

# **núcleo de ingeniería biomédica**

de las Facultades de Medicina e Ingeniería, Universidad de la República

Núcleo de Ingeniería Biomédica

Hospital de Clínicas piso 15 sala 2

11600 Montevideo

tel.: +598 2487 1515 internos 2406 y 2438

[www.nib.fmed.edu.uy](http://www.nib.fmed.edu.uy)

URUGUAY

# **CALORNAT 10**

## **CONTROL DE TEMPERATURA NEONATAL PARA DOMICILIOS, CUNAS RADIANTES E INCUBADORAS**

### **Versión 1.0**

### **marzo 2012**

**Prototipo desarrollado por Gonzalo Finozzi, Germán Minetti y Javier Sosa para  
satisfacer los requerimientos de la asignatura “Proyecto de fin de Carrera” del  
Instituto de Ingeniería Eléctrica**

**FACULTAD DE INGENIERÍA**

**UNIVERSIDAD DE LA REPÚBLICA**

**Tutor: Prof. Ing. Franco Simini**

Docentes: Dra. Fernanda Blasina, Lic Enf. Sylvia Taibo, Lic Enf Cecilia Fernández e Ing. Franco Simini

**En colaboración con la Cátedra y Departamento de Neonatología : Prof. Dr. Gonzalo  
Giambruno**

## Índice de Contenido

1.	Introducción.....	8
2.	Formulación del Proyecto.....	9
3.	Termorregulación en recién nacidos.....	10
3.1.	Pérdidas de calor en el recién nacido.....	10
3.2.	La producción de calor en el recién nacido – Grasa Parda .....	11
3.3.	El manejo del ambiente térmico y efectos del mismo en el recién nacido .....	13
3.4.	El ambiente térmico neutral (ATN) .....	14
4.	Comparación con cunas radiantes.....	17
5.	Funcionalidades y Características .....	19
6.	Diseño de Hardware.....	20
6.1.	Unidad de Procesamiento y Control (UPC).....	20
6.1.1.	Implementación.....	21
6.1.2.	Categorización de tareas.....	22
6.1.3.	Comunicación interna.....	22
6.2.	Etapa de Entrada .....	23
6.2.1.	Sensores .....	24
6.2.2.	Acondicionamiento de Señal-Circuito Transductor .....	25
6.2.3.	Acondicionamiento de Señal-Característica T (V) .....	27
6.2.4.	Multiplexado, amplificación y aislación eléctrica .....	28
6.2.5.	Filtrado y conexión a Pic2.....	29
6.2.6.	Alarma-Falla Entrada.....	30
6.2.7.	Alarma-Sensor desconectado.....	31
6.2.8.	Esquemático completo.....	32
6.2.9.	Entradas casos de estudio .....	34
6.3.	Etapa de Salida .....	35
6.3.1.	Actuadores .....	35
6.3.2.	Acondicionamiento de Señal.....	35
6.3.3.	Salidas Caso de Estudio.....	36
6.3.4.	Esquemático completo etapa potencia .....	37
6.4.	Alarmas .....	38
6.5.	Display.....	39
6.6.	Teclado y leds.....	42
6.7.	LAN .....	43
6.8.	Programador .....	44
6.9.	Fuente de alimentación .....	45
6.10.	Reloj y Memoria .....	48
6.11.	Diseño PCB .....	49
7.	Desarrollo de Software.....	51
7.1.	Herramientas de Desarrollo.....	51
7.2.	Casos de uso.....	52
7.3.	Funciones implementadas .....	56

7.3.1.	Display.....	56
7.3.2.	Comunicación interna a la UPC .....	61
7.3.3.	Detección de alarmas.....	63
7.3.4.	Control de potencia .....	65
7.3.5.	Registro de datos .....	66
7.3.6.	Reloj .....	67
7.3.7.	Sensado de temperatura.....	67
7.3.8.	PID.....	70
7.3.9.	Comunicación LAN .....	71
8.	Cálculo de parámetros PID .....	73
8.1.	El Sistema .....	73
8.2.	Relevamiento de la Planta .....	75
8.3.	Modelado de la planta.....	83
8.4.	Control PID.....	85
8.5.	Conclusiones .....	93
9.	Memorias y Calculos .....	93
9.1.	Elección sensores de temperatura .....	93
9.1.1.	Definiciones .....	93
9.1.2.	Tipos de sensores.....	94
9.1.3.	Elección .....	97
9.2.	Circuito Transductor NTC.....	97
9.3.	Característica T (V) .....	99
9.4.	Multiplexado, amplificación y aislación eléctrica.....	101
9.5.	Diseño del filtro .....	104
9.6.	Casos de estudio.....	107
9.6.1.	Control de Humedad.....	107
9.6.2.	Control de Flujos de Aire .....	109
9.7.	Etapa de Salida .....	111
9.7.1.	Elección del Actuador .....	111
9.7.2.	Control PID .....	118
9.8.	Elección de Procesadores .....	124
9.8.1.	Computador personal .....	124
9.8.2.	PLC (Controlador lógico programable).....	124
9.8.3.	Microprocesadores .....	125
9.8.4.	Microcontroladores .....	125
9.8.5.	Elección - microcontroladores PIC.....	127
9.9.	Protocolo I2C.....	127
9.10.	Programador .....	131
9.11.	Display.....	132
9.12.	Dispositivos LAN evaluados.....	133
10.	Conclusiones generales .....	134
10.1.	Conclusiones.....	134

10.2.	Mejoras a futuro.....	135
11.	ANEXO 1 – Pruebas con distintas potencias de calefactores.....	135
11.1.	Adaptación de cuna radiante en desuso.....	135
11.2.	Pruebas .....	136
11.3.	Conclusiones.....	139
12.	ANEXO 2 - Tiempos y Costos.....	140
12.1.	Tiempos.....	140
12.1.1.	Planificación inicial.....	140
12.1.2.	Desarrollo .....	141
12.1.3.	Análisis de los resultados .....	143
12.2.	Costos.....	144
12.2.1.	Costos de materiales.....	144
12.2.2.	Costos de desarrollo .....	145
13.	ANEXO 3 - Pruebas de funcionamiento en el Hospital de Clínicas.....	147
13.1.	Prueba en antebrazo de la nurse.....	148
13.2.	Prueba de encendido de la Alarma.....	149
13.3.	Prueba en recién nacido de término .....	150
13.4.	Prueba en recién nacido prematuro.....	150
13.5.	Protocolo de hipotermia y velocidad de calentamiento del recién nacido .....	152
13.6.	Modo piel, modo rápido, modo manual .....	152
14.	ANEXO 4 – Ensayo de conformidad a la norma 60601-1 .....	153
14.1.	Pruebas de seguridad eléctrica del paciente .....	153
14.2.	Mediciones .....	153
15.	ANEXO 5 – Software de monitoreo MonitorCNAT10.....	155
15.1.	Monitoreo on-line .....	156
15.2.	Monitoreo off-line .....	159
15.2.1.	Desde Registro.....	159
15.2.2.	Desde archivo .....	162
16.	ANEXO 6 – Bibliografía utilizada .....	163

## Índice de Figuras

Figura 1 -Distribución de la grasa parda en RN .....	12
Figura 2 - Diagrama de componentes y funcionalidades.....	21
Figura 3 – Diagrama de categorización de tareas.....	22
Figura 4 – Diagrama de etapa de entrada.....	24
Figura 5 - Sensores PS103J2 donados por Biogénesis .....	24
Figura 6 - Sensor de ambiente LM35 .....	25
Figura 7 – Esquemático Circuito transductor de entrada .....	26

Figura 8 – Acondicionamiento de señal - Curva T(V) Aproximación vs Teórico .....	28
Figura 9 – Esquemático Multiplexado, amplificación y aislación eléctrica .....	29
Figura 10 – Esquemático Filtrado y conexión al PIC2 .....	30
Figura 11 – Esquemático Alarma Falla de entrada .....	31
Figura 12 - Esquemático Alarma Sensor desconectado .....	31
Figura 13 - Esquemático Amplificador, aislador y filtro .....	32
Figura 14 - Esquemático Transductores, alarmas y multiplexor .....	33
Figura 15 - Esquemático Entrada Control de humedad .....	34
Figura 16 - Esquemático Etapa de Salida Acondicionamiento de Señal .....	36
Figura 17 - Esquemático Salidas Casos de Estudio .....	37
Figura 18 - Esquemático Etapa de Potencia .....	38
Figura 19 - Esquemático Activación de alarmas .....	39
Figura 20 - Esquemático Display.....	41
Figura 21 - Tabla de Teclado.....	42
Figura 22 - Esquemático Teclado y leds .....	43
Figura 23 - OEM Lantronix XPort .....	44
Figura 24 - Conexión Serial PIC1 - XPort.....	44
Figura 25 - Esquemático del Programador .....	45
Figura 26 - Esquemático Transformador de aislación.....	46
Figura 27 – Esquemático Transformador de alimentación .....	47
Figura 28 - Esquemático Alimentación LAN .....	48
Figura 29 - Esquemático Reloj externo y Memoria EEPROM .....	49
Figura 30 - Diagrama de estados Menú Principal .....	58
Figura 31 - Diagrama de estados Menú Set Value.....	59
Figura 32 - Diagrama de estados Menú Monitoring .....	60
Figura 33 - Diagrama de estados - Menú Set Date .....	61
Figura 34 – Diagrama de Software Comunicación Interna UPC .....	62
Figura 35 – Detección de alarmas – conexión del PIN ALARM.....	64
Figura 36 - Diagrama de flujo Detección de alarmas PIC2 .....	65
Figura 37 - Diagrama de flujo detección de alarmas PIC1.....	65
Figura 38 - Selección de canales del MUX.....	68
Figura 39 - Diagrama de flujo lecturas de sensores.....	69
Figura 40- Diagrama de flujo función PID .....	71
Figura 41 - Límites del Sistema para CALORNAT10 .....	73
Figura 42 - Modelo térmico de la planta.....	75
Figura 43 - Ubicación de los sensores para las pruebas de Desarrollo PID.....	76
Figura 44 – Respuesta al escalón de TempPiel en la etapa de desarrollo con D=80 cm de la Planta1 .....	77
Figura 45 – Respuesta al escalón de TempAmbPiel en la etapa de desarrollo con D=80 cm de la Planta 1 .....	77
Figura 46 – Respuesta al escalón de TempPiel en la etapa de desarrollo con D=120 cm de la Planta1 .....	78

Figura 47 – Respuesta al escalón de TempAmbPiel en la etapa de desarrollo con D=120 cm de la Planta1 .....	78
Figura 48 – Respuesta al escalón de TempPiel en la etapa de desarrollo con D=80 cm de la Planta2 .....	79
Figura 49 – Respuesta al escalón de TempAmbPiel en la etapa de desarrollo con D=80 cm de la Planta2 .....	80
Figura 50 – Respuesta al escalón de TempPiel en al etapa de desarrollo con D=120 cm de la Planta2 .....	80
Figura 51 – Respuesta al escalón de TempAmbPiel en la etapa de desarrollo con D=120 cm de la Planta2 .....	81
Figura 52 - Circuito térmico del Sistema .....	84
Figura 53 – Relevamiento de la planta para obtener los parámetros primarios, $K_P$ , $K_I$ y $K_D$ ....	86
Figura 54 - Potencia integral sin anti-windup.....	87
Figura 55 - Simulación del PID sin anti-windup .....	87
Figura 56 - Potencia integral con anti-windup, $I_{max}=80$ .....	88
Figura 57 - Simulación del PID con anti-windup, $I_{max}=80$ .....	88
Figura 58 - Funcionamiento del PID con $K_P=20$ ; $K_D=1.48$ ; $K_I=0.37$ e $I_e \in [0, \infty]$ .....	90
Figura 59 - Funcionamiento del PID con $K_P=10$ ; $K_D=2$ ; $K_I=0.08$ e $I_e \in [0,10]$ .....	91
Figura 60- Funcionamiento del PID con $K_P=10$ ; $K_D=2$ ; $K_I=0.05$ e $I_e \in [0,10]$ .....	92
Figura 61 - Resistencia vs. Temperatura para termistores PTC y NTC .....	96
Figura 62 - Comparativa entre tipos de sensores de temperatura .....	97
Figura 63 – Esquemático Circuito transductor NTC.....	98
Figura 64 – asignación de canales en el MUX.....	101
Figura 65 - Esquemático de Multiplexado de Canales .....	102
Figura 66 - Esquemático Etapa de amplificación.....	103
Figura 67 - Esquemático amplificador aislador AD202 .....	104
Figura 68 - Esquemático filtro de tercer orden .....	105
Figura 69 - Diagrama de Bode Filtro de tercer orden .....	107
Figura 70 - Flujo de aire en incubadoras .....	110
Figura 71 - Relé Electromagnético .....	111
Figura 72 - Relé de estado sólido (SSR) .....	112
Figura 73 - Relé de estado sólido detector de cruce por ceo.....	113
Figura 74 - Ejemplo de circuito con SCR.....	114
Figura 76 - Control de temperatura mediante un control proporcional ON-OFF de tiempo compartido .....	115
Figura 75 - Ejemplo de cambio de fase con SCR.....	115
Figura 77 – Controlador de temperatura mediante un control de Ciclo .....	116
Figura 78 – Control de temperatura mediante un control de fase .....	116
Figura 79 - Diagrama de bloques de un control PID .....	118
Figura 80 - Gráfica de la temperatura de un control proporcional .....	119
Figura 81 - Gráficas de comportamientos de un PID según estabilidad y tipo de amortiguamiento .....	122

Figura 82 - Estructura de conexión de dispositivos I2C .....	128
Figura 83 - Secuencia de Start I2C .....	128
Figura 84 - Transmisión I2C .....	129
Figura 85 - Secuencia de Stop I2C.....	129
Figura 86 - Esquemático circuito programador.....	132
Figura 87 - Cuna radiante Air-Shields Vickers adaptada para ser controlada por CALORNAT 10 ...	136
Figura 88 - Evolución de temperaturas realizadas con distintas potencias de calefactores.....	139
Figura 89 - Curvas de porcentajes de potencias entregadas a distintas potencias nominales.....	139
Figura 90 - Distribución de horas totales en meses.....	142
Figura 91 - Evolución de las temperaturas en el antebrazo de una nurse en Hosp. Clínicas 16/01/2012.....	149
Figura 92 - Evolución de la temperatura al calentar un recién nacido de término (3900 gramos) .	150
Figura 93 - Evolución de la temperatura al calentar un recién nacido prematuro (1900 gramos) .	151
Figura 94 - Colocación de los sensores en un RN prematuro de 10 días .....	152
Figura 95 - Ventana principal de MonitorCnat10.....	156
Figura 96 - Menú de conexión de MonitorCnat10 .....	157
Figura 97 - Ventana de monitoreo on-line de MonitorCnat10 .....	158
Figura 98 - Menú registro de MonitorCnat10 .....	159
Figura 99 - Ventana de guardado de archivo de MonitorCnat10.....	160
Figura 100 - Ventana de descarga de archivo de MonitorCnat10.....	161
Figura 101 - Ventana de archivo descargado de MonitorCnat10.....	161
Figura 102 - Ventana de selección de apertura de archivo de MonitorCnat10 .....	162
Figura 103 - Ventana de archivo cargado de MonitorCnat10.....	163

## Índice de Tablas

Tabla 1 - Reservas térmicas RN vs Adulto .....	10
Tabla 2 - Respuesta metabólica al frío RN de término vs Prematuro.....	12
Tabla 3 – Temperaturas Neutrales según peso y edad.....	15
Tabla 4 - Comparación entre cunas radiantes.....	18
Tabla 5 - Voltajes y pines del Winstar modelo WH1602A.....	40
Tabla 6 - Respuesta al escalón de la Planta1 con D=80 cm.....	82
Tabla 7 - Respuesta al escalón de la Planta1 con D=120 cm.....	82
Tabla 8 - Respuesta al escalón de la Planta2 con D=80 cm.....	82
Tabla 9 - Respuesta al escalón de la Planta2 con D=120 cm.....	83
Tabla 10 - Valores observados del PID con $K_P=20$ ; $K_D=1.48$ ; $K_I=0.37$ e $I_e \in [0, \infty]$ .....	90
Tabla 11 - Valores observados del PID con $K_P=10$ ; $K_D=2$ ; $K_I=0.08$ e $I_e \in [0,10]$ .....	91
Tabla 12 - Valores observados del PID con $K_P=10$ ; $K_D=2$ ; $K_I=0.05$ e $I_e \in [0,10]$ .....	92
Tabla 13 - Tabla comparativa del PID con los distintos juegos de parámetros.....	93

Tabla 14 - Termocuplas Tipos de Materiales.....	94
Tabla 15 - RTDs tipos de materiales.....	95
Tabla 16 - Tabla comparativa entre los actuadores estudiados.....	117
Tabla 17 - Tiempos críticos y potencia en régimen con distintas potencias de calefactores .....	138
Tabla 18 - Horas estimadas para cada tarea del proyecto.....	141
Tabla 19 - Horas insumidas por cada tarea del proyecto.....	142
Tabla 20 - Diferencia entre horas estimadas y horas efectivas insumidas en el proyecto .....	143
Tabla 21 - Gastos de materiales para la fabricación de un ejemplar.....	145
Tabla 22 - Gastos de materiales para el desarrollo del proyecto .....	146
Tabla 23 - Costos de materiales y desarrollo vs unidades producidas .....	147

## 1. Introducción

Una de las primeras observaciones que se realiza por quienes se ocupan de los problemas del recién nacido, es la facilidad que éstos tienen para enfriarse. Este hecho se acentúa especialmente en los niños prematuros y de bajo peso. Se ha observado que los prematuros de menos de 1500g que se enfrían tienen una mortalidad significativamente alta. En estudios realizados quedó establecido la importancia del ambiente térmico en la vida de los recién nacidos. De estas primeras observaciones surgió la necesidad de implementar sistemas que mantengan al neonato en un ambiente térmico adecuado. Estas medidas relativamente simples significaron probablemente la más importante mejoría en la vida de niños prematuros en la historia de la neonatología.

En el año 1994 y con la tecnología de entonces se llevó a cabo por un grupo de estudiantes de la Facultad de Ingeniería- la construcción de CALORNAT [\[1\]](#), un dispositivo para el control automático de temperatura para recién nacidos (RN). El dispositivo usaba la carcasa de una PC con tres sensores como entrada aplicados sobre el cuerpo del recién nacido y tres actuadores como salida (cualquier estufa doméstica) que mantenían la temperatura del recién nacido en condiciones ideales.

Tomando en cuenta la importancia del control de temperatura en los recién nacidos, los avances tecnológicos y la realidad de las salas de parto y unidades de cuidados intermedios e intensivo neonatal nacional y de Latinoamérica, nos proponemos reformular CALORNAT presentando como Proyecto Fin de Carrera una re ingeniería y nueva propuesta CALORNAT10.

CALORNAT10 a diferencia de su antecesor es un dispositivo versátil, portátil y de bajo costo. Versátil, si bien su principal funcionalidad es la de controlar la temperatura es programable, se

puede modificar los algoritmos de control utilizados y tiene entradas y salidas previstas para implementar otras funcionalidades como por ejemplo el control de humedad.

Portátil, de pequeñas dimensiones y fácil de trasladar.

Bajo costo, por debajo de los U\$ 800.

Está compuesto por cinco entradas y cuatro salidas. Como entradas tiene tres sensores de temperatura, dos de piel y uno de ambiente, una entrada para conectar medidores de flujo de aire y otra para sensores de humedad. Como salidas, dos actuadores, estufas domésticas o de cunas/incubadoras, y dos conectores para actuadores de flujo de aire y humedad. Un puerto USB para conectar el programador, una interfaz de usuario compuesta por un display y una botonera, un sistema de alarmas lumínico y sonora, y un registro de valores sensados accesibles por red mediante un programa propio que se ejecuta en una computadora externa.

## 2. Formulación del Proyecto

### Objetivo

Implementar un módulo compacto, eficiente y de propósito general para la regulación de temperatura en neonatos con la posibilidad de implementar un control automático de flujos de aire con calor y humedad.

### Alcance

- Lograr ser un sustituto provisorio de equipos médicos complejos y de elevado costo referente a control de temperatura y humedad en zonas rurales y hospitales carenciados.
- Integración en proyectos de cunas radiantes e incubadoras.
- Uso domiciliario en caso que el neonato necesite un mínimo de control ambiental.

### Criterios de éxito

- Poder sensar la temperatura de un neonato con una exactitud del orden de un termómetro utilizado en pediatría y una resolución de 0.1°C
- Mantener la temperatura del neonato en condiciones ambientales ideales.
- Mantener un registro de los datos sensados.
- Acceder al registro de datos vía red.
- Que el equipo sea portable.

- Que se active una alarma sonora y apagado de los actuadores en caso de anomalías en el equipo o en la temperatura del paciente .

### 3. Termorregulación en recién nacidos

Los apuntes que siguen a continuación fueron sacados cabalmente del trabajo realizado por el Dr. Patricio Ventura-Juncá y publicado en la web de la Escuela de Medicina de la Pontificia Universidad Católica de Chile.

La transcripción completa del texto no pretende ser un plagio sino evitar falsas interpretaciones de los estudiantes de este grupo de trabajo y un humilde homenaje a tan completo trabajo volcado al libre conocimiento universal.

Url de la PUC: <http://escuela.med.puc.cl/>

Url donde está publicado el trabajo:

<http://escuela.med.puc.cl/paginas/publicaciones/manualped/RNTermorreg.html>

#### 3.1. Pérdidas de calor en el recién nacido

El recién nacido a diferencia del adulto solo produce calor por termogénesis química y no por actividad muscular voluntaria o involuntaria. Además tiene varios motivos para perder excesivamente calor, el área de pérdida de calor es de 5 a 6 veces superior al adulto y sus reservas térmicas son limitadas (grasa parda), ver Tabla 1.

Tabla 1 - Reservas térmicas RN vs Adulto

	Adulto	RN 3 kg	RN Pr 1,5 kg
Mayor relación sup/vol	1	2,7	3,5
Mayor conductancia de la piel	1	1,4	1,6
Total mayores pérdidas de calor por kg de peso	1	4,0	5 o más

Factores que influyen en la pérdida de calor:

### Alta relación de superficie/volumen

Esta relación depende del tamaño del recién nacido y de su forma. Mientras más pequeño el recién nacido más alta es esta relación y mayor es la superficie expuesta al ambiente externo por la cual se pierde calor. El prematuro además tiene una forma más plana, lo que también influye en que esta relación sea alta.

### Menor aislamiento cutáneo

La piel y el tejido subcutáneo son también mas escasos en el recién nacido, lo que es mas notorio a mayor prematuridad y bajo peso. Los niños de muy bajo peso (<1500g) tienen además una piel muy delgada que facilita las pérdidas por evaporación.

### Control vasomotor

La forma como el organismo se aísla del frío externo es por medio de la vasoconstricción cutánea. Este mecanismo está bien desarrollado en los RNT a los pocos días de vida. En el caso de los prematuros el control vasomotor no es tan efectivo. Es más inmaduro a mayor prematuridad.

**Postura corporal.** La postura es un mecanismo de defensa frente al frío. Es la tendencia a "acurrucarse" que tienen todos los mamíferos de manera de disminuir la exposición de superficie corporal al medio ambiente. El RNT no puede cambiar su posición en flexión de las 4 extremidades. El prematuro de menos de 34 semanas de gestación, tiene una posición con todos sus miembros extendidos y posteriormente presenta una postura con sus extremidades inferiores en flexión. De tal manera que este es también un factor que limita su defensa frente a ambientes fríos.

## 3.2. La producción de calor en el recién nacido – Grasa Parda

Hay una producción de calor que es el resultado del metabolismo basal, la actividad y la llamada acción térmica de los alimentos. Esta es la llamada "**termogénesis no termorreguladora**". Cuando las pérdidas de calor superan esta forma de producción de calor el organismo responde con mecanismos que disminuyen las pérdidas (postura y vasoconstricción) y con una forma de producción de calor que es una respuesta específica a los ambientes fríos. Esta es la "**termogénesis termorreguladora**". El recién nacido tiene una forma especial y muy eficiente de termogénesis termorreguladora que es realizada por el metabolismo de la llamada "grasa parda". La grasa parda es un tipo especial de grasa que tiene una gran concentración de mitocondrias (son oscuras, y de ahí el color pardo o marrón de este tejido) **cuya función es quemar energía para proporcionársela al organismo y elevar su temperatura cuando hace frío.**

La grasa parda se encuentra distribuida principalmente en la región interescapular, alrededor de los vasos y músculos del cuello, en la axila, en el mediastino entre el esófago y la tráquea y alrededor de los riñones, ver Figura1.

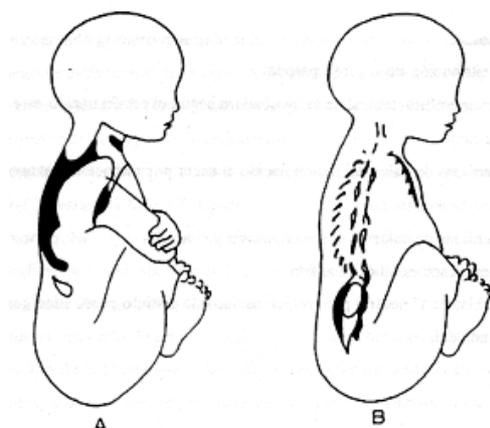


Figura 1 -Distribución de la grasa parda en RN

La capacidad termogénica del recién nacido, es baja en las primeras horas de vida. La respuesta metabólica al frío mejora en el curso de las horas y días llegando en el recién nacido de término a cifras semejantes a las del adulto. En el prematuro la respuesta termogénica es menor, ver Tabla2.

Tabla 2 - Respuesta metabólica al frío RN de término vs Prematuro

	Horas y días de vida					
	0 a 6 horas		2 a 3 días		4 a 6 días	
<b>Temperatura ambiental (°C)</b>	32° - 34°	23°	32° - 34°	23°	32° - 34°	23°
<b>Respuesta Metabólica en kcal/kg/h en:</b>						
RN de término	1,63	2,98	1,58	3,57	1,58	3,8
Prematuros 1.000 a 2.000 g	1,44	2,04	1,40	2,63	1,47	2,96

En conclusión la debilidad térmica del recién nacido se debe principalmente a que este tiene mayores pérdidas de calor y en menor grado a las limitaciones en la producción de calor especialmente en las primeras horas de vida. Todos estos factores aumentan en el prematuro proporcionalmente al grado de su bajo peso y prematurez.

### 3.3. El manejo del ambiente térmico y efectos del mismo en el recién nacido

El buen manejo del ambiente térmico es un aspecto fundamental en el cuidado del recién nacido, especialmente del prematuro. Para comprender las medidas que se deben tomar debemos recordar las cuatro formas a través de las que se pierde el calor:

- **Conducción:** Es la pérdida de calor a través de dos cuerpos en contacto con diferente temperatura. En el recién nacido es la pérdida de calor hacia las superficies que están en contacto directo con su piel: ropa, colchón, sábanas, etc.
- **Radiación:** Se da entre cuerpos a distancia por ondas del espectro electromagnético (ej. típico, el sol, radiadores, vidrios, etc.). El recién nacido perderá calor hacia cualquier objeto más frío que lo rodee: paredes de la incubadora, ventanas. Ganará calor de objetos calientes a los que esté expuesto: rayos solares, radiadores de calefacción, fototerapia etc. La pérdida de calor es inversamente proporcional al cuadrado de la distancia.
- **La convección:** Es propia de los fluidos (ej. el aire, el flujo sanguíneo, etc.), El recién nacido pierde calor hacia el aire que lo rodea o que respira.
- **La evaporación:** Es la pérdida de calor por el gasto energético del paso del agua a vapor de agua. Un gramo de agua evaporada consume 0.58 calorías.

#### Efectos del ambiente térmico en el Recién Nacido

- **El enfriamiento:** El caso extremo es cuando el ambiente térmico ha superado la capacidad de termorregulación del RN y baja su temperatura corporal (temperatura rectal). Clínicamente esto puede producir en el RNT: quejido y dificultad respiratoria, apnea, disminución de la actividad, dificultad para alimentarse, hipoglicemia y acidosis, apnea. En el prematuro, los signos son mas sutiles, pero sus efectos mas graves pudiendo ocasionar apnea e hipoglicemia que si no son detectadas pueden poner en peligro su vida. Además el enfriamiento se ha asociado con la incidencia de enterocolitis necrotizante y con un aumento de la presión en la arteria pulmonar.
- **Hipertermia:** Este es un evento mas raro pero que puede suceder tanto en el RNT como en el prematuro. En el RNT hay polipnea y aumento de la evaporación. En el prematuro apnea y se ha asociado se ha asociado a hemorragia intracraneana. Son eventos que no deberían ocurrir dada los sistemas de control que tienen las incubadoras y calefactores radiantes, los cuales presuponen siempre una buena enfermería.
- **Ambiente Térmico neutral:** Este es muy importante en el cuidado de los prematuros y del RNT enfermo. Se ha comprobado que se asocia con una menor mortalidad y mejor incremento de peso en los prematuros. Mejora la evolución de cualquier recién nacido enfermo.

### 3.4. El ambiente térmico neutral (ATN)

"Es el rango de temperatura ambiental en el cual el gasto metabólico se mantiene en el mínimo, y la regulación de la temperatura se efectúa por mecanismos físicos no evaporativos, manteniéndose la temperatura corporal profunda en rangos normales" (definición de la Comisión Internacional de Sociedades Fisiológicas).

Este concepto surgió del cuidado de niños prematuros en los cuales se constató que su supervivencia y crecimiento eran significativamente mejores si estos eran cuidados en un ambiente térmico neutral. El RNT normal no requiere de un ambiente térmico neutral y está preparado para mantener su temperatura y desarrollarse adecuadamente en condiciones de temperatura ambiental que están por debajo de este rango. En el caso del RNT enfermo, este debe ser cuidado en un ambiente térmico neutral.

En el manejo del ambiente térmico hay que considerar los siguientes factores:

#### Por parte del recién nacido:

- Edad gestacional
- Peso
- Edad postnatal
- Vestimenta
- Si está enfermo

#### Por parte del ambiente:

- La temperatura del ambiente
- La temperatura de las superficies radiantes cercanas: sol, calefactores, paredes, ventanas, etc...
- La presencia de corrientes de aire y la humedad ambiental.

Habitualmente se toma solo la temperatura ambiental. Pero es importante tener presente que también influyen los otros factores recién mencionados, especialmente la temperatura de las superficies radiantes que se encuentran cerca del RN.

Para el RNT normal, basta en las primeras horas de vida una temperatura ambiental de alrededor de 27 a 28° y en el peripurio una temperatura de alrededor de 24°.

En el caso del prematuro, hay tablas de referencia que dan la t° a la que se debe colocar inicialmente la incubadora para que aproximarse al ATN considerando el peso, la edad gestacional y la edad postnatal, ver Tabla 3.

Tabla 3 – Temperaturas Neutrales según peso y edad

Edad y Peso		Temperatura inicial	Rango de temperatura
36 - 48 horas	Menos de 1.200 g	34,0	34,0 - 35,0
	1.200 a 1.500 g	33,5	33,0 - 34,1
	1.501 a 2.500 g	32,5	31,4 - 33,5
	Más de 2.500 (y 36 sem)	31,9	30,5 - 33,3
48 - 72 horas	Menos de 1.200 g	34,0	34,0 - 35,0
	1.200 a 1500 g	33,5	33,0 - 34,0
	1.501 a 2.500 g	32,3	31,2 - 33,4
	Más de 2.500 (y 36 sem)	31,7	30,1 - 33,2
72 - 96 horas	Menos de 1.200 g	34,0	34,0 - 35,0
	1.200 a 1.500 g	33,5	33,0 - 34,0
	1.501 a 2.500 g	32,0	31,1 - 33,2
	Más de 2.500 (y 36 sem)	31,3	29,8 - 32,8
4 - 12 días	Menos de 1.500 g	33,5	33,0 - 34,0
	1.501 - 2.500 g	32,0	31,0 - 33,2
	Más de 2500 (y 36 sem)		
4 - 5 días		31,0	29,5 - 32,0
5 - 6 días		30,9	29,4 - 32,3
6 - 8 días		30,6	29,0 - 32,2
8 - 10 días		30,3	29,0 - 31,8
10 - 12 días		30,1	29,0 - 31,4
12 - 14 días	Menos de 1.500 g	33,5	32,6 - 34,0
	1.501 - 2.500 g	32,1	31,0 - 33,2
	Más de 2500 (y 36 sem)	29,8	29,0 - 30,8
2 - 3 semanas	Menos de 1.500 g	33,1	32,2 - 34,0
	1.501 a 2.500 g	31,7	30,5 - 33,0
3 - 4 semanas	Menos de 1.500 g	32,6	31,6 - 33,6
	1.501 a 2.500 g	31,4	30,0 - 32,7
4 - 5 semanas	Menos de 1.500 g	32,0	31,2 - 33,0
	1.501 a 2.500 g	30,9	29,5 - 33,2
5 - 6 semanas	Menos de 1.500 g	31,4	30,6 - 32,3
	1.501 a 2.500 g	30,4	29,0 - 31,8

La forma práctica de evaluar si el niño se encuentra en una ambiente térmico neutral es tomando su temperatura axilar y verificando que esta se encuentra entre 36.5 y 37°C. La temperatura rectal no es un buen indicador del ATN pero es la más indicativa cuando los mecanismos de defensa frente al frío han sido sobrepasados y se produce un descenso de la temperatura corporal con los efectos negativos que ella conlleva.

**Pauta para evaluar la temperatura de un RN**

Medir la temperatura axilar: esta debe encontrarse entre 36.5 y 36.8°C. Esta se controla regularmente en todos los recién nacidos. Más frecuente en las primeras horas de vida.

**Caso en que esta más baja de 36.5°C**

- Se debe evaluar porque esto ha ocurrido considerando primero que todo si la temperatura ambiental es adecuada.
- Luego se debe revisar en la historia si hay antecedentes que puedan alterar la termorregulación como el antecedente de asfixia o la ingestión materna de derivados del diazepam o drogas anestésicas.
- Siempre que baja la temperatura axilar del rango normal se debe medir la t° rectal. Si esta está bajo 37° significa que se superaron los mecanismos de termorregulación, el niño se enfrió y está más propenso a presentar hipoglicemia y acidosis.
- Según el resultado de esta evaluación, se tomarán las medidas que correspondan: corrección de la t° ambiental, abrigar al niño, efectuar evaluaciones según clínica: glicemia, gases en sangre, pesquisa de infección. La inestabilidad térmica en el RN sin causa aparente es un signo precoz de infección y de enterocolitis necrotizante.

**Caso en que la t° axilar esta sobre 37°C**

- Se debe evaluar las condiciones ambientales: t°, grado de abrigo etc.
- Se debe medir la temperatura rectal. Cuando la gradiente axilo/rectal disminuye de 0.5° y especialmente si son iguales o se invierte, es un signo importante de que el alza térmica se debe probablemente a un ambiente demasiado cálido. Es la situación mas frecuente en verano en los RNT que se encuentran en puerperio con sus madres. En caso contrario se deberá evaluar las condiciones clínicas generales del niño y de acuerdo a esto descartar en primer lugar, una infección.

En todos los casos de alteración de la t° debe efectuarse un seguimiento del RN controlando su t° axilar cada media a una hora hasta que ésta se estabilice y evaluando las condiciones clínicas de éste.

## 4. Comparación con cunas radiantes

En el mercado existen variados tipos de cunas radiantes con distintas aplicaciones y especificaciones, además de controlar la temperatura tienen accesorios de fototerapia, equipamiento de resucitación etc.

CALORNAT 10 no es una cuna radiante, sino que entre los posibles usos está el de sustituir el control de temperatura averiado de una cuna radiante en desuso u obsoleta (\*).

(\*) **Nota:** Al momento de elaboración de esta comparativa, se está implementando esta funcionalidad en el Hospital de Clínicas con dos tipos de cunas, Air Shields Vickers y Ohio NC, las mismas fueron acondicionadas para incorporar CALORNAT 10 como su control de temperatura.

Por lo descrito anteriormente, la comparación se realizará en base a parámetros comunes como ser:

- Sensores, tipos cantidad calidad.
- Sensado de temperatura.
- Rango de temp. de operación.
- Modos de operación.
- Resolución.
- Controlador.
- Tipo de control.
- Cantidad de alarmas.
- Distancia desde calefactor a RN.
- Rango de potencia de funcionamiento normal y potencia máxima admisible.
- Seguridad del paciente.
- Monitoreo Remoto.

Los modelos a revisar son los siguientes:

- 1-Air-Shields Vickers Neocrib 1200.
- 2- Cuna IW931-951 Fisher and Paykel.
- 3- Medix SM-401 America.
- 4- Ohio.
- 6-Calornat 10.

Tabla 4 - Comparación entre cunas radiantes

		1	2	3	4	5
Tipos de sensores		...	termistor	Térmico	...	Termistores
Cantidad de sensores		...	2 en 1 pack único	1	...	3 (2 piel,1 amb)
Sensado de temperatura.		...	...	20 C a 42 C	30 C a 42 C	25 C a 45 C
Rango de temp. de operación		34 C a 38 C	4 C a 50 C	34 C a 38 C	35 C a 37.5 C	25 C a 45 C
Modos de operación.		Manual y servo	Manual, Servo y precalentamiento	Manual y servo	Manual y servo	Manual y servo
Resolución.		+0,1 C	0,1 C	0,1 C	0,1 C	0,1 C
Controlador.		Basada en uP	Basada en uP	Basada en uP	Circuito electrónico	Basada en uP
Tipo de control.		Servo-Controlado	Servo-Controlado	Servo-Controlado	...	Servo-Controlado
Cantidad de alarmas		7	...	5	6	8
Distancia desde calef., a RN		...	68 cm	69cm +- 5cm	...	70cm a 120cm
Rango de potencia		...	...	...	...	600W a 1000W
Potencia máxima admisible		...	32mW/cm2	...	540 W	1200W
Seguridad del paciente.		No cumple 60601-1	Cumple 60601-1	...	Cumple 60601-1	Cumple 60601-1
Monitoreo Remoto		...	...	...	RS232	Lan ethernet

## 5. Funcionalidades y Características

### Control de Temperatura

Son tres los modos para el control de la temperatura: Modo Piel, Modo Rápido y Modo Manual.

#### *Modo Piel*

A través un sensor en la zona abdominal se regula la potencia del calefactor para que la piel del RN se encuentre a la temperatura previamente seteada sin una intervención continua del especialista a cargo.

En este modo la rapidez de cambio en la temperatura de la piel está limitada a  $1^{\circ}\text{C}/40 \text{ min}$ .

El sensor de axila se utiliza como referencia de la temperatura del niño, es la que se desea mantener indirectamente a través de la temperatura de la piel.

#### *Modo Rápido*

Idem al Modo Piel salvo que la rapidez de cambio de la temperatura de la piel no está limitada.

#### *Modo Manual*

Este modo es utilizado para una etapa de calentamiento controlado, la temperatura del neonato debe ser controlada continuamente por un especialista ó precalentamiento del neonato

El operador selecciona la potencia deseada a entregar por el calefactor durante su operación.

Se puede utilizar para mantener la temperatura del RN pero es necesario el monitoreo continuo de un especialista.

### Interfaz con el operador

Mediante un display LCD y una botonera se permite seleccionar entre los distintos modos disponibles, setear el valor deseado de la variable a controlar y monitorear su valor en tiempo real. Tomar en cuenta la diferencia entre valor seteado y valor monitoreado, el primero es el que se desea y el segundo es el sensado, en condiciones ideales serían iguales.

### Registro de Datos

Se cuenta con un registro interno con una capacidad de 10 horas donde se guardan una serie de valores como los valores sensados y seteados y otros cada 5 minutos.

El registro es accesible vía red mediante el software MonitorCnat10 y tiene como objetivo ser una base de datos para auditorías.

### Monitoreo on-line

A través de un conector RJ45 y la implementación de la pila TCP/IP, con el software MonitorCnat10 se puede realizar un monitoreo on-line de CALORNAT10.

### Alarmas

CALORNAT10 cuenta con alarmas lumínica y sonora con el objetivo de alertar al usuario de situaciones anómalas:

- La temperatura de la piel del RN no se estabiliza; no alcanza la temperatura seteada por el usuario en un tiempo mínimo.
- El calor irradiado es excesivo y puede causar quemaduras al recién nacido.
- La temperatura corporal del RN está fuera de los límites aceptables para su salud.

