la puesta en pie y en la marcha, por tanto, se estimulan de forma visible. Están, presentes incluso en niños de un estadio de desarrollo, en el que de forma espontánea aun no poseen dichas capacidades.

A través de la aplicación terapéutica de la locomoción refleja, se activan en el paciente aquellas funciones musculares usadas de formas inconscientes y necesarias para la motricidad espontánea del día a día, sobre todo en la columna vertebral, pero también en brazos y piernas, manos y pies y en la cara.

El Prof. Vojta supuso, que la activación repetitiva de dichos movimientos "reflejos" en el paciente conducía a la "liberación" o "generación" de circuitos nerviosos bloqueados funcionalmente entre el cerebro y la medula espinal [14].

### **Electromiografía**

La electromiografía (EMG) es un procedimiento de diagnóstico para evaluar la salud de los músculos y las células nerviosas que ellos (neuronas motoras) controlan. Las neuronas motoras transmiten señales eléctricas que hacen que los músculos se contraigan. Una EMG se traduce estas señales en gráficos, sonidos o valores numéricos que interpreta a un especialista. Una EMG utiliza dispositivos diminutos llamados electrodos para transmitir o detectar señales eléctricas. Durante una aguja EMG, un electrodo de aguja insertada directamente en un músculo registra la actividad eléctrica en ese músculo. Un estudio de conducción nerviosa, otra parte de un EMG utiliza electrodos pegados a la piel (electrodos de superficie) para medir la velocidad y la potencia de las señales que viajan entre dos o más puntos [15].

## **8.2 Tecnología**

### **Método TheraSuit**

- Combina un programa de fortalecimiento intensivo y personalizado para niños con parálisis cerebral mediante TheraSuit y la Unidad de Ejercicios Universal
- Combate los efectos de la pérdida de condiciones e inmovilización
- Reconoce que los enfoques terapéuticos estandarizados son menos efectivos
- Basado en los principios de la terapia intensiva y desarrollo de la fuerza
- Educa el cuerpo del niño discapacitado como el de un niño sin minusvalías
- Nuevo enfoque por el que el campo de la terapia física aprende del campo de la salud y la preparación física
- Programa estructurado que mejora el crecimiento y el desarrollo de la persona

TheraSuit constituye una ortosis blanda, dinámica y propioceptiva que consta de una capucha, un traje de dos piezas, unas rodilleras y unas correas para los zapatos unidos por un sistema de gomas elásticas. Se trata de una herramienta efectiva y segura que utilizamos en combinación con nuestro programa intensivo de ejercicios para acelerar el progreso del niño [16].

- Mejora la propiocepción
- Reduce los reflejos patológicos
- Recupera los patrones posturales y de movimiento correctos
- Proporciona estabilización externa y refuerza los músculos débiles
- Corrige el alineamiento del cuerpo
- Mejora el sistema vestibular
- Estimula el cerebro para reeducar el sistema nervioso central (SNC)
- Proporciona estimulación táctil y sensorial
- Mejora la producción y la fluidez del lenguaje
- Carga el cuerpo con presiones de tipo gravitacional
- Acelera el progreso de los movimientos y las habilidades funcionales recién adquiridas.

### **Soft Materials**

Los actuadores blandos consisten en matrices elastómeras con mariales flexibles incrustados (tela, papel, fibra, partículas) son de particular interés para la comunidad robótica porque son livianos, asequibles y se pueden personalizar fácilmente a través de una aplicación determinada. Estos actuadores se pueden fabricar rápidamente en un proceso de moldeo de múltiples etapas y pueden lograr combinaciones de contracción, extensión, flexión y torsión con entradas de control simples como aire presurizado [17].

### **Wearable Sensors**

Los nuevos sistemas de sensores son de fácil integración con textiles y los materiales blandos son necesarios en orden de agregar control a los Soft Exosuits. Exoesqueletos rígidos normalmente incluyen sensores como encoders o potenciómetros en las uniones robóticas

para la aproximación de ángulos de rotación, El diseño de estos sensores permite medir la cinemática del cuerpo humano y la integración traje-humano permite tener fuerzas de interacción robustas, rentables y ofrecen una fácil integración en prendas de vestir [18].

### **Embrace**

Es un sistema que permite detectar y generar alertas cuando una persona está a punto de tener un ataque epiléptico [19].

### **Sensor EDA (Electrodermal Activity)**

La secreción de las glándulas sudoríparas es un proceso que permite que nuestro cuerpo regule su temperatura, pero también se asocia a la actividad del sistema nervioso simpático. Siempre que nos excitemos (por ejemplo, nervios) o relajados, ese estado se traduce parcialmente en la producción o inhibición del sudor en las glándulas de las manos y los pies. Esto cambia la resistencia de nuestra piel; El monitoreo de la actividad electro-dermal (EDA) permite la traducción de estos cambios de resistencia a valores numéricos, lo que permite su uso en una amplia gama de aplicaciones. Los usos conocidos de este sensor incluyen el mapeo emocional, la prueba de polígrafo (también conocido como detector de mentiras), y también el biofeedback de estrés / relajación [20].

## **8.3 Glosario de términos**

<b>Electrodo</b>	Es un conductor eléctrico utilizado para hacer contacto con una parte no metálica de un circuito [21].
<b>Espasticidad</b>	Es el aumento del tono muscular que acompaña al "síndrome piramidal" o "síndrome de primera neurona motora", los cuales hacen referencia a: Un tipo de parálisis, aumento de los reflejos profundos y liberación de los reflejos patológicos [22].
<b>Exoesqueleto</b>	Es una armadura externa a la superficie de las extremidades físicas de las personas, que protege a la extremidad o cuerpo [23].
<b>Hemicuerpo</b>	Mitad lateral del cuerpo humano [24].
<b>Hemiplejia</b>	Consiste en la pérdida de fuerza que afecta a las extremidades del mismo lado del cuerpo [25].
<b>Motricidad</b>	Hace referencia a la capacidad que tiene un organismo de generar movimiento o de desplazarse. Hace referencia a la facultad del sistema nervioso central de provocar contracciones musculares [26].
<b>Musculo flexor</b>	Recibe también el nombre de epitrocneas, su acción es la de mover el musculo en pronación o abducción, articulaciones que se ven afectadas por el musculo flexor, muñeca, codo y hombro [27].

**Prototipo** Es el primer modelo para el desarrollo de un sistema más complejo [28].

**Plasticidad Neuronal** Permite a las neuronas regenerarse tanto anatómica como funcionalmente y formar nuevas conexiones sinápticas, representa la capacidad del cerebro para recuperarse y reestructurarse [29].

**Sinapsis Neuronal** Zona de transmisión de impulsos nerviosos eléctricos entre dos células nerviosas (neuronas) o entre una neurona y una glándula o célula muscular [30].

**Sensor** Es un dispositivo que reacciona a cambios dados por movimiento, calor o luz [31].

## 9 DISEÑO FUNCIONAL

### 9.1 Caja con entradas y salidas

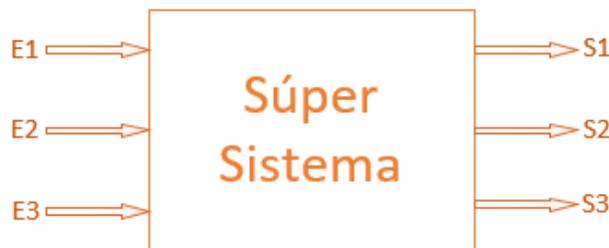


Figura 3 - Entradas y salidas Súper Sistema

En la Figura 3 se describe la composición general del sistema y como se divide en sus entradas y salidas.

- E1: Verificación de datos, esta entrada se encargará de validar que el usuario que está ingresando a la interfaz de usuario final, cuente con un registro de datos almacenado por un médico, esta verificación es necesaria para poder validar el conjunto de terapias asignadas.
- E2: Parada manual, es una verificación que el sistema tiene para detener todo tipo de movimiento o acción que esté realizando el sistema, como su nombre lo indica, es una parada de funcionamiento manual.
- E3: Verificación del sistema, es la entrada que permite validar que el dispositivo se encuentre debidamente conectado al paciente, si esta verificación no es correcta, el sistema no se activara.
- S1: Visualización del avance, esta salida permite identificar el estado de la terapia, el tiempo restante y el estado del sistema durante la ejecución de la terapia, permite validar también el estado de las baterías cuando no se encuentra conectadas a la toma de red eléctrica.

- S2: Posición, esta salida, generara los cambios de velocidad, posición y fuerza necesarios para que el dispositivo este en la capacidad de realizar los movimientos de la terapia en el paciente.
- S3: Adquisición de registros, esta salida será de uso exclusivo por parte del administrador del sistema, esta salida permite tener la información y registros del avance en las terapias en el paciente.

**9.2 Mínimo dos alternativas, a nivel de bloques**

**Sistema 1**

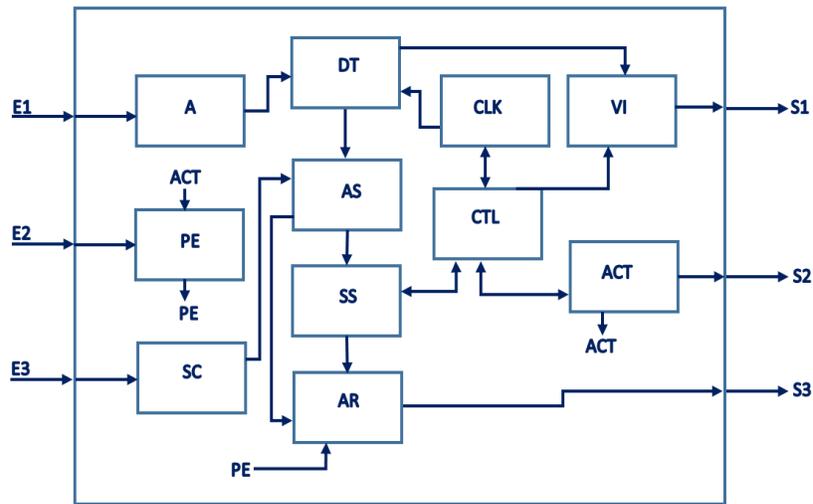


Figura 4 - Alternativa de Solución 1

En la Figura 4 se establecen los subsistemas, entradas y salidas que componen la alternativa de solución número 1.

**Sistema 2**

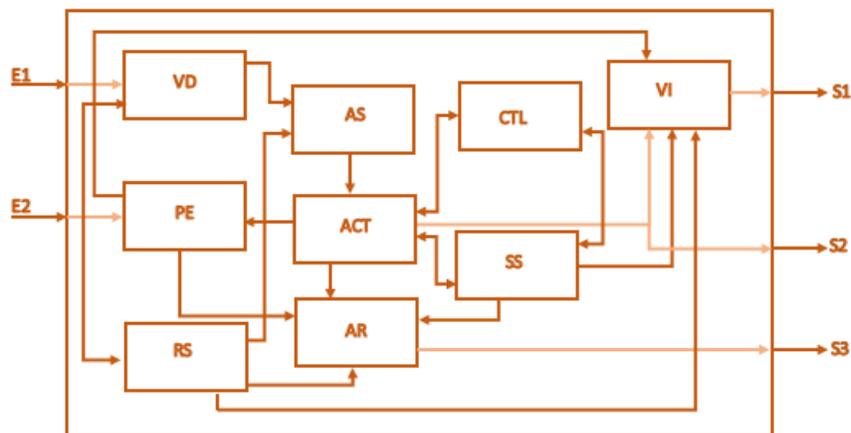


Figura 5 - Alternativa de Solución 2

En la Figura 5 se establecen los subsistemas, entradas y salidas que componen la alternativa de solución número 2.

### **9.3 Nombre de señales entre cajas**

#### **Sistema 1: Alternativa de solución 1**

- E1: Verificación de datos, esta entrada se encargara de validar la autenticación del usuario, de tal forma que cuente con un registro en el sistema y con un conjunto de terapias cargadas.
- E2: Parada manual, es una verificación del sistema para detener todo tipo de movimiento o acción que esté realizando el sistema, como su nombre lo indica, es una parada de funcionamiento manual.
- S1: Visualización del avance, esta salida permite identificar el estado de la terapia y el tiempo restante, permite validar también el estado de las baterías cuando no se encuentra conectadas a la toma de red eléctrica.
- S2: Posición, esta salida, permite identificar el movimiento realizado por las articulaciones (hombro, codo y carpo).
- S3: Adquisición de registros, esta salida permite tener la información y registros del avance en las terapias en el paciente.

#### **Componentes**

- A: Autenticación del sistema.
- PE: Parada de Emergencia.
- SC: Sensor que valida que el dispositivo este cerrado y el estado del sistema.
- DT: Datos Terapia.
- AS: Activación del sistema.
- SS: Sensores del dispositivo.
- AR: Almacenamiento de Registros.
- CLK: Reloj.
- CTL: Etapa de control del dispositivo.
- VI: Visualización del estado de la terapia.
- ACT: Actuadores.

#### **Sistema 2: Alternativa de solución 2**

- E1: Verificación de datos, esta entrada se encargara de validar la autenticación del usuario, de tal forma que cuente con un registro en el sistema y con un conjunto de terapias cargadas.
- E2: Parada manual, es una verificación del sistema para detener todo tipo de movimiento o acción que esté realizando el sistema, como su nombre lo indica, es una parada de funcionamiento manual.

- S1: Visualización del avance, esta salida permite identificar el estado de la terapia y el tiempo restante, permite validar también el estado de las baterías cuando no se encuentra conectadas a la toma de red eléctrica.
- S2: Posición, esta salida, permite identificar el movimiento realizado por las articulaciones (hombro, codo y carpo).
- S3: Adquisición de registros, esta salida permite tener la información y registros del avance en las terapias en el paciente.

### **Componentes**

- VD: Verificación de datos.
- PE: Parada de emergencia.
- RS: Revisión del sistema.
- AS: Activación sistema.
- ACT: Actuadores.
- AR: Almacenamiento de registros.
- CTL: Control.
- SS: Sensores.
- VI: Visualización.

## **9.4 Funciones de cada caja**

### **Sistema 1: Alternativa de solución 1**

Cuando se ingresan los datos por E1, el subsistema A se encargara de validar que usuario que están digitando está registrado en el dispositivo para acceder a la base de DT, al acceder a la base de DT, el sistema se encargara de validar la cantidad de terapias pendientes por realizar del usuario y las fechas que tiene previstas para cada terapia, validada la información del usuario y las terapias por ejecutar, el sistema no se activara hasta que SC valide que el dispositivo se encuentra cerrado y ha detectado señales de respuesta muscular del usuario, si esta validación no se cumple, el dispositivo no encenderá.

Si las dos validaciones del sistema fueron validadas, el sistema se activará (SA), lo que permitirá que los sensores del sistema SS entren en funcionamiento, los sensores se encargaran de indicarle a la etapa de control del sistema (CTL) en qué posición deben estar los actuadores (ACT), igualmente, tan pronto los sensores son activados, se empezara a enviar información al almacenamiento de registros para guardar la información antes, durante y después de la terapia.

El almacenamiento de registros (AR), desde que SS comenzó a enviarle información se mantendrá activo hasta que el sistema se apague, incluso cuando el sistema este detenido por una parada de emergencia, este continuará almacenando información.

El reloj (CLK) al igual que los actuadores funcionaran como dispositivos de entrega y salida de información, debido a que la etapa de CTL tiene que estar validando constantemente el estado la posición de cada ACT y que las iteraciones se cumplan dentro de los tiempos establecidos. Igualmente, CTL y SS tendrán un funcionamiento similar al del control con los

actuadores, pues los sensores son los que validan que los procesos realizados en la etapa de control se encuentren dentro de los límites establecidos.

La visualización (V) de la información del sistema se genera a partir de la información y el estado que recibe la etapa de control de los actuadores, validando que el ejercicio realizado sea el que está programado en los datos de la terapia.

La parada de emergencia (PE) puede ser tanto manual, activada por el usuario o automática, esta parada automática se genera cuando él los sensores le informa a la etapa de control que el ejercicio a ejecutar está provocando fatiga y/o estrés muscular en el paciente.

## **Sistema 2: Alternativa de solución 2**

Esta propuesta, recibe los datos del usuario y realiza una verificación VD en la cual, valida si el usuario cuenta con terapias asignadas y si existe dentro del sistema, si el usuario no existe, el sistema se queda en la ventana principal validando un usuario válido.

Para activar el sistema (AS), es necesario que inicialmente el usuario exista en los registros del sistema y segundo que la revisión del sistema (RS) sea exitosa, la revisión del sistema se encarga de validar que todos los parámetros de funcionamiento, sensores, actuadores, paradas de emergencia y alertas se encuentra en funcionamiento, si alguno de los ítems mencionados anteriormente no se encuentra en buenas condiciones, el sistema no se activara e inmediatamente el RS enviara esta información al almacenamiento de registros (AR) para posterior validación con el médico.

Si ambas validaciones del sistema fueron exitosas, el AS procederá a activar los actuadores (ACT), con la activación de los ACT se inician también los sensores (SS) y el sistema de control (CTL), estos últimos tres, ACT, SS y CTL se encuentra relacionados entre sí, pues, su comunicación es de vital importancia para que el sistema y los ejercicios propuestos se cumplan debidamente, cualquier tipo de incidencia que provoque que los SS no funcionen correctamente o que los ACT están realizando movimientos que no están establecidos como ejercicio en la VD, el ACT activara el sistema de seguridad automático activando la PE.

Sin importar si la PE es activada por el ACT o por la E2, el sistema continuara encendido de tal forma que PE enviara información a AR para guardar la información del fallo, dejando el registro de cuál fue la razón de la parada, si fue manual dejara un registro de la fecha y ejercicio ejecutado con el fin de que el medico valide el fallo con el usuario.

La visualización de la información se genera a partir de los datos obtenidos por SS y por ACT, esta visualización mostrara el estado actual del ejercicio, del musculo y de RS, la finalidad de esta visualización es identificar el tiempo restante, la velocidad aplicada, la temperatura e igualmente funciona como medida de control para que el sistema no presente fallas por mal funcionamiento, por descargas de las baterías o por aumentos o cambios de temperatura que puedan afectar el funcionamiento.

## 9.5 Selección de alternativa

Para la implementación del proyecto se tomó la decisión de escoger el la propuesta del sistema número 2, debido a que aunque ambas propuestas de los sistemas parecieran tener el mismo funcionamiento y la misma respuesta, el sistema número 2 permite tener una mayor asertividad en el momento de la obtención de la información para el almacenamiento de los registros, igualmente, le permite al usuario final, tener una visualización más amplia respecto a la información de la terapia, de igual forma, la comunicación entre los actuadores, los sensores y la etapa de control es de vital importancia, pues es desde el control donde se puede verificar que los ejercicios propuestos se estén cumpliendo y que los rangos de operación se encuentren dentro de los límites establecidos.

## 10 DISEÑO DETALLADO

### 10.1 Subsistema VD (Verificación de Datos)

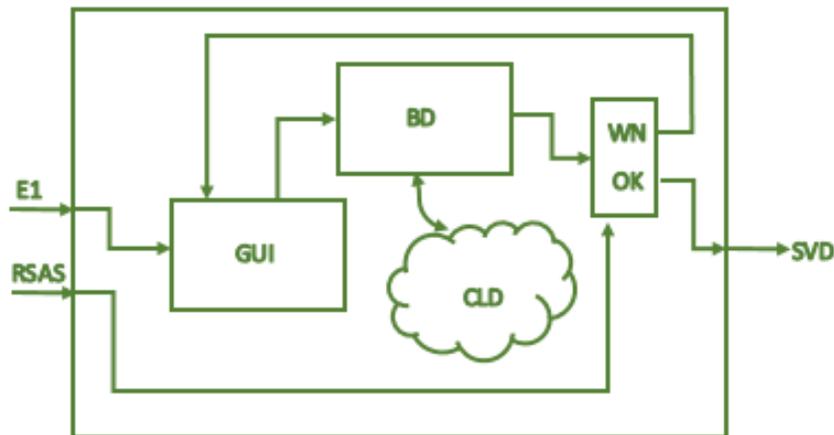


Figura 6 - Subsistema VD (Verificación de datos)

En la Figura 6 se detalla la estructura y componentes que integran el subsistema de Verificación de datos, adicional cuenta con sus respectivas entradas y salidas; entradas y salidas que provienen de subsistemas adyacentes.

#### 10.1.1 Requerimiento

- El sistema contará con una interfaz de usuario que permita hacer autenticación, identificación de usuario y validación del sistema. (Funcional)
- El sistema contará con un usuario administrador, pruebas y de usuario final. (Funcional)
- El sistema debe ser capaz de identificar un usuario y validar si se encuentra creado o no para la ejecución de una terapia. (Calidad)
- El sistema no podrá empezar una terapia si en la verificación del usuario este no está creado y no tiene asociado un conjunto de terapias. (Restrictivo)

### 10.1.2 Función, entradas y salidas

#### Función

Permite validar que tanto la verificación de usuario en la BD, como la verificación del sistema se encuentren bien, esto debido a que si el sistema detecta un usuario no habilitado no va a encontrar una terapia asignada. Mientras que si el sistema no se encuentra en funcionamiento no va a iniciar su funcionamiento.

A continuación se definen los componentes que hacen parte del subsistema VD.

- **GUI:** Interfaz gráfica del usuario.
- **BD:** Base de datos
- **CLD:** Nube
- **WN:** Estado respuesta de la BD de información invalida.
- **OK:** Estado respuesta de la BD de información valida.

Este subsistema contara con una entrada manual de información (E1), esta entrada se encargará de validar que el usuario que está ingresando a la interfaz de usuario final, cuente con un registro de datos almacenado en la base de datos (BD), esta verificación es necesaria para poder validar el conjunto de terapias asignadas al usuario, sin esta validación no se puede iniciar el sistema.

El ingreso de este usuario está compuesto netamente por caracteres alfanuméricos, los caracteres especiales no son permitidos, por lo tanto, si se ingresa alguno de estos caracteres no será aceptado por el sistema y generará un error de registro, solicitándole nuevamente al usuario que ingrese un usuario valido.

El registro de la información del usuario se podrá visualizar en una GUI, la cual le permitirá al usuario digitar y verificar la información; esta GUI le permite al sistema poder validar si el usuario se encuentra creado y registrado dentro de la BD para poder cargar la información correspondiente a la rutina de terapias a ejecutar en esa fecha.

La validación de registro del usuario dentro del sistema se realiza mediante una conexión a un BD local del sistema que se conecta a la nube (CLD), la validación que se realiza en la nube será tanto de fecha, como de identificación del usuario; si la identificación no es correcta genera una alerta (WN) el cual le solicita al usuario que registre nuevamente sus credenciales; si la validación es correcta, el sistema generara una señal con un rango de operación entre 3,6V y 5V indicando que la autenticación es correcta (OK), esta señal de voltaje se enviara mediante la salida SVD esta salida del subsistema procederá a realizar el ingreso formal a la interfaz y activación del sistema.

El subsistema VD tiene una validación independiente a la revisión del sistema, debido a que en el subsistema VD, solo se revisa que la información ingresada a nivel de usuario este correcta y que estas credenciales se encuentren creadas en la BD con una cantidad de rutinas establecidas para la fecha de ingreso de datos, la revisión del sistema, se encargara

de validar que el sistema se encuentre cerrado y sin alertas de sistemas físicos fallando, este subsistema será revisado más a fondo más adelante.

### **Entradas y Salidas.**

- **E1:** Verificación de datos: Se ingresará un conjunto de caracteres alfanuméricos con una longitud máxima de 15 caracteres, no estará permitido el uso de caracteres especiales.
- **RSAS:** Señal salida para activación del sistema: Sera una salida de voltaje y se representan en valores en de 0 a 1.2V para mantener el sistema apagado, de 1,3V a 3,5V serán valores no permitidos y no serán considerados en el análisis de la salida y valores superiores a 3,6V hasta 5V representarán el rango de operación donde se activará el sistema.
- **SVD:** Salida que permite la activación del sistema: Sera una salida de voltaje y se representan en valores en de 0 a 1.2V para mantener el sistema apagado, de 1,3V a 3,5V serán valores no permitidos y no serán considerados en el análisis de la salida y valores superiores a 3,6V hasta 5V representarán el rango de operación donde se activara el sistema.

#### *10.1.3 Diseño del subsistema*

Para lograr el diseño de una base de datos y su conexión con el sistema y su posterior validación de la información del paciente, médico o ingeniero, el sistema deberá contar con un sistema embebido que permita configurar un sistema operativo que soporte la adquisición de información y almacenamiento de datos mediante el uso de una base de datos, por lo tanto, lo primero a definir antes del sistema operativo, será identificar el mejor sistema embebido para nuestro sistema operativo y que se utilizara como soporte para la base de datos.

##### *10.1.3.1 Sistema Embebido*

Este sistema embebido permitirá realizar una configuración de un servidor web, este servidor web permitirá recibir la información de los diferentes subsistemas del dispositivo, será el sistema en donde se realizará la configuración de la interfaz de usuario, por lo tanto, debe contar con una unidad de procesamiento rápida, conexión inalámbrica y la posibilidad de configurar diferentes sistemas operativos para realizar la prueba al montar el servidor web y debe contar con la capacidad de poder instalar programas de diseño de base de datos para la edición de la base de datos que permitirá recibir la información de los diferentes subsistemas.

Debe contar con pines I/O para configuración de periféricos adicionales tales como, pantalla externa, sensores o acondicionadores para el análisis y procesamiento de la señal.

En la Figura 7 y Figura 8, se presentan los diferentes modelos de Raspberry del mercado y comparan punto a punto las ventajas que tiene cada una de estas tarjetas con respecto a su versión anterior.

			
Raspberry Pi	Modelo A	Modelo A+	Modelo B
SoC	Broadcom BCM2835	Broadcom BCM2835	Broadcom BCM2835
CPU	700MHz ARM1176JFZ-S	700MHz ARM1176JFZ-S	700MHz ARM1176JFZ-S
GPU	VideoCore IV	VideoCore IV	VideoCore IV
RAM	256Mb	512Mb	512Mb
USB	1	1	2
Video	RCA, HDMI	Jack, HDMI	RCA, HDMI
Audio	Jack, HDMI	Jack, HDMI	Jack, HDMI
Boot	Memoria SD	Memoria microSD	Memoria SD
Wireless	No tiene	No tiene	No tiene
Red Ethernet	No tiene	No tiene	Ethernet 10/100
Alimentación	5V / 2Amp	5V / 2Amp	5V / 2Amp
GPIO	26 pines GPIO	40 pines GPIO	26 pines GPIO
Tamaño	85,6 x 53,98 mm	65 x 56 mm	85,6 x 53,98 mm

Figura 7 - Requerimientos Sistema Embebido Comparación 1 [32]

			
Raspberry Pi	Modelo B+	RPI V2 modelo B	RPI 3 modelo B
SoC	Broadcom BCM2835	Broadcom BCM2836	Broadcom BCM2837
CPU	700MHz ARM1176JFZ-S	900MHz Quad-core ARM Cortex-A7	1.2Ghz Quad Cortex A53
GPU	VideoCore IV	250Mhz VideoCore IV	400Mhz VideoCore IV
RAM	512Mb	1Gb	1Gb
USB	4	4	4
Video	Jack, HDMI	Jack, HDMI	Jack, HDMI
Audio	Jack, HDMI	Jack, HDMI	Jack, HDMI
Boot	Memoria microSD	Memoria microSD	Memoria microSD
Wireless	No tiene	No tiene	802.11n / Bluetooth 4.1
Red Ethernet	Ethernet 10/100	Ethernet 10/100	Ethernet 10/100
Alimentación	5V / 2Amp	5V / 2Amp	5V / 2.5Amp
GPIO	40 pines GPIO	40 pines GPIO	40 pines GPIO
Tamaño	85 x 56 x 17 mm	85 x 56 x 17 mm	85 x 56 x 17 mm

Figura 8 - Requerimientos Sistema Embebido Comparación 2 [32]

Con base a los requerimientos presentados, el sistema embebido óptimo es la Raspberry PI 3 modelo B, este sistema cuenta con conexión a internet tanto LAN con Wireless, lo que permite tener una mayor movilidad pues con su conexión inalámbrica en cualquier ubicación se puede reportar información al servidor una vez configurado, la velocidad del procesador en conjunto con la velocidad de la memoria RAM, permite generar un diseño de base de datos lo suficientemente robusta que permita el análisis y procesamiento de las señales obtenidas de los diferentes subsistemas, adicional el contar con 40 pines I/O lo vuelve la opción más recomendable para conexión de periféricos adicionales.

### 10.1.3.2 Sistema operativo para el sistema embebido

El sistema operativo debe poder ser instalado en el sistema embebido, deberá ser un SO basado en arquitectura Linux debido a que este software es free, debe tener la capacidad de soportar la instalación de programas que permitan la edición y configuración de la base de datos.

Seleccionado el sistema embebido el SO más compatible es Raspbian, debido a que es el SO por defecto con el que viene la Raspberry, además incluye programas pre instalados necesarios para la configuración de un servidor web tales como: PHP, Python y Java. Igualmente Raspbian mediante el uso del programa terminal proporciona un método de configuración más sencillo cuando se va a configurar un panel táctil, un servicio web o una base de datos, por lo tanto, aunque existen muchas distribuciones de Linux compatibles con Raspberry y que pueden proporcionar una gran utilidad relacionado a código libre, soporte y ciclo de vida del sistema operativo, como por ejemplo Fedora, la compatibilidad que presenta frente a la integración de los dispositivos ya seleccionados, Raspbian es la opción más recomendable.

### 10.1.3.3 Motor base de datos

El motor de base de datos debe ser un software libre, que pueda configurarse en la distribución de sistema operativo, en especial configurarse bajo la distribución de Linux seleccionada para nuestro sistema embebido, debe tener la capacidad de integrarse con otros programas para la generación de reportes y configuración de página de acceso, no debe tener limitación en el tamaño de la base de datos a menos que el sistema operativo limite la información.

Tabla 1 - Requerimientos Motor Base de Datos [33]

Característica	MySQL	SQL Server Express	SQL Server
Costo	Libre y suscripción con soporte	Libre con limitaciones	De pago
OpenSource	Si	No	No
Plataformas	Linux y Windows	Sólo Windows	Sólo Windows
Limite tamaño BD	Limitado por SO	10Gb	Limitado por SO
Compatibilidad ACID	Depende del motor de almacenamiento	Si	Si
Transacciones	Si	Si	Si
Servicio de reportes	No	Si	Si
Elegir diferente formas de almacenamiento	Si	No	No
Claves Foráneas	Depende del motor	Si	Si
Vistas	Si	Si	Si
Procedimientos almacenados	Si	Si	Si
Triggers	Si	Si	Si
Cursorres	Si	Si	Si
Sub Consultas	Si	Si	Si
Replicación	Si	Limitado	Si
Funciones definidas por el usuario	Si	Si	Si

Con base a los requerimientos, se selecciona el motor de base de datos MySQL, principalmente porque es un software libre y que además tiene soporte sobre el sistema operativo con el cual vamos a trabajar nuestro sistema embebido, aunque este motor de base de datos no cuenta con servicio de reportes, el servicio de reportes se puede configurar mediante la sincronización con otra aplicación que permita exportar la información, sin embargo, más importante aún, este motor de base de datos, permite generar y configurar las entidades-relación necesarias para poder discriminar la información que el sistema recibe y donde debe guardarse, al ser un OpenSource, se puede configurar este motor de base de datos con lenguajes de programación como PHP o Python, permitiendo así que los servicios de reportes también puedan ser un servicio que se configure mediante Python y otra aplicación.

#### 10.1.4 Diagrama Esquemático

##### 10.1.4.1 Esquemático Raspberry PI 3

Para la realizar la conexión de la Raspberry se debe analizar la funcionalidad que tiene cada puerto de conexión al igual que el funcionamiento que tiene cada pin, en estos pines de conexión es donde se realiza la conexión de la pantalla táctil que nos permite visualizar más adelante la información del estado de la terapia.

En la Figura 9, se detallan las conexiones que serán necesarias para que la Raspberry funcione.

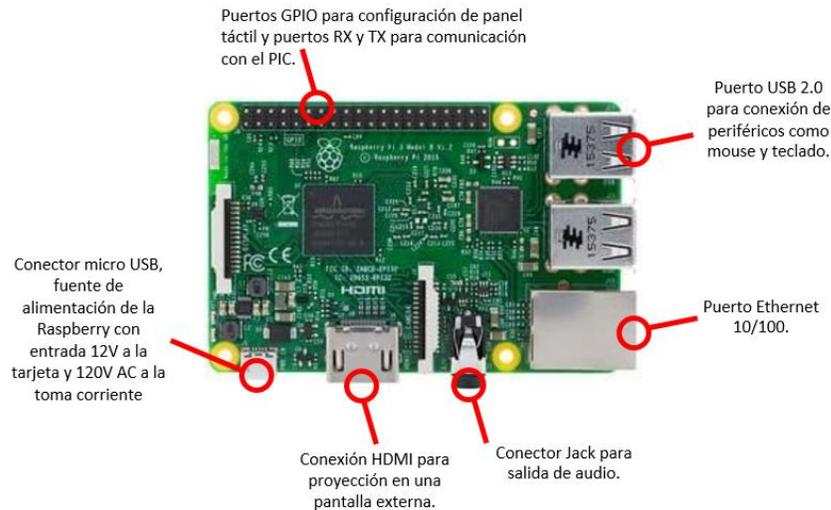


Figura 9 - Conexión Raspberry PI con periféricos para su funcionamiento.

### GPIO Numbers

Raspberry Pi B Rev 1 P1 GPIO Header			Raspberry Pi A/B Rev 2 P1 GPIO Header			Raspberry Pi B+ B+ J8 GPIO Header		
Pin No.			Pin No.			Pin No.		
3.3V	1	5V	3.3V	1	5V	3.3V	1	5V
GPIO0	3	5V	GPIO2	3	5V	GPIO2	3	5V
GPIO1	5	GND	GPIO3	5	GND	GPIO3	5	GND
GPIO4	7	GPIO14	GPIO4	7	GPIO14	GPIO4	7	GPIO14
GND	9	GPIO15	GND	9	GPIO15	GND	9	GPIO15
GPIO17	11	GPIO18	GPIO17	11	GPIO18	GPIO17	11	GPIO18
GPIO21	13	GND	GPIO27	13	GND	GPIO27	13	GND
GPIO22	15	GPIO23	GPIO22	15	GPIO23	GPIO22	15	GPIO23
3.3V	17	GPIO24	3.3V	17	GPIO24	3.3V	17	GPIO24
GPIO10	19	GND	GPIO10	19	GND	GPIO10	19	GND
GPIO9	21	GPIO25	GPIO9	21	GPIO25	GPIO9	21	GPIO25
GPIO11	23	GPIO8	GPIO11	23	GPIO8	GPIO11	23	GPIO8
GND	25	GPIO7	GND	25	GPIO7	GND	25	GPIO7
						DNC	27	DNC
						GPIO5	29	GND
						GPIO6	31	GPIO12
						GPIO13	33	GND
						GPIO19	35	GPIO16
						GPIO26	37	GPIO20
						GND	39	GPIO21

Key	
Power +	UART
GND	SPI
PC	GPIO

Figura 10 - Distribución pines GPIO Raspberry PI [34]

#### 10.1.4.2 Esquemático motor base de datos

El diseño de la base de datos, se representa en la Figura 11 con un modelo entidad-relación el cual describe la interacción entre los diferentes perfiles que existirán para la gestión de la base de datos y la administración de la información.

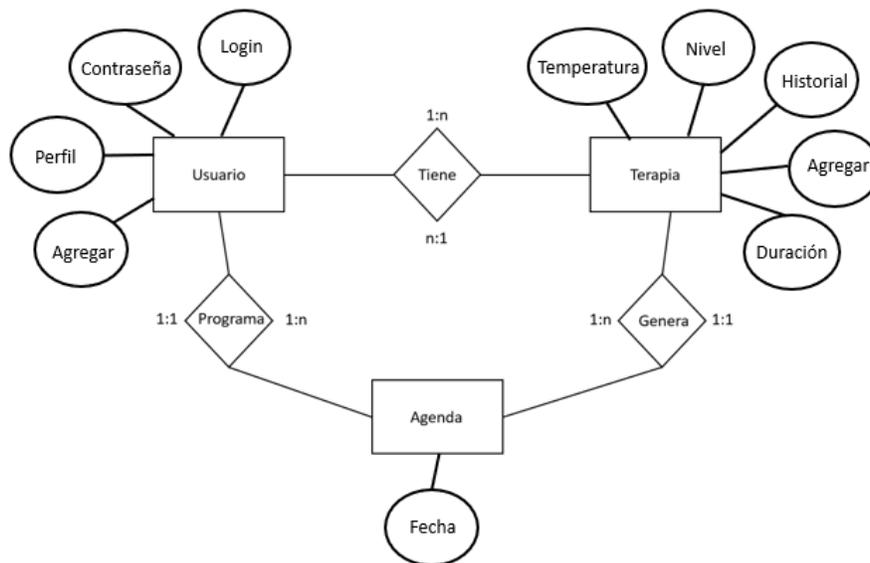


Figura 11 - Modelo entidad-relación interacción entre los perfiles, diseño base de datos

### 10.1.5 Simulación

#### 10.1.5.1 Simulación Raspberry PI

La Raspberry es un dispositivo que nos permite realizar conexión con diferentes periféricos y adicional, nos permite incorporar diferentes tecnologías para probarlas, sin embargo, para su etapa de simulación es complicado debido a que la mayoría de simuladores no cuentan con una librería donde se pueda agregar ese dispositivo y hacer pruebas, sin embargo, si podemos encontrar diferentes recursos en la web donde se simula el funcionamiento de la Raspberry, como en este caso, ya contamos con la Raspberry no es necesario realizar ingresar a estos recursos web para realizar pruebas.

Por lo tanto, la simulación para la Raspberry PI no aplica.

#### 10.1.5.2 Simulación base de datos

Para realizar la prueba de la base de datos se realiza el diseño del modelo relacional (Ver Figura 12), que se implementara en el motor de base de datos seleccionado, este modelo relacional permite validar la información de usuarios creados, permite interactuar entre sus tablas para la obtención y visualización de información en reportes e informes acorde a la necesidad.

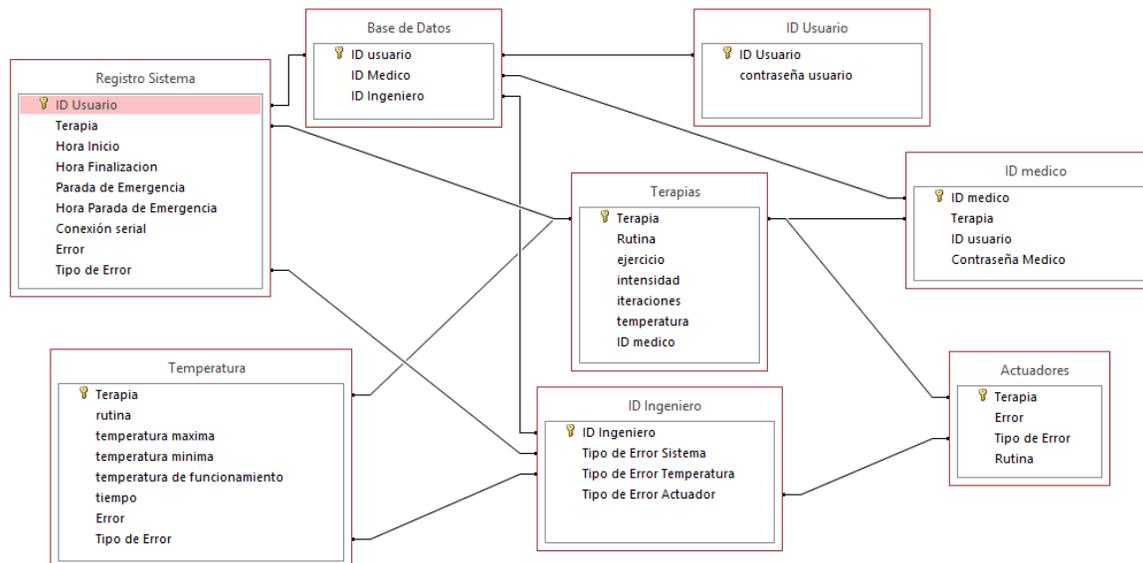


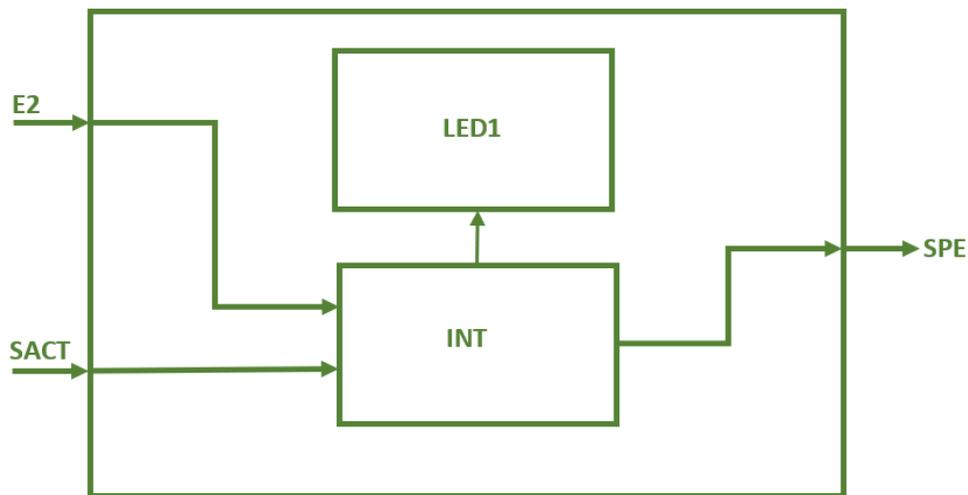
Figura 12 - Modelo relacional de la base de datos

#### 10.1.6 Plan de pruebas

El plan de pruebas del subsistema VD tiene la finalidad de comprobar que el usuario que estará tomando la terapia se encuentre creado en el sistema, adicional de validar en una base de datos el tipo de terapia que el sistema tendría que ejecutar, por lo tanto, a nivel general el plan de pruebas para este subsistema consiste en.

1. Encender el dispositivo
2. Ingresar a la aplicación diseñada para la ejecución de terapias
3. Ingresar el usuario para autenticación
4. Si el usuario existe, se ingresara a la selección de la terapia, si el usuario no existe solicitará la creación de uno, sin embargo, esta creación solo podrá ser generada por el médico.
5. Validado el usuario y seleccionada la terapia se procederá a la ejecución.

### ***10.2 Subsistema PE (Parada de Emergencia)***



*Figura 13 - Subsistema PE (Parada de Emergencia)*

En la Figura 13 se detalla la estructura y componentes que integran el subsistema de parada de emergencia, adicional cuenta con sus respectivas entradas y salidas; entradas y salidas que provienen de subsistemas adyacentes.

#### ***10.2.1 Requerimiento***

- El dispositivo tendrá un sistema de seguridad (parada) manual y automático. (Funcional)
- El sistema de seguridad manual debe estar ubicado en una zona en la que su alcance sea fácil para detener el sistema frente a cualquier situación. (Calidad)
- Si el sistema tuvo una parada de emergencia, este no podrá volverse a iniciar sino hasta 2 horas después de la primera parada de emergencia. (Restrictivo)

### 10.2.2 Función, entradas y salidas

#### Función

Genera una para automática del sistema, la cual se presenta manual y automática, manual con un pulsador/botón físicamente en el prototipo para presionar y detener el sistema y una parada automática que se calibra con base a los parámetros de esfuerzo del paciente.

A continuación se definen los componentes que hacen parte del subsistema PE.

- **INT:** Pulsador.
- **LED1:** Indicador lumínico.

El subsistema de parada de emergencia (PE), tiene como funcionamiento desactivar el funcionamiento de los actuadores y subsistemas que se encarguen del movimiento del dispositivo, esta parada de emergencia solo desactiva el funcionamiento móvil del dispositivo, pero no desactiva el sistema en términos de registros, es decir, mientras que el sistema se encuentre en parada de emergencia, el dispositivo no podrá realizar ningún movimiento o combinación de actividades para el cumplimiento de la terapia, durante este periodo, el dispositivo se mantendrá encendido y su única función será alertar al usuario de que se realizó una parada de emergencia y mantendrá activo el almacenamiento de datos para luego validar el motivo por el cual se realizó la parada de emergencia.

Internamente la parada de emergencia contará con un interruptor y un indicador lumínico (LED1), el interruptor se encargará únicamente de desactivar el sistema móvil del dispositivo, por lo tanto, una parada de emergencia no significa que el dispositivo se apagara, se realiza esta aclaración debido a que como el sistema está compuesto por actuadores de tipo motor, si el motor se encuentra desenergizado podrá realizar cualquier movimiento, mientras que si el motor se encuentra energizado se encontrará en una posición fija (para la parada será la última posición conocida), ¿Qué permitirá tener el brazo del paciente en la última posición conocida?, permitirá registrar la información de los sensores fisiológicos para determinar el estado del musculo frente a esta parada.

La parada de emergencia contará con dos métodos de activación que para fines del subsistema, son sus dos entradas principales, la entrada E2, es una entrada de tipo manual, con activación manual, es decir, será un botón presionado por el usuario cuando sea necesario, siempre estará a la vista del paciente y será de fácil acceso.

La entrada número dos, es la entrada SACT (Salida del Actuator), esta entrada permitirá generar una parada de emergencia, siempre y cuando el sistema detecte que alguno de los movimientos realizados por el dispositivo está excediendo el nivel de resistencia muscular del paciente, es decir, esta entrada es una activación automática del sistema que se encenderá cuando en los registros de los sensores, se detecte que el musculo se encuentra fatigado o que se está realizando un movimiento más allá de los valores recomendados de movimiento.

La salida de este subsistema está compuesta por la salida SPE (Salida de parada de emergencia) y se encarga de enviar una señal al dispositivo de visualización, indicando que el sistema se encuentra detenido y no podrá ser apagado o forzado el apagado del sistema durante los próximos 5 minutos, tiempo en el cual el sistema registrará la información de la parada de emergencia y del estado del paciente, luego el sistema se apagará permitiendo que el usuario pueda separarse del dispositivo.

### Entradas y Salidas

- **E2:** Parada manual del sistema: Sera un interruptor físico que permitirá cambiar su estado para detener todo el sistema funcionalmente pero no operativamente.
- **SACT:** Parada automática del sistema activada por los actuadores: Señal de voltaje con un rango de operación de 0V a 1.2V mantiene el sistema funcionando, de 1,3 a 3,5V alerta el sistema, pero continúa operando y de 3,6V a 5V inactiva el sistema deteniendo los actuadores y enviando la señal correspondiente para detener el sistema si es necesario.
- **SPE:** Salida parada de emergencia: Señal que envía un 0 o 1 dependiendo de si es necesario o no detener o mantener activo el sistema, donde 0 mantiene encendido el sistema y 1 detiene los movimientos y acciones que esté realizando el dispositivo.

#### 10.2.3 Diseño del subsistema

El diseño de la parada de emergencia, constara de una interruptor el cual permite la interrupción de la circulación de corriente sobre los actuadores, por lo tanto, esta interrupción no implica un apagado del sistema, simplemente interrumpirá las acciones implementadas por los actuadores, esto permite que el paciente se pueda quitar el prototipo y una vez esto suceda se guardaran los registros de la cesión y el sistema se podrá apagar.

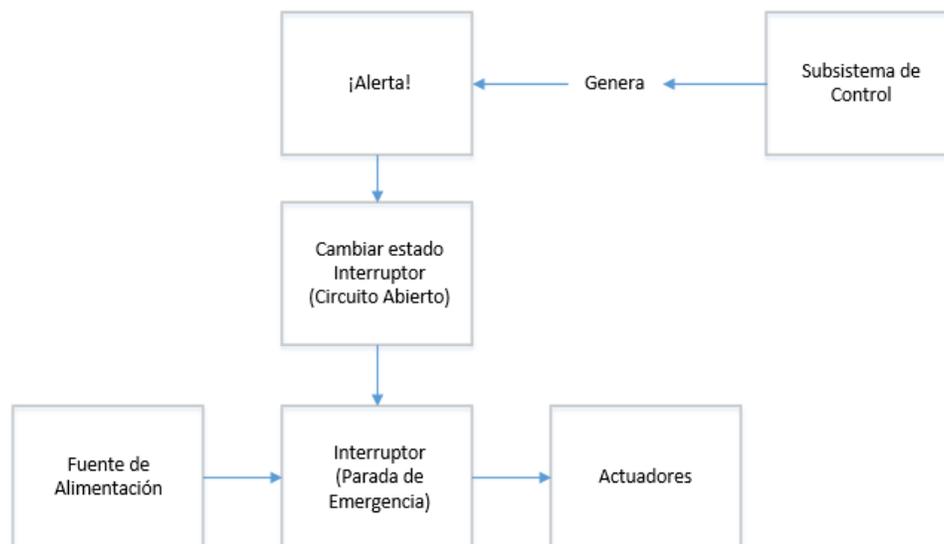


Figura 14 - Modelo interrupción de voltaje en subsistema parada de emergencia

En la Figura 14 se indica el método de funcionamiento que seguirá el subsistema, el interruptor se encontrara posicionado entre la fuente de alimentación y la entrada de voltaje de los actuadores, esto permite que si se genera alguna alerta en los actuadores por mal funcionamiento, la alerta será el indicador que le permitirá al usuario, acompañante o médico realizar el cambio de estado del interruptor cortando la circulación de corriente, desalimentando los actuadores y provocando que estos dispositivos se detengan, esto sin apagar el sistema por completo.

#### 10.2.4 Diagrama Esquemático

El diagrama para la parada de emergencia, constara de una batería, un interruptor y un diodo Led (con una resistencia de protección) que cumplirá la función de indicar cuando el sistema se interrumpe el suministro de energía y el circuito queda en estado abierto.

Al suministrar energía al sistema y en funcionamiento normal, el Led se encontrara encendido, la entrada del Led estará conectada a la entrada de alimentación de los actuadores, razón por la cual la parada de emergencia no afecta el funcionamiento del sistema de control, al detener el flujo de corriente por los actuadores solo se detendrán estos dispositivos.

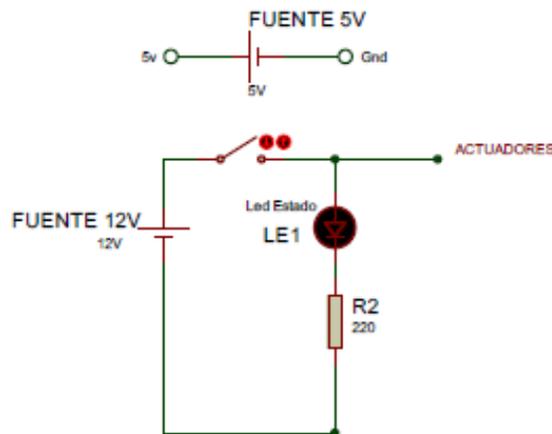


Figura 15 - Diagrama de conexión del subsistema parada de emergencia

La Figura 15 indica la ubicación y conexión del interruptor para generar la parada de emergencia, al igual de conexión del led de estado y hacia que dispositivo tiene la finalidad este subsistema de interrumpir el flujo de corriente.

#### 10.2.5 Simulación

Para la simulación del interruptor se usara el programa Proteus, que nos permitirá visualizar cuando al cambiar el estado del interruptor de cerrado a abierto el sistema detiene el suministro de energía, en este caso, apagando el led y los actuadores.

En la Figura 16 y Figura 17 se simula el funcionamiento de un servomotor y de una celda Peltier (también con un motor), la celda se encuentra conectada a un driver de motor,

este driver permite cambiar el pin de inducción de corriente hacia la celda lo cual permite que en la celda cambie la polaridad para generar calefacción o refrigeración, esto dependiendo de cuál pin estará activo.

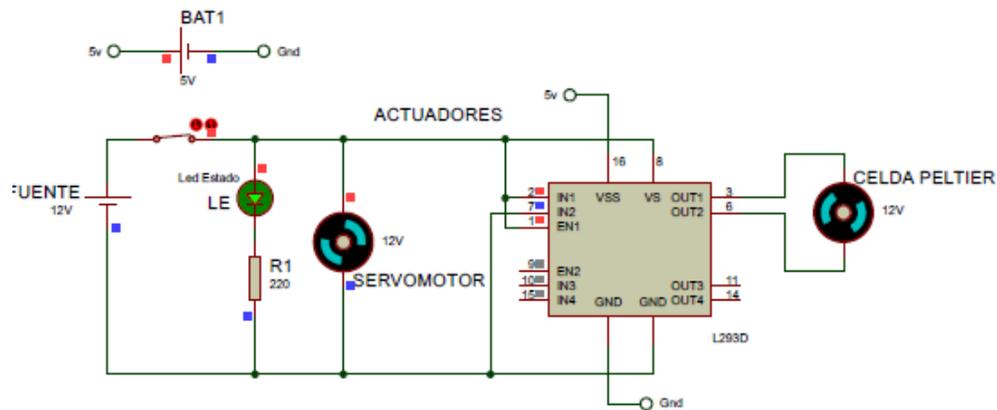


Figura 16 - Simulación subsistema Parada de emergencia, circuito cerrado

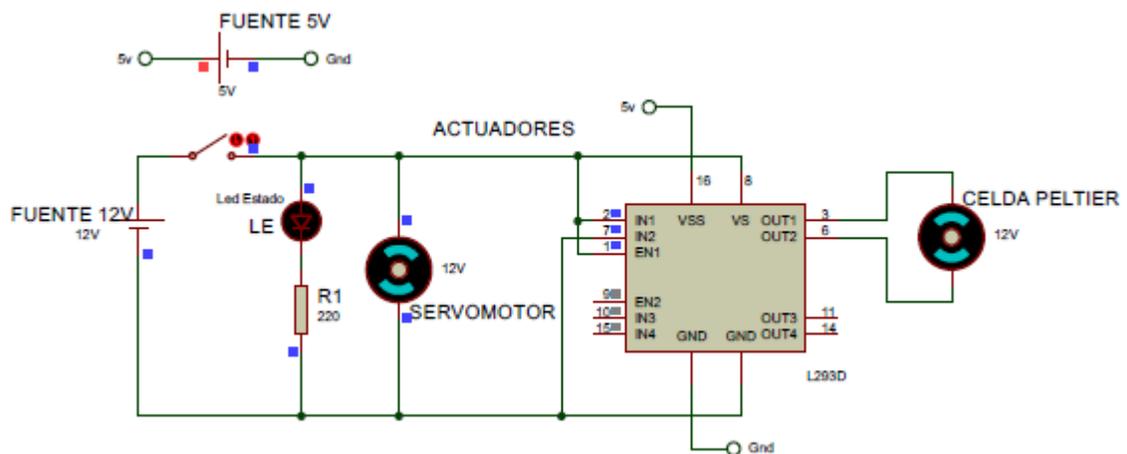


Figura 17 - Simulación subsistema Parada de emergencia, circuito abierto

### 10.2.6 Plan de pruebas

El plan de pruebas del subsistema PE tiene como finalidad comprobar que sucede cuando se interrumpe el suministro de corriente al sistema, deteniéndolo, para fines de nuestra prueba, necesitaremos una batería, un interruptor, una protoboard y un led.

1. Se conectara el interruptor y el led a la batería a la protoboard
2. Se conectara una terminal del interruptor al ánodo del Led.
3. Una terminal del interruptor ira conectada a la parte positiva de la batería
4. La terminal negativa se conectara al cátodo del Led.
5. Cableado el sistema, el Led debería encenderse.
6. Para cortar el suministro de energía se cambiara de estado el interruptor.

### 10.3 Subsistema RS (Revisión del sistema)

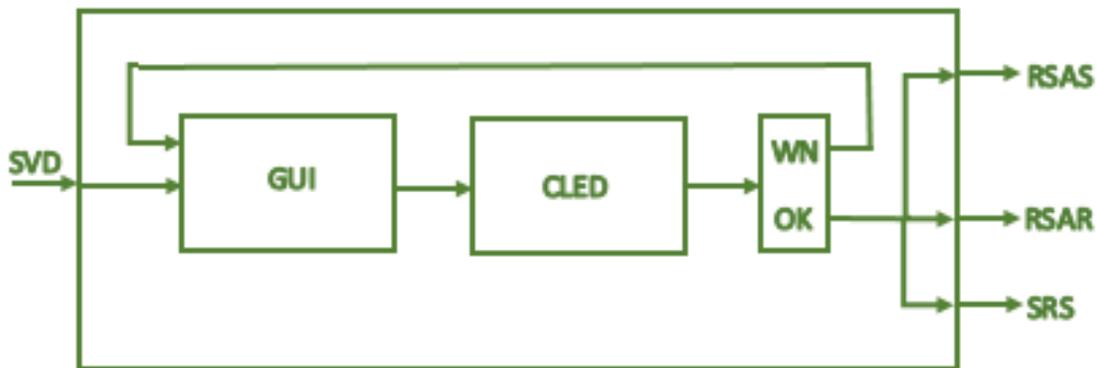


Figura 18 - Subsistema RS (Revisión del sistema)

En la Figura 18 se detalla la estructura y componentes que integran el subsistema de revisión del sistema, adicional cuenta con sus respectivas entradas y salidas; entradas y salidas que provienen de subsistemas adyacentes.

#### 10.3.1 Requerimiento

- El prototipo contará con una verificación interna que permite identificar si el sistema está preparado para iniciar una sesión de terapia. (Funcional)
- El sistema se encargará de generar una alerta siempre y cuando la revisión del sistema no hubiera sido exitosa. (Calidad)
- El sistema no puede ni debe realizar ningún movimiento o acción hasta que el sistema complete la verificación del sistema. (Restringido)

#### 10.3.2 Función, entradas y salidas

##### Función

Realiza una verificación de todo el dispositivo de tal forma que se puede confirmar que todos los subsistemas están bien conectados y desde que la identificación del usuario este correcta, el prototipo está listo para empezar.

A continuación se definen los componentes que hacen parte del subsistema RS.

- **GUI:** Interfaz de usuario para validación del sistema.
- **CLED:** Conjunto de indicadores luminosos.
- **WN:** Estado de respuesta de validación incorrecta.
- **OK:** Estado de respuesta de validación correcta.

El subsistema de revisión del sistema (RS), permite validar que todo el dispositivo se encuentre debidamente acoplado al usuario y que los módulos que se encuentren conectados al dispositivo se encuentren cerrados, esta verificación se realiza con el fin de evitar problemas

en el funcionamiento del dispositivo, permite validar que todos los módulos que van a intervenir en su funcionamiento se encuentren operativos.

Este subsistema está compuesto, por la interfaz de usuario (GUI), en la cual el usuario manualmente seleccionara una opción en el panel de la interfaz para realizar la revisión del sistema, una vez se active esta revisión, se contara con un conjunto de indicadores luminosos ubicados en todo el dispositivo que se encargaran de validar si cada módulo ubicado en el dispositivo se encuentra en correcto funcionamiento, de generar un error en la revisión, el sistema indicara que es necesario validar una de las secciones del dispositivo, la alerta del error de conexión se generara tanto en la GUI como en la activación de un indicador luminoso que se encontrara encendiendo y apagando repetidamente, una vez se valida este dispositivo se podrá ejecutar nuevamente la revisión del sistema desde la GUI.

Cuando la revisión del sistema se realizó sin inconvenientes y se obtuvo una respuesta de señal afirmativa, la señal que se generara será enviada a tres diferentes subsistemas, inicialmente se envía una señal de activación al subsistema de Activación del sistema (RSAS), con esta señal de activación se activaran todas las funcionalidades del dispositivo. Otra de las salidas, es una señal de registro de información de activación del dispositivo, esta señal se envía al subsistema Almacenamiento de Registros (RSAR), al enviar esta señal el subsistema de almacenamiento se encargara de guardar la información de fecha y hora de activación del dispositivo. Por último, la última salida del subsistema, será una salida permitirá informar visualmente que el sistema ya se encuentra operativo, esta señal se envía al subsistema de visualización mediante la salida SRS.

### **Entradas y Salidas**

- **SVD:** Salida que permite la activación del sistema: Sera una salida de voltaje y se representan en valores en de 0 a 1.2V para mantener el sistema apagado, de 1,3V a 3,5V serán valores no permitidos y no serán considerados en el análisis de la salida y valores superiores a 3,6V hasta 5V representarán el rango de operación donde se activara el sistema.
- **RSAS:** Señal salida para activación del sistema: Sera una salida de voltaje y se representan en valores en de 0 a 1.2V para mantener el sistema apagado, de 1,3V a 3,5V serán valores no permitidos y no serán considerados en el análisis de la salida y valores superiores a 3,6V hasta 5V representarán el rango de operación donde se activará el sistema.
- **RSAR:** Señal salida para almacenamiento de registros: Sera una salida de voltaje y se representan en valores en de 0 a 1.2V para mantener el sistema apagado, de 1,3V a 3,5V serán valores no permitidos y no serán considerados en el análisis de la salida y valores superiores a 3,6V hasta 5V representarán el rango de operación donde se activará el almacenamiento de registros.
- **SRS:** Señal salida revisión del sistema: Señal que envía un 0 o 1, donde 0 mantiene apagado el sistema y 1 envía una señal para activar la visualización en el subsistema de visualización.

### 10.3.3 Diseño del subsistema

La revisión del sistema, tiene como propósito comprobar que todas las partes que componen el sistema estén conectadas correctamente, estarán conectadas a cada actuador y sensor, y su propósito será indicar el voltaje que circula por cada dispositivo.

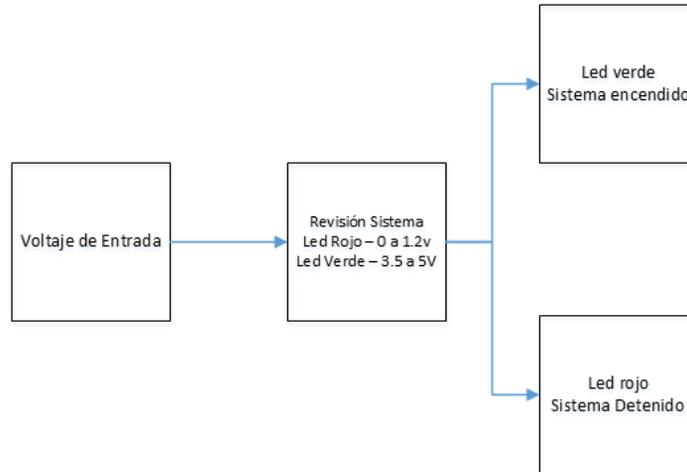


Figura 19 - Diseño subsistema revisión del sistema

En la Figura 19 se indican los estados de operación que tendrá esta punta lógica, donde en voltajes inferiores a 3.5V se tomara como un voltaje insuficiente para que el sistema funcione correctamente y en voltajes superiores a 3.6V se toma como voltaje óptimo de operación.

### 10.3.4 Diagrama Esquemático

La punta lógica estará compuesta por compuertas lógicas, resistencias y led, las compuertas lógicas permitirán realizar un análisis del voltaje de entrada determinando la caída de potencial y según esta encender el Led que corresponda a cada caída de voltaje.

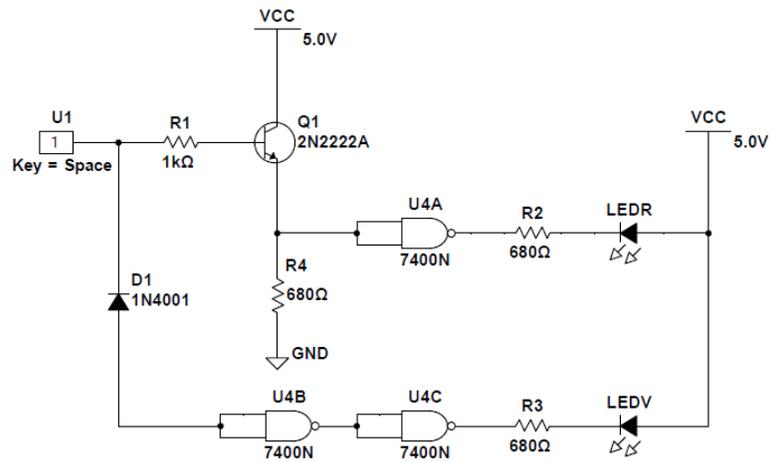


Figura 20 - Esquemático subsistema revisión del sistema

### 10.3.5 Simulación

Los voltajes de operación de la punta de prueba serán los siguientes:

0 a 1.2v, voltaje insuficiente para activar el dispositivo.

1.2 a 3.5v, el sistema puede iniciar pero el voltaje no será el suficiente para que el dispositivo funcione correctamente.

3.6 a 5v, el sistema puede iniciar sin problema y el voltaje que circulara por el dispositivo será el necesario para que este no presente ningún inconveniente en su funcionamiento.

### 10.3.6 Plan de pruebas

Para un correcto funcionamiento la punta lógica llevara su conector "punta de prueba" conectada a cada entrada de voltaje del sistema, es decir, que en cada actuador o sensor, antes se encontrara una punta de prueba para validar la caída de potencial del sistema.

1. Se conectará internamente en cada entrada de los actuadores y sensores una punta de prueba para validar el estado del voltaje que llega a cada dispositivo.
2. Se valida con el led que se encienda si el dispositivo donde está realizando la prueba tiene el voltaje suficiente para su funcionamiento.

### 10.4 Subsistema AS (Activación del sistema)

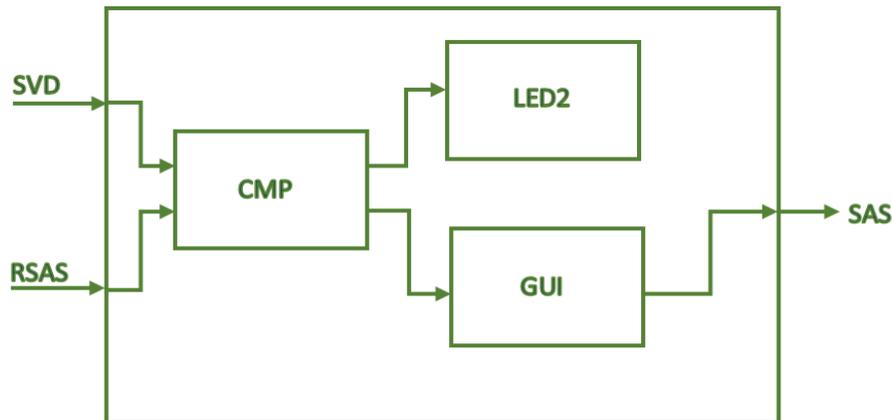


Figura 21 - Subsistema AS (Activación del sistema)

En la Figura 21 se detalla la estructura y componentes que integran el subsistema de activación del sistema, adicional cuenta con sus respectivas entradas y salidas; entradas y salidas que provienen de subsistemas adyacentes.

#### 10.4.1 Requerimiento

- Poseerá un sistema de encendido y apagado. (Funcional)
- Tendrá una batería auxiliar recargable que permita el funcionamiento del sistema, batería que contará mínimo con una duración de 2 horas. (Funcional)
- Contará con un sistema de conexión a la toma de red para recarga de baterías y funcionamiento opcional vía red eléctrica. (Funcional)
- Al encender el prototipo este se posicionara a su posición inicial (definida por el médico y programada por el ingeniero). (Calidad)
- El sistema de baterías del dispositivo debe generar una alerta cuando su batería este llegando a su final y de estar en ejecutando una terapia, detendrá la terapia y estará detenida durante 5 minutos. (Calidad)
- Si el sistema no se conecta a la toma eléctrica cuando las baterías generaron la alerta de descarga, el sistema se apagará. (Restrictivo)

#### 10.4.2 Función, entradas y salidas

##### Función

Se realizará una activación manual del sistema, es decir, contara con un botón de encendido y apagado.

A continuación se definen los componentes que hacen parte del subsistema AS.

- **CMP:** Conjunto de compuertas.

- **LED2:** Indicadores luminosos.
- **GUI:** Interfaz de usuario.

El subsistema de activación del sistema permite como su nombre lo indica, activar el funcionamiento completo del dispositivo, inicialmente el dispositivo antes de llegar a este estado, se encuentra parcialmente activo, este parcialmente activo se refiere a que solo están activos componentes como la interfaz gráfica, el almacenamiento de registros y los indicadores luminosos, al activar el dispositivo completamente entran en acción todos los módulos, actuadores y sensores de los cuales el sistema está compuesto.

Este subsistema cuenta con dos entradas que provienen de dos subsistemas que ya realizaron una verificación previa y que al llegar a este subsistema se encargaran de enviar una señal de notificación que permitirá mediante una compuerta (CMP), validar que los dos estados de validación de los subsistemas previos estén OK, que significa esta validación, que aun cuando el subsistema de validación de datos envíe una señal de activación afirmativa, si el subsistema de revisión del sistema no ha verificado completamente el dispositivo no se podrán activar en su totalidad los mecanismos, funciona igualmente si la confirmación está dada en el subsistema de revisión de datos pero no se ha confirmado en la verificación de datos, por lo tanto, solo se activara este subsistema AS cuando las señales de confirmación de los subsistemas anteriores sean OK.

Al pasar por la compuerta CPM de verificación que tiene el subsistema AS, se encenderá un indicador luminoso en el dispositivo como indicación de que el sistema ya está listo para realizar la terapia del paciente, sin embargo, antes de realizar la activación de algún actuador asociado, en la GUI el usuario deberá indicar que rutina de terapias va a realizar, es decir, en este punto, el usuario manualmente va a seleccionar la terapia asignada, en estas opciones, no tendrá una gran lista de opciones, esto debido a que si el paciente tiene asignada una rutina para ese día en específico, solo se cargara la opción para cargar ese conjunto de rutinas, esta selección en la GUI, funciona como una última verificación por parte del usuario antes de dar comienzo a la terapia. ¿Qué sucede si el usuario no tiene registrada ninguna terapia para ese día?, El sistema automáticamente validara si no tiene terapias pendientes de días anteriores, si cuenta con alguna terapia anterior que no se haya completado, le permitirá cargar esta terapia para completarse, sin embargo, si no tiene terapias pendientes el sistema le indicara que no tiene terapias por realizar para ese día.

Seleccionada la opción de la rutina de terapias para ese día, se enviara una señal (SAS) hacia el actuador que permitirá dar comienzo y ejecutar la terapia del paciente.

### **Entradas y Salidas**

- **SVD:** Señal de activación del sistema proveniente del subsistema VD: Sera una entrada de voltaje y se representan en valores en de 0 a 1.2V para mantener el sistema apagado, de 1,3V a 3,5V serán valores no permitidos y no serán considerados en el análisis de la salida y valores superiores a 3,6V hasta 5V representarán el rango de operación donde se activará el sistema.
- **RSAS:** Señal de activación del sistema proveniente del subsistema RS: Sera una entrada de voltaje y se representan en valores en de 0 a 1.2V para mantener el sistema apagado, de 1,3V a 3,5V serán valores no permitidos y no serán considerados

en el análisis de la salida y valores superiores a 3,6V hasta 5V representarán el rango de operación donde se activará el sistema.

- **SAS:** Señal de activación de los actuadores: Señal de voltaje con un rango de operación de 0V a 1.2V mantiene el sistema inactivo, de 1,3 a 3,5V alerta los actuadores y de 3,6V a 5V activa los actuadores.

#### 10.4.3 Diseño del subsistema

El diseño del subsistema AS, contará de un pulsador/interruptor el cual permitirá activar la circulación de corriente por todo el dispositivo, el sistema al estar activo, permitirá que todos los dispositivos, actuadores y sensores carguen en su etapa inicial, lo cual permitirá que se realice la revisión del sistema y la verificación de datos.

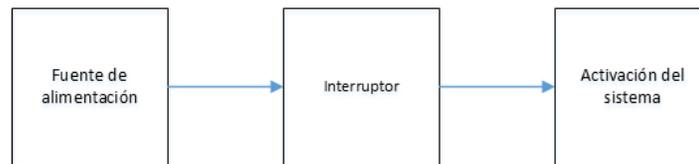


Figura 22 - Diseño subsistema activación del sistema

#### 10.4.4 Diagrama Esquemático

El funcionamiento del subsistema AS estará compuesto por un interruptor y una fuente de alimentación de 12V que alimenta todo el sistema, por lo tanto, en la Figura 23 se realiza la conexión del subsistema AS y de sus respectivas salidas hacia los subsistemas correspondientes, adicional, se incluye un Regulador de voltaje que permite bajar la caída de potencial de 12V a 5V; esto con la finalidad de separar las entradas de voltaje y que cada dispositivo funcione con el voltaje correspondiente.

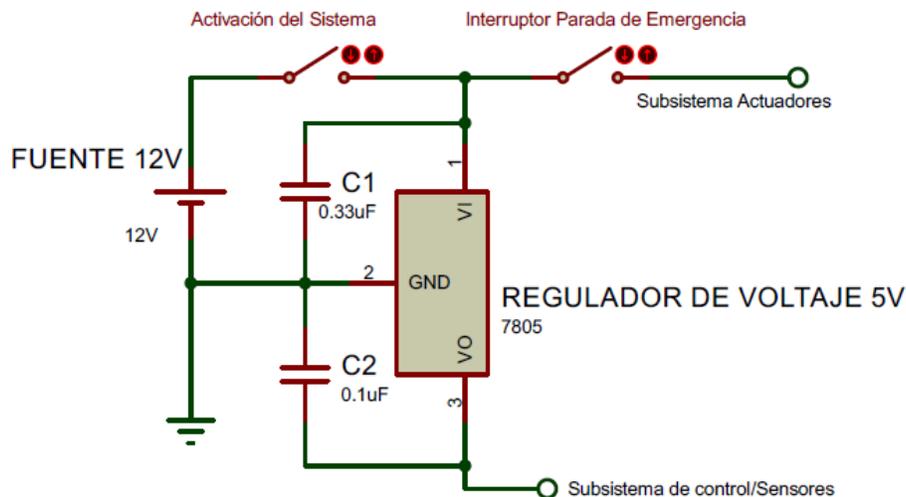


Figura 23 - Diagrama de Conexión Subsistema Activación del Sistema

### 10.4.5 Simulación

Para la simulación del subsistema activación del sistema se utiliza el programa Proteus, este programa permite visualizar lo que sucede en todo el sistema cuando se cambia de estado el interruptor de activación.

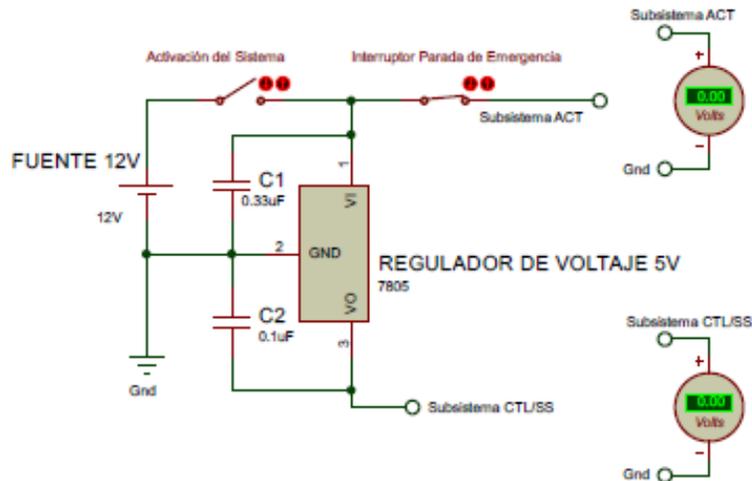


Figura 24 - Simulación Subsistema Activación del sistema, Circuito abierto

En la Figura 24 se puede visualizar la afectación que tiene el interruptor de activación en el sistema, aun cuando el interruptor de parada de emergencia está en circuito cerrado (que es en el cual siempre debería estar a menos de que sea necesario detener los actuadores), la caída de potencial en ambas salidas del sistema son 0V.

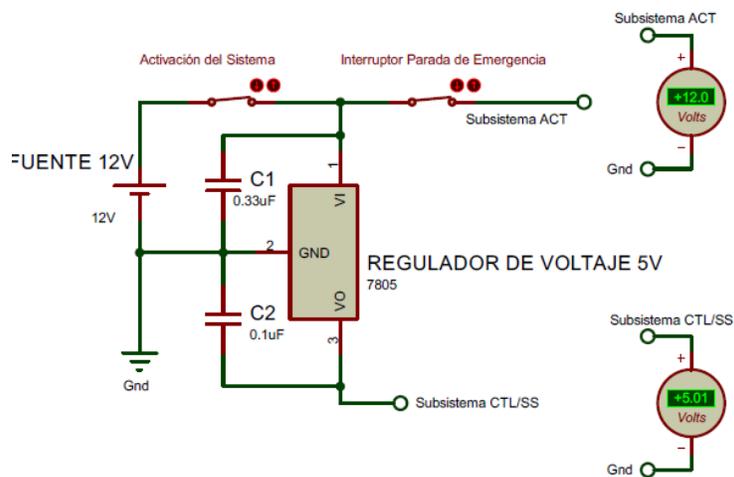


Figura 25 - Simulación Subsistema Activación del Sistema, Circuito cerrado

En la Figura 25 se logra identificar el cambio que representa al sistema cerrar el interruptor, en ambos multímetros de los subsistemas de los cuales depende el subsistema AS tienen caída de potencial, donde ambos voltajes son diferentes, esto debido a que no

todos los dispositivos funcionan con el mismo voltaje y es importante por seguridad de los componentes no inducirles mayor voltaje.

#### 10.4.6 Plan de pruebas

El plan de pruebas del subsistema AS tiene una finalidad similar a las pruebas realizadas en el subsistema PE, permitirá comprobar que sucede cuando se aplica o interrumpe el suministro de corriente al sistema, activándolo o deteniéndolo, para fines de nuestra prueba, se necesita contar con una batería, un interruptor, una protoboard y un led.

1. Se conectará el interruptor y el led a la batería a la protoboard
2. Se conectará una terminal del interruptor al ánodo del Led.
3. Una terminal del interruptor ira conectada a la parte positiva de la batería
4. La terminal negativa se conectara al cátodo del Led.
5. Cableado el sistema, el Led debería encenderse.
6. Para cortar el suministro de energía se cambiara de estado el interruptor.

### 10.5 Subsistema CTL (Control)

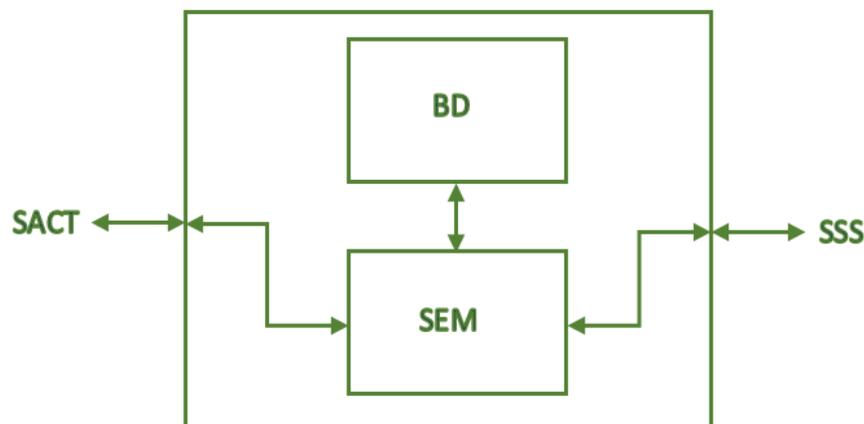


Figura 26 - Subsistema CTL (Control)

En la Figura 26 se detalla la estructura y componentes que integran el subsistema de control, adicional cuenta con sus respectivas entradas y salidas; entradas y salidas que provienen de subsistemas adyacentes.

#### 10.5.1 Requerimiento

- El sistema contara con una conexión entre la base de datos y el sistema embebido para el control de las terapias a ejecutar. (Funcional)
- La intensidad, tiempo e iteraciones del dispositivo serán controlados por el conjunto de instrucciones (batería de terapias) programadas. (Calidad)
- Si se presenta esfuerzo mayor a los parámetros establecidos para el paciente, el prototipo se detendrá automáticamente. (Restrictivos)

- El paciente no debe ni podrá realizar cambios a la programación de las terapias establecidas. (Restrictivo)

### *10.5.2 Función, entradas y salidas*

#### **Función**

Los actuadores moverán y realizarán todos los cambios necesarios que el sistema requiera, a nivel de posición y temperatura. Deberán funcionar acorde a los rangos de operación programados para cada terapia, sin embargo, dentro del rango de operación contará con un porcentaje de error.

A continuación se definen los componentes que hacen parte del subsistema CTL.

- **BD:** Base de Datos.
- **SEM:** Sistema Embebido.

El subsistema de control (CTL) tiene como función principal encargarse de validar que los actuadores estén alcanzando el punto de funcionamiento correcto. Mediante la conexión bidireccional SACT (conexión con el subsistema de actuadores), le permitirá al subsistema CTL validar que los rangos de operación establecidos en la terapia estén en los puntos y límites correctos, la etapa de control es el punto más importante del sistema, debido a que aunque en el subsistema de actuadores también se cuenta con un sistema embebido para validar la posición y temperatura de los actuadores, es en el subsistema de control es donde el SEM (sistema embebido) realmente se valida que la posición y temperatura de los actuadores correspondan a valores reales de la terapia.

La validación realizada por SEM se da mediante una conexión a una BD, esta BD tiene almacenada el conjunto de terapias registradas en el sistema y la validación para la rutina en específico que se está realizando se garantiza en el subsistema ACT, la señal que recibe este subsistema ya cuenta con la información de la terapia en específico a ejecutar (señal que se garantizó en el subsistema AS), esta misma señal se registra en el sistema embebido del subsistema ACT (SEM1), esta señal se envía y recibe en el subsistema CTL, mediante la conexión SACT; el SEM cuando recibe la instrucción del conjunto de terapias específicas a realizar durante esa terapia, realiza una revisión en la BD del subsistema CTL para validar, rangos de alcance, velocidad, posición, temperatura óptima de operación y cantidad de iteraciones.

Dicho lo anterior, el componente SEM del subsistema CTL, se encarga de validar todos los movimientos y rangos de operación del sistema, esta información se envía mediante la conexión SACT al subsistema de ACT para que los actuadores alcancen el punto de operación necesario.

La validación del funcionamiento de los actuadores y de sus rangos de operación se garantiza gracias a la conexión con el subsistema de censado (SSS). Esta conexión es una conexión bidireccional al subsistema SS, permite obtener la información del estado actual de

todos los sensores y de su respuesta frente a los movimientos y cambios realizados en el subsistema ACT.

La información que registra SEM al igual que la información recibida por la conexión SACT, se valida con la BD con el fin de revisar que la respuesta muscular del paciente se encuentre dentro de los límites permitidos para que no se generen daños. Es en el subsistema CTL, donde sí se evidencia un cambio significativo en los rangos de operación a nivel muscular (Señal recibida por la conexión SSS), se generara una señal que se envía mediante la conexión SACT al subsistema ACT para realizar una para de emergencia.

### **Entradas y Salidas**

- **SACT:** Conexión bidireccional con el subsistema ACT: Conexión serial que permite la transmisión de la información entre los dos subsistemas.
- **SSS:** Conexión bidireccional con el subsistema SS: Conexión serial que permite la transmisión de la información entre los dos subsistemas.

#### *10.5.3 Diseño del subsistema*

El subsistema de control tiene la particularidad de que aunque ya fue definido un sistema embebido para el funcionamiento del motor de base de datos y de su sistema operativo no necesariamente implica que se utilizara este mismo sistema para el control de todos los dispositivos del prototipo tales como actuadores y sensores, razón por la cual, se tomó la decisión de escoger un segundo sistema embebido que permita dar control a través de los conocimientos adquiridos durante la carrera a estos dispositivos.

El sistema de control con el cual deberán contar estos subsistemas, debe ser un sistema que permita la comunicación entre los diferentes subsistemas, tenga velocidad de procesamiento rápida, deben contar con un voltaje de operación de 3.3V a 5V, debe poder integrarse tecnologías de configuración de dispositivos como UART, I2C y SPI, debe tener manejo de PWM y debe permitir la capacidad de integrar distintos módulos para adaptar a una función necesaria.

Tabla 2 - Requerimientos del Sistema Embebido - 1

Característica	PIC16XX [35]	PIC18XX [36]	PIC24XX [37]
Procesador	PIC16F877A	PIC18F4620	PIC24FJ64GB004
Fuente de alimentación	2V a 5.5V	2V a 5.5V	2.2V a 3.6V
Digital I/O	33	36	44
Analog Inputs	8 (10 bit)	13 (10 bit)	13 (10 bit)
Analog Outputs/comparators	2	1	3
UART	Si, MSSP y Paralela PS	Si, RS-485 & RS-232 y Paralela PSP	2, RS-485, RS-232 & LIN/J2602 y paralela PMP/PSP
SPI	Si, con librería	Si, con librería	2
I2C	Si, con librería	Si, con librería	2
PWM Pins	2	5	5
Flash Memory	8 Kb (14 bit)	64 kb	64 kb
EEPROM	256 bytes	1024 bytes	-
SRAM	368 bytes	3968 bytes	8 kb
Clock Speed	20 Mhz	40Mhz	31 kHz to 8 MHz, up to 32 MHz with 4X PLL
Precio	11 USD	11 USD	7 USD

Tabla 3 - Requerimientos Sistema Embebido - 2

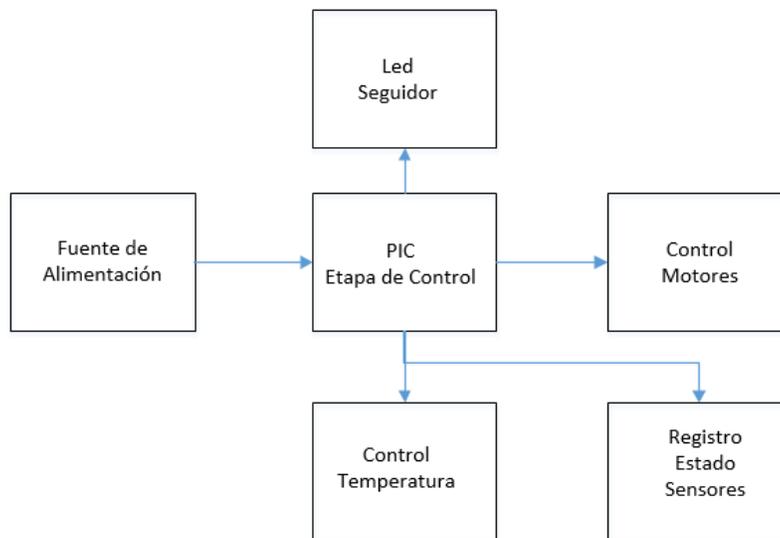
Característica	PIC32XX [38]	Arduino UNO Rev3 [39]	Arduino Leonardo [40]
Procesador	PIC32MX340F512H	ATmega328P	ATmega32u4
Fuente de alimentación	2.2V a 3.6V	5V	5v
Digital I/O	51	14	20
Analog Inputs	16 (10 bit)	6	12
Analog Outputs/comparators	2	-	-
UART	2, RS-485, RS-232 & LIN y paralela PMP/PSP (8 bit y 16 bit)	1	Digital PIN RX, TX
SPI	2	1	1
I2C	2	Analog PIN A4, A5	1
PWM Pins	5	6	7
Flash Memory	256 kb	32 kb	32 kb
EEPROM	-	1 kb	1 kb
SRAM	128 kb	2 kb	2.5 kb
Clock Speed	80 Mhz	16 Mhz	16 Mhz
Precio	16 USD	22 USD	19,80 USD

Tabla 4 - Requerimientos Sistema Embebido - 3

Característica	Arduino Wifi MKR1010 [41]
Procesador	SAMD21 Cortex-MO+ 32Bit
Fuente de alimentación	5V
Digital I/O	8
Analog Inputs	7 (ADC 8/10/12 bit)
AnalogOutputs/comparators	1 (DAC 10 bit)
UART	1
SPI	1
I2C	1
PWM Pins	12
Flash Memory	256 kb
EEPROM	No
SRAM	32 kb
Clock Speed	32.768 Khz (RTC), 48Mhz
Precio	29,90 USD

Con base a los requerimientos mencionados, el sistema más adecuado para lograr suplir la necesidad de controlar 3 subsistemas como lo son: la etapa de control, actuadores y censado, es el PIC16F877a, este PIC posee una gran velocidad de procesamiento, una gran cantidad de pines lo cual permite centralizar todo en un solo dispositivo para controlar todos los subsistemas sin necesidad de recurrir a dispositivos únicos para cada subsistema, tiene una gran compatibilidad con la integración de protocolos para la configuración de SPI, UART e I2C; adicional al tener un bajo costo de adquisición permite que se puedan adquirir varios PICs para poder realizar pruebas.

Adicional a las características técnicas que tiene el PIC, este también cuenta con un repositorio extenso de librerías y configuración para optimizar y mejorar el rendimiento del PIC. Igualmente, permite tener una compatibilidad técnica con un rango considerable de dispositivos para realizar el control de actuadores y la adquisición de señales de temperatura generadas en otros periféricos



*Figura 27 - Diseño Subsistema Control*

En la Figura 27 se detalla el diagrama en bloques general que permitirá el funcionamiento sobre el subsistema de control, donde el PIC, como componente seleccionado permite enviar señales de control hacia los servomotores con pulsos PWM y con cambios en el control de temperatura, esto debido a que el PIC se encargara de cambiar el PIN de activación de la Celda Peltier, con el fin, de que esta logre generar calor o frio.

#### *10.5.4 Diagrama Esquemático*

El PIC es el dispositivo de control frente a todos los componentes electrónicos del sistema, permitirá realizar los cambios de PWM para controlar los motores, realizar los cambios de pulso de activación de la celda Peltier luego de que los sensores indicaran la temperatura actual del dispositivo, adicional a registrar los cambios de temperatura del sensor de temperatura, también registrara los cambios de todos los sensores fisiológicos integrados al sistema.

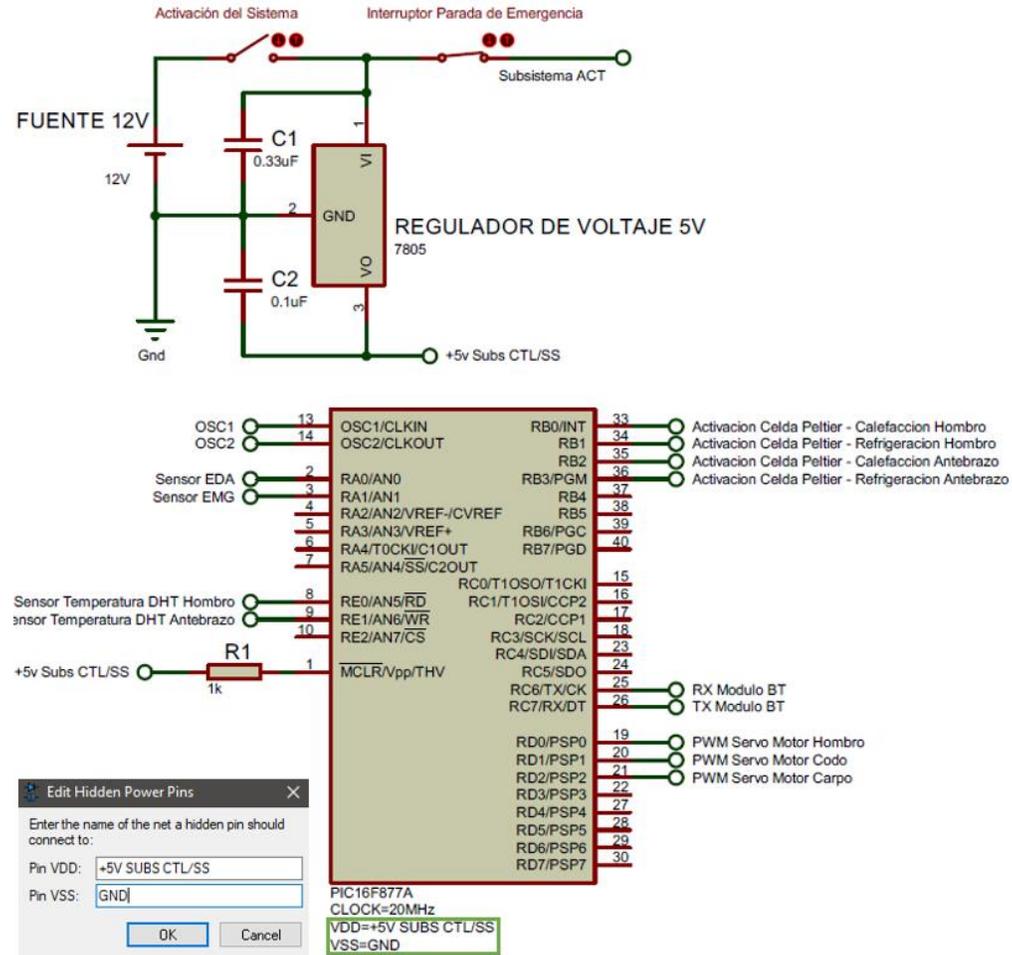


Figura 28 - Diagrama Esquemático conexión Subsistema de Control

### 10.5.5 Simulación

Se realiza la simulación de la etapa de control utilizando un microprocesador PIC 16F877a conectado a diferentes diodos Led los cuales representaran los pulsos de activación de la Celda Peltier y motores DC conectados los pines PWM para control del servo motor.

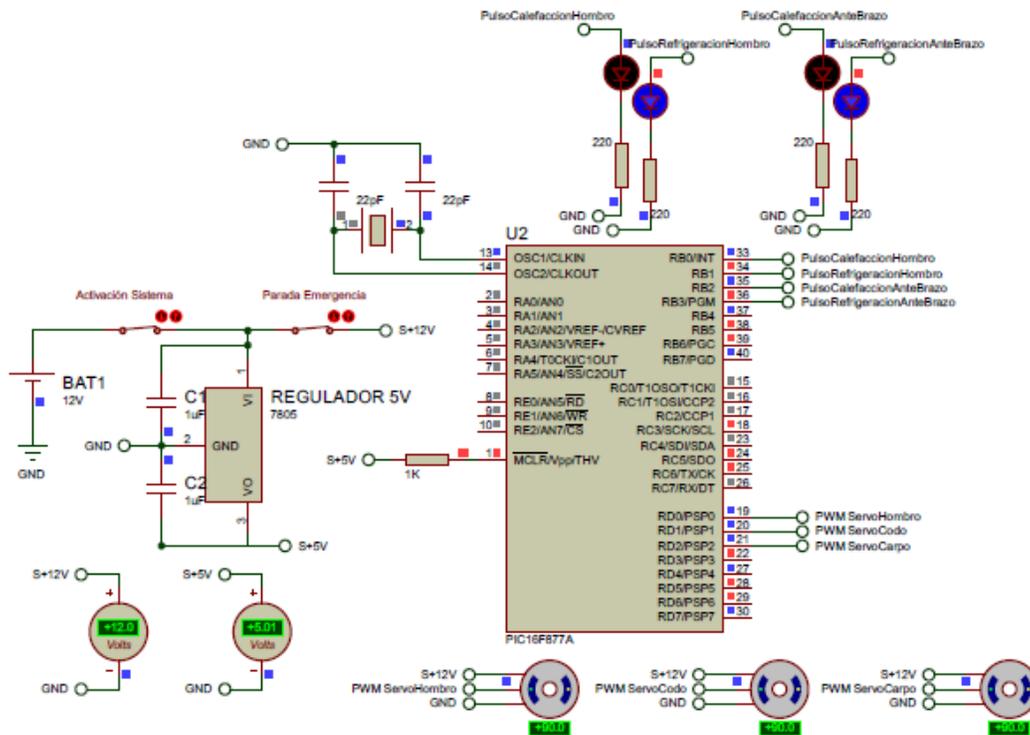


Figura 29 - Simulación Subsistema Control con componentes y separación de fuentes

En la Figura 29 se puede realizar el control de pulsos de salida para cambiar el pin que se activa en la celda Peltier, logrando iteraciones entre calor y frio que son generados por la celda, adicional, se conectan los tres servomotores para que sean controlados por el PWM generado por el PIC, es importante recalcar que aunque el pin de control de los servo motores es conectado directamente al PIC, su fuente de alimentación es la salida de voltaje que se encuentra después del interruptor de parada de emergencia (S+12V, por salida +12V), esto permite garantizar que aun cuando el PIC se encuentre alimentado y el interruptor de parada de emergencia se encuentre en circuito abierto, el PIC podrá seguir funcionando.

En la Figura 30 se logra identificar lo que le sucede al sistema cuando la parada de emergencia se activa, los actuadores (en este caso de simulación los servo motores), no tienen ninguna respuesta frente al sistema, esto debido a que no están energizados, mientras tanto, todo el sistema seguirá su funcionamiento, que se puede validar en el cambio de pulsos generado por el PIC.

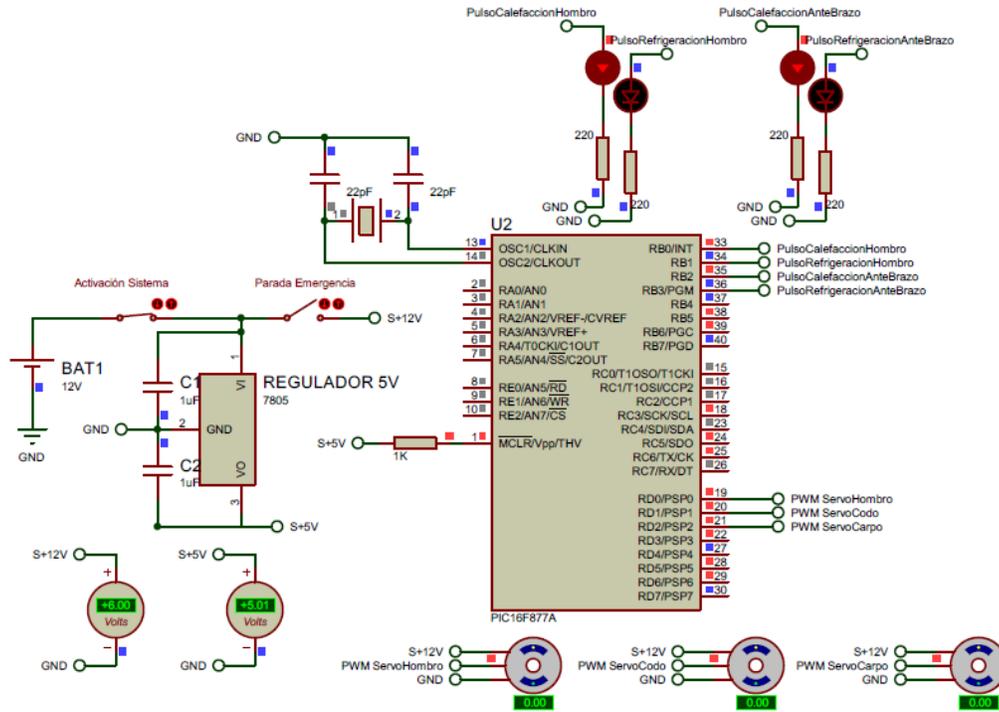


Figura 30 - Interrupción en parada de emergencia para detener actuadores subsistema control

### 10.5.6 Plan de pruebas

El plan de pruebas del subsistema CTL, tiene como finalidad validar las prestaciones y funciones que tiene el microprocesador seleccionado como herramienta que centralizara todos los dispositivos del prototipo y que permitirá la conexión en doble canal con la Raspberry, es decir, que este microprocesador no solo funcionara como herramienta para el control de todos los dispositivos, si no adicionalmente permitirá la conexión con la Raspberry para validar la ejecución de las terapias acorde de la instrucción que esta enví al PIC.