## **6. Diseño de Hardware**

### **6.1. Unidad de Procesamiento y Control (UPC)**

Para la elección del procesador se realizó una lista periféricos a conectar y funcionalidades a implementar para cumplir con los requerimientos del proyecto, la lista no es exhaustiva:

#### Componentes

- Display
- Teclado
- Leds y buzzer
- Sensores
- Actuadores
- Reloj
- Memorias
- XPort (\*)

#### Funcionalidades

- Sensado de temperatura
- Control de potencia
- Alarmas
- Registro
- Comunicación LAN (\*)

\* - Para implementar la comunicación LAN se utilizó un OEM de LANTRONIX, XPort, que es una interfaz SerialtoEthernet ([ver datasheet](#)).

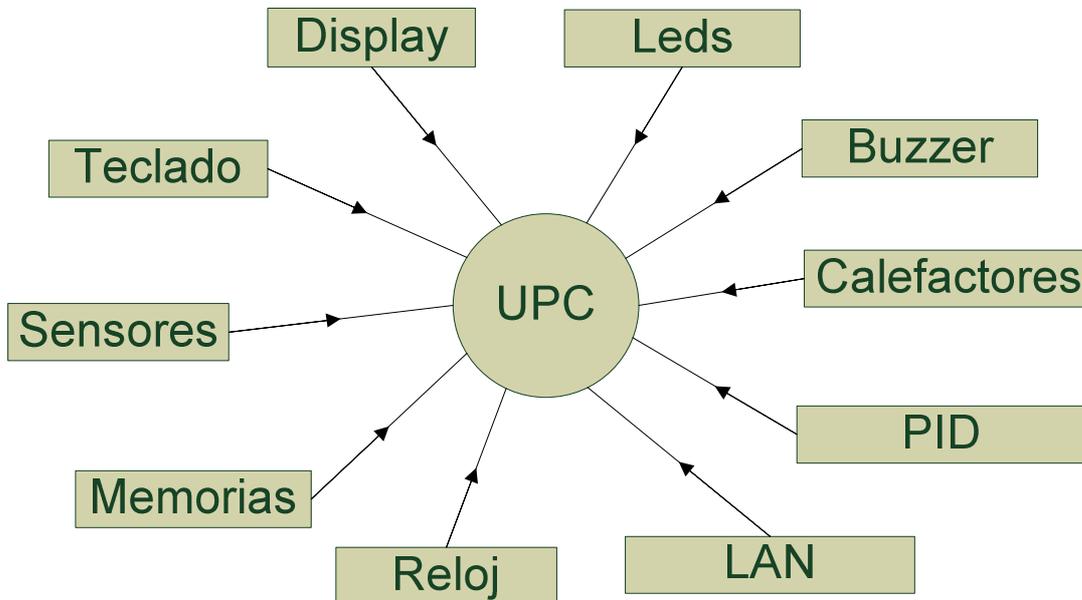


Figura 2 - Diagrama de componentes y funcionalidades

### 6.1.1. Implementación

La implementación de la unidad de procesamiento se dividió en dos fases:

**Fase I:** Se elige un PIC 16F877A para implementar la UPC

Al inicio del proyecto una de las primeras decisiones fue cual procesador utilizaríamos para implementar la unidad de procesamiento. Teniendo en cuenta los requerimientos, costos, potencialidad, disponibilidad en plaza e información disponible se analizó entre una serie de procesadores (ver [Elección de Procesadores](#)).

De este análisis se desprende que el dispositivo que mejor se ajustaba era el PIC16F887A de Microchip.

La unidad de procesamiento comenzó a implementarse con un PIC16F887A.

**Fase II:** Se agrega un segundo PIC 16F877A para implementar la UPC

A medida que fuimos avanzando y se fueron implementando las funcionalidades tanto en hardware como en software nos encontramos con la problemática de capacidad del PIC16f887A. Problemas de disponibilidad de RAM, ROM y pines; en el primer y tercer caso eran insuficientes y en el segundo surgieron dudas.

En este punto volvimos a reevaluar la unidad de procesamiento pero tomando como premisas la base de conocimientos generada, lo diseñado e implementado. Se evaluaron PICs de mayor porte como los PIC18f. Tomando en cuenta los tiempos del proyecto y el conocimiento generado en lugar de cambiar de procesador, también vimos una ventaja en categorizar las tareas, se decidió agregar un segundo PIC idéntico al primero y que trabajaran en paralelo.

La unidad de procesamiento quedó en su forma definitiva: dos PICs 16F877A trabajando en paralelo con tareas categorizadas y comunicados por I2C.

### 6.1.2. Categorización de tareas

Una de las motivaciones que llevaron a la elección de dos PICs fue que podríamos según la importancia y característica de una funcionalidad colocarla sobre un PIC u otro.

Se decidió dedicar un pic (PIC1) a todas las funcionalidades de interfaz con el usuario y el otro pic (PIC2) al control automático y manejo de potencia.

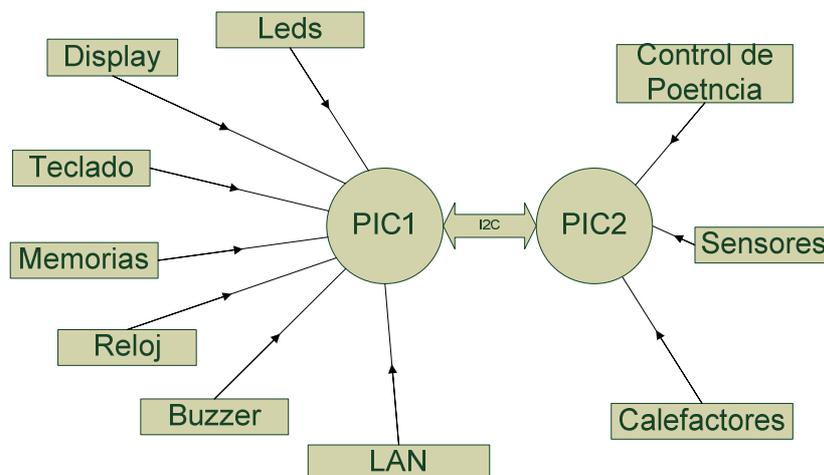


Figura 3 – Diagrama de categorización de tareas

### 6.1.3. Comunicación interna

Para comunicar ambos PICs se utilizó el protocolo I2C, la elección de dicho protocolo no fue arbitraria.

Al momento de la integración del segundo PIC ya teníamos evaluado y estudiado el protocolo para

la comunicación con memorias externas y relojes, es un protocolo sencillo, utiliza únicamente dos pines con capacidad para comunicar 128 dispositivos y los PICs 16F cuentan con un módulo interno dedicado para dicho protocolo (ver [Protocolo I2C](#)).

## **6.2. Etapa de Entrada**

Desde el inicio para poder implementar el control de temperaturas nos enfrentamos a la problemática de traducir una temperatura a voltaje, para lograr esto fue necesario diseñar un circuito eléctrico con un componente sensible a las variaciones de temperatura, un sensor de temperatura.

La construcción de la etapa de entrada fue diseñada desde los sensores hacia el Pic, primero evaluamos que sensores a utilizaríamos para luego diseñar los circuitos acondicionadores.

Una de las características fundamentales del diseño de esta etapa, es la aislación eléctrica que debe haber entre los sensores que están en contacto con la piel del paciente y el resto del circuito.

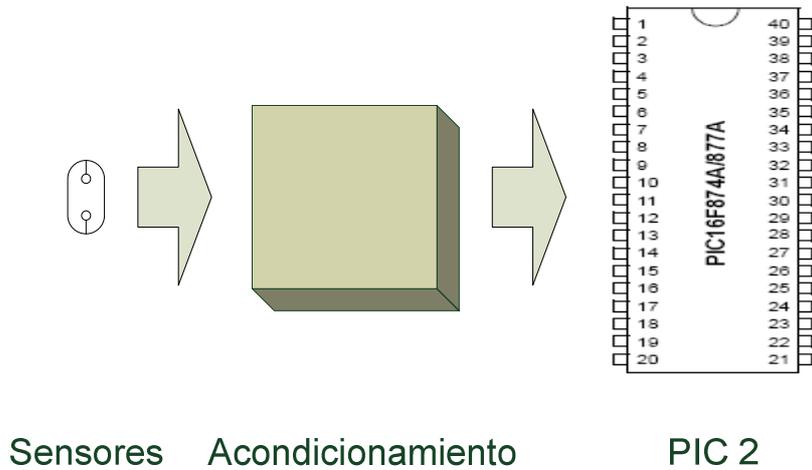


Figura 4 – Diagrama de etapa de entrada

### 6.2.1. Sensores

#### Sensores de Piel

Se evaluaron distintos tipos de transductores de temperatura (ver [Elección sensores de temperatura](#)) pero tomando en cuenta la disponibilidad en plaza y la información disponible en Internet, visualizando el circuito, nos decidimos por transductores resistivos,  $R = f(T)$ .

En este punto fue decisiva la colaboración de la empresa Biogénesis cuyo director Jorge Villardino donó al Núcleo de Ingeniería Biomédica (NIB) dos termistores del tipo NTC (Negative Thermal Coefficient) para aplicaciones biomédicas.

Esta empresa nace en 2002 y se dedica a la producción de sensores de temperatura, saturación de oxígeno y cables para electrocardiogramas [\[2\]](#).



Figura 5 - Sensores PS103J2 donados por Biogénesis

Características generales de los termistores utilizados:

Resolución: 0,1 °C

Exactitud: 0,1 °C

Resistencia @ 25 °C = 10kΩ

En el siguiente link, [PS103J2](#), se encuentra la hoja de datos con todas las características de los NTC utilizados. A los mismos se les debió colocar un conector de tipo plug de ½ de audio.

### Sensores de ambiente

Como sensor de ambiente se utilizó el integrado LM35, ver [datasheet LM35](#), de National Semiconductor disponible en plaza, ya que es un dispositivo de respuesta proporcional a la temperatura con una precisión de 0.5 GC a temperatura ambiente. El mismo es muy utilizado en la industria para una diversidad de aplicaciones.



Figura 6 - Sensor de ambiente LM35

### **6.2.2. Acondicionamiento de Señal-Circuito Transductor**

Con los sensores ya definidos pasamos a implementar el circuito transductor.

En el caso del sensor de ambiente no fue necesario realizar circuitería extra, se implementó tal como indica la hoja de datos el fabricante para aplicaciones de sensores remotos, pero para el sensor de piel se tuvo que diseñar un circuito.

Para implementarlo se trató primero de construir un circuito con el cual obtener como salida un voltaje directamente proporcional a la temperatura. Estudiamos varios circuitos en esta línea pero la pérdida de precisión era considerable.

El circuito básicamente consistía en pasar una corriente constante por el termistor y luego medir la caída de tensión por el mismo, este valor analógico se traducía en uno digital a través de la conversión A/D del PIC usando una tabla guardada en memoria con valores Temp( $V=R_t \cdot I_{cte}$ ) y utilizando la curva  $R_t(T)$  del termistor.

A la hora de probar el diseño nos encontramos con dificultades debido principalmente a que la fuente de corriente no es constante y una pequeña variación en su valor provocaba un cambio de 2 o 3 bits en el valor digital correspondiente, afectando la lectura real. También teníamos un

voltaje de offset intrínseco al circuito así como la dificultad de la escasa capacidad de memoria del PIC para alojar la tabla.

Tomando en cuenta lo anterior pasamos a diseñar un circuito, ver detalles en [Circuito Transductor NTC](#), cuyo voltaje de salida fuera proporcional a las variaciones de resistencia del sensor e implementar en el PIC la ecuación que tradujera el voltaje de salida a temperatura.

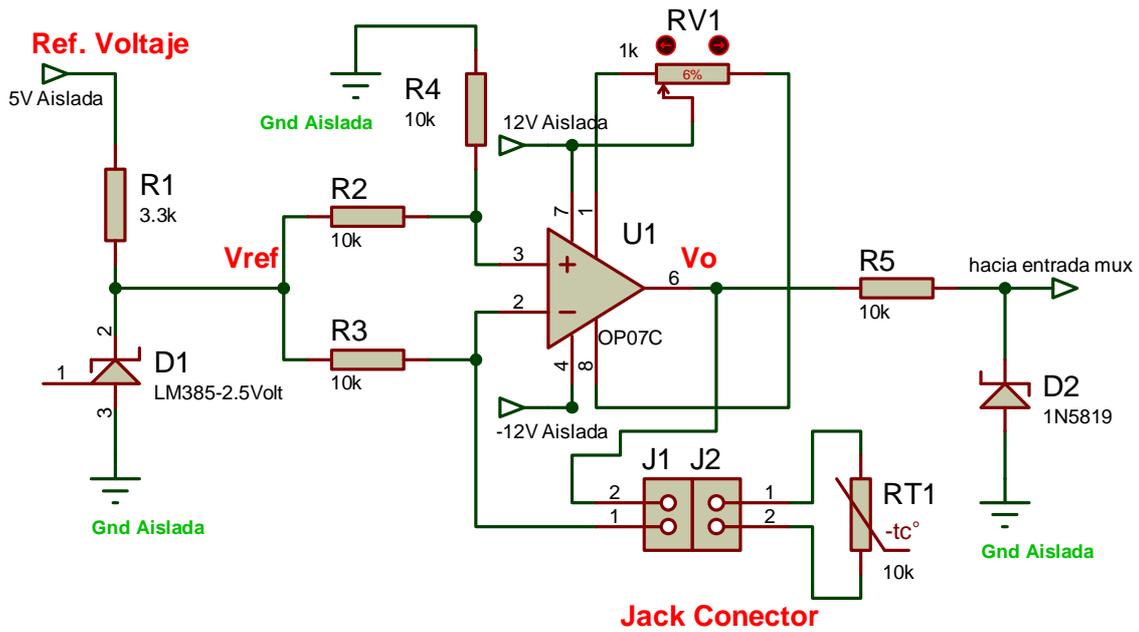


Figura 7 – Esquemático Circuito transductor de entrada

Este circuito llamado pseudo puente de Wheatstone funciona con un operacional realimentado a través del termistor NTC [3].

Para lograr la estabilidad en el voltaje que no se tenía en la primera configuración, se utiliza un lm385 (ver [datasheet LM385](#)) referenciador de voltaje de 2.5 V alimentado con una fuente de 5V regulada, tal como se puede apreciar en la figura.

El amplificador operacional es un op07cp (ver [datasheet OP07CP](#)) de precisión el cual posee la particularidad de poder eliminar el offset en la salida.

Como ya dijimos, esta configuración entrega a la salida una tensión proporcional a la variación de la resistencia en el termistor tal como se expresa en la siguiente ecuación.

$$V_o = -\frac{V_{ref}}{2R} * \Delta R$$

$$R_t = R_{ref} + \Delta R$$

Con  $\Delta R$  variación de resistencia, en torno de la resistencia nominal del termistor (10k@25°C)

Por último están R5 y el diodo schottky D2, (ver [datasheet 1N5819](#)) este último, restringe idealmente la salida a valores positivos únicamente, necesario para la correcta función de las etapas posteriores.

### 6.2.3. Acondicionamiento de Señal-Característica T (V)

Antes de continuar con el diseño de las próximas etapas, es necesario explicar cómo se traduce la tensión obtenida en la etapa anterior en una temperatura, ver [Características T\(V\)](#).

Para ello utilizamos la herramienta Matlab, los datos de [Temperatura vs Resistencia del termistor](#) y la resolución del conversor A/D del microcontrolador, que en este caso es de  $4.88mV/bit$ .

Se obtiene la siguiente ecuación de tercer orden:

$$T(V) = 0.04678V^3 + 0.03466V^2 + 2.8039V + 24.96104 \text{ [}^\circ\text{C]}$$

La misma es utilizada en la rutina de lectura para obtener la temperatura en función de la tensión entrante en el pin2 (AN0) del Pic2.

En la planilla se puede apreciar que la diferencia (en valor absoluto) entre la temperatura del termistor T(R) y la calculada con la ecuación anterior es  $\ll$  que 0.1 grados C lo cual es fundamental para garantizar la precisión de la lectura.

Esto último se aprecia en la siguiente gráfica, se observa que la curva T (V) se superpone a T(R) en todo el rango de funcionamiento establecido, reafirmando que la expresión de 3 orden utilizada para la conversión es adecuada.

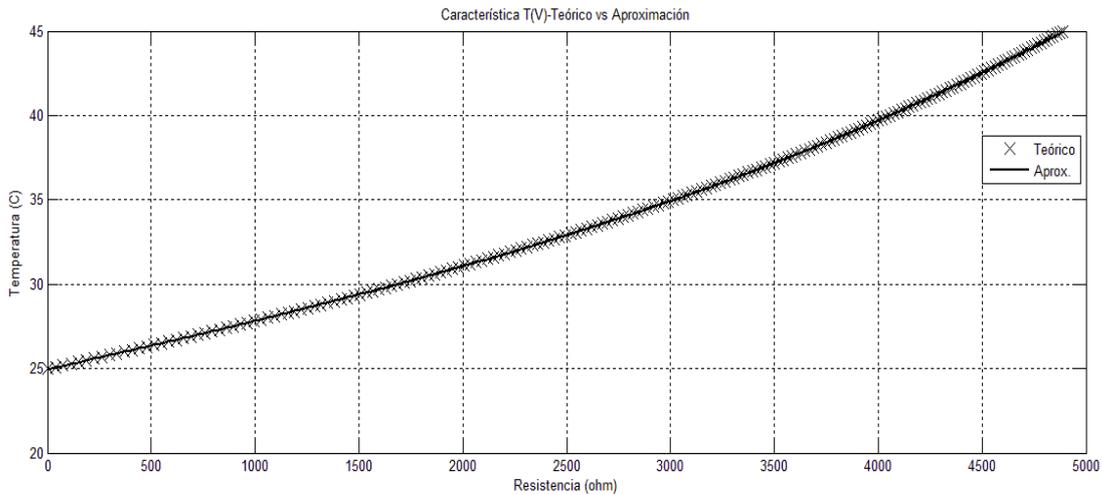


Figura 8 – Acondicionamiento de señal - Curva T(V) Aproximación vs Teórico

#### 6.2.4. Multiplexado, amplificación y aislación eléctrica

Por razones de seguridad para el paciente se usa un amplificador aislador integrado AD202kn ([datasheet AD202](#)), de uso común en aplicaciones biomédicas, ofrece una completa aislación galvánica impidiendo la transferencia de fallas eléctricas al paciente. Está configurado para tener una ganancia de 1V/V.

Fuente de suministro aislada:  $\pm 7.5\text{Vdc @ } 2\text{mA}$

Alta aislamiento: CMV:  $\pm 2000\text{V}$  (AC y DC)

Amplia ganancia: 1V/V – 100V/V

Tensión de alimentación: 15Vdc

Oscilador interno: 25kHz

Alto CMR: 130dB (ganancia = 100V/V)

**OBS:** Como se aprecia en el esquemático, las tierras de ambos lados del amplificador aislador son distintas y aisladas, por lo cual fue necesario implementar dos fuentes de alimentación ( ver 5.9. Fuente de Alimentación)

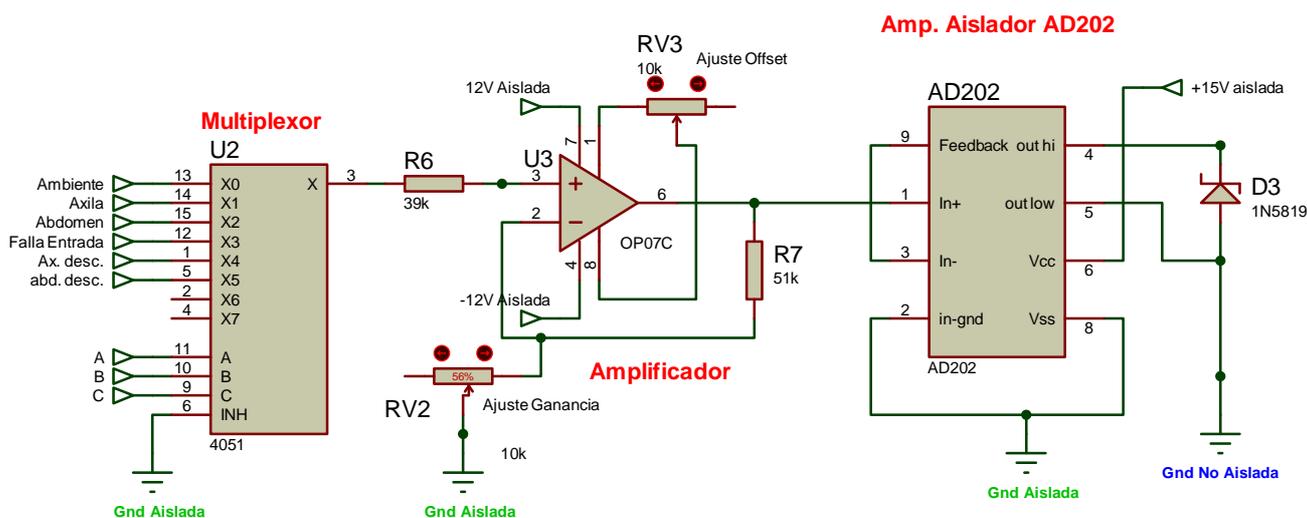


Figura 9 – Esquemático Multiplexado, amplificación y aislación eléctrica

Existen al menos dos razones por el cual se utiliza un único integrado aislador para los 4 sensores, una es el elevado costo y la otra es que se va a utilizar una única entrada analógica del Pic2 por lo que siempre se va a leer un canal a la vez.

Mediante el multiplexor mux4051 ([datasheet mux4051](#)) se selecciona el sensor del cual se desea obtener su valor. Las patas de control del multiplexor son manejadas por el micro a través de tres opto acopladores PC817 ([datasheet PC187](#)).

La etapa de amplificación, previo a la entrada del AD202 es necesaria para la correcta conversión A/D tal como se vio en 5.2.3, la ganancia de la misma debe ajustarse en aproximadamente siete (la ganancia total, desde salida transductor hasta entrada de PIC).

Los cálculos de esta etapa se encuentran en [Cálculos y Memorias - 7.4](#).

### 6.2.5. Filtrado y conexión a Pic2

La última etapa del acondicionamiento de la entrada es el filtrado, esta etapa es necesaria para evitar lecturas de temperatura erróneas, las fuentes de ruido principales son las generadas por la tensión de red (50 Hz) y la generada por el oscilador interno del operacional aislador AD202 (25kHz).

El ancho de banda es de 2 Hz , ver [Diseño del filtro](#), por lo que se realizo un filtro de tercer orden con frecuencia de corte de 20 Hz, el mismo está representado en el esquemático a continuación.

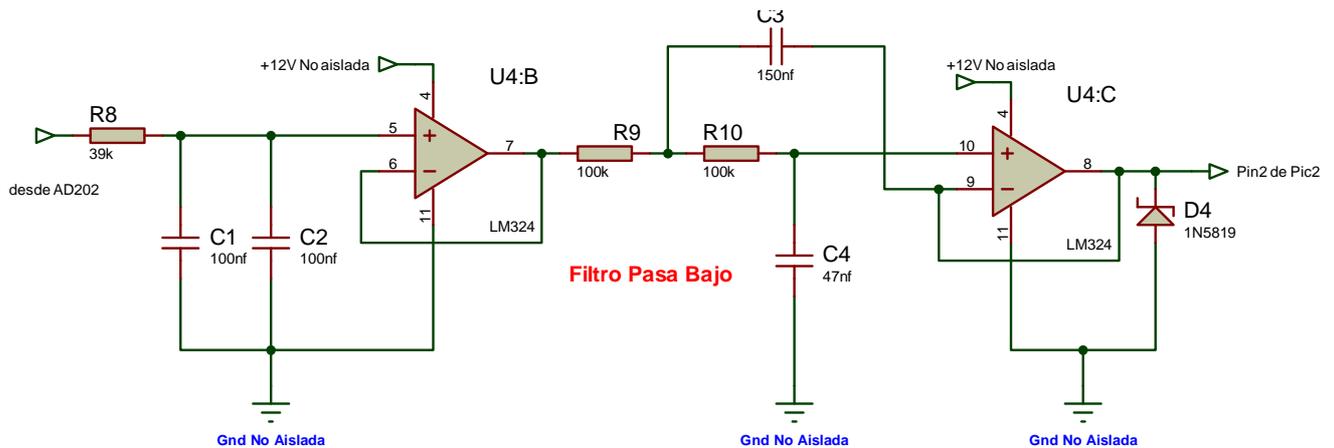


Figura 10 – Esquemático Filtrado y conexión al PIC2

La conexión al Pic2 se realiza en el pin 2 del mismo, se coloca un diodo schottky a tierra para proteger la entrada analógica del micro controlador.

### 6.2.6. Alarma-Falla Entrada

Como se vio anteriormente, para el acondicionamiento de señal de los sensores de piel, es necesario utilizar una referencia de tensión muy precisa para la correcta medición de temperatura. Esta es la razón por la cual es necesario que este valor de tensión no se escape de un rango normal de funcionamiento y provoque una medición errónea con posteriores consecuencias negativas sobre el neonato.

Se implemento un comparador de ventana, capaz de dar un “1” lógico cuando el valor de tensión de referencia esta fuera del rango de trabajo[4].

$$si \ V_{TL} < V_{REF} < V_{TH} \rightarrow V_{out} = 0$$

En caso contrario  $V_{out} \sim 3V$

Los 4 operacionales están en un único circuito integrado LM324.

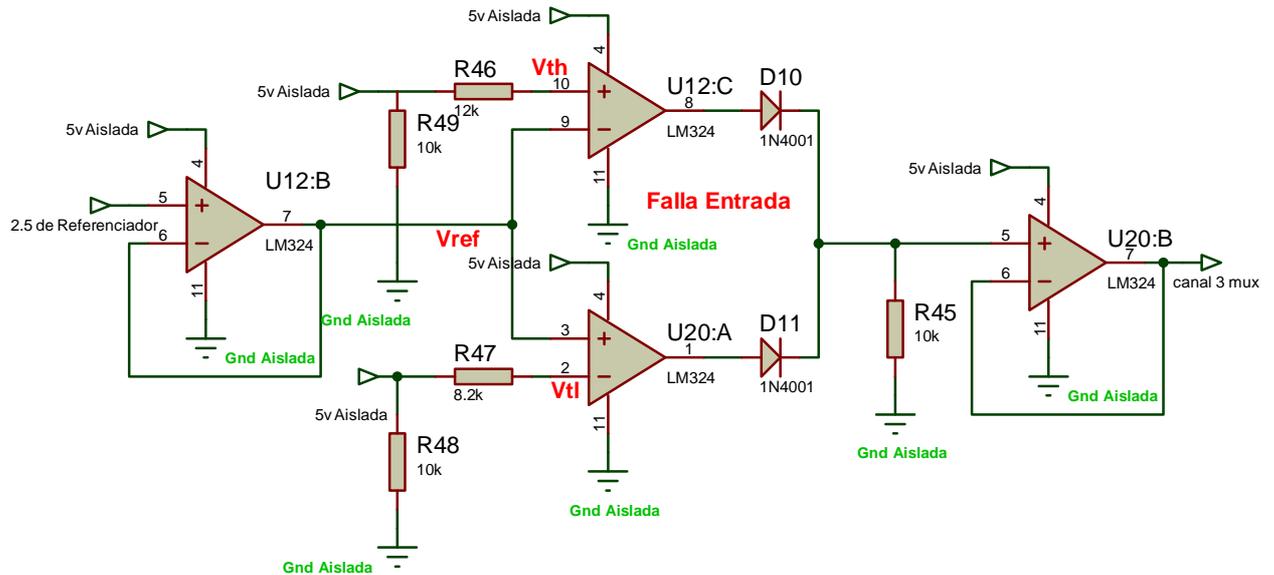


Figura 11 – Esquemático Alarma Falla de entrada

### 6.2.7. Alarma-Sensor desconectado

Otra alarma que debe detectarse por hardware es la de los sensores de piel desconectados, ya que la de sensor de ambiente puede detectarse fácilmente por software.

Cuando se desconecta uno de estos sensores y por cómo se diseñó el transductor, el operacional satura a  $-V_{cc}$  (aprox. -10.5V reales) y en condiciones normales de funcionamiento la tensión en ese punto está en el rango de 0 a 0.7 volt para temperaturas de 25 a 45 grados Celsius.

El circuito implementado utiliza un operacional en configuración inversora con ganancia  $G=0.075$ .

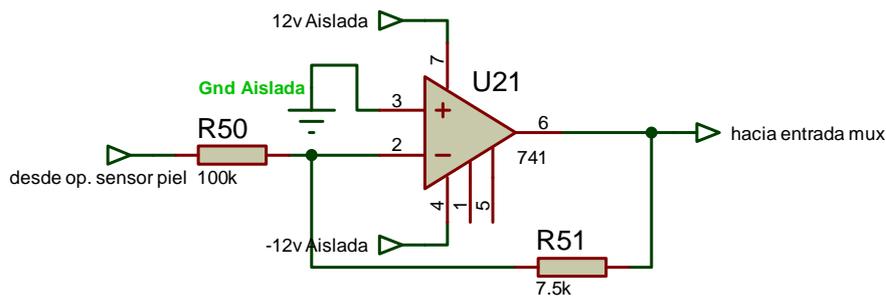


Figura 12 - Esquemático Alarma Sensor desconectado

Si consideramos que el rango de temp. de uso es [10; 45] grados Celsius, entonces el valor de tensión podrá variar en el rango [0.6405; -0.367] está incluido el efecto de que en el total de la etapa hay una amplificación (aprox. de 7) pero también a la entrada de filtro hay un diodo schottky a tierra limitando los valores de tensión negativa por lo que este rango será aproximadamente [0.6405; -0.1]

Cuando hay una desconexión del sensor, el valor de tensión que recibe la entrada del conversor es aproximadamente 5 volt, por lo que en la rutina del software esta alarma se detecta chequeando que la tensión sea mayor que 1 volt por ejemplo.

### 6.2.8. Esquemático completo

Amplificador, aislador y filtro.

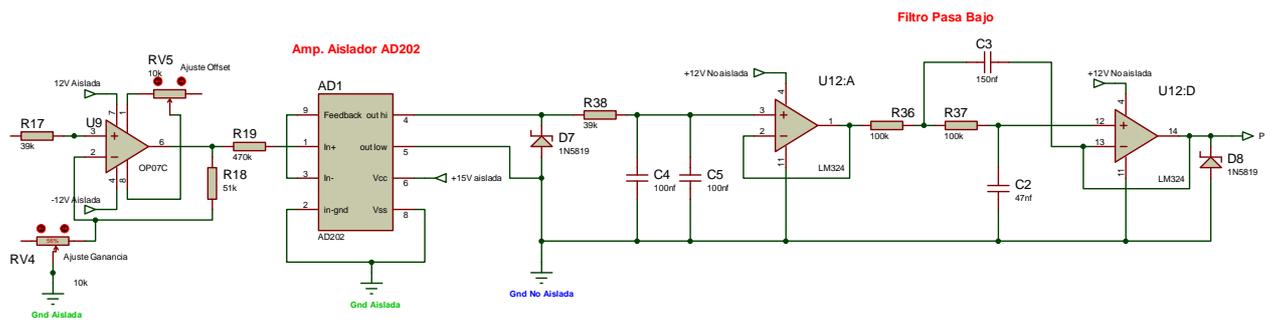


Figura 13 - Esquemático Amplificador, aislador y filtro

Transductores, alarmas y multiplexor.

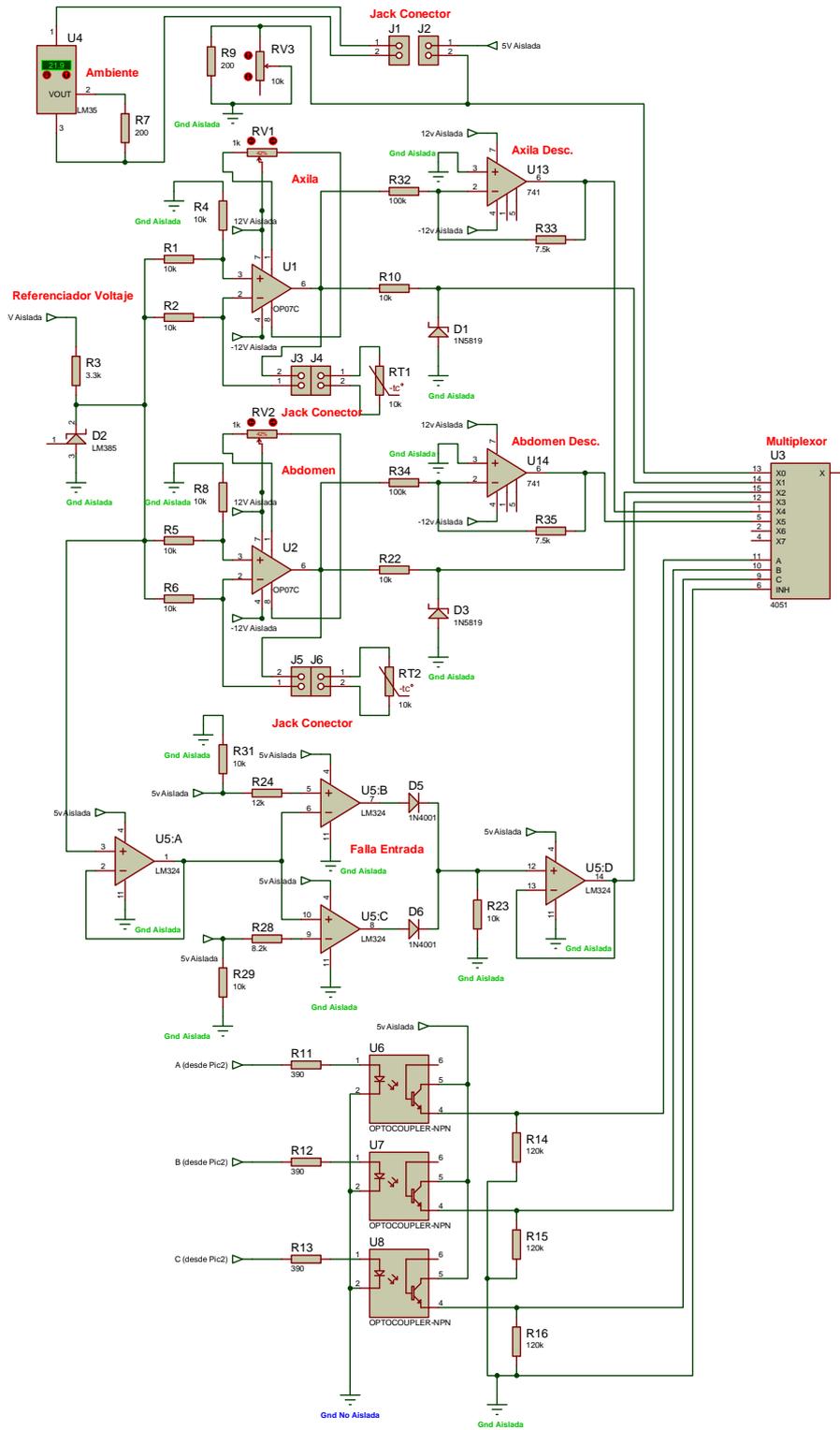


Figura 14 - Esquemático Transductores, alarmas y multiplexor

### 6.2.9. Entradas casos de estudio

Cuando se formuló el proyecto, se planteo el objetivo de que el sistema tenga “la posibilidad de implementar un control automático de flujos de aire con calor y humedad”.

Además, cuando se definió el alcance, se planteo que Calornat10 sea integrable en proyectos de incubadoras.

Por estas dos últimas razones, se analizaron posibles aplicaciones e implementaciones a realizar a futuro (extensión de Calornat10) en lo que refiere a control de humedad y flujos de aire.

El análisis completo se encuentra en [Casos de Estudio](#), en base a este último, se diseñó el hardware para las entradas que permiten incorporar sensores de humedad y flujos de aire.

#### Control de Humedad

En el mercado existe una gran variedad de sensores de humedad lo cual dificulta la idea de tener una o varias entradas libres tal como se requiere y se planificó, lo mismo ocurre con la previsión de salidas para esta funcionalidad.

Se opta por dejar un pin del puerto A (entradas analógicas) y el sensor que se conecte a futuro en dicho pin deberá tener su circuitería externa para acondicionar niveles de tensión y/o corriente, también se deja previsto 2 pines digitales, alimentación (5V) y tierra para una posible conexión de un sensor de humedad digital (por ejemplo SHT11).

Con los dos pines de datos se puede por un lado implementar un protocolo conocido, por ejemplo I2C o implementar uno de autoría propia.

La figura muestra el esquema de conexionado de la entrada digital.

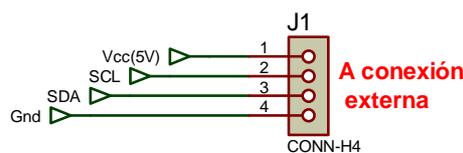


Figura 15 - Esquemático Entrada Control de humedad

#### Control Flujos de Aire

Se prevé la misma cantidad de pines que el control de humedad ya que a priori tampoco conocemos que tipo de sensores se conectarán. La idea es que se puedan conectar sensores analógicos y/o digitales.

### 6.3. Etapa de Salida

El objetivo fundamental de Calornat10 es mantener la temperatura del recién nacido en un valor adecuado. Para lograrlo y cumplir con el requerimiento del proyecto es necesario conocer qué tipo de actuadores se pueden utilizar, elegir uno e implementar el acondicionamiento de señal necesario para poder utilizar los calefactores especificados, a saber: estufas a cuarzo, caloventiladores, almohadas eléctricas etc.

La seguridad eléctrica del paciente es fundamental en equipos médicos, por lo que la aislación eléctrica entre la etapa de potencia y la electrónica es primordial además de prever dispositivos de protección automática ante fallas eléctricas, por esta razón se decide colocar todos los componentes de potencia de esta etapa en una carcasa separada de la electrónica (zapatilla).

Para mantener la temperatura dentro de parámetros aceptables se implementa un control del tipo PID, ver [Cálculos y Memorias – Control PID](#), la implementación del mismo debe ser consistente con el hardware seleccionado.

Por último y al igual que la etapa de entrada se diseñan salidas extras para futuras aplicaciones en control de humedad y flujos de aire.

#### 6.3.1. Actuadores

A priori sabemos que el elemento calefactor funcionará con 220 Vac y entregará una potencia máxima de 1200W, también sabemos que el micro controlador entregará un tren de pulsos de ancho variable (PWM) con la información de cuanta potencia se debe entregar en cada momento, entonces la consigna es elegir el driver (actuador) adecuado, capaz de cumplir con los requerimientos descriptos.

En [Cálculos y Memorias – Elección del Actuador](#) se hace referencia a esta elección explicando los tipos de actuadores disponibles describiendo sus ventajas y desventajas. Se optó por utilizar un SSR (solid state relay) existe una gama amplia de fabricantes y modelos de SSR pero se decide utilizar el modelo G3NA-210B de OMRON, [datasheet G3NA](#), por su bajo costo y reconocida trayectoria del fabricante.

#### 6.3.2. Acondicionamiento de Señal

Luego de elegir como elemento de conmutación un SSR se debe interconectar con la salida del PIC2, para esto nuevamente se optó por usar un opto acoplador como driver del SSR para tener doble aislación eléctrica (SSR ya la tiene) y controlar la corriente que deriva del pin de salida del micro controlador.

Además de controlar el elemento de conmutación se implementó un dispositivo capaz de cortar el flujo de corriente a través del calefactor de forma independiente, esto último se logró colocando un relé electromecánico en serie con la salida del SSR y el calefactor.

El siguiente esquemático indica estas dos salidas.