1. Se carga la programación de control en el PIC utilizando el programa PICKit.
2. Se cambia el estado del subsistema Activación del Sistema y del subsistema parada de emergencia a circuito cerrado permitiendo el flujo de corriente por el sistema.
3. Con un multímetro se valida el potencial en cada salida.
4. Se conecta el MasterClear, los dos VDD del PIC a la salida +5V del regulador.
5. Se conectan cuatro Leds, dos rojos y dos azules a los pines B0, B1, B2 y B3.
6. Se conecta los pines de control del servo motor a los pines D0, D1 y D2 del PIC.
7. VDD y VSS del Servo Motor se conectaran a S+12V y GND respectivamente.
8. Se valida que los componentes conectados funcionen acorde a la programación.

## 10.6 Subsistema ACT (Actuadores)

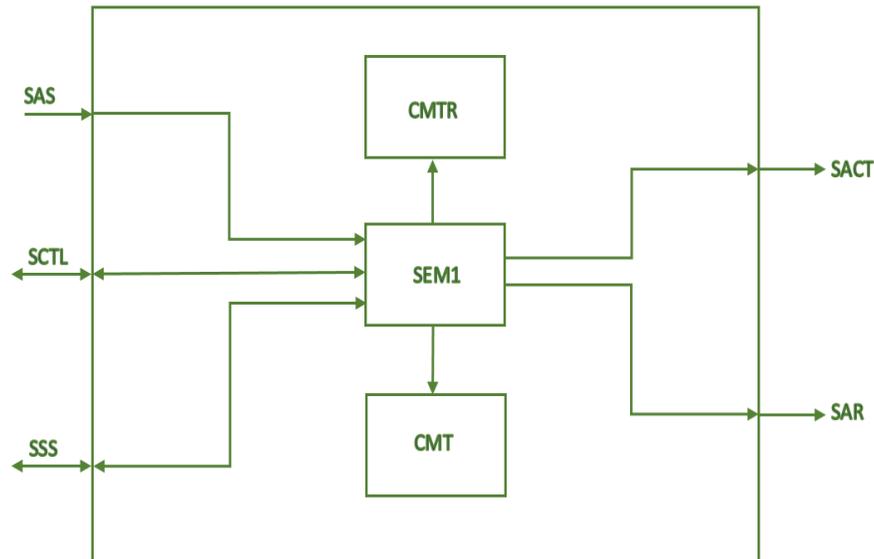


Figura 31 - Subsistema ACT (Actuadores)

En la Figura 31 se detalla la estructura y componentes que integran el subsistema de actuadores, adicional cuenta con sus respectivas entradas y salidas; entradas y salidas que provienen de subsistemas adyacentes.

### 10.6.1 Requerimiento

- Tendrá movimientos independientes para cada una de las articulaciones de la extremidad (Hombro, codo, carpo). (Funcional)
  - Deberá poder ejecutar los siguientes movimientos y ángulos de rotación del hombro.
    - Abducción: Rango de movimiento de 180°, necesaria la rotación externa.
  - Deberá poder ejecutar los movimientos y ángulos de rotación del codo.
    - Flexión: Rango de movimiento de 135°.
    - Extensión: Articulación bisagra, movimiento nulo, ángulo de movimiento de 0 a 5°.
  - Deberá poder ejecutar los movimientos y ángulos de rotación de la muñeca (carpo).
    - Flexión-Extensión: Arco total de 170°, flexión 80° y 70° extensión.
- El sistema permitirá realizar cambios de temperatura inducida al sistema, con variaciones entre 10°C y 20°C. (Funcional)
- El sistema solo realizara los movimientos programados en la terapia. (Calidad)
- El sistema podrá mantener la temperatura inducida en intervalos de duración no superiores a 1 minuto. (Calidad)
- El cambio de temperatura será por iteraciones. (Calidad)

- El rango de error durante los movimientos e inducción de temperatura será inferior al 5%. (Calidad)
- Los movimientos estarán limitados a los establecidos en los requerimientos funcionales, por lo tanto, los movimientos de las articulaciones en los siguientes ángulos no estarán considerados. (Restrictivo)
  - No se deberán poder realizar los siguientes movimientos y ángulos de rotación del hombro:
    - Aducción: Rango de movimiento de 45°.
    - Extensión: Rango limitado posterior a 45°.
    - Flexión: Rango de movimiento de 180°.
    - Rotación interna: Rango de movimiento de 55°.
    - Rotación externa: Rango de movimiento de 40°
  - No se deberán poder realizar los siguientes movimientos y ángulos de rotación del codo:
    - Supinación: Rango de movimiento de 90°
    - Pronación: Rango de movimiento de 90°
  - No se deberán poder realizar los siguientes movimientos y ángulos de rotación del carpo:
    - Desviación: Arco total 50°, desviación cubital 30° y 20° desviación radial.
    - Flexión-extensión metacarpo falángico: Arco total de movimiento de 120° a 135°, 90° flexión y 30° extensión.
    - Flexión-extensión metacarpo falángico pulgar: Rango de movimiento 50°.
- La inducción de temperatura solo podrá variar dentro de los parámetros establecidos, cambios a mayor o menor temperatura implicaran detener el sistema. (Restrictivo)
- No realizará inducción de temperaturas simultáneas. (Restrictivo)

### *10.6.2 Función, entradas y salidas*

#### **Función**

Los actuadores moverán y realizaran todos los cambios necesarios que el sistema requiera, a nivel de posición, temperatura y censado. Deberán funcionar acorde a los rangos de operación programados para cada terapia, sin embargo, dentro del rango de operación contara con un porcentaje de error.

A continuación se definen los componentes que hacen parte del subsistema ACT.

- **SEM1:** Sistema embebido.
- **CMTR:** Conjunto de motores.
- **CMT:** Conjunto de módulos de temperatura.

El subsistema de actuadores tiene como principal función activar todos los actuadores asociados al dispositivo con el fin de permitir realizar la rutina de terapias necesaria.

Una de las entradas del sistema está dada por la señal SAS, esta señal proviene del subsistema de Activación del sistema, esta señal le permite al sistema embebido recibir el dato de la terapia a ejecutar y poder controlar el estado de los motores y de los módulos de temperatura del sistema.

Este subsistema cuenta con dos entradas bidireccionales hacia otros dos subsistemas, la finalidad de estas conexiones bidireccional es permitirle al sistema embebido que se encuentra en este subsistema, poder realizar los movimientos de posición en los motores (CMTR) correspondientes a cada terapia, igualmente realizar los cambios de temperatura necesarios en los módulos de temperatura (CMT).

Tanto la entrada SCTL y SSS, son conexiones que permiten obtener y entregar información del estado de los actuadores, la conexión SCTL, es una conexión que se tiene con el subsistema de control y le permite al sistema embebido SEM1 realizar las correcciones oportunas en los movimientos y posicionamiento de los motores para que no generar alteraciones o daños en los músculos del usuario.

La conexión SSS, es una conexión al subsistema de censado, esta conexión le permite al sistema embebido determinar si los cambios a nivel de posición y temperatura corresponden a valores óptimos de funcionamiento, aunque los sensores también pueden ser considerados como un actuador, se separa su funcionamiento a subsistema independiente.

Por lo tanto, el sistema embebido SEM1, tendrá una tarea parcial de control sobre motor y módulos de temperatura, pero la corrección se realizara gracias a la comunicación que tiene con los dos subsistemas alternos de control (CTL) y censado (SS). A nivel de actuadores, el SEM1, se encargara de que tanto posición y temperatura del dispositivo corresponda y corrija a los valores asignados en las rutinas de la terapia.

La salidas del subsistema están compuestas por la salida, SACT, la cual es la salida del actuador proveniente de SEM1 y tiene tres principales funciones: indicarle al subsistema de visualización el estado de la rutina de ejercicios, proporciona la información necesaria cuando se debe realizar una parada de emergencia y provee una de las salidas generales del súper sistema (S2), pues indica la posición de los actuadores.

La salida número dos del subsistema, es la salida SAR, esta salida permite él envió de la información del estado de los actuadores hacia el subsistema de almacenamiento de registros, este envió de información es necesario pues determina el estado y funcionamiento del sistema antes, durante y después de la terapia, él envió de datos es continuo y en una sola dirección, es decir, una vez enviada la información esta será almacenada para luego ser procesada por parte del médico o fisioterapeuta.

### **Entradas y Salidas**

- **SAS:** Salida de señal proveniente del subsistema AS: Señal de activación de los actuadores: Señal de voltaje con un rango de operación de 0V a 1.2V mantiene el sistema inactivo, de 1,3 a 3,5V alerta los actuadores y de 3,6V a 5V activa los actuadores.

- **SCTL:** Conexión bidireccional (I/O) con el subsistema de control: Conexión serial que permite la transmisión de la información entre los dos subsistemas.
- **SSS:** Conexión bidireccional (I/O) con el subsistema de censado: Conexión serial que permite la transmisión de la información entre los dos subsistemas.
- **SACT:** Señal de salida: Señal de voltaje con un rango de operación de 0V a 1.2V mantiene el sistema funcionando, de 1,3 a 3,5V alerta el sistema, pero continúa operando y de 3,6V a 5V inactiva el sistema deteniendo los actuadores y enviando la señal correspondiente para detener el sistema si es necesario.
- **SACT** conexión subsistema **VI:** Conexión serial unidireccional con el subsistema de visualización que envía el estado de los actuadores para poder ser visualizado mediante un dato de consulta.
- **SAR:** Señal de salida con destino subsistema de almacenamiento de registros: Señal que envía un 0 o 1, donde 0 mantiene apagado el sistema y 1 envía una señal para activar el almacenamiento de registros.

### 10.6.3 Diseño del subsistema

#### 10.6.3.1 Motores

El motor debe contar con un torque superior a los 8 kg debido a que debe vencer la fuerza que un niño puede ejercer, siendo la mínima fuera aplicada alrededor de los 20N, equivalentes a 2 kg y teniendo una máxima fuerza aplicada alrededor de los 60N, equivalentes a 6 kg, Debe tener control de velocidad pues los movimientos a ejecutar son movimientos a baja velocidad y de alta precisión, dicho lo anterior, el motor también debe contar con una alta precisión al ejecutar los movimientos.

Tabla 5 - Requerimientos del Motor

Características	Motor paso a paso 9 Kg/cm [42]	Servomotor TowerPro MG995 [43]
Torque	9 kg	15 kg
Fases	2	-
Voltaje	3,2V	3V - 7,2V
Corriente	1.6± 10% Ω/fase	-
Inductancia	5.5± 20% mH/fase	-
Precio	31 USD	10 USD

Con base a los requerimientos propuestos para la selección del actuador, se opta por el servomotor de 15 kg, el servo tiene exactitud en la posición y en la repetición de movimientos, debido a que tienen un error entre 3% y 5% lo cual se encuentra dentro de los parámetros de error propuestos en el requerimiento. Los servomotores tienen una buena respuesta a pulsos de entradas digitales, lo que permite un control de lazo abierto. Permite lograr una velocidad de rotación baja en forma síncrona con carga acoplada, aunque tienen la desventaja de ser difíciles de operar a altas velocidades, para fines del sistema, no es

necesario operar el motor a altas velocidades, por lo tanto, se puede despreciar esta desventaja.

Para programar el PWM en el PIC se hizo uso de las siguientes ecuaciones en las que se caracterizan el ciclo útil del motor y el porcentaje de pulso con el que se va a trabajar:

$$PWM_{Frecuencia} = \frac{Frecuencia\ del\ Cristal}{(Carga\ del\ Timer\ 2 + 1) * (Preescaler\ del\ Timer\ 2) * 4} \quad (1)$$

$$\frac{20MHz}{(255 + 1) * 16 * 4} = \frac{20.000.000}{16.384} = 1.220,703 = 1.2MHz \quad (2)$$

Se calculó una frecuencia de trabajo del PWM de 1.2MHz que es la mínima alcanzable con el PIC.

Luego para calcular el ancho de banda con el que esta trabajado el ciclo útil se dio uso de la siguiente ecuación:

$$2^n - 1 = \frac{Frecuencia\ del\ Cristal}{PWM_{Frecuencia} * (Preescaler\ del\ Timer2)} \quad (3)$$

$$n * \log(2) = \log\left(\frac{Frecuencia\ del\ Cristal}{PWM_{Frecuencia} * (Preescaler\ del\ Timer\ 2)}\right) + \log(1) \quad (4)$$

$$n = \frac{\log\left(\frac{Frecuencia\ del\ Cristal}{PWM_{Frecuencia} * (Preescaler\ del\ Timer\ 2)}\right)}{\log(2)} \quad (5)$$

Encontrando que nuestro ciclo útil va de 0 a 1024 (Donde 0 son 0° y 1024 son 180°, se incluyen todos los grados posibles del servo aunque en el funcionamiento del sistema se tiene una desviación de 15° de inicio y al final de la rotación para no exigir al servo), por regla de 3 se calcula que dentro de un ciclo útil de 4ms de desea trabajar hasta los 2ms por lo cual el DUTY que utilizamos tendrá un valor entre 256 y 512.

### 10.6.3.2 Control de temperatura

Tabla 6 - Requerimientos del control de temperatura

Características	Efecto Joule [44]		Manta Eléctrica
Sistema	Calefacción por acumulación [45]	Calefacción por convectores [45]	Manta envolvente
Funcionamiento	La electricidad consigue generar calor cuando la corriente circula por las resistencias eléctricas, haciendo que estas se calienten y el calefactor expulse aire caliente.	Este tipo de calefacción genera calor cuando la resistencia se calienta, calentando a su vez el aire que fluye de forma natural por su interior.	Concentran el calor que producen en la superficie de contacto con el cuerpo de la persona que recibe el tratamiento, al tiempo que evitan la excesiva pérdida de calor por efecto de las condiciones ambientales en su habitación o cabina.
Tamaño	Varia en relación al tamaño del sistema	Varia en relación al tamaño del sistema	12 x 15 pulgadas
Ventajas	Este tipo de calefacción se puede encontrar en diversos sistemas, pero sea uno u otro, no requiere el consumo de oxígeno para su funcionamiento, y además es una energía libre de gases contaminantes.	El aire en contacto con el metal se calienta, disminuye su densidad y asciende. Esto crea una corriente de aire ascendente que distribuye el calor. Instalación es barata y sencilla ya que no se requieren obras (depende del tipo de convector).	Concentran el calor que producen en la superficie de contacto con el cuerpo de la persona que recibe el tratamiento, al tiempo que evitan la excesiva pérdida de calor por efecto de las condiciones ambientales en su habitación o cabina.
Desventajas	No sirven para calentar a grandes distancias y tiene un consumo energético elevado. El calor suele ser demasiado fuerte en las distancias cortas, y resulta molesto.	Tiene un consumo alto y depende además de la fluctuación en la potencia, 1 kw/h consumido es 1 kw/h de calor generado.	Alto riesgo de incendio debido a la combinación de electricidad y calor
Precio	8 USD Varia en relación al material usado en la resistencia, en este caso, se toma como ejemplo, un cable AWG18 Nicromm	8 USD Varia en relación al material usado en la resistencia, en este caso, se toma como ejemplo, un cable AWG18 Nicromm	44 USD

Con base a los requerimientos propuestos, el componente óptimo para el diseño de nuestro sistema, es el sistema de calefacción por convectores (Efecto Joule), este sistema nos permite realizar el cambio de temperatura al calentar una resistencia, esta resistencia se acopla al diseño del exoesqueleto. Para controlar el nivel de temperatura generado por el efecto joule, se realizaran iteraciones de inducción de corriente sobre la resistencia, lo cual permitirá dependiendo de la dirección en la que se induzca la corriente se tendrá un cambio de temperatura en relación a la dirección de la corriente.

Para lograr que cuando se cambie la dirección de la inducción de corriente se tenga un cambio de corriente se utilizara una celda Peltier.

### 10.6.4 Diagrama Esquemático

#### 10.6.4.1 Diagrama Servo Motor

Con el fin de validar el funcionamiento del servo motor seleccionado, se conectara al PIC un potenciómetro que permite cambiar el porcentaje de ciclo útil utilizado para mover el servo motor.

El método de conexión del servo motor con el PIC se detalla en la Figura 32.

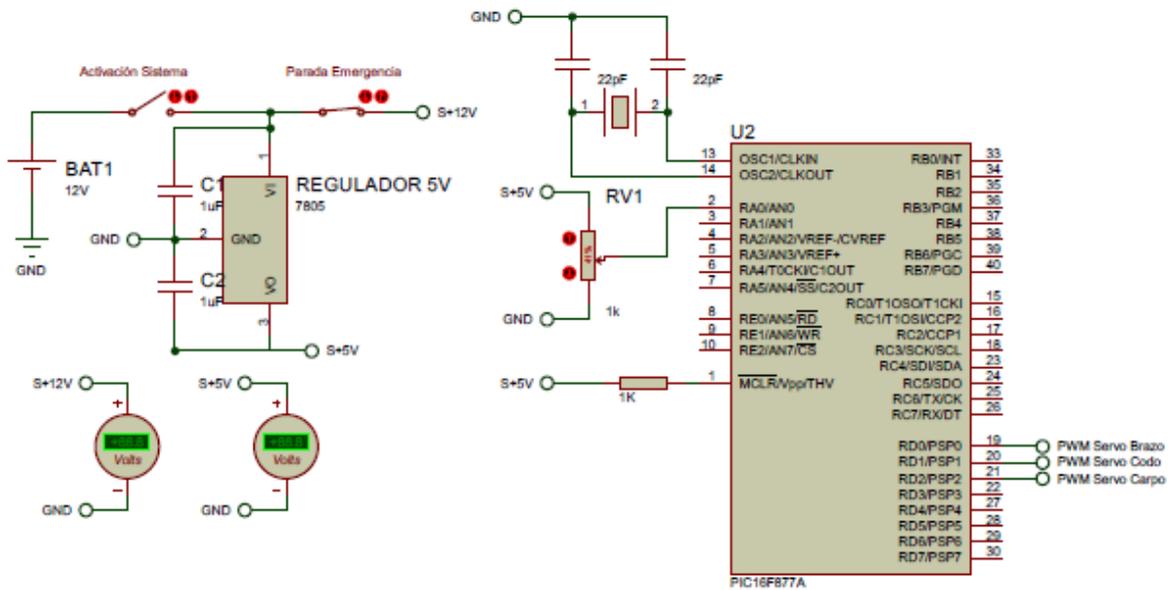


Figura 32 - Diagrama esquemático subsistema actuadores, conexión servomotor

A nivel lógico el PIC debe seguir una secuencia de movimiento y corrección que permita posicionar el servo motor en el ángulo necesario, idealmente, este movimiento no se debe producir por una posición inducida por un potenciómetro o un pulsador, por el contrario, este movimiento debe realizarse automáticamente y donde el PIC es el encargado de corregir el ángulo de posicionamiento. Esta lógica que el PIC debe seguir se describe en la Figura 33.

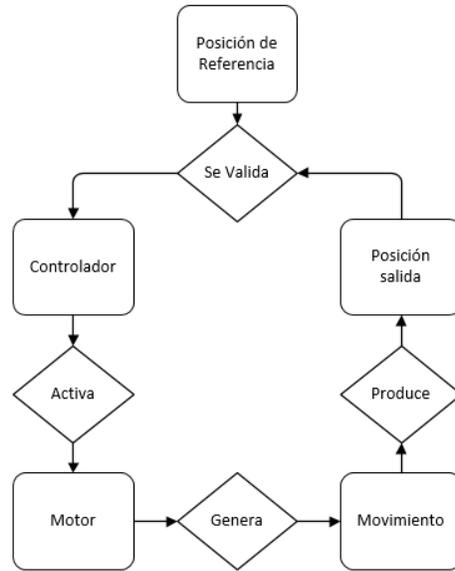


Figura 33 - Diagrama de bloques control y posicionamiento servo motor

### 10.6.4.2 Diagrama actuador de temperatura

El actuador de temperatura depende del pulso que se active para inducirle corriente a la Celda Peltier, con base a este pulso la celda se encargara de generar calefacción o refrigeración, es importante mencionar que el control de inducción de este pulso se realizara mediante el driver de motores L293n.

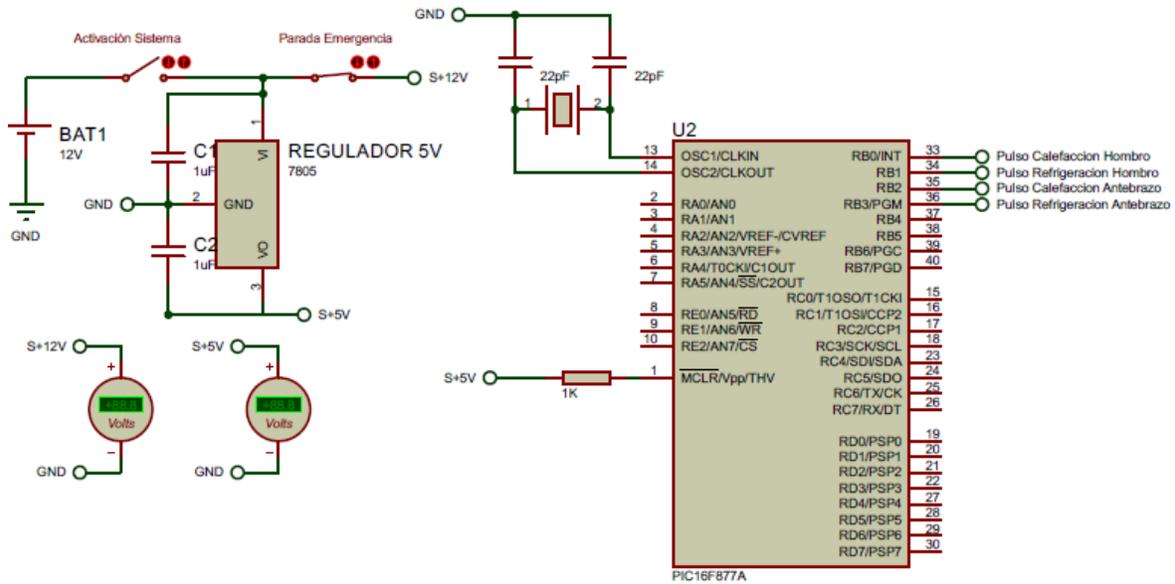


Figura 34 - Diagrama esquemático subsistema actuadores, conexión celda Peltier

En la Figura 34 se detallan los pines de conexión del PIC hacia el driver L293n que se encargara no solo de separar la fuente de alimentación de las Celdas, adicional permite que el control se maneje exclusivamente por pulsos, controlados por el PIC.

En la Figura 35 se puede visualizar cómo es la conexión entre los pines de salida del PIC y el driver L293D, adicionando las salidas de conexión hacia la celda Peltier.

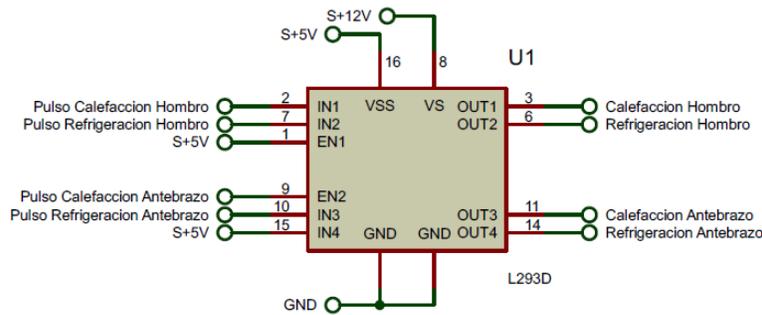


Figura 35 - Diagrama esquemático subsistema actuadores, conexión driver L293D

### 10.6.5 Simulación

#### 10.6.5.1 Simulación Servo Motor

Para el diseño e implementación del servo motor se utilizara un PIC16F877a, esta conexión y configuración permitirá realizar el movimiento del servo motor cambiando los grados de 0° a 180° mediante el cambio de ciclo útil del PWM configurado en el PIC.

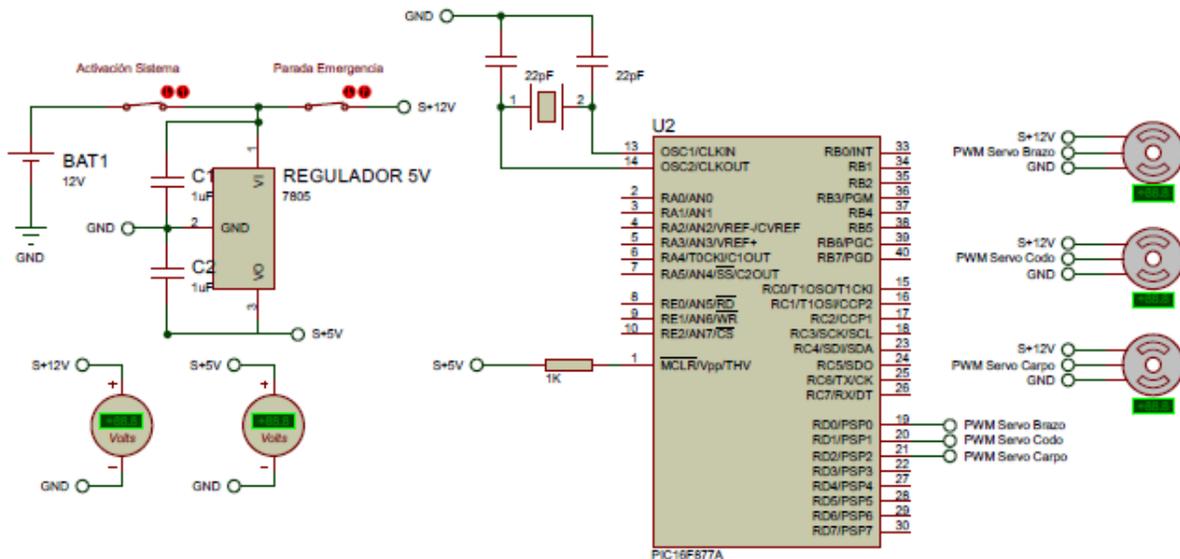


Figura 36 - Simulación Subsistema Actuadores, Funcionamiento Servo Motores con PWM

### 10.6.5.2 Simulación actuador de Temperatura (Celda Peltier)

Para el diseño e implementación de la celda Peltier se utilizara un PIC16F877a y un driver de motor, esta conexión y configuración permitirá realizar iteraciones en la entrega de corriente en las diferentes entradas de la celda permitiendo que esta se caliente o se enfríe en intervalos programados.

La activación por pulsos del PIC se puede visualizar en la Figura 37, donde se presenta la conexión entre el PIC y el Driver L293D, adicionando un conjunto de Leds que representarían por cual puerto se estaría induciendo corriente para que la celda cambie su estado entre calefacción o refrigeración (en la simulación se ven los cuatro Leds activos, pues se activaron los cuatro pulsos para confirmar la activación).

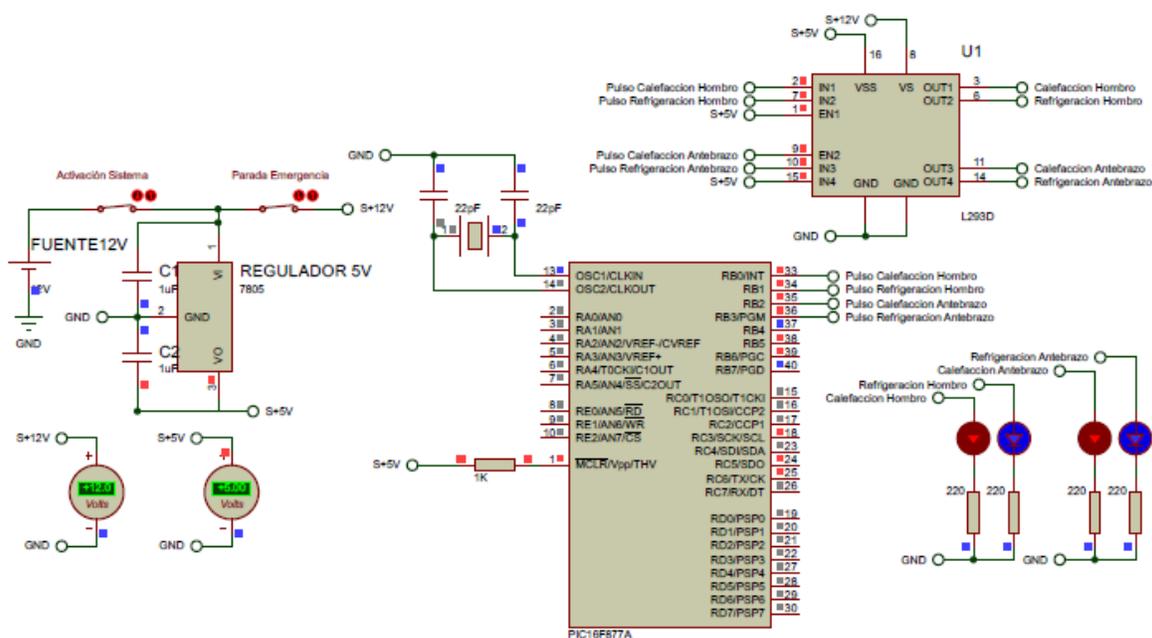


Figura 37 - Simulación Subsistema Actuadores, Funcionamiento Celda Peltier

### 10.6.6 Plan de pruebas

El plan de pruebas del subsistema ACT, tiene como finalidad comprobar el funcionamiento de los distintos dispositivos que se conectaran al prototipo tales como el control de los motores y del control de la temperatura a través del uso de la celda Peltier.

1. Conectar al PIC el driver de motor (para el control de la celda Peltier) y los servomotores.
2. Conectar el PIC a una fuente de 5v.
3. Conectar los servomotores y el driver del motor a una fuente de 12v que permita llegar a un pico de corriente de 2A.
4. Con la programación cargada en el PIC, realizar pruebas de PWM en el servomotor para tener ángulos de rotación de 0 a 180°.

5. Con la programación cargada en el PIC, controlar la inducción de corriente a la Celda y confirmar si esta se enfría o calienta en relación al pin donde se está induciendo la corriente.

### 10.7 Subsistema SS (Sensores)

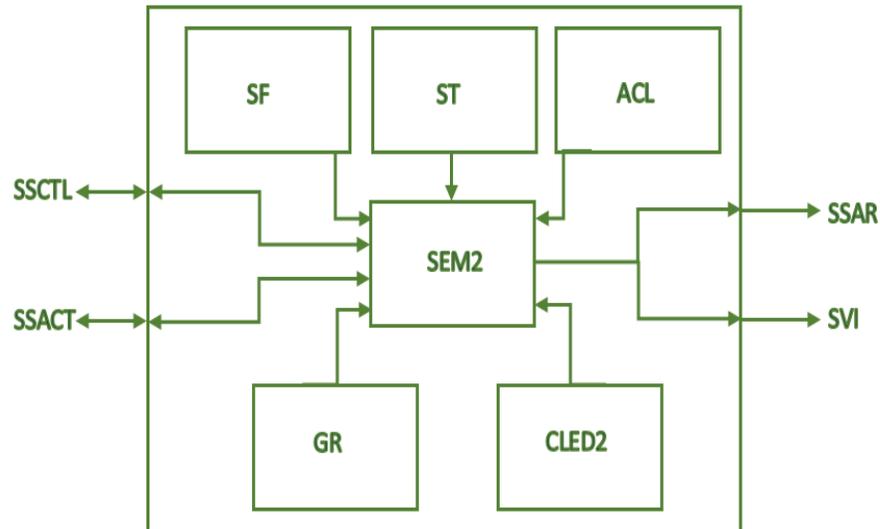


Figura 38 - Subsistema SS (Sensores)

En la Figura 38 se detalla la estructura y componentes que integran el subsistema de sensores, adicional cuenta con sus respectivas entradas y salidas; entradas y salidas que provienen de subsistemas adyacentes.

#### 10.7.1 Requerimiento

- El prototipo permitirá obtener la señal de la actividad eléctrica del paciente en la articulación del carpo. (Funcional)
- El prototipo permitirá obtener la señal de la actividad muscular del paciente en el antebrazo. (Funcional)
- El dispositivo permitirá censar la temperatura del prototipo con cambios entre 10°C y 20°C. (Funcional)
- El dispositivo permitirá identificar la posición y velocidad del prototipo. (Funcional)
- El rango de error para la medición de temperatura, obtención de datos fisiológicos, posición y velocidad del prototipo será inferior al 5%. (Calidad)
- Contará con indicadores luminosos para alerta y mostrar el estado del prototipo. (Calidad)

### 10.7.2 Función, entradas y salidas

#### Función

Los sensores permitirán identificar visual y analíticamente (adquisición de datos), el funcionamiento del sistema.

A continuación se definen los componentes que hacen parte del subsistema SS.

- **SEM2:** Sistema Embebido.
- **SF:** Sensor fisiológico.
- **ST:** Sensor temperatura.
- **ACL:** Acelerómetro
- **GR:** Giroscopio.
- **CLED2:** Conjunto de indicadores luminosos.

Aunque los sensores pueden ser considerados como un actuador, se van a manejar independiente para este sistema, debido a que la información obtenida por los diferentes sensores le permitirá a diferentes subsistemas tener un rango de operación óptimo.

La razón principal de considerar a los sensores como un subsistema independiente de los actuadores radica en que cada sensor se encarga de suministrar información específica de una magnitud, esta magnitud permite analizar el alcance que podrá tener la terapia y junto al subsistema de control (CTL), en subsistema de sensores es uno de los subsistemas más importantes para un correcto funcionamiento del dispositivo.

Internamente el subsistema SS, cuenta con un sistema embebido (SEM2), el cual se encarga de recibir toda la información adquirida por los sensores y le permite al subsistema el intercambio de información con los demás subsistemas. Tiene una conexión bidireccional con dos subsistemas, uno de estos subsistemas es el sistema de control (CTL), esta conexión SSCTL, permite que la información proporcionada por el subsistema SS que se envía hacia CTL calibre los actuadores de tal forma que sus rangos de operación se encuentren en los rangos esperados, de lo contrario la variación en los sensores que se encuentre por fuera de los estados de operación recomendados, provocara que a nivel del subsistema CTL, corrija ya sea la posición o temperatura del sistema.

La conexión bidireccional que se tiene con el subsistema ACT (SSACT), permite tener una doble verificación, esta verificación se encarga de validar que los valores obtenidos por los sensores correspondan a los valores de funcionamiento actuales del sistema.

Las salidas del sistema son SSAR y SVI, SSAR, es una señal de salida que se envía al subsistema de almacenamiento de registros para poder almacenar la información del estado de cada sensor, la información que se envía consiste en los registros de temperatura, posición y de censado fisiológico.

Los sensores que conforman el subsistema SS, son: Sensor fisiológico, este sensor permite obtener la información del estado actual de la respuesta muscular a las variaciones

de posición y temperatura generadas por la iteración de la posición y temperatura del dispositivo; sensor de temperatura, este sensor se encarga de validar que cuando se realizan cambios de temperatura en el sistema, la temperatura que se está proporcionando se encuentre dentro de los rangos de operación; sensor acelerómetro y giroscopio, este conjunto de sensores, se encarga de validar la velocidad y posición con la cual se están realizando los movimientos de la terapia y un conjunto de indicadores luminosos, que se encargaran de generar alertas ya sea por un funcionamiento correcto o por que algún componente del sistema no se encuentra funcionando correctamente.

### **Entradas y Salidas**

- **SSCTL:** Conexión bidireccional con el subsistema CTL: Conexión serial que permite la transmisión de la información entre los dos subsistemas.
- **SSACT:** Conexión bidireccional con el subsistema ACT: Conexión serial que permite la transmisión de la información entre los dos subsistemas.
- **SSAR:** Señal de salida subsistema almacenamiento de registros: Señal que envía un 0 o 1, donde 0 mantiene apagado el sistema y 1 envía una señal para activar el almacenamiento de registros.
- **SVI:** Señal de salida subsistema visualización: Conexión serial unidireccional con el subsistema de visualización que envía el estado actual de los sensores para poder visualizarse como un dato de consulta.

#### *10.7.3 Diseño del subsistema*

El subsistema SS estará compuesto por sensores fisiológicos, sensores de temperatura, indicadores luminosos y sensores que permitan determinar la posición y velocidad del prototipo.

##### *10.7.3.1 Sensores Fisiológicos*

El sensor fisiológico debe medir la actividad eléctrica del paciente de tal forma que pueda determinar el estado de los músculos (Electromiografía) e igualmente ser capaz de medir los cambios de la piel que permitan determinar si el paciente se encuentra estresado.

Tabla 7 - Requerimientos de Sensores (Fisiológicos)

Características	Sensor EDA [46]	Sensor Myoware [47]	Acondicionador de pequeña señal
Voltaje	1,8 V a 5,5 V	2,9 V a 5,6 V	1,8 V a 5,5 V
Especificaciones	Sensor diseñado específicamente para medir los cambios en la conductancia de la piel como resultado de la actividad del sistema nervioso simpático.	Utiliza un EMG para registrar la actividad eléctrica de los músculos	Acondicionador diseñado para amplificar una señal y convertirla en un valor de fácil lectura.
Funcionamiento	Puede medir de muchas maneras diferentes, incluyendo el potencial de la piel, la resistencia, la conductancia, la admitancia y la impedancia, pasa una cantidad minúscula de corriente entre dos electrodos en contacto con la piel.	Mide la actividad eléctrica de los músculos, mediante la detección de detección del potencial eléctrico como resultado del movimiento del musculo	Consiste en recoger una señal y transformarla en una señal eléctrica de nivel superior.
Precio	25 EUR	22.50 EUR	Varia con base a los Materiales a usar

Con base a los requerimientos para lograr cumplir estos, es necesario realizar el diseño de un acondicionador de pequeña señal para la toma de la muestra de los voltajes de la señal electro dérmica y electromiografía, se utilizara esta opción debido a que para ambos casos se utilizaran filtros pasa alto, pasa bajo y amplificadores, lo que variara en cada etapa del acondicionamiento son los valores de voltaje que el acondicionador deberá tomar al realizar la medida y como este acondicionador deberá amplificar cada señal para poderse visualizar.

### 10.7.3.2 Sensor de Temperatura

El sensor de temperatura debe y será el encargado de medir la variación de la temperatura dentro del exoesqueleto, debe ser un sensor de precisión pues con una variación muy grande en la medida puede afectar la forma en que el actuador de temperatura esta accionándose, debe ser compacto y resistente a los cambios de temperatura. Debe contar con la facilidad de integrarse con diferentes tecnologías.

Tabla 8 - Requerimientos de Sensores (Temperatura)

Característica	DHT11 [48]	DHT22 [49]
Alimentación	$3Vdc \leq Vcc \leq 5Vdc$	$3.3Vdc \leq Vcc \leq 6Vdc$
Señal de Salida	Digital	Digital
Rango de medida Temperatura	De 0 a 50 °C	De -40°C a 80 °C
Precisión Temperatura	$\pm 2$ °C	$< \pm 0.5$ °C
Resolución Temperatura	0.1°C	0.1°C
Rango de medida Humedad	De 20% a 90% RH	De 0 a 100% RH
Precisión Humedad	4% RH	2% RH
+Resolución Humedad	1%RH	0.1%RH
Tiempo de respuesta	1s	2s
Tamaño	12 x 15.5 x 5.5mm	14 x 18 x 5.5mm
Precio	4,77 USD	8,11 USD

Con base a los requerimientos planteados para el sensor de temperatura, el sensor optimo es el sensor DHT22, aunque tiene un costo de adquisición elevado comparado con el DHT11, el sensor DHT22 tiene una precisión mucho mejor tanto de temperatura como de humedad, razón por la cual es el sensor recomendado para el sistema.

#### 10.7.3.3 Sensor de posición y velocidad

El conjunto de giroscopio y acelerómetro permite medir la velocidad con la cual se está desplazando el dispositivo, manteniendo la velocidad y posición del dispositivo dentro de los rangos permitidos, esto ayuda a que los movimientos que realiza el dispositivo de cara al paciente no sean agresivos y generen daños musculares, por lo tanto, el sensor seleccionado para cumplir con estos requerimientos es el modulo Gy-521 Mpu-6050, este módulo integra tanto el giroscopio y acelerómetro, tiene un rango de operación de 3-5V y un protocolo de comunicación IIC.

#### 10.7.3.4 Indicadores Luminosos

El sistema debe contar con indicadores luminosos en todo el cuerpo de la estructura debido a que cada indicador corresponde a la respuesta de una señal de activación o desactivación del sistema, es de vital importancia contar con estos indicadores pues a nivel de desarrollo nos pueden indicar si las etapas del dispositivo están en funcionamiento.

Con el fin de suplir este requerimiento se dará uso de diodos Led y Diodos Led bicolor, que permitirán verificar el estado de las secciones que lleven dentro de sus subsistemas indicadores luminosos.

#### 10.7.4 Diagrama Esquemático

##### 10.7.4.1 Esquema sensor fisiológico (Acondicionador pequeña Señal)

Para realizar el diseño del sensor endodérmico y de un sensor electromiográfico, se diseñara un acondicionador de pequeña señal que nos permitirá captar la señal del cuerpo y transmitirla de tal forma que podremos visualizar su resultado en un osciloscopio y a su vez recibir el valor medido y mediante este poder calcular el estado en el cual se encuentra el musculo y/o actividad eléctrica de la piel.

Tanto la señal electromiografía como la señal endodérmica son señales de pequeña amplitud y bajo voltaje, por lo tanto, se diseñara un acondicionador de pequeña señal que consta de filtros pasa bajo, pasa alto y un amplificador de ganancia.

Los filtros pasa bajo, paso alto, y etapa de ganancia usarán el amplificador operacional Lm741.

Las frecuencias por debajo de 0.1 Hz son frecuencias bajas causadas por algún movimiento del paciente (respiración, movimiento muscular de extremidades, etc.) y por algunas fuentes de ruido ambiental de baja frecuencia (por ejemplo, movimiento de personas alrededor del paciente).

Se usa filtros de 6 sexto orden porque son de tipo Bessel.

Son filtros que únicamente tienen polos, presentan un rizado constante en la banda pasante y presentan una caída monótona en la banda de rechazo.

La respuesta de frecuencia es:

$$|H(\Omega)|^2 = \frac{1}{1 + \epsilon^2 T_N^2\left(\frac{\Omega}{\Omega_c}\right)} \text{ para } 0 < \epsilon \leq 1 \quad (6)$$

$$T_{N+1}(x) = 2 * x * T_N(x) - T_{N-1}(x) \text{ con } T_0(x) = 1 \text{ y } T_1(x) = x \quad (7)$$

$$\frac{1}{\sqrt{1 + \epsilon^2}} \quad (8)$$

#### Filtro pasa bajo

- Frecuencia de corte en 55Hz, En el 70%
- 6to orden.

- Ganancia 1.
- Usando una estructura sellen key, dos etapas en cascada, tenemos el siguiente diseño.

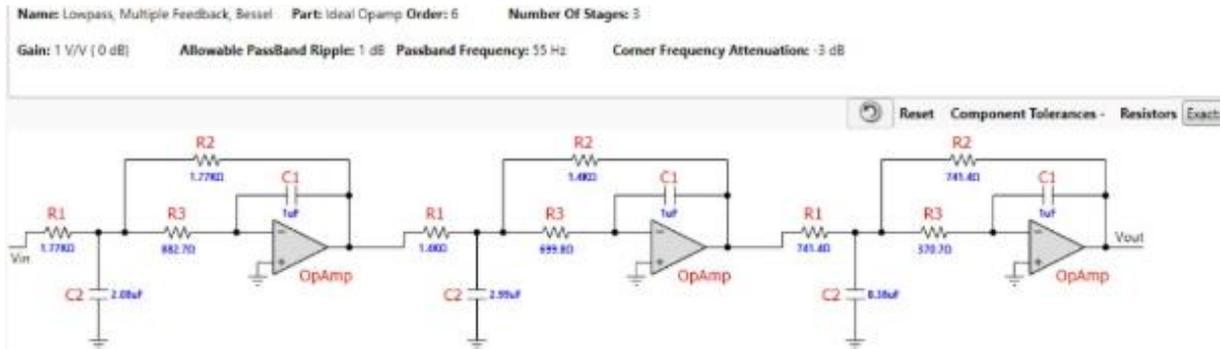


Figura 39 - Diagrama filtro pasa bajo, sensor fisiológico

### Diseño etapa 1

Hallar  $C_2$  usando fórmula 2. Se fija  $C_1$  en  $100nF$ .

$$C_2 \geq 100nF * \frac{4 * 1}{-1.84776^2} \rightarrow C_2 \approx 117.15nF \quad (9)$$

Hallar  $R_1$  y  $R_2$  usando formula 9 y 10.

$$R_{1,2} = \frac{-(-1.84776)(117.15nF) \pm \sqrt{(-1.84776)(117.15nF)^2 - 4(100nF)(117.15nF)}}{2 * 2\pi * 500Hz * (100nF)(117.15nF)} \quad (10)$$

$$R_1 \approx 930.12\Omega \quad R_2 \approx 4.951\Omega$$

Hallar  $C_4$  usando fórmula 3. Se fija  $C_3$  en  $1nF$ .

$$C_4 \geq 1nF * \frac{4 * 1}{-0.765366^2} \rightarrow C_4 \approx 6.828nF \quad (11)$$

Hallar  $R_3$  y  $R_4$  usando.

$$R_{3,4} = \frac{-(-0.765366)(6.828nF) \pm \sqrt{(-0.765366)(6.828nF)^2 - 4(1nF)(6.828nF)}}{2 * 2\pi * 500Hz * (1nF)(6.828nF)} \quad (12)$$

$$R_3 \approx 75.19K\Omega \quad R_4 \approx 168.42K\Omega$$

### Filtro pasa Alto

- Frecuencia de corte 0Hz
- 6to orden, Usando estructura Sallen Key

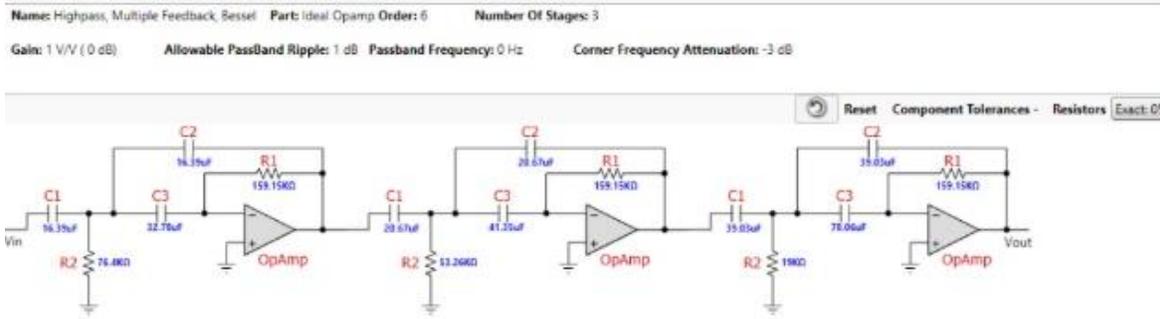


Figura 40 - Diagrama filtro pasa alto, sensor fisiológico

### Amplificador de ganancia variable de 1000

- No inversor.
- Ganancia superior a 1000

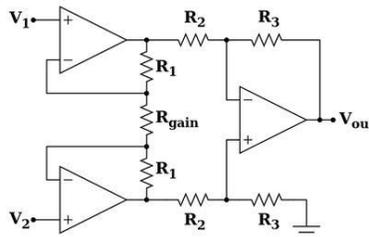


Figura 41 - Configuración amplificador de instrumentación

Fórmulas:

$$A_v = 1 + \frac{R_1}{R_2} \tag{13}$$

Se fija R1 en 270KΩ y se despeja R2 usando

$$1000 = 1 + \frac{270K\Omega}{R_2} \rightarrow R_2 \approx 270.57\Omega \tag{14}$$

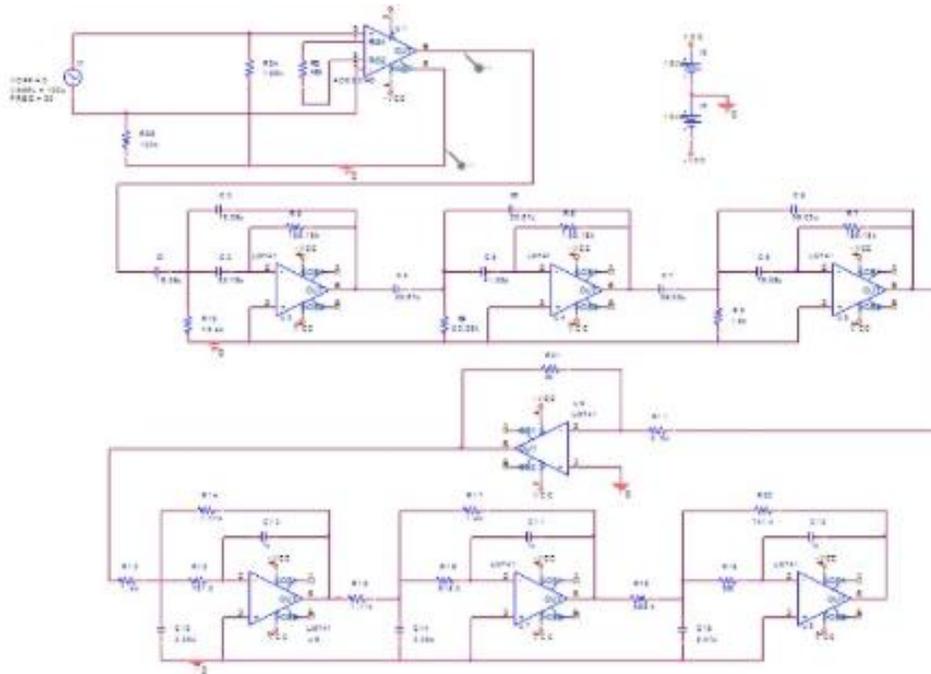


Figura 42 - Esquemático general acondicionador pequeña señal

### Simulación mascara de componentes

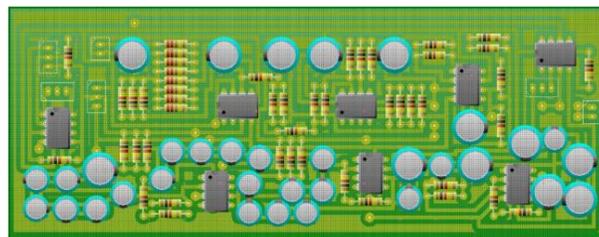


Figura 43 - Esquemático 3D

### Simulación circuito impreso

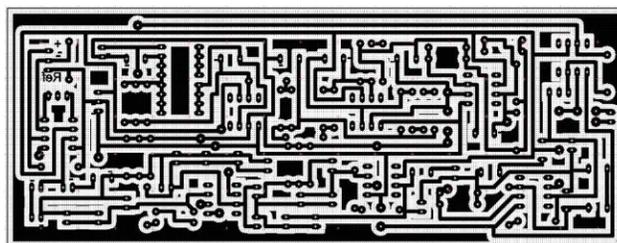


Figura 44 - Rutas para impresión PCB

### 10.7.5 Simulación

#### 10.7.5.1 Simulación acondicionador pequeña señal

#### Filtro pasa bajo

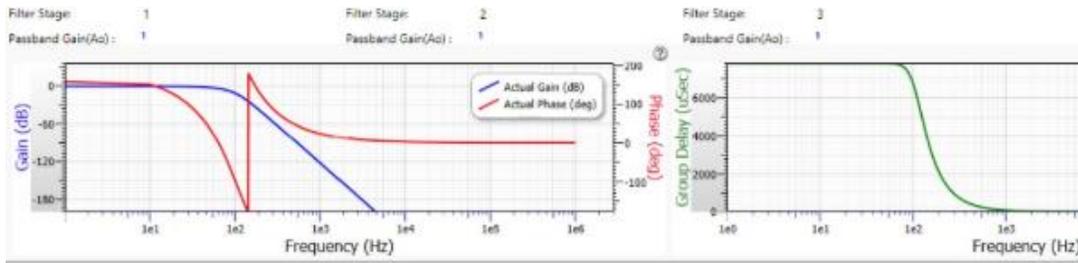


Figura 45 - Simulación filtro pasa bajo, sensor fisiológico

Tabla 9 - Valores de Elementos para Filtro pasa Bajo

Low pass			
f	655	Hz	
a1	10	b1	0
a2	10	b2	1
Filter 1			
C1	1,00E-07		104
R1	3183,09886		
Filter 2			
C1	1,00E-08	1,00E-08	103
C2	1,00E-07		104
R1	3,59E+03		
R2	2,82E+04		

#### Filtro pasa Alto

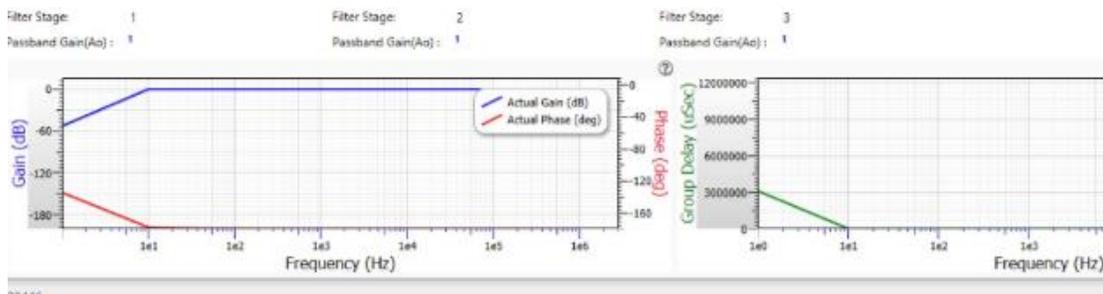


Figura 46 - Simulación filtro pasa Alto, sensor fisiológico

**Respuesta fase vs frecuencia**

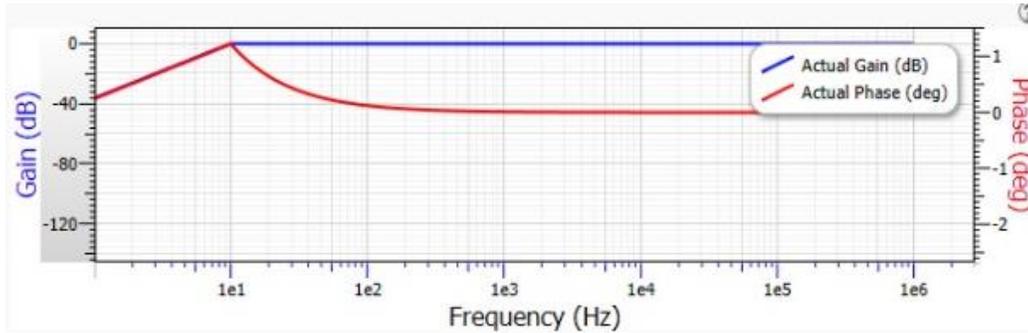


Figura 47 - Simulación fase vs frecuencia, sensor fisiológico

10.7.5.2 Simulación sensor de temperatura.

Para el diseño e implementación del sensor DHT22 se utilizara un PIC16F877a y un Display Led, esta conexión y configuración permitirá tomar los datos de temperatura y humedad de la zona de medición.

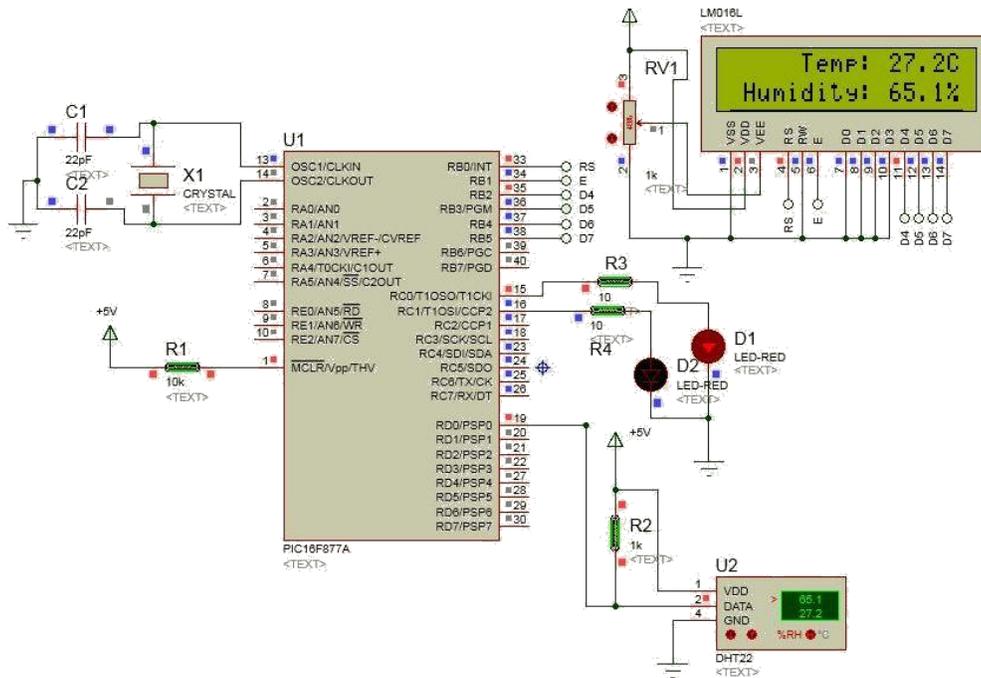


Figura 48 – Simulación Subsistema Sensores, Sensor de temperatura DHT22

10.7.6 Plan de pruebas

El plan de pruebas del subsistema SS, tiene como finalidad comprobar el funcionamiento de los sensores que harán parte del prototipo y que se encargaran de censar

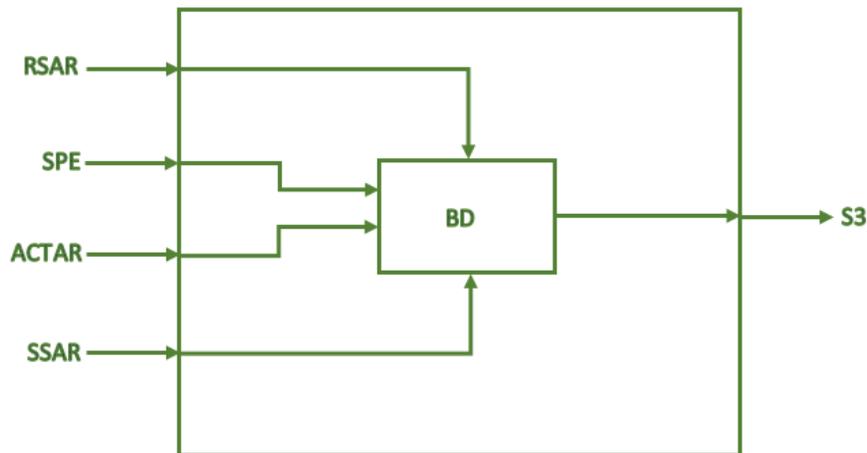
partes importantes del sistema, tales como la actividad eléctrica del paciente, la actividad muscular y los cambios de temperatura inducidos al prototipo.

Para las pruebas del acondicionador de pequeña señal es necesario contar con un osciloscopio, una fuente y un generador, el generador nos permitirá generar dos señales que se comparan en el amplificador operacional y luego pasaran por los respectivos filtros y amplificadores para ver la señal en el osciloscopio.

En el caso del sensor de temperatura, solo se debe conectar a un PIC y con la programación en el PIC realizar la medición de varios ambientes para determinar su rango de operación.

1. Conectar el acondicionador de pequeña señal al generador para poder registrar las dos señales.
2. Revisar cada etapa de filtrado en el osciloscopio para validar el funcionamiento de cada etapa.
3. Analizar la salida del acondicionador de pequeña señal de tal forma que la respuesta del sistema sea la esperada en los cálculos.
4. Conectar el sensor DHT22 al PIC.
5. Validar en diferentes ambientes el tiempo que toma la medida tomada por el DHT22.
6. Comparar los valores generados por DHT22 con un termómetro y confirmar el funcionamiento.

### ***10.8 Subsistema AR (Almacenamiento de registros)***



*Figura 49 - Subsistema AR (Almacenamiento de registros)*

En la Figura 49 se detalla la estructura y componentes que integran el subsistema de almacenamiento de registros, adicional cuenta con sus respectivas entradas y salidas; entradas y salidas que provienen de subsistemas adyacentes.

#### ***10.8.1 Requerimientos***

- El sistema permitirá realizar el almacenamiento de información en una base de datos. (Funcional)

- La generación de reportes no debe ser inferior al 15% de reportes semanales generado. (Calidad)
- Contará con un sistema de Back-up para el almacenamiento de los reportes. (Calidad)
- El sistema tendrá segmentación en los registros guardados, información del paciente será de revisada exclusivamente por el médico e información del prototipo será revisada exclusivamente por el ingeniero. (Calidad)
- La revisión de los registros no se podrá realizar localmente, se deberá realizar la conexión a la base de datos para poder exportar la información. (Calidad)
- El sistema no permitirá la visualización de los registros a un perfil diferente al del administrador. (Restrictivo)

### *10.8.2 Función, entradas y salidas*

#### **Función**

El almacenamiento de registros permitirá generar un registro donde la información del sistema será almacenada para posterior análisis del administrador.

A continuación se definen los componentes que hacen parte del subsistema SS.

- **BD:** Base de datos.

El subsistema de almacenamiento de registros (AR), tiene como principal función almacenar toda la información de los diferentes subsistemas del dispositivo, esta información que se recopila en un solo subsistema permite al administrador del sistema poder validar el funcionamiento de los subsistemas de igual forma permite a nivel medico realizar un seguimiento en el cumplimiento de las terapias del paciente.

La información adquirida por el subsistema AR, se recopila de diferentes subsistemas alternos, la información que se registra proviene de los subsistemas RS, PE, ACT y SS. Toda la información que se registra en el subsistema AR, se guarda en una BD que permite guardar la información en relación a su lugar de origen, si la información proviene de un sensor, será almacenada en un registro de sensor y se guardara específicamente en un archivo de sensores, se realiza esta aclaración pues es necesario que toda la información quede almacenada en el lugar correspondiente, no es recomendable ni viable mezclar la información obtenida al realizar un censado fisiológico al obtenido al realizar un censado de temperatura.

Toda la información almacenada en estos registros solo se podrá visualizar ingresando mediante un usuario administrador que para fines del sistema seria el usuario de médico o fisioterapeuta, sin embargo, a nivel técnico, a esta BD puede acceder el ingeniero encargado de realizar el mantenimiento del dispositivo, este acceso le permite evidenciar el motivo por el cual se realizaron las paradas de emergencia del sistema o los registros de los actuadores y sensores, de esta forma podrá realizar la calibración y prevención de los subsistemas para poder realizar una terapia sin inconvenientes.

### Entradas y Salidas

- **RSAR:** Señal de entrada del subsistema RS: Señal de entrada que recibe un 0 o 1, donde 0 mantiene apagado el sistema y 1 envía una señal para activar el almacenamiento de registros.
- **SPE:** Señal de entrada del subsistema PE: Señal de entrada que recibe un 0 o 1, donde 0 mantiene apagado el sistema y 1 envía una señal para activar el almacenamiento de registros.
- **ACTAR:** Señal de entrada del subsistema ACT: Señal de entrada que recibe un 0 o 1, donde 0 mantiene apagado el sistema y 1 envía una señal para activar el almacenamiento de registros.
- **SSAR:** Señal de entrada del subsistema SS: Señal de entrada que recibe un 0 o 1, donde 0 mantiene apagado el sistema y 1 envía una señal para activar el almacenamiento de registros.
- **S3:** Adquisición de información: Almacenamiento de registros a nivel de base de datos, que permite ser consultada una vez la terapia haya terminado.

#### 10.8.3 Diseño del subsistema

El diseño del subsistema AR, consiste en una base de datos que permitirá almacenar información de todos los procesos que realice el sistema, como ya se definió un motor de base de datos y un sistema embebido que almacenara esta información, se usara el mismo diseño del subsistema VD.

El almacenamiento de registros por parte de la base de datos solo se lograra conectando por comunicación serial el PIC con la Raspberry, esta comunicación permitirá la comunicación bidireccional de ambos sistemas para el registro de datos y para que el PIC pueda tomar la información correspondiente a cada terapia y pueda ser ejecutada.



Figura 50 - Comunicación serial PIC-Raspberry

#### 10.8.4 Diagrama Esquemático

El diagrama del subsistema AR al contar con el mismo diseño del subsistema VD, se mantendrá el diagrama de este subsistema para replicar la información de registro y almacenamiento de datos.

Al contar con un parámetro adicional que sería la comunicación serial entre el PIC y la Raspberry, se debe realizar la programación necesaria para habilitar el canal TX y RX en full dúplex para que ambos dispositivos permitan el intercambio de información.



### 10.9 Subsistema VI (Visualización)

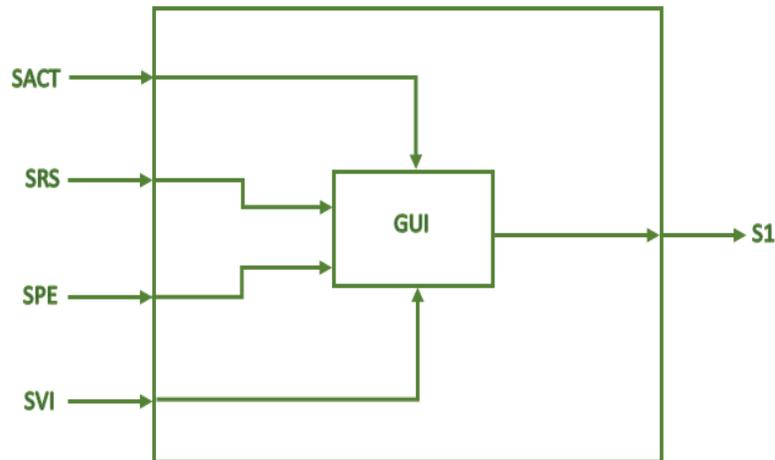


Figura 52 - Subsistema VI (Visualización)

En la Figura 52 se detalla la estructura y componentes que integran el subsistema de visualización, adicional cuenta con sus respectivas entradas y salidas; entradas y salidas que provienen de subsistemas adyacentes.

#### 10.9.1 Requerimientos

- El dispositivo contara con un sistema de visualización que le permitirá tanto al paciente como al médico identificar el estado de la terapia. (Funcional)
- El dispositivo contara con una pantalla que permitirá visualizar información relevante de la terapia. (Calidad)
- Durante la visualización se mantendrá activa la opción de parada de emergencia. (Calidad)
- Durante la visualización no se podrán hacer cambios de tiempo, temperatura o iteraciones. (Restrictivo)

#### 10.9.2 Función, entradas y salidas

##### Función

Permitirá mostrar un avance de la terapia, indicando el usuario que está identificado, el tipo de terapia que se está realizando e información relevante tanto para el paciente como para el médico.

A continuación se definen los componentes que hacen parte del subsistema SS.

- **GUI:** Interfaz de usuario.

El subsistema de visualización (VI), tiene como función principal permitirle al usuario mostrarle un avance del estado de la terapia, permite visualizar gráficamente información de algunos subsistemas, posición, velocidad y temperatura de los actuadores y módulos integrados al sistema son algunos de los datos que permite visualizar. Igualmente permite visualizar el estado de la terapia, tiempo de la terapia, nombre de la rutina y cantidad de iteraciones por rutina.

Toda la visualización de la información se genera mediante una GUI que le resume y muestra al usuario la información, esta visualización de información es netamente informativa y no genera ningún tipo de registro de cara al sistema.

### **Entradas y Salidas**

- **SACT:** Señal de entrada del subsistema ACT: Recepción de señal serial unidireccional con el subsistema de actuadores que recibe la información del estado de los actuadores para poder visualizarse como un dato de consulta.
- **SRS:** Señal de entrada del subsistema RS: Recepción de señal serial unidireccional con el subsistema de revisión del sistema que recibe la información del estado del dispositivo antes y durante la ejecución de la terapia, su visualización será mediante un indicador luminoso.
- **SPE:** Señal de entrada del subsistema PE.: Recepción de señal serial unidireccional con el subsistema de parada de emergencia que recibe la información del estado de del sistema para poder visualizarse como un dato de consulta.
- **SVI:** Señal de entrada del subsistema SS: Recepción de señal serial unidireccional con el subsistema de sensores que recibe la información de la temperatura de los sensores para poder visualizarse como un dato de consulta.
- **S1:** Señal de salida para visualización de avance de terapia: Interfaz gráfica que permite la visualización de la información obtenida de los distintos subsistemas que componen el dispositivo, permite informar al usuario del estado de la terapia y el estado del sistema.

#### *10.9.3 Diseño del subsistema*

La interfaz de usuario debe contar con un panel de visualización que le permita al paciente y en general a las personas que vayan a dar uso del sistema poder acceder al sistema sin necesidad de un equipo externo (computador, celular o Tablet), el panel debe soportar un teclado en pantalla (debe incluir un panel táctil), deberá tener fácil conexión al sistema embebido y debe tener un panel resistente.

Tabla 10 - Requerimientos Interfaz de Usuario

	SunFounder [50]	SunFounder [50]	Kuman [50]	SaintSmart	Raspberry [51]	Raspberry [52]
Modelo	SunFounder LCD 10" HD	AT070TN90	KUMAN SC7J-7INCH-UK	SainSmart 10 1-40-107	Touch Panel Raspberry de 3.5"	Touch Panel Raspberry de 7"
Calidad Imagen	1280x800	1024x600	1024x600	800x480	320x480	800x480
Peso	649g	726g	798g	526g	198g	340g
Salida Video	HDMI, VGA, AV	HDMI, VGA, AV1, AV2	HDMI, VGA, AV	HDMI, VGA, AV1 e AV2	HDMI	HDMI
Características Adicionales	Tecnología IPS, ultraliviana, fácil adaptación	Tecnología TFT, menor ángulo de visión	Tecnología TFT, panel táctil.	Requiere de un controlador independiente, panel táctil	Conexión directa, tecnología TFT, panel táctil	Panel táctil, requiere adaptador adicional
Precio	113 USD	79 USD[28]	68 USD	NA	25 USD	76 USD

Con base a los requerimientos presentados y las características presentadas de los diferentes paneles, el panel óptimo para configurar el sistema el panel táctil Raspberry de 3,5", se escoge este dispositivo debido a su facilidad en la conexión con el sistema, su bajo peso, aunque tiene una resolución baja, no es necesario contar una gran resolución pues la pantalla tendrá la función de permitir el ingreso al sistema, este ingreso se logra gracias a que soporta un teclado en pantalla, además al contar con bajo precio vuelve este panel la opción más recomendable.

#### 10.9.4 Diagrama Esquemático

Para la conexión entre el panel táctil y la Raspberry, se usaran los puertos 1 al 24 de la Raspberry PI.

#### 10.9.5 Simulación

No aplica simulación, no aplica debido a que no se puede simular el funcionamiento de la Raspberry con un panel táctil, por lo tanto solo quedara evidencia del funcionamiento cuando se haga la implementación de ambas tecnologías.

#### 10.9.6 Plan de pruebas

El plan de pruebas del subsistema VI, consiste en comprobar el funcionamiento del panel, por lo tanto para validar su funcionamiento es necesario:

1. Conectar el panel táctil a la Raspberry en los puertos mencionados.
2. Configurar mediante terminal en la Raspberry la librería del panel táctil.
3. Reiniciar la Raspberry.
4. Probar el panel táctil ingresando a alguna aplicación y que cuando se solicite diligenciar algún dato, se despliegue el teclado en pantalla.
5. Probar el teclado en pantalla.

### 10.10 Esquemático de conexión General del sistema

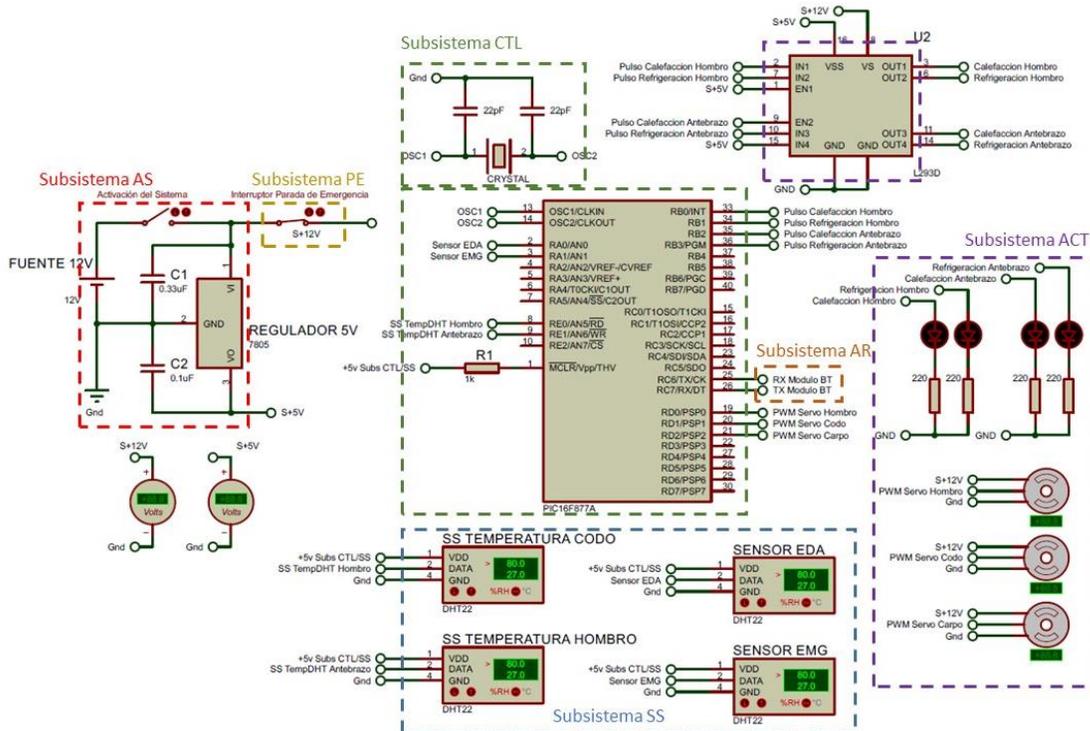


Figura 53 - Esquemático de conexión general del sistema

En la Figura 53 se observa el diagrama de conexión de todo el sistema, para simular el funcionamiento de la celda Peltier, al no tener un componente existente en la librería del simulador, se usaron diodos con indicaciones de cual se activara en relación a la función de cambio del sistema. Para simular el funcionamiento de los sensores fisiológicos, como lo son los acondicionadores de pequeña señal, que no tienen un componente para la simulación, se utiliza un sensor genérico. Los motores al ser servomotores, no es necesario colocar un driver para el control pues se pueden controlar directamente por programación.

## 11 PLAN DE PRUEBAS DEL SISTEMA

### 11.1 Plan de pruebas de componentes

El plan de pruebas de los componentes corresponde a todos los protocolos necesarios para validar el funcionamiento de los componentes de los diferentes subsistemas.

#### 11.1.1 Prueba Raspberry PI 3 Modelo B y configuración como servidor Web.

Para realizar la prueba de la Raspberry PI 3, se requieren de los siguientes elementos:

- Teclado con conector USB.
- Mouse con conector USB.

- Pantalla con conexión HDMI.
- Cable de video con entrada y salida HDMI.

Para realizar la prueba de este componente solo es requerida una persona, para realizar la prueba, se debe:

- Conectar los periféricos, Mouse, teclado y pantalla a los puertos de la Raspberry.
- Realizar la conexión de la Raspberry a la toma de corriente de 12V con la cual el sistema viene.
- Al conectar este dispositivo a la energía, encenderá automáticamente.
- Validar que cuente con un sistema operativo configurado, de lo contrario se debe proceder a configurar el sistema operativo.
- Si el dispositivo cuenta con un sistema operativo, se probará la conexión vía LAN y Wifi del dispositivo.
- Si el dispositivo no cuenta con un sistema operativo, se deberá descargar la distribución de Raspbian de la página oficial de Raspberry usando la opción de descarga Noobs.
- Descargada la imagen Noobs, se conectará la MicroSD de las Raspberry en un computador y se copiarán las carpetas de la imagen Noobs en la MicroSD.
- Se conectará la MicroSD a la Raspberry y se conectará nuevamente a la toma corriente para que esta se encienda.
- Instalado el sistema operativo se realizarán las pruebas de conexión a redes LAN e inalámbrica.
- Con el sistema operativo configurado en la Raspberry se procederá a realizar la instalación de todos los complementos necesarios para que esta funcione como un servidor Web.
- Se instalará mediante la consola terminal los programas faltantes tales como: Apache, MySQL y PHP.
- Instalados Apache y MySQL, estos se ejecutarán en segundo plano en nuestra Raspberry.
- Utilizando la IP que tiene configurada nuestra Raspberry (Si no conocemos la IP de la Raspberry, en terminal escribiremos el comando *ifconfig*), vamos a utilizar otro computador, conectado a la misma red que nuestra Raspberry y vamos a ingresar a esta IP en la URL de algún explorador (puede ser Chrome, Firefox o Edge), como resultado vamos a tener un mensaje que dice ***it Works!***
- El paso final será la configuración del servicio de PHP, este servicio es importante porque permite al servicio web Apache correr scripts PHP para tener contenido dinámico.
- Para instalar PHP se ejecutará un comando en la consola terminal.

### *11.1.2 Prueba motor base de datos*

Para realizar las pruebas del motor de base de datos, es necesario contar con los siguientes elementos:

- Raspberry configurada con el SO Raspbian.
- Instalador MySQL para distribuciones Linux.

Para realizar la prueba de este componente solo es requerida una persona, para realizar la prueba, se debe:

- Abrir la consola terminal del SO.
- Ingresar en modo Root para instalación y modificación de los ficheros del SO.
- Tener instalados los programas Apache y PHP.
- Realizar la actualización de los programas Apache y PHP para la versión actual del SO.
- Realizar la instalación del programa MySQL y PHPAdmin (Este último se requiere para la administración de la base de datos desde una página web).
- Al instalar MySQL se configura en la instalación el gestor de bases de datos MariaDB.
- Se ingresa a la base de datos creada en MySQL.
- Se crea un usuario con contraseña y se le asignan permisos de edición de la base de datos.
- Se valida la IP que tiene configurada la Raspberry, la cual debe tener una IP pública 192.168.xxx.xxx.
- Mediante la IP anterior ingresamos a la página 192.168.xxx.xxx/phpmyadmin.php.
- Ingresado a la página, se ingresa usuario y contraseña generados anteriormente.

En este punto ya se puede realizar edición de la base de datos, mediante una interfaz gráfica y se puede generar las entidades-relación necesarias para probar la BD.

### *11.1.3 Sistema Embebido para etapa de control, actuadores y censado*

Para realizar las pruebas del sistema embebido, es necesario contar con los siguientes elementos:

- PIC16F877a.
- Computador.
- Programa PIC C Compiler, Multisim o Proteus y PICKit 2 v2.61.
- Quemador de PIC con su cable serial PC-Quemador.
- Diodos Led.
- Actuadores.
- Sensores.
- Protoboard.
- Fuente DC.
- Cables de conexión.

Para realizar la prueba de este componente solo es requerida una persona, para realizar la prueba, se debe:

- Realizar la instalación de los programas PIC C, Multisim o proteus y PICKit en el computador.
- En el programa PIC C, realizara una configuración para encender y apagar un led utilizando el PIC16F877a.
- En Multisim o proteus, simular el PIC junto un Led para validar la programación.
- Correcta la programación conectar el PIC y los diodos led a la protoboard para realizar la prueba.

- Realizar el mismo procedimiento para actuadores y sensores, programando el PIC y realizando la simulación sea en Multisim y proteus y luego extender a la protoboard.

Con las pruebas de actuadores y sensores, programar el PIC para que funcionen conjuntamente actuadores y sensores y no por separado, se maneja el mismo circuito, se programara primero, simulara en Multisim o proteus y luego se extenderá a la protoboard.

#### *11.1.4 Actuadores*

Para realizar las pruebas los actuadores, es necesario contar con los siguientes elementos:

- Servo Motor.
- Una celda peltier (Calefacción por convección).
- Disipador Cpu Refrigeración por aire.
- Fuente DC a 12V.
- Driver de control servo motor.
- Multímetro.
- Controlador de corriente MIC29502BT.

Para realizar la prueba de este componente solo es requerida una persona, para realizar la prueba, se debe:

- Conectar el driver TB6600 al Servo Motor, identificar como están organizados los pines del motor de tal forma que se pueda identificar que pines generan movimiento hacia adelante y hacia atrás.
- Con el uso del multímetro revisar el consumo de voltaje y corriente que tiene la salida de cada fase del servo.
- Conectar el controlador de corriente entre la fuente DC y las líneas de resistencias térmicas.
- Medir la corriente y voltaje (con el multímetro) que circula en cada línea de resistencias durante un periodo de 2 minutos, tomando medidas cada 10 segundos.
- Conectar el disipador a la fuente DC, validar con el multímetro el consumo de voltaje cuando el disipador se encuentra en funcionamiento.

#### *11.1.5 Sensores*

Para realizar las pruebas los sensores, es necesario contar con los siguientes elementos:

- Acondicionador de pequeña señal.
- Sensor DHT22.
- Modulo Gy-521 Mpu-6050.
- Diodos Led.
- Amplificadores operacionales.
- Fuente DC.
- Electrodo
- Osciloscopio y multímetro.
- Sistema embebido (puede ser uno diferente al principal del sistema).

- Pantalla Led.
- Protoboard.

Para realizar la prueba de este componente solo es requerida una persona, para realizar la prueba, se debe:

- Conectar el osciloscopio a la toma de red eléctrica, al realizar la conexión evitar que se tenga un cable con tierra, es decir, realizar la conexión al osciloscopio sin tierra.
- Conectar los electrodos al acondicionador de pequeña señal.
- Conectar los electrodos a la piel y con el uso del osciloscopio medir la señal resultante del sensor.
- Con el uso del multímetro medir la caída de voltaje que recibe el sensor cuando realiza una medición.
- Conectar el acondicionador de pequeña señal a la fuente, conectar el sensor a la piel en una ubicación donde se tenga una reacción muscular, puede ser en el antebrazo o en el bicep/tricep del brazo.
- Medir con el osciloscopio la respuesta del sensor cuando se tiene estimulación muscular e igualmente medir la caída de voltaje resultante cuando se tiene estimulación muscular.
- Realizar un acondicionamiento de señal con el amplificador de tal forma que se pueda recibir la señal del módulo Gy-521 Mpu-6050.
- Conectar el acondicionamiento de señal a un sistema embebido que permita realizar la visualización de la información de la señal obtenida con el sensor.
- Conectar el sensor al acondicionador de señal y a la fuente DC, luego mover el sensor en diferentes posiciones para determinar mediante la visualización la posición espacial en la que se encuentra y medir la velocidad de movimiento.
- En una protoboard conectar un diodo led en serie con una resistencia y luego a una fuente DC, esto con el fin de validar el funcionamiento de cada Led.

### ***11.2 Plan de pruebas de subsistemas***

- Se realizara una electromiografía y una electroencefalografía a un paciente con hemiplejia espástica y a un paciente sin hemiplejia, esto, con el fin de medir la respuesta que tiene el musculo cuando se enfrenta a un estímulo, esta prueba deberá ser realizada en conjunto con el fisioterapeuta pues será una terapia en la que no se utilizara ningún dispositivo electrónico como método de ayuda, la terapia será una terapia estándar, por lo tanto, se deberá contar con la autorización de los dos pacientes, para la toma de los resultados propuestos.

Mediciones a realizar:

- Respuesta de fuerza del musculo, máxima y mínima fuerza aplicada.
- Respuesta neural al estímulo durante la terapia.
- Identificación de los puntos de inflexión donde se realiza la mayor cantidad de esfuerzo.
- Respuesta del musculo cuando se enfrenta a cambios de temperatura durante la terapia.

- Identificar los puntos neurales que se estimulan cuando se induce un choque o carga eléctrica en el musculo.
- Identificar los puntos musculares dentro del brazo que generan una mayor conducción eléctrica.
- Las pruebas de funcionamiento se realizarán sin paciente.
- Se deben probar la alternación e iteración en los movimientos que debe realizar el exoesqueleto con el fin de lograr una terapia exitosa.
- Se forzará al dispositivo de tal forma que se logren probar todos los diferentes movimientos en los ángulos específicos que cada articulación
- El dispositivo contara con una posición inicial, se debe probar que una vez la terapia termine el dispositivo vuelva a su posición inicial y quede listo para una siguiente.
- Probar el sistema de registro de back-up y generación de reportes durante y después de la ejecutada la terapia.

### ***1.1.3 Plan de pruebas de integración***

- Probar que las dimensiones del dispositivo estén acorde a los requerimientos, que el peso y tamaño en longitud del prototipo no sea mayor a las necesarias.
- Probar que el sistema cumpla con los estándares de seguridad y con el sistema de seguridad siempre de fácil acceso.
- El dispositivo no permitirá movimientos abruptos por parte del paciente.
- Probar la respuesta muscular del paciente durante la ejecución de la terapia.
- Probar la interfaz y manual generado para que le paciente pueda realizar la terapia.
- Probar que el sistema encienda y apague correctamente, no se debe realizar ningún movimiento por parte del prototipo hasta que el sistema esté correctamente encendido y que la revisión del sistema esté confirmada.

### ***1.1.4 Plan de pruebas del Sistema***

- Ensamblar todos los dispositivos y subsistemas al prototipo impreso.
- Confirmar que el peso y dimensiones del prototipo conectado no sea mayor a los valores base.
- Realizar pruebas con un multímetro para evitar cortos y así confirmar conexión entre los subsistemas.
- Separar las entradas de alimentación de los diferentes dispositivos.
- Alimentar todos los dispositivos con su correspondiente entrada de Voltaje.
- Conectar la Raspberry a internet.
- Ingresar a la pagina/aplicación en la Raspberry para iniciar sesión con un usuario registrado.
- Verificar que físicamente el interruptor para una parada de emergencia este en un lugar de fácil acceso.
- Verificar que todos los indicadores luminosos estén en verde, esto garantiza que la verificación del sistema ya se realizó y eléctricamente los dispositivos tienen la caída de tensión necesaria para funcionar adecuadamente.
- Verificar que la conexión Bluetooth entre el PIC y la Raspberry fue exitosa, de lo contrario, realizar la conexión en la Raspberry del módulo Bluetooth del PIC.

- Si la verificación del sistema y el ingreso a la aplicación fueron exitosos, seleccionar una terapia para ejecutar.
- Observar que los movimientos de los servomotores estén acordes a los rangos de movimientos de la terapia.
- Observar que los cambios de temperatura de las celdas Peltier se encuentre dentro de los rangos operacionales.
- Corroborar que durante las mediciones fisiológicas, se tengan respuestas de actividad eléctrica y muscular.
- Finalizada la terapia, revisar si en la base de datos se registró información y que no se generaran alertas durante la ejecución.
- Desconectar la alimentación de voltaje de todos los dispositivos del sistema.
- Apagar el sistema.

## **12 DISEÑO INDUSTRIAL**

### ***12.1 Contexto***

El prototipo de exoesqueleto deberá tener un tamaño no inferior a 10cm y no superior a 30cm, no podrá pesar más de 8Kg, el sistema debe ser lo más liviano posible para que un niño de 1 a 3 años pueda cargar el dispositivo sin llegar a afectar el brazo y cuerpo del usuario por un peso superior al que puede soportar, contara con un sistema ajustado al torso del cuerpo el cual se encargara de equilibrar el peso adicional agregado en el brazo.

El dispositivo contará con dos tipos de alimentación, contará con una batería (que le permitirá al sistema la portabilidad) y un sistema de alimentación conectado directamente al tomacorriente. El sistema de alimentación mediante batería debe tener un tiempo de actividad superior a 1 hora y no inferior a 2 horas, durante este periodo no hay necesidad de conectar otro tipo de alimentación. El sistema de alimentación alterno siempre está activo y al estar conectado a la toma eléctrica no solo permitirá el funcionamiento del dispositivo, igualmente, permitirá que las baterías se carguen.

El dispositivo contara con un sistema de seguridad manual y automático, el sistema manual, será un botón de parada de emergencia visible y de fácil acceso, el sistema automático, se activará cuando el sistema detecte que el musculo del paciente está realizando un esfuerzo mayor al que debe soportar, la detección de los esfuerzos musculares está dado por un conjunto de sensores ubicados internamente en el dispositivo.

Al realizar la activación de alguna de las dos paradas de emergencia el dispositivo se detendrá por completo pero no se apagare, mantener el dispositivo encendido permite registrar la información y el motivo por el cual se tuvo que realizar la parada de emergencia, cuando se active alguna de las paradas de emergencia y el sistema ya se encuentre detenido, el sistema permanecerá apagado durante 5 minutos, durante este tiempo el sistema se encargara de guardar la información de la parada, terminado este tiempo, el paciente podría quitarse el dispositivo.

Cuando el dispositivo entro en una parada de emergencia, la rutina de ejercicio que se estaba ejecutando en el momento de la parada no se ejecutara nuevamente cuando el sistema se active nuevamente. Cuando el sistema se active nuevamente tendrá la opción de

completar la terapia pendiente por la parada de emergencia o tendrá la opción de continuar con la rutina para el día y fecha en que se activó el dispositivo.

En la parte del torso, donde se encontrará el apoyo para el usuario se encontrará ubicado un sistema embebido que permitirá el almacenamiento de la información y los registros, antes, durante y después de la terapia.

Como el dispositivo es portable puede ejecutar su conjunto de terapias en cualquier lugar donde el área de operación deberá ser superior igual a  $3m^2$ , debido a que maneja movimientos en los tres planos, donde cada movimiento en cada plano es funcionalmente independiente de otro plano, uno de los movimientos ejecutados por el dispositivo es el de extensión, si durante el proceso de extensión el dispositivo se ve afectado por un objeto externo activará una parada de emergencia.

En el soporte ubicado en el torso del usuario, se contará con un sistema de visualización el cual le permitirá el usuario realizar todo el procedimiento de registro y seguimiento de la terapia.

El sistema contará con la capacidad de realizar cambios de temperatura, dentro de un rango de operación establecido, superar o estar por debajo de los rangos límites del funcionamiento activará el subsistema de parada de emergencia.

### ***12.2 Casos de uso típicos.***

- Si se tiene conectado el sistema a una toma de red eléctrica, se dará prioridad al funcionamiento mediante la carga almacenada en las baterías, se priorizará el uso de baterías para mantener la portabilidad.
- El dispositivo funcionará como un wearable, físicamente se verá como chaleco/chaqueta que tendrá adjunto un exoesqueleto para la ejecución de la terapia.
- El prototipo de exoesqueleto debe ser modular y adaptable al usuario.
- Una vez el paciente tenga el dispositivo puesto, este se iniciará y tomara la posición inicial determinada por el fisioterapeuta.
- Realizará la cantidad de ejercicios que sean necesarios con iteraciones de movimientos, velocidad, duración y movimientos de cada ejercicio.
- Antes, durante y después de ejecutarse la terapia, el sistema se encargará de realizar una medición del estado muscular del paciente y lo guardará para uso del doctor.
- Terminada la terapia, el paciente podrá desconectarse del dispositivo.
  
- Se deberá conectar el sistema a la toma de red eléctrica para recargar las baterías, este tiempo de carga no deberá superar las 3 horas.

### ***12.3 Casos de uso atípicos***

- El sistema no podrá iniciar ninguna terapia a menos que el dispositivo este completamente cerrado, si por algún motivo el sistema da inicio sin validar las compuertas de cerrado, se activará inmediatamente el sistema de seguridad automático.

- El sistema siempre iniciara su funcionamiento cuando detecte una señal de respuesta muscular en el sistema, si por alguna razón el sistema da inicio sin validar esto y no detecta señales durante un periodo de 5 minutos, generara un registro como inasistencia a la terapia y activara el sistema de seguridad automático.
- Si el sistema se queda sin batería durante una sesión de terapia, tendrá un sistema de Back-Up que se encargará de mantener el dispositivo encendido durante 5 minutos, el sistema durante estos 5 minutos se encontrará detenido mientras se conecta el sistema a la toma de red eléctrica.
- El sistema al ser modular podrá ser configurado para ambas extremidades del tren superior, sin embargo, si se tiene una configuración diferente a la del brazo a ejecutar la terapia el sistema activara el sistema de seguridad automático.

## ***12.4 Requerimiento Industrial***

### *12.4.1 Materiales*

- **Neopreno:** El neopreno® es un polímero derivado del cloro peno, también se le conoce como poli cloropreno [53].

Este polímero fue la primera goma sintética cuya producción alcanzó escalas industriales. El neopreno® puede utilizarse como base para producir adhesivos y su característica de inercia química permite su uso como sello y en la fabricación de mangueras. Se conoce como inercia química a la poca tendencia que tienen determinadas sustancias químicas a reaccionar con otras. El origen de esta característica en materiales como el neopreno es la estabilidad molecular, es decir, las fuertes energías de enlace que tienen determinados compuestos.

Principales características:

- Alta resistencia al ozono
- Resistencia aceptable a agentes químicos y solventes
- No se distorsiona con la flexión.
- Resistencia a la luz del sol
- Su estructura puede ser modificada por la copolimerización del cloropreno con el azufre.
- Resiste las inclemencias del clima y la torsión.
- Flexibilidad

Sus características hacen del neopreno un material con múltiples aplicaciones, entre las más comunes se encuentra la fabricación de:

- Trajes para buceo (aplicación más común)
- Juntas y tuberías
- Tubos para laboratorio
- Guantes
- Cintas y líquidos adhesivos
- Mangueras domésticas
- Fundas de diversos tipos

- Sellos mecánicos
  - Recubrimiento de cables fuertes
  - Solventes
  - Neumáticos para coches
  - Estructuras y partes internas de autos
  - Control de vibración y aislamiento acústico, entre otras.
- **Fibra de carbono:** Es un material compuesto por una tela de fibra sintética hecha por finos filamentos de carbono (del grueso de un cabello humano aproximadamente) y recubierta por una resina epóxica. Esta mezcla da como resultado un material muy ligero y demasiado resistente. Su brillo se debe a que el carbono es un material similar al grafito en su estructura, donde los átomos están acomodados por un patrón regular en forma de hexágonos, formación que le brinda una alta resistencia, muy similar al Kevlar.

La fibra de carbono es altamente rígida, muy ligera, absorbe impactos moderados y vibración, es excelente como aislante térmico, es moldeable al momento de su fabricación, lo que permite fabricar prácticamente cualquier diseño generalmente en una sola pieza, no pierde su forma con el tiempo, resiste muy bien los cambios bruscos de temperaturas, no es inflamable y no es un conductor eléctrico [54].

Debido a que tiene baja expansión térmica, puede adoptar muchas formas y cuenta con una gran absorción de energía.

Los tipos de fibras de carbono que existen actualmente son [55]:

- **Ultra alto módulo (UHM):** con un módulo elasticidad superior a los 500 Gpa;
- **Alto módulo (HM):** con módulo de elasticidad superior a 300 Gpa y relación resistencia a la tracción/módulo de tensión menor del 1%;
- **Alta fuerza (HT):** con valores de resistencia a la tensión superiores a 3 Gpa y relaciones resistencia a la tracción/módulo de 0.015-20;
- **Módulo intermedio (IM):** con un módulo de tensión superior a 300 Gpa y relación de resistencia a la tracción/módulo del orden de 0.01;
- **Bajo módulo** con estructura isótropa, valores bajos del módulo de elasticidad y de resistencia a la tensión.
- **Kevlar:** Se trata de un material sintético (fabricado en un laboratorio, no extraído de la naturaleza) patentado fabricado solo por la compañía química DuPont™ y viene en dos variedades principales llamadas Kevlar 29 y Kevlar 49 [56].

El kevlar 29 es la fibra tal y como se obtiene de su fabricación. Se usa típicamente como refuerzo en tiras por sus buenas propiedades mecánicas, o para tejidos. Entre sus aplicaciones está la fabricación de cables, ropa resistente (de protección) o chalecos antibalas.

El kevlar 49 se emplea cuando las fibras se van a embeber en una resina para formar un material compuesto. Las fibras de kevlar 49 están tratadas superficialmente para favorecer la unión con la resina. El kevlar 49 se emplea como equipamiento para deportes extremos, para altavoces y para la industria aeronáutica, aviones y satélites de comunicaciones y cascos para motos [57].

Propiedades más relevantes del Kevlar [56]:

- Es fuerte pero relativamente ligero. La resistencia a la tracción específica de Kevlar 29 y Kevlar 49 es más de ocho veces mayor que la del alambre de acero.
  - A diferencia de la mayoría de los plásticos, no se derrite: es razonablemente bueno para resistir temperaturas y se descompone solo a unos 450 ° C.
  - Las temperaturas muy bajas no tienen efecto sobre el Kevlar: Las pruebas no encontraron que hubiera degradación hasta los -196 ° C.
  - El Kevlar puede resistir los ataques de muchos productos químicos diferentes, aunque la exposición prolongada a ácidos o bases fuertes lo degradará con el tiempo.
  - En las pruebas, Kevlar se mantuvo casi sin cambios después de la exposición al agua caliente.
- **Fibra de vidrio:** Es un material compuesto de filamentos muy finos de vidrio aglomerados con resinas que, al entrelazarse, dan lugar a una estructura fuerte perfecta para ser empleada como refuerzo estructural de otros materiales [58].

Propiedades:

- **Resistencia química.** La resina es un componente de la fibra de vidrio que la hace resistente a la erosión química y del medio ambiente. Por tanto, la fibra de vidrio no se pudre ni se deteriora, ya que es resistente a la mayoría de los ácidos (excepto el ácido fluorhídrico y el ácido fosfórico).
- **Peso ligero.** El peso específico de materiales compuestos por fibra de vidrio permite que sea muy fácil de mover e instalar. Además, reducen el peso soportado por las estructuras de apoyo.
- **Bajo mantenimiento.** Gracias a las características intrínsecas de la fibra de vidrio, los compuestos no necesitan ningún mantenimiento especial, incluso después de muchos años de uso en aplicaciones externas. Esta característica, conduce automáticamente a ahorros de costos en el tiempo.
- **Aislamiento eléctrico.** La fibra de vidrio no conduce la electricidad, por lo que es ideal para aplicaciones donde se busca el aislamiento eléctrico de ciertas instalaciones.
- **Versatilidad.** Se trata de un producto muy versátil: amplia gama de filamentos, tamaños, tipos de fibra, etc. Estas características hacen que la fibra de vidrio ofrezca un gran abanico de posibilidades industriales.
- **Excelente aislante térmico.** La fibra de vidrio tiene un bajo coeficiente de expansión térmica y conductividad térmica relativamente alta. Esto hace que disipe el calor de forma más rápida y sea perfecto para usarlo como aislante térmico. Por tanto, es ideal para instalaciones en el exterior, ya que no tendremos que preocuparnos de que se deteriore por estar expuesto al sol durante mucho tiempo.
- **Económico.** La fibra de vidrio es un material con una gran ventaja económica respecto a otros tejidos de fibras sintéticas y naturales.