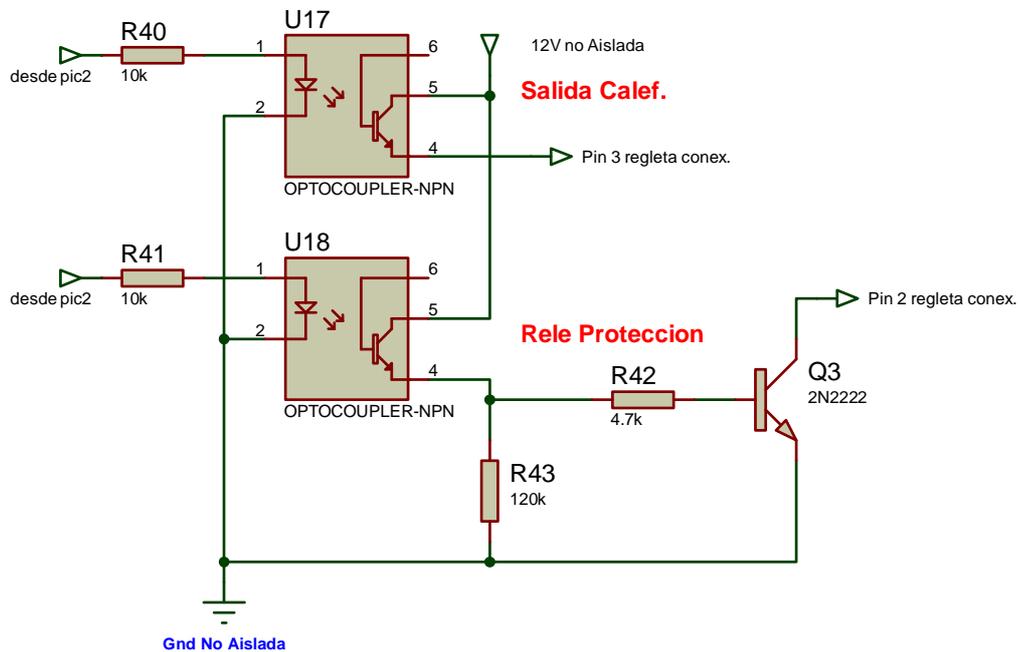


Figura 16 - Esquemático Etapa de Salida Acondicionamiento de Señal

Otra decisión a tomar, es la de colocar o no un disipador en el elemento SSR, el fabricante indica que la máxima corriente admisible sin colocar disipador es 4 Amperes con una temperatura de 40°C, pero para 1200W de potencia máxima (especificado para Calornat10) la corriente es del orden de los 5.5 A por lo que se concluye que se debe colocar disipador. De la hoja de datos se utiliza una grafica que da el área del disipador necesaria en función la corriente de carga, si tomamos 6 A máximo, tenemos un área aproximada de unos 30cm cuadrados, si la placa fuera cuadrada el disipador tendría dimensiones de 5.5cm\*5.5cm\*3.2mm (L\*A\*P).

El disipador utilizado tiene aproximadamente 18cm\*5cm\*1cm con aletado y un fan para quitar el calor, este tamaño puede perfectamente contener los 3 SSR posibles, contemplando las salidas de casos de estudio.

### 6.3.3. Salidas Caso de Estudio

Además de proveer entradas auxiliares para uso en control de humedad y flujos de aire, en la salida se dejan dos salidas auxiliares acondicionadas para poder interconectar dos SSR extras.

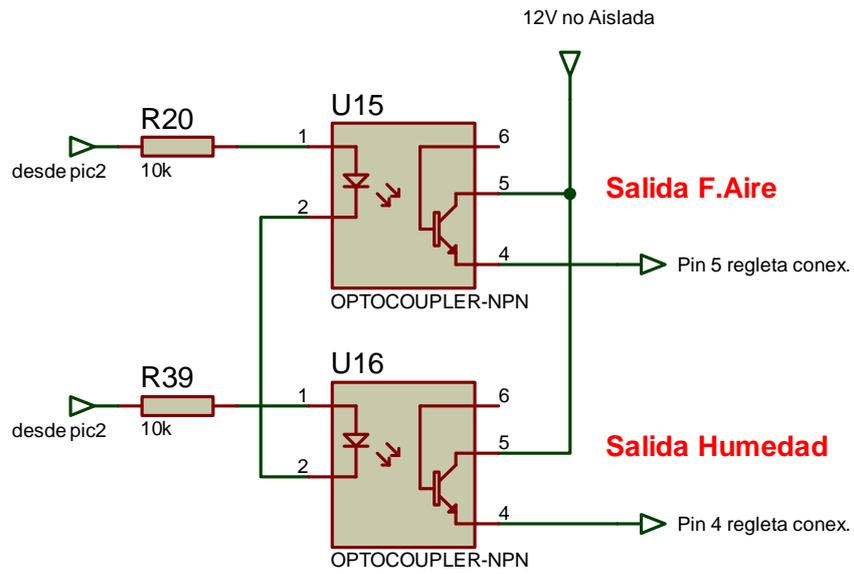


Figura 17 - Esquemático Salidas Casos de Estudio

#### 6.3.4. Esquemático completo etapa potencia

La siguiente figura indica parte de lo que está dentro de la “zapatilla”, se aprecia el relé de seguridad, el SSR, los tomas schuko y la termomagnetica general.

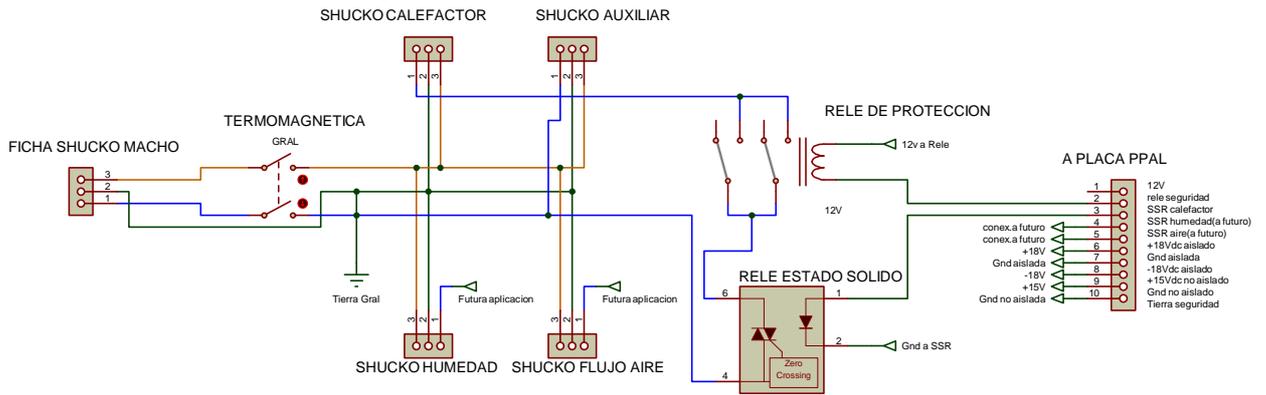


Figura 18 - Esquemático Etapa de Potencia

## 6.4. Alarmas

Calornat10 dispone de una serie de controles a medida que monitorea la temperatura. Estos controles son empleados para evitar quemaduras en pacientes así como el enfriamiento del mismo. La alarma se activa anticipando la situación de riesgo. En estos casos el equipo detiene su funcionamiento y alerta al usuario a través de una alarma lumínica y sonora.

### Funcionamiento

La alarma lumínica se hace a través de un led rojo que está conectado al pin 15 del microcontrolador mediante una resistencia. La alarma sonora se hace a través de un buzzer que está conectado al colector del transistor. Un opto acoplador activado por el pin 40 del microcontrolador alimenta la base del transistor saturándolo y pone a tierra el terminal del buzzer. El otro terminal está conectado a 12V.

Esquemático

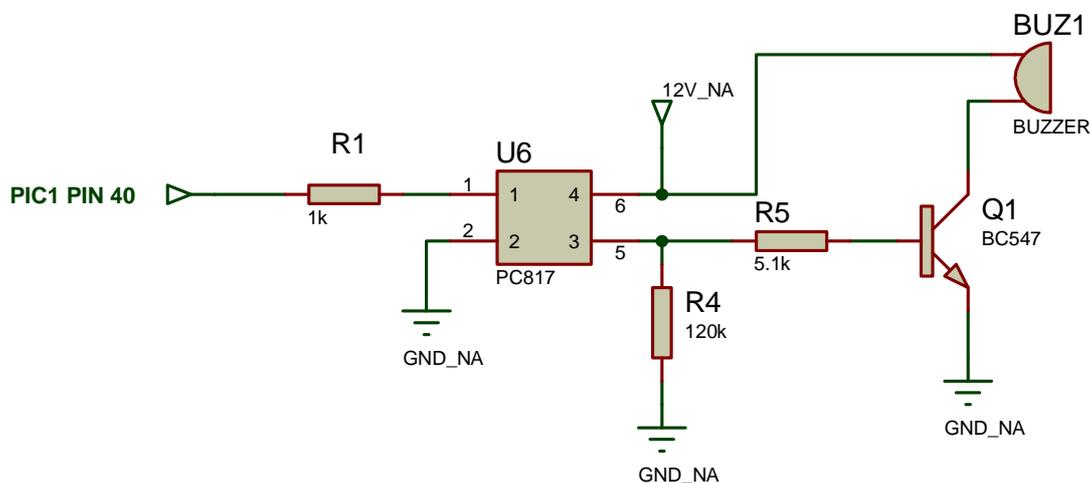


Figura 19 - Esquemático Activación de alarmas

## 6.5. Display

El Display de Calornat10 muestra al usuario toda la información necesaria para el correcto manejo del equipo. A través del mismo se puede visualizar los modos de funcionamiento, la temperatura a setear y toda la información mientras esta operando como ser temperatura de la piel, axila, ambiente, porcentaje de potencia del calefactor, mensajes del tipo de fallo, fecha y hora.

Este componente está específicamente fabricado para ser utilizado con los microcontroladores, lo que significa que no se puede activar por los circuitos integrados estándar. Se utiliza para visualizar los diferentes mensajes en un visualizador de cristal líquido. Puede visualizar mensajes en dos líneas con 16 caracteres cada una, visualizar todas las letras del alfabeto, letras del alfabeto griego signos de puntuación símbolos matemáticos etc. También es posible visualizar símbolos creados por el usuario. Entre otras características útiles es el desplazamiento automático de mensaje (a la izquierda y a la derecha), aparición del cursor y retroiluminación Led. El display utilizado es un Winstar modelo WH1602A. En MikroC es posible la inicialización y manejo del display mediante librerías y funciones ya establecidos por el Software.

Funcionamiento

Debajo del Visualizador LCD se encuentran los 16 pines para su funcionamiento. Hay ocho pines destinados a transferencia de datos o comandos, tres de control, dos de alimentación y uno regulación de contraste. Los otros dos son para la retroiluminación.

Su función se muestra en siguiente tabla:

**Tabla 5 - Voltajes y pines del Winstar modelo WH1602A**

Función	Número	Nombre	Estado lógico	Descripción
Tierra	1	Vss	-	0V
Alimentación	2	Vdd	-	+5V
Contraste	3	Vee	-	0 - Vdd
Control de Funcionamiento	4	RS	0	D0-D7 como comandos
			1	D0-D7 como datos
	5	R/W	0	Escribir datos al LCD
			1	Leer datos del LCD
	6	E	0	Acceso al LCD deshabilitado
			1	Acceso al LCD habilitado
Datos/ Comandos	7	D0	0/1	Bit 0 LSB
	8	D1	0/1	Bit 1
	9	D2	0/1	Bit 2
	10	D3	0/1	Bit 3
	11	D4	0/1	Bit 4
	12	D5	0/1	Bit 5
	13	D6	0/1	Bit 6

	14	D7	0/1	Bit 7 MSB
Retroiluminación	15	A	-	Vdd
	16	K	-	0V

De los 8 bits para el control del funcionamiento utilizaremos solamente 4 para el ahorro de pines de E/S del microcontrolador, ver [Cálculos y Memorias - Display](#)

El contraste del visualizador depende del voltaje de alimentación del pin Vee. Este puede variar entre 0 – Vdd. Un potenciómetro es utilizado para esto. Este display tiene retroiluminación incorporada (diodos LED blancos). Para su alimentación se conecta una resistencia en serie para limitar la corriente.

Esquemático

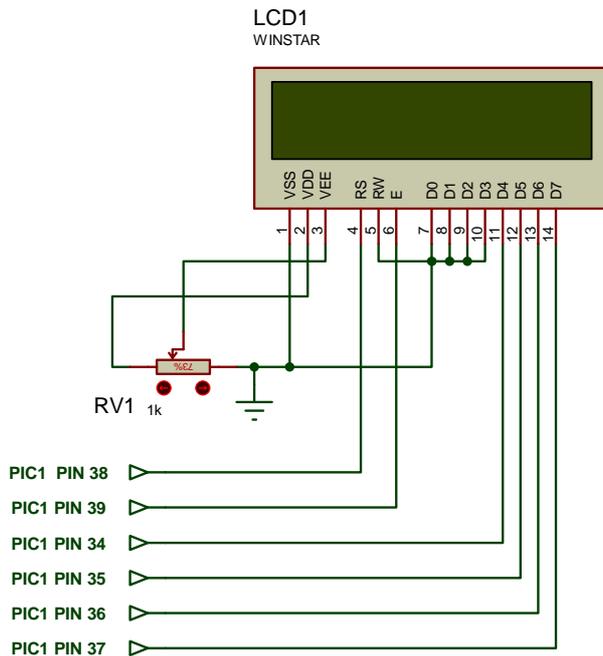


Figura 20 - Esquemático Display

## 6.6. Teclado y leds

Las teclas permiten al usuario manejar el equipo con mucha facilidad y comodidad.

Las teclas que dispone Calornat10 son:

Tecla	Descripción
MENU	Acceso al menú de selección de modos.
OK	Tecla "Enter". Acepta los datos mostrados.
ESC	Va a la pantalla anterior.
STOP	Detiene funcionamiento de control.
UP	Tecla "Arriba" para recorrer el menú hacia arriba o incrementar valores.
DOWN	Tecla "Abajo" para recorrer el menú hacia abajo o decrementar valores.

Figura 21 - Tabla de Teclado

### Funcionamiento

El diseño del teclado consiste en la conexión de un pulsador por pin de E/S del microcontrolador. Se agregó una configuración de resistencias y capacitares a cada pulsador para la eliminación de rebotes al presionarlo. En estado de reposo se tiene un 1 lógico a la entrada del microcontrolador y un 0 lógico al presionarlo. Además del teclado se disponen de tres leds. El led verde "On" indica que el equipo está encendido. El led verde "Working" indica que el equipo está trabajando, es decir que está realizando la tarea de control de temperatura. Y el led rojo "Alarm" se enciende intermitentemente cuando el equipo detecta una anomalía (ver sección 5.4)

Esquemático

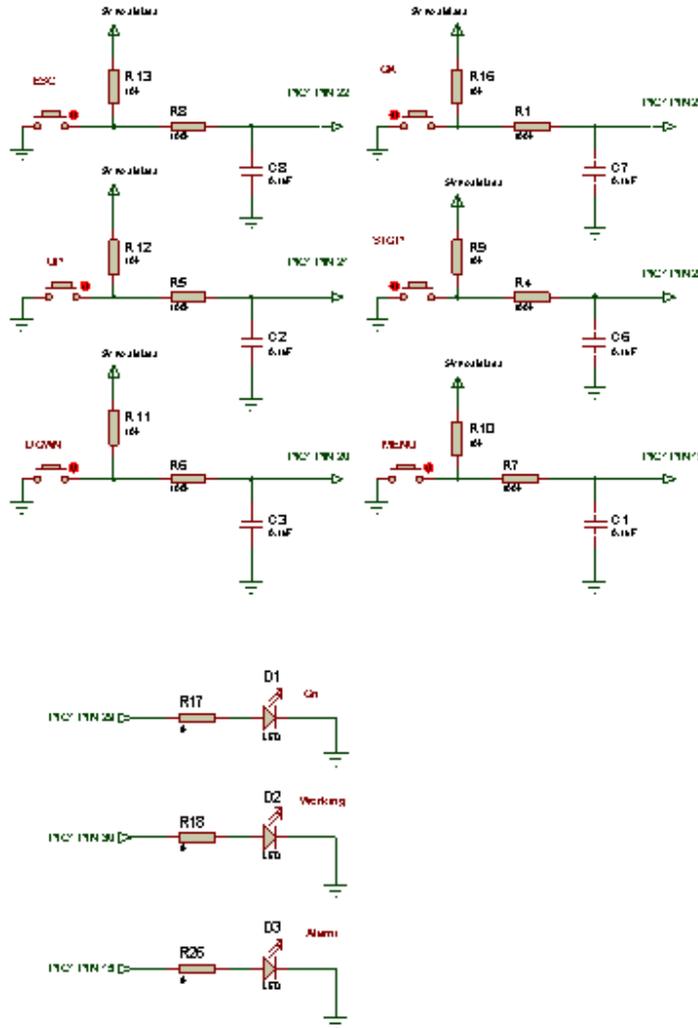


Figura 22 - Esquemático Teclado y leds

6.7. LAN

Uno de los requerimientos de CALORNAT10 es la comunicación LAN, entendiendo como tal la capacidad de acceder desde una red local a ciertas variables internas de los microprocesadores. Los microprocesadores seleccionados no poseen comunicación LAN por lo que fue necesario hacer un estudio de integrados que permitieran realizarla, ver [Dispositivos LAN evaluados](#).

Lo que definió como llevar a cabo esta tarea fue la complejidad de la implementación de los protocolos TCP/IP directamente en los uC. Se perdería mucha capacidad de procesamiento únicamente implementando los protocolos.

Tomando en cuenta lo anterior nos definimos por el integrado de LANTRONIX, XPORT. Dicho dispositivo ya tiene implementado internamente la pila TCP/IP y actúa únicamente como interfaz LAN-to-Serial ([ver datasheet XPort](#)). De esta forma se delega la pila TCP/IP a un integrado externo.

Los uC ya tienen los módulos internos para implementar fácilmente la comunicación serial.



Figura 23 - OEM Lantronix XPort

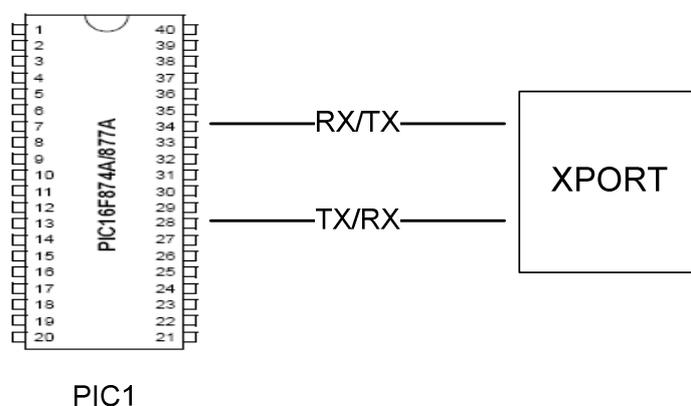


Figura 24 - Conexión Serial PIC1 - XPort

## 6.8. Programador

Se implementó un programador con conexión USB en Placa1 para poder programar el microcontrolador que contiene el control de funcionamiento denominado PIC2.

### Funcionamiento

Mediante un botón se cambia la alimentación del microcontrolador y es posible programarlo sin necesidad de sacarlo. Cuando se presiona el botón se cambian las conexiones del PIC2. Esta recibe

alimentación del puerto USB del ordenador, se cambian niveles de voltaje y se conectan los pines de programación que son utilizados para otros fines en el funcionamiento normal. El programador se implementa con un microcontrolador PIC 18F2550. El Software para programarlo es el Pickit2 v2.6 totalmente gratuito, ver [Cálculos y Memorias - Programador](#).

Esquemático

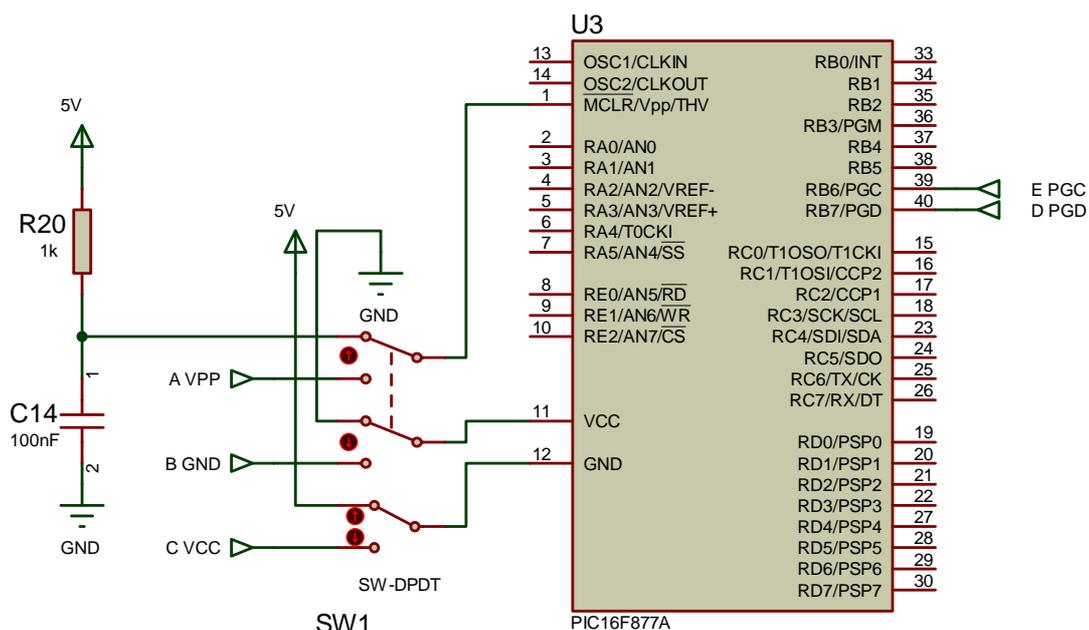


Figura 25 - Esquemático del Programador

**6.9. Fuente de alimentación**

La fuente de alimentación se diseño con dos transformadores independientes. Un transformador denominado transformador de aislación alimenta toda la etapa de entrada para que los sensores conectados al paciente estén aislados eléctricamente del resto del circuito. El otro transformador denominado transformador de alimentación alimenta el resto del circuito.

Transformador de aislación

Este transformador alimenta la etapa de entrada y tiene una relación de vuelta 220V/(15V+15V) para obtener tensiones positiva y negativa. Se rectifica la salida mediante un puente de diodos y se conecta a dos capacitares filtro de 470 uF. Uno para obtener la tensión positiva y el otro para obtener una tensión negativa. A cada salida se conecta un fusible para protección. Para tener una

tensión positiva +15V regulada se utiliza un LM7815. Las tensiones +12V y -12V regulada se emplean un LM7812 y un LM7912 respectivamente. Por último la tensión de +5V un LM7805.

A la entrada de 220V se conecta un varistor para eliminar cualquier pico de tensión que pueda afectar al equipo.

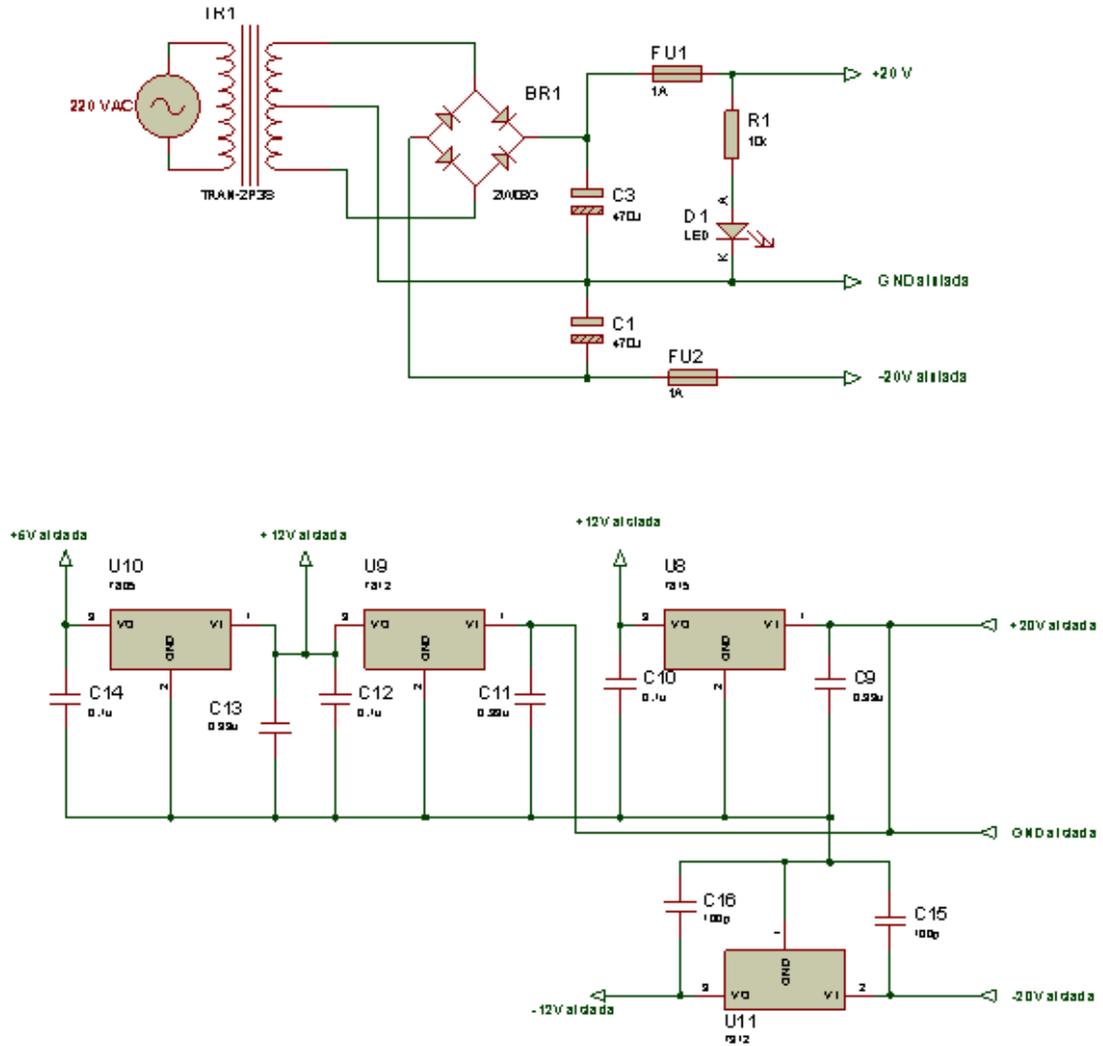


Figura 26 - Esquemático Transformador de aislamiento

### Transformador de alimentación

Este transformador alimenta el resto del circuito y tiene una relación de vuelta de 220V/12V. Al igual que el otro se conecta un puente rectificador, un capacitor filtro de 470uF y un fusible. Las tensiones de +12V y +5V se emplean los reguladores LM7812 y LM7805 respectivamente.

Esquemático

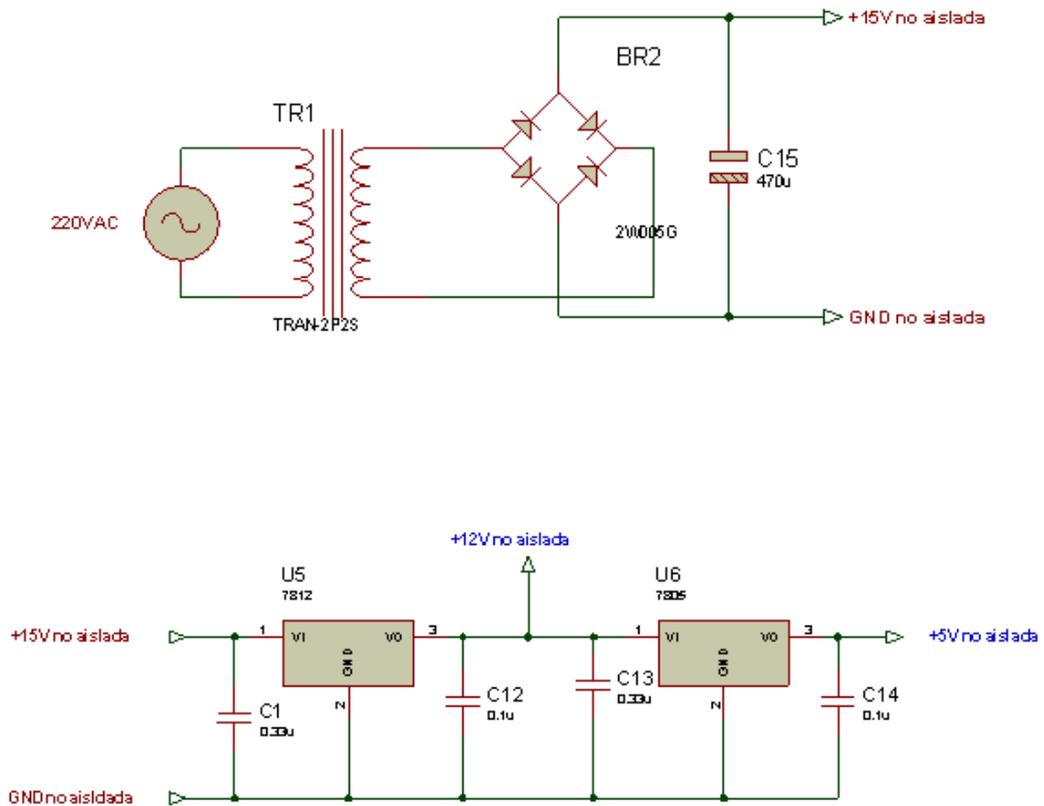


Figura 27 – Esquemático Transformador de alimentación

Para la alimentación de la LAN se implementó una fuente conmutada de 3.3V mediante el integrado LM2574.

Esquemático

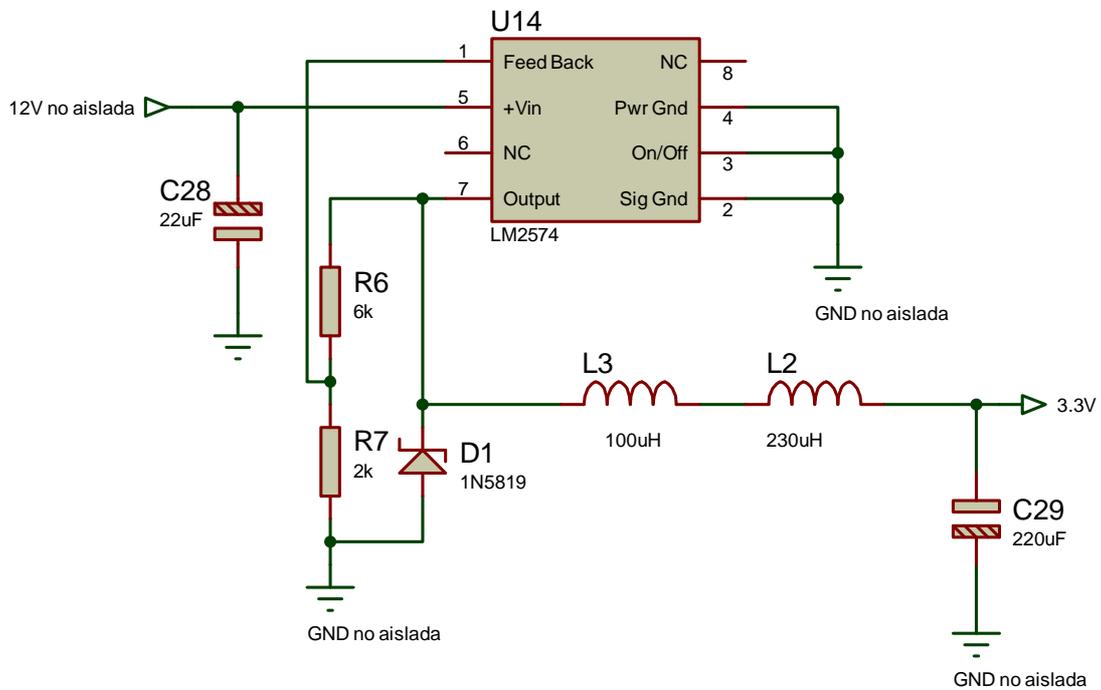


Figura 28 - Esquemático Alimentación LAN

## 6.10. Reloj y Memoria

Los datos obtenidos de temperatura son guardados en la memoria externa con fecha y hora.

### Funcionamiento

Para ello se utiliza el reloj PCF8583 con 240x8 bit de RAM que contabiliza hasta la centésima de segundo. Los datos del tiempo y fecha son guardados en distintos registros del reloj y se acceden a ellos por comunicación I2C. Se debe conectar un cristal de 32.768 kHz para su funcionamiento.

La memoria 24LC256 es una Eeprom de 32K x 8 (256Kbit) con comunicación I2C.

### Esquemático

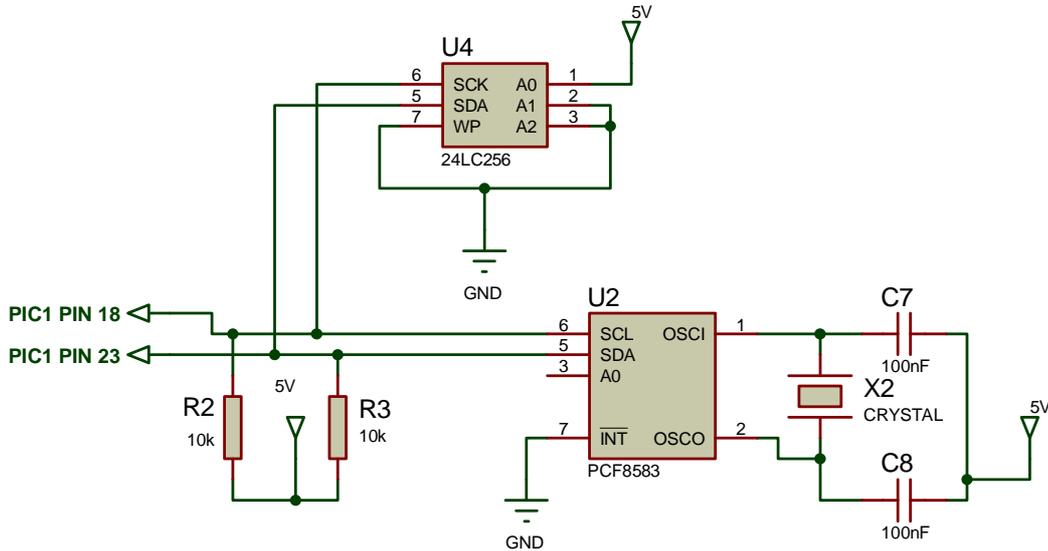


Figura 29 - Esquemático Reloj externo y Memoria EEPROM

## 6.11. Diseño PCB

Para el diseño del Hardware se dividieron en tres PCB distintos. La denominada Placa2 contiene los pulsadores, los leds de On, Working y Alarm y el Display. La Placa3 contiene los puentes rectificadores, los capacitares filtros y un led indicador de voltaje de continua en la salida.

Por último la Placa1 contiene toda la etapa de procesamiento que incluye los dos microcontroladores 16F877A, el programador, la conexión Ethernet, la memoria, el reloj, la alarma y los reguladores de tensión.

En el diseño del PCB primeramente se seleccionan los componentes de la lista que se obtiene a partir del esquemático y se ubican en el área de diseño. Cuando los componentes utilizados en el ARES no tienen encapsulado definido, se pueden diseñar los mismos de forma manual. La interconexión entre ellos ya está establecida. Se define el borde de la plaqueta. El ruteo se realiza de forma automática y primeramente se definen los siguientes parámetros según recomendaciones de los fabricantes de PCB.

th = milésima de pulgada. 1 milésima de pulgada = 0,0254 mm

- Ancho mínimo de pistas: 35 th
- El diámetro del Pad debe ser mínimo, el doble que el agujero. En la selección del Pad la primera cifra indica el diámetro exterior y la segunda el diámetro interior. Las mediadas utilizadas fueron :  
(80 – 30) th; (100 – 50) th; (150 – 60) th; (200 – 80) th
- Distancia mínima entre Pad y Pad : 15 th
- Distancia mínima entre Pad y Trace : 15 th
- Distancia mínima entre Trace y Trace : 15 th
- Distancia mínima entre componentes : 10 th

**Observación:** El diseño de la de la Placa1 que contiene la etapa de procesamiento se podría haber mejorando agregando áreas de tierra para reducir interferencias del exterior o mismo de los dispositivos. Es importante esta observación para futuros proyectos de extensión.

## 7. Desarrollo de Software

### 7.1. Herramientas de Desarrollo

#### MikroC

Desde un principio, tomando en cuenta que el PIC era de arquitectura RISC (ver 1.4.3) y vislumbrando la cantidad de código a escribir como para hacerlo en lenguaje ensamblador fue necesario seleccionar una herramienta de alto nivel para escribir el programa.

Se utilizó el IDE desarrollado por MikroElektronika, mikroC PRO for PIC; desarrollado específicamente para los microcontroladores fabricados por Microchip.

La elección se basó esencialmente en la cantidad de información disponible en la web, la simplicidad para programar, el tiempo en el mercado y las librerías que disponía.

Además fue el único IDE que contaba con optimización inteligente de código, una característica que reduce el código ejecutable hasta un 20%.

La cantidad de librerías disponibles y la simplicidad fueron las características determinantes para su elección.

La versión utilizada es la 4.60.

En el siguiente enlace hay un excelente tutorial sobre esta herramienta. La misma fue un excelente material de estudio para el desarrollo de los programas en MikroC.

<http://www.mikroe.com/eng/chapters/view/79/capitulo-1-el-mundo-de-los-microcontroladores/>

#### Proteus

Otra herramienta de gran utilidad fue el software de simulación Proteus de Labcenter.

Permite simular toda la dinámica del circuito “step by step”, pudiendo ver las variaciones de los voltajes, los protocolos de comunicación, el cambio en las variables y los registros internos de los PICs.

Con Proteus pudimos simular el comportamiento del circuito antes de realizarlo físicamente y detectar fallas que “in circuit” sería imposible.

Cabe mencionar que el circuito integro no se pudo simular por bugs del programa pero si bloques importantes.

En la experiencia que hemos tenido podemos aseverar que si bien no reemplaza la realidad del circuito, la aproxima en un 90%, y una vez que el circuito funciona en PROTEUS son detalles hacerlo funcionar en un protoboard.

La versión utilizada fue la 7.6 sp0.

La información utilizada fue varia.

La pagina del fabricante : [www.labcenter.com](http://www.labcenter.com)

## 7.2. Casos de uso

Para identificar las distintas funciones a implementar en CALORNAT10 se realizó u estudio de casos de uso.

Cada caso de uso representa algún escenario en el que CALORNA10 puede ser utilizado.

Se identificaron los siguientes casos de uso:

- Modo Piel
- Modo Rápido
- Modo Manual

**Obs:** Tomar en cuenta que si bien se presentan dos casos de uso para el control automático de temperatura, Modo Piel y Modo Rápido, para el uso de un eventual usuario el diagrama es el mismo. La única diferencia radica en como CALORNAT10 lleva a cabo el control de temperaturas.