## Selección de materiales

Para la selección de los materiales de construcción del dispositivo, se escogió una aleación de nylon y fibra de carbono, la cual proporciona rigidez y resistencia térmica como estructura en la cual se soportará todo el dispositivo, para recubrir el dispositivo se escogió el material de neopreno el cual tiene como una de sus propiedades resistencia a los cambios de temperatura y torsión.

## 12.5 Diseño físico y Funcional

### 12.5.1 Alternativas de configuración

Antes de dar inicio a la implementación del proyecto es necesario contar con una o varias opciones del posible diseño de como el sistema puede ver en físico, para este sistema encontraremos dos opciones que fueron escogidas como las más viables para la implementación del proyecto, esto teniendo en cuenta la facilidad de construcción, su viabilidad y factibilidad para la implementación del proyecto las convierten en la mejor opción, sin embargo, se examinara cuál de las dos opciones es la más viable para la construcción del sistema.

### 12.5.2 Definición del sistema



Figura 54 - Diseño de exoesqueleto contribuye a terapias en pacientes con accidente cerebrovascular

[59]

La Figura 54 se toma como ejemplo para ilustrar como sería la conexión del sistema físicamente, no representa una imagen real de como el sistema se vería al finalizar la implementación, a diferencia del sistema que se está mostrando, el prototipo propuesto para este proyecto, constara con elementos de medición (sensores) en la parte superior del brazo y antebrazo/carpo del paciente, igualmente contara con distintos tipos de módulos térmicos y actuadores, estos sensores y módulos permitirán tener una mayor claridad en el esfuerzo que el paciente está realizando.

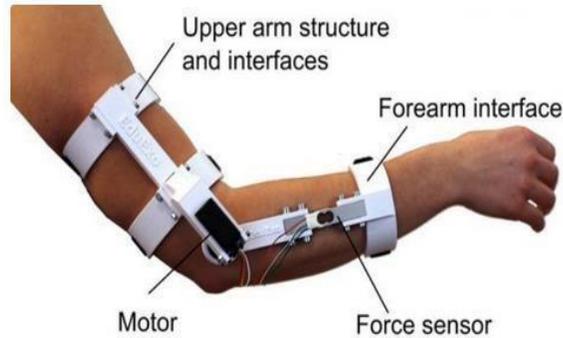


Figura 55 - EduExo, un exoesqueleto para educación imprimible en 3D con arduino [60]

La Figura 55, nos permite visualizar un poco más la distribución de los sensores y la ubicación de todas las partes que llegarían a componer el sistema, sin embargo, al igual que con la Figura 54, la Figura 55 sirve como un ejemplo de ilustración, no representa el diseño final del prototipo.

Las dos imágenes anteriores nos permiten profundizar un poco en la estética y funcionalidad del sistema, si partimos del diseño se puede identificar como todos los espacios no utilizados nos permitirán utilizar estos espacios con el fin incluir las interfaces y módulos que nuestro sistema necesitara para lograr cumplir con una terapia y todos los requerimientos propuestos. Para nuestro sistema, al incluir los módulos que necesitemos en los espacios vacíos, debemos variar la estética del diseño debido a que en las zonas donde se debe aplicar los cambios de temperatura deben ser lugares específicos determinados por el fisioterapeuta y para tener una terapia exitosa estas partes deben estar ubicadas en el lugar correcto, sin embargo, la Figura 54 nos permite visualizar una etapa inicial de diseño (como podría llegarse a ver el sistema sin agregarle ningún modulo adicional, es decir, esta permitiría visualizar una etapa inicial de diseño (como podría llegar a verse el sistema sin agregarle ningún modulo adicional).

La Figura 55, también nos permite observar cómo sería el sistema acoplado directamente al paciente, aunque se observa que mucho del recubrimiento hacia el brazo está dado por mallas, que en nuestro caso reemplazaríamos las mallas por el sistema con módulos y actuadores, a nivel general este diseño le agrega al prototipo una sección agregada en el tórax del paciente, en esta parte se encuentra el sistema de control y visualización del dispositivo.

### **Sistema Número 1: Sistema fijo**

Como su nombre lo indica este sistema, consiste en un sistema con todas sus partes completamente integradas al sistema, no pueden ser reemplazadas o modulares y el paciente se debe adaptar a la estructura del sistema, se incluyen todos los elementos directamente sobre el sistema pues se considera que teniendo todos los elementos directamente integrados nos puede ayudar a presentar una mejor interfaz al usuario.

Por lo tanto, el sistema fijo estará compuesto y estructurado de la siguiente forma: un arnés que ira en el tórax/espalda del paciente y que se encargara de suministrar las etapas de control del sistema, al igual que al estar ubicado en el tórax del paciente agregara equilibrio

en los movimientos del paciente; a su vez el sistema a nivel del exoesqueleto, contara con una interfaz de sensado en la parte superior del brazo, en la parte baja del antebrazo y en la muñeca, estas estas etapas de sensado funcionan como registro de actividad muscular antes, durante y después de la ejecución de la terapia y permite validar que los movimientos realizados por el dispositivo no provoquen ningún tipo de daño o fatiga muscular en el paciente.

Los motores se encontrarán ubicados en la parte superior del hombro, codo y muñeca, estos motores permitirán realizar los movimientos correspondientes a la terapia. Como el sistema es fijo en los espacios entre las articulaciones irán distribuidos los módulos que permitirán complementar los movimientos de las terapias con cambios de temperatura, estos módulos al igual que los motores deberán ir fijos al dispositivo.

### **Sistema número 2: Sistema Semi-Modular**

Este sistema se caracteriza porque contara con una estructura exoesquelética fija, parecida a la de la imagen número 2, pero todos los componentes agregados al sistema podrán ser modulares, es decir, se dice que el sistema será semi-modular, pues permitirá que no solo se logre una mejor adaptación del paciente al sistema, si no que se lograra variar el tipo de módulos ubicados en cada sección del dispositivo. Al igual que en el sistema fijo, este sistema contara con un dispositivo ubicado en el tórax el cual se encargara de proporcionarle equilibrio al paciente y poder realizar la etapa de control del sistema.

A diferencia del sistema número 1, este sistema como se indica permitirá realizar cambios en los módulos lo cual le permitirá al paciente y al fisioterapeuta poder realizar una variedad de terapias mucho más flexible y que permite validar de una manera diferente la evolución del paciente al realizar la terapia.

Este sistema es modular pues aun cuando su estructura principal es fija, permitirá que diferentes módulos sean acoplados al sistema para variar las características de la terapia del paciente, de igual forma, al ser modular, estos módulos pueden ser descartados de la terapia si no son requeridos, lo cual provocara que el peso del dispositivo sea considerablemente menor y el consumo de energía menor en caso de que no todos los módulos sean necesarios, de igual forma, si el sistema con 4 espacios que pueden ser modulares, pero para una terapia especifica solo se requiere un módulo, se podrá utilizar solo uno de los módulos y acoplarlo al sistema, esto, permitirá al sistema ser mucho más flexible y mejorar la eficiencia con la cual los recursos de potencia están siendo administrados en el dispositivo.

#### *12.5.3 Selección del sistema*

Para la selección del sistema que implementaremos debemos tener en cuenta la facilidad de construcción, la viabilidad, la economía, al igual que la practicidad que el sistema proporciona, por lo tanto, vamos a examinar cuál de los dos sistemas propuestos es el más conveniente mediante la siguiente tabla.

La cuantificación de cada ítem en el sistema se representa con valores de 0 a 9 donde 0 representa poca practicidad y 9 representa el sistema óptimo.

Tabla 11 - Cuantificación para Selección de Sistema de Diseño

	Sistema Fijo	Sistema Semi Modular
Economía	7	4
Peso	3	8
Movilidad	5	4
Construcción	3	7
Energía	5	6
Total	23	29

**Economía:** Se escoge el sistema fijo como el sistema óptimo, pues la planeación de la inversión que requerirá el sistema fijo al modular es considerablemente menor la del sistema fijo, se considera el sistema modular un poco más caro, debido a que sus partes deben ser construidas por separado, lo cual a su vez también resulta una ventaja pues se puede revisar más detenidamente su construcción y realizar pruebas antes de integrarse directamente al dispositivo, sin embargo, por economía, es más óptimo el sistema fijo.

**Peso:** Se escoge el sistema óptimo el sistema modular, pues al tener sus partes modulares y que se pueden acoplar al sistema, el peso base del sistema es considerablemente menor al sistema fijo, pues no se contarán con todas las partes integradas directamente al sistema.

**Movilidad:** Se selecciona el sistema fijo como el más óptimo, pues al ser un único objeto su movilidad y transporte es mucho más fácil, sin embargo, la diferencia no es tan grande con el sistema modular, pues las partes del sistema modular se pueden acoplar al sistema para su movilidad o simplemente llevarlas como secciones independientes, razón por la cual tiene menor calificación que el sistema fijo, varias partes de carga significa mayor tiempo gastado al ubicar las partes y transportarlas.

**Construcción:** Se selecciona el sistema modular como el sistema con mayor facilidad en su construcción, al ser sus partes modulares, es decir que se adaptan al dispositivo, poder diseñar, probar y ejecutar cada uno de los módulos resulta mucho más práctico en lo individual que visto en lo global un solo sistema como resultaría siendo el sistema fijo.

**Energía:** Aunque ambos sistemas a nivel general contarán con la misma cantidad de elementos y de componentes para su funcionamiento, la mejor calificación la tiene el sistema modular por el motivo de que no necesariamente todas sus partes van a ser utilizadas siempre, es decir, se puede prescindir de estas partes para mejorar el funcionamiento del sistema o tener consumos de energía menores, mientras que en el sistema fijo, se deben tener en cuenta todos los consumos de energía en todos los escenarios pues su sistema como se indica es fijo y para la ejecución de las rutinas de terapia siempre entrarán a contabilizar sus consumos energéticos del sistema.

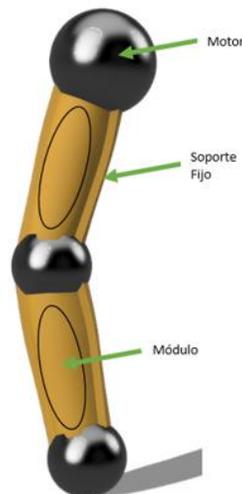
Según el análisis realizado para escoger el sistema óptimo para la construcción de nuestro dispositivo, escogemos el sistema número 2, el sistema semi-modular, como se pudo identificar en el análisis, aunque su construcción incurre en un poco más de gastos, su

construcción puede ser revisada más en detalle y una vez se encuentre conforme la necesidad se puede adaptar al sistema. Como su construcción es independiente por cada segmento, resulta de mayor facilidad realizar el cálculo de voltajes, corrientes y potencia consumida del sistema en general, pues este cálculo resulta en la suma de los consumos de cada módulo. Este sistema contara con una parte fija, que será la estructura inicial donde se podrán agregar los módulos, igualmente, esta estructura inicial contara con los actuadores integrados directamente a esta estructura y la parte modular, serán los módulos/segmentos, que se puede intercambiar para la ejecución de la terapia.

### **12.6 Diseño General**

Se adjunta un boceto de la idea final de como pretende ser el diseño final del dispositivo.

- Vista Frontal



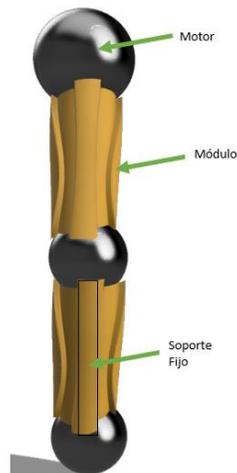
*Figura 56 - Diseño General (Vista Frontal)*

El dispositivo contara con motores en cada articulación del brazo, es decir, tendrá un conjunto de motores en hombro, codo y muñeca; en cada articulación contara con mínimo 1 motor y máximo 2 motores, esto varia en la cantidad de fuerza que deba realizar el sistema para poder ejecutar el movimiento en la articulación.

Los soportes fijos, serán la parte de la estructura donde el sistema estará soportado e igualmente será la sección por la cual se tendrá todo el cableado del dispositivo.

Los módulos serán unidades móviles que permitirá variar el tipo de sensor que se conectara al sistema.

- Vista Lateral

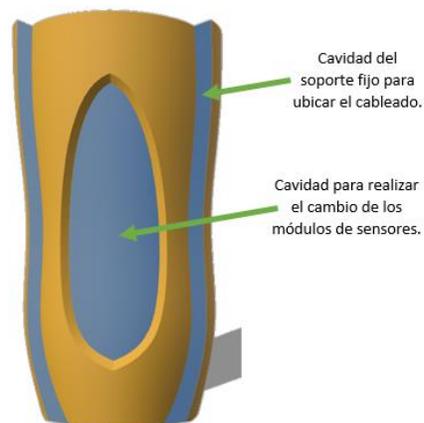


*Figura 57 - Diseño General (Vista Lateral)*

El sistema contara con un sistema integrado al brazo que se ubicara en el pecho del paciente y en el cual se podrá encontrara el panel táctil que se encargara de visualizar, informar y llevar el registro de la sesión de la terapia.

En la parte posterior del sistema se contara con un conjunto de baterías las cuales serán recargables y que a su vez se encargaran de energizar todo el sistema.

- Vista del modulo



*Figura 58 - Diseño General (Vista del Módulo)*

Cuando el módulo no está conectado al soporte el espacio queda al descubierto, permitiendo ver el recubrimiento de tela del dispositivo.

## 13 IMPLEMENTACIÓN Y PRUEBAS DE SUBSISTEMAS

Durante las pruebas e implementación del sistema, todas las pruebas correspondientes a los subsistemas se realizaron en Protoboard, la razón por la cual se realizan estas pruebas en Protoboard y no en un PCB, se da por tiempos de entrega los cuales se vieron afectados por la pandemia del COVID-19 y no se lograron contar con todos los circuitos impresos a tiempo.

Sin embargo, al contar con todos los componentes, dispositivos y prototipo impreso, se realizan las pruebas, haciendo la aclaración de que durante la visualización de estas pruebas e implementación se podrán encontrar circuitos montados donde el cableado superficial no se logra reducir y este se visualiza de una forma desordenada y poco clara en su ensamble.

### 13.1 Implementación del diseño Industrial

Durante el proceso de implementación del diseño industrial se presentaron diferentes inconvenientes que provocaron tener que realizar el diseño del sistema mecánico en varias oportunidades, a continuación se detallará el proceso desde el diseño hasta la implementación de los diferentes sistemas.

En la Figura 59 se presenta la etapa inicial del diseño del prototipo, este diseño debe ser modular, ligero y que sea capaz de realizar los movimientos acorde a los requerimientos.

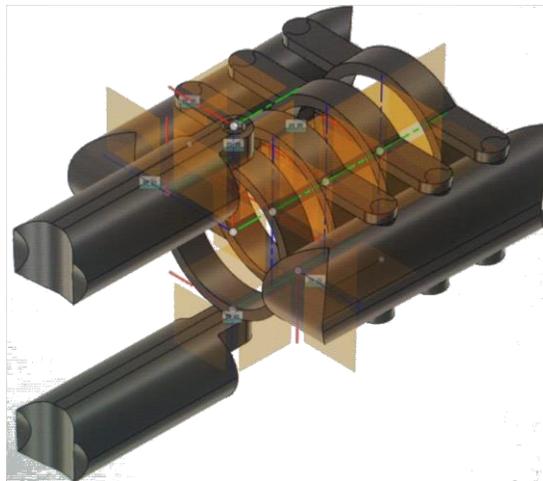


Figura 59 - Diseño etapa inicial del prototipo 1

Este sistema está compuesto por dos uniones laterales en los extremos de los brazos y para unir todo el sistema cuenta con unas uniones en forma circular que son adaptables a la ergonomía del paciente, es decir, que se pueden adaptar al grosor del brazo del paciente logrando ajustar sin necesidad de correas o dispositivos adicionales.

La Figura 60 representa una vista del prototipo en una etapa inicial de impresión.



*Figura 60 - Vista Superior prototipo 1 (Impreso)*

En la etapa inicial de la impresión del prototipo se observa que en cada lateral, cuenta con tres huecos de unión para ajustar los paneles laterales, esto con el fin de que al unirse sirva como sistema de soporte y de cierre del sistema.



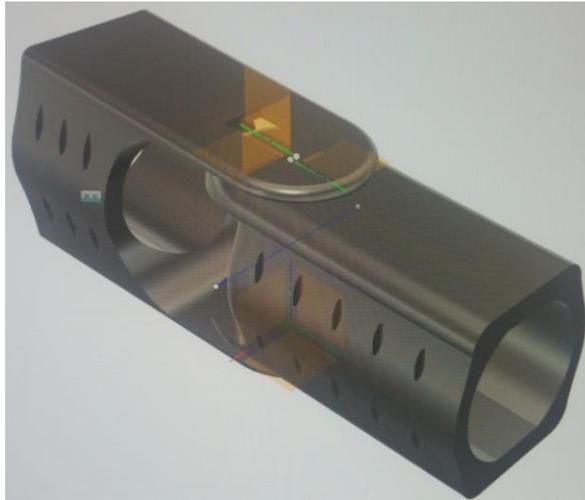
*Figura 61 - Vista del prototipo 1 (Armado)*

Con la unión de los laterales, se puede observar el prototipo armado, esta parte, corresponde a la sección del prototipo del antebrazo, en la Figura 61, se observa un anillo con pines de conexión, la finalidad de estos pines es que se replique el mismo sistema para la conexión de la parte del hombro, es decir, tanto antebrazo, como brazo, contara con dos laterales y tres uniones para cerrar el sistema.

Durante el proceso de simulación, el sistema respondió a nivel de movimiento (sin carga) y la tolerancia de respuesta del sistema era buena, cuando se imprimió este prototipo y se le coloco el sistema electrónico, incluyendo motores y sensores, el sistema con el primer movimiento realizado (con una carga pequeña entre las uniones), este diseño no soporto la fricción y se rompió.

Algunas de las causas de este fallo, es que en simulación al no realizarse con una carga, no se identificó ningún problema frente a la respuesta del material con movimiento y rozamientos.

En vista del fallo anterior, fue necesario reemplazar el diseño con un nuevo prototipo teniendo en cuenta los fallos del prototipo anterior.



*Figura 62 - Diseño Inicial prototipo 2*

En la Figura 62, se presenta el nuevo diseño del prototipo para el sistema, este, a diferencia del prototipo de la Figura 61, es un diseño completo, sin partes auxiliares, sin embargo, al igual que el diseño anterior, se mantiene que sea un diseño modular, por lo tanto, se podrá unir y separar como un lego.

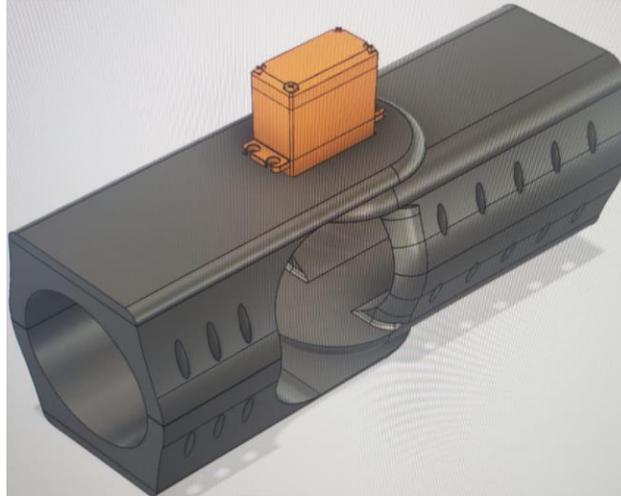


*Figura 63 - Prototipo 2 (Impreso)*

En la Figura 63, el prototipo es un diseño tipo lego, es decir que las piezas se unirán bajo presión y luego se podrán unir por tornillos de 2mm (que en este ejemplo están siendo

representados por unos palillos, que son temporales), estos tornillos servirán para no solo asegurar el prototipo, si no para brindarle mayor resistencia frente a los movimientos del prototipo.

En la Figura 64 se observa el diseño del prototipo junto con la conexión al servomotor.



*Figura 64 - Vista Prototipo con Servomotor*

En la Figura 65, se observa la conexión entre la parte del antebrazo y la parte baja de la sección del hombro unida al motor, esta es la etapa inicial para proceder a imprimir el prototipo y medir su resistencia frente a los movimientos con el motor.



*Figura 65 - Vista Lateral del Prototipo 2*

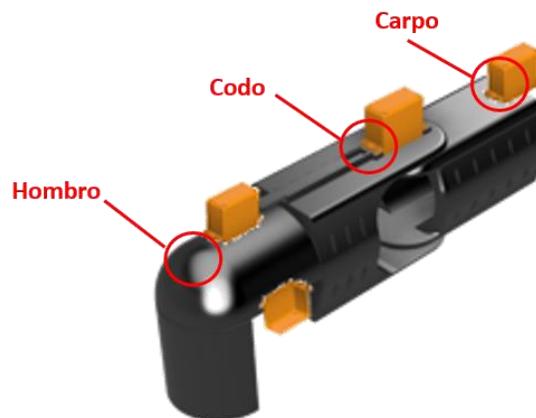
En la Figura 65, se observa la unión del prototipo impreso, en los laterales del prototipo se encuentran dos huecos, estos huecos, se pueden utilizar para conectar dos servomotores o para unirse por un tornillo, en este caso, se utilizará en un extremo un servomotor, que se encargara de realizar el movimiento y en la otra lateral se utilizara un tornillo para asegurar las dos partes.

Tanto la parte negra (antebrazo), como la parte gris (parte baja del hombro), son partes modulares que se unen y desacoplan mediante presión, sin embargo, en ambos casos se cuentan con aberturas superiores para usar tornillos que aseguran el sistema.



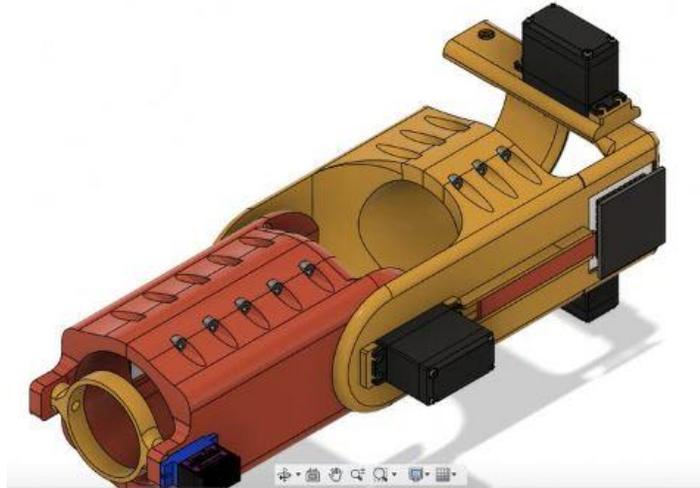
*Figura 66 - Vista Frontal del prototipo 2*

En la Figura 66 y Figura 67, se observa el diseño del prototipo en vista frontal, incluyendo los servos posicionados tanto en hombro como en muñeca.



*Figura 67 - Vista Lateral del prototipo 2*

Para el proceso de impresión se tuvo en cuenta que el material que se debía utilizar fuera de alta resistencia, bajo costo y alta durabilidad, para el proceso de impresión se utilizó el material PLA, el cual nos proporciona las resistencias necesarias del sistema.

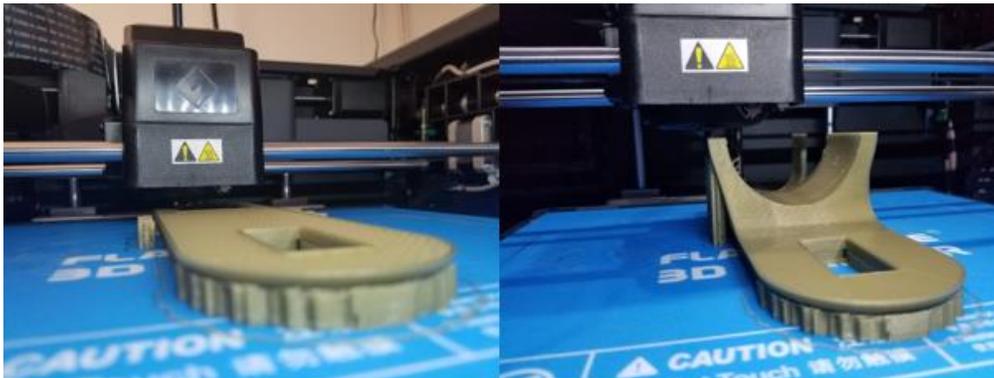


*Figura 68 - Simulación diseño final prototipo*

En la Figura 68 se observa el diseño final del prototipo el cual se procederá a imprimir para realizar las pruebas junto con los demás subsistemas.

En la parte frontal del diseño se encuentra un aro que se encargara de realizar los movimientos del carpo, en la articulación del medio, se encuentra un servo motor para ejecución de los movimientos y en el lado contrario un tornillo que ajusta la unión entre la sección del brazo y antebrazo, finalmente, en la parte superior, se observa la unión del hombro con el brazo y las partes que lo componen, como lo son el servo motor, para la ejecución de los movimientos y una celda Peltier para la inducción de corriente, se añade que en la parte del antebrazo en la parte inferior se cuenta con otra celda Peltier.

El diseño como está establecido permite que el prototipo pueda colocarse sobre una extremidad del tren superior de un paciente sin importar el brazo al que se le realizara la terapia, es decir, el prototipo puede ser adaptado para un brazo izquierdo o derecho.



*Figura 69 - Proceso de Impresión prototipo*

En la Figura 69 se observa parte del proceso de impresión del prototipo. En la Figura 70, podemos identificar todas las partes que componen el prototipo impresas.



*Figura 70 - Partes impresas del prototipo*

En la Figura 71 se observa el prototipo ensamblado sin ningún componente electrónico.



*Figura 71 - Prototipo armado (Sin Componentes)*

Como parte de la implementación se conectan algunos de los equipos electrónicos necesarios para el funcionamiento del sistema.



*Figura 72 - Prototipo con algunos componentes integrados*

En la Figura 72, al prototipo se conectan 3 servomotores (uno por articulación) y 2 celdas Peltier que permitirán generar calor o frío.

En la articulación del carpo, se coloca un aro el cual al conectarlo con un servo motor funcionara como pivot para que se pueda realizar el movimiento de flexión y extensión en la articulación del carpo.

Aunque en la Figura 72 no se observan todos los componentes que integran el prototipo, este es el diseño final del prototipo, donde se cumplen los requerimientos mecánicos para que se logren los movimientos en la terapia.

### ***13.2 Subsistema VD (Verificación de datos)***

#### *13.2.1 Implementación*

##### **Implementación Raspberry PI**

- Se conectan los adaptadores a la Raspberry, tanto teclado, mouse y pantalla y el adaptador de energía de 12V con conexión a la toma corriente de 120V AC, la Raspberry se inicia automáticamente mostrando el SO que se tiene instalado en la micro SD, como nuestro sistema tiene una micro SD limpia, se configurara el sistema operativo desde cero.



Figura 73 - Conexión Raspberry PI con periféricos

- Esta micro SD se conectó a un computador y se copió el software Noobs Raspbian, noobs carga en la SD una carpeta y que al conectar la SD a la Raspberry crea un menú de arranque donde se realizara la instalación del sistema operativo.

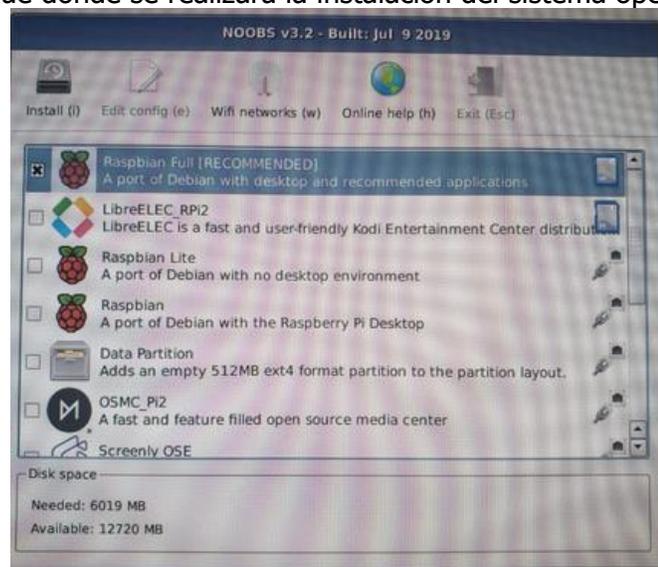


Figura 74 - Menú de Inicio Raspberry OS (usando Noobs)



*Figura 75 - Progreso de instalación OS Raspbian*

- Con el ejecutable del menú de inicio se realiza la instalación del SO, instalado este SO viene con las aplicaciones que vamos a necesitar ya instaladas, tales como un programa para sintaxis de código y con terminal, que es donde realizaremos la instalación de nuestra BD.

### **Implementación Motor Base de Datos**

- Para el manejo de la BD en las Raspberry vamos a instalar apache y PHP.

```

17 sudo addgroup www-data
18 sudo usermod -a -G www-data www-data
19 sudo apt-get update
20 sudo apt-get install apache2 php7.2 libapache2-mod-php7.2
21 sudo apt-get install apache2 php7.2 libapache2-mod-php7.2

```

*Figura 76 - Pasos instalación apache y PHP*

- Adicional el programa Maria DB, que nos permitirá dar la gestión in-Cloud que necesitamos para nuestra BD, adicional permite realizar la gestión de la BD localmente, lo cual nos resulta muy útil pues cuando se realice la conexión serial entre el PIC y la Raspberry, se podrán manejar datos offline.

```

26 sudo apt-get install mariadb-server-10.0

```

*Figura 77 - Código instalación Maria DB*

- Una vez instalado el programa Maria DB, el programa nos genera una IP con la cual podremos dar gestión de nuestra BD.
- La IP que genera Maria DB, nos permite que no solo podamos dar gestión de la BD vía consola, si no también poder realizar la tablas relacionales de manera gráfica a

través de un gestor web que se llama phpMyadmin que se ejecuta en un entorno MySQL.

## Vista de consola

```

File Edit Tabs Help
Server version: 10.1.23-MariaDB-9+deb9u1 Raspbian 9.0
Copyright (c) 2000, 2017, Oracle, MariaDB Corporation Ab and others.
Type 'help;' or '\h' for help. Type '\c' to clear the current input statement.
MariaDB [(none)]> status
mysql Ver 15.1 Distrib 10.1.23-MariaDB, for debian-linux-gnuabi hf (armv7l) using readline 5.2
Connection id:          91
Current database:
Current user:           root@ocal host
SSL:                    Not in use
Current pager:         stdout
Using outfile:         ''
Using delimiter:       ;
Server:                 MariaDB
Server version:        10.1.23-MariaDB-9+deb9u1 Raspbian 9.0
Protocol version:      10
Connection:            Local host via UNIX socket
Server character set:  utf8mb4
DB character set:      utf8mb4
Client character set:  utf8mb4
Conn. character set:   utf8mb4
UNIX socket:           /var/run/mysql d/mysql d.sock
Uptime:                1 hour 21 min 34 sec

Threads: 1  Questions: 779  Slow queries: 0  Opens: 29  Flush tables: 1  Open tables: 23  Queries per sec
vg: 0.159
-----
MariaDB [(none)]>

```

Figura 78 - Menú MariaDB vista por terminal

## Vista Web

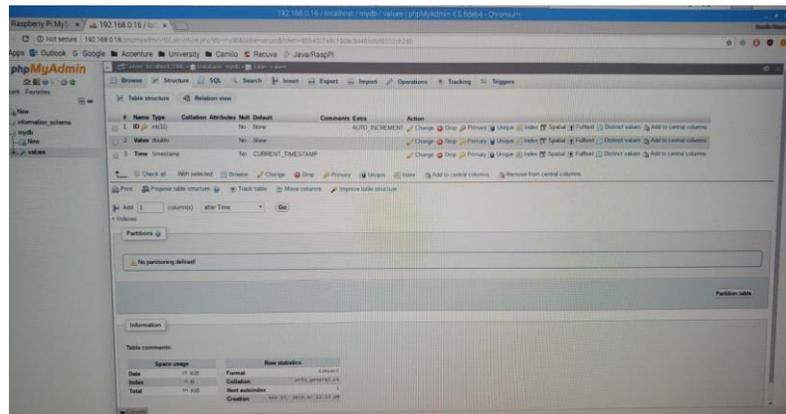


Figura 79 - Vista Web de la BD

## Configuración y conexión del servidor

- La configuración y conexión el servidor se puede realizar en la raíz de la Raspberry o en una carpeta diferente, cual es la diferencia, que cuando creamos la conexión se debe establecer el punto de referencia de donde se dejaron los parámetros del servidor.
- La finalidad de realizar esta configuración es poder llegar en un punto a abrir los puertos de la red donde se configuro la BD y poder dar gestión a la BD desde un dispositivo diferente usando solo una conexión a internet.

```

<?php
// config.php
// Credenciales
$dbhost = "localhost";
$dbuser = "user";
$dbpass = "pass";
$dbname = "sensores";
// Conexión con la base de datos
$con = mysqli_connect($dbhost, $dbuser, $dbpass, $dbname);
?>

```

Figura 80 - Script PHP para configuración de usuario

```

<?php
// iot.php
// Importamos la configuración
require("config.php");
// Leemos los valores que nos llegan por GET
$valor = mysqli_real_escape_string($con, $_GET['valor']);
// Esta es la instrucción para insertar los valores
$query = "INSERT INTO valores(valor) VALUES('".$valor."')";
// Ejecutamos la instrucción
mysqli_query($con, $query);
mysqli_close($con);
?>

```

Figura 81 - Script PHP recepción de datos

### 13.2.2 Pruebas subsistema VD

Con el fin de validar la funcionalidad del subsistema VD, ingresaremos por terminal a la base de datos y una vez en la base de datos verificaremos que nuestra BD exista.

Cuando se intenta ingresar a la BD, pero se hace con un usuario y contraseña incorrecta se generará el siguiente mensaje.

```

ERROR 1698 (28000): Access denied for user 'root'@'localho
st'

```

Figura 82 - Error de ingreso BD

Cuando se ingresan los datos correctos, podremos ingresar y tener gestión de las bases de datos.

```
Welcome to the MariaDB monitor.  Commands end with ; or \g
.
Your MariaDB connection id is 49
Server version: 10.3.17-MariaDB-0+deb10u1 Raspbian 10

Copyright (c) 2000, 2018, Oracle, MariaDB Corporation Ab and others.

Type 'help;' or '\h' for help. Type '\c' to clear the current input statement.

MariaDB [(none)]> █
```

Figura 83 - Prueba Subsistema VD

Una vez se logre ingresar a la BD podremos validar todas las bases de datos creadas allí incluyendo la BD de nuestro proyecto.

```
MariaDB [(none)]> show DATABASES;
+-----+
| Database |
+-----+
| DBProy   |
| ProyDB   |
| ProyectoG |
| information_schema |
| mysql    |
| performance_schema |
| phpmyadmin |
| wordpress |
+-----+
8 rows in set (0.002 sec)
```

Figura 84 - Revisión Bases de datos Creadas

### **13.3 Subsistema PE (Parada de Emergencia)**

#### **13.3.1 Implementación**

El subsistema de parada de emergencia cumplirá la función de cortar la circulación de corriente eléctrica hacia los actuadores y dispositivos que utilicen una fuente de voltaje superior a 5V (en este caso 12V), por lo tanto, y cumpliendo uno de los requerimientos, al utilizar la parada manual física del sistema, este no apagará el sistema, si no que detendrá la ejecución de todos los actuadores de tal forma que el sistema pueda seguir registrando lo sucedido.

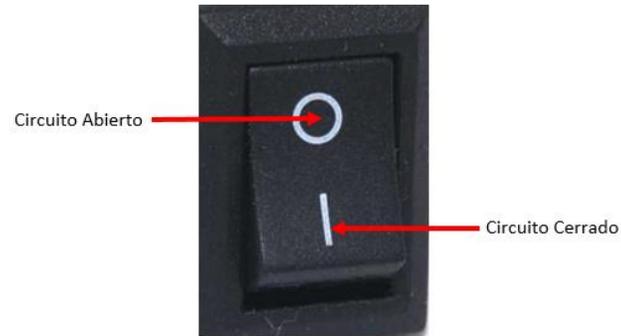


Figura 85 - Posiciones de operación del Interruptor

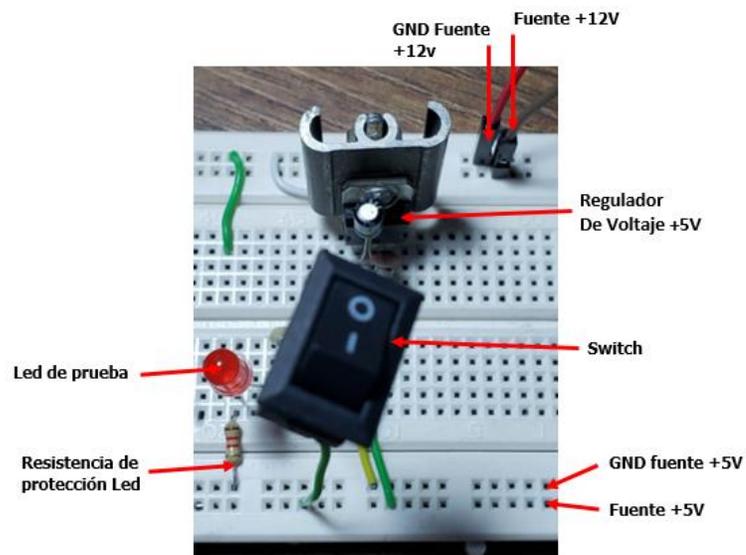


Figura 86 - Implementación Subsistema Parada de Emergencia

Se incluye en la implementación de parada de emergencia un regulador de voltaje, este regulador permitirá reducir la corriente en el sistema para los dispositivos que utilizan un menor voltaje para su operación, algunos sensores (Como el de temperatura) y el PIC.

Los sensores fisiológicos contarán con una fuente de alimentación separada pues su voltaje máximo de operación es 3.6V.

### 13.3.2 Pruebas

La prueba del funcionamiento de la parada de emergencia consiste en activar el sistema con los +12V y luego mediante el uso del interruptor se permitirá tener el circuito abierto o cerrado de tal forma que existirá circulación de corriente provocando que el led de prueba se apague o encienda dependiendo de la posición del interruptor.

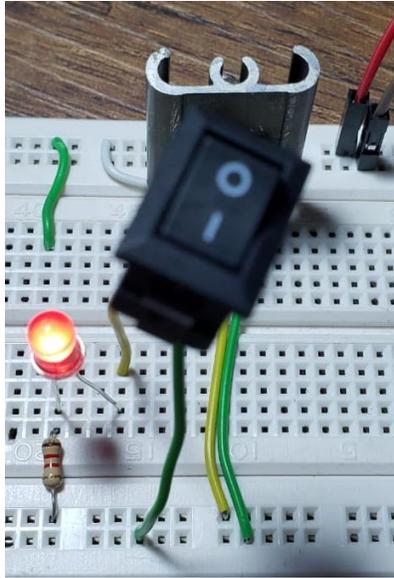


Figura 87 - Prueba Subsistema Parada de Emergencia

## 13.4 Subsistema RS (Revisión del Sistema)

### 13.4.1 Implementación

El subsistema de revisión del sistema tiene como función realizar una medición e indicar mediante un Led si el voltaje que tiene el dispositivo es el correcto para su operación, este subsistema cuenta con una compuerta lógica NAND, un diodo rectificador, un transistor y los dos leds que se permitirán visualizar si el voltaje es correcto o no, si el voltaje es insuficiente se encenderá un Led Rojo, por el contrario, si el voltaje es correcto para la operación se encenderá un Led Verde.

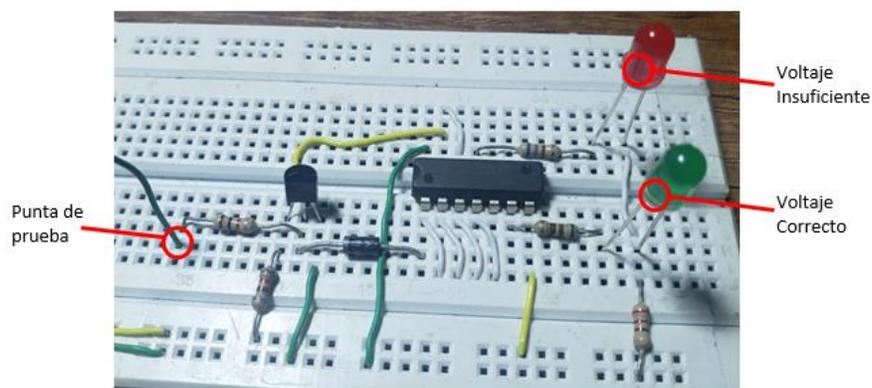


Figura 88 - Implementación Subsistema Revisión del Sistema

### 13.4.2 Pruebas

Para las pruebas del subsistema se conectara la punta de prueba del subsistema a 5V para validar que cuando se realice esta conexión se encenderá el Led Verde y cuando se conecte a 0V se encenderá el Led Rojo, luego, se procede a conectar en la entrada de voltaje que se requiere validar para confirmar la funcionalidad del componente.

## 13.5 Subsistema AS (Activación del Sistema)

### 13.5.1 Implementación

Para la activación del sistema se contara con un interruptor que permitirá activar o cortar la circulación de corriente por el sistema, este interruptor será un puente entre la conexión a 120V AC de la toma corriente y la fuente, adicional, este interruptor cuenta internamente con una protección de un fusible, sin el fusible, el interruptor no funcionara.

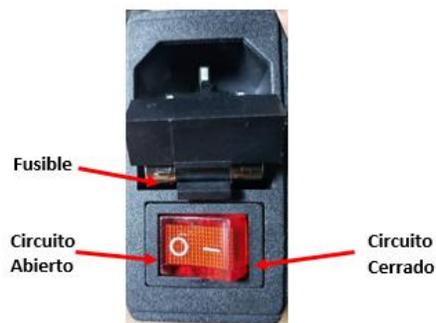


Figura 89 - interruptor con Fusible

Con el fusible conectado, solo resta conectar el cable de alimentación de 120V AC y activar el circuito

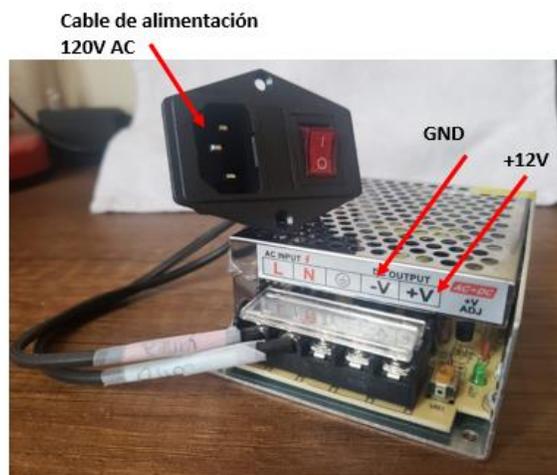


Figura 90 - Subsistema Activación del sistema

### 13.5.2 Pruebas

El funcionamiento de la activación del sistema se validará mediante la conexión de un multímetro en las terminales +V y -V para validar la caída de tensión que tiene el fuente y que será la cual permitirá alimentar el circuito.



Figura 91 – Prueba Subsistema AS

## 13.6 Subsistema CTL (Control)

### 13.6.1 Implementación

El sistema de control estará compuesto por un PIC 16F877a, a este dispositivo se conectarán dos indicadores luminosos (Leds de colores), que permitirán validar el funcionamiento del dispositivo.

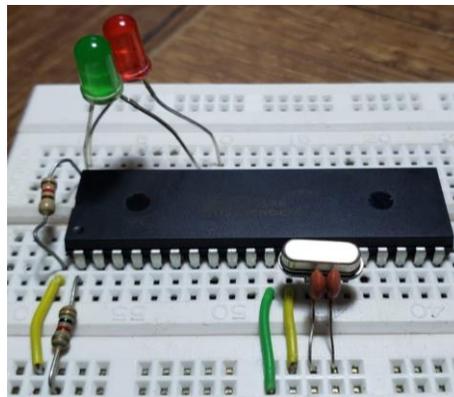


Figura 92 - Implementación Subsistema CTL

### 13.6.2 Pruebas

Para validar el funcionamiento del PIC, se realizara programara en el PIC el cambio en dos LEDS que iteraran con un Delay de 200ms.

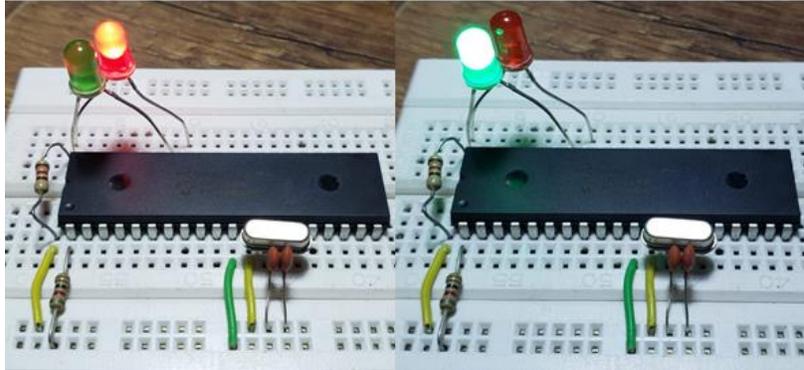


Figura 93 - Prueba Subsistema CTL

Ver Anexo 23.5 Para la programación del PIC.

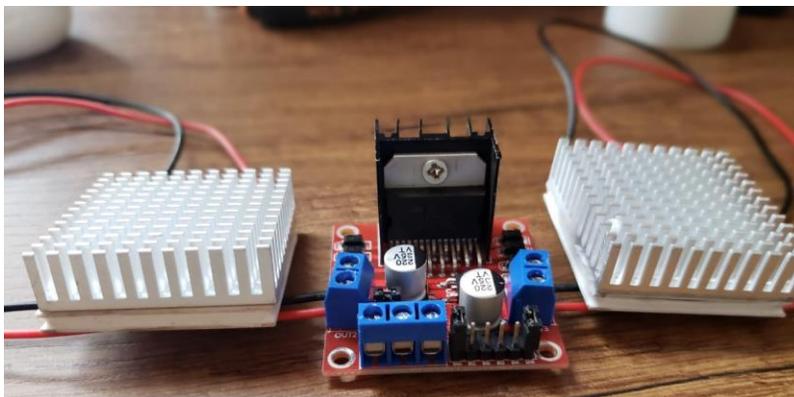
## 13.7 Subsistema ACT (Actuadores)

### 13.7.1 Implementación

Para el sistema de calefacción y refrigeración se utilizara una Celda Peltier, la cual permite generar un cambio de temperatura debido al cambio en el sentido de la inducción de corriente al dispositivo

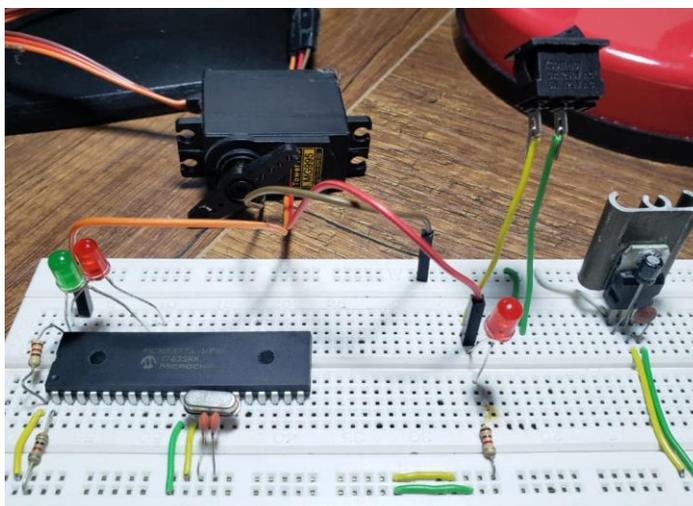
El funcionamiento de la Celda necesita de una inducción de voltaje de 12V (Máximo 15V) con una corriente de 5A (Máximo 6A), por lo tanto, la activación de la celda estará dada por una fuente independiente del sistema que estará conectada al sistema de control en el PIC, es decir, el PIC será el sistema de control utilizado para la activación.

Para realizar la prueba de la celda Peltier se conectara a un driver L298n (que permite controlar la inducción de corriente por cada línea de la celda), estos control de pulsos será controlado utilizando un PIC, adicional para poder validar los cambios realizados por la celda conectaremos un el monitor serial de un Arduino.



*Figura 94 - Montaje Celda Peltier con L298n*

Como el subsistema de actuadores también cuenta con servomotores, cada motor se conectara a los +12V y GND de la fuente para su funcionamiento, sin embargo, igualmente que con las celdas Peltier, el control de cada motor estará controlado desde el PIC, el cual se encargara de realizar el movimiento de los servos mediante PWM y el ciclo útil.