Caso de uso: Modo Piel y Modo Rápido	
<p><b>Descripción:</b> Modo utilizado para controlar la temperatura del paciente de forma automática.</p> <p>El usuario selecciona modo Piel en el menú principal, setea a través de los botones UP y DOWN la temperatura de la piel y enciende el control automático, presiona OK.</p> <p>Una vez alcanzada la temperatura deseada ya no interactúa con CALORNAT10 salvo para detener el control automático.</p> <p>Detiene el control automático presionando STOP.</p>	
Curso típico de eventos	
<u>Usuario</u>	<u>CALORNAT10</u>
1. Enciende CALORNAT10	2.Despliega en display mensaje de bienvenida
	3.Muestra en display el menú principal
4.Selecciona Modo Piel ó Modo Rápido y presiona OK	5.Despliega en display menú set value
6.Selecciona el valor de temperatura con UP y DOWN.	7.Actualiza en display menú set value

8.El usuario presiona OK	9. Despliega en display menú monitoring
10.El usuario presiona OK	11. Activa el calefactor. Enciende indicador visual de actividad Inicia el control automático de potencia con el valor de temperatura seleccionada. Inicia control de alarmas.
	12.Regula la potencia hasta alcanzar el régimen. Va actualizando el display continuamente.
	13.Regula la potencia en régimen. Va actualizando el display continuamente.
14. La temperatura alcanzada es la deseada. Retorna a 13	
<b>Curso alternativo de eventos</b>	
<b>4a. El usuario ajusta fecha y hora</b>	
4a1. El usuario presiona ESC ó MENU	4a2 Despliega en display menú principal
4a2. El usuario selecciona set date	4a3. Despliega en display menú set date
4a3. El usuario ajusta fecha y hora. Presiona ok	4a4. Gurda en memoria la nueva fecha y hora. Retorna 3
<b>12a,13a, 14a. El usuario detiene el control automático</b>	
*a1. El usuario presiona <b>STOP</b>	*a2. Deshactiva el calefactor Apaga indicador visual de actividad Detiene el control automático Detiene el control de alarmas Retorna a 9
<b>11a,12a,13a,14a. Alarma: El sensor de piel se desconecta de CALORNAT10</b>	
	*a1. Desactiva el calefactor Enciende indicador visual de alarma (luz intermitente) Apaga indicador visual de actividad

	Detiene el control automático
	*a2. Muestra en display alarma Sensor desconectado y activa alarma sonora (pitido)
*a3. El usuario reconoce el alarma. Presiona ok.	*a4. Deshactiva alarma sonora (pitido) y mantiene mensaje de sensor de piel desconectado. Apaga indicador visual de alarma (luz intermitente)
*a5. El usuario conecta el sensor de piel. Presiona ok	*a6. Retorna a 9.
<b>11a, 12a, 13a, 14a. Alarma: La temperatura de piel se encuentra fuera de la zonas de trabajo</b>	
	*a1. Desactiva el calefactor Enciende indicador visual de alarma (luz intermitente) Apaga indicador visual de actividad Detiene el control automático
	*a2. Muestra en display alarma temperatura de piel fuera de rango y activa alarma sonora (pitido)
*a3. El usuario reconoce el alarma. Presiona ok.	*a4. Deshactiva alarma sonora (pitido) y mantiene en display alarma temperatura de piel fuera de rango. Apaga indicador visual de alarma (luz intermitente)
*a5. El usuario presiona ok	*a6. Retorna a 9.
<b>11a, 12a, 13a, 14a. Alarma: La temperatura de piel eleva por encima del umbral permitido</b>	
	*a1. Desactiva el calefactor Enciende indicador visual de alarma (luz intermitente) Apaga indicador visual de actividad Detiene el control automático
	*a2. Muestra en display alarma temperatura de piel elevada y activa alarma sonora (pitido)

## CALORNAT10

*a3. El usuario reconoce el alarma. Presiona ok.	*a4. Desactiva alarma sonora (pitido) y mantiene en display alarma temperatura de piel elevada. Apaga indicador visual de alarma (luz intermitente)
*a5. El usuario presiona ok	*a6. Retorna a 9.
<b>14a. La temperatura alcanzada no es la deseada</b>	
14a1. Presiona botón Menú.	14a2. Despliega en display menú Principal
14a3. Selecciona modo piel y presiona ok	14a4. Despliega en display menú SetValue
14a5. Selecciona el nuevo valor de temperatura a alcanzar y presiona ok.	14a6. Actualiza el control automático con la nueva temperatura seleccionada. Retorna a 12

### Caso de uso: Modo Manual

**Descripción:** Modo utilizado para elevar la temperatura del neonato de forma controlada por el usuario.  
También se puede utilizar en una eventual etapa de precalentamiento previo al uso de Modo Piel ó Modo Rápido.

El usuario selecciona modo manual en el menú principal, setea a través de los botones UP y DOWN la potencia deseada, máximo 50% y mínimo 25%, y enciende el control de potencia, presiona OK.  
Detiene el control de potencia presionando STOP.

**Restricción:** No tiene

#### Curso típico de eventos

<u>Usuario</u>	<u>CALORNAT10</u>
1. Enciende CALORNAT10	2. Despliega mensaje de bienvenida
	3. Muestra en display el menú principal
4. Selecciona modo manual y presiona <b>OK</b>	5. Despliega en display menú Set Value

6. Selecciona el valor de potencia con UP y DOWN.	7. Actualiza en display menú Set Value
8. El usuario presiona OK	9. Despliega en display menú monitoring
10. El usuario presiona OK	11. Activa el calefactor. Enciende indicador visual de actividad Inicia el control de potencia con el valor de potencia seleccionada Inicia control de alarmas
	12. Regula la potencia en el valor seleccionado
	13. Actualiza en display menú monitoring
<b>Curso alternativo de eventos</b>	
<b>4a. El usuario ajusta fecha y hora</b>	
4a1. El usuario presiona ESC ó MENU	4a2 Despliega en display menú principal
4a2. El usuario selecciona set date	4a3. Despliega en display menú set date
4a3. El usuario ajusta fecha y hora Presiona ok	4a4. Guarda en memoria la nueva fecha y hora. Retorna 3
<b>11a, 12a, 13a. El usuario detiene el control de Potencia</b>	
*a1. El usuario presiona STOP	*a2. Desactiva el calefactor Apaga indicador visual de actividad Detiene el control automático Detiene el control de alarmas Retorna a 9

### 7.3. Funciones implementadas

Del diagrama de casos de uso se identificó una serie de funcionalidades y lógica a programar para cumplir con el funcionamiento descrito.

A continuación se describe cada una de las funcionalidades implementadas en CALORNAT10.

#### 7.3.1. Display

**Descripción:** Implementa la interfaz necesaria para que el usuario pueda interactuar con CALORNAT10.

Es la encargada de mostrar en el display los distintos menús y mensajes de alarma.

**Entrada:** botonera

**Salida:** Mensajes en display

**PIC:** PIC1

Se utiliza para:

- Seleccionar entre los distintos modos disponibles, modo piel y modo manual
- Setear el valor de temperatura deseada – Modo Piel
- Setear el valor de potencia deseada – Modo Manual
- Monitorear el valor de las variables principales involucradas en cada modo
- Distinguir entre las distintas alarmas detectadas

La representación que se hará para mostrar su funcionamiento es la de una máquina de estados. Esta representación se realiza para visualizar de una forma sencilla y concisa su funcionamiento, no es una máquina de estado en el sentido estricto de la definición de máquinas de estados. En esta representación cada estado está compuesto por una serie de instrucciones que se repiten cíclicamente entre un **begin** y un **end**.

También se hace uso de variables y se muestra cómo las mismas cambian de un estado a otro.

Más adelante se utilizará esta máquina de estado como referencia para indicar donde se ejecutan ciertas funciones y sets de instrucciones.

**Entradas (M,E,O,S,U,D):** Los parámetros de entrada toman el valor 1 ,botón presionado, y 0 en otro caso.

M=MENU

E=ESC

O=OK

S=STOP

U=UP

D=DOWN

**Estado: (L1, L2)**

L1: Primer fila del display

L2: Segunda fila del display

### **Menu Principal**

Es la primer pantalla luego de encendido CALORNAT10 con la que se encuentra el usuario, aquí es donde se presenta todas las opciones disponibles.

Es un menú circular de dos líneas donde el usuario puede seleccionar cualquiera de los modos habilitados ó actualizar la fecha y hora.

Una vez realizada la elección presiona ok y pasa a la siguiente pantalla. En caso de seleccionar un modo de operación, pasa a setear el valor correspondiente, menú **Set Value**.

En caso de haber seleccionado **Set Date**, pasa a ajustar la fecha y hora.

**Obs:** Se tomará en cuenta únicamente los modos habilitados por defecto.

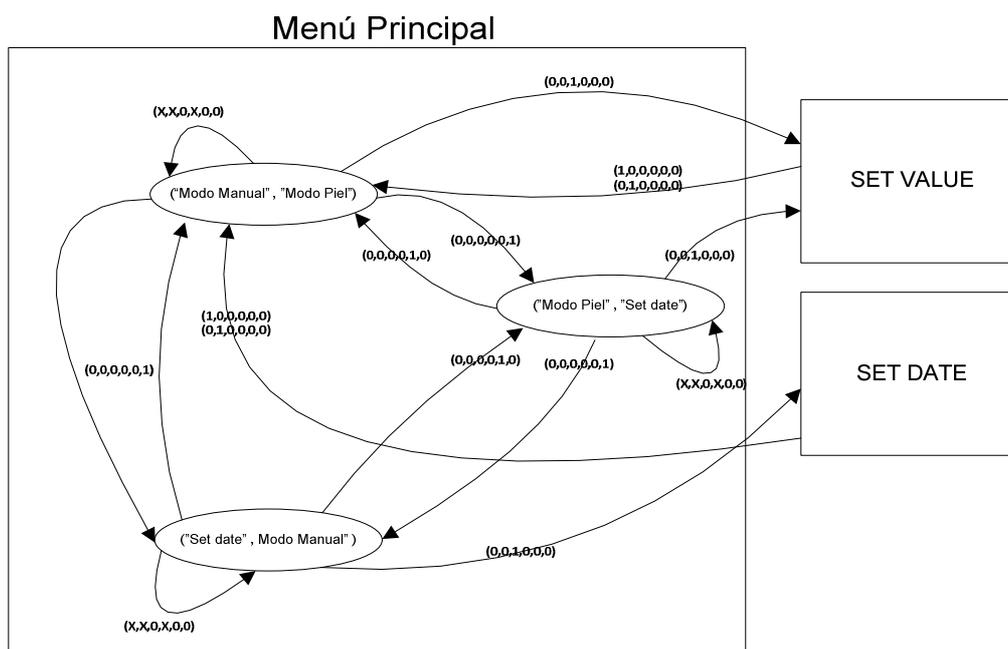


Figura 30 - Diagrama de estados Menú Principal

### Set Value

Es la pantalla donde se selecciona el valor de la variable a controlar, en caso que se seleccione alguno de los modos habilitados ó la fecha y hora del equipo.

Una vez seleccionado el valor deseado se presiona ok y pasa al menú de monitoreo, **Menu Monitoring**.

En caso de haberse equivocado en el modo deseado, presiona **ESC** ó **Menu Principal**; vuelve al **Menu Principal**.

Las variables utilizadas en este modo son <valSet> y <modo>.

<valSet>: Almacena el valor de la temperatura ó potencia.

<modo>: Almacena el modo seleccionado

**(M,E,O,S,U,D)**

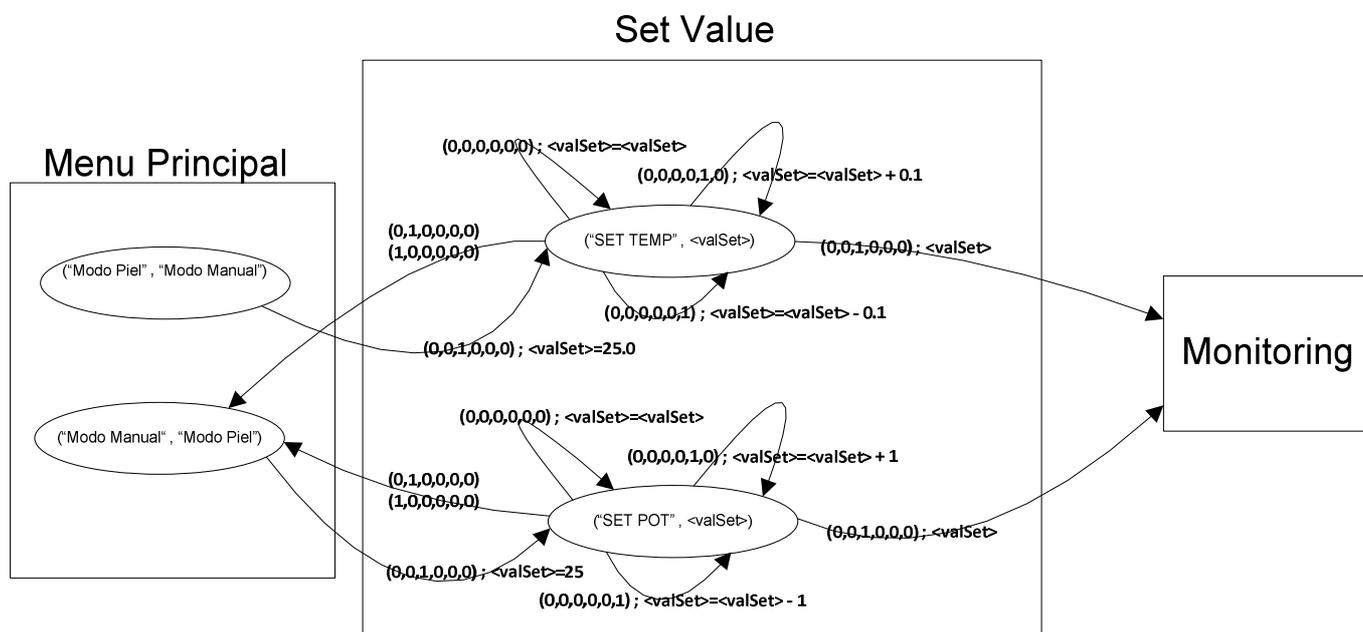


Figura 31 - Diagrama de estados Menú Set Value

### Monitoring

Es el principal menú de todos los expuestos, es en este menú donde se puede realizar un monitoreo de las principales variables involucradas durante la operación de CALORNAT10. Consta de dos pantallas, una primera pantalla donde se visualizan los valores instantáneos sensados y seteados de cada modo (Modo Piel y Modo Potencia) y una segunda pantalla común a ambos modos, donde se visualiza la potencia instantánea de la estufa conjuntamente con la fecha y hora.

A continuación se hace un listado de las variables utilizadas:

<valSet>: Contiene el valor de temperatura/Potencia seleccionada

<tempPiel>: Valor de temperatura sensada por el sensor de piel

<tempAmb>: Valor de temperatura sensada por el sensor de ambiente  
 <tempCorp>: Valor de temperatura sensada por el sensor de axila  
 <Date>, array que representa la fecha y hora.

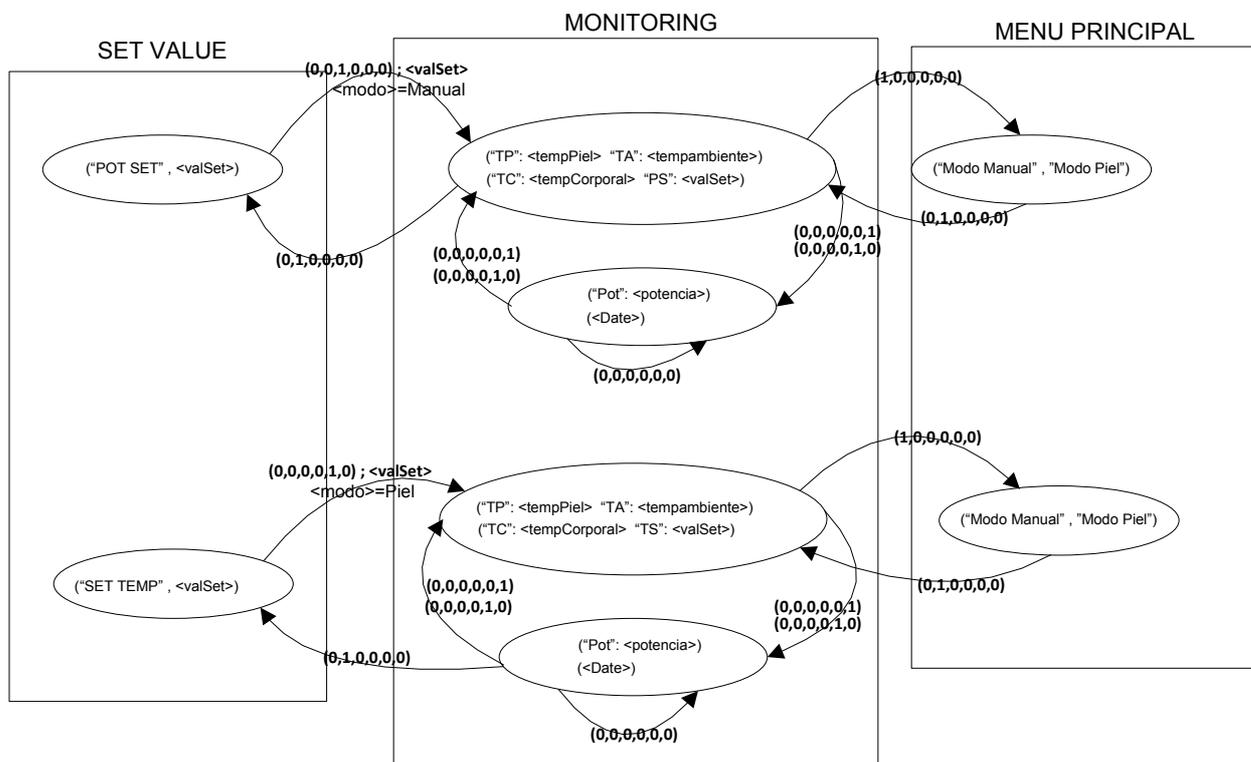


Figura 32 - Diagrama de estados Menú Monitoring

### Set Date

Es el menú donde se actualiza la fecha y hora del equipo.  
 Consta de un array de variables, <Date>, que representa la fecha y hora:

- <Date>(1)=<hora>
- <Date>(2)=<min>
- <Date>(1)=<dia>
- <Date>(1)=<mes>
- <Date>(1)=<ano>

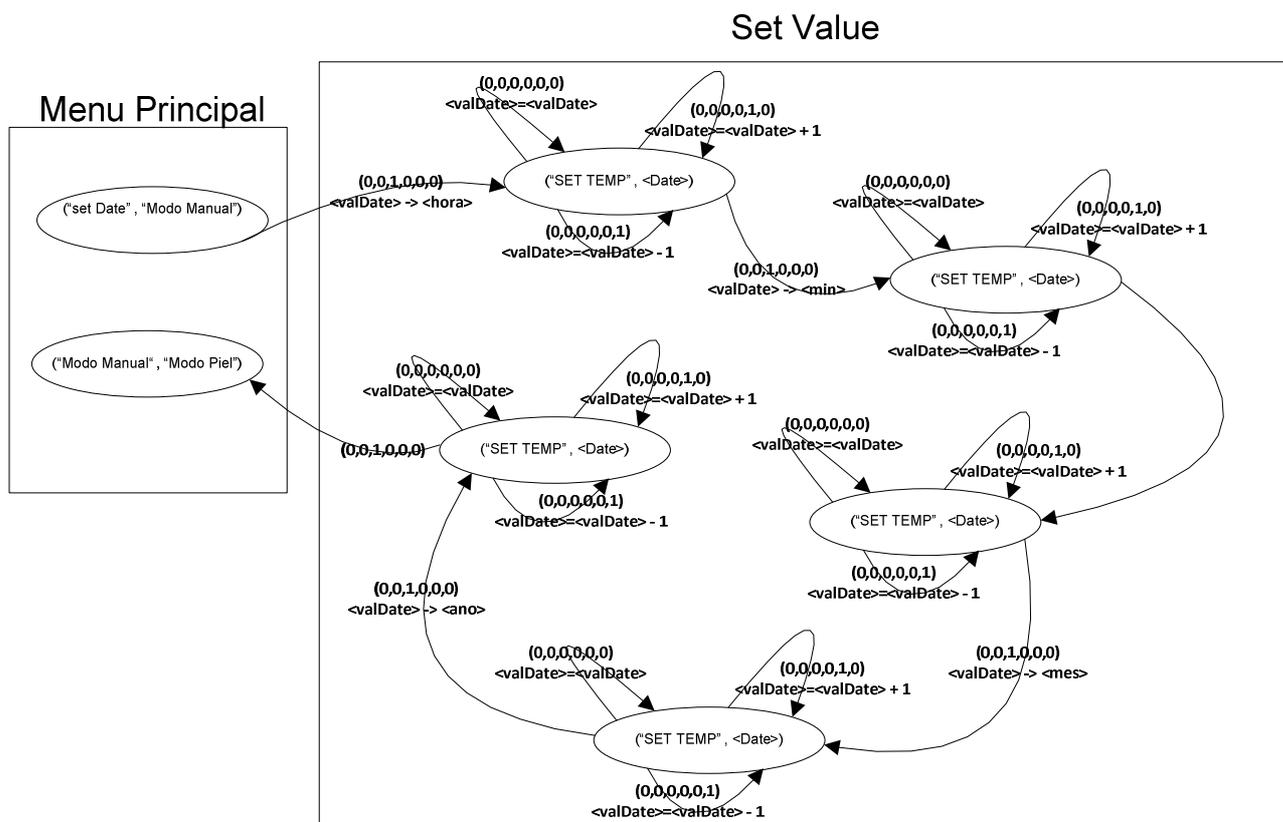


Figura 33 - Diagrama de estados - Menú Set Date

### 7.3.2. Comunicación interna a la UPC

Como se mencionó en el punto [5.1.2.](#), debido a la categorización de tareas, se implementó la comunicación i2c entre ambos PICs. Con ello es posible que intercambien variables y tomen acciones conjuntamente.

Se utilizó el PIC1 como maestro y el PIC2 como esclavo (ver [Protocolo I2C](#)).

A continuación se listan las tareas involucradas:

- Lectura de valores sensados y potencia calculada
- Lectura de alarmas
- Envío de modo seleccionado
- Apagado y encendido del control de potencia

#### Protocolo de comunicación

Tomando en cuenta que tanto la recepción como el envío de datos del PIC1 es variado, se decidió implementar un protocolo propio sobre i2c.

Este protocolo implica que tanto para una lectura como para una escritura la primer acción que realiza el PIC1 es indicarle al PIC2 que variable leerá/escribirá para luego leerla/escribirla.

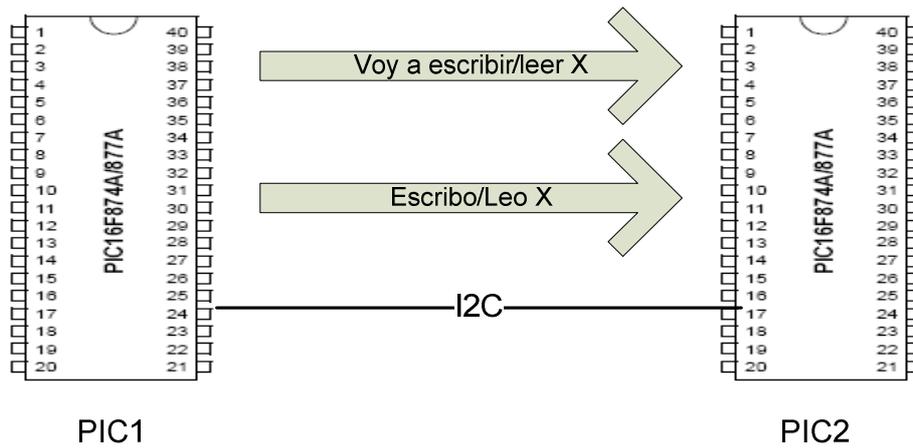


Figura 34 – Diagrama de Software Comunicación Interna UPC

Este protocolo está implementado a través de funciones en el PIC1 y por interrupciones en el PIC2. El envío/recepción de datos es byte a byte. En caso que una variable tenga una longitud mayor a un byte, el protocolo se ejecuta byte a byte.

A continuación se ejemplifica como opera una lectura y una escritura de una variable X de dos bytes, X1 y X2, mediante este protocolo.

#### Lectura

- PIC1 ejecuta función de lectura de variable X en el programa principal
  - PIC1 realiza una escritura i2C al PIC2 indicando que quiere leer X1
  - PIC2 se interrumpe y carga de en su buffer de lectura X1
  - PIC1 realiza una lectura i2C del PIC2.  
Por construcción el PIC1 leera el buffer de lectura del PIC2, X1
  - Se repiten los tres puntos anteriores para X2

- Con X1 y X2 en memoria, PIC1 calcula X y lo devuelve al programa principal
- PIC1 ya cuenta con X en programa principal

#### Escritura

- PIC1 ejecuta función de escritura de variable X en el programa principal
  - PIC1 realiza una escritura i2C al PIC2 indicando que quiere escribir X1
  - PIC2 se interrumpe y carga en una variable local, ptr, la elección del PIC1
  - PIC1 realiza una escritura i2c de la variable X1
  - PIC2 se interrumpe y en función de ptr, variable de decisión, guarda en memoria X1
  - Se repiten los cuatro puntos anteriores para X2
- Con X1 y X2 en memoria, el PIC2 reconstruye la variable X y lo guarda en la variable correspondiente.

### **7.3.3. Detección de alarmas**

Durante la operación del equipo hay una serie de condiciones que se deben respetar. Las mismas están definidas de antemano para garantizar el normal funcionamiento del equipo y salvaguardar la salud del paciente.

En caso de que alguna condición no se respete se alerta al usuario mediante un alarma para que tome alguna acción.

Las alarmas chequedas son las siguientes:

1. Sensor de piel desconectado (Modo Piel y Modo Rápido)  
El sensor esta desconectado físicamente del equipo.
2. Sensor de axila desconectado  
El sensor esta desconectado físicamente del equipo.
3. Falla de entrada (Todos los modos)  
Problema con lecturas de temperatura.
4. Alarma desviación 1 (Modo Piel y Modo Rápido)  
Luego de transcurridos 10 minutos, la temperatura no alcanzó el umbral mínimo de trabajo.
5. Alarma desviación 2 (Modo Piel y Modo Rápido)  
La temperatura sensada está entre 0,5°C y 1°C por debajo de la temperatura deseada durante un minuto.
6. Alarma desviación 3 (Modo Piel y Modo Rápido)  
La temperatura sensada está entre 0,5°C y 1,5°C por encima de la temperatura deseada durante un minuto.
7. Temperatura piel elevada (Modo Piel y Modo Rápido)  
La temperatura sensada está 1,5°C por encima de la temperatura deseada.

8. Temperatura piel baja (Modo Piel y Modo Rápido)  
La temperatura sensada está 1,°C por debajo de la temperatura deseada
9. Temperatura axila fuera de rango (Modo Piel y Modo Rápido)  
La temperatura de la axila está por encima de los 37,5°C
10. Temperatura ambiente alevada  
La temperatura ambiente 2°C por encima de la deseada

### Implementación

Tomando en cuenta que es sobre el PIC2 donde residen todos los elementos de sensado, control y actuadores, es este el encargado de chequear las alarmas y en caso de detectar alguna condición, avisa al PIC1 para que despliegue en display los mensajes correspondientes y active las alarmas visuales y sonoras.

El aviso al PIC1 se realiza a través un PIN, de ahora en más PIN ALARM, comandado por el PIC2.

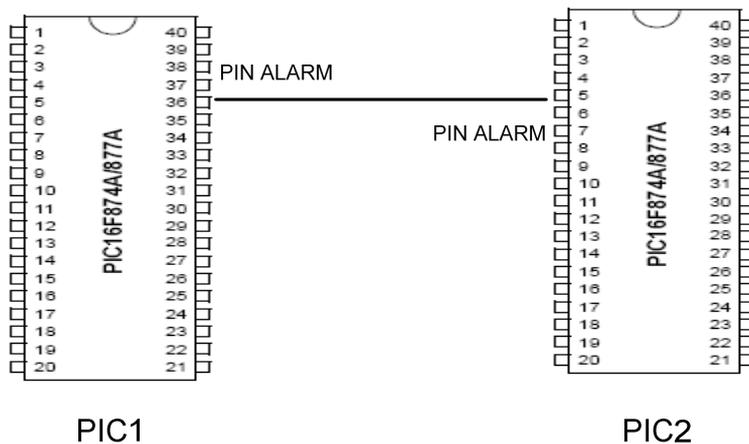


Figura 35 – Detección de alarmas – conexión del PIN ALARM

### PIC2

El chequeo de alarmas es realizado mediante polling. En cada estado y dependiendo de si está operando ó no, ejecuta la función hay\_alarma(), esta función devuelve un 1 en caso afirmativo y 0 en caso negativo.

Una vez detectada un alarma apaga el calefactor, detiene el control, pone en 1 de alarma, y queda a la espera de alguna acción del PIC1.

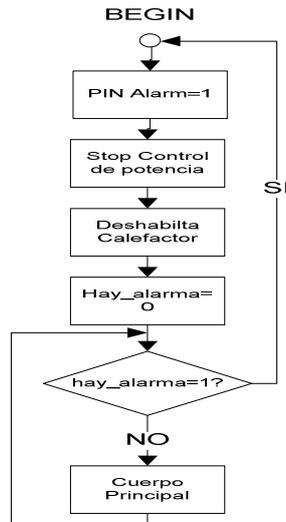


Figura 36 - Diagrama de flujo Detección de alarmas PIC2

PIC1

El chequeo de alarmas es realizado mediante interrupción y polling.

Cuando el PIN de alarma se pone a 1, el PIC1 interrumpe y setea a 1 la variable interna hay\_alarma.

En el programa principal realiza continuamente un polling de esta variable , cuando detecta que hay\_alarma vale 1 lee mediante i2c cual es el alarma recibida y se va al estado Alarma.

En el estado Alarma despliega en display el alarma detectado por el PIC2 y activa los alarmas visuales y sonoros.

Sale del estado alarma cuando el usuario reconoce la misma.

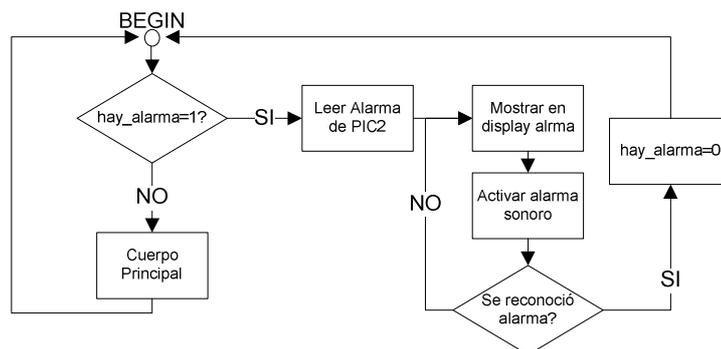


Figura 37 - Diagrama de flujo detección de alarmas PIC1

**7.3.4. Control de potencia**

Como se mencionó en el punto 5.3.1, para implementar al control de potencia se moduló el voltaje de entrada a la estufa, voltaje de la red, mediante un tren de pulsos, PWM.

Esta función implementa el driver del SSR. Tiene como entrada un valor entero que representa el porcentaje de potencia a entregar por el calefactor y como salida el ciclo de trabajo necesario, de tal forma que la sinusoide de la red modulada por el tren de pulsos de cómo resultado la potencia deseada en el calefactor.

#### Restricciones

Por el orden cronológico del proyecto la implementación de esta funcionalidad se hizo desde el hardware hacia el software, una vez elegido el hardware se implementó el PWM. Esto ocasionó limitantes a la hora de implementar del PWM:

- Período de la onda  
El SSR tiene un tiempo de respuesta de medio ciclo, 10 mseg en 50 HZ. Para obtener una granularidad del 1% en la potencia, el período de la onda se seleccionó a 1 seg (100 medios ciclos).
- Ciclos de onda  
Tomando en cuenta que el PWM se debe implementar en ciclos completos de la onda y que la lectura de los sensores insume alrededor de 1750 mseg para evitar que la onda se trunque, se decidió que la actualización del ciclo de trabajo del PWM se de cada 2 seg.

#### **7.3.5. Registro de datos**

A lo largo del proyecto se definieron cuales eran los valores de interés a registrar en todo para un posterior análisis y auditoría. Los valores a registrar fueron aumentando en el transcurso del proyecto hasta llegar a los valores finales.

Para esta elección se sopesó la capacidad de la memoria disponible, 64KB y el tiempo de registro en horas necesarios.

Para lograr tener un tiempo de registro de 10 horas, se seteo el tiempo entre registros a 10 segundos.

#### Unidad de Registro (16 Bytes)

Es el conjunto de valores que se guardan en memoria cada T seg.

Está compuesto por:

- Temperatura ambiente (2 bytes)
- Temperatura corporal (2 bytes)
- Temperatura piel (2 bytes)
- Temperatura seteada (2 bytes)
- Potencia (2 bytes)
- Modo (1 byte)
- Mes (1 byte)

- Día(1 byte)
- Hora(1 byte)
- Minutos(1 byte)
- Segundos(1 byte)

#### Implementación

El guardado en la memoria EEPROM se realizó a través de una función y un contador de segundos. En todos los estados del programa del PIC1 se verifica si el tiempo transcurrido son 10 seg, en caso afirmativo, guarda en EEPROM una unidad de registro.

El contador de tiempos se implementó a través del reloj externo, no se utilizaron timers internos del PIC.

El PIC1 lee continuamente los segundos del reloj externo y verifica si pasaron diez segundos.

#### **7.3.6. Reloj**

Los datos de las distintas temperaturas y potencia (registro), son guardados en memoria durante el funcionamiento de Calornat 10, cada diez segundos. La función del reloj es poder guardar estos registros con fecha, hora, minutos y segundos. Esto permite tener un análisis de la evolución de temperatura en tiempo real y ante cualquier eventualidad saber con exactitud en que momento pasó.

En el desarrollo de Software se implementó una función de escritura y otra de lectura sobre los registros de tiempos del reloj. La escritura lo hace cada vez que el usuario modifica algún parámetro del tiempo en el menú "SET DATE" y la lectura lo hace en todos los ciclos de espera de entrada de alguna tecla.

La función de lectura recibe como parámetro, el número del registro del reloj que contiene el dato del tiempo. Es decir, cada registro contiene un dato del tiempo como el año, el mes, la fecha etc. Estos son guardados en las variables días, meses, horas, minutos y segundos. En la función de escritura del reloj, se guardan todos los datos del tiempo en su debido registro, luego que el usuario modificó la fecha.

#### **7.3.7. Sensado de temperatura**

En la rutina principal del PIC2 y en cada modo seleccionado, se realizan lecturas de los correspondientes canales analógicos, ya sea para sensar temperaturas o para chequeo de alarmas.

Como se vio en el capítulo [5.2.4](#) los canales analógicos son seleccionados a través del multiplexor, luego son acondicionados para ingresar al convertor A/D del uC.

Esta selección y conversión la realiza la función lectura que tiene como entradas los enteros sensor y muestras que son el canal a seleccionar por el multiplexor y la cantidad de muestras a tomar cada 50ms y tiene como salida el entero temp\_int que es el valor de temperatura multiplicado por 10 del sensor correspondiente.

### Implementación

Previo a presentar el diagrama de flujo de la función, se describen los canales y sus correspondientes pines de selección del mux y funciones de conversión.

Sensor	Canal Analógico	Pines de Mux C B A	Valor de temp_int
0	Ambiente	000	TA(PROMEDIO)
1	Axila	001	TB(PROMEDIO)
2	Abdomen	010	TC(PROMEDIO)
3	Falla entrada	011	TD(PROMEDIO)
4	Axila Desconectado	100	TC(PROMEDIO)
5	Abdomen Desconectado	101	TC(PROMEDIO)

Figura 38 - Selección de canales del MUX

$$promedio = \frac{lectura(1) + \dots + lectura(n)}{n \text{ muestras}}$$

Para evitar lecturas erróneas, en cada lectura se calcula el promedio de las mismas en función de la cantidad de muestras que se tengan como entrada o sea:

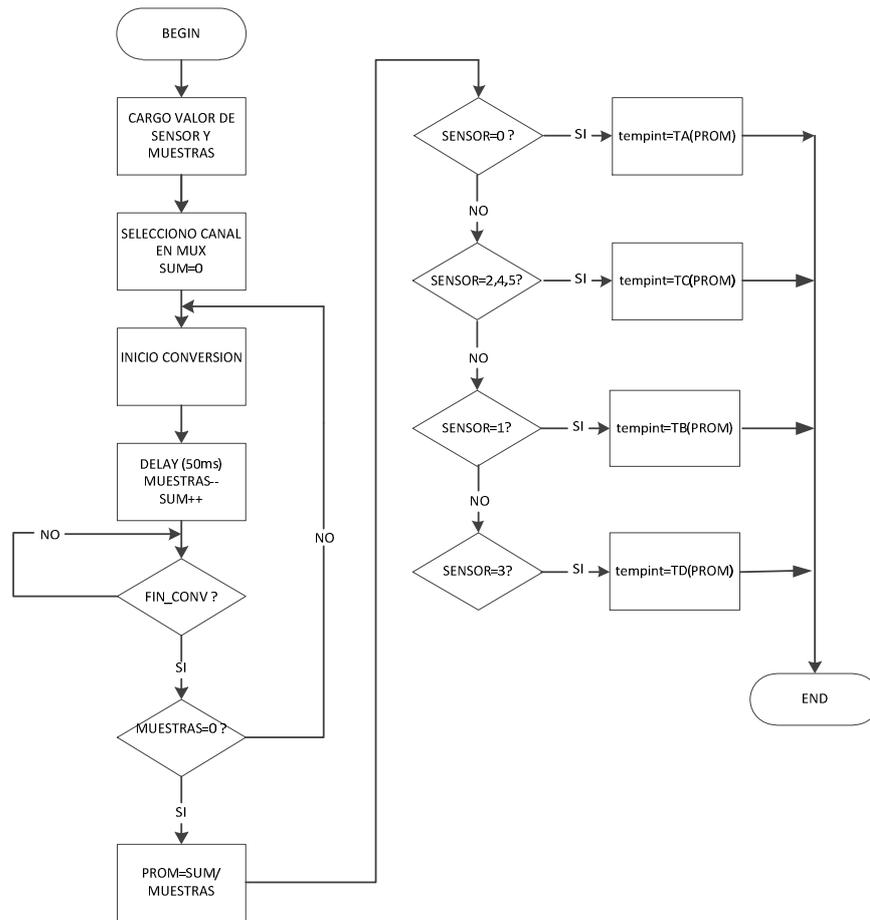


Figura 39 - Diagrama de flujo lecturas de sensores

### 7.3.8. PID

Anteriormente se especifico el ciclo de trabajo de la señal PWM en  $T_c=2$  segundos, por lo que en la rutina principal del PIC 2 y cada  $T_c$  segundos se debe calcular el porcentaje de potencia a suministrar. Este cálculo se implementa en la función PID que utiliza técnicas de control del tipo Proporcional+Integral+Derivativo (ver [Cálculos y Memórias - PID](#)), esto permite mantener la variable del proceso dentro del rango especificado.

#### Implementación [9]

La función PID recibe como entradas:

- SP: Setpoint.
- PV: Variable del proceso (temp\_piel).
- Kp: constante del término proporcional.
- Ki: constante del término integral.
- Kd: constante del término derivativo.
- Ts: tiempo de muestreo (en este caso es  $T_c$ )
- Imax: valor máximo para el termino integral (anti-windup)

Y devuelve como salida el entero uT (entre 0 y 100) que es el porcentaje en que la señal PWM va a estar en valor alto durante  $T_c$ .

El siguiente diagrama de flujo describe como son procesadas las entradas para obtener la salida.

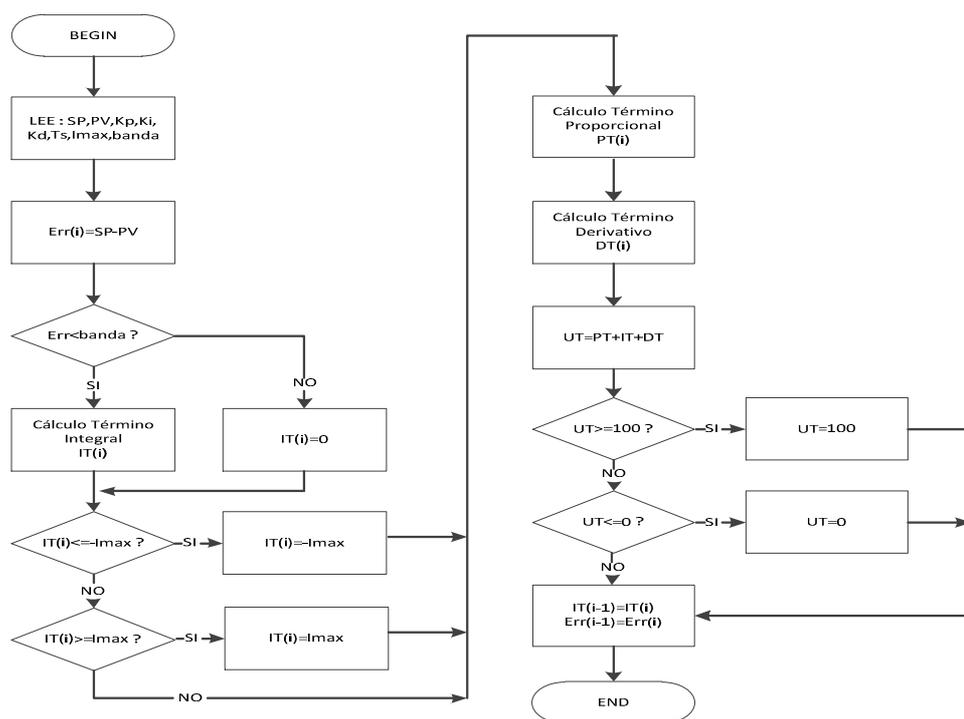


Figura 40- Diagrama de flujo función PID

### 7.3.9. Comunicación LAN

Como ya se menciona en el punto [5.7](#), la comunicación LAN de CALORNAT10 desde el punto de vista del PIC es exclusivamente serial, el XPORT es el encargado de la conversión desde la LAN al XPort.

#### Implementación

La implementación de la comunicación LAN esta hecho en base a dos tipos de transferencia de datos. Una transferencia on-line, el cliente desea realizar un monitoreo actual de las principales variables del PIC ó una transferencia off-line, el cliente desea levantar el registro de la memoria EEPROM de CALORNAT10.

Es importante recalcar que ambas comunicaciones se deben realizar con un cliente desarrollado para que siga el protocolo definido para cada caso.

En este sentido se desarrollo el software de monitoreo MonitorCnat10.

#### Transferencia on-line

En la transferencia on-line, el cliente envía a CALORNAT10 una orden para comenzar a leer los datos on-line.

CALORNAT10 recibe dicha orden e inmediatamente comienza a enviar cada 1 segundo una unidad de datos. La unidad de datos tiene la misma estructura que la unidad de registro, ver [6.3.5](#).

Cuando el cliente no desee leer más datos envía una orden a CALORNAT10 y deja esperar datos de CALORNAT10.

**NOTA:** Cabe mencionar que si bien hay valores diferentes de sensado cada 1 seg, el tiempo de muestreo que utiliza el controlador es de 2 seg, ver [7.3.4](#).

Una mejora a implementar al proyecto es que el envío de datos on-line se ajustara al tiempo de acción del Control de Potencia.

#### Transferencia off-line

En la transferencia off-line, el cliente envía a CALORNAT10 una orden para comenzar a leer los datos off-line y queda a la espera de los datos.

CALORNAT10 recibe dicha orden e inmediatamente comienza a enviar cada ciclo de programa, 250 mseg aprox, una unidad de registro hasta haber enviado todo el registro.

Una vez finalizado el envío del registro, envía una secuencia al cliente indicando que ya se finalizó el envío del registro.

## 8. Cálculo de parámetros PID

Para las pruebas y análisis se utilizaron brazos humanos como sustitutos de los neonatos. Primero se realizaron observaciones empíricas del comportamiento bajo los efectos de la fuente de calor y luego se realizó un modelo matemático que ajustara dicho comportamiento.

Para el diseño del controlador PID se calcularon los parámetros primarios mediante el método de la Curva de reacción de dos puntos y luego se ajustaron hasta obtener la salida deseada.

La obtención de las mediciones del PIC se realizó a través del software MonitorCNAT10 desarrollado por CALORNAT10 y para el procesamiento de los mismos se utilizó Matlab.

La fuente de calor utilizada fue una estufa a cuarzo en la vertical del cuerpo a regular, con una potencia máxima de 600 Watts. Para esto hubo que montar un armazón con tales propósitos.

### 8.1. El Sistema

Lo primero a definir en este punto fue el sistema, entrada, salida y sus límites.

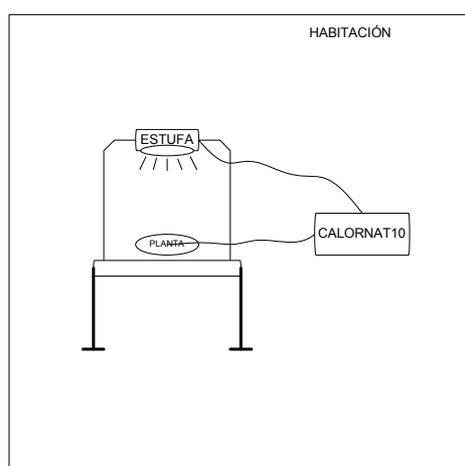


Figura 41 - Límites del Sistema para CALORNAT10

### Entrada

Para realizar el modelo térmico del sistema se tomó como entrada el flujo de calor entregado por la estufa pero para el diseño del PID se consideró la variable P.

Esto lo permite la constante de proporcionalidad entre ambas avariables, la potencia disponible en la estufa.

### Salida

La elección de la salida, que es la variable a controlar, fue la temperatura de la piel. El propósito de CALORNAT10 ya la define así.

### Sistema

El sistema está compuesto por todo menos la fuente de calor y CALORNAT10.

Sin embargo está compuesto por dos subsistemas:

- Subsistema Interior

Tiene como frontera exterior el punto sobre el cual la fuente de calor no tiene efectos sobre la temperatura

- Subsistema exterior

Es el complemento al Subsistema interior

Un ejemplo es una casa donde está la fuente de calor controlada por CALORNAT10. El Subsistema Interior es la habitación de la casa donde está la fuente de calor y el Subsistema Exterior comienza en la sala más lejana.

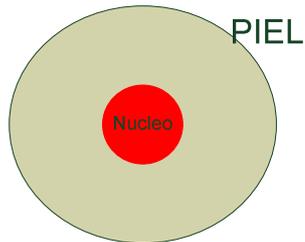
Dentro del subsistema interior se encuentra el cuerpo del cual se quiere controlar la temperatura, de ahora en más, la planta.

## **La planta**

Como ya se mencionó en el punto anterior la planta es el cuerpo al cual se quiere controlar la temperatura. La misma está modelada por un núcleo capaz de generar calor que representa la temperatura interior del cuerpo, envuelta por una esfera sólida cuya frontera exterior representa la piel, [\[5\]](#),[\[6\]](#).

La generación de calor del núcleo modela la termorregulación del cuerpo humano, la capacidad de generar calor para mantener la temperatura interna constante.

Si bien es un modelo sencillo, es suficiente para el objetivo de CALORNAT10, existen modelos más complejos pero se consideran fuera del alcance del proyecto.



**Figura 42 - Modelo térmico de la planta**

Teniendo claro los distintos componentes del sistema y sus límites se pasó a relevar la respuesta de la planta bajo los efectos de la fuente de calor.

## **8.2. Relevamiento de la Planta**

Para el relevamiento de la planta se utilizó una armazón para tales propósitos, en la misma se montó una estufa de 600 Watts a una distancia  $D$  sobre la vertical de la planta.

Se utilizó CALORNAT10 en modo manual y se realizaron pruebas de respuesta al escalón de la planta para distintos saltos de potencia y con  $D=80$  y  $120$  cm.

Con el objetivo de entender el fenómeno de transferencia de calor en el escenario de CALORNAT10 se tomaron tres temperaturas:

- TempPiel: Temperatura de la piel, es la variable fundamental. Se monitoreo con el sensor de abdomen.
- TempAmbPiel : Temperatura del ambiente en la línea de radiación de la estufa. Se monitoreo con el sensor de ambiente.
- TempAmbRec: Temperatura ambiente del recinto. Es la temperatura del recinto fuera de la línea de radiación de la estufa.

Se monitoreo con un termómetro digital, por lo que se tomaron temperaturas instantáneas y no se cuenta con una gráfica.

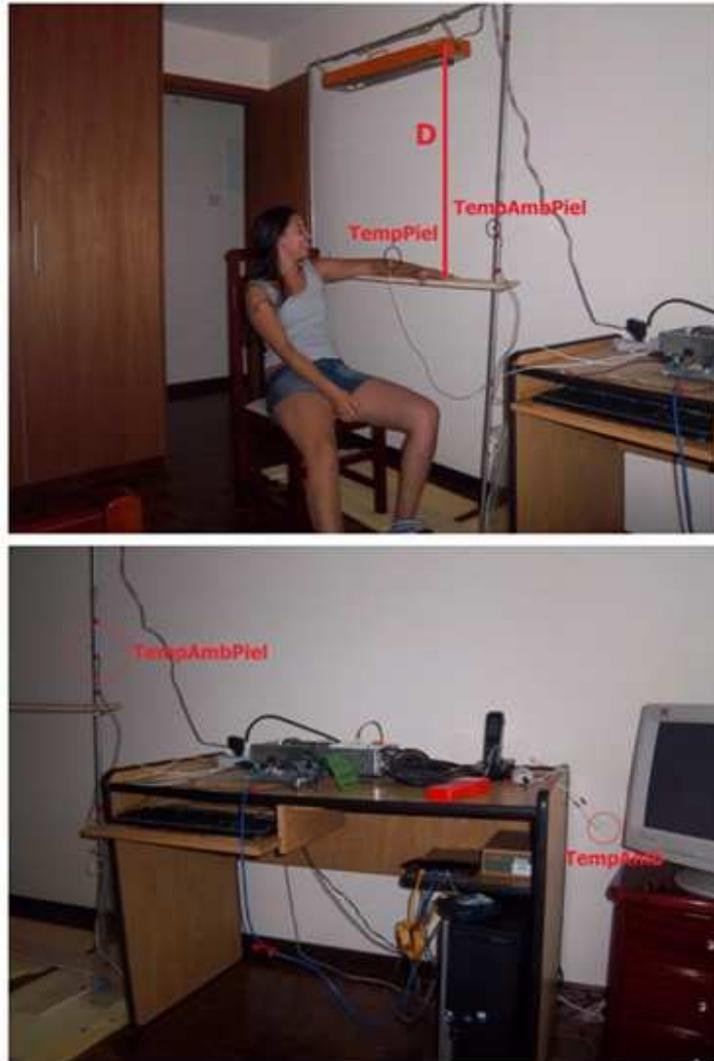


Figura 43 - Ubicación de los sensores para las pruebas de Desarrollo PID

Se realizaron observaciones sobre dos plantas distintas.

Ambas plantas tratan de representar un neonato nacido a término, Planta1, y un neonato prematuro, Planta2.

Planta1: antebrazo Javier

Planta2: antebrazo María

PLANTA1

Evolución de temperaturas con D=80 cm

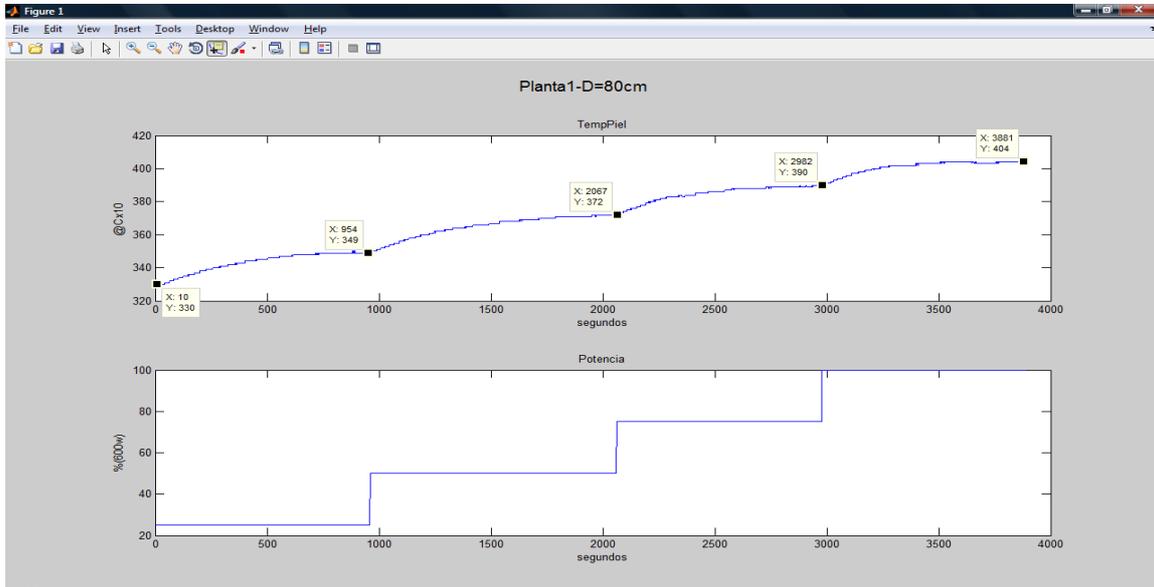


Figura 44 – Respuesta al escalón de TempPiel en la etapa de desarrollo con D=80 cm de la Planta1

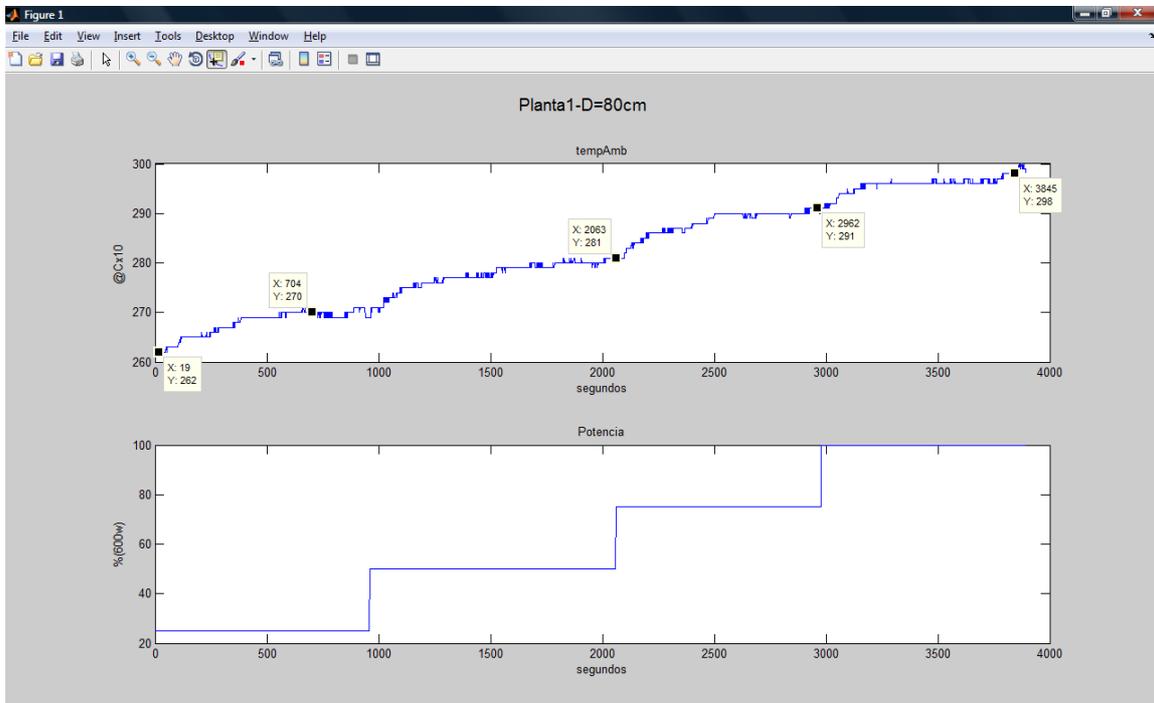
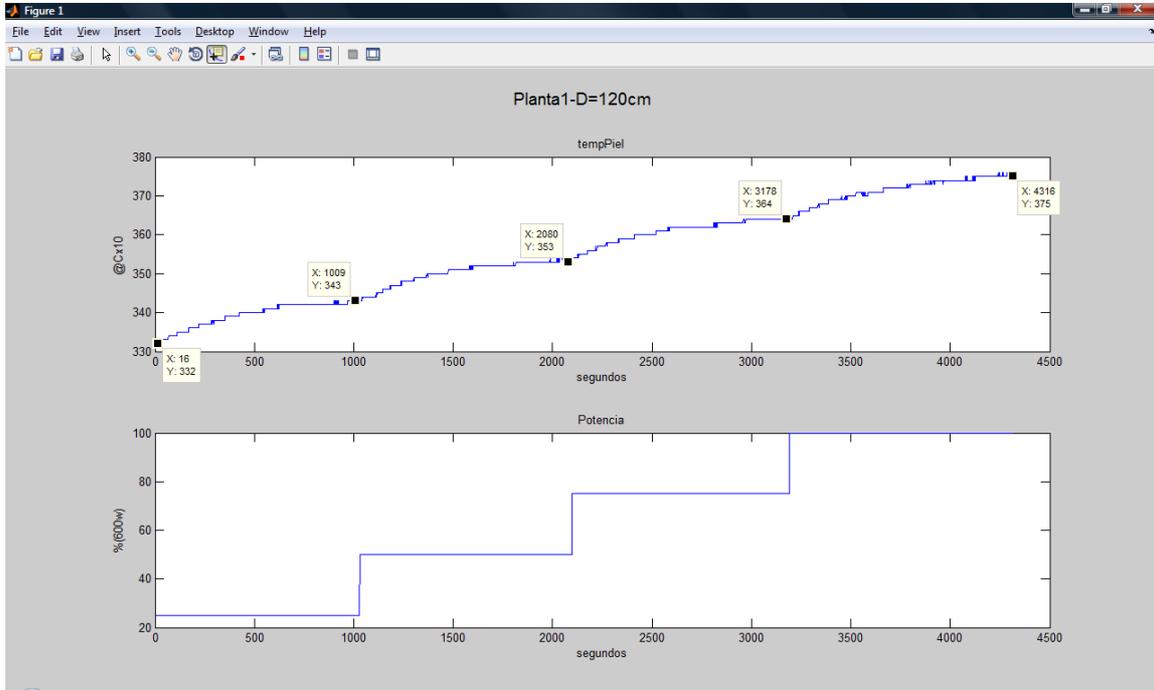
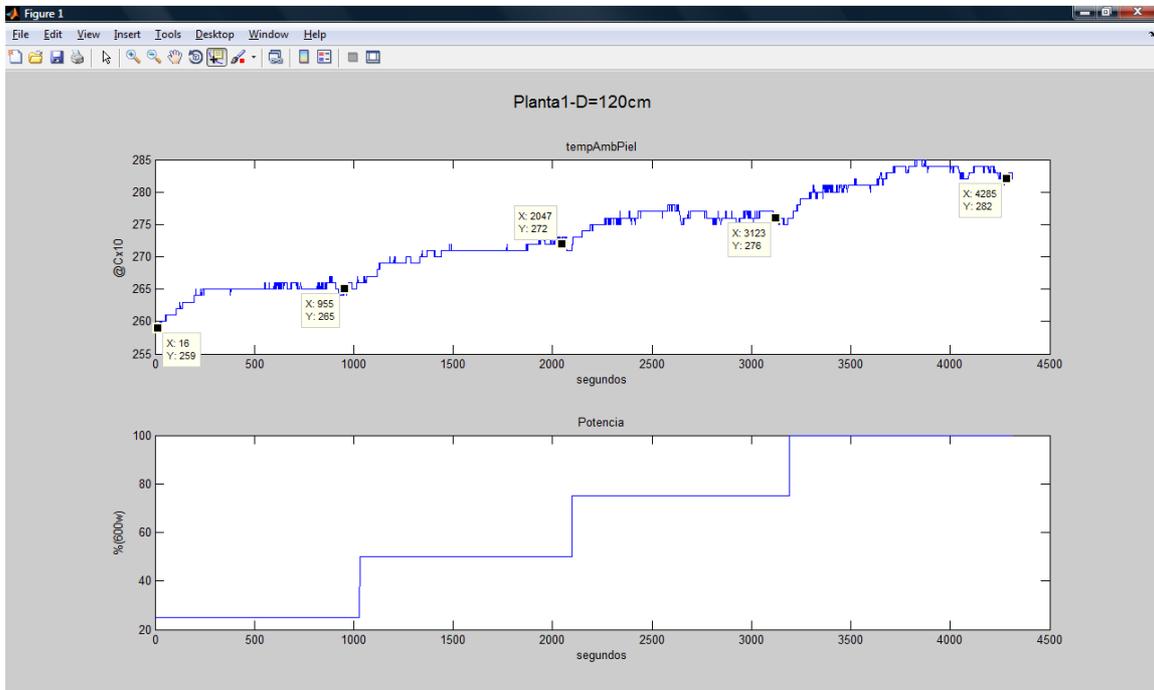


Figura 45 – Respuesta al escalón de TempAmbPiel en la etapa de desarrollo con D=80 cm de la Planta 1

**Evolución de temperaturas con D=120 cm**



**Figura 46 – Respuesta al escalón de TempPiel en la etapa de desarrollo con D=120 cm de la Planta1**



**Figura 47 – Respuesta al escalón de TempAmbPiel en la etapa de desarrollo con D=120 cm de la Planta1**

PLANTA 2

Evolución de temperaturas con D=80 cm

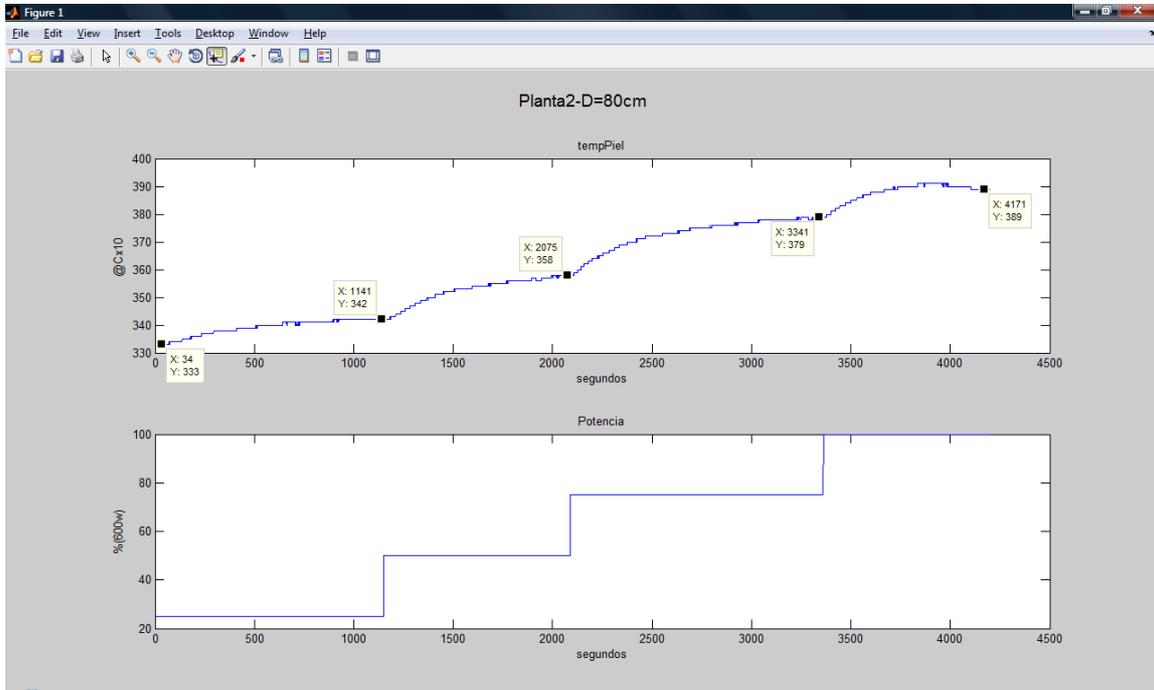


Figura 48 – Respuesta al escalón de TempPiel en la etapa de desarrollo con D=80 cm de la Planta2

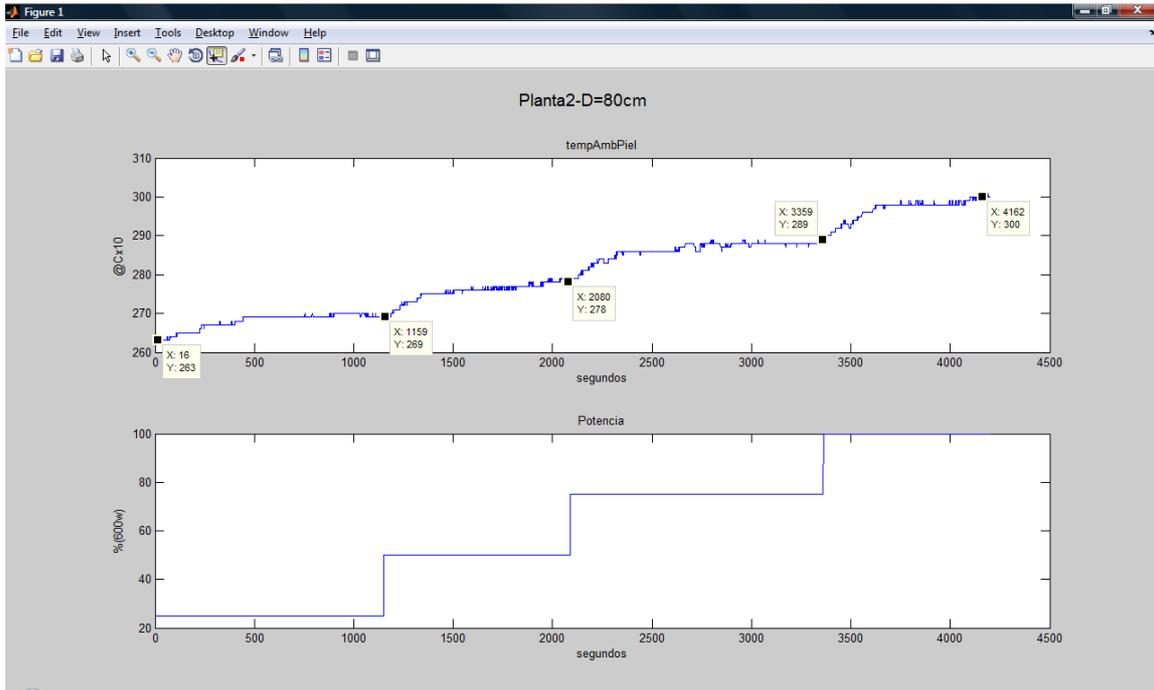


Figura 49 – Respuesta al escalón de TempAmbPiel en la etapa de desarrollo con D=80 cm de la Planta2

## Evolución de temperaturas con D=120 cm

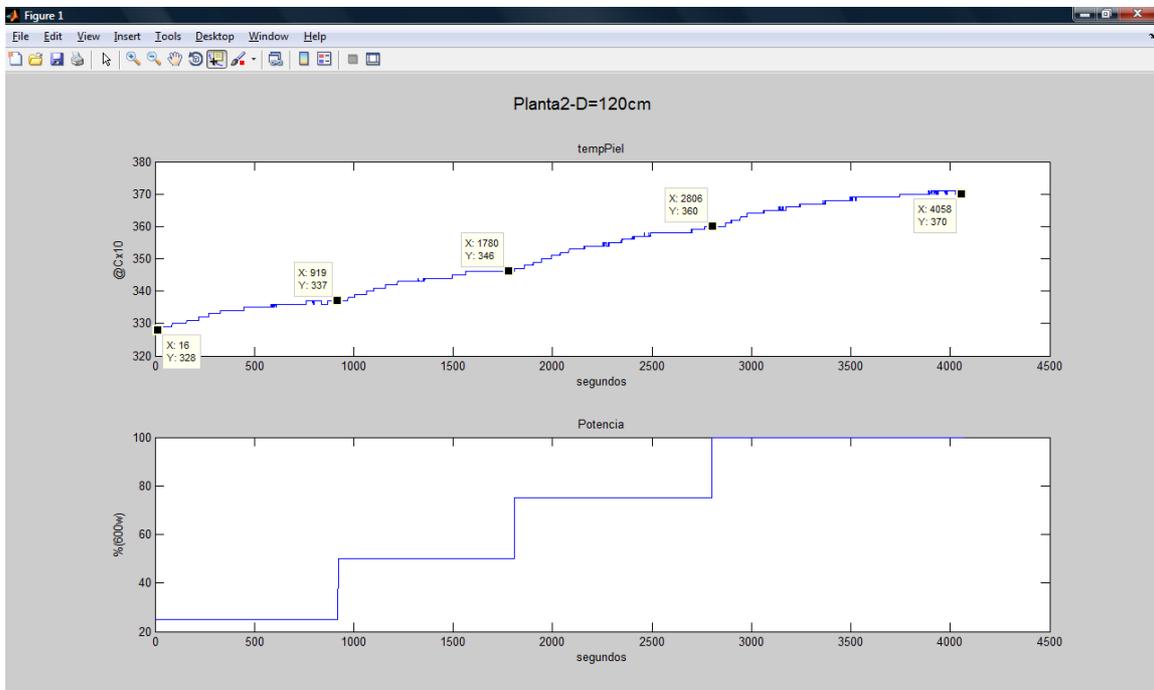


Figura 50 – Respuesta al escalón de TempPiel en al etapa de desarrollo con D=120 cm de la Planta2

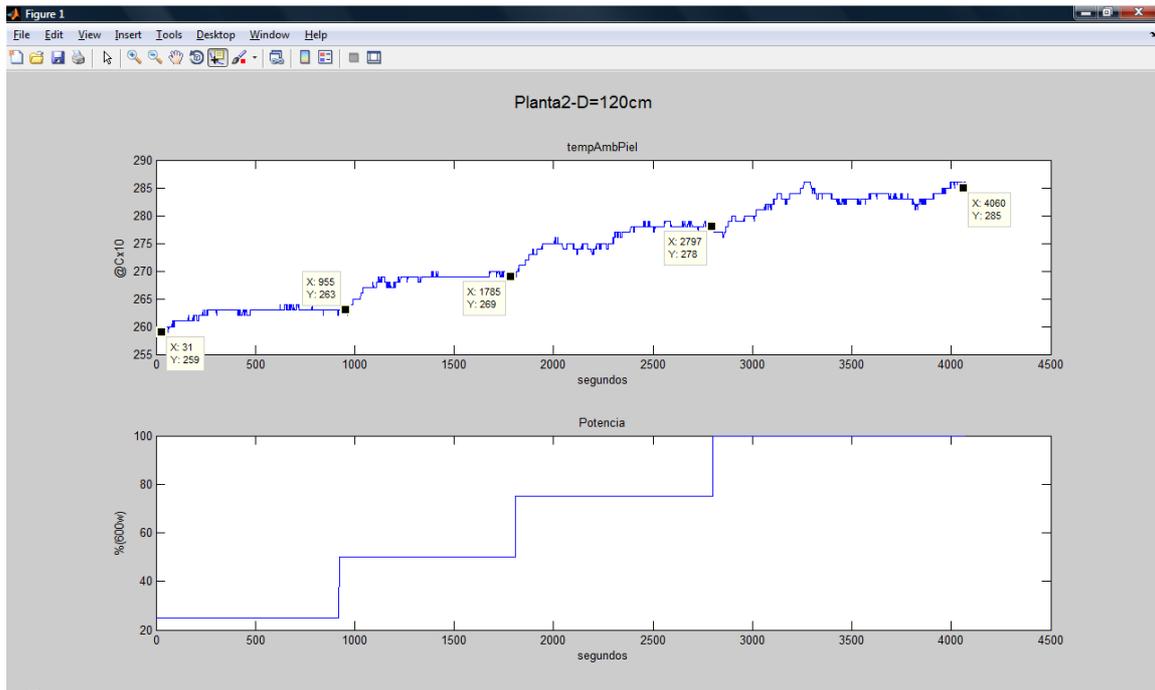


Figura 51 – Respuesta al escalón de TempAmbPiel en la etapa de desarrollo con D=120 cm de la Planta2

Tabla de Valores en Régimen

**PLANTA 1**

**Tabla 6 - Respuesta al escalón de la Planta1 con D=80 cm**

$P_0$ (%600 W)	$P_f$ (%600 W)	TempPiel <sub>0</sub> (@C)	TempPiel <sub>f</sub> (@C)	TempAmbPiel <sub>0</sub> (@C)	TempAmbPiel <sub>f</sub> (@C)	TempAmbRec <sub>0</sub> (@C)	TempAmbRec <sub>f</sub> (@C)	$\Delta$ TempPiel(@C)	$\Delta$ TempAmbPiel(@C)	$\Delta$ TempAmbRec(@C)
0	25	33.0	34.9	26.2	27.0	25.7	25.9	1.9	0.8	0.2
25	50	34.9	37.2	27.0	28.1	25.9	26.1	2.3	1.1	0.2
50	75	37.2	39.0	28.1	29.1	26.1	26.2	1.8	1.0	0.1
75	100	39.0	40.4	29.1	29.8	26.2	26.3	1.4	0.7	0.1

**Tabla 7 - Respuesta al escalón de la Planta1 con D=120 cm**

$P_0$ (%600 W)	$P_f$ (%600 W)	TempPiel <sub>0</sub> (@C)	TempPiel <sub>f</sub> (@C)	TempAmbPiel <sub>0</sub> (@C)	TempAmbPiel <sub>f</sub> (@C)	TempAmbRec <sub>0</sub> (@C)	TempAmbRec <sub>f</sub> (@C)	$\Delta$ TempPiel(@C)	$\Delta$ TempAmbPiel(@C)	$\Delta$ TempAmbRec(@C)
0	25	33.2	34.3	25.9	26.5	25.9	26.1	1.1	0.6	0.2
25	50	34.3	35.3	26.5	27.2	26.1	26.2	1.0	0.7	0.1
50	75	35.3	36.4	27.2	27.6	26.2	26.3	1.1	0.5	0.1
75	100	36.4	37.5	27.6	28.2	26.3	26.4	1.1	0.6	0.1

**Tabla 8 - Respuesta al escalón de la Planta2 con D=80 cm**

$P_0$ (%600 W)	$P_f$ (%600 W)	TempPiel <sub>0</sub> (@C)	TempPiel <sub>f</sub> (@C)	TempAmbPiel <sub>0</sub> (@C)	TempAmbPiel <sub>f</sub> (@C)	TempAmbRec <sub>0</sub> (@C)	TempAmbRec <sub>f</sub> (@C)	$\Delta$ TempPiel(@C)	$\Delta$ TempAmbPiel(@C)	$\Delta$ TempAmbRec(@C)
0	25	33.3	34.2	26.3	26.9	25.9	26.0	0.9	0.6	0.1
25	50	34.2	35.8	26.9	27.8	26.0	26.2	1.6	0.9	0.2
50	75	35.8	37.9	27.8	28.9	26.2	26.4	2.1	1.1	0.2
75	100	37.9	38.9	28.9	30.0	26.4	26.5	1.0	1.1	0.1

Tabla 9 - Respuesta al escalón de la Planta2 con D=120 cm

$P_0$ (%600 W)	$P_f$ (%600 W)	TempPiel <sub>0</sub> (@C)	TempPiel <sub>f</sub> (@C)	TempAmbPiel <sub>0</sub> (@C)	TempAmbPiel <sub>f</sub> (@C)	TempAmbRec <sub>0</sub> (@C)	TempAmbRec <sub>f</sub> (@C)	$\Delta$ TempPiel(@C)	$\Delta$ TempAmbPiel(@C)	$\Delta$ TempAmbRec(@C)
0	25	32.8	33.7	25.9	26.3	25.6	26.0	0.9	0.4	0.4
25	50	33.7	34.6	26.3	26.9	26.0	26.1	0.9	0.6	0.1
50	75	34.6	36.0	26.9	27.8	26.1	26.3	1.4	0.9	0.2
75	100	36.0	37.0	27.8	28.5	26.3	26.6	1.0	0.7	0.3

Observaciones

1. A menor D, mayor es el rango de temperaturas que se puede controlar.
2. A menor D, se logra una TempPiel dada con menor calor entregado por la estufa.
3. Cuanto más grande es la planta, a igual potencia, TempPiel alcanza mayores valores en régimen; menor inercia térmica.

Fuera las observaciones anteriores cabe destacar que las pruebas realizadas tenían como fin observar el rango de temperaturas que se puede manejar con una estufa de 600W y no investigar las propiedades térmicas del cuerpo humano.

**8.3. Modelado de la planta**

A continuación se presenta un modelo que trata de abarcar todos los fenómenos de transferencia de calor durante el funcionamiento de CALORNAT10.

Dicho modelo es de primer orden pero no lineal, ya que la planta cuenta con un elemento activo, en función de TemPiel la fuente interna de calor variará de tal forma de mantener la temperatura interna constante (ec. 3).

En el caso de un neonato prematuro con su sistema de termorregulación poco desarrollado, este elemento se puede sustituir por una resistencia; en esta situación la temperatura interna varía con temperatura de la piel y la relación entre TempPiel y el calor de la fuente queda representado por una transferencia lineal de primer orden.

Esto es fundamental para darle cohesión entre las pruebas realizadas y el futuro funcionamiento de CALORNAT10 con neonatos.

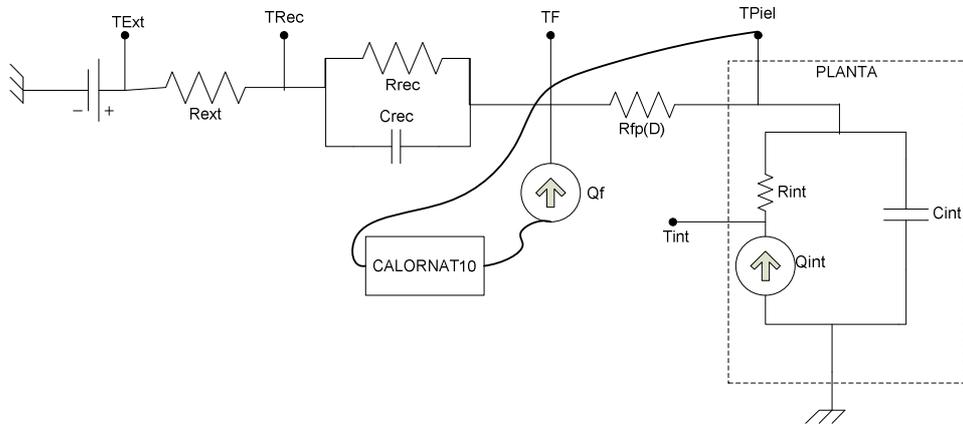


Figura 52 - Circuito térmico del Sistema

Donde:

$Q_f$ : Flujo de calor entregado por la fuente

$R_{fp}(D)$ : Resistencia térmica del ambiente entre la fuente y la piel

$R_{rec}$ : Resistencia térmica del ambiente entre la fuente y un punto lejano a la fuente de calor pero dentro del recinto.

$C_{rec}$ : Capacitancia térmica del recinto.

$R_{ext}$ : Resistencia térmica entre el recinto y el exterior.

$R_{int}$ : Resistencia térmica entre la piel y el núcleo (temperatura interior); ver el punto 2.

$C_{int}$ : Capacitancia térmica de la planta.

$Q_{int}$ : Fuente de calor que mantiene la temperatura interna de la planta independiente del exterior.

La transferencia del modelo planteado es:

$$Q_f(s) = (-Q_{int} + sC_{int}T_{Piel}(s)) + \left(T_F(s) - \frac{T_{ext}}{s}\right) \left(\frac{1}{R_{ext} + \frac{R_{rec}}{R_{rec} + sR_{rec}C_{rec}}}\right) \quad (1)$$

con

$$T_F(s) = T_{Piel}(s) + (-Q_{int} + sC_{int}T_{Piel}(s))R_{fp} \quad (2)$$

Tomando en cuenta que:

$$T_{Piel}(s) = -Q_{int}R_{int} \quad (3) (*)$$

$$R_{ext} \gg \frac{R_{rec}}{R_{rec} + sR_{rec}C_{rec}} \quad (4)$$

Combinando 1 y 2 y sustituyendo 3,4, la ecuación que rige el sistema queda:

$$\frac{K(s)}{s} \approx T_{Piel}(s) + \gamma s T_{Piel}(s) \quad (5)$$

Con

$$\alpha = 1 + \frac{R_{fp}}{R_{ext}}$$

$$K(s) = \left( sQ_f(s) + \frac{T_{ext}}{R_{ext}} \right) \left( \frac{\alpha}{R_{int}} + \frac{1}{R_{ext}} \right)^{-1}$$

$$\gamma = \alpha C_{int} \left( \frac{\alpha}{R_{int}} + \frac{1}{R_{ext}} \right)^{-1}$$

En la ecuación 5 se puede observar que para el caso particular de una entrada escalón,  $Q_f(s) = \frac{Q_f}{s}$ , la evolución de la  $T_{Piel}$  corresponde a un sistema de primer orden.

Este hecho se utilizará para realizar una aproximación a un sistema lineal de primer orden y así poder calcular los parámetros primarios del control PID.

#### **8.4. Control PID**

Para realizar el control PID primero se relevó la respuesta al escalón de la planta en el rango de temperatura a controlar, luego se calcularon los parámetros del PID en función de la respuesta y por último se realizaron ajustes sobre los mismos y el control para obtener la salida deseada. Para el ajuste se utilizó la planta más pequeña posible ya que logrando la respuesta deseada sobre esta necesariamente la respuesta sobre una planta más grande necesariamente son mejores. Esto se observará más adelante.

Tomar en cuenta que la zona más importante desde el punto de vista de CALORNAT10 es la zona en régimen ya que el mismo está pensado para operar previo a una etapa de pre-calentamiento y no en la zona de arranque.

Distancia del calefactor, D=80 cm

Por una cuestión de practicidad y capacidad en la acción de la estufa, de las dos distancias posibles a priori, 80 ó 120 cm, se seleccionó 80 cm.