*Figura 95 - Montaje Servo-Motores*

Por lo tanto, al conectar todo el subsistema de actuadores, tendremos que contar con dispositivos pertenecientes a otros subsistemas, en este caso contaremos con el subsistema CTL y el PIC 16F877a, al igual que con el subsistema PE, el subsistema AS y de un sensor de temperatura del subsistema SS.

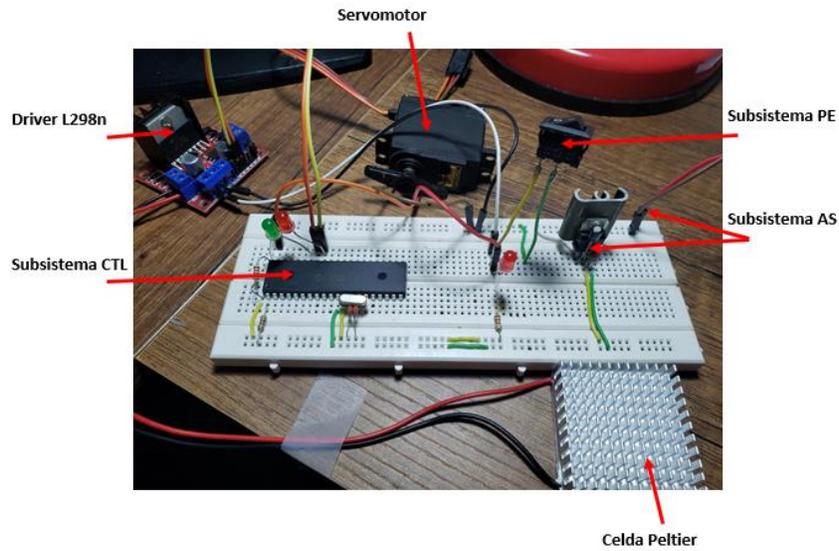


Figura 96 - Implementación Subsistema ACT

### 13.7.2 Pruebas

Para validar el funcionamiento de este subsistema se realizaron pruebas separadas tanto para la celda Peltier como para los motores, el motivo de esta separación en las pruebas se realizó porque para las pruebas de la celda Peltier era necesario incluir un sensor de temperatura que nos permitirá observar los cambios de temperatura en la Celda cuando se inducían cambios de corriente en las entradas de la esta, estos cambios implicarían que la Celda estaría aumentando o disminuyendo su temperatura.

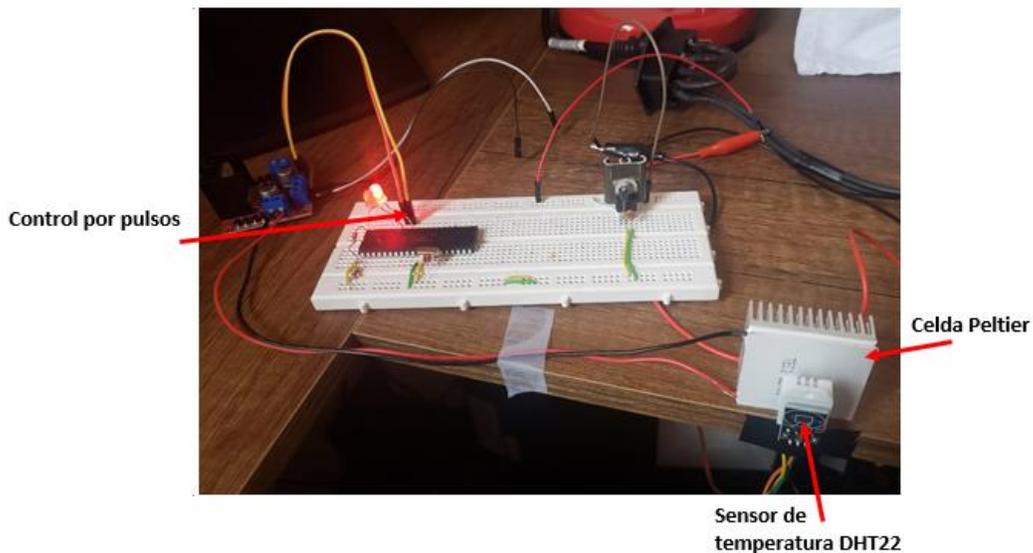


Figura 97 - Prueba Celda Peltier

El sensor de temperatura DHT22 tiene su conexión a un Arduino que permitirá usar el monitor serial para validar los cambios de temperatura.

Cuando el sensor se encuentra desconectado del Arduino, el monito serial genera un mensaje en el cual indica que no es posible leer la información proveniente de este.

```
Failed to read from DHT sensor!
```

*Figura 98 - Error monitor serial DHT22*

Conectado el sensor correctamente al Arduino, el monitor serial comenzara a mostrar la información correspondiente al estado de temperatura ambiente donde este se encuentra.

```
Humidity: 48.20 % Temperature: 24.60 °C | 76.28 °F Heat index: 24.37 °C | 75.87 °F
```

*Figura 99 - Lectura temperatura ambiente DHT22*

Al activar un pulso desde el PIC, la Celda tendrá flujo de corriente en un sentido lo cual permitirá calentarse o enfriarse en relación al sentido de corriente aplicado.

Después de 60 segundos aplicando corriente a la celda, se logró un incremento en la temperatura de 3°C.

```
Humidity: 43.50 % Temperature: 27.50 °C | 81.50 °F Heat index: 27.46 °C | 81.43 °F
```

*Figura 100 - Lectura temperatura Calefacción Celda Peltier*

Se aplica el mismo pulso pero en sentido contrario de la celda para provocar que está ahora refrigere en vez de calentarse, se induce corriente por 60 segundos, se logra reducir la temperatura 1°C.

```
Humidity: 44.40 % Temperature: 26.50 °C | 79.70 °F Heat index: 26.71 °C | 80.07 °F
```

*Figura 101 - Lectura temperatura Refrigeración Celda Peltier*

Las pruebas del servomotor, consisten en validar el ciclo útil de funcionamiento y generar una función programable en el PIC de tal forma que cuando el servomotor encienda pueda moverse desde el 0° hasta los 180° que serían sus rangos de movimientos máximos.

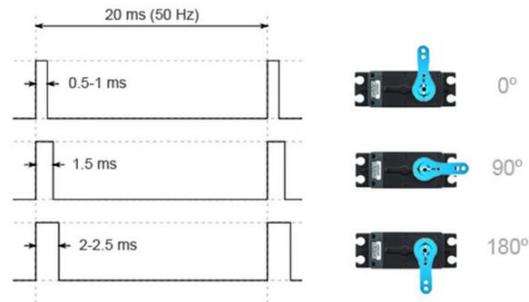


Figura 102 - Comportamiento Servo Motor con cambios de pulso PWM

El pulso PWM para el control de los Servomotores se genera desde el PIN\_B7 del PIC y su conexión se encuentra detallada en la figura 83.

### 13.8 Subsistema SS (Sensores)

#### 13.8.1 Implementación

El subsistema de Sensores se encuentra compuesto por un conjunto de dispositivos que permitirán obtener información del prototipo de tal forma que esta información permita mejorar o corregir el funcionamiento del dispositivo.

El acondicionador de pequeña señal es un dispositivo que permite tomar una señal fisiológica del orden de mV y amplificarle a valores que puedan ser medidos y analizados para poder validar el estado de la zona medida.

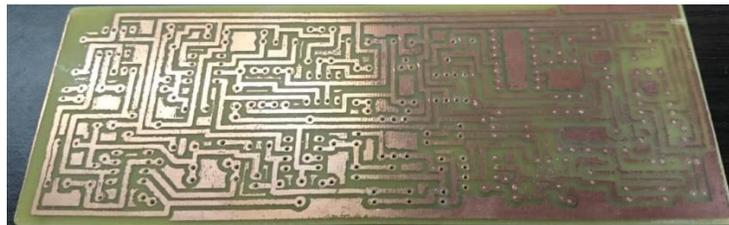
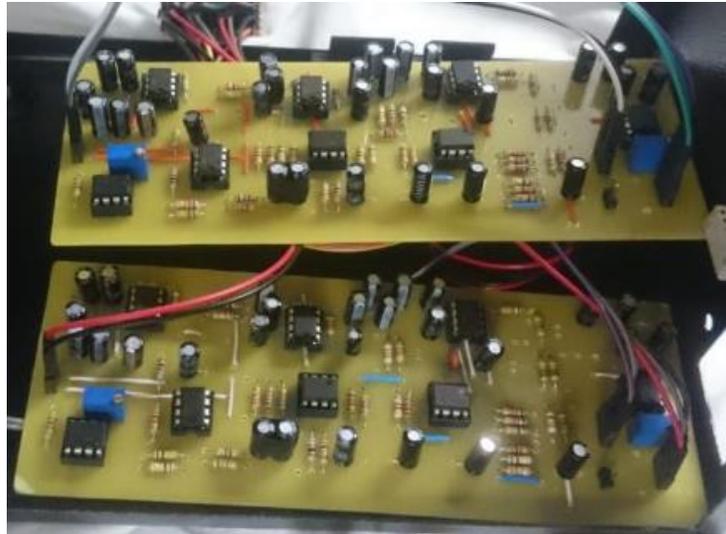


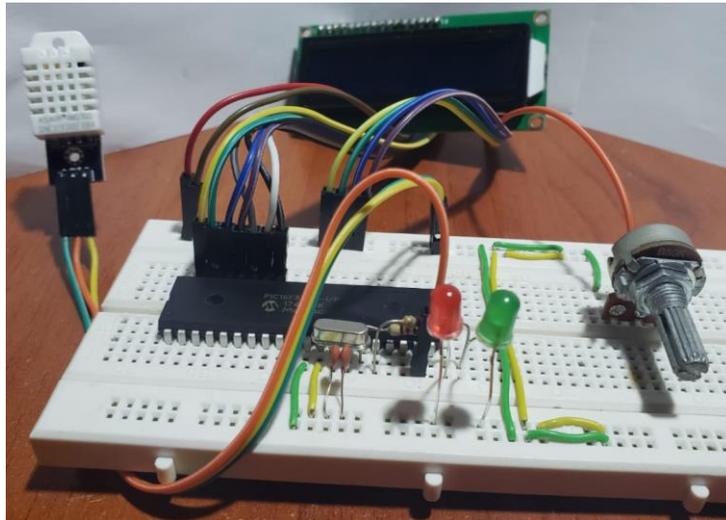
Figura 103 - Circuito Impreso PCB acondicionador pequeña señal

Con el circuito impreso se instalan en cada ubicación los dispositivos correspondientes.



*Figura 104 – Implementación acondicionador de pequeña señal completa y conectada*

Adicional al acondicionador de pequeña señal, el subsistema de sensores cuenta con un sensor de temperatura.



*Figura 105 - Implementación sensor DHT22*

Ver Anexo 23.4 para la programación del sensor DHT22 usando PIC.

Como valor agregado, se cuentan con indicadores luminosos en gran parte del dispositivo que cumplen la función de a partir de su color indicar si existen alertas o condiciones del dispositivo a tener en cuenta.

### 13.8.2 Pruebas

Para probar el acondicionador de pequeña señal, se conectada cada canal del acondicionador a un brazo utilizando electrodos y se mide la señal resultante, esta señal resultando fue obtenida mediante el programa LabView.

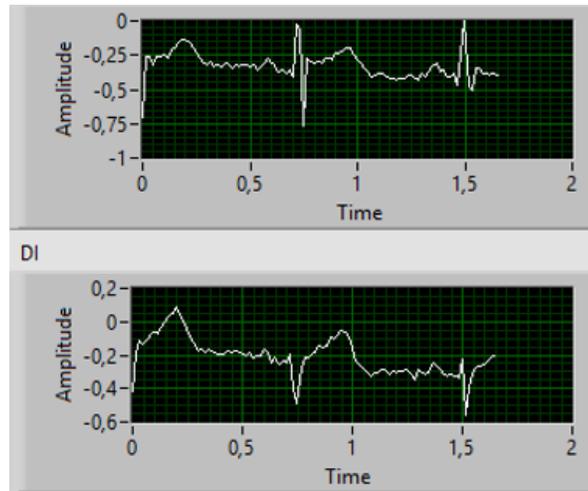


Figura 106 - Pruebas acondicionador pequeña señal

Para fines de las pruebas del sensor de temperatura DHT y de los indicadores luminosos, las pruebas resultantes de cada medición se encuentran en las pruebas del subsistema ACT para las pruebas del sensor de temperatura.

Las pruebas de los indicadores luminosos se encuentran incluidas en la mayoría de subsistemas, un ejemplo puede ser el subsistema CTL o el subsistema PE.

## 13.9 Subsistema AR (Almacenamiento de Registros)

### 13.9.1 Implementación

El almacenamiento de registros consiste en un proceso en el cual se enviara información desde el PIC hacia la Raspberry y esta quedara almacenada en la base de datos y podrá ser consultada sea en la vista web o en la vista por terminal de la base de datos o en la aplicación de visualización.

Para la comunicación entre el PIC y la Raspberry se había tenía planeado utilizar una comunicación serial, sin embargo, la Raspberry usara los puertos GPIO 1 al 26 en la conexión de la pantalla táctil, dentro de estos 26 puertos, se encuentra los 14, 15 y 16 que permiten la comunicación serial mediante la configuración de RX y TX como protocolo de comunicación, esta configuración puede ser replicada por Python a los puertos restantes de la Raspberry, sin embargo, se decidió utilizar una comunicación por Bluetooth entre ambos dispositivos, por lo tanto, en el PIC se configurara los protocolos UART para configuración del módulo Bluetooth HC-05.

En la Raspberry, al contar con un módulo Bluetooth ya instalado, se emparejaran ambos dispositivos.

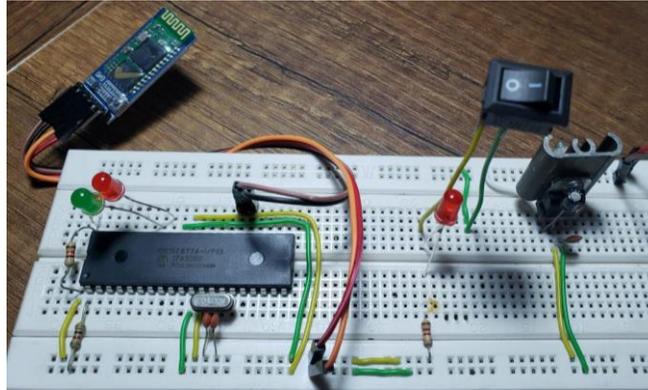


Figura 107 - Implementación Subsistema Almacenamiento de Registros

### 13.9.2 Pruebas

Con el fin de validar la conexión entre el módulo HC-05 con la Raspberry se realiza la conexión Bluetooth entre ambos dispositivos emparejando desde la Raspberry.

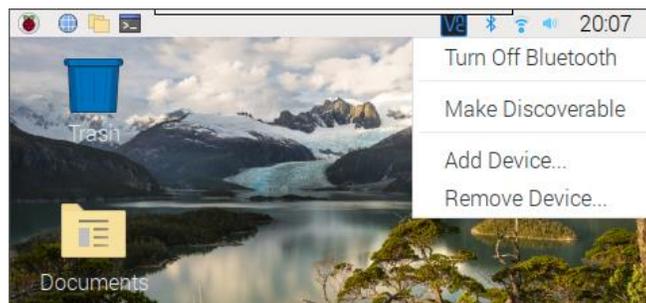


Figura 108 – Buscar un nuevo dispositivo Bluetooth Raspberry PI

Desde la Raspberry se busca un nuevo dispositivo y luego mediante la MAC que tiene asociada el módulo Bluetooth se emparejan ambos dispositivos.

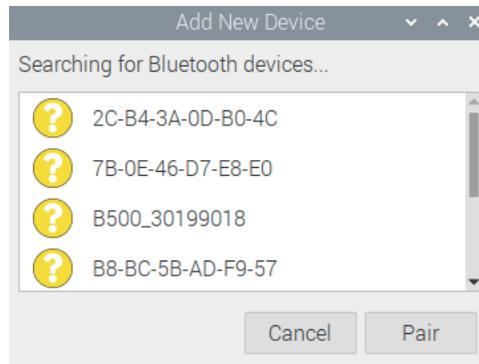


Figura 109 - Agregar una nueva conexión Bluetooth Raspberry PI

Ubicada la MAC correspondiente a nuestro módulo Bluetooth, solo se debe seleccionar y emparejar.

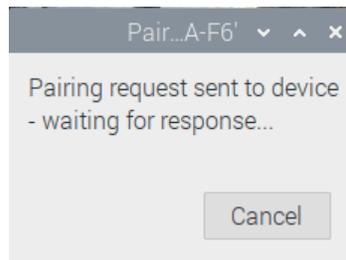


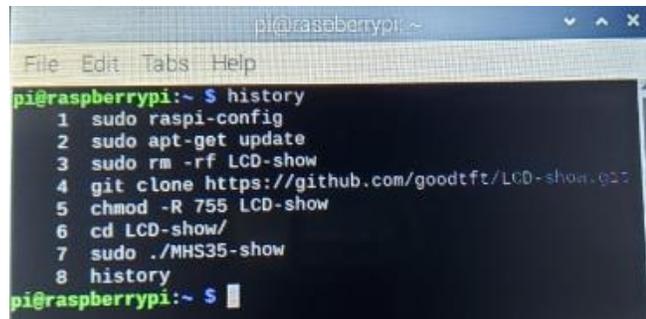
Figura 110 - Emparejamiento Raspberry PI con Módulo BT HC-05

Cuando la conexión está establecida, el módulo Bluetooth conectado al PIC tiene un Led de estado que confirma la conexión.

## **13.10 Subsistema VI (Visualización)**

### *13.10.1 Implementación*

Para la implementación de la pantalla táctil y lograr la visualización de información en la Raspberry sin conectar ningún otro periférico, se conectara la pantalla táctil y luego mediante terminal del sistema operativo se configuraran las librerías necesarias para que la pantalla funcione.



```

pi@rasberrypi: ~
File Edit Tabs Help
pi@rasberrypi:~ $ history
1 sudo raspi-config
2 sudo apt-get update
3 sudo rm -rf LCD-show
4 git clone https://github.com/goodtft/LCD-show.git
5 chmod -R 755 LCD-show
6 cd LCD-show/
7 sudo ./MHS35-show
8 history
pi@rasberrypi:~ $

```

Figura 111 - Implementación Subsistema VI

### 13.10.2 Pruebas

Con la pantalla táctil configurada, podremos gestionar todo el sistema directamente desde la pantalla sin necesidad de realizar una conexión remota.



Figura 112 - Prueba Subsistema VI

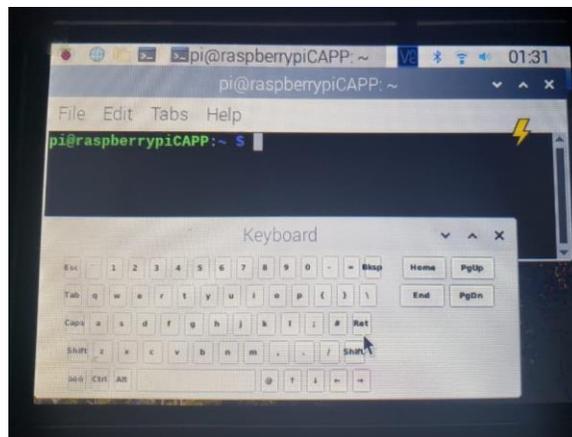


Figura 113 - Prueba Subsistema VI con Teclado en pantalla

En la Figura 113 se encuentra la vista en la Raspberry Pi, sin embargo, para contar con un teclado en pantalla es necesario realizar la instalación de un software adicional, este

programa de teclado en pantalla se llama MatchBox-Keyboard, el cual se instala usando el script: `Sudo apt install matchbox-keyboard`.

Luego de la instalación este programa puede ser encontrado en accesorios y teclado, tal como se evidencia en la Figura 114.

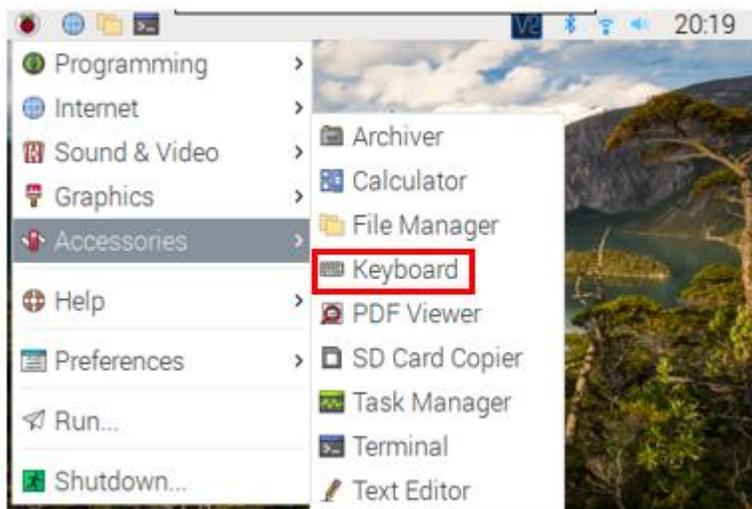


Figura 114 - Ubicación teclado en pantalla Raspberry PI

## 14 INTEGRACIÓN Y PRUEBAS DEL SISTEMA

### 14.1 Integración del sistema

Con todos los subsistemas probados y validando su funcionamiento, se ensambla cada subsistema al prototipo, este ensamble se realizara por partes, empezando por la parte del hombro y la inclusión de los servo motores, celdas Peltier y sensores de temperatura.

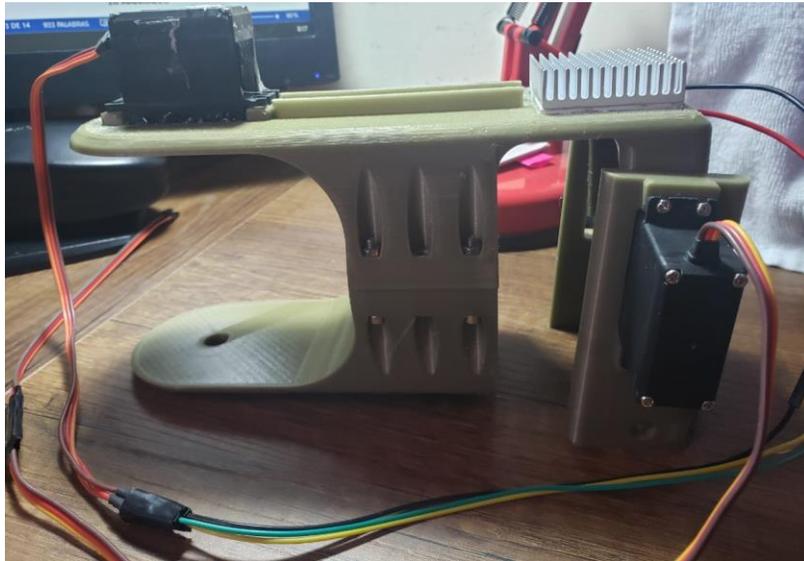


Figura 115 - Integración Servos, Celda con prototipo



Figura 116 - Integración Celda Peltier y DHT22

Se realiza la conexión de los servos motores, celdas y sensores en la parte del antebrazo y carpo y se une el antebrazo con la sección del brazo.

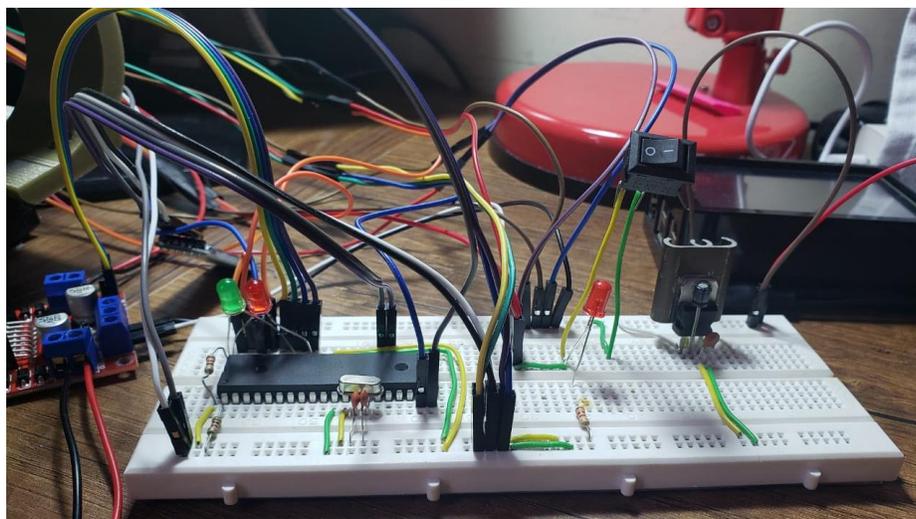


*Figura 117 - Integración - Vista lateral del prototipo ensamblado*



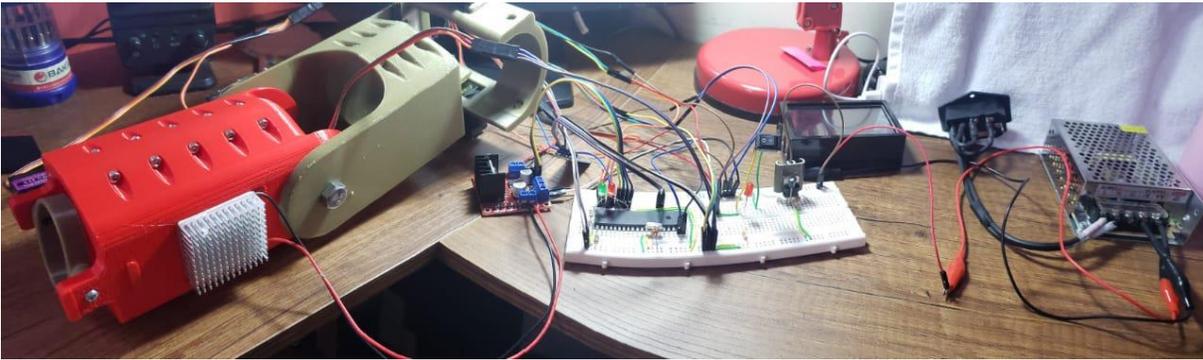
*Figura 118 - Integración - Vista Frontal del prototipo ensamblado*

Con los subsistemas acoplados al prototipo, se finaliza conectando todos los cables correspondientes a cada fuente de alimentación y sus señales de entrada al PIC.



*Figura 119 – Subsistemas interconectados*

Con las conexiones al PIC y su alimentación, se logra visualizar la integración completa de todo el prototipo con subsistema y su cableado correspondiente.



*Figura 120 - Integración Sistema General*

## **14.2 Pruebas de Integración**

Se realizan pruebas de continuidad en todo el prototipo, validando que durante la conexión de los subsistemas no se generaran cruces de cables que puedan provocar cortos o mal funcionamiento del sistema.

Validada la continuidad del prototipo, se validan las caídas de voltaje en cada componente, verificando así, que cada componente tenga el suficiente voltaje para una operación correcta.

Al inducir corriente sobre los subsistemas, dispositivos tales como los motores, se encontraran rígidos, lo cual evitara que el sistema no realice movimientos involuntarios, adicional, alimentar el sistema, los sensores darán inicio su censado validando la temperatura ambiente en la cual se realizara la terapia y a su vez validando todos los cambios que el PIC deberá ejecutar antes de que la terapia, esto implica que bajará la temperatura de las Celdas Peltier hasta cumplir con los rangos de operación.

Se realizará un simulacro simulando que el sistema fallo y será necesario utilizar el botón de parada de emergencia, con este simulacro se probará que siempre que se presione el botón de parada de emergencia, no se apagara el sistema, pero si se des-energizara todos los actuadores de tal forma que no se generaran cambios de temperatura y tampoco se realizaran movimientos.

## **15 PRUEBAS DEL SISTEMA**

Las pruebas del sistema permiten identificar si el funcionamiento cumple con los requerimientos de entrada y salida propuestos en el diseño, adicional, no solo debe cumplir con las características electrónicas para su funcionamiento, también deberá satisfacer los requerimientos mecánicos que permitan contar con un prototipo íntegro y funcional.

Para verificar que mecánica y electrónicamente el prototipo cumpla con los requerimientos propuestos, se ensamblan todos los subsistemas al diseño industrial impreso, esto permitirá verificar tamaño y peso, teniendo un prototipo que pesa menos de 10Kg (peso óptimo para que a futuro pueda ser usado por un paciente, niño menor o de 3 años), adicional el tamaño es menor a los 30cm.

Conectados los subsistemas al prototipo, se utiliza un multímetro para validar que todos los componentes estén debidamente conectados y que ningún cable o conector está haciendo contacto con otro dispositivo lo cual provocaría un corto o un mal funcionamiento en el sistema, estas serían pruebas de continuidad.

Se realiza la conexión de las entradas de alimentación a la fuente de alimentación, separando las caídas de potencial, donde un voltaje de +12V se utiliza para activar los actuadores (componentes como servomotores y celda Peltier) y medio para los dispositivos de control y algunos de censado se conectan a un regulador de voltaje con salida +5V, se valida con un multímetro que en la entrada positiva de cada dispositivo se tenga la caída de tensión correspondiente a su pin de conexión en la alimentación.

Con los dispositivos conectados y habiendo validado tanto su continuidad como la caída de voltaje en sus terminales, se activa el sistema y se valida inicialmente que la Raspberry que esté conectada a internet, con la conexión a internet se valida el ingreso a la aplicación del sistema, esto con el fin de poder realizar el ingreso con un usuario registrado, en este punto, será indiferente si el usuario es administrador, técnico o paciente, en este punto se quiere validar que el ingreso al sistema sea funcional y se pueda dar ingreso al menú de bienvenida.

Una vez confirmado el ingreso a la aplicación, esto permite adicionalmente confirmar que se tiene conexión a la base de datos y que el usuario está registrado.

Luego se realiza una revisión al manual de usuario del prototipo donde el propósito de esta revisión es ubicar el interruptor de parada de emergencia, de ser necesario, se puede presionar este botón para validar que se realiza un cambio de estado en el led del interruptor confirmando la interrupción de voltaje, esta parada de emergencia interrumpe el flujo de corriente sobre los actuadores lo cual provoca que estos se detengan inmediatamente.

Con el interruptor de la parada de emergencia ubicado, continuaremos con la revisión manual, identificando todos los leds en verde para confirmar que cada dispositivo tiene en su fuente de alimentación el voltaje necesario para una correcta operación.

Antes de seleccionar una terapia, se valida la conexión Bluetooth entre el PIC y la Raspberry, para esto, en la Raspberry verificamos las conexiones Bluetooth y que se encuentre acoplado el modulo del PIC, de lo contrario, realizaremos el acople entre los dispositivos.

Una vez se valida que la comunicación entre ambos dispositivos es exitosa, se valida que al ingresar con el usuario en la Raspberry se puedan seleccionar las terapias con base a la fecha de ejecución, para los fines de la prueba, se cuenta con mínimo dos tipos de terapias diferentes que realizaran movimientos diferentes pero que en cualquier escenario permiten

incluir todos los dispositivos y componentes integrados al prototipo. Una vez el usuario se autentifico, seleccionara una terapia y luego el prototipo dará inicio a sus movimientos y se envía un pulso de activación desde el subsistema de control para que no solo los servomotores se activen si no que se activen todos los subsistemas correspondientes para contar con la medición de los sensores y la ejecución de movimientos e inducción de temperatura por parte de las celdas.

Se verifica que durante el funcionamiento de los servomotores estos se encuentren dentro de los rangos de operación correspondientes, estos movimientos serán controlados por el PWM del PIC; durante las pruebas de implementación de las celdas Peltier se les incrementaron los rangos de tiempo en los cuales el flujo de corriente circulaba por cada entrada, este cambio en los tiempos de inducción se dio debido a que el tiempo en el que se estabiliza la temperatura y comienza el cambio sea por calefacción o refrigeración suele ser mayor a los 60 segundos, en el caso de la refrigeración, puede tomar hasta 180 segundos para que se vean cambios significativos en la reducción de la temperatura, sin embargo, mediante el sensor DHT22 se pueden identificar todos estos cambios de temperatura, para que internamente el PIC se encargue de ajustar cual pulso se debe enviar al driver y con esto activar la refrigeración o calefacción.

Electrónicamente una de las partes más importantes consiste en validar las respuestas de los sensores fisiológicos, estas deben estar acorde a los parámetros de medición, pues con base a esta información el subsistema de control realizara los cambios necesarios al PWM de los motores y los cambios de temperatura de las Celdas, sin embargo, durante la etapa de pruebas se identificó que la respuesta que daba el acondicionador de pequeña señal no estaba cerca de ser el dispositivo más adecuado para realizar el censado tanto de la actividad electro dérmica del paciente, como de la obtención de información de la actividad del muscular, razón por la cual se decidió optar por el cambio del acondicionador de pequeña señal por dos sensores.

Para lograr la medición de la actividad electro dérmica del paciente, se cambió por un sensor EDA, y para lograr la medición de la actividad muscular, se cambió por un sensor EMG.

Sin embargo, ¿Porque se decidió realizar el cambio del acondicionador por dos sensores y no continuar calibrando el acondicionador de pequeña señal?, el tiempo que toma la calibración correcta de cada señal de medida desde la señal electro dérmica como la señal muscular tienen voltajes en valores de micro voltios diferentes, lo cual implica que para calibrar el acondicionador de pequeña señal se deben considerar valores y ganancias diferentes para calibrar cada acondicionador, esto que implica, que el tiempo dedicado a la calibración de cada acondicionador es mucho mayor y la calidad de la señal obtenida no garantiza en un 100% que el valor obtenido sea el mejor.

Aunque se realizaron pruebas con el acondicionador de señal y después de estas pruebas fue que se optó por realizar el cambio de tecnología, estas pruebas no se encuentran documentadas debidamente debido a que durante las pruebas y ver que en su estudio de factibilidad que el acondicionador de señal no era la mejor opción se procedió a retirar los componentes de los PCB y utilizarlos para otras pruebas.

Por lo tanto, al contar con un cambio de tecnología, se procederá a realizar el ajuste de las nuevas tecnologías y una vez aclarado el ajuste se continuara con el plan de pruebas, siendo la medición de las actividades fisiológicas una parte fundamental en la ejecución y desarrollo de la terapia.

## 16 AJUSTES

Al realizar la prueba con el acondicionador de pequeña señal para cada tipo de señal que se necesitaba tomar se necesitan cuatro acondicionadores lo cual hace que el sistema sea cada vez más grande a nivel de dimensiones y requiera de mayor calibración en las señales para poder lograr visualizar el valor, razón por la cual, se decidió ajustar el diseño de los sensores fisiológicos y cambiar el acondicionador de pequeña señal por los dos sensores que habían propuesto, el sensor EDA y el sensor EMG.

### 16.1 Sensores Fisiológicos

Se realiza el acondicionamiento de un sensor EDA (Actividad Electro dérmica) y un sensor EMG (Electro miografía), para las pruebas de funcionamiento de los dos sensores se utilizara un Arduino Leonardo, un conjunto de electrodos que se conectaran a la piel y un computador.

#### Sensor EDA

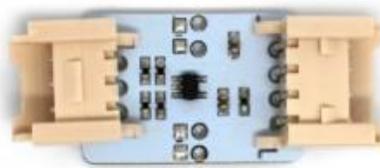


Figura 121 - Sensor EDA (Endodérmico)

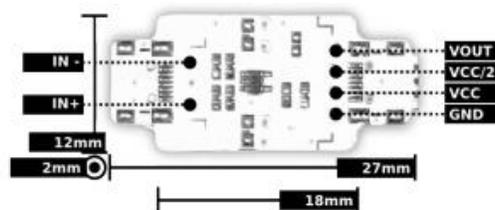


Figura 122 - Configuración pines sensor EDA [46]

En las entradas IN+ e IN- se conectan los electrodos, VOUT es el voltaje de salida que conectado al puerto analógico del Arduino nos permitirá visualizar una salida en valores que se podrán graficar. VCC y GND estarán conectados a una batería Lippo de 3.5V.

Algunas de las ventajas de este sensor son:

- Una salida análoga pre-acondicionada para medición de valores de salida.
- Alta relación señal / ruido, lo que evita tener muchos errores por ruido en la señal y lo que evita tener que añadir filtros adicionales (aunque puede realizarse)
- Tiene una salida de datos sin procesar.
- Funciona como un dispositivo plug-and-play, es decir, que se conecte y sin mayor acondicionamiento permite obtener datos en la salida del sensor.

### **Función de transferencia del sensor EDA**

$$[0\mu S, 25\mu S]$$

$$EDA_{(\mu S)} = \frac{ADC}{2^n} * VCC \quad (15)$$

$$EDA(S) = EDA_{(\mu S)} \cdot 1 * 10^{-6} \quad (16)$$

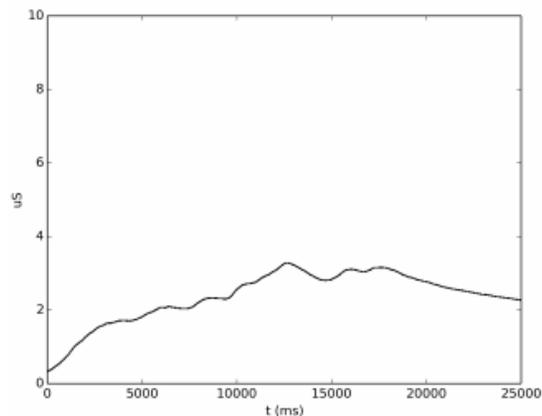
VCC = 3.3V (Voltaje de operación)

EDA ( $\mu$ S) – Unidad de medida en Micro Siemens

ADC – Valor medido del canal

$n$  - Numero de bits del canal

### **Respuesta típica de salida sensor EDA**



*Figura 123 - Respuesta típica sensor Endodérmico EDA [46]*

## Sensor EMG

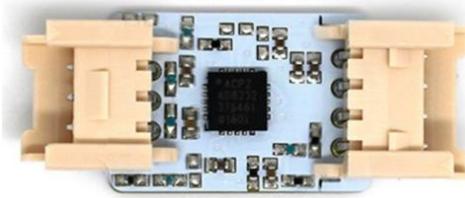


Figura 124 - Sensor EMG (Electromiografico)

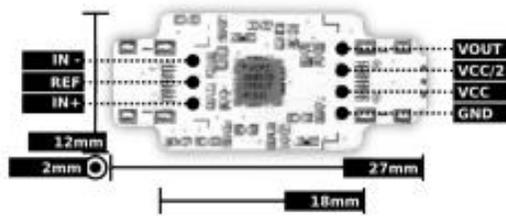


Figura 125 - Configuración Sensor EMG [61]

En las entradas IN+ e IN- se conectan los electrodos, VOUT es el voltaje de salida que conectado al puerto analógico del Arduino nos permitirá visualizar una salida en valores que se podrán graficar. VCC y GND estarán conectados a una batería Lippo de 3.5V.

Algunas de las ventajas de este sensor son:

- Medición diferencial Bipolar.
- Una salida analógica pre-acondicionada para medición de valores de salida.
- Alta relación señal / ruido, lo que evita tener muchos errores por ruido en la señal y lo que evita tener que añadir filtros adicionales (aunque puede realizarse)
- Tiene una salida de datos sin procesar.
- Funciona como un dispositivo pug-and-play, es decir, que se conecte y sin mayor acondicionamiento permite obtener datos en la salida del sensor.

### Función de transferencia

$$[-1.64mV, 1.64mV]$$

$$EMG(V) = \frac{\left(\frac{ADC}{2^n} - \frac{1}{2}\right) * VCC}{G_{EMG}} \quad (17)$$

$$EMG(mV) = EMG(V) \cdot 1000 \quad (18)$$

VCC = 3.3V (Voltaje de operación)

$G_{EMG} = 1009$  Ganancia del sensor

EMG (V) – Valor medido en Voltios

ADC – Valor medido del canal

$n$  - Numero de bits del canal

### Respuesta típica de salida sensor EMG

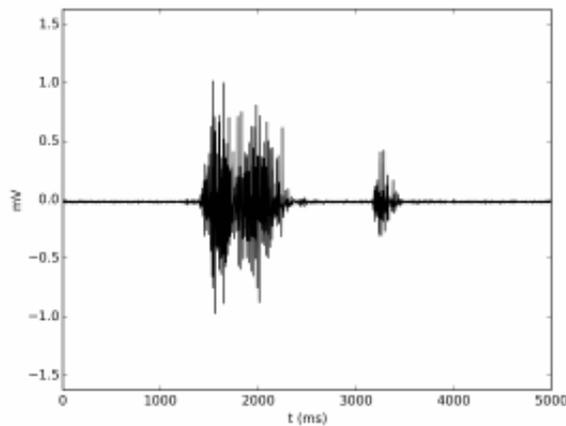


Figura 126 - Respuesta Típica sensor Electromiografico EMG [61]

## 16.2 Implementación de los Sensores

Para la implementación de los sensores, se utilizan electrodos que se conectan al paciente de prueba y luego, mediante los puertos análogos del sistema se obtiene la información necesaria para validar el funcionamiento.

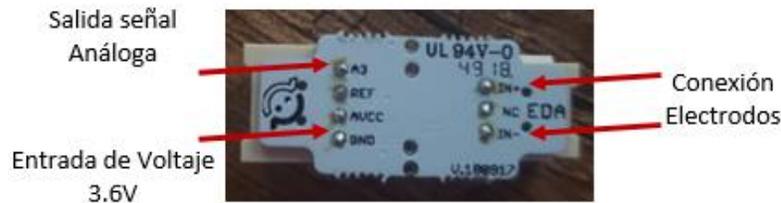
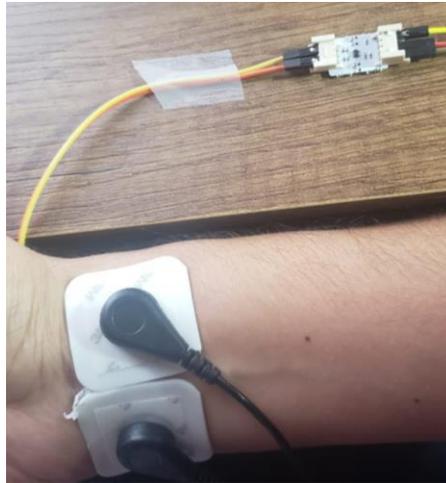


Figura 127 - Sensor EDA Método de Conexión

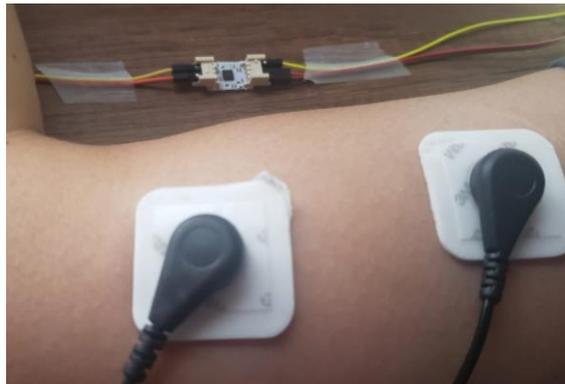


*Figura 128 - Conexión Sensor EDA con Electrodo en el carpo*

La conexión de los electrodos al paciente permite que el sensor obtenga información para luego ser procesada por el PIC, para la prueba, el paciente deberá permanecer quieto y luego el paciente se estimulará para evidenciar el cambio en la respuesta del sensor, esto aplica para el sensor EDA y EMG.



*Figura 129 - Sensor EMG Método de Conexión*



*Figura 130 - Conexión Sensor EMG con Electrodo en el antebrazo*

## 17 PRUEBAS DEL SISTEMA

Con el cambio de tecnología para los sensores fisiológicos, cambiando el acondicionador de pequeña señal por los sensores fisiológicos EDA y EMG, se repiten las pruebas ejecutadas en el capítulo 15, teniendo presente que estos sensores fisiológicos tienen un voltaje de operación inferior al voltaje proporcionado por el regulador de voltaje (+5V), por lo tanto, se utiliza una batería externa diferente con el voltaje suficiente para el funcionamiento de los sensores. (+3.6V), permitiendo así que sus corrientes no superen el amperio o inmediatamente estos sensores se dañan, estos sensores fisiológicos manejan corrientes entre 200 y 500mA por lo cual es importante que al inducir corriente a los sensores, no se tengan picos de corriente o los sensores se podrían dañar, una razón más por la cual se separan todos los componentes y no se maneja una sola fuente de alimentación central, adicional, razón por la cual durante la revisión con el multímetro no solo se realiza una medición si no una medición de corriente, verificando que la caída de potencial en la entrada de los sensores sea 3.6V

Una vez se ha validado el voltaje y corriente de operación sobre los sensores, se conectan las terminales VOUT a las entradas análogas dispuestas del PIC, esté internamente se encarga de validar que la medición realizada por los sensores se encuentre dentro de los rangos de operación de lo contrario el PIC se encargara de detener la ejecución de los movimientos de los actuadores.

Si la medición fisiológica obtenida por el sistema se encuentra dentro de los rangos establecidos, el sistema continuara su ejecución sin ninguna alteración, sin embargo, si dentro de la medición se obtiene que los rangos pueden ser mayores a los niveles que puede soportar un paciente, sean miograficas (esfuerzo muscular), o sea a nivel nervioso, el sistema detendrá la ejecución de acciones por parte de los actuadores.

Para que todo el sistema cumpla los requerimientos electrónicamente cuenta con una programación que intento abarcar la mayor cantidad de escenarios que puedan influir en un mal funcionamiento mecánico, es decir, que mecánicamente y electrónicamente el dispositivo funciona como un solo sistema, no se deja de lado las consideraciones mecánicas que tiene el sistema y de haberlas dejado de lado sucede lo evidenciado en la etapa inicial de diseño, el sistema puede dañarse con ejecuciones o interacciones de dispositivos electrónicos.

Mecánicamente el prototipo cuenta con un análisis de rozamientos que busca evitar que durante los movimientos de los servomotores los rozamientos eviten que el sistema se dañe o deteriore, razón por la cual durante las pruebas del sistema se validó lo que sucede cuando las partes que tienen rozamientos se enfrentan entre sí; inicialmente cuando se ensambla todo el prototipo con los componentes electrónicos y se realizaron las primeras pruebas de los motores estos no se movían fluidamente haciendo que los rozamientos provocaran pérdidas, es por esto, que en cada unión y roce entre partes del prototipo (especialmente en la unión del codo, donde más pérdidas se presentaban), se agregó una arandela que como principal función permite evitar un mayor desgaste en las partes pues las separa y segundo y más importante permite que al ejecutar un movimiento con el servomotor las uniones no tengan pérdidas y el movimiento sea lo más parecido al valor esperado.

Electrónica y mecánicamente el sistema debe funcionar como uno solo, el material utilizado para la impresión del prototipo permite que este sea liviano y lo suficientemente resistente para los movimientos que se demanden realizar durante una terapia se puedan realizar sin que el prototipo se quede corto, especialmente durante los movimientos, que como se aclaró, se consideró como los rozamientos pueden afectar el desempeño del sistema, adicional, cuando se realiza inducción de temperatura dentro del prototipo, el diseño permite que este tenga un flujo en la distribución de la temperatura.

Principalmente la temperatura no se induce para toda una articulación se induce en una zona indicada por un médico donde puede llegar a generar un mayor impacto durante la terapia, adicional, al no estar directamente sobre la superficie interna del prototipo los actuadores que inducen la corriente no tocan al paciente, esto ayuda a que durante los periodos de calefacción las temperaturas altas no dañen al usuario ni lo quemem.

El haber realizado el cambio de comunicación entre el PIC y las Raspberry de una comunicación serial a una comunicación inalámbrica, trajo una ventaja ahorro de espacio y evitar uso de mucho cable entre el prototipo y el subsistema de visualización. Aunque este método de comunicación presenta algunas ventajas al sistema, también se presentaron errores durante la comunicación entre ambos dispositivos que evita que la información recibida por la Raspberry no siempre esté disponible y por lo tanto no puede ser almacenada correctamente, provocando que cuando el medico quiera validar la información del paciente esta no sea asertiva o muestre todo el espectro de la respuesta del paciente durante la terapia.

La principal razón que se evidencio para que la comunicación Bluetooth falle entre ambos dispositivos es la sobre carga de la memoria del PIC, al recibir, procesar y enviar tantos paquetes de información, este no alcanza a responder en los tiempos adecuados, por lo anterior, se puede llegar a que para lograr una mejor respuesta del sistema, se puede cambiar el PIC por uno de mayor capacidad en lectura y escritura de información, se puede tomar por ejemplo un PIC de la gama 24XX o 32XX que era la gama original que se tenía contemplada para el desarrollo del proyecto.

Aunque las pruebas fueron realizadas en una Protoboard, la respuesta y medición obtenida por parte de los subsistemas cumplió con la mayoría de las respuestas esperadas durante la etapa de planeación y desarrollo de los requerimientos. Si validamos la respuesta de subsistemas como la activación del sistema o la parada de emergencia, se cumplió con lo que estos subsistemas deberían realizar, en la activación del sistema se logra separar las fuentes de alimentación del prototipo en una de 12V original de la fuente y en una de 5V usando un regulador de voltaje, esto ya es una gran ventaja a nivel de desarrollo para el sistema pues permite en no se tengan picos de corriente que puedan afectar otros componente que integren el grupo de dispositivos que funcionan con 12 o 5V.

Al revisar el subsistema de parada de emergencia, este solo afecta a los componentes conectados a los 12V, esto debido a que al separar los componentes con fuentes diferentes, la parada de emergencia solo debería detener la respuesta de los actuadores mas no detener el sistema en general, razón por la cual, al usar la parada de emergencia en solo la línea que tiene componentes a 12V permite que el sistema siga operativo aun cuando se activen la parada de emergencia.