Es una distancia razonable para una futura estructura que deba soportar la estufa y con ella se logran mayor rango de acción sobre la temperatura.

Rango de Temperatura a controlar (TempSet)

Tomando en cuenta que las pruebas se realizaron con brazos humanos, para el diseño del PID se tomó el rango medio de temperaturas, 36@c a 38@c.

Es un rango que exige una potencia entre el 25 y 75% de la disponible en la estufa, permitiendo observar las variaciones provocadas por el PID más claramente

Cálculo de los parámetros

Para obtener los parámetros primarios del PID se relevó la respuesta al escalón de la planta en el rango de temperaturas a controlar y luego se utilizó el método de la curva de reacción de dos puntos.

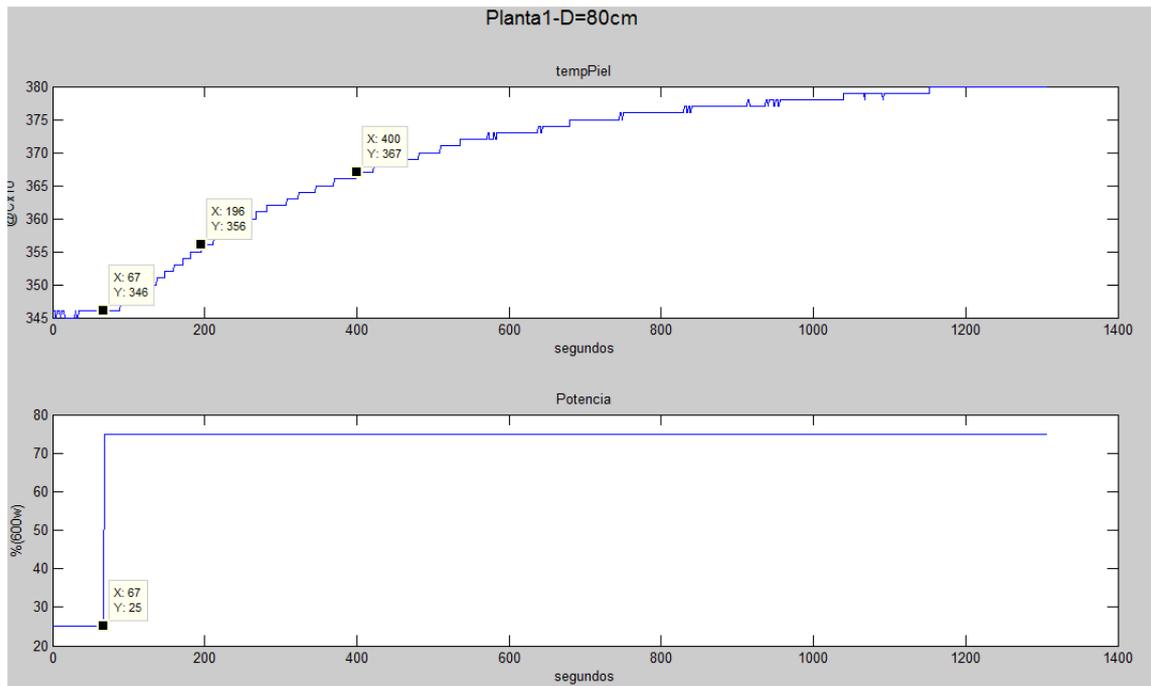


Figura 53 – Relevamiento de la planta para obtener los parámetros primarios,  $K_P$ ,  $K_I$  y  $K_D$

Los parámetros resultantes del relevamiento de la planta quedan:

$$K_P = 20$$

$$K_D = 1.48$$

$$K_I = 0.37$$

Como ya se ha mencionado estos parámetros sirven como una primera aproximación a los parámetros del control ya que el comportamiento deseado se realiza a prueba y error para encontrar los parámetros óptimos al comportamiento deseado.

Anti-windup

Antes de realizar las pruebas con los parámetros primarios se realizó una simulación con simulink para obtener una primera observación del comportamiento de la planta con el controlador PID. Se pudo observar que la potencia-integral superaba con creces la potencia total disponible obligando a un sobretiro necesario en la TempPiel para la estabilización de la misma.

Para mitigar dicho impacto se se teo la el valor máximo de la potencia-integral,  $I_{max}$ , a 80. Este método es muy utilizado en los controladores digitales y es conocido como anti-windup. En las siguientes figuras se puede observar los sobretiros y potencia integral con anti-windup y sin anti-windup

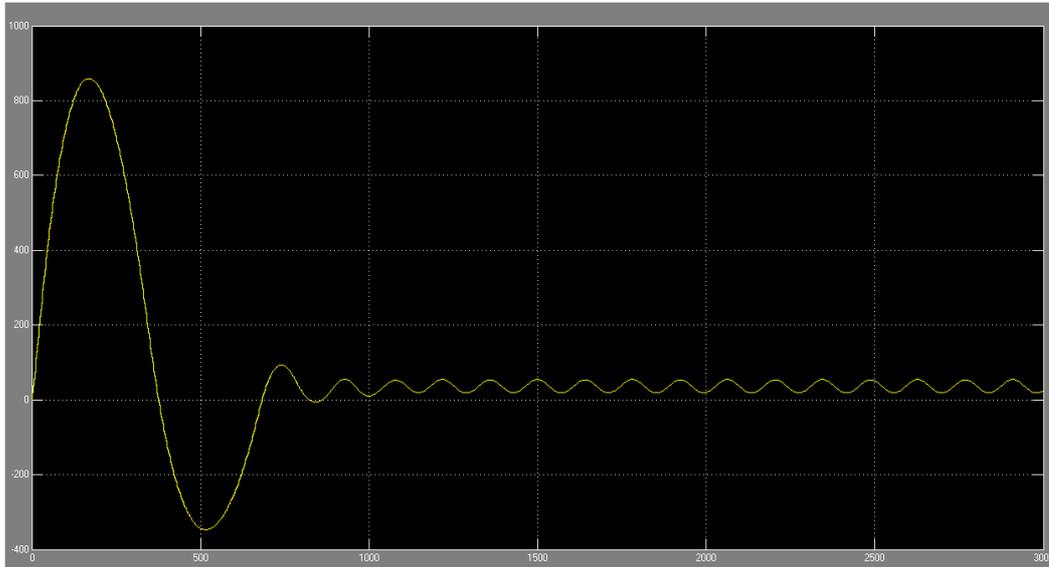


Figura 54 - Potencia integral sin anti-windup

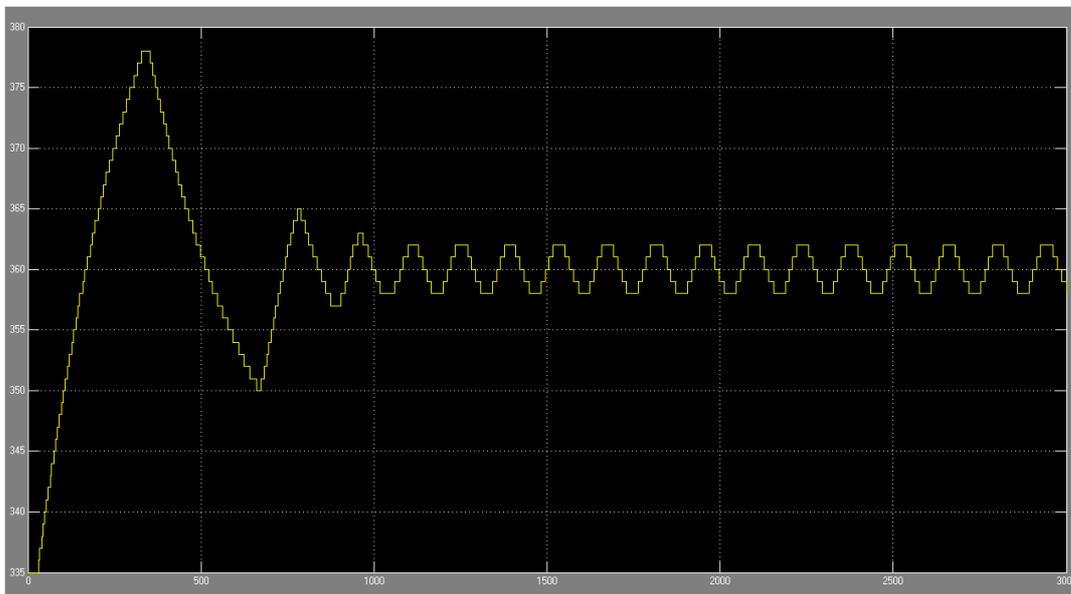


Figura 55 - Simulación del PID sin anti-windup

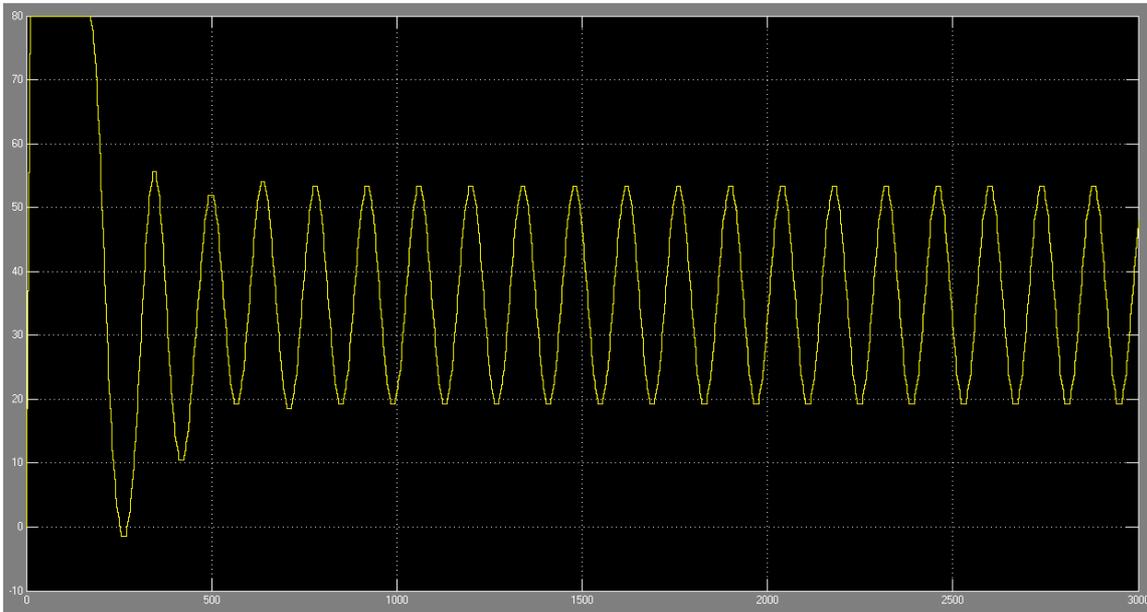


Figura 56 - Potencia integral con anti-windup,  $I_{max}=80$

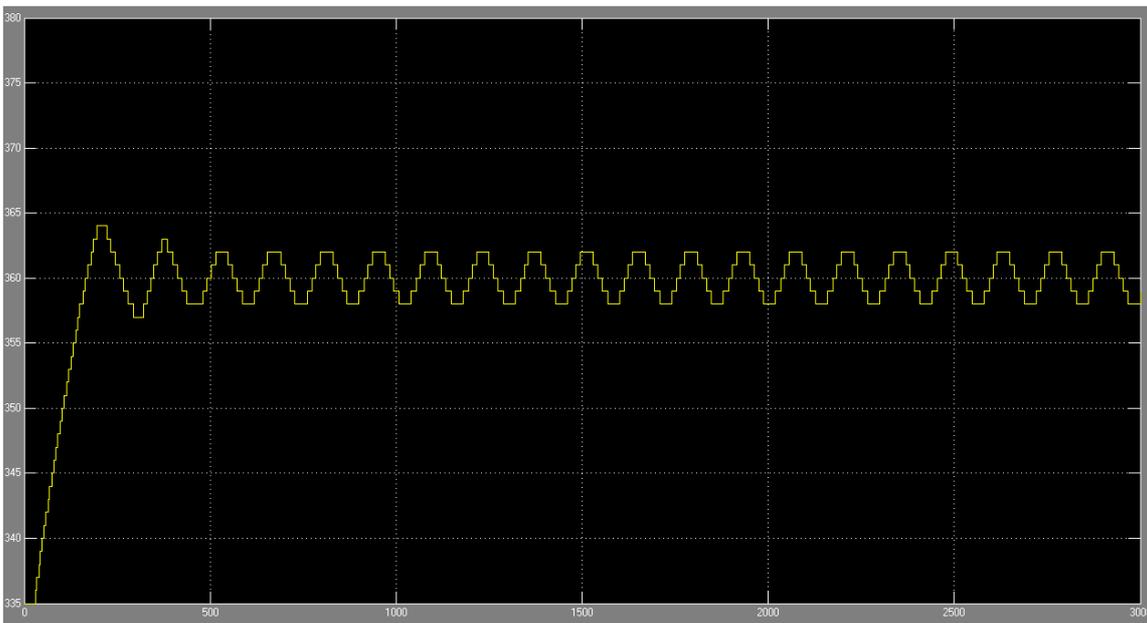


Figura 57 - Simulación del PID con anti-windup,  $I_{max}=80$

### **Banda de Integración, $I_e$**

Otro parámetro que se utilizó en el control PID fue  $I_e$ , banda de integración. Este parámetro regula la zona donde comienza actuar el factor integral del PID. El subíndice e representa el error en décimas de grado cuando se habilita la integración en el PID.

### **Pruebas y valores observados**

Para ajustar el PID y realizar observaciones se realizaron distintas pruebas. Para cada prueba se ejecutó el siguiente protocolo:

1. Se selecciona modo Piel
2. Se adhiere el sensor de piel en la zona media del antebrazo y se espera a que se estabilice la medición
3. Se colca el antebrazo sobre la tabla de apoyo, de tal forma de que el sensor se ubique en la vertical al punto medio de la estufa.
4. Se fija TempSet a 36@C y se activa el control (Boton OK).
5. Se espera 10 minutos aprox
6. Sin detener el control se eleva la TempSet a 37@C y se repite 3
7. Sin detener el control se eleva la TempSet a 38@C y se repite 3
8. Se detiene el control

Durante cada prueba el antebrazo se mantiene inmóvil y las únicas extremidades que se flexionan, para evitar entumecimiento, son los dedos.

Los valores observados y de interés son:

#### **Mp: Sobretiro**

Valor máximo de TempPiel respecto a TempSet

#### **Tr: Tiempo de régimen**

Tiempo en que tarda en alcanzar el régimen, entendiendo como tal una desviación menor a 0.1@C de TempPiel respecto de TempSet.

#### **Tc: tiempo de sobrecalentamiento**

Tiempo en que la potencia se encuentra entre el 100 y el 80%.

En lo que se refiere a mecanismos de control, Tc es propia de CALORNAT10. Este valor indica el tiempo en el que la planta recibe mayor radiación de calor que la necesaria para alcanzar el régimen en un tiempo razonable. Es de interés para el proyecto que sea lo menor posible, ya que implica exceso de calor recibido por la planta.

Se recalca que hay un compromiso entre este valor y Tr.

Prueba1

$K_P = 20$

$K_D = 1.48$

$K_I = 0.37$

$I_e \in [0, \infty]$

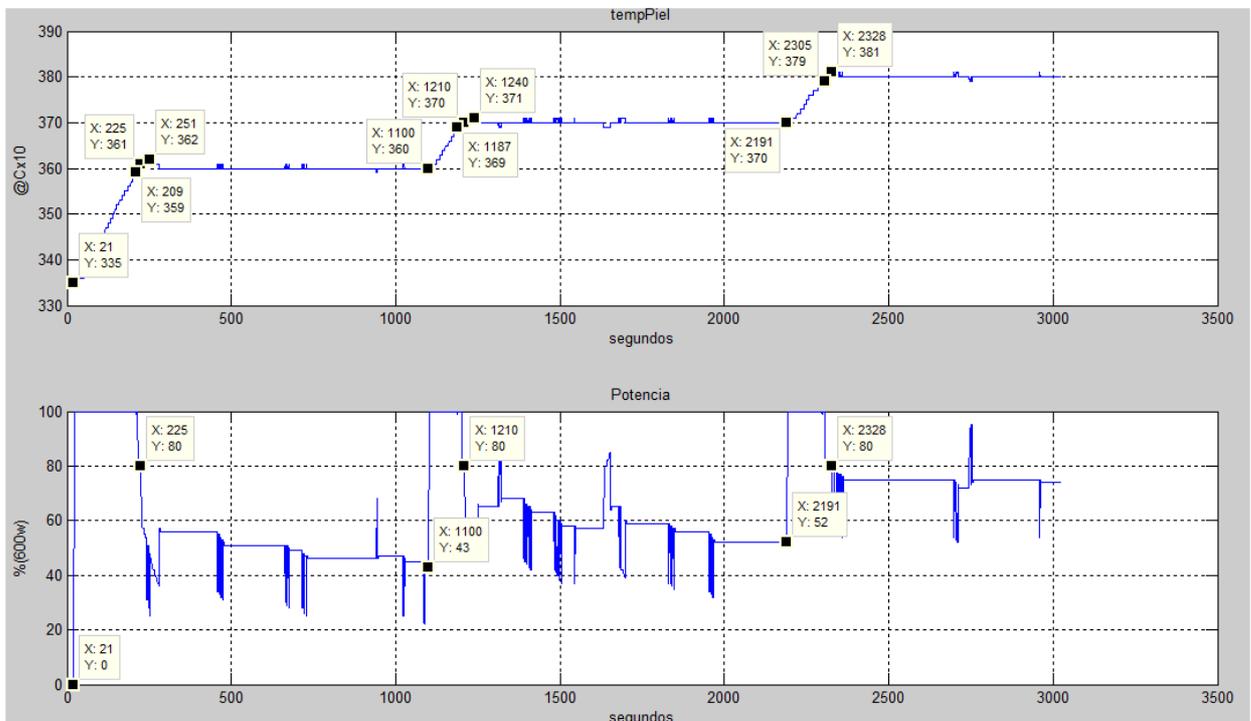


Figura 58 - Funcionamiento del PID con  $K_P=20$ ;  $K_D=1.48$  ;  $K_I=0.37$  e  $I_e \in [0, \infty]$

Tabla 10 - Valores observados del PID con  $K_P=20$ ;  $K_D=1.48$  ;  $K_I=0.37$  e  $I_e \in [0, \infty]$

TempSet (@C)	Mp(décimas de grados)	Tr (segundos)	Tc(segundos)
36	2	188	204
37	0	87	110
38	0	114	137

Prueba2

$K_P = 10$

$K_D = 2$

$K_I = 0.08$

$I_e \in [0,10]$

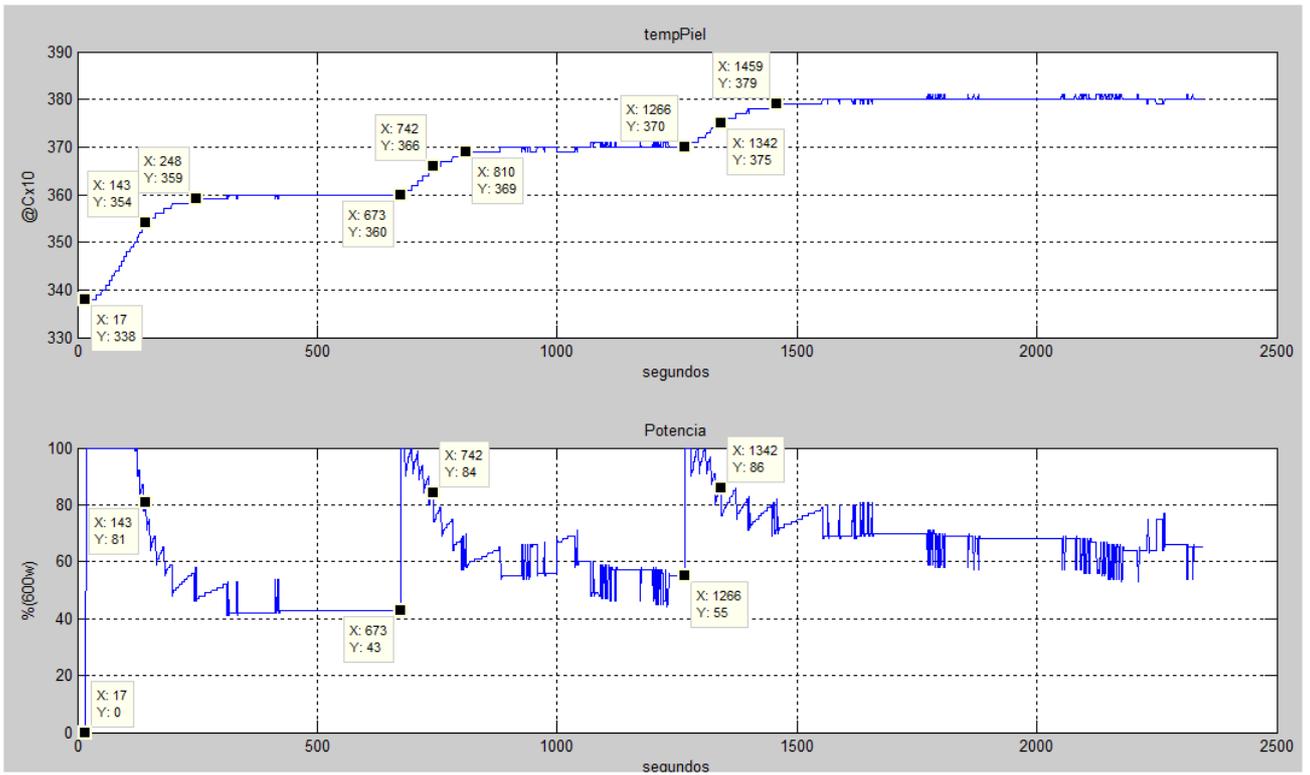


Figura 59 - Funcionamiento del PID con  $K_P=10$ ;  $K_D=2$  ;  $K_I=0.08$  e  $I_e \in [0,10]$

Tabla 11 - Valores observados del PID con  $K_P=10$ ;  $K_D=2$  ;  $K_I=0.08$  e  $I_e \in [0,10]$

TempSet (@C)	Mp (décimas de grados)	Tr (segundos)	Tc(segundos)
36	0	231	126
37	0	137	69
38	0	193	76

Prueba3

$K_P = 10$

$K_D = 2$

$K_I = 0.05$

$I_e \in [0,10]$

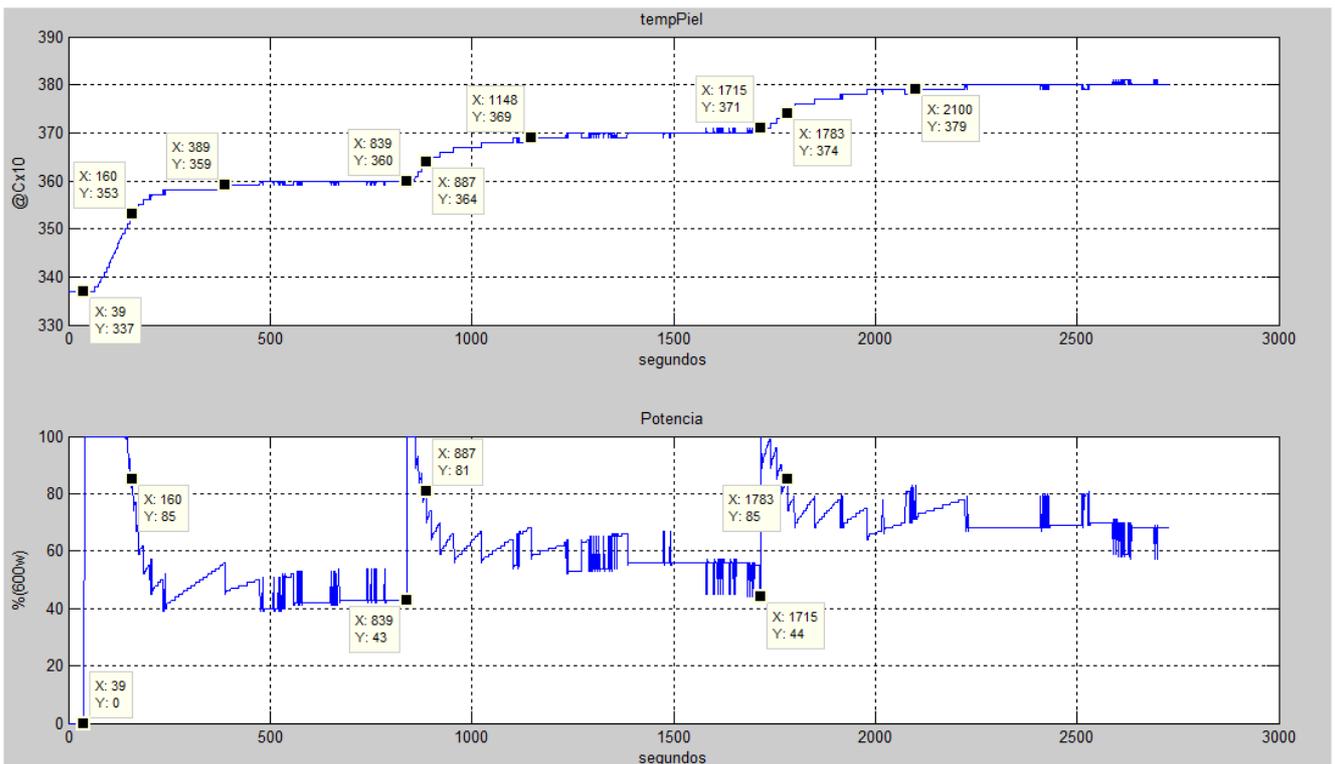


Figura 60- Funcionamiento del PID con  $K_P=10$ ;  $K_D=2$  ;  $K_I=0.05$  e  $I_e \in [0,10]$

Tabla 12 - Valores observados del PID con  $K_P=10$ ;  $K_D=2$  ;  $K_I=0.05$  e  $I_e \in [0,10]$

TempSet (@C)	Mp (décimas de grados)	Tr (segundos)	Tc(segundos)
36	0	350	121
37	0	309	48
38	0	385	68

Tabla 13 - Tabla comparativa del PID con los distintos juegos de parámetros

(Kp,Kd,Ki,Ie)	TempSet	Mp	Tr	Tc
20,2,0.37,inf	36	2	188	204
	37	0	87	110
	38	0	114	137
10,2,0.08,10	36	0	231	126
	37	0	137	69
	38	0	193	76
10,2,0.05,10	36	0	350	121
	37	0	309	48
	38	0	385	68

## 8.5. Conclusiones

Entre los tres juegos de parámetros utilizados en las pruebas, el óptimo desde el punto de vista de obtener un tiempo de sobrecalentamiento, Tc, y un tiempo de régimen, Tr, lo más chico posible, corresponde al segundo juego de parámetros ,Kp=10,Kd=2,Ki=0.08,Ie=10, pero tomando en cuenta que prima Tc lo más pequeño posible, nos decidimos por el tercer juego de parámetros, Kp=10,Kd=2,Ki=0.05,Ie=10.

Los parámetros definitivos son Kp=10,Kd=2,Ki=0.05,Ie=10.

## 9. Memorias y Calculos

### 9.1. Elección sensores de temperatura

#### 9.1.1. Definiciones

**Transductor:** Se denomina transductor, en general, a todo dispositivo que convierte una magnitud física en otra magnitud física.

**Sensor:** es un dispositivo capaz de detectar magnitudes físicas o químicas, llamadas variables de instrumentación, y transformarlas en variables eléctricas.

En los sensores de temperatura, la variable de instrumentación es la temperatura y la variable eléctrica generalmente es resistiva.

### 9.1.2. Tipos de sensores

#### Termocupla

Está compuesta por dos alambres de metales diferentes, los que unidos convenientemente generan entre sus extremos libres una diferencia de potencial proporcional a la diferencia de temperatura entre ellos. De acuerdo al rango de operación y a la combinación de aleaciones que los componen los termopares se clasifican dentro de los siguientes tipos:

Tabla 14 - Termocuplas Tipos de Materiales

<i>Tipo</i>	<i>Materiales</i>
J T	Hierro-Constantán(Galga 14)
K	Cobre-Constantán(Galga 20)
R	Cobre-Alumel(Galga 14)
S	Platino/Rodio(13%)-Platino
J*	Platino/Rodio(13%)-Platino
	Hierro-Constantán(Galga 8)

#### Termómetros de resistencia

Los detectores de temperatura basados en la variación de una resistencia eléctrica se suelen designar con sus siglas inglesas RTD. Dado que el material empleado con mayor frecuencia para esta finalidad es el platino, se habla a veces de PRT (Platinum Resistance Thermomete).

El fundamento de las RTD es la variación de la resistencia de un conductor con la temperatura. Los conductores generalmente muestran un incremento en su resistencia con la temperatura, que se rige por la siguiente expresión:

$$R_T = R_0 (1 + a_1 T + a_2 T^2 + a_3 T^3 + \dots + a_n T^n)$$

Donde  $R_0$  es la resistencia a la temperatura de referencia y  $T$  es el incremento de temperatura respecto a la de referencia. El número de términos  $a_i$  depende del material, el rango de temperatura y la precisión requerida. Los materiales más comunes para la fabricación de RTD's son el platino, el níquel, el cobre y en algunas aplicaciones, a bajas temperaturas (alrededor de los 20 K), el rodio.

Las características que deben tener los materiales son:

- Alto coeficiente de temperatura de la resistencia (sensibilidad).
- Alta resistividad, ya que cuando mayor sea la temperatura mayor será la variación por grado.
- Relación lineal temperatura – resistencia.
- Rigidez y ductilidad.
- Estabilidad de las características de vida útil.

Las características cualitativas más importantes de los materiales empleados para la construcción de RTD's se tabulan a continuación:

Tabla 15 - RTDs tipos de materiales

<b>Material</b>	<b>Características</b>
Platino	Preciso Estable Alto costo
Níquel	Resistencia más elevada Poca linealidad
Cobre	Variación de resistencia uniforme Estable Bajo costo

### Termistores

Los termistores son dispositivos semiconductores hechos de material cerámico cuya resistencia varía con la temperatura. Estos dispositivos presentan grandes coeficientes de temperatura negativos (NTC), es decir, que su resistencia disminuye cuando la temperatura

aumenta. Los materiales con que se fabrican pueden ser mezclas sintetizadas de sulfatos, selenio, óxidos de níquel, manganeso, hierro, cobalto, cobre, magnesio, titanio, uranio, y otros metales. Existen también termistores con coeficiente térmico positivo (PTC) fabricados de bario sintetizado y mezclas de estroncio y titanio.

La ecuación que domina el cambio de resistencia de un termistor respecto a la temperatura (en la mayoría de los casos) está dada por:

$$R_T = R_0 e^{b(1/T_t - 1/T_0)}$$

Donde:

- $R_t$  = Resistencia del termistor
- $R_0$  = Resistencia inicial
- $b$  = Coeficiente térmico (característica del material)
- $T_t$  = Temperatura de trabajo en Kelvin
- $T_0$  = Temperatura de referencia

Por tratarse de un material semiconductor, los termistores tienen un rango limitado que va de -20°C a 150°C, y como se puede apreciar en la ecuación anterior, su respuesta es no lineal.

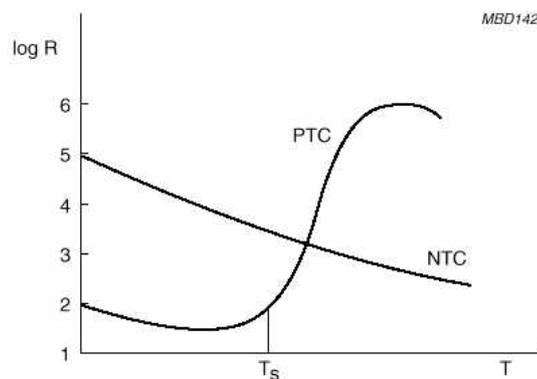


Figura 61 - Resistencia vs. Temperatura para termistores PTC y NTC

Se puede apreciar que los termistores NTC pueden aproximarse con menor error a una función lineal, caso contrario del termistor de tipo PTC, cuya función posee varios valores de pendientes y solo se podría aproximar linealmente en secciones.

### Termómetros de unión PN

La familia de sensores de temperatura de silicio de Infineon y Phillips KTY son de alta exactitud, lineales y con una excelente estabilidad a lo largo del tiempo. Son una alternativa a los sensores más convencionales basados en la tecnología NTC o PTC. Las propiedades de estos sensores de temperatura están basadas en el comportamiento estable del silicio. Los sensores de

temperatura de silicio muestran una característica casi lineal comparada con la característica exponencial de las NTC. Esto significa que tienen un coeficiente de temperatura que es casi constante en todo el rango de temperatura. Esta característica se puede utilizar cuando el sensor se usa como compensación de temperatura para un microprocesador con convertor de A/D integrado.

### 9.1.3. Elección

En la tabla siguiente se resume las ventajas y desventajas de los sensores mencionados en el punto anterior:

<b>Sensor</b>	<b>Ventajas</b>	<b>Desventajas</b>
Termocupla	Ancho rango de temperatura de operación  Bajo Costo	No lineal  Baja sensibilidad  Requiere compensación de referencia en la juntura
RTD	Lineal  Ancho rango de temperatura de operación	Tiempo de respuesta lento  Alto costo  Requiere fuente de corriente
Termistor	Tiempo de respuesta rápido  Bajo Costo Tamaño pequeño Grandes cambios  Resistencia vs	No lineal  Requiere fuente de voltaje Limitado rango de temperatura de operación
Circuito Integrado	Muy lineal  Bajo Costo  La salida digital del sensor puede estar directamente	Limitado rango de temperatura de operación  Requiere fuente de voltaje  Errores de calefacción

Figura 62 - Comparativa entre tipos de sensores de temperatura

Observando la tabla anterior, el sensor elegido fue el termistor, debido a su sensibilidad a cambios de temperatura, elevado tiempo de respuesta y es el más utilizado en biomédica.

## 9.2. Circuito Transductor NTC

Para obtener la salida  $V_o$  en función de  $\Delta R$ , se aplican propiedades de los amplificadores operacionales ideales, la tierra virtual ( $V_+ = V_-$ ) y la corriente nula por las entradas inversora y no inversora.

Además, la resistencia por el termistor es la suma de la resistencia de referencia ( $10k\Omega$ ) mas la variación de resistencia en función de la temperatura.

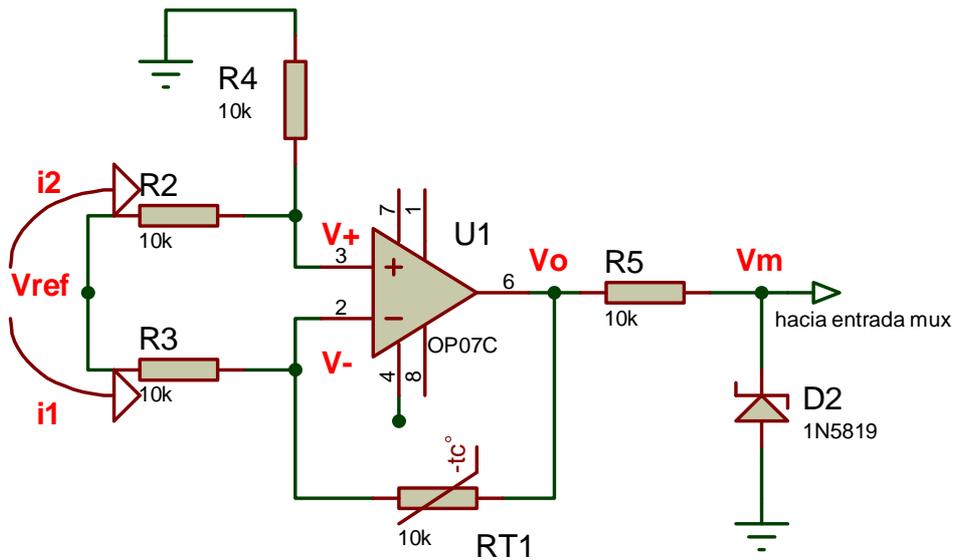


Figura 63 – Esquemático Circuito transductor NTC

- (1)  $V_+ = V_-$
- (2)  $i_1 = \frac{V_{ref} - V_-}{R_3} = \frac{V_- - V_o}{R_t}$
- (3)  $i_2 = \frac{V_{ref} - V_+}{R_2} = \frac{V_+}{R_4}$
- (4)  $R_t = R_{ref} + \Delta R$
- (5)  $R_2 = R_3 = R_4 = R_{ref} = 10k\Omega$

de (3) y (5)  $V_+ = V_- = \frac{V_{ref}}{2}$ , sustituimos en (2)  $\rightarrow$  (6)  $V_o = \frac{V_{ref}}{2} \left[ 1 - \frac{R_t}{R} \right]$

sustituimos (4) en (6)  $\rightarrow V_o = -\frac{V_{ref}}{2R} \Delta R$

Si sustituimos los valores de R y Vref, se tiene que:  $V_o = -0.125mA * \Delta R$

De la hoja de datos del termistor sabemos que a mayor temperatura menor resistencia por lo que si la temperatura supera los 25 grados  $\Delta R < 0$  lo que implica  $V_o > 0$ , en cambio cuando la temperatura baja de los 25 grados  $V_o < 0$ .

De esto último se desprende el uso del diodo a la salida, ya que si:

$$\begin{aligned} V_o < -V_{diodo} < 0 &\rightarrow V_m = -V_{diodo} \sim -0.15V \\ V_o \geq 0 &\rightarrow V_m = V_o \end{aligned}$$

El diodo no permite que pase a la etapa siguiente tensiones inferiores a 0.15V lo cual afectaría el correcto funcionamiento de los circuitos.

### 9.3. Característica T (V)

Para calcular la temperatura en función del voltaje en la entrada del Pic, fue necesario antes que nada determinar la resolución del conversor A/D. El microcontrolador posee un conversor de 10 bits de aproximaciones sucesivas. Tomamos como  $V_{ref} = 5V$  la resolución se calcula como:

$$\frac{5V}{2^{10} - 1} = 4.88mV / bit$$

Es decir por cada variación de 4.88 mV tenemos un cambio en el BIT menos significativo de la conversión.

En la [tabla del termistor](#), la columna correspondiente a temperaturas toma valores con saltos de 0.1°C de variación. Es necesario que el número de bits que cambian de una lectura a otra sea mayor o a lo sumo igual que 1 bit (4.88mV) para poder detectar la mínima variación de temperatura, cuanto más grande este cambio de bits se minimiza el error.

Como sabemos la curva T(R) es exponencial y tiene un rango que va de 0°C a 70°C, lo cual es demasiado grande para esta aplicación, es por esto que de ahora en más restringimos el mismo de 25°C a 45°C, con esto logramos menor error a la hora de aproximar la ecuación T (V).

En la [tabla del termistor](#) y para cada valor de temperatura se realizan los siguientes cálculos:

- (1)  $\Delta R(i) = 10k\Omega - R(i)$
- (2)  $V_m(i) = 0.125mV * \Delta R(i)$
- (3)  $V_o(i) = G * V_m(i)$

En (1) se calcula la variación de resistencia en torno a la nominal (10k), luego en (2) se calcula la

tensión de salida utilizando la ecuación del transductor para luego multiplicarla por una ganancia (etapa posterior en diseño), este valor ( $G=7$ ), no es arbitrario sino que es para poder usar todo el rango de entrada del convertidor o sea 5V ya que  $V_o(45^\circ\text{C}) \sim 4.89\text{V}$ .

Con los datos calculados en (3) se realiza un script de Matlab que devuelve los parámetros del polinomio de orden 3. Aquí el código fuente del mismo y el polinomio obtenido:

```
Temp=[25.0 25.1...45];
Volt=1000*[0 0.038192... 4.888576];

format long

p=polyfit (Volt, Temp, 3) % devuelve parámetros de polinomio de orden 3
                        % que aproximan la curva T(V)

Tcalc = polyval (p, Volt); %evalúa el polinomio en los puntos V

Plot (Volt, Temp, '* y', Volt, Tcalc, 'r') % grafica las 2 curvas vs la
                                           % tensión

grid
```

$T(V) = 0.04678V^3 + 0.03466V^2 + 2.8039V + 24.96104 \text{ [}^\circ\text{C]}$
--

El resto de las ecuaciones calculadas en la planilla son:

- (4)  $\Delta V_o(i) = V_o(i + 1) - V_o(i)$
- (5) # cambio bits =  $\Delta V_o(i) / 4.88\text{mV}$
- (6)  $T_{\text{calc}}(i) = T[V_o(i)]$  con  $T(V)$  ec. orden 3
- (7)  $\Delta T(i) = |T_{\text{teo}}(i) - T_{\text{calc}}(i)|$

Con (4) y (5) se demuestra que el cambio de bits entre conversión siempre es superior a uno más aun es siempre mayor a tres.