Cuando evaluamos el funcionamiento de subsistemas como los actuadores, sensores y control, encontramos que funcionan pero no precisamente como se esperaba durante la etapa de diseño, sin embargo, cumplen con el requerimiento principal de cada subsistema; a nivel de actuadores, se logra tener movimiento en cada articulación, las Celdas Peltier generan los cambios de temperatura pero donde sus tiempos de operación y rangos de temperatura cambiaron respecto a los originales, esto debido a que para tener una estabilización en la temperatura deseada el tiempo de inducción al cual se debe someter la Celda es mucho mayor al original, sin embargo, se continua cumpliendo el requerimiento, adicional, al contar con este subsistema montado en la Protoboard permite analizar mucho más fácilmente en donde se pueden llegar a tener pérdidas por corriente cuando se activa algún servomotor o que pin debería estar activo cuando se induce la corriente en la Celda.

A nivel del subsistema de Control, el contar con este subsistema montado en una Protoboard permite revisar la caída de potencial de cada salida y entrada del PIC con el fin de determinar si es necesario cambiar algún valor de resistencia y permite validar si estructuralmente el cableado es correcto, siendo más sencillo el cambio de cables por pruebas de continuidad.

Al contar con todos los subsistemas ensamblados en la Protoboard se podría haber mejorado significativamente el cableado que tiene el sistema si este hubiera estado conectado directamente en las PCB, especialmente porque en la Protoboard las rutas del PCB se vuelven cables que generan ruido dentro del mismo sistema y provocan que algún cable extra pueda interconectarse con un pin al que no debería estar conectado, implicando mayor tiempo en pruebas de continuidad antes de encender el dispositivo.

El sistema conectado en la Protoboard permitió que las pruebas de los componentes se puedan realizar de una manera controlada, realizando cambios de componentes que llegaron a fallar durante las pruebas.

## **18 MANUALES**

### ***18.1 Manual de Uso y mantenimiento***

Ver Anexo 23.2 Manual de Usuario.

## **19 RESULTADOS**

Uno de los primeros cambios realizados al diseño e implementación del prototipo fue separar las fuentes de alimentación acorde a su consumo de corriente, siendo los actuadores un subsistema que funcionaria a 12V 5A, sin embargo, esos 5A son más un rango de operación que un rango alcanzable por parte de los servo motores, esto pues esa corriente no se alcanza con los tres servo motores funcionando en sincronía; componentes como el PIC y algunos sensores, tienen un voltaje de operación 5V o inferior, por lo tanto, para no comprar una fuente adicional, se usa un regulador de voltaje para tener voltaje de salida de 5V con una entrada de 12V de la fuente principal con la cual funcionan los actuadores.

Teniendo presente que los servo motores no funcionaran en sincronía, es decir, que los movimientos en las articulaciones no se darían al mismo tiempo, los servo motores se activarían secuencialmente con base a la articulación que se necesite activar.

El subsistema de revisión de sistema, por ejemplo permite validar que la caída de voltaje en cada componente sea el correcto a partir de dos leds de estado el funcionamiento se comprobó colocando un potenciómetro en la salida y validando la caída de potencial y confirmando que se encendiera el led correspondiente.

Subsistemas como la activación del sistema o la parada de emergencia, son interruptores que permiten abrir o cerrar el circuito, el propósito de cada subsistema es detener el flujo de corriente sobre una parte del sistema en específico, siendo la activación del sistema un interruptor que limita por completo el flujo de corriente sobre todo el sistema, por otro lado, la parada de emergencia un interruptor que solo detiene el flujo de corriente sobre los actuadores, manteniendo el sistema encendido pero sin ejecución de movimiento.

El subsistema de control es una de las partes más importante del funcionamiento de todo el sistema, este subsistema se encarga de controlar el PIN de inducción de corriente a la celda Peltier, como el encargado de limitar los movimiento de los servo motores según el ciclo útil del PWM, de recibir los datos medidos por los sensores y de enviar la información que se guardara en la Raspberry.

El subsistema de control se encuentra comunicado con la Raspberry, donde esta funge como medio para recibir y guardar la información enviada por el PIC, esa información recibida por la Raspberry es almacenada en una base de datos creada en la Raspberry y que permite generar reportes o informes acorde al nivel de información que se está recibiendo.

Adicional al funcionamiento de la base de datos, la Raspberry también funciona como un elemento de visualización la cual permite mostrar información relevante del usuario, como algunos detalles de la terapia en ejecución, sin embargo, no se logró visualizar correctamente o completamente toda la información esperada por la intermitencia en la comunicación entre el PIC y la Raspberry.

El diseño del prototipo para el funcionamiento mecánico del sistema incluye un análisis de las articulaciones donde se presenta mayor cantidad de rozamiento, evitando que durante los movimientos el prototipo se vea comprometido de alguna forma por el rozamiento y se pueda llegar a dañar, adicional, aparte de haber contemplado el comportamiento de los rozamientos se debió seleccionar con cuidado el material en el cual el prototipo estaría diseño, esto debido a que este material es liviano, si solo el esqueleto del prototipo pesa, al incorporar todos los componentes electrónicos pesaría mucho más, por lo tanto, el material seleccionado es liviano y resistente.

Para entrar un poco más en detalle se comparan los resultados obtenidos con los requerimientos definidos a nivel funcional, de calidad y restrictivos.

### ***Requerimientos Funcionales***

- El sistema contará con una interfaz de usuario que permita hacer la autenticación, identificación de usuario y validación del sistema. **Resultado Prueba:** El prototipo cuenta con un panel táctil incorporado a la Raspberry que permite visualizar el avance de la terapia al igual que una identificación del usuario, sin embargo, el nivel de detalle frente a lo propuesto es menor, por lo tanto el requerimiento se cumple parcialmente, debido a que permite hacer la autenticación, la visualización de información es más limitada a la propuesta.

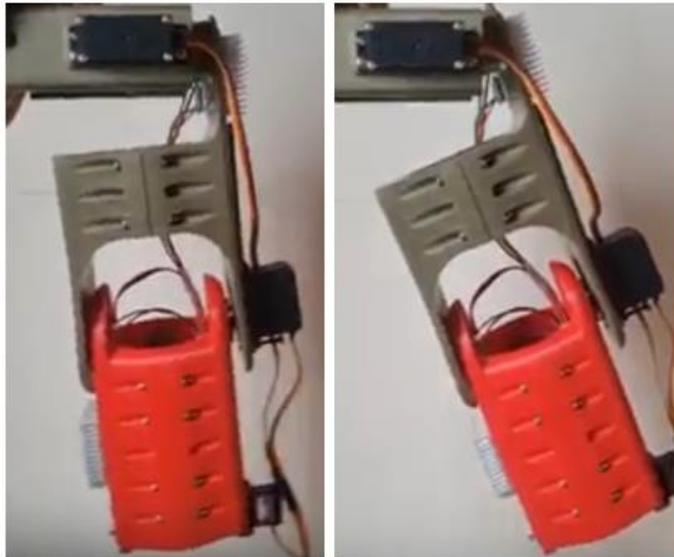


Figura 131 - Menú de Ingreso diseñado en Eclipse

- El sistema contará con un usuario administrador, pruebas y de usuario final. **Resultado Prueba:** Al generar la base de datos y durante la etapa de diseño de la aplicación se crearon usuarios con roles separados que no tuvieran comunicación entre tablas, sin embargo, por fines de las pruebas se limitó a que un usuario fuera capaz de realizar todos los procesos. Por lo tanto, este requerimiento se cumple parcialmente.
- El dispositivo tendrá un sistema de seguridad (parada) manual y automático. **Resultado Prueba:** Físicamente el sistema cuenta un interruptor que permite cortar el flujo de corriente que circula por los actuadores, deteniendo los actuadores pero no apagando el sistema, lo cual es un factor muy importante dentro del requerimiento. Como sistema de parada automático, el subsistema de control está configurado para que cuando los valores obtenidos por los sensores no esté dentro de los rangos de operación este detenga la ejecución de los movimientos, por lo tanto, este requerimiento se cumple.
- El prototipo contará con una verificación interna que permite identificar si el sistema está preparado para iniciar una sesión de terapia. **Resultado Prueba:** El sistema cuenta con una punta lógica que permite revisar el estado de los dispositivos cuando se conectan a su alimentación, esta punta permite validar que en la entrada de cada dispositivo la caída de potencial sea la correcta para la operación del dispositivo, por lo tanto, este requerimiento se cumple.
- Poseerá un sistema de encendido y apagado. **Resultado Prueba:** El sistema cuenta con un interruptor en la fuente de alimentación que si se cambia de estado cerrado a abierto, detendrá el flujo de corriente que circula por el sistema, por lo anterior, este requerimiento se cumple.
- Tendrá una batería auxiliar recargable que permita el funcionamiento del sistema, batería que contará mínimo con una duración de 2 horas. **Resultado Prueba:** Todas las pruebas ejecutadas para el funcionamiento del prototipo se realizaron con una fuente de 12V 5A, esto con motivo de que la batería con la cual se estarán realizando las pruebas se dañó en la etapa de pruebas y esta no se ha podido reemplazar debido

a la emergencia sanitaria provocada por el COVID-19, por lo tanto, este requerimiento no se cumple.

- Contará con un sistema de conexión a la toma de red para recarga de baterías y funcionamiento opcional vía red eléctrica. **Resultado Prueba:** Aunque el sistema no cuenta con un conjunto de baterías separadas de la toma de eléctrica, si cuenta con una fuente que se conecta a los 120V AC de la toma para el funcionamiento del sistema, teniendo una salida de 12V y de 5V usando un regulador de voltaje. Por lo tanto, este requerimiento se cumple parcialmente.
- El sistema contará con una conexión entre la base de datos y el sistema embebido para el control de las terapias a ejecutar. **Resultado Prueba:** Inicialmente se tenía configurado un sistema de comunicación serial que permitiera el envío y recepción de información en ambos canales tanto del PIC como a la Raspberry y viceversa, sin embargo, por la configuración del panel táctil de la Raspberry se cambió por un sistema de comunicación por Bluetooth que aunque después de varias pruebas funciona, se recomienda validar que la conexión entre dispositivos se revise cada 15 minutos para confirmar su conexión o volver a emparejar los dispositivos. Por lo tanto, este requerimiento se cumple parcialmente.
- Deberá poder ejecutar los movimientos y ángulos de rotación del hombro especificados. **Resultado Prueba:** Se limitaron los movimientos de la articulación del hombro de 115° a 165°, donde la posición inicial que toma el sistema es 165°, los restantes grados que comprenden el arco de movimiento del Servo Motor no son considerados debido a que los movimientos de esta articulación son limitados, por lo tanto, este requerimiento se cumple.



*Figura 132 - Rotación Hombro de 115° a 165°*

- Deberá poder ejecutar los movimientos y ángulos de rotación del codo especificados. **Resultado Prueba:** Se limitaron los movimientos de la articulación del codo para cumplir con los movimientos de flexión, la articulación del codo con base al brazo al que se le va a realizar la terapia se acomodan los grados de rotación:



*Figura 133 - Rotación Codo posición Inicial 90°*

- Si el brazo es el derecho, los arcos de rotación del servo motor serán: posición inicial 90° y valor máximo alcanzable 35°.



*Figura 134 - Rotación Codo 35° a 90° (para la prueba tambien se logran los 0° de rotación)*

- Si el brazo es el izquierdo, los arcos de rotación del servo motor serán: posición inicial 90° y el valor máximo alcanzable 145°



*Figura 135 - Rotación Codo 90° a 145°*

Por los valores mencionados, no se consideró realizar movimientos en los límites del servo motor, es decir, grados entre 0° - 35° y 145° - 180° no se y serán considerados como error si durante la ejecución del movimiento el servo motor toma una de estas posiciones. Por lo tanto, este requerimiento se cumple.

- Deberá poder ejecutar los movimientos y ángulos de rotación de la muñeca (carpo) especificados. **Resultado Prueba:** Se limitaron los movimientos de la articulación del carpo para generar un pivoteo en la articulación la cual permite realizar el movimiento, el arco de ángulos para lograr este movimiento van de 85° a 145°, siendo 115° la posición inicial, por lo tanto, este requerimiento se cumple.



*Figura 136 - Rotación Carpo 85° a 145°*

- El sistema permitirá realizar cambios de temperatura inducida al sistema, con variaciones entre 10°C y 20°C. **Resultado Prueba:** El sistema permite realizar cambios de temperatura controlado por los pulsos de activación enviados por el subsistema de control, sin embargo, se logró evidenciar que para tener cambios significativos en la respuesta de temperatura los tiempos en los cuales la celda se encuentra expuesta al flujo debe oscilar entre 3 y 5 minutos para lograr tener un

cambio significativo en la temperatura inducida, a continuación se presentan los resultados de las pruebas realizadas a la inducción de corriente en la Celda y con el valor obtenido por el sensor DHT22.

- Inducción de corriente durante 2 minutos con medición de valores cada 15 segundos, temperatura ambiente para refrigeración 26.2°C y para calefacción 25.4°C.

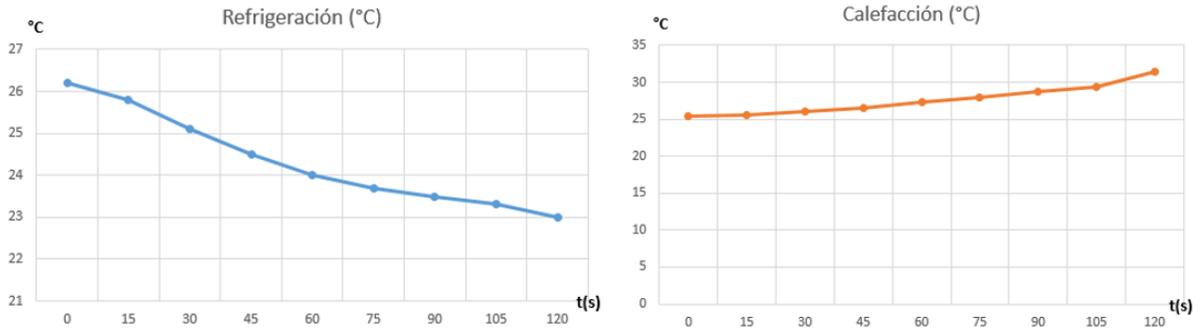


Figura 137 - Respuesta Inducción Corriente en la Celda Peltier durante 2 minutos

- Inducción de corriente durante 3 minutos con medición de valores cada 10 segundos, temperatura ambiente para refrigeración 30°C y para calefacción 28.6°C.

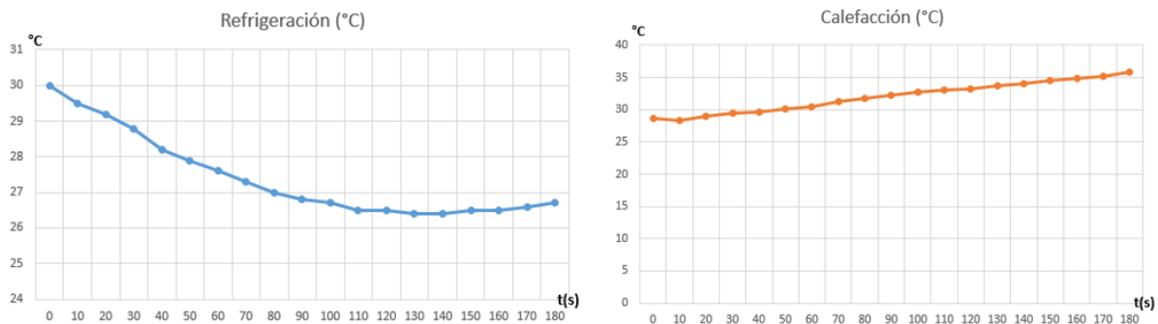


Figura 138 - Respuesta Inducción Corriente en la Celda Peltier durante 3 minutos

- Inducción de corriente durante 4 minutos, con medición de valores cada 10 segundos, temperatura ambiente para refrigeración 23.4°C y para calefacción 22.5°C.

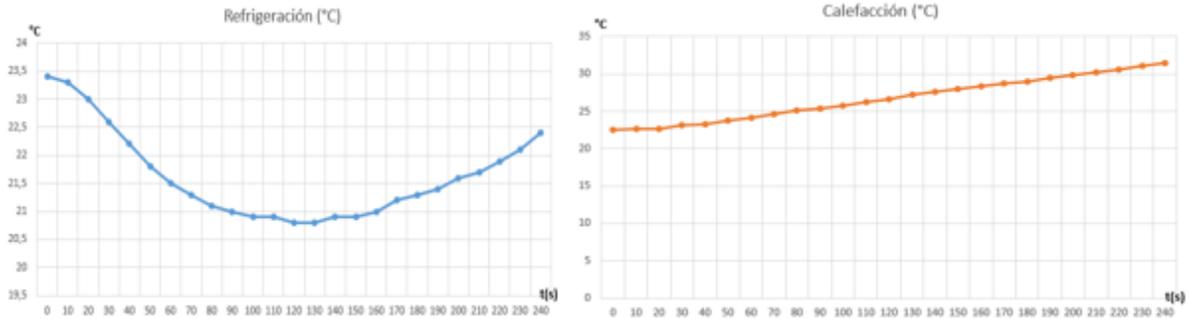


Figura 139 - Respuesta Inducción Corriente en la Celda Peltier durante 4 minutos

Con base a los resultados obtenidos, se logran tener cambios de temperatura a nivel de calefacción de entre 5°C a 6°C durante 4 minutos de inducción de corriente, mientras que para la refrigeración se tuvieron cambios de 3°C a 4°C, durante el mismo tiempo. Por lo anterior, este requerimiento se cumple.

Ver Anexo 23.7 Tablas de resultados medición temperatura.

- El prototipo permitirá obtener la señal de la actividad eléctrica del paciente en la articulación del carpo. **Resultado Prueba:** Una vez se realizó el cambio de tecnología del acondicionador de pequeña señal por el sensor EDA, los datos obtenidos por este sensor permiten medir la actividad eléctrica del paciente en el carpo, de tal forma que se valida la respuesta eléctrica del paciente frente a los ejercicios ejecutados, por lo tanto, este requerimiento se cumplió.

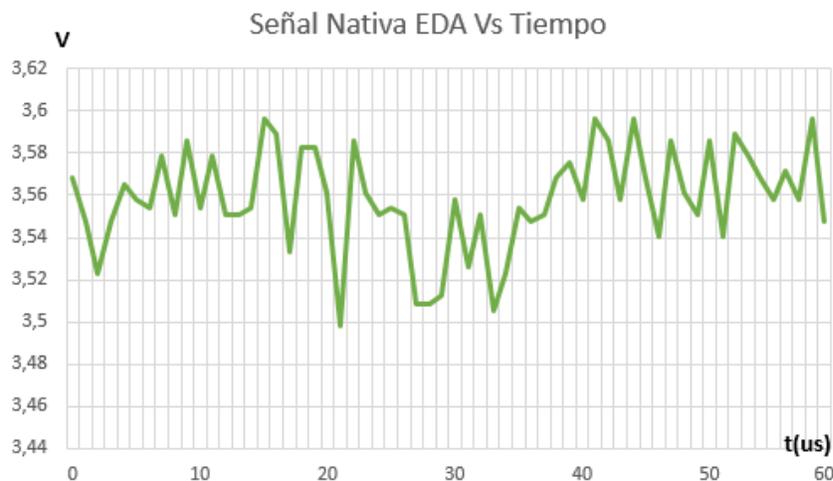


Figura 140 - Respuesta Sensor EDA (V vs t)

- El prototipo permitirá obtener la señal de la actividad muscular del paciente en el antebrazo. **Resultado Prueba:** Una vez se realizó el cambio de tecnología del acondicionador de pequeña señal por el sensor EMG, los datos obtenidos por la respuesta muscular del paciente permiten identificar si durante la ejecución de la

terapia se tienen cambios significativos en el estímulo muscular del paciente para detener o continuar con la terapia, por lo tanto, este requerimiento se cumplió.

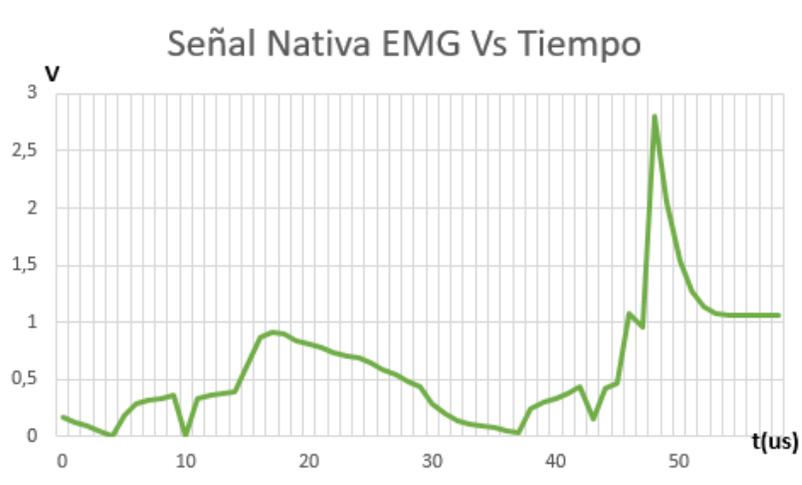


Figura 141 - Respuesta Sensor EMG (V vs t)

- El dispositivo permitirá censar la temperatura del prototipo con cambios entre 10°C y 20°C. **Resultado Prueba:** El prototipo cuenta con celdas Peltier integradas que permiten durante la inducción de corriente cambiar la temperatura interna del prototipo, sin embargo, no se tuvo en cuenta la temperatura promedio ambiente lo cual provoca que para lograr bajar la temperatura a menos de 20°C el tiempo de inducción inicial al que se debe exponer la Celda es mucho mayor, sin embargo, una vez se logre bajar la temperatura lo suficiente, se puede iterar entre las temperaturas de manera esperada, por lo tanto, este requerimiento se cumplió.
- El dispositivo permitirá identificar la posición y velocidad del prototipo. **Resultado Prueba:** El sistema al contar con movimientos limitados y con un solo arco de movimiento de la extremidad no es necesario contar con un seguidor de velocidad o posición del prototipo, por lo tanto, este requerimiento no se cumple.
- El sistema permitirá realizar el almacenamiento de información en una base de datos. **Resultado Prueba:** El sistema permite tener comunicación entre el PIC y la Raspberry por comunicación Bluetooth, él envió de información entre ambos medios está limitado a comunicación de un solo canal, es decir, la Raspberry es la única que recibe información y no puede enviar al PIC, aunque se habilitado la comunicación full dúplex para envío y recepción la recepción por parte del PIC no está funcionando correctamente, por lo tanto, este requerimiento se cumplió parcialmente.
- El dispositivo contará con un sistema de visualización que le permitirá tanto al paciente como al médico identificar el estado de la terapia. **Resultado Prueba:** El prototipo cuenta con una pantalla táctil integrada a la Raspberry, sin embargo, la información de visualización proporcionada por esta pantalla es en menor cuanto inferior a lo que se había propuesto, sin embargo, permite la autenticación y visualización de datos relevantes de la terapia, por lo tanto, este requerimiento se cumple parcialmente.
- El dispositivo debe ser transportable. **Resultado Prueba:** Se logró diseñar un prototipo que permite ejecutar una terapia en cualquiera de las dos extremidades superiores del paciente, sea en el brazo izquierdo o derecho, sin embargo, al no contar

con una batería que supla el requerimiento de alimentación del sistema, este requerimiento se cumple parcialmente.

- Los manuales de programación, registros técnicos y de usuario final deben ser de fácil entendimiento, prácticos y concisos en el uso, instalación y funcionamiento del dispositivo. **Resultado Prueba:** Este requerimiento se cumplió, se generaron los manuales de tal forma que sean de fácil entendimiento para la persona a la que está orientada, por lo tanto este requerimiento se cumple.

### ***Requerimientos De Calidad***

- El sistema debe ser capaz de identificar un usuario y validar si se encuentra creado o no para la ejecución de una terapia. **Resultado Prueba:** A nivel de base de datos se crean los usuarios que van a tener acceso al sistema, si el usuario no se encuentra registrado no le permitirá ingresar y por el contrario si el usuario existe le permitirá ingresar, por lo anterior, este requerimiento se cumplió.
- El sistema de seguridad manual debe estar ubicado en una zona en la que su alcance sea fácil para detener el sistema frente a cualquier situación. **Resultado Prueba:** El interruptor de parada manual física se encuentra ubicado cerca al panel táctil, por lo que al ser ubicado permitirá ser presionado en el momento necesario, por lo anterior, este requerimiento se cumplió.
- El sistema se encargará de generar una alerta siempre y cuando la revisión del sistema no hubiera sido exitosa. **Resultado Prueba:** Una de las funciones principales que tiene la punta lógica, es que si en la zona de prueba el voltaje no corresponde al valor configurado, encenderá un led rojo indicando que la caída de voltaje en ese dispositivo no es el correcto y no se podría empezar la terapia, por lo anterior, este requerimiento se cumplió.
- Al encender el prototipo este se posicionara a su posición inicial (definida por el médico y programada por el ingeniero). **Resultado Prueba:** Cuando los dispositivos se conectan a la fuente de alimentación, los dispositivos se moverán al estado inicial configurado, por lo anterior este requerimiento se cumplió.
- El sistema de baterías del dispositivo debe generar una alerta cuando su batería este llegando a su final y de estar en ejecutando una terapia, detendrá la terapia y estará detenida durante 5 minutos. **Resultado Prueba:** El sistema no cuenta temporalmente con una fuente de batería portable, por el contrario cuenta con una fuente de alimentación conectada a los 120V AC de la toma corriente que alimenta el circuito, por lo anterior, este requerimiento no se cumple.
- La intensidad, tiempo e iteraciones del dispositivo serán controlados por el conjunto de instrucciones (batería de terapias) programadas. **Resultado Prueba:** Los únicos ejercicios que el sistema está preparado para ejecutar son los programados en el sistema de control, por lo tanto, el sistema no permite realizar ningún movimiento adicional, por lo anterior, este requerimiento se cumplió.
- El sistema podrá mantener la temperatura inducida en intervalos de duración no superiores a 1 minuto. **Resultado Prueba:** Luego de haber identificado que para lograr un cambio significativo en la temperatura inducida por la Celda Peltier, era necesario realizar intervalos de temperatura superior al minuto, donde se lograba controlar la temperatura entre 3 y 5 minutos luego de la inducción de corriente, por lo anterior, este requerimiento no se cumplió.

- El cambio de temperatura será por iteraciones. **Resultado Prueba:** Aunque los intervalos de inducción son mayores al minuto, se mantiene las iteraciones de inducción de corriente por pines específicos para lograr refrigerar o calentar la celda Peltier, por lo tanto, este requerimiento se cumplió.
- El rango de error durante los movimientos e inducción de temperatura será inferior al 5%. **Resultado Prueba:** Durante la programación de los movimientos de los Servo Motores, el movimiento de estos depende del ciclo útil programado al configurar el PWM, por lo tanto, los ángulos de movimiento del motor están limitado al ciclo útil. Mientras que durante la configuración de cambios en la inducción de corriente para los cambios de temperatura, al cambiar los rangos de tiempo se aumentó el rango de error del 5% a un error entre el 15 y 20% para control de la temperatura, por lo anterior, este requerimiento se cumplió parcialmente.
- Contará con indicadores luminosos para alerta y mostrar el estado del prototipo. **Resultado Prueba:** El prototipo cuenta con indicadores luminosos en toda su estructura que permiten identificar el estado de cada dispositivo, por lo anterior, este requerimiento se cumplió.
- La generación de reportes no debe ser inferior al 15% de reportes semanales generado. **Resultado Prueba:** Al contar con la comunicación entre el PIC y el Raspberry, al recibir la información en la Raspberry esta se almacena en una tabla de la base de datos lo que permitirá que desde la aplicación o directamente desde la base de datos generar un reporte con base a la información que se necesite revisar, por lo anterior este requerimiento se cumple.
- Contará con un sistema de Back-up para el almacenamiento de los reportes. **Resultado Prueba:** En la Raspberry, la base de datos permite guardar la información en tablas que luego permite ser filtrada y mostrarse en reportes o informes, por lo anterior, este requerimiento se cumplió.
- El sistema tendrá segmentación en los registros guardados, información del paciente será de revisada exclusivamente por el médico e información del prototipo será revisada exclusivamente por el ingeniero. **Resultado Prueba:** Como la base de datos permite el almacenamiento de información, cuando se generan los reportes o los informes correspondientes estos se pueden segmentar con base al perfil, por lo anterior, no todos pueden revisar la misma información, este requerimiento se cumplió.
- La revisión de los registros no se podrá realizar localmente, se deberá realizar la conexión a la base de datos para poder exportar la información. **Resultado Prueba:** El prototipo al contar con una pantalla táctil de 3.5" dificulta la revisión de información independiente del tipo de datos a revisar, por lo anterior, la vista de reportes y formularios solo será accesible vía web, dicho lo anterior este requerimiento se cumplió.
- El dispositivo contará con una pantalla que permitirá visualizar información relevante de la terapia. **Resultado Prueba:** El prototipo cuenta con una pantalla táctil de 3.5" para la visualización de información e identificación, por lo anterior, este requerimiento se cumplió.
- Durante la visualización se mantendrá activa la opción de parada de emergencia. **Resultado Prueba:** En la pantalla se mantendrá información relevante de la ejecución de la terapia, sin embargo, la parada automática, se realizara directamente por control del sistema, no como una parada digital que al presionar la pantalla se

detiene el sistema, adicional se tiene la parada de emergencia física, por lo anterior, este requerimiento no se cumplió.

- El dispositivo contara con una apariencia en la cual se vea como un brazo humano. **Resultado Prueba:** Durante el diseño del prototipo el resultado final fue el diseño de una articulación que cuando este estuviera completamente ensamblado luciera como un brazo que se sobrepone al mismo brazo del usuario, por lo anterior, este requerimiento se cumplió.
- El dispositivo será modular, es decir, que permita desarmarse para comodidad del paciente. **Resultado Prueba:** Aunque el diseño del prototipo es modular, es decir, se permite desarmar y armar, el armado no es tan accesible como se había planificado, el uso de tornillos implico que aunque queda fijo y seguro el recurso para desmontar y montar a gusto no es limitado, por lo anterior, este requerimiento se cumplió parcialmente.

### ***Requerimientos De Restricción***

- El sistema no podrá empezar una terapia si en la verificación del usuario este no está creado y no tiene asociado un conjunto de terapias. **Resultado Prueba:** El sistema tiene en su programación la configuración para que el sistema solo se inicie cuando un usuario haya ingresado y tiene la capacidad de seleccionar una terapia el sistema se iniciara, de lo contrario, el sistema no tiene ninguna forma para empezar una terapia, por lo tanto, este requerimiento se cumplió.
- Si el sistema tuvo una parada de emergencia, este no podrá volverse a iniciar sino hasta 2 horas después de la primera parada de emergencia. **Resultado Prueba:** Después de generarse una parada de emergencia y que los actuadores se detuvieran, el sistema puede activar nuevamente el circuito y permitiendo que los actuadores se inicien, esta activación y desactivación no tiene configurada un temporizador para que tome las 2 horas como brecha de espera para iniciar nuevamente, por lo tanto, este requerimiento no se cumplió.
- El sistema no puede ni debe realizar ningún movimiento o acción hasta que el sistema complete la verificación del sistema. **Resultado Prueba:** Cuando todo el sistema se activa, incluyendo los actuadores, desde el sistema de control envía una instrucción a todos los dispositivos que componen el prototipo de tal forma que todos estos dispositivos se posicionaran en una posición base configurada en la programación, luego cambiara su posición solo siempre y cuando se haya autenticado un usuario y cuente con una terapia asignada, por lo tanto, este requerimiento se cumplió.
- Si el sistema no se conecta a la toma eléctrica cuando las baterías generaron la alerta de descarga, el sistema se apagará. **Resultado Prueba:** Como está configurado el prototipo, este solo funciona cuando se conecta a la toma de corriente, sin embargo, el sistema al no contar con un banco de baterías que soporte el funcionamiento sin conexión directa, se depende de una conexión a la toma eléctrica, pero, se cumple que el sistema permita contar con una conexión alternativa como la conexión a la red eléctrica para su funcionamiento, por lo tanto, este requerimiento se cumplió parcialmente.
- Si se presenta esfuerzo mayor a los parámetros establecidos para el paciente, el prototipo se detendrá automáticamente. **Resultado Prueba:** Al contar con un sensor miografico, permite medir el estímulo muscular del paciente frente a los movimientos

inducidos por el prototipo, a partir de esta medición el subsistema de control puede detener los actuadores, por lo tanto, este requerimiento se cumplió.

- El paciente no debe ni podrá realizar cambios a la programación de las terapias establecidas. **Resultado Prueba:** Se realizó el diseño de la aplicación de tal forma que se contaran con tres perfiles de ingreso y con manejo en la base de datos, sin embargo, para los fines de las pruebas, un perfil es capaz de realizar todas las pruebas necesarias y acceder a todos los recursos de la base de datos, por lo tanto, este requerimiento se cumplió parcialmente.
- Los movimientos estarán limitados a los establecidos en los requerimientos funcionales, por lo tanto, los movimientos de las articulaciones en los siguientes ángulos no estarán considerados. **Resultado Prueba:** Hombro: Los ángulos de rotación del hombro está limitado al movimiento de abducción, los demás movimientos capaces de ejecutar el hombro no fueron considerados durante la etapa de implementación ni de pruebas. Codo: Solo se tienen considerados los movimientos de flexión y extensión con un grado de error del 10%, los movimientos de supinación y pronación no fueron considerados. Carpo: Solo cuenta con movimiento de flexión y extensión donde estos movimientos son provocados por un movimiento tipo pivot en el carpo, los movimientos del pulgar o desviación del carpo, no fueron tenidos en cuenta, por lo tanto, este requerimiento se cumplió.
- La inducción de temperatura solo podrá variar dentro de los parámetros establecidos, cambios a mayor o menor temperatura implicaran detener el sistema. **Resultado Prueba:** Luego de la ejecución de pruebas en el sistema se logró identificar los rangos operativos en los cuales funcionaria la celda acorde a la inducción de corriente proporcionada por el sistema, al identificar que los cambios tomaban mayor tiempo no se consideró el cambio de temperatura como un factor que pueda afectar el funcionamiento del sistema, por lo tanto, este requerimiento no se cumplió.
- No realizará inducción de temperaturas simultáneas. **Resultado Prueba:** Una de las partes fundamentales de la programación se basa en que no se pueden activar en simultáneo la inducción de corriente en la celda especialmente porque esta se dañara, por lo tanto, este requerimiento se cumplió.
- El sistema no permitirá la visualización de los registros a un perfil diferente al del administrador. **Resultado Prueba:** En la base de datos están creados los diferentes tipos de perfil y se tiene en el diseño del modelo entidad relación las uniones entre estos para limitar la información mostrada por perfil, sin embargo, se creó un usuario que tiene acceso a los tres recursos, por lo tanto, este requerimiento se cumplió parcialmente.
- El dispositivo no podrá pesar más de 10Kg. **Resultado Prueba:** Luego de acoplar todos los dispositivos al sistema, este tiene un peso de 9kg, por lo tanto, este requerimiento se cumplió.
- El prototipo no podrá superar los 30 cm de longitud, ni tener una longitud inferior a 10cm. **Resultado Prueba:** Al incorporar todos los dispositivos al prototipo se tiene una medida de 31cm, por lo tanto, el requerimiento se cumplió parcialmente.
- El sistema no contará con cableado superficial, todo el cableado deberá estar integrado dentro del diseño interior del sistema o que su cableado superficial sea mínimo. **Resultado Prueba:** El sistema al estar todo ensamblado en Protoboard, provoco que se tuviera exceso de cable y que los cables provenientes de dispositivos como servomotores o la celda se vieran en mayor medida a que si estos se pasaran

por la canaleta diseñada para ocultar los cables, por lo tanto, este requerimiento no se cumplió.

- Durante la visualización no se podrán hacer cambios de tiempo, temperatura o iteraciones. **Resultado Prueba:** La capacidad de visualización que tiene el sistema se encuentra limitada, por lo tanto, aspectos que impliquen detener el sistema o tratar de realizar cambios de temperatura o de movimiento no fueron considerados, por lo tanto, este requerimiento se cumplió.

## 20 DISCUSIÓN

Durante las etapas de diseño, implementación y resultados se logró ejecutar y probar los requerimientos establecidos, sin embargo, durante todo el proceso de implementación y pruebas existieron procesos que debieron ser actualizados y modificados o simplemente cambiados con base al resultado esperado.

La implementación de fuentes separadas permitió ajustar el sistema de forma que los componentes estuvieran conectados a una fuente de alimentación que evitara el daño de componentes por picos de corriente. Por lo tanto, esta división de fuentes está compuesta por una fuente principal de 12V 5A, un regulador que disminuye el voltaje a 5V y finalmente una batería Lipo de 3.6V.

Durante la etapa de implementación del servo motor y de realizar las pruebas de los movimientos, en pruebas sin carga, el servo motor responde sin problemas y si se logran los ángulos deseados desde la programación, sin embargo, al conectar los servos motores con el prototipo, es decir, agregando carga, la respuesta del servo motor varía. Especialmente porque se debe calcular el punto de origen del Servo Motor, cada articulación tiene un punto de origen diferente porque la ubicación del servo motor en el prototipo varía con relación a la articulación que se está conectando.

Por lo anterior, no es posible considerar que todos los servo motores empiecen en 0°, 90° o 180°, la posición del servo motor en el prototipo implica que antes de realizar pruebas de movimiento, se debe ubicar el punto de origen, sin este, al ejecutar una prueba de rotación de 0° a 90° puede pasar que en el hombro el arco sea muy grande y no se logre el movimiento o tal vez que durante la rotación las partes del hombro y brazo se encuentren dañando la integridad del dispositivo.

También se debe considerar el funcionamiento como si el prototipo estuviera siendo usado por una persona, por ejemplo, si se va a realizar el movimiento del carpo y se ejecuta una instrucción de menos de 85° esto puede hacer chocar la mano del paciente con el prototipo incluso quebrarla o romper el dispositivo, razón por la cual, antes de realizar una prueba de movimiento fue necesario identificar los puntos de origen, valores máximos y mínimos alcanzables de cada motor; estos puntos de origen pueden variar por el tipo de servo motor usado o por como este se incorpora al prototipo.

Esta verificación nació porque inicialmente se omitieron estas pruebas y cuando se realizó el movimiento de una articulación, se usó el mismo arco de movimientos para las tres articulaciones y como se mencionó, no todos tienen el mismo arco de rotación, lo que

finalmente provocó que se dañaran dos servos, uno en el hombro y otro en el codo, y se viera comprometida la integridad del prototipo.

Durante las pruebas de las Celda Peltier, se identificó que si no se cuenta con un buen sistema de refrigeración para el disipador de la Celda, si la Celda pasa mucho tiempo tratando de refrigerar o calentar el interior del prototipo el disipador se calienta, lo cual calienta la Celda y el valor medido cambia significativamente, es por esto, que en las gráficas de resultados, durante las pruebas de 3 y 4 minutos, en la gráfica de refrigeración se alcanza a ver una curva ascendente y es precisamente porque está sucediendo que el disipador se calentó y la Celda deja de enfriar y se calienta.

Para la gráfica de calefacción pasa exactamente lo mismo, sin embargo, no se alcanza a visualizar en esta porque como lo que se está buscando es calentar el prototipo, mientras que la Celda calienta y el disipador está caliente, lo que se logra identificar son aumentos de temperatura más significativos, durante una de las pruebas, se alcanzó una temperatura de 40° y fue por este comportamiento de la Celda y el disipador.

En la selección de un dispositivo de control se consideraron componentes como Raspberry PI, Arduino y PIC, la Raspberry PI se descartó como componente de control debido a que se encuentra limitada por su cantidad de librerías y compatibilidad con componentes electrónicos que no permitía realizar el control por PWM de un servo motor; el Arduino se descartó por el simple hecho de que si se consigue la librería correcta, el Arduino cuenta con una programación bastante intuitiva y en mi concepción el nivel de ingeniería que implicaría el desarrollo del programa sería mucho menor, pues se resume a conseguir los módulos correctos, librerías correctas y en términos generales el sistema funcionaría.

Por último, se escoge el PIC como componente de control para el sistema y aunque el PIC seleccionado (16F877a) cumple con los requerimientos, para el subsistema de control se pudo haber seleccionado un mejor PIC que permita mejorar los tiempos de respuesta del sistema, el nivel de procesamiento y que incluyese mayor cantidad de puertos CCP y que de contar con un PIC más robusto la cantidad de alternativas e integración de tecnologías hubiera abierto las puertas para mejorar el diseño y la programación del prototipo, adicional, la selección de este PIC limita un poco el funcionamiento del sistema, dado que el consumo de RAM y ROM aumenta el tiempo de respuesta del sistema tendiendo a generar fallas durante la ejecución.

Un aspecto importante que permitió y ayudó a que se lograra completar un prototipo funcional, fue el cambio de la tecnología de los sensores fisiológicos, el escenario que se tenía con el acondicionador de señal no fue el esperado, cuando se seleccionó como elemento principal, considerar la ganancia, calibración y diseño para señales de valores de mV implicó un gran consumo de tiempo y las respuestas obtenidas no eran 100% confiables, adicionalmente aunque se logró implementar el acondicionador de señal, el espacio que ocupaba en el prototipo era mayor que el espacio que implica la conexión de los sensores EDA y EMG seleccionados.

Con el cambio de tecnología del acondicionador de pequeña señal por los sensores EDA y EMG, se logran cumplir los requerimientos establecidos, ambos sensores permiten obtener señales fisiológicas con salidas análogas que pueden ser obtenidas por el PIC o por

un Arduino y vistas en un monitor serial y procesadas por programación para que el PIC pueda realizar los cambios correspondientes con base a la información obtenida, por lo tanto, el cambio de tecnología frente a los sensores fisiológicos correspondió a una gran ayuda para lograr cumplir con los requerimientos del subsistema de sensores y con los requerimientos del sistema.

Como parte del diseño industrial, es importante resaltar que se debió realizar el cambio de diseño tres veces, esto debido a que durante la primer etapa de pruebas el sistema presentaba fallos frente al acondicionamiento y movimientos que el sistema debería realizar, adicional porque en su etapa inicial, el diseño fue realizado en madera y alcanzo un peso de más de 20Kg, sin embargo, funciono como una etapa temprana para la identificación de problemas tanto del consumo de energía de los motores, como para la identificación de los problemas que se tienen al realizar movimientos en sincronía.

En la segunda etapa de diseño, se logró realizar impresión del dispositivo y realizar algunas pruebas de movimiento, sin embargo, este diseño a diferencia del anterior, pesaba mucho menos pues era un sistema desarmable que permitía ensamblar el prototipo como si fuera un lego y sus partes se unían bajo presión, una vez armado el prototipo y se probó con una carga, el sistema fallo y se quebró debido a que en las simulaciones del prototipo no se consideró el movimiento con un peso interno.

Para la etapa final e implementación del sistema, se mejoraron las simulaciones realizadas para la verificación de las etapas de movimiento de cada articulación antes de integrarse con todo el sistema, esta pruebas de movimiento permitían delimitar el alcance y rango de movimiento de cada articulación y adicional permitía garantizar que se cumplieran los ángulos de movimientos establecidos en los requerimientos. Por último para el diseño, se utilizó un material más resistente y liviano, similar al nylon, que garantizaba que durante varias pruebas de movimiento, los rozamientos no se desgasten tan rápido.

Teniendo en cuenta que el desarrollo de este proyecto es la realización de un prototipo de exoesqueleto para la ayuda en la rehabilitación de la terapia de pacientes con hemiplejia espástica para en un futuro poder ser utilizado como base para una terapia más intensa en un paciente, este prototipo cuenta con parámetros suficientes para poder ser el punto de partida para una versión alfa de pruebas en alguna fundación y que permitan así continuar mejorar el prototipo, mejores pruebas y más información que se puede obtener del tipo de terapias que el médico pueda asignar y a su vez, ampliar el rango de movimiento que el prototipo puede tener, actualmente se limitan a una cantidad reducida de movimiento cortos. Estas pruebas y aplicación servirán para identificar los cambios a nivel de hardware, software electrónico y mecánico del sistema, pero también permitirá identificar todo el tipo de cambios físicos (visuales) que se deban cambiar para mejorar el peso del sistema y la confiabilidad que le genere al paciente antes de utilizarlo.

El desarrollo de este proyecto permite ampliar el rango de trabajo y de proyectos transversales frente a cursos electrónicos y multidisciplinarios con otras áreas de conocimiento que no necesariamente estén ligadas a la ingeniería; no solo limitar el estudio de la biomedicina a proyectos de mantenimiento de equipos médicos, sino, proponer nuevos horizontes de lo que la electrónica aplicada medicamente puede llegar a lograr, es importante recalcar que este no es un proyecto correctivo frente a un fin médico, es una ayuda potencial

que puede utilizar un médico para que un paciente mejore su calidad de vida, pero es allí, en esa ayuda donde este proyecto es fundamental y permite expandir nuestra imaginación y lograr encontrar nuevos proyectos o vincular nuestros conocimientos con profesionales de otras áreas para que nuestros proyectos aunque cuenten con un gran componente electrónico, también sean proyectos interdisciplinarios a todas las áreas de conocimiento.

Debido al extenso campo que podría haber abarcado el proyecto, se decidió limitar para solo generar una ayuda en la rehabilitación mediante terapias física muscular sin tener que incluir una estimulación eléctrica por impulsos eléctricos durante la ejecución de la terapia.

Una de las ventajas de este prototipo es que se podrá estudiar el impacto que tiene la estimulación muscular junto con inducción térmica a las zonas donde se realiza la terapia antes de que las mismas zonas se vean más afectadas por el daño motriz que provoca la enfermedad hemiplejia espástica o alguna enfermedad que cause deterioro motriz. Es por esta razón que se realiza el estudio sobre pacientes menores de tres años, antes de esta edad el paciente aún está en la capacidad de recuperar parte de las neuronas perdidas por algún tipo de trauma (plasticidad neuronal).

Este proyecto lo considero interdisciplinario frente a varias áreas de conocimiento médico y de ingeniería, debido a que durante su desarrollo, no solo se contó con ayuda de ingenieros para el desarrollo de la parte electrónica o mecánica, se contó con ayuda de personal médico capacitado frente a los trastornos médicos de lo que le significa a un paciente tener algún tipo de parálisis cerebral, así como la ayuda de los ingenieros fue indispensable, la ayuda de los médicos, fisioterapeutas y profesionales de seguridad y salud en el trabajo, fueron indispensables para entender el alcance que el proyecto puede llegar a tener y como si se le provee una solución o una ayuda más efectiva a este tipo de pacientes puede llegar a lograr una mejoría no solo en la calidad de vida del paciente, si no permitirle a futuro, lograr ser una persona que se integre a una sociedad activamente.

## **21 CONCLUSIONES**

Se logra diseñar e implementar un prototipo de exoesqueleto que permite generar la ayuda en una terapia física a un paciente menor de 3 años, logrando cumplir con los requerimientos propuestos, exceptuando algunos requerimientos que durante la etapa de implementación no fueron necesarios considerar para lograr una ejecución del sistema y otros que por condiciones externas no fueron posibles de cumplir pero que internamente se consideraron para el desarrollo del sistema, especialmente el funcionamiento e incorporación de una batería, esta aunque fue considerada para los cálculos y funcionamiento de los subsistemas que comprenden el sistema como un todo, al final no se incluyó la batería y se realizaron las pruebas e implementación con una fuente.

Durante la etapa de simulación y pruebas, se diseñó un sistema que incorpora partes electrónicas y mecánicas, estas partes mecánicas involucran todo lo relacionado a movimientos del prototipo, donde se consideran aspectos tales como rozamiento y resistencia del material para poder lograr cumplir con los movimientos.

Electrónicamente, el prototipo se diseñó para que incorporara diferentes tipos de terapia, cuenta con movimientos generados por servo motores, inducción de temperaturas generada por una Celda Peltier y obtención de señales fisiológicas y de ambiente con sensores especializados para cada propósito, para las señales fisiológicas se cuenta con un sensor EDA (obtención de señales endodérmicas), un sensor EMG (obtención de señales miográficas) y un sensor de temperatura para medir los cambios inducidos por la Celda Peltier.

Adicional para poder realizar el control de todos los componentes electrónicos con los que cuenta el sistema, se cuenta con un PIC quien permite que se incorporen los tipos de terapia en actividades programadas a los componentes, es decir, se integran los componentes electrónicos para que físicamente con el prototipo se pueda ejecutar una terapia que sirva como ayuda para la ejecución de una terapia.

Se realizó la documentación de todos los procesos, tecnologías, recursos y metodologías utilizadas para la programación y diseño del sistema, partiendo de los requerimientos que debían cumplir los componentes para realizar la terapia, pasando por el detalle en la selección de los componentes y terminando en las pruebas que confirman que el componente seleccionado cumple con las características necesarias para poder ser integrado al sistema.

Se implementa y ejecutan las pruebas a la integración de todos los subsistemas como un sistema único que permite la ejecución de una terapia física, donde se cuentan con movimientos controlados por el ciclo útil del PWM, cambios de temperatura inducidos por activación de pulsos a la Celda Peltier y por toda la etapa de obtención de información generada por los sensores y procesada por el PIC para que se cuente con una etapa de Control que permita ejecutar y ajustar el sistema para el cumplimiento de permitirle al prototipo ser una ayuda en el proceso y ejecución de una terapia.