Por último de (7) se aprecia que el error teórico es  $\ll 0.1^\circ\text{C}$ , lo que a priori es deseable.

### 9.4. Multiplexado, amplificación y aislación eléctrica

#### Multiplexado.

El multiplexado de las señales analógicas proveniente de los transductores se realiza con el integrado 4051, tiene ocho entradas de señal (X0,..X7), una salida (X) y tres pines de control (A, B y C).

Canal	Entrada	Entradas Control			
		INH	C	B	A
0	sensor ambiente	0	0	0	0
1	sensor axila	0	0	0	1
2	sensor abdomen	0	0	1	0
3	falla entrada	0	0	1	1
4	axila desconectado	0	1	0	0
5	abdomen desconectado	0	1	0	1
6	libre	0	1	1	0
7	libre	0	1	1	1

Figura 64 – asignación de canales en el MUX

En esta etapa también fue necesario integrar componentes para aislar la alimentación del Pic (Gnd no aislada) de la alimentación del multiplexor (Gnd Aislada) tal como se ve en el esquemático.

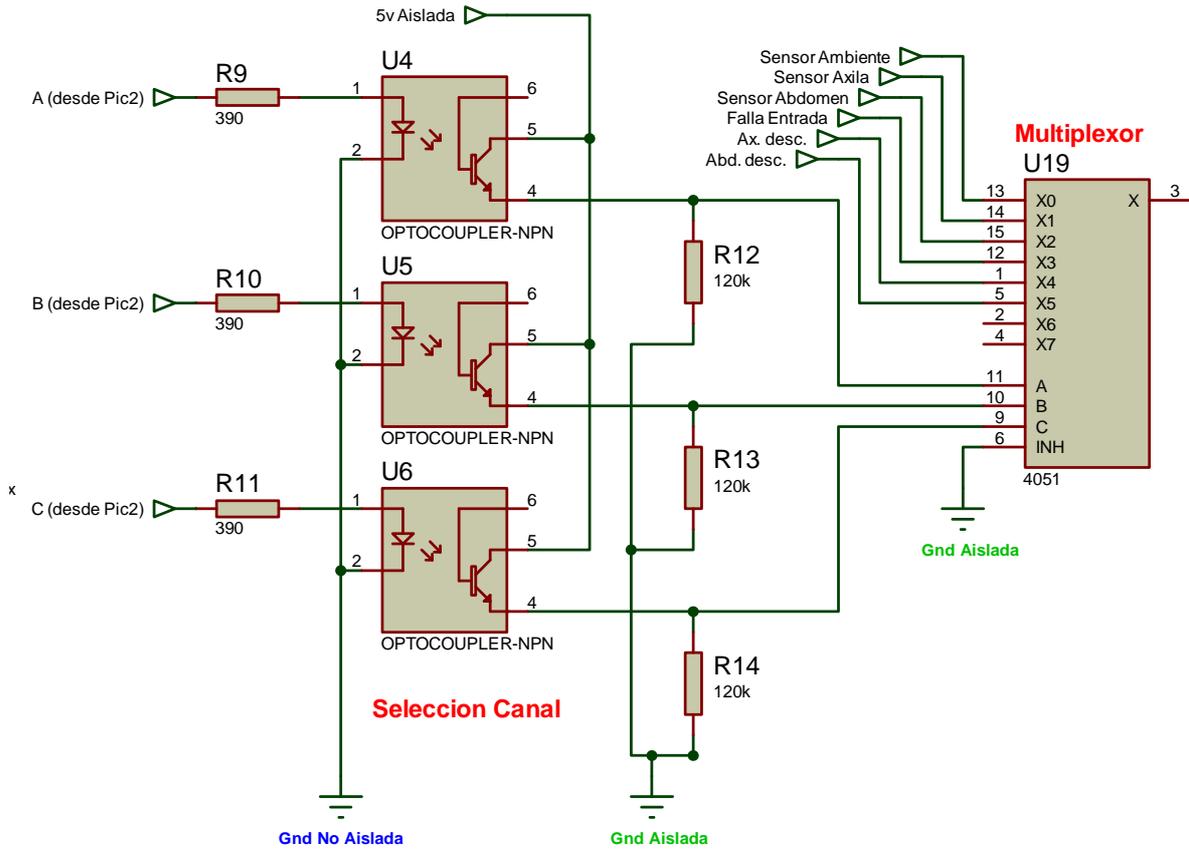


Figura 65 - Esquemático de Multiplexado de Canales

Esta aislación es realizada con opto acopladores (U4, U5 y U6), la tensión de aislación esta especificada en 5kVrms durante un minuto.

El funcionamiento es sencillo, cuando en la entrada se coloca 1.2 Vdc en la salida se logra saturar el transistor NPN y en caso contrario cuando no hay tensión de entrada el transistor se encuentra cortado.

La única precaución a tener en cuenta es la corriente que puede circular por el pin del Pic2, es por esto que se coloca una resistencia en serie para limitarla.

$$I_{pic} = \frac{V_{pic} - V_{diodo}}{R} = \frac{5V - 1.2V}{1000\Omega} = 3.8mA \ll I_{max} \text{ de PIC}$$

Del lado de salida del opto acoplador se coloca un resistencia entre tierra y el pin de entrada del multiplexor para tener un 0 lógico cuando el transistor está cortado.

Amplificador

En esta etapa se utiliza un operacional en la configuración no inversora con una ganancia determinada por la siguiente ecuación:

$$G = 1 + \frac{51k\Omega}{RV2(\Omega)}$$

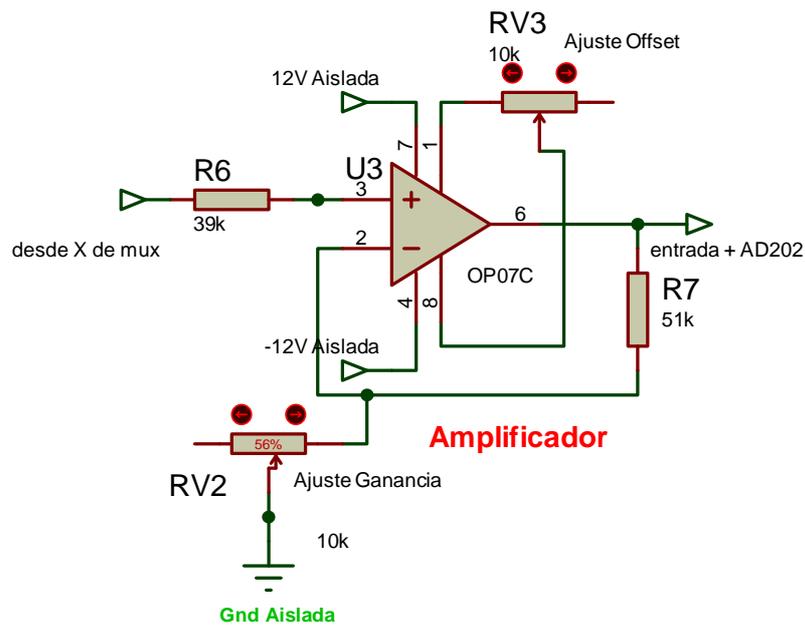


Figura 66 - Esquemático Etapa de amplificación

Con RV3 se ajusta el offset generado por el amplificador operacional.

Aislación eléctrica.

Por último se encuentra el operacional aislador en configuración no inversora ya que el pin de entrada inversora esta cortocircuitado con el pin de Feedback.

En la salida tiene un diodo schottky que no permite el pasaje de tensiones negativas, lo cual es perjudicial para la próxima etapa de filtrado.

**Amp. Aislador AD202**

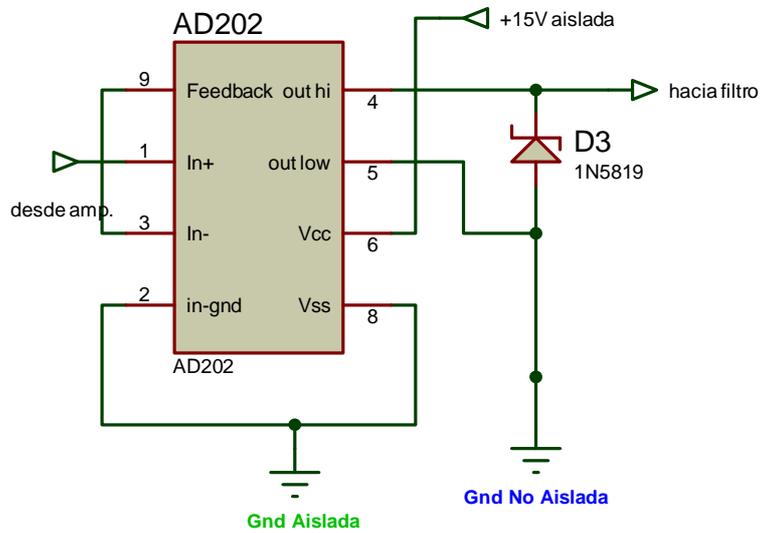


Figura 67 - Esquemático amplificador aislador AD202

**9.5. Diseño del filtro**

El conversor A/D realiza una lectura completa de los 6 canales en un tiempo máximo de 2 segundos (tiempo de ciclo usado en pwm). Si tomamos en cuenta que la lectura de los sensores toman un tiempo T tenemos:

$$6T = T_{adq} \leq T_{ciclo} = 2\text{seg} \rightarrow T = \frac{2\text{seg}}{6} \Rightarrow f = 2\text{Hz}$$

Por otro lado, tenemos las fuentes de ruido, estas son las señales de 50 Hz de la red y las de 25 kHz de Ad202, por lo que se decide hacer un filtro pasa bajos con frecuencia de corte de 20 Hz.

Las frecuencias de 2Hz están una década por debajo de la frecuencia de corte por lo que no serán afectadas, pero el ruido de red puede afectar ya que la frecuencia de corte está próxima a la de red, es por esta razón que se decide hacer el filtro de tercer orden.

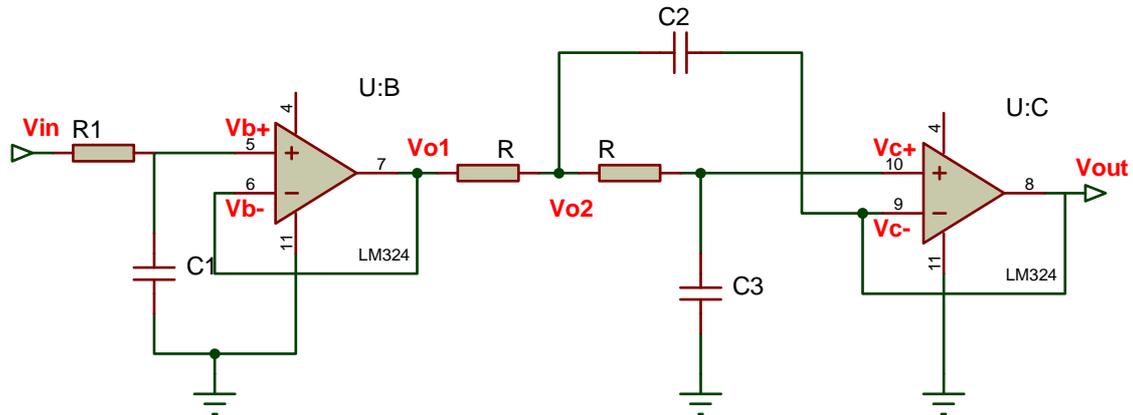


Figura 68 - Esquemático filtro de tercer orden

Los amplificadores operacionales (B y C) están en el encapsulado Lm324 ([datasheet Lm324](#)) el cual tiene un arreglo de cuatro operacionales idénticos.

$$(1) Vb^+ = Vb^- = Vo1 = \frac{1}{1 + R1 * C1 * s} * Vin$$

$$(2) Vc^+ = Vc^- = Vout = \frac{1}{1 + R * C3 * s} * Vo2 \rightarrow Vo2 = (1 + R * C3 * s) * Vout$$

$$(3) \frac{Vo1 - Vo2}{R} = \frac{Vo2 - Vc^-}{R} + \frac{1}{C2} * s$$

Sustituimos (1) y (2) en (3):

$$(4) \frac{1}{1 + R1 * C1 * s} Vin = (R^2 * C2 * C3 * s^2 + 2 * R * C3 * s + 1) Vout$$

Sean:

$$(5) w1 = \frac{1}{R1 * C1} \rightarrow f1 = \frac{1}{2 * \pi * R1 * C1}$$

$$(6) wn^2 = \frac{1}{R^2 * C2 * C3} \rightarrow fn = \frac{1}{2 * \pi} \sqrt{\frac{1}{R^2 * C2 * C3}}$$

$$(7) \delta_n = \sqrt{\frac{C3}{C2}}$$

Sustituimos (5), (6) y (7) en (4) tenemos la ecuación de la transferencia del filtro:

$$H(s) = \frac{V_{out}}{V_{in}} = \frac{w_1}{(s + w_1) * (s^2 + 2 * \delta_n * w_n * s + w_n^2)}$$

Los valores de componentes utilizados son:

$$R1 = 39k\Omega$$

$$R = 100k\Omega$$

$$C1 = 200nF$$

$$C2 = 150nF$$

$$C3 = 41nF$$

Con lo cual:

$$w_1 = 128.2 \frac{rad}{s}$$

$$f_1 = 20.4Hz$$

$$w_n = 127.51 rad/s$$

$$f_n = 20.3 Hz$$

$$\delta_n = 0.522$$

La siguiente figura corresponde a la grafica en modulo, del diagrama de bode de la transferencia  $H(s)$ , con los valores de componentes sustituidos en la expresion general .Se indicaron los puntos relevantes en donde se aprecia que a 2Hz la respuesta es plana (-84dB) y luego a partir de 20 Hz cae a 60db/dec como era previsto,el ruido a 50 Hz (-108dB) es atenuado en mas de un 93%.La atenuacion de 24dB.

Con mediciones en osciloscopio se pudo corroborar el correcto funcionamiento del filtrado.

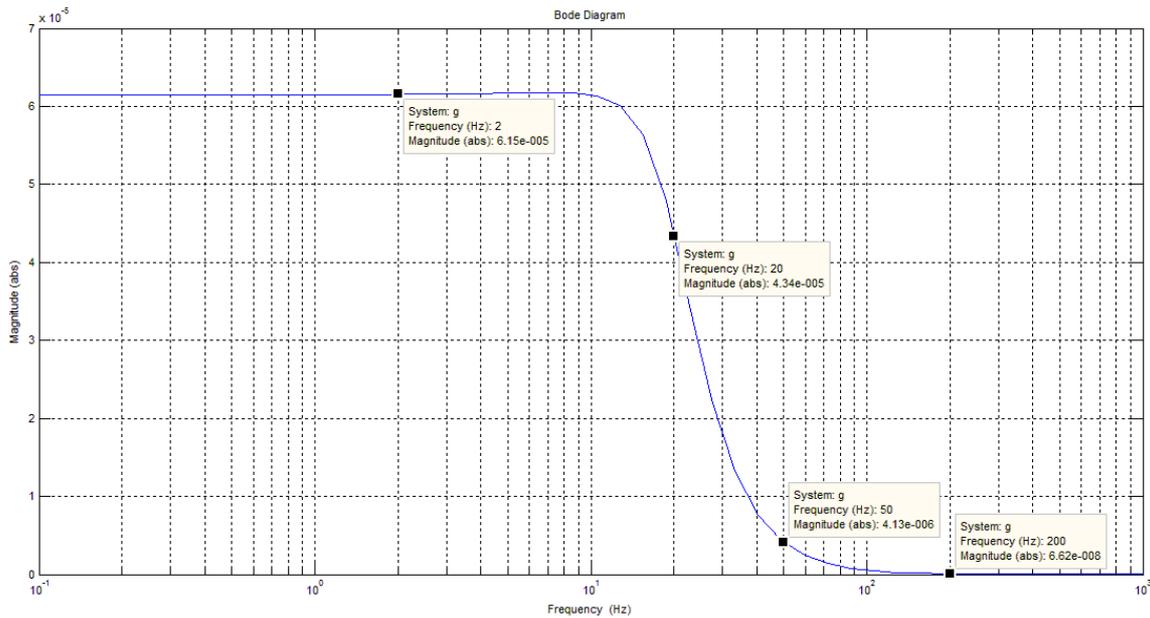


Figura 69 - Diagrama de Bode Filtro de tercer orden

## 9.6. Casos de estudio

### 9.6.1. Control de Humedad

En un ambiente normal el aire siempre contiene humedad, el número de moléculas de agua que se encuentran en el aire puede variar sustancialmente, por ejemplo, el aire puede estar tan seco como en el desierto o tan húmedo como en una selva tropical.

Existe un límite máximo para la cantidad de humedad que el aire puede contener para una determinada temperatura, por encima de este punto el aire se satura. Si por algún motivo el nivel de humedad supera este límite, se produce la condensación del agua en forma de niebla o gotas de agua, se dice que el aire está saturado y la humedad relativa (HR) del 100%.

La humedad relativa informa de que porcentaje de esta cantidad máxima de humedad está presente en el aire. En contraste, la humedad absoluta denota la cantidad total de humedad que hay en el aire sin tener en cuenta el nivel de saturación, y se expresa como la masa total de moléculas de agua por volumen de aire.

La capacidad del aire para absorber humedad varía con la temperatura, cuando desciende la temperatura la humedad relativa aumenta; aunque la humedad absoluta se mantenga invariable. Un pequeño cambio de la temperatura, especialmente para valores altos de la humedad, tiene un efecto significativo sobre la humedad relativa. Por tanto, para realizar mediciones precisas de la humedad, es necesario conocer la temperatura.

Control de humedad en recién nacidos [7]

En el prematuro de muy bajo peso, las pérdidas de agua por evaporación están magnificadas por el escaso desarrollo de su epidermis; las consecuencias iatrogénicas y fisiológicas de las altas pérdidas de agua son: deshidratación, desbalance de líquido y electrolitos, lesión del estrato córneo superficial y posible absorción percutánea de tóxicos

También cuando se encuentran en cuidados intensivos el tubo endotraqueal anula las funciones de defensa (filtración de partículas inspiradas y eliminación mecánica por estornudo o tos), lo que implicará:

1. Espesamiento de secreciones.
2. Sistema de transporte mucociliar comprometido (menor defensa).
  - a) Reducción de la apertura de las vías respiratorias y de la distensión pulmonar.
  - b) Aumento del esfuerzo respiratorio.
  - c) Consumo adicional de agua y energía.

Por lo tanto es aconsejable suministrar gases a la temperatura corporal y saturada de vapor de agua, el nivel óptimo de humedad mantiene el sistema de transporte mucociliar y la consistencia de las secreciones.

Existen dos formas de administrar humedad al neonato, las mismas son:

**1. Modo invasivo: endotraqueal, nasofaríngeo, cánula nasal.**

Implementación: Manejo de humidificadores y de ventiladores

- a. Uso de circuito cerrado.
- b. Libres de condensación.
- c. Controlar el nivel de agua del humidificador. (Usar en lo posible cámaras de auto llenado.
- d. Manejar la temperatura del calefactor (Fisher & Paykel MR 730) en 39º C - 2º C para llegar a nivel del pulmón a 37ºC.
- e. En modalidad CPAP usar el calefactor en 37º C y – 2º C para de esta forma llegar la fosas nasales a 35º C.

**2. Modo no invasivo: Halo, Hood, Incubadoras.**

Implementación: Manejo de la humedad en incubadoras.

El objetivo es disminuir las pérdidas de calor por evaporación y pérdidas de agua durante la maduración post-natal de la barrera epidérmica en RN de pre término.

Uso recomendado:

- f. De 7 a 10 días en niños cuyo peso sea < 800 g.
- g. De 3 a 5 días en niños cuyos pesos fluctúen entre los 800 y 1500 g.
- h. Precalentar la incubadora según tabla Edad – Peso.
- i. Peso entre 800 y 1200 g, temperatura inicial del aire 35,5 °C
- j. Menor de 800 g, temperatura inicial del aire 36°C.
- k. Una vez estabilizado en modo control aire (manual) con temperatura axilar 36.5 -37 pasarlo a la modalidad servo control (usar 36,5 °C en el modo servo control). La temperatura de la piel axilar debería estar dentro de 03 ° C del rango de lectura de la temperatura de la piel.
- l. Programar humedad inicial entre 70 a 80 %.
- m. Controlar la temperatura axilar cada 30 minutos, hasta que el niño normalice su temperatura (36,5 – 37 °C axilar).
- n. Controlar siempre la temperatura cuando se modifique la humedad (la humedad tiene la propiedad de alterar los requerimientos de temperatura del niño).
- o. Reponer periódicamente el agua del receptáculo de humedad para mantenerlo en su nivel máximo (agua destilada y esterilizada).
- p. Retiro de la humedad desde el 4º día en forma gradual entre 5 a 10% cada 24 horas hasta llegar a un mínimo de 50 %.
- q. En caso de hipertermia disminuir la humedad en rangos de 5 %. Controlar la temperatura del RN cada 30 minutos (Verificar la adhesión del sensor de temperatura.)
- r. Monitorizar balance de fluidos, termo regulación y cuidados de la piel.

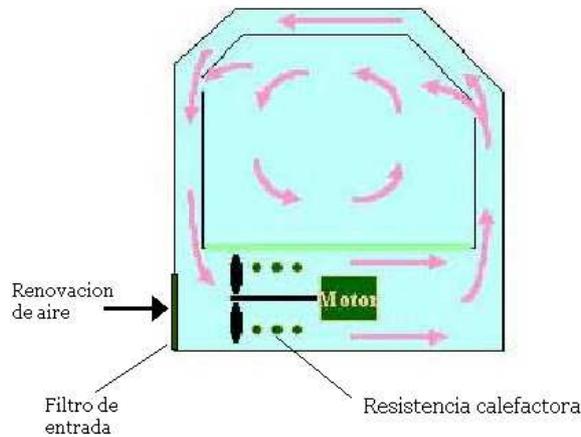
### 9.6.2. Control de Flujos de Aire

Dos de las aplicaciones más importantes en lo que a flujo de aire se refiere son el control de circulación de aire con calor y humedad en las incubadoras y los de flujos de aire para tratamientos cutáneos en pacientes con quemaduras.

#### Incubadoras

En general, una incubadora consiste en un habitáculo cerrado al ambiente por medio de unas paredes construidas con material transparente que permiten aislar al neonato sin perderlo de vista y permitiendo además la administración, si fuera necesario, de fototerapia. El habitáculo dispone de unos accesos o ventanas para poder acceder al neonato desde el exterior, la incubadora dispone de un sistema calefactor que hace circular aire dentro del habitáculo a una temperatura determinada para conseguir la temperatura deseada en el paciente, el mecanismo de aporte o cesión de calor al neonato es por lo tanto por convección, la circulación del aire es forzada, manteniendo un flujo de aire de la forma más constante y silenciosa posible por una turbina o ventilador.

La entrada de aire se realiza a través de un filtro de impurezas así mismo la eliminación del CO<sub>2</sub> producidos por la respiración del neonato se realiza por diferentes orificios practicados en la pared de la incubadora.



**Figura 70 - Flujo de aire en incubadoras**

La circulación de aire caliente dentro de la incubadora se emplea también para humectar el aire circulante, esto se consigue haciendo pasar en mayor o menor medida el flujo de aire circulante por la superficie de un recipiente con agua situado en el interior de la incubadora que arrastra la humedad de la superficie del agua, es corriente que el sistema de humectación empleado sea inteligente y obtenga la humedad deseada por medio de un sistema de control y monitorización electrónico.

### Tratamientos cutáneos

En los últimos años se ha avanzado tanto en la terapia antimicrobiana local como en la sistémica de los pacientes quemados. Sin embargo, la excisión quirúrgica precoz de la herida por quemadura es enormemente eficaz disminuyendo el número de complicaciones sépticas, al eliminar tejidos muertos de la herida.

Cuando esto no es necesario, por ser heridas superficiales y epitelizar espontáneamente, o no ser posible por no permitir el estado del paciente un procedimiento quirúrgico no exento de complicaciones, es necesario mantener la quemadura en las condiciones más asépticas posibles. Esto se consigue mediante una serie de medidas generales y un tratamiento específico tópico de la herida.

Entre las medidas generales más útiles del cuidado de la quemadura destacamos:

- 1.- Aislamiento del paciente en un entorno aséptico (acondicionamiento similar al de un quirófano, con temperatura y grado de humedad controlable, con flujos de aire dirigidos desde las zonas "limpias" a las zonas "sucias", en habitaciones individuales)
- 2.- Entrenamiento del personal sanitario y auxiliar, en técnicas limpias no solo de las heridas, sino de cuidados generales del paciente, incluyendo en este último capítulo al personal subalterno y de limpieza
- 3.- Evitar en lo posible la movilización de los pacientes por otras áreas del hospital (quirófano en el interior de la Unidad de Quemados). (<http://tratado.uninet.edu/c090809.html>)

## 9.7. Etapa de Salida

### 9.7.1. Elección del Actuador

Se estudian varias alternativas de actuadores para implementar el driver, las mismas son:  
Relé electromecánico, relé de estado sólido, componentes electrónicos de potencia como ser TRIAC, SCR, Mosfet etc.

#### Relé Electromagnético

Es un dispositivo electromecánico que funciona como un interruptor controlado por un circuito eléctrico en el que, por medio de una bobina y un electroimán, se acciona un juego de uno o varios contactos que permiten abrir o cerrar otros circuitos eléctricos independientes

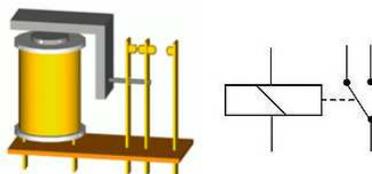


Figura 71 - Relé Electromagnético

Ventajas:

- Económicos en consumo
- Reducción de dimensiones en aplicaciones de conmutación a baja potencia
- Gran diversidad en encapsulados
- Gran número de contactos
- Control indistinto CA/CC
- Defectos conocidos, así como sus soluciones

Desventajas:

- Ruido
- Dimensiones considerables en aplicaciones de control de potencia
- Presencia de chispas, arco y rebotes
- Más lento en la maniobra
- Vida útil menor

**Relé de estado sólido (SSR)**

Como su nombre lo indica, es un dispositivo que utiliza un interruptor de estado sólido (por ejemplo un transistor o un tiristor), en lugar de contactos mecánicos (como los de los relés electromagnéticos), para conmutar cargas de potencia a partir de señales de control de bajo nivel. Estas últimas pueden provenir, por ejemplo, de circuitos digitales y estar dirigidas a motores, lámparas, solenoides, calefactores, etc. El aislamiento entre la circuitería de control y la etapa de potencia lo proporciona generalmente un opto acoplador [\[10\]](#).

La conmutación propiamente dicha puede ser realizada por transistores bipolares, MOSFETs de potencia, triacs, SCRs, etc.

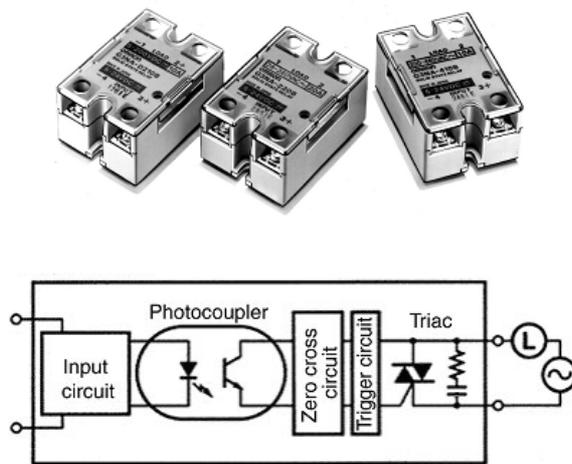


Figura 72 - Relé de estado sólido (SSR)

Las diferentes partes que forman un SSR son:

- a) **Circuito de entrada.**
- b) **Aislamiento:**

está asegurado generalmente por un acoplamiento óptico con semiconductor (foto acoplador, fototriac o fotodiodo).

- c) **Detector paso por cero** (En algunos modelos):

Un relé de estado sólido con función de paso por cero opera cuando la tensión de la carga (tensión alterna) se acerca o alcanza el punto cero. Los relés con esta función tienen una buena inmunidad a los parásitos de entrada y producen unas bajas radiaciones parásitas al conmutar tensiones bajas.

Los relés de estado sólido con la función de detección de paso por cero son adecuados para cargas resistivas, capacitivas y cargas inductivas con un factor de potencia entre 0.7 y 1.

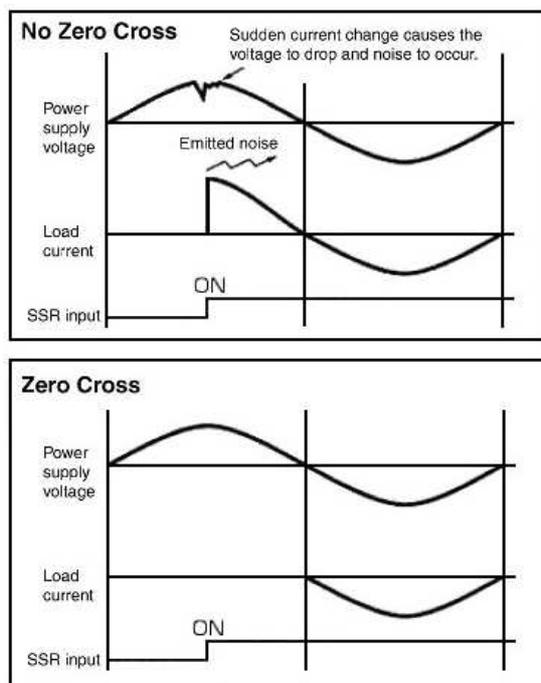


Figura 73 - Relé de estado sólido detector de cruce por ceo

**d) Circuito de salida:**

Salida CA con tiristores anti paralelos o triacs, salida CC con transistor bipolar o MOS FET, salida CA-CC con transistor MOS FET (ya que tiene igual ganancia en directo que en inverso)

**e) Protección frente a transitorios (En algunos modelos):**

Los más frecuentemente utilizados son redes RC, diodos, etc.

- Ventajas:
- Conexión con o sin función de paso por cero
  - Desconexión a  $I=0$
  - Gran resistencia a choques y vibraciones
  - No ocasionan arcos ni rebotes al no existir partes móviles.
  - Vida de trabajo óptima

- Frecuencia de conmutación elevada
- Facilidad de mantenimiento
- Funcionamiento silencioso
- Control a baja tensión, compatible TTL/CMOS.

- Desventajas:
- Circuito de entrada muy sensible a perturbaciones
  - Necesidad de elementos de protección externos
  - Disipadores de calor
  - Redes de protección
  - Muy sensibles a la temperatura y a las sobretensiones
  - Tecnológica y conceptualmente más complejos y abstractos.

### Componentes de estado sólido

A modo de ejemplo de cómo funcionan este tipo de circuitos muy usados en electrónica de potencia, se describe el funcionamiento general de un control de fase con un SCR (rectificador controlado por silicio).

El SCR es un dispositivo semiconductor biestable formado por tres uniones pn con la disposición pnpn, está formado por tres terminales, llamados ánodo, cátodo y puerta. La conducción entre ánodo y cátodo es controlada por el terminal de puerta.

La potencia suministrada a la carga se controla variando el ángulo de conducción. El circuito RC produce un corrimiento de la fase entre la tensión de entrada y la tensión en el condensador que es la que suministra la corriente a la compuerta del SCR. Como R es un potenciómetro, el valor resistivo puede variar y así producir un corrimiento de fase ajustable, que causará que la entrega de potencia a la carga (el bombillo) también sea variable.

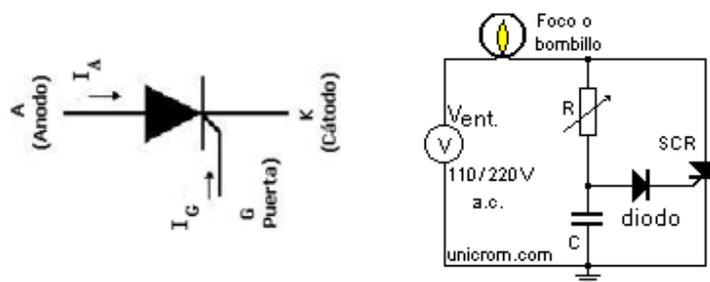


Figura 74 - Ejemplo de circuito con SCR

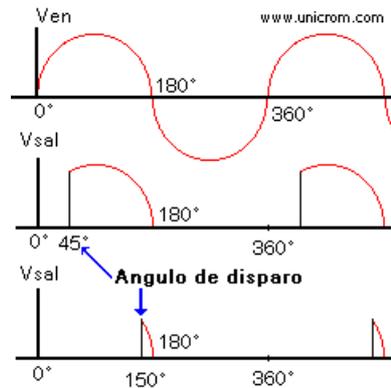


Figura 75 - Ejemplo de cambio de fase con SCR

**Técnicas de Control de Potencia**

Previo a la elección del componente de conmutación se describen 3 tipos de control de potencia compatibles con una salida PID.

**Control proporcional ON-OFF de tiempo compartido.**

Es el método de control más utilizado en combinación con controladores de temperatura. Switchgear con frecuencia la fuente de alimentación ON-OFF acorta la vida útil del calentador. Este método es adecuado para el control de elementos con una gran capacidad calorífica, que son difíciles de calentar y enfriar.

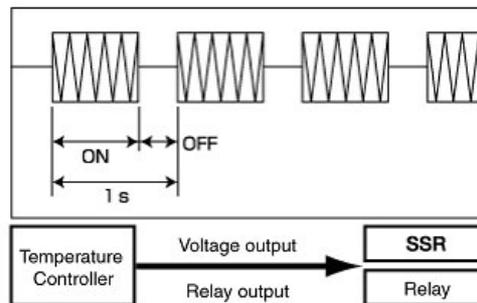


Figura 76 - Control de temperatura mediante un control proporcional ON-OFF de tiempo compartido

**Control de ciclo**

El ciclo de salida de la tensión permite un control detallado con un ciclo corto, que logra controlar la temperatura con mayor precisión que un control ON-OFF proporcional de tiempo compartido.

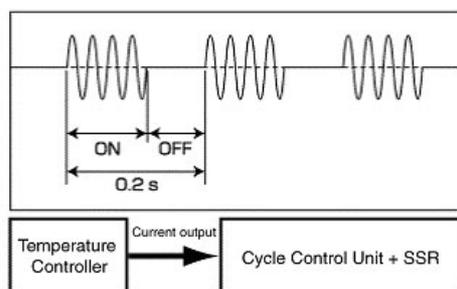


Figura 77 – Controlador de temperatura mediante un control de Ciclo

La resolución de la potencia de salida (valor de la variación mínima) está dado por la mitad del ciclo de la frecuencia de fuente de alimentación en el SSR con detección de cruce por cero. Si por ejemplo el control de ciclo es de 0.2s y la frecuencia es de 50hz (20ms), la resolución de la potencia de salida es del 5%, dado que:  $10\text{ms}/0.2\text{s}=0.05$ .

### Control de fase

La salida se cambia cada medio ciclo, permitiendo el control de alta precisión de la temperatura. Más finamente sintonizado el control pone resistencia a las perturbaciones externas y los choques de calor, extendiendo así la vida útil del calentador. La corriente de entrada se puede suprimir mediante un arranque suave o un circuito de corriente constante. Se produce ruido debido a control de fase.

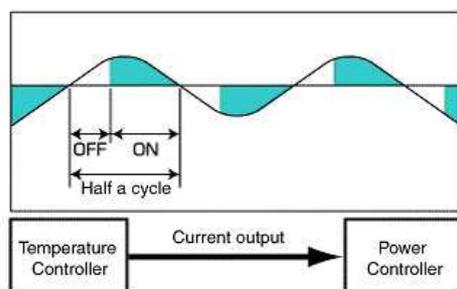


Figura 78 – Control de temperatura mediante un control de fase

Dado que las variaciones de temperatura en régimen son relativamente lentas, consideramos que un control de ciclo con SSR es la implementación correcta debido a la sencilla operación del dispositivo de conmutación además de ser compacto e integrar todas las etapas necesarias para

cumplir con los requerimientos :cruce por cero, snubber de apagado ,varistor para picos de tensión etc.

**Elección**

Luego de describir por separado los candidatos a actuador y las posibles técnicas de control, se resume en la siguiente tabla las opciones. El conocimiento previo se basa en la experiencia anterior (CALORNAT NIB año 95) y de equipos similares del mercado.

**Tabla 16 - Tabla comparativa entre los actuadores estudiados**

	VENTAJAS	DESVENTAJAS	TIPOS DE CONTROL IMPLEMENTABLES	CONOCIMIENTO PREVIO
RELE MECANICO	Económicos en consumo Control indistinto AC/DC Defectos conocidos	Ruido Dim. considerables en proy. de potencia Más lento y menor vida útil	Prop. ON-OFF	NO
SSR	Resistencia a choques y vibraciones Vida de trabajo óptima Funcionamiento silencioso Control a baja tensión, compatible TTL/CMOS Desconexión a I=0	Necesidad de elem. de protección ext. Disipadores de calor Redes de protección Circuito de entrada sensible a perturbaciones	Prop. ON-OFF Control de Ciclo	SI
COMPONENTE DE ESTADO SOLIDO	Posible implementar control de fase Precisión en control	Necesidad de circuitería externa Circuitos de apagado y encendido	Prop. ON-OFF Control de Ciclo Control de fase	NO

Dado que las variaciones de temperatura en régimen son relativamente lentas, consideramos que un control de ciclo con SSR es la implementación correcta debido a la sencilla operación del dispositivo de conmutación además de ser compacto e integrar todas las etapas necesarias para cumplir con los requerimientos de cruce por cero, snubber de apagado, varistor para picos de tensión etc.

### 9.7.2. Control PID

#### Diagrama de bloques sistema realimentado



Figura 79 - Diagrama de bloques de un control PID

UNIDAD DE CONTROL-es el dispositivo más importante del sistema de control, se encarga de medir a través del sensor (RETROALIMENTACION) la señal de la variable de proceso y calcula el error, luego este valor es usado para calcular la función de corrección (PID) que actúa sobre la planta para corregir error[8].

#### Control Proporcional (P)

El controlador entrega una señal de control que varía en forma proporcional con señal de error. Se define la banda proporcional (PB), que es un porcentaje del Set Point (SP) corresponde a una banda de temperatura situada por debajo del SP a lo largo de la cual, la potencia de salida variara proporcionalmente al error, disminuyendo cuanto más cercana sea la temperatura al SP. La expresión que debe calcular el controlador es la siguiente:

$$OUT = \left[ 100\% * \frac{E}{Banda} \right] = Kp * E$$

$$Banda = PB * \frac{SP}{100}$$

$$E = SP - VP$$

*Kp: ganancia proporcional*

El paréntesis indica saturación o sea si al evaluar la expresión resulta mayor a 100% se deja 100% si resulta negativo o 0 se deja 0%.

En el siguiente grafico se observa el comportamiento típico de un control proporcional.

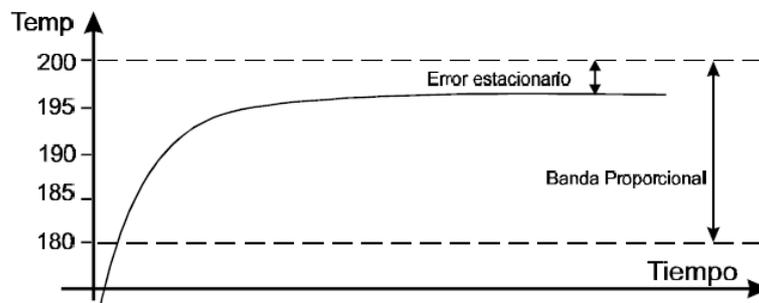


Figura 80 - Gráfica de la temperatura de un control proporcional

Es importante tener presente que mientras menor sea PB el control proporcional se comporta más parecido a un control on-off es decir tendera a presentar oscilaciones alrededor del SP.

El problema que tiene este tipo de control es que la temperatura jamás se logra estabilizar en el valor de SP, en la práctica se estacionara siempre dentro de la banda produciendo un error llamado error estacionario.

### **Control Proporcional Derivativo (PD)**

Un control del tipo PD es uno proporcional al que se le agrega la capacidad de considerar también la velocidad de la temperatura en el tiempo (derivada).

De esta forma se puede “adelantar” la acción del control de mando de salida para obtener así una temperatura más estable, la acción derivativa es llamada a veces “Rate Action”.

Si la temperatura está por debajo del SP, pero subiendo muy rápidamente y se va a pasar de largo el SP entonces el control se adelanta y disminuye la potencia de calefactor.

En cambio si la temperatura es mayor que el SP, la salida debería ser 0% pero si el control estima que la temperatura baja muy rápido y va a pasar por debajo del SP entonces coloca algo de potencia a la salida para ir frenando el descenso.

El cálculo que debe realizar el controlador para entregar un porcentaje de potencia de salida es:

$$OUT = \left[ 100\% * \frac{(E - D * Vel)}{Banda} \right]$$

*Vel: velocidad de temp. [°C/seg]*

La acción derivativa ocurre también fuera de la banda proporcional. El control PD permite obtener una temperatura muy estable sin oscilaciones y sin necesidad de sacrificar la respuesta ante perturbaciones aumentando la banda proporcional.

Dado que el  $Error = SP - T(t) \rightarrow \frac{dError}{dt} = -\frac{dT}{dt} = -Vel \rightarrow$

$$OUT = \left[ 100\% * \frac{(E + D * dT/dt)}{Banda} \right] = Kp * E + Kd * \frac{dE}{dt}$$

*Kd: ganancia derivativa.*

$$Kd = 100\% * \frac{D}{Banda}$$

### **Control Proporcional Integral (PI)**

La forma efectiva de solucionar el problema del error estacionario es agregando al control proporcional el término integral llamado "reset action", el control será el mismo que el proporcional pero a la salida se le suma la acción integral que la corrige, tomando en cuenta la magnitud del error y el tiempo en que este ha permanecido.

Para esto se le programa al control una constante I, que es formalmente la cantidad de veces que aumenta la acción proporcional por segundo, la salida de corrige en una cantidad equivalente a la integral del error (suma acumulada de los errores medidos en cada segundo) multiplicada por I.

La idea es que la salida del control será la misma que un control proporcional más la magnitud de la suma acumulada multiplicada por I, la ecuación es:

$$OUT = \left[ 100\% * \frac{(E + I * \int E)}{Banda} \right]$$

$$Ki = 100\% * \frac{I}{Banda}$$

*Ki: ganancia integral*

El término integral de error está restringido a un rango de valores de modo que su aporte a la salida este limitado al que podría realizar el error en una banda proporcional, rango  $-PB/I \dots +PB/I$ .

### **Control Proporcional Integral Derivativo (PID)**

Es un controlador proporcional con acción derivativa y acción integral simultáneamente superpuestas.

$$OUT = [Kp * E + Kd * \frac{dE}{dt} + Ki * \int E]$$

$$Kp = 100\% * \frac{1}{Banda}$$

$$Kd = 100\% * \frac{D}{Banda}$$

$$Ki = 100\% * \frac{I}{Banda}$$

$$Banda = \frac{PB * SP}{100\%}$$

Existen tres tipos de comportamientos bien definidos que se muestran en las siguientes figuras.

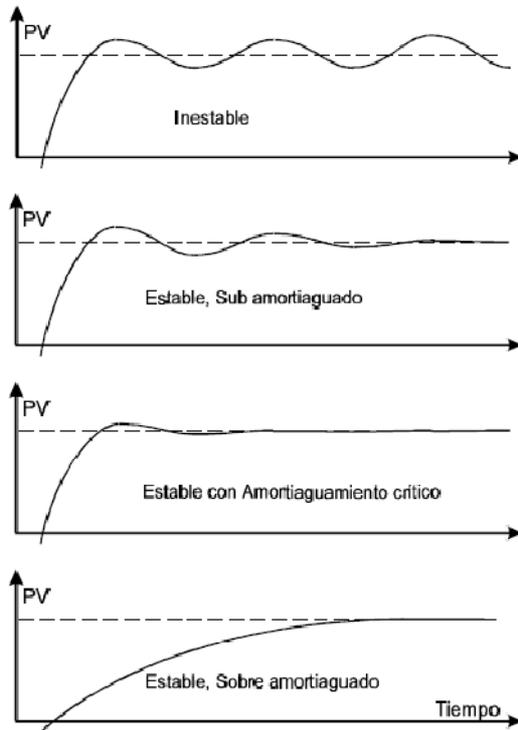


Figura 81 - Gráficas de comportamientos de un PID según estabilidad y tipo de amortiguamiento

El sistema sobre amortiguado tiene una velocidad de respuesta lenta después que ocurre una perturbación, el sistema puede tardar el volver al SP pero la ventaja es que le sistema es muy estable y no adquiere comportamientos oscilatorios indeseables.

En el otro extremo cuando es sub amortiguado la velocidad de respuesta es muy buena pero pueden ocurrir varias oscilaciones de cierta amplitud antes que se estabilice.

El punto medio es el amortiguamiento crítico esta condición corresponde a valores óptimos de PB, D y I .En este caso es bastante estable y la velocidad de respuesta es la mejor que se puede lograr.

### Controlador PID digital

Todos los cálculos anteriores se realizaron para un controlador analógico, pero como nuestro sistema utiliza un microcontrolador, se deberá digitalizar las señales de entrada de sensores y procesarlas en forma digital, por lo que será necesario expresar escribir el controlador de forma discretizada para su posterior aplicación.

$$C(t) = Kp * E(t) + Ki * \int_0^t E(t) + Kd * \frac{dE(t)}{dt}$$

$$\frac{dE(t)}{dt} \sim \frac{E[k] - E[k - 1]}{Ts}$$

$$\int_0^t E(t) \sim Ts * \sum_0^N E[k]$$

$$k \in Z$$

*Ts: tiempo de muestreo*

$$\rightarrow C(k) = Kp * E(k) + Ki * Ts * \sum_0^N E[k] + Kd * \frac{E[k] - E[k - 1]}{Ts}$$

$$\rightarrow C(k) = K \left[ E(k) + Ts/Ti * \sum_0^N E[k] + Td/Ts * \frac{E[k] - E[k - 1]}{Ts} \right]$$

$$\text{con } K = Kp, Ki = K/Ti, Kd = K * Td, Ki \in (0; 0.08 \text{ 1/seg})$$

El tiempo de muestreo tiene que ser consistente con el tiempo muerto del sistema y la respuesta de los sensores de temperatura.

### **Conclusión**

Dentro de la gama de los controladores presentados el controlador seleccionado para implementarse en CALORNAT10 fue un PID. Dicha elección se basó en que con este tipo de controladores tendríamos más libertades de manejo de la forma de la curva de temperaturas.

## 9.8. Elección de Procesadores

Para realizar un control de temperatura por software se analizaron una serie de dispositivos, contrastando las ventajas y desventajas de cada uno.

### 9.8.1. Computador personal

Contiene procesador, memoria, disco duro, tarjeta de red etc. A la fecha cualquier dispositivo en esta gama cumple ampliamente lo necesario para implementar CALORNAT10.

#### Ventajas y desventajas

El proyecto anterior se realizó mediante un computador para el control de temperatura por lo que no aplica desde el punto de vista didáctico. Es de un tamaño considerable y una de las finalidades de este nuevo proyecto es la fabricación de un módulo compacto para facilitar el traslado. Por este motivo se descarta el empleo del mismo.

### 9.8.2. PLC (Controlador lógico programable)

Un PLC es un equipo electrónico programable que permite almacenar una secuencia de órdenes (programa) en su interior y ejecutarlo de forma cíclica con el fin de realizar una tarea. Aunque se podría pensar que es el equivalente a un ordenador, existen diferencias entre ambos. El PLC está diseñado para trabajar en ambientes industriales, ejecutar su programa de forma indefinida y es menos propenso a fallos que un ordenador convencional. Además, su programación está más orientada al ámbito industrial, incluso existen lenguajes que "simulan" el comportamiento del equipo con el de un sistema de relés y temporizadores (sobre todo en la gama baja de PLC's y aplicaciones que derivan de cuadros eléctricos).

#### Ventajas y desventajas

Son muy fáciles de usar. Solo requiere de la interconexión de varios módulos dependiendo de la funcionalidad que se desee. Los precios y dimensiones para realizar un control de temperatura mediante un PLC son:

Siemens S7 200 CPU 221 90\*80\*62 mm 220,5 dólares

I/O Module EM 228 8DI/DO 220 dólares

RtD Module EM 231 348 dólares

Módulo Ethernet CP243-1 468 dólares

A esto habría que agregarle el software y cable de comunicación que no son gratuitos y además habría que agregarle la seguridad médica para el paciente.

El costo de realización mediante este método es muy elevado y escapa del presupuesto asignado.

### 9.8.3. Microprocesadores

Para que este tenga una aplicación real se debe conectar con componentes tales como memorias ROM , memorias RAM, buses de datos, conversores A/D etc. Por esto es un sistema abierto (configuración variable) con el que puede construirse un computador con las características que se desee.

#### Ventajas y desventajas

La funcionalidad de Calornat10 es básicamente el de control de temperatura por lo que no es necesario la utilización de un microprocesador potente a elección ya que la aplicación no requiere de grandes prestaciones. El tamaño y costo aumenta considerablemente con el agregado de módulos por lo cual no aplica con el criterio de bajo costo.

### 9.8.4. Microcontroladores

Se tienen todos los componentes integrados en el mismo chip. No necesita de otros componentes especializados para su aplicación porque todos los circuitos necesarios ya encuentran incorporados. Por esto es un sistema cerrado que contiene un computador completo y de prestaciones limitadas que no se pueden modificar.

#### Ventajas y desventajas

Son de un tamaño reducido ya que estan todos los modulos integrados en un solo chip. Son de bajo costo y accesibles en el mercado. Son muy utilizados en la industria automotriz e industrial.

#### Intel

##### **8048**

Es el padre de los microcontroladores actuales, el primero de todos. Su precio, disponibilidad y herramientas de desarrollo hacen que todavía sea muy popular.

##### **8051 (Intel y otros)**

Es sin duda el microcontrolador más popular. Fácil de programar, pero potente. Está bien documentado y posee cientos de variantes e incontables herramientas de desarrollo.

##### **80186, 80188 y 80386 EX**

Versiónes en microcontrolador de los populares microprocesadores 8086 y 8088. Su principal ventaja es que permiten aprovechar las herramientas de desarrollo para PC.

#### Motorola

##### **68HC11 (Motorola y Toshiba)**

Es un microcontrolador de 8 bits potente y popular con gran cantidad de variantes.

### 683xx

Surgido a partir de la popular familia 68k, a la que se incorporan algunos periféricos. Son microcontroladores de altísimas prestaciones.

Otros microcontroladores de Motorola son: 6805, 68HC12, 68HC16...

### MicroChip

#### **PIC (MicroChip)**

Familia de microcontroladores que gana popularidad día a día. Fueron los primeros microcontroladores RISC.

Características principales:

- **arquitectura RISC**
  - El microcontrolador cuenta con solo 35 instrucciones diferentes
  - Todas las instrucciones son uni-ciclo excepto por las de ramificación
- **Frecuencia de operación 0-20 MHz**
- **Oscilador interno de alta precisión**
  - Calibrado de fábrica
  - Rango de frecuencia de 8MHz a 31KHz seleccionado por software
- **Voltaje de la fuente de alimentación de 2.0V a 5.5V**
  - Consumo: 220uA (2.0V, 4MHz), 11uA (2.0 V, 32 KHz) 50nA (en modo de espera)
- **Ahorro de energía en el *Modo de suspensión***
- **Brown-out Reset (BOR) con opción para controlar por software**
- **35 pines de entrada/salida**
  - alta corriente de fuente y de drenador para manejo de LED
  - resistencias *pull-up* programables individualmente por software
  - interrupción al cambiar el estado del pin
- **memoria ROM de 8K con tecnología FLASH**
  - El chip se puede re-programar hasta 100.000 veces
- **Opción de *programación serial en el circuito***
  - El chip se puede programar incluso incorporado en el dispositivo destino.
  
- **256 bytes de memoria EEPROM**
  - Los datos se pueden grabar más de 1.000.000 veces
- **368 bytes de memoria RAM**
- **Convertidor A/D:**
  - 14 canales
  - resolución de 10 bits
- **3 temporizadores/contadores independientes**
- **Temporizador perro guardián**
- **Módulo comparador analógico con**
  - Dos comparadores analógicos
  - Referencia de voltaje fija (0.6V)
  - Referencia de voltaje programable en el chip
- **Módulo PWM incorporado**

- **Módulo USART mejorado**
  - Soporta las comunicaciones seriales RS-485, RS-232 y LIN2.0
  - Auto detección de baudios
- **Puerto Serie Síncrono Maestro (MSSP)**
  - Soporta los modos SPI e I2C

#### Otros Fabricantes

Zilog, Texas Instruments, Infineon, Dallas, NEC, National Semiconductor, Hitachi, Phillips, SGS-Thomson...

#### 9.8.5. Elección - microcontroladores PIC

Los microcontroladores PIC desarrollados por Microchip Technology son la mejor opción a la hora de elegir un microcontrolador. Se emplean en la actualidad cada vez mas debido a su reducido consumo, bajo coste, pequeño tamaño, facilidad de uso y la existencia de una amplia información y herramientas de apoyo. El software de programación y de grabación son gratuitos, se puede diseñar el programador fácilmente y existe una amplia información de los mismos.

En el análisis de requerimientos del proyecto observamos que el Pic16f877a dispone de todos los componentes disponibles en la mayoría de los microcontroladores modernos. Por su bajo precio, un rango amplio de aplicaciones, alta calidad y disponibilidad, es una solución perfecta para ser utilizado en un sistema de control.

### 9.9. Protocolo I2C

El **bus I2C**, un estándar que facilita la comunicación entre microcontroladores, memorias y otros dispositivos con cierto nivel de "inteligencia", sólo requiere de dos líneas de señal y un común o masa. Fue diseñado a este efecto por Philips y permite el intercambio de información entre muchos dispositivos a una velocidad aceptable, de unos 100 Kbits por segundo, aunque hay casos especiales en los que el reloj llega hasta los 3,4 MHz.

La metodología de comunicación de datos del bus I2C es en serie y sincrónica. Una de las señales del bus marca el tiempo (pulsos de reloj) y la otra se utiliza para intercambiar datos.

#### Descripción de las señales

- **SCL** (System Clock) es la línea de los pulsos de reloj que sincronizan el sistema.
- **SDA** (System Data) es la línea por la que se mueven los datos entre los dispositivos.
- **GND** (Masa) común de la interconexión entre todos los dispositivos "enganchados" al bus.

Las líneas **SDA** y **SCL** son del tipo drenaje abierto, es decir, un estado similar al de colector abierto, pero asociadas a un transistor de efecto de campo (o FET). Se deben polarizar en estado alto

(conectando a la alimentación por medio de resistores "pull-up") lo que define una estructura de bus que permite conectar en paralelo múltiples entradas y salidas.

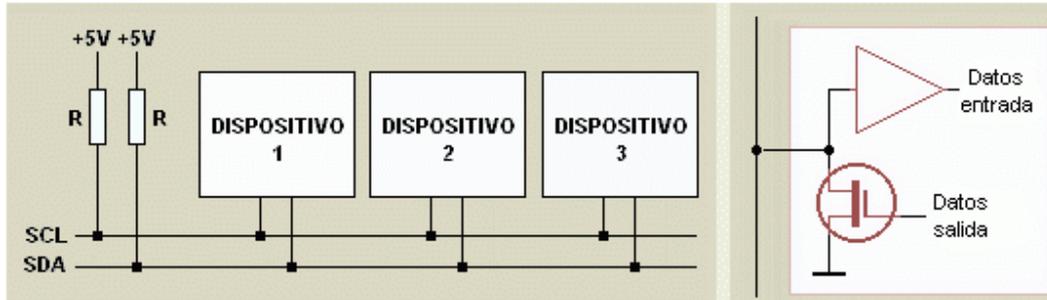


Figura 82 - Estructura de conexión de dispositivos I2C

El diagrama es suficientemente autoexplicativo. Las dos líneas del bus están en un nivel lógico alto cuando están inactivas. En principio, el número de dispositivos que se puede conectar al bus no tiene límites, aunque hay que observar que la capacidad máxima sumada de todos los dispositivos no supere los 400 pF. El valor de los resistores de polarización no es muy crítico, y puede ir desde 1K8 (1.800 ohms) a 47K (47.000 ohms). Un valor menor de resistencia incrementa el consumo de los integrados pero disminuye la sensibilidad al ruido y mejora el tiempo de los flancos de subida y bajada de las señales. Los valores más comunes en uso son entre 1K8 y 10K.

### Protocolo de comunicación del bus I2C

Habiendo varios dispositivos conectados sobre el bus, es lógico que para establecer una comunicación a través de él se deba respetar un protocolo. Digamos, en primer lugar, lo más importante: existen dispositivos **maestros** y dispositivos **esclavos**. Sólo los dispositivos maestros pueden iniciar una comunicación.

La condición inicial, de **bus libre**, es cuando ambas señales están en estado lógico alto. En este estado cualquier dispositivo maestro puede ocuparlo, estableciendo la condición de **inicio** (start). Esta condición se presenta cuando un dispositivo maestro pone en estado bajo la línea de datos (SDA), pero dejando en alto la línea de reloj (SCL).

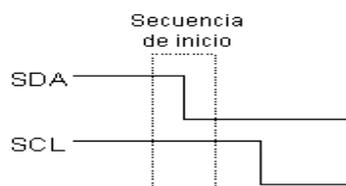


Figura 83 - Secuencia de Start I2C

El primer byte que se transmite luego de la condición de inicio contiene siete bits que componen la dirección del dispositivo que se desea seleccionar, y un octavo bit que corresponde a la operación que se quiere realizar con él (lectura o escritura).

Si el dispositivo cuya dirección corresponde a la que se indica en los siete bits (A0-A6) está presente en el bus, éste contesta con un bit en bajo, ubicado inmediatamente luego del octavo bit que ha enviado el dispositivo maestro. Este bit de **reconocimiento** (ACK) en bajo le indica al dispositivo maestro que el esclavo **reconoce** la solicitud y está en condiciones de comunicarse. Aquí la comunicación se establece en firme y comienza el intercambio de información entre los dispositivos.



Figura 84 - Transmisión I2C

Si el bit de **lectura/escritura** (R/W) fue puesto en esta comunicación a nivel lógico bajo (escritura), el dispositivo maestro envía datos al dispositivo esclavo. Esto se mantiene mientras continúe recibiendo señales de reconocimiento, y el contacto concluye cuando se hayan transmitido todos los datos.

En el caso contrario, cuando el bit de lectura/escritura estaba a nivel lógico alto (lectura), el dispositivo maestro genera pulsos de reloj para que el dispositivo esclavo pueda enviar los datos. Luego de cada byte recibido el dispositivo maestro (quien está recibiendo los datos) genera un pulso de **reconocimiento**.

El dispositivo maestro puede dejar libre el bus generando una condición de **parada** (o detención; stop en inglés).

Si se desea seguir transmitiendo, el dispositivo maestro puede generar otra condición de inicio en lugar de una condición de parada. Esta nueva condición de inicio se denomina "inicio reiterado" y se puede emplear para direccionar un dispositivo esclavo diferente o para alterar el estado del bit de lectura/escritura.

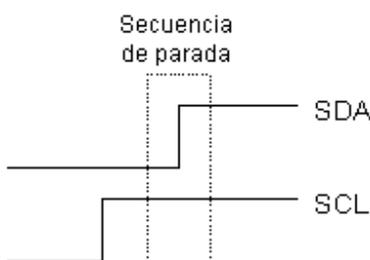


Figura 85 - Secuencia de Stop I2C

**Definición de términos:**

- **Maestro** (Master): Dispositivo que determina los tiempos y la dirección del tráfico en el bus. Es el único que aplica los pulsos de reloj en la línea SCL. Cuando se conectan varios

dispositivos maestros a un mismo bus la configuración obtenida se denomina "multi-maestro".

- **Esclavo (Slave):** Todo dispositivo conectado al bus que no tiene la capacidad de generar pulsos de reloj. Los dispositivos esclavos reciben señales de comando y de reloj generados desde el maestro.
- **Bus libre (Bus Free):** Estado en el que ambas líneas (SDA y SCL) están inactivas, presentando un estado lógico alto. Es el único momento en que un dispositivo maestro puede comenzar a hacer uso del bus.
- **Comienzo (Start):** Se produce cuando un dispositivo maestro ocupa el bus, generando la condición. La línea de datos (SDA) toma un estado bajo mientras que la línea de reloj (SCL) permanece alta.
- **Parada (Stop):** Un dispositivo maestro puede generar esta condición, dejando libre el bus. La línea de datos y la de reloj toman un estado lógico alto.
- **Dato válido (Valid Data):** Situación presente cuando un dato presente en la línea SDA es estable al tiempo que la línea SCL está a nivel lógico alto.
- **Formato de Datos (Data Format):** La transmisión de un dato a través de este bus consiste de 8 bits de dato (1 byte). A cada byte transmitido al bus le sigue un noveno pulso de reloj durante el cual el dispositivo receptor del byte debe generar un pulso de reconocimiento.
- **Reconocimiento (Acknowledge):** El pulso de reconocimiento, conocido como ACK (del inglés Acknowledge), se logra colocando la línea de datos a un nivel lógico bajo durante el transcurso del noveno pulso de reloj.
- **Dirección (Address):** Todo dispositivo diseñado para funcionar en este bus posee su propia y única dirección de acceso, preestablecida por el fabricante. Hay dispositivos que permiten definir externamente parte de la dirección de acceso, lo que habilita que se pueda conectar en un mismo bus un conjunto de dispositivos del mismo tipo, sin problemas de identificación. La dirección 00 es la denominada "de acceso general"; a ésta responden todos los dispositivos conectados al bus.
- **Lectura/Escritura (Bit R/W):** Cada dispositivo tiene una dirección de 7 bits. El octavo bit (el menos significativo) que se envía durante la operación de direccionamiento, completando el byte, indica el tipo de operación a realizar. Si este bit es alto el dispositivo maestro lee información proveniente de un dispositivo esclavo. Si este bit es bajo, el dispositivo maestro escribe información en un dispositivo esclavo.

### La comunicación en más detalle

Cuando el dispositivo maestro quiere comunicarse con un esclavo, produce una secuencia de inicio en el bus. La secuencia de inicio es una de las dos secuencias especiales que se han definido en el bus I2C; la otra es la secuencia de parada. Las secuencias de inicio y la de parada son especiales porque son los dos únicos casos en que se permite que la línea de datos (SDA) cambie cuando la línea de reloj (SCL) está alta. Cuando se están transmitiendo datos, la línea SDA debe permanecer estable, y jamás cambiar, mientras la línea SCL está alta. Las secuencias de inicio y de parada señalan el comienzo y el final de una transacción con los dispositivos esclavos.

Los datos se transfieren en secuencias de 8 bits. Estos bits se colocan en la línea SDA comenzando por el bit de más peso (o más significativo). Una vez puesto un bit en SDA, se lleva la línea SCL a alto. Debemos recordar que el chip no puede llevar la línea a un estado alto, en realidad, lo que

hace es "soltarla", y el que la pone en nivel lógico alto es el resistor de polarización. Por cada 8 bits que se transfieren, el dispositivo que recibe el dato envía de regreso un bit de reconocimiento, de modo que en realidad por cada byte de dato se producen 9 pulsos sobre la línea SCL (es decir, 9 pulsos de reloj por cada 8 bits de dato). Si el dispositivo que recibe envía un bit de reconocimiento bajo, indica que ha recibido el dato y que está listo para aceptar otro byte. Si retorna un alto, lo que indica es que no puede recibir más datos y el dispositivo maestro debería terminar la transferencia enviando una secuencia de parada.

### **9.10. Programador**

El esquema del circuito programador es el siguiente. Cuenta con un microcotrolador PIC18F2550 y su código de programación esta disponible. El puerto USB del ordenador alimenta todo el circuito. El led verde "Green" prende cuando es conectado al ordenador y que el circuito está energizado. El led rojo "Red" prende cuando se está programado un PIC e indica que está ocupado. Los pines de salida van conectadas al PIC a programar y se pueden ver en la sección 5.8.



durar aproximadamente 1.64mS, el LCD tarda como máximo 2mS en realizar su tarea.

## 9.12. Dispositivos LAN evaluados

### Dispositivos evaluados

El grupo de integrados se divide en dos categorías, los de Capa 2 y los de Capa 4.

**RTL8019AS:** Controlador de Capa 2 (Ethernet)

**CS8900A:** Controlador de Capa 2 (Ethernet)

**ENC28J60:** Controlador de Capa 2 (Ethernet)

**XPort :** Controlador de Capa 4 (TCP/IP)

**XPort AR:** Controlador de Capa 4 (TCP/IP)

### **Controladores de Capa 2**

En los dispositivos de Capa2, nos encontramos con la tarea de tener que implementar el stack TCP/IP en el propio PIC, llevando a una complejidad que escapa al objetivo.

En un primer análisis estos integrados fueron una opción pero al encontrarnos con los integrados de capa 4, fueron descartados.

### **Controladores de Capa 4**

Estos integrados cuentan con dos interfaces, una interfaz asíncrona hacia el PIC y una interfaz Ethernet con conector RJ45 hacia la LAN, mediante los protocolos TCP/IP se pasan los datos al controlador y este le pasa por comunicación serial al PIC a través del puerto USART. De esta forma la implementación de los protocolos TCP/IP quedan relegadas a estos dispositivos; el PIC lo único que ve son datos seriales.

### **Elección**

Si bien el XPort-AR contaba con un servidor web con mayor capacidad de almacenamiento que su antecesor el XPort, nos decidimos por el XPort ya que estaba disponible en plaza y sus capacidades son adecuadas para lo que se pretende.

## 10. Conclusiones generales

### 10.1. Conclusiones

Primero que nada queremos destacar la excelente experiencia lograda afrontando un proyecto de Ingeniería, estudiando la problemática y buscando soluciones optimas con el compromiso de cumplir con los requisitos y restricciones.

En base a evaluaciones y pruebas realizadas, concluimos que CALORNAT 10 cumple con todos los objetivos planteados al inicio del proyecto y otros que surgieron durante el transcurso del mismo.

A lo largo del proyecto tuvimos que tomar decisiones importantes en el diseño, seleccionar correctamente componentes y aprender a usar nuevas herramientas de desarrollo para facilitar las tareas de diseño. En este sentido queremos recalcar la oportuna decisión de utilizar dos microcontroladores para categorizar tareas y principalmente obtener el doble de memoria de programa, sobre el final del proyecto unos de los microcontroladores quedó al tope de su capacidad siendo imposible haber seguido adelante en el caso de haber utilizado únicamente uno. También fue importante la decisión temprana en el rediseño de la etapa de sensado ya que permitió obtener estabilidad y precisión en las lecturas.

Se establecieron bases solidas para futuras extensiones, se investigo otras aplicaciones como ser usos en incubadoras y pacientes con quemaduras. CALORNAT 10 es una buena plataforma para estas futuras aplicaciones, obviamente mejorando los puntos débiles.

Se diseño un software de monitoreo que es de gran ayuda para los médicos y enfermeros que operan el equipo, esta aplicación también puede ser reutilizada para futuras implementaciones.

Otro aspecto importante es la gestión, nuestra planificación y distribución de tiempos se alejo bastante de lo real, pensamos que esto es debido a la inexperiencia en la materia, las nuevas tareas que surgieron durante el transcurso así como los tiempos adicionales de los rediseños efectuados.

Por último, y creemos lo más importante, es que este prototipo ya está cumpliendo tareas en el Hospital de Clínicas asistiendo a Recién Nacidos que necesitan acondicionamiento ambiental, lo cual es muy reconfortante. Estas tareas están siendo supervisadas continuamente.

## **10.2. Mejoras a futuro**

Se plantean los posibles cambios o rediseños para mejorar lo realizado o para posibles futuras nuevas implementaciones.

### Mayor memoria de programa en PIC1

A medida que avanzamos se fueron agregando nuevas tareas provocando que la memoria ROM este al tope de su capacidad.

En una futura instancia se debería optimizar el programa.

### Rediseño de PCB

Se debería rediseñar, teniendo en cuenta criterios más estrictos en el diseño y con esto mejorar los problemas de interferencias que tuvimos, que luego fueron solucionados con agregados de filtros que no estaban previstos. Incorporar los circuitos de Pila de Reloj y filtro pasa bajos al nuevo PCB.

También se puede utilizar componentes de superficie para achicar el tamaño de las placas.

### Disminución de tamaños

De la Caja principal como de la zapatilla. La caja principal puede ser diseñada ya pensando en usos de adaptación de cunas radiantes.

### Fuente de alimentación

Se puede utilizar fuentes conmutadas de grado medico mejorando la eficiencia, el tamaño y el peso.

## **11. ANEXO 1 – Pruebas con distintas potencias de calefactores**

### ***11.1. Adaptación de cuna radiante en desuso***

La cuna radiante marca Air-Shields Vickers de 680W estaba en desuso y abandonada debido a que su sistema de control de temperatura no funcionaba. Para que CALORNAT 10 pudiera ser adaptado a esta cuna, se independizó su calefactor de cuarzo de su sistema de control, conectando un cable con ficha al calefactor para poder conectarlo a la zapatilla de CALORNAT 10. Se dejó un toma schuko, en donde al enchufar el calefactor independizado, queda la cuna como de fábrica. La foto 1 muestra la adaptación realizada.



Figura 87 - Cuna radiante Air-Shields Vickers adaptada para ser controlada por CALORNAT 10

## **11.2. Pruebas**

Se realizaron cuatro pruebas de CALORNAT 10 con distintas potencias de calefactores. Estas se hicieron con el sensor de piel colocado en el antebrazo del lado de la palma apuntando hacia el calefactor. El sensor de axila fue colocado en el lado opuesto del antebrazo. Todas las pruebas con calefactor doméstico fueron realizadas con estos a una altura de 80cm de la base. Todos los ensayos se hicieron con una temperatura de piel inicial y estable de 33°C y una temperatura deseada de 36,5 °C. El modo seleccionado en CALORNAT 10 fue en todos los casos el “Modo Rápido”.

### **Prueba con calefactor 600W**

Primeramente se probó con una estufa, seleccionando un cuarzo solo. Para calcular la potencia que entrega, se midió la corriente eficaz que consume y el voltaje eficaz de la red eléctrica mediante el DALE601, dando 600W de potencia. Conectándolo a la zapatilla y seleccionando el modo rápido y temperatura deseada 36,5°C, a los 17 minutos alcanzó los 36,0°C, banda de tolerancia (0,5°C por debajo de la deseada). A los 21 minutos alcanzó los 36,4°C. Hay que destacar que durante estos 21 minutos CALONAT 10 mantuvo el calefactor al 100% y luego empezó a modular la potencia para mantener la temperatura deseada. La potencia no bajó del 89%.

#### **Prueba con cuna radiante 680W adaptada**

La siguiente prueba se utilizó la cuna radiante Air-Shields Vickers adaptada. Dispone de un solo cuarzo de 680W, según especificaciones de chapa, con una banda metálica debajo y del mismo ancho que éste último. En este único caso el brazo se colocó a una distancia de 70 cm del calefactor, como si estuviera apoyado un recién nacido. La pantalla del calefactor es más amplia y por su geometría, el calor que irradia es más envolvente. A los 7 minutos alcanzó los 36°C y a los 10 minutos alcanzó los 36,4 °C de forma estable. En este caso la potencia llegó a un mínimo de 81% y se mantuvo alrededor del 90 % en régimen.

#### **Prueba con calefactor 1050W**

La siguiente prueba se utilizó la misma estufa que la primera prueba, seleccionando los dos cuarzos obteniendo mediante el DALE601 una potencia de 1050W. A los 4 minutos se alcanzó una temperatura de 36°C y a los 8 minutos una temperatura de 36,4°C con una potencia del 71%. Observamos que en pocos minutos, se llega a la temperatura deseada sin sobretiro.

#### **Prueba con calefactor 1650W**

La última prueba se empleó dos estufas a cuarzo iguales, seleccionando en una los dos cuarzo y en la otra un cuarzo solo. Mediante el DALE601 se obtuvo una potencia de 1650W. A los 2 minutos alcanzó los 36°C y a los 5 minutos los 36,4°C sin sobretiro con una potencia del 40% . Esta prueba fue realizada con el fin de observar la capacidad de CALORNAT10 ante una potencia elevada y no con el fin de ser usada. El SSR tiene una capacidad de 10A teniendo colocado un ventilador y un disipador. La corriente eficaz que pasó durante los dos primeros minutos, en que los calefactores estuvieron al 100%, fue de alrededor de 8A, no recomendada si se tiene en este estado durante mucho tiempo.

**Tabla y gráficas comparativas**

En la siguiente tabla se muestra un resumen de los puntos y datos importantes recogidos de las pruebas a distintas potencias de calefactores.

La pendiente fue calculada tomando los puntos de 33°C y 36°C.

**Tabla 17 - Tiempos críticos y potencia en régimen con distintas potencias de calefactores**

Potencia máx	<b>600W</b>	<b>680W cuna</b>	<b>1050W</b>	<b>1650W</b>
Tiempo en alcanzar 36°C	17 min	7 min	4 min	2 min
Tiempo en alcanzar 36,4°C	21 min	10 min	8 min	5 min
Pendiente	0.2°C/min	0.4°C/min	0.75°C/min	1.5°C/min
Potencia típica en régimen	90%	90%	71%	40%

A continuación se exponen las gráficas hechas en MATLAB, donde los datos fueron obtenidos del Software de Calornat 10. La primera muestra la evolución de la temperatura en el tiempo con distintas potencias y la segunda el porcentaje de potencia entregado por CALORNAT 10 a los distintos calefactores.

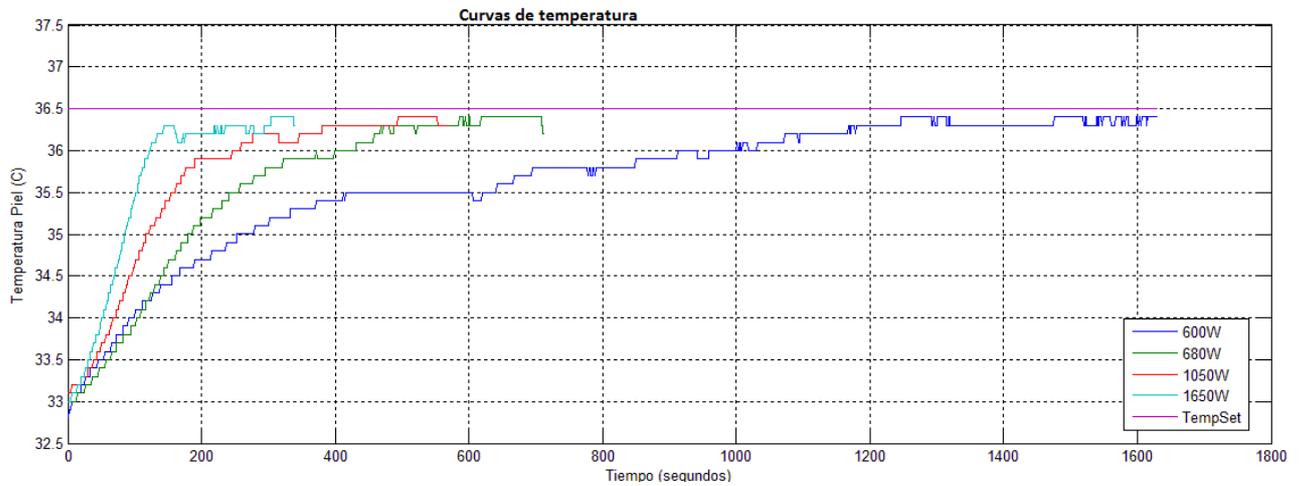


Figura 88 - Evolución de temperaturas realizadas con distintas potencias de calefactores

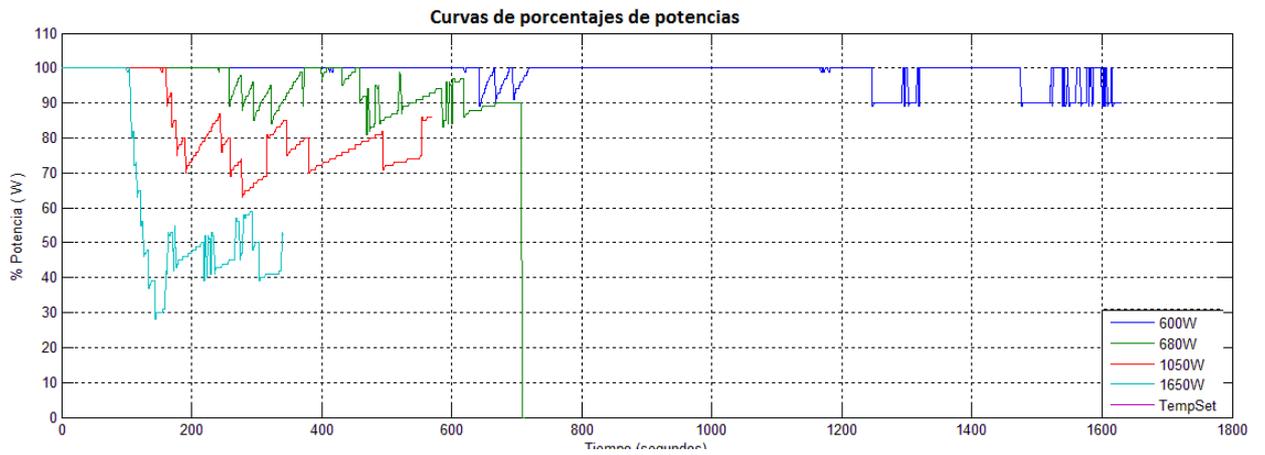


Figura 89 - Curvas de porcentajes de potencias entregadas a distintas potencias nominales

### 11.3. Conclusiones

La prueba hecha con el calefactor de 600W arranca con un 100% de la potencia del calefactor y durante toda la prueba no bajó del 89%. Esto es como si CALORNAT 10 hubiese estado conectado a la red eléctrica prácticamente en todo momento y el recién nacido no correría ningún tipo de riesgo, siempre que la estufa esté a 80cm de la base.

La prueba realizada en la cuna radiante fue en distintas circunstancias que las otras. Primero el brazo se colocó a una distancia de 70cm, para que el sensor de piel estuviera a la misma distancia del calefactor, que colocado en la zona abdominal de un recién nacido. Segundo, la pantalla de

este calefactor tiene distintas dimensiones (40cm largo y 20cm ancho) que los calefactores empleados en las otras pruebas (50cm largo y 10 cm ancho). Estas diferencias explican como 80w adicionales con respecto al anterior, disminuye el tiempo de respuesta. Como se puede ver en la Tabla 1, la pendiente de la curva de 680W es 2 veces mayor a la de 600W.

La prueba realizada con 1050W parece ser la óptima en cuanto tiempo de respuesta. En pocos minutos se llega a la temperatura deseada sin sobrepasar la temperatura deseada y sin lesiones a nivel de la piel.

La prueba con el calefactor a 1650W fue solo a efectos de observar el comportamiento de CALORNAT 10 y no como posible uso en la práctica debido a que la rápida elevación de temperatura y el intenso calor irradiado puede ser perjudicial para el recién nacido. Se puede observar en la gráfica que en ningún momento sobrepasó la temperatura deseada, sobre todo en la zona en que la temperatura está llega a régimen.

## **12. ANEXO 2 - Tiempos y Costos**

En este capítulo se hace un análisis del tiempo y costo que llevo realizar el proyecto. Esto permite comparar con la estimación realizada antes de empezar el proyecto y tener una noción de costos y tiempo que insumiría una realización del mismo para una posible comercialización. Teniendo esta información se pueden realizar proyectos de extensión con una estimación inicial más certera.

El tiempo empleado se dividen en tareas realizadas durante todo el período que llevó el proyecto, que inició en septiembre 2010 y finalizó en febrero 2012.

El proyecto fue financiado por el Núcleo de Ingeniería Biomédica (NIB). El método de compra realizado fue el reembolso del dinero mediante la presentación de las boletas de compra.

### **12.1. Tiempos**

#### **12.1.1. Planificación inicial**

El tiempo