Aunque para lograr contar con un dispositivo aprobado para realizar pruebas en pacientes, se realiza y diseña un prototipo que puede contar con puntos de partida importantes para lograr un prototipo que pueda pasar por todas las etapas de verificación, validación y pruebas que permita ajustar este prototipo a un mecanismo empleable en la ejecución de la terapia de pacientes en centro médicos y que a futuro pueda lograr ser un dispositivo que se pueda llevar a los hogares de pacientes para que les pueda ayudar en el proceso de rehabilitación.

## 22 REFERENCIAS

- [1] National Institute of neurological disorders and stroke, «National Institute of neurological disorders and stroke,» [En línea]. Available: <https://www.ninds.nih.gov/Disorders/Patient-Caregiver-Education/Hope-Through-Research/Cerebral-Palsy-Hope-Through-Research>.
- [2] A. Minagar, «Medline Plus,» [En línea]. Available: <https://medlineplus.gov/spanish/ency/article/003297.htm>.

- [3] U. Sabana, Efectos de la terapia física intensiva sobre la función motora de un niño con hemiparesia espástica, 2016.
- [4] C. Arneson, M. Durkin, R. Benedict, R. Kirby, M. Yeargin-allsoy y B. K. Van Naarden, Prevalence of Cerebral Palsy: Autism and Developmental Disabilities Monitoring Network, United States: Three Sites, 2004.
- [5] T. Bhasin, S. Brocksen y B. K. Van Naarden, Prevalence of four developmental disabilities among children aged 8 years – Metropolitan Atlanta Developmental Disabilities Surveillance Program, Atlanta USA: Surveillance Summaries, 1996 - 2000.
- [6] N. Paneth, T. Hong y S. Korzeniewski, «The descriptive epidemiology of cerebral palsy. Clinics in Perinatology,» 2006.
- [7] E. Cerebral Palsy, «Prevalence and characteristics of children with cerebral palsy in Europe. Developmental Medicine and Child Neurology,» 2002.
- [8] S. Winter, A. Autry, C. Boyle y M. Yeargin-Allsoy, «Trends in the prevalence of cerebral palsy in a population-based study. Pediatrics,» 2002.
- [9] S. L. Boulet, C. A. Boyle y L. A. Shieve, «Health care use and health and functional impact of development disabilities among US children,» 2009.
- [10] A. Pakula, B. K. Van Naarden y M. Yeargin-Allsoy, Cerebral palsy: classification and epidemiology, in Cerebral Palsy, Philadelphia: Saunders Company, 2009.
- [11] Unidad de Patología de la Mano y Extremidad Superior, «ICATME,» [En línea]. Available: <https://icatme.com/home.php?secc=4&idUnit=8&part=1>.
- [12] K. B y M. A, «CogniFit,» Revista de Trastornos de la Comunicación, 2010. [En línea]. Available: <https://www.cognifit.com/es/plasticidad-cerebral>.
- [13] Organización mundial de la salud, «CIF, Clasificación internacional del funcionamiento, de la discapacidad y de la salud, versión abreviada,» 2001.
- [14] Internationale Vojtá Gessellschafht, «Internationale Vojtá Gessellschafht e.V.,» [En línea]. Available: <https://www.vojta.com/es/principio-vojtá/terapia-vojtá>.
- [15] C. Arce, «Protesis de miembros Superiores,» [En línea]. Available: <http://www.arcesw.com/pms1.htm>.
- [16] R. Koscielny y I. Koscielny, «TheraSuit method,» [En línea]. Available: <http://www.suittherapy.com/spanish.htm>.

- [17] Harvard Biodesing Lab, «Harvard Biodesing Lab Soft Robotics,» [En línea]. Available: <https://biodesign.seas.harvard.edu/soft-robotics>.
- [18] Harvard Biodesing Lab, «Harvard Biodesign Lab Soft Exosuits,» [En línea]. Available: <https://biodesign.seas.harvard.edu/soft-exosuits>.
- [19] Empatica, «Empatica embrace 2,» [En línea]. Available: <https://www.empatica.com/en-eu/embrace2/>.
- [20] Biosignals, Plux - Wireless, «Electrodermal Activity (EDA) Sensor Data Sheet,» [En línea]. Available: [http://bitalino.com/datasheets/REVOLUTION\\_EDA\\_Sensor\\_Datasheet.pdf](http://bitalino.com/datasheets/REVOLUTION_EDA_Sensor_Datasheet.pdf).
- [21] M. Faraday, «EcuRed,» [En línea]. Available: <https://www.ecured.cu/Electrodo>.
- [22] Neurowikia, «Neurowikia portal de contenidos en neurologia Espasticidad,» [En línea]. Available: <http://www.neurowikia.es/content/etiologia-de-la-espasticidad>.
- [23] Dictionary, Cambridge, «Cambridge Dictionary Exoeskeleton,» [En línea]. Available: <https://dictionary.cambridge.org/us/dictionary/english/exoskeleton>.
- [24] Dictionary Open and Collaborative, «Dictionary Open and Collaborative meaning of Hemicuerpo,» [En línea]. Available: <https://www.wordmeaning.org/spanish/hemicuerpo.htm>.
- [25] Neurowikia, «Neurowikia Portal de Contenidos de neurologia Hemiplejia,» [En línea]. Available: <http://www.neurowikia.es/content/hemiplejia>.
- [26] J. Perez Porto y A. Gardey, «Definicion Motricidad,» [En línea]. Available: <https://definicion.de/motricidad/>.
- [27] Wikipedia, «Musculo Flexor Radial del Carpo,» [En línea]. Available: [https://es.wikipedia.org/wiki/M%C3%BAsculo\\_flexor\\_radial\\_del\\_carpo](https://es.wikipedia.org/wiki/M%C3%BAsculo_flexor_radial_del_carpo).
- [28] Cambridge Dictionary, «Cambridge Dictionary Prototype,» [En línea]. Available: <https://dictionary.cambridge.org/us/dictionary/english/prototype>.
- [29] E. M. Rodríguez, «Plasticidad neuronal,» [En línea]. Available: [http://www.sld.cu/galerias/pdf/sitios/rehabilitacion-equino/plasticidad\\_neuronal.pdf](http://www.sld.cu/galerias/pdf/sitios/rehabilitacion-equino/plasticidad_neuronal.pdf).
- [30] S. Muñoz Collado, «Psicoactiva que es la sinapsis neuronal y tipos de sinapsis,» [En línea]. Available: <https://www.psicoactiva.com/blog/la-sinapsis-neuronal-tipos-sinapsis/>.

- [31] Cambridge Dictionary, «Cambridge Dictionary Sensor,» [En línea]. Available: <https://dictionary.cambridge.org/us/dictionary/english/sensor>.
- [32] M. Electronics, «MCI Electronics Raspberry PI Modelo A+,» [En línea]. Available: <https://www.mcielectronics.cl/shop/product/raspberry-pi-modelo-a-11283>.
- [33] I. Cachicatari, «Comparacion entre MySQL y SQL Server,» [En línea]. Available: <http://www.latindevelopers.com/articulo/diferencias-entre-mysql-y-sql-server/>.
- [34] Raspberry, «Raspberry Forums,» [En línea]. Available: <https://www.raspberrypi.org/forums/viewtopic.php?t=250161>.
- [35] Microchip, «Microchip PIC16F87XAData Sheet,» [En línea]. Available: <http://ww1.microchip.com/downloads/en/devicedoc/39582b.pdf>.
- [36] Microchip, «Microchip PIC18F2525/2620/4525/4620Data Sheet,» [En línea]. Available: <http://ww1.microchip.com/downloads/en/DeviceDoc/39626e.pdf>.
- [37] Microchip, «Microchip PIC24FJ64GB004 FamilyData Sheet,» [En línea]. Available: <http://ww1.microchip.com/downloads/en/DeviceDoc/39940d.pdf>.
- [38] Microchip, «Microchip PIC32MX3XX/4XXData Sheet,» [En línea]. Available: <http://ww1.microchip.com/downloads/en/DeviceDoc/61143H.pdf>.
- [39] Arduino, «Arduino Uno Rev3,» [En línea]. Available: <https://store.arduino.cc/usa/arduino-uno-rev3>.
- [40] Arduino, «Arduino Leonardo,» [En línea]. Available: [https://www.arduino.cc/en/Main/Arduino\\_BoardLeonardo](https://www.arduino.cc/en/Main/Arduino_BoardLeonardo).
- [41] Arduino, «Arduino Mkr Wifi1010,» [En línea]. Available: <https://store.arduino.cc/usa/mkr-wifi-1010>.
- [42] BricoGeek, «BricoGeek Motor paso a paso 9 Kg/cm, Nema 23,» [En línea]. Available: <https://tienda.bricogeek.com/motores-paso-a-paso/422-motor-paso-a-paso-9-kg-cm.html>.
- [43] C. Electronica, «Coldfire Electronica Motores, Servomotores Servomotor PowerPro MG995 15Kg/cm,» [En línea]. Available: <https://coldfire-electronica.com/esp/item/26/6/servomotor-towerpro-mg995-15kg-cm>.
- [44] Wikipedia, «Efecto Joule,» [En línea]. Available: [https://es.wikipedia.org/wiki/Efecto\\_Joule](https://es.wikipedia.org/wiki/Efecto_Joule).

- [45] Nergiza, «Nergiza Calefacción eléctrica por efecto Joule: el calor más simple,» [En línea]. Available: <https://nergiza.com/calefaccion-electrica-por-efecto-joule-el-calor-mas-simple/>.
- [46] Plux Wireless Biosignals, «Plux Wireless Biosignals Electrodermal Activity (EDA) Sensor Data Sheet,» [En línea]. Available: [http://bitalino.com/datasheets/REVOLUTION\\_EDA\\_Sensor\\_Datasheet.pdf](http://bitalino.com/datasheets/REVOLUTION_EDA_Sensor_Datasheet.pdf).
- [47] Sparkgun, «Sparkgun MyoWare Muscle Sensor Kit,» [En línea]. Available: [https://media.digikey.com/pdf/Data%20Sheets/Sparkfun%20PDFs/MyoWare\\_Muscle\\_Sensor\\_Kit\\_Guide.pdf](https://media.digikey.com/pdf/Data%20Sheets/Sparkfun%20PDFs/MyoWare_Muscle_Sensor_Kit_Guide.pdf).
- [48] G. B. Electronics, «Geek Bot Electronics Temperature and humidity module DHT11 Product Manual,» [En línea]. Available: [http://www.geekbotoelectronics.com/wp-content/uploads/2014/09/DHT11\\_geekbot.pdf](http://www.geekbotoelectronics.com/wp-content/uploads/2014/09/DHT11_geekbot.pdf).
- [49] A. Electronics, «Digital-output relative humidity & temperature sensor/module DHT22 (DHT22 also named as AM2302),» [En línea]. Available: <https://www.sparkfun.com/datasheets/Sensors/Temperature/DHT22.pdf>.
- [50] M. Complesso, «Meccanismo Complesso Quale schermo LCD scegliere per il Raspberry Pi (LCD, Touch Screen),» [En línea]. Available: <https://www.meccanismocomplesso.org/quale-schermo-lcd-scegliere-per-il-raspberry-pi-lcd-touch-screen/>.
- [51] Amazon, «Amazon Etoput Raspberry Pi 3.5 inch TFT LCD Touch Screen with 9 Layers Case (for pi 3 b+),» [En línea]. Available: <https://www.amazon.com/Etoput-Raspberry-Touch-Screen-Layers/dp/B07F7D9YBX>.
- [52] Amazon, «Amazon Raspberry Pi Official 7 Inch Touch Screen for Raspberry Pi 4 / pi 3/pi 2 Model B,» [En línea]. Available: <https://www.amazon.com/Official-Touch-Screen-Raspberry-Display/dp/B073S3LQ6Q>.
- [53] Quiminet, «Quiminet el Neopreno, sus características y prestaciones,» [En línea]. Available: <https://www.quiminet.com/articulos/el-neopreno-sus-caracteristicas-y-presentaciones-2642332.htm>.
- [54] Motor y Dominio Fibra de Carbono, «Motor y Dominio Fibra de Carbono,» [En línea]. Available: <http://www.motorydominio.com.mx/investigaciones/usos-y-propiedades-de-la-fibra-de-carbono#.Xq0ZG5mQzDd>.
- [55] Fibra de Carbono, «¿Qué es la fibra de carbono?,» [En línea]. Available: <https://www.fibradecarbono.es/articulos/que-es-fibra-carbono/>.

- [56] Termiser, «Termiser Qué es el Kevlar y cuáles son sus propiedades,» [En línea]. Available: <https://www.termiser.com/kevlar-que-es-propiedades/>.
- [57] Wikipedia, «Kevlar,» [En línea]. Available: <https://es.wikipedia.org/wiki/Kevlar>.
- [58] Area Tecnologia, «Area Tecnologia Fibra de Vidrio,» [En línea]. Available: <https://www.areatecnologia.com/materiales/fibra-de-vidrio.html>.
- [59] El hospital, «Diseño de exoesqueleto contribuye a terapias en pacientes con accidente cerebrovascular,» [En línea]. Available: <http://www.elhospital.com/temas/Diseno-de-exoesqueleto-contribuye-a-terapias-en-pacientes-con-accidente-cerebrovascular+120830>.
- [60] Open Electronics Luca Ruggeri , «Open Electronics How to Build EduExo, the Arduino-Powered Robotic Exoskeleton,» [En línea]. Available: <https://www.open-electronics.org/how-to-build-eduexo-the-arduino-powered-robotic-exoskeleton/>.
- [61] Plux Wireless Biosignals, «Electromyography (EMG)Sensor Data Sheet,» [En línea]. Available: [https://bitalino.com/datasheets/EMG\\_Sensor\\_Datasheet.pdf](https://bitalino.com/datasheets/EMG_Sensor_Datasheet.pdf).

## 23 ANEXOS

### 23.1 Aplicación Raspberry PI Vista diseño

La Raspberry contara con un GUI para facilitarle al paciente, medico e ingeniero acceder a la información de la terapia, el acceso a la aplicación estará dado por una autenticación de usuario y contraseña. Cada perfil contara con un acceso diferente al sistema.

#### 23.1.1 Vista General



Figura 142 - Vista General App

Al ingresar a la aplicación se tendrá un menú donde se podrá escoger el tipo de ingreso, sea paciente, Médico o Ingeniero, junto con un botón de continuar para acceder al registro.



Figura 143 - Menú de Ingreso

Seleccionado el tipo de registro, procederemos a ingresar nuestro usuario y contraseña, si no nos encontramos registrados en la base de datos, el acceso nos será denegado, por el contrario, si contamos con un usuario registrado, el sistema nos permitirá ingresar.

### 23.1.2 Vista Paciente



Figura 144 - Vista Paciente - Menú

Al ingresar a la vista de paciente, encontraremos tres opciones historial, agenda y perfil; y el botón de salida segura.

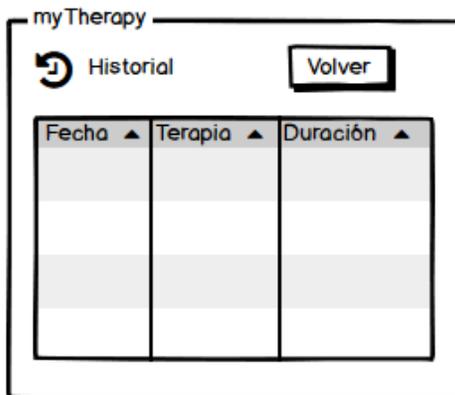


Figura 145 - Vista Paciente - Historial

En historial, vamos a encontrar el registro de todas las terapias que hemos realizado, junto con la fecha, el tipo de terapia y la duración de la misma.



Figura 146 - Vista Paciente - Perfil

Al ingresar en la opción perfil, encontraremos toda la información de nuestro usuario, junto con la opción de editar perfil, guardar y salir.



Figura 147 - Vista paciente - Agenda

Al ingresar en la opción agenda, encontraremos una vista por fecha que nos mostrara si tenemos una terapia asignada para ese día, de lo contrario no nos permitirá empezar la terapia y solo estará habilitado el botón de volver, si tenemos terapia asignada podremos dar clic en Empezar.



Figura 148 - Vista Paciente - Información Terapia

Al empezar la terapia, encontraremos las vistas de temperatura, ejercicio, articulación y duración, que solo serán vistas para informar el estado actual del sistema, adicional, se encuentra el botón de terminar y guarda, y un botón que funciona como para de emergencia.

23.1.3 Vista Médico



Figura 149 - Vista Médico - Menú

Al ingresar a la vista de médico, vamos a encontrar nuevamente tres opciones, entre ellas está agregar paciente, agregar terapia y visitar paciente.

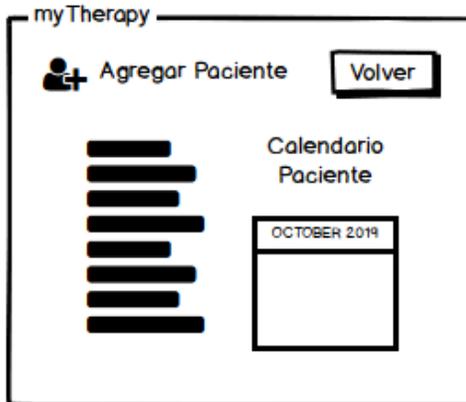


Figura 150 - Vista Médico - Agregar paciente

Al ingresar en la opción de agregar paciente, el médico podrá registrar toda la información relacionada al paciente, igualmente, encontrara un calendario, donde le asignara fechas al paciente para la ejecución de las terapias.

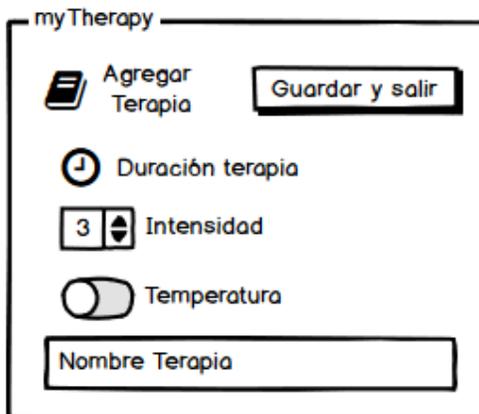


Figura 151 - Vista Médico - Agregar terapia

Al ingresar en la opción de agregar terapia, el médico podrá registrar toda la información relacionada a la terapia, duración, intensidad, si requiere temperatura y el nombre, ingresados los datos podrá guardar el registro y salir.



Figura 152 - Vista Médico - Visitar Paciente

Al ingresar en la opción de visitar paciente, el médico podrá visitar un paciente en específico, buscando por el nombre de usuario asignado, al ubicar el usuario podrá encontrar información rápida del paciente, fecha de ultima terapia, tipo de terapia, duración y si fue completada.

### 23.1.4 Vista Ingeniero



Figura 153 - Vista Ingeniero - Menú

Al ingresar a la vista de Ingeniero, este podrá encontrar dos opciones, estado del sistema y errores del sistema.

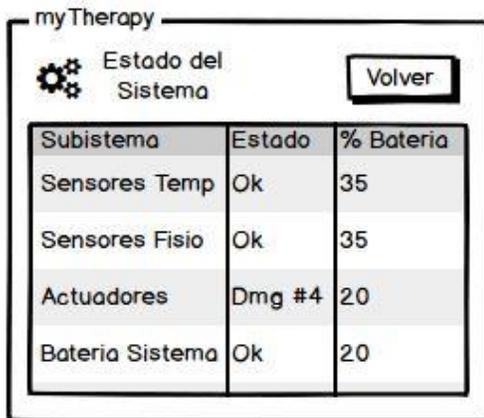
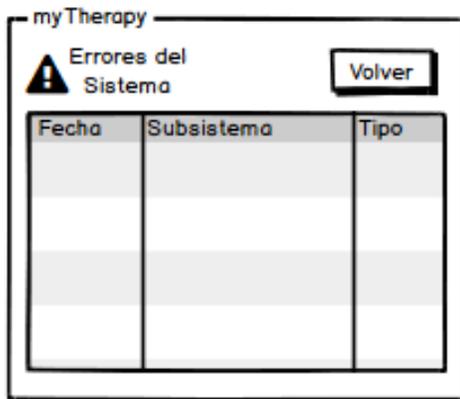


Figura 154 - Vista Ingeniero - Estado del Sistema

Al ingresar a la opción de estado del sistema, el ingeniero podrá encontrar una tabla con algunos elementos que conforman el estado y el porcentaje de la batería que está asociado a ese subsistema.



myTherapy

Errores del Sistema

Fecha	Subsistema	Tipo

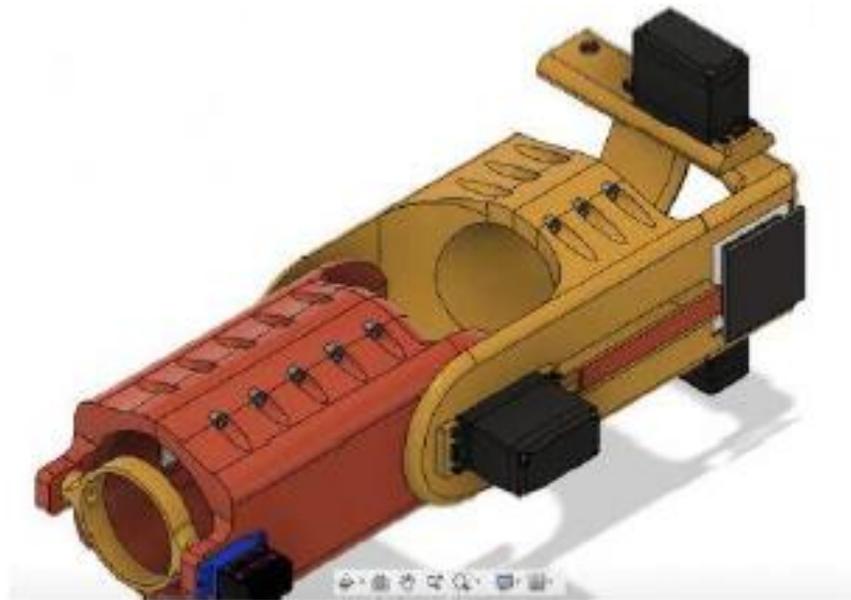
Al ingresar a la opción de errores del sistema, el ingeniero podrá encontrar una tabla, con la fecha del error, el subsistema que presentó el error y el tipo del error.

*Figura 155 - Vista Ingeniero - Errores del Sistema*

*23.2 Manual de uso y mantenimiento*

# MANUAL DE USO Y MANTENIMIENTO

Exoesqueleto como dispositivo de ayuda portable  
para terapia de hemiplejia espástica

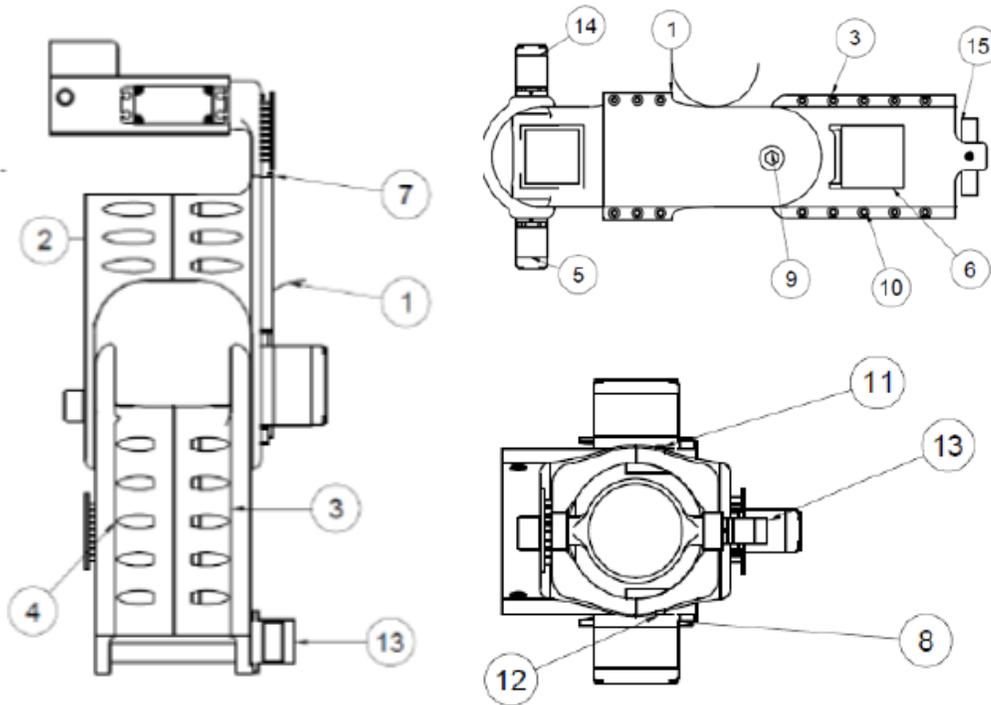


Facultad de Ingeniería

Programa de Ingeniería Electrónica

Universidad el Bosque

### 23.2.1 Partes del Prototipo



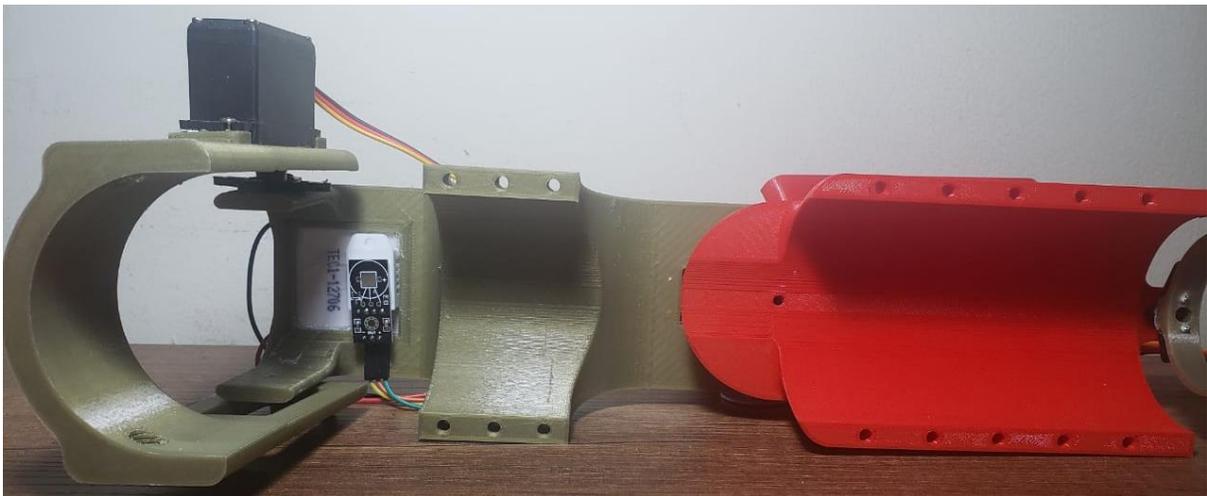
Parts List		
Item	Qty	Part Number
1	1	Codo Hombro 2
2	1	Codo Hombro sin servo
3	1	Codo Muñeca
4	1	Codo Muñeca sin Servo
5	2	MG995-MG996R Servo
6	2	Peltier
7	1	Tapa cables
8	1	Hombro 2
9	1	DIN 912 - d M10 x p 1.5 - l 16 - 10.9
10	8	DIN 912 - d M4 x p 0.7 - l 20 - 10.9
11	5	DIN 912 - d M4 x p 0.7 - l 20 - 10.9
12	3	DIN 912 - d M4 x p 0.7 - l 20 - 10.9
13	1	Tower Pro MG90S Micro servo
14	1	MG995-MG996R Servo v1(Mirror)
15	1	Muñeca

### 23.2.2 Precauciones

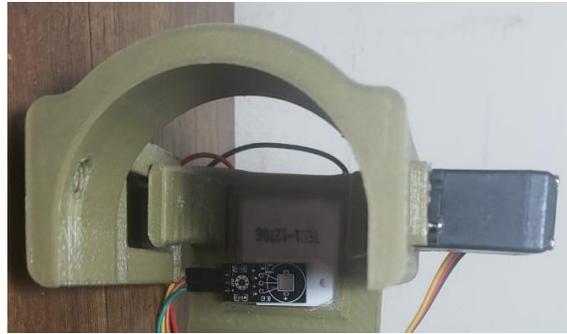
1. Limpiar antes y después de cada sesión cada parte del prototipo con un paño seco.
2. Antes de ensamblar el prototipo verificar que se cuenten con todas las partes y con los tornillos necesarios para asegurar el prototipo.
3. Revisar que los motores y las celdas se encuentren bien ubicadas en el prototipo, de lo contrario comunicarse con el ingeniero para mantenimiento.
4. El prototipo no debería contar con ningún tipo de cable superficial, todo este cableado debe estar oculto, si se evidencia algún tipo de cable no encender el prototipo hasta que se valide si el cable puede tener afectación en el desarrollo de la terapia.

### 23.2.3 Antes de Encender, Ensamblar

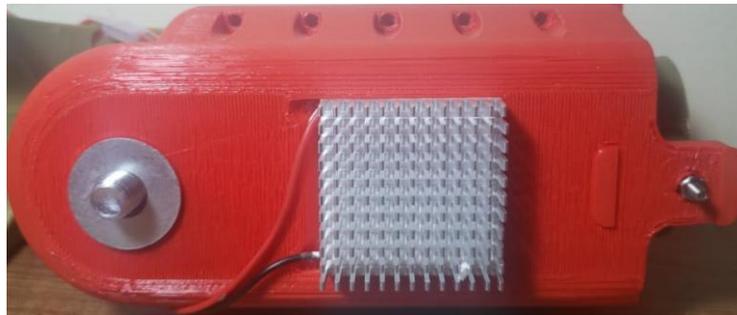
1. Asegurar que el paciente ya está listo para realizar la terapia.
2. Coloque los electrodos en el brazo del paciente, dos en el carpo, dos en el musculo bíceps. (tener presente que la piel del paciente debe estar limpia y sin ningún tipo de líquido conductor en la superficie, de ser así, secar la piel del paciente antes de colocar el electrodo).
3. Revisar todas las partes y lentamente ensamblar el prototipo en la articulación, apoyando el brazo del paciente sobre la parte fija del prototipo.



- a. Se debe comenzar el ensamble por el hombro, luego el antebrazo y finalizando con el brazo.
- b. La parte del hombro es una sección ovalada que se apoya sobre el hombro y cuenta con dos tapones para asegurar la pieza al cuerpo.



- c. Luego de que el brazo se encuentra posicionado sobre el prototipo, coloque la parte del antebrazo y primero asegure el aro del carpo al antebrazo, y la arandela del tornillo del codo.



- d. Luego procesa a colocar los tornillos en cada unión del antebrazo, asegurándose que internamente el brazo del paciente tiene movilidad suficiente.



- e. Asegure que los tornillos estén fijos y puestos tanto en la parte superior como inferior de la unión.
- f. Luego procesa a colocar la unión del brazo asegurando la parte con el tornillo del codo y asegurando con tornillos en las uniones, tal como se rea en el paso d.

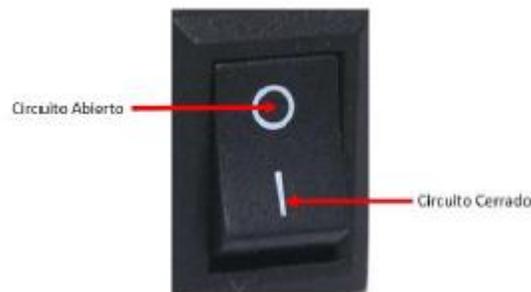


- g. Asegure nuevamente que tanto los tornillos la parte superior como inferior quedaron bien asegurados.
- h. Finalmente, ya tiene el prototipo completamente ensamblado y puesto sobre el brazo del paciente, de tal forma que ya puede empezar su terapia!



#### 23.2.4 Operación y puesta en marcha

1. Presionar el interruptor de activación del sistema, cambiando de estado I/O, donde I representa la activación y O la des-energización para apagar.



2. Luego de la activación todos los indicadores luminosos del prototipo se deben encender al igual que la pantalla de táctil del sistema.
3. Al encender la pantalla táctil cargara una línea de comandos (No alarmarse es el protocolo de arranque del sistema).
4. Al activar el prototipo, todos los motores se volverán rígidos y no permitirá que se pueda mover en ninguna dirección (Comportamiento característico del motor, si al activarse el sistema los motores quedan movibles, por favor apague el sistema y contacte a su ingeniero encargado, el motor está fallando).

5. Una vez la pantalla cargara completamente, encontrara un icono en la pantalla llamado myTherapy, por favor dar doble clic a este programa, se encargara de validar la conexión a internet (si no está conectado, le preguntara a que red conectarse).
6. Conectado a internet, la aplicación le solicitara usuario y contraseña para que ingrese los datos suministrados por el médico. (Estos datos los puede colocar manualmente mediante la pantalla táctil)



7. Una vez registrado, cargara el menú de la aplicación donde podrá encontrar la agenda y poder empezar la terapia.



8. Seleccionada la terapia, podrá dar inicio a su sesión de ejercicios.
9. Cuando la sesión de terapia termine, solo debe presionar en **salir y guardar** en la pantalla táctil.
10. Luego podrá presionar el botón de apagado para detener todo el sistema y poder así pasar quitar el prototipo del brazo.
11. Para quitar el prototipo del paciente siga los mismos pasos de ensamble pero en sentido contrario, de tal forma que empieza quitando la unión del brazo, luego el antebrazo y finalmente el hombro.

### *23.2.5 Consideraciones a tener presentes durante la terapia.*

1. Durante la ejecución de la terapia usted podrá encontrar dos métodos de suspensión del sistema para seguridad del paciente, en el prototipo tendrá un botón rojo de emergencia que puede pulsar para detener los movimientos realizados por el prototipo.

Adicional en la pantalla táctil encontrara un icono de un carro de emergencias, que al presionarle tendrá la misma función que el botón rojo, detener la ejecución de movimientos.



2. Con excepción de que presione el botón de parada de emergencia o el icono de la ambulancia en la pantalla táctil, no podrá quitarse el prototipo hasta que la terapia finalice.
3. Durante la ejecución de la terapia mantenga la calma, no intente realizar movimientos por su cuenta, permita que el dispositivo se encargue de realizar el movimiento.
4. Nunca trate de colocar el prototipo en el brazo al que no corresponde la terapia, esto puede afectar y comprometer su articulación.
5. Usted sabrá que la terapia finalizo cuando en la pantalla el indicador de tiempo restante está en cero. Usted ha terminado su terapia y el sistema se encuentra debidamente apagado.

### *23.2.6 Preguntas frecuentes*

1. ¿Qué hacer si el prototipo no enciende?, revise el estado de carga de las baterías, si están descargadas conecte el cable de toma de red eléctrica para cargarlas, tenga presente que se necesita mínimo un 10% para empezar la terapia, luego de completar el 10% de carga, puede empezar la terapia manteniendo conectado el cable de red eléctrica.
2. Presione el botón de parada de emergencia pero continua realizando movimientos, ¿Qué debo hacer?, presione inmediatamente el interruptor de activación del sistema, acto seguido comuníquese con su ingeniero para revisión del sistema.
3. Cargue una sesión de terapia que no correspondía al día específico, ¿Qué debo hacer?, comuníquese con su médico y explíquese la situación, él se encargara de programar nuevamente la sesión de la terapia.
4. ¿Qué sucede si no tengo internet?, no se preocupe, el sistema cuenta con un repositorio local con el cual puede ingresar y validar su usuario, la conexión a internet permite guardar y validar información en tiempo real.
5. Se presentó un atasco entre las uniones por cables, ¿Qué debo hacer?, Presione inmediatamente el interruptor de parada de emergencia y retire el prototipo del brazo, comuníquese con su ingeniero para la respectiva revisión.

### *23.2.7 Mantenimiento del prototipo*

**Limpieza del Prototipo:** Para limpiar la carcasa del prototipo, humedezca un paño de lino con un poco de alcohol, retire excesos y frote el paño sobre el prototipo de tal forma que estará quitando impurezas tales como polvo u otro tipo de residuos.

Recomendaciones:

- Evite el uso de agua o de algún líquido conductor.
- Evite exponer el prototipo a luz solar por tiempos prolongados.

**Carga de las Baterías:** Las baterías al ser recargables no es necesario retirarlas del prototipo a menos que el ingeniero considere necesario realizarlo, de lo contrario, es estar pendiente de las alertas visuales (Leds) ubicadas en el prototipo que informaran si la batería está llegando a su fin.

Recomendaciones:

- Para cargar las baterías utilizar exclusivamente el adaptador provisto, no intentar usar otro conector o puede dañar el amperaje en las baterías, provocando que estas se dañen.
- No desconectar las baterías de sus conexiones pues puede dañar la funcionalidad del sistema.

### ***23.3 Código programación PIC – Motor***

```
#include <16f877a>
#include<stdlib.h>

int util=0;
int util2=0;

void main()
{
    setup_ccp2(CCP_PWM);
    setup_adc_ports(AN0_AN1_AN3);
    setup_adc(ADC_CLOCK_DIV_2);
    setup_psp(PSP_DISABLED);
    setup_spi(SPI_SS_DISABLED);
    setup_timer_0(RTCC_INTERNAL|RTCC_DIV_1);
    setup_timer_1(T1_INTERNAL|T1_DIV_BY_1);
    setup_timer_2(T2_DIV_BY_16,255,1);
    set_pwm2_duty(1);
    setup_comparator(NC_NC_NC_NC);
    setup_vref(FALSE);

    while(TRUE){
        set_adc_channel(0);
        util=read_adc(); //se ajusta el ciclo útil para el funcionamiento del
motor de 0 a 256
        util2=util+256; //Como nuestro ESC debe moverse desde 256 se suma
este valor
        set_pwm2_duty(util2); //el ciclo útil operará de 256 a 256+útil es decir de
256 a 512
    }
}
```

Se validó la rotación de los servomotores por intervalos, moviendo de 0 a 180, para validar el funcionamiento del servo, para esto utilizamos el siguiente código:

```
void Rotation0() //0 grados
{
  unsigned int i;
  for(i=0;i<50;i++)
  {
    PORTB.F0 = 1;
    Delay_us(800); // pulso of 800us
    PORTB.F0 = 0;
    Delay_us(19200);
  }
}
void Rotation90() //90 grados
{
  unsigned int i;
  for(i=0;i<50;i++)
  {
    PORTB.F0 = 1;
    Delay_us(1500); // pulso of 1500us
    PORTB.F0 = 0;
    Delay_us(18500);
  }
}

void Rotation180() //180 grados
{
  unsigned int i;
  for(i=0;i<50;i++)
  {
    PORTB.F0 = 1;
    Delay_us(2200); // pulso of 2200us
    PORTB.F0 = 0;
    Delay_us(17800);
  }
}
void main()
{
  TRISB = 0; // PORTB Puerto de salida
  do
  {
    Rotation0(); //0 grados
    Delay_ms(2000);
    Rotation90(); //90 grados
    Delay_ms(2000);
    Rotation180(); //180 grados
```

```

    }while(1);
}

```

### **23.4 Código programación PIC – DHT22**

```

//Interfacing PIC16F877A with DHT22
//Crystal used @ 20MHz
sbit LCD_RS at RB0_bit;
sbit LCD_EN at RB1_bit;
sbit LCD_D4 at RB2_bit;
sbit LCD_D5 at RB3_bit;
sbit LCD_D6 at RB4_bit;
sbit LCD_D7 at RB5_bit;
sbit LCD_RS_Direction at TRISB0_bit;
sbit LCD_EN_Direction at TRISB1_bit;
sbit LCD_D4_Direction at TRISB2_bit;
sbit LCD_D5_Direction at TRISB3_bit;
sbit LCD_D6_Direction at TRISB4_bit;
sbit LCD_D7_Direction at TRISB5_bit;

// End LCD module connections

unsigned char Check, T_byte1, T_byte2, RH_byte1, RH_byte2, Ch ;
unsigned Temp, RH, Sum ;
unsigned be, me,ne, Sum2,h1,h2 ;

////////////////////////////////////
void StartSignal(){
TRISD.F0 = 0; //Configure RD0 as output
PORTD.F0 = 0; //RD0 sends 0 to the sensor
delay_ms(18);
PORTD.F0 = 1; //RD0 sends 1 to the sensor
delay_us(30);
TRISD.F0 = 1; //Configure RD0 as input
}
////////////////////////////////////
void CheckResponse(){
Check = 0;
delay_us(40);
if (PORTD.F0 == 0){
delay_us(80);
if (PORTD.F0 == 1) Check = 1; delay_us(40);}
}
////////////////////////////////////
char ReadData(){
char i, j;

```

```

for(j = 0; j < 8; j++){
while(!PORTD.F0); //Wait until PORTD.F0 goes HIGH
delay_us(30);
if(PORTD.F0 == 0)
    i&= ~(1<<(7 - j)); //Clear bit (7-b)
else {i|= (1 << (7 - j)); //Set bit (7-b)
while(PORTD.F0);} //Wait until PORTD.F0 goes LOW
}
return i;
}
////////////////////////////////////

void main() {
TRISC = 0; //Configure RC0 as output
Lcd_Init();
Lcd_Cmd(_LCD_CURSOR_OFF); // cursor off
Lcd_Cmd(_LCD_CLEAR); // clear LCD
while(1){
StartSignal();
CheckResponse();
if(Check == 1){
RH_byte1 = ReadData();
RH_byte2 = ReadData();
T_byte1 = ReadData();
T_byte2 = ReadData();
Sum = ReadData();
if(Sum == ((RH_byte1+RH_byte2+T_byte1+T_byte2) & 0XFF)){
Temp = T_byte1;
Temp = (Temp << 8) | T_byte2;
RH = RH_byte1;
Lcd_Cmd(_LCD_CLEAR); // clear LCD
RH = (RH << 8) | RH_byte2;
Lcd_Out(1, 6, "Temp: . C");
Lcd_Out(2, 2, "Humidity: . %");
if (Temp > 0X8000){
Lcd_Out(1, 11, "-");
Temp = Temp & 0X7FFF; }
be=(48 + ((Temp / 100) % 10));//work for frist later of temperature like 2 than 22,,23,
LCD_Chr(1, 12, be);
me= (48 + ((Temp / 10) % 10));
LCD_Chr(1, 13, me);
ne=48 + (Temp % 10);
LCD_Chr(1, 15, ne); //after (.) number

//for humidity
h1= 48 + ((RH / 100) % 10);
LCD_Chr(2, 12, h1);
h2= 48 + ((RH / 10) % 10);

```

```

LCD_Chr(2, 13, h2);
LCD_Chr(2, 15, 48 + (RH % 10));
////////////////////////////////////

if(be==51 & me==55 & ne>53){ // more then 26*C  relay
  DELAY_MS(500);
  portc.f0=0;

}

if(be<52 & me<56 & ne<52 ){ // less then 26*C
  portc.f0=1;

}

if (h1>53 & h2>52) // for humidity control relay
{
  portc.f1 =0;
}
if(h1<54 & h2<49)
{
  portc.f1=1;
}

}

else {
  Lcd_Cmd(_LCD_CURSOR_OFF); // cursor off
  Lcd_Cmd(_LCD_CLEAR); // clear LCD
  Lcd_Out(1, 1, "Check sum error");}
}
else {
  Lcd_Out(1, 3, "No response");
  Lcd_Out(2, 1, "from the sensor");
}
delay_ms(1000);
}
}
}

```

### ***23.5 Código para encender/apagar un diodo Led usando PIC.***

```

void main()
{
  //int contador=0;

  #FUSES NOWDT
  #FUSES HS //High speed Osc (> 4mhz for PCM/PCH) (>10mhz for PCD)
  #FUSES NOPUT //No Power Up Timer
  #FUSES NOPROTECT //Code not protected from reading

```

```
#FUSES NODEBUG           //No Debug mode for ICD
#FUSES NOBROWNOUT       //No brownout reset
#FUSES NOLVP             //No low voltage prgming, B3(PIC16) or B5(PIC18) used
for I/O
#FUSES NOCPD             //No EE protection
#FUSES NOWRT             //Program memory not write protected
#use delay(clock=2000000)

#define on      output_high
#define off     output_low
#use fast_io(b)
#use fast_io(d)

set_tris_b(0);
set_tris_d(1);

// TODO: USER CODE!!

on(PIN_B1);

}
```

### ***23.6 Navegación aplicación Raspberry PI para visualización de información - Implementación***

A continuación se adjuntan las figuras correspondientes a la aplicación final realizada en Eclipse para realizar la autenticación del usuario en la base de datos al igual que la navegación dentro de esta.



*Figura 156 - Bienvenida e ingreso aplicación a base de datos*



*Figura 157 - Menú principal de navegación*

A screenshot of a web form for creating a user profile. The form is light gray and contains a 'Volver' button in the top left corner. Below it are four input fields: 'Nombre', 'Usuario', 'Login Pss', and 'Perfil'. At the bottom of the form are two buttons: 'Crear' and 'Revisar'.

Figura 158 - Navegación Perfil creación de usuario

A screenshot of a report interface. At the top, there are two buttons: 'Volver' on the left and 'Cargar' on the right. Below these buttons is a large, empty rectangular area, likely intended for displaying data from a database query.

Figura 159 - Reporte de usuarios creados en la base de datos

A screenshot of a web form for creating a therapy. The form is light gray and contains a 'Volver' button in the top left corner. Below it are four input fields: 'Nombre Terapia', 'Temperatura', 'Nivel', and 'Duración'. At the bottom of the form are two buttons: 'Crear' and 'Terapias Creadas'.

Figura 160 - Navegación Perfil creación de terapia



Figura 161 - Reporte de terapias creadas en la base de datos

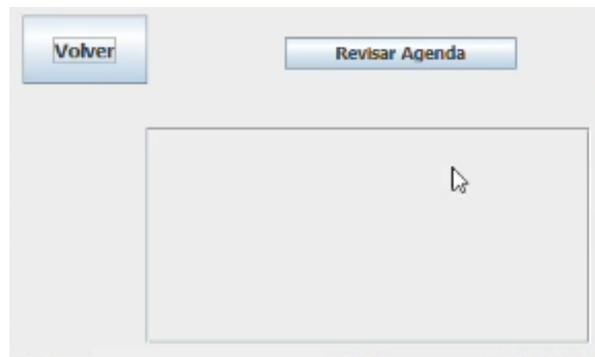


Figura 162 - Navegación Agenda



Figura 163 - Navegación generación de terapias con información específica

The screenshot shows a web interface titled "Consulta de terapias por Usuario". At the top left is a "Volver" button. Below it is a search bar labeled "Buscar Usuario" and a "Consultar" button. The main area contains a table with the following columns: "Usuario", "Fecha", "Duracion", "Tipo de Ter...", "Descripción", and "Completada". The table is currently empty and has a vertical scrollbar on the right side.

Figura 164 - Navegación consulta de terapias por usuario con información detallada

## 23.7 Tablas de resultados medición temperatura

23.7.1 Inducción de corriente durante 2 minutos con intervalos de medición cada 15 segundos.

Tabla 12 - Tabla resultados de temperatura 2 minutos

Minutos	Tiempo (segundos)	Refrigeración (°C)	Calefacción (°C)
0	0	26,2	25,4
	15	25,8	25,5
	30	25,1	26
	45	24,5	26,5
	60	24	27,3
1	75	23,7	28
	90	23,5	28,7
	105	23,3	29,3
	120	23	31,4
	2		

*23.7.2 Inducción de corriente durante 3 minutos con intervalos de medición cada 10 segundos.*

*Tabla 13 - Tabla resultados de temperatura 3 minutos*

<b>Minutos</b>	<b>Tiempo</b>	<b>Refrigeración (°C)</b>	<b>Calefacción (°C)</b>
0	<b>0</b>	30	28,6
	<b>10</b>	29,5	28,3
	<b>20</b>	29,2	29
	<b>30</b>	28,8	29,4
	<b>40</b>	28,2	29,7
	<b>50</b>	27,9	30,1
1	<b>60</b>	27,6	30,5
	<b>70</b>	27,3	31,2
	<b>80</b>	27	31,8
	<b>90</b>	26,8	32,3
	<b>100</b>	26,7	32,7
	<b>110</b>	26,5	33
2	<b>120</b>	26,5	33,3
	<b>130</b>	26,4	33,7
	<b>140</b>	26,4	34,1
	<b>150</b>	26,5	34,6
	<b>160</b>	26,5	34,9
	<b>170</b>	26,6	35,2
3	<b>180</b>	26,7	35,9

*23.7.3 Inducción de corriente durante 4 minutos con intervalos de medición cada 10 segundos*

*Tabla 14 – Tabla resultados de temperatura 4 minutos*

<b>Minutos</b>	<b>Tiempo</b>	<b>Refrigeración (°C)</b>	<b>Calefacción (°C)</b>
<b>0</b>	<b>0</b>	23,4	22,5
	<b>10</b>	23,3	22,6
	<b>20</b>	23	22,7
	<b>30</b>	22,6	23,1
	<b>40</b>	22,2	23,3
<b>1</b>	<b>50</b>	21,8	23,8
	<b>60</b>	21,5	24,2
	<b>70</b>	21,3	24,6
	<b>80</b>	21,1	25,1
	<b>90</b>	21	25,4
	<b>100</b>	20,9	25,7
	<b>110</b>	20,9	26,2
<b>2</b>	<b>120</b>	20,8	26,6
	<b>130</b>	20,8	27,2
	<b>140</b>	20,9	27,6
	<b>150</b>	20,9	28
	<b>160</b>	21	28,3
	<b>170</b>	21,2	28,7
<b>3</b>	<b>180</b>	21,3	29
	<b>190</b>	21,4	29,5
	<b>200</b>	21,6	29,9
	<b>210</b>	21,7	30,2
	<b>220</b>	21,9	30,6
	<b>230</b>	22,1	31,1
<b>4</b>	<b>240</b>	22,4	31,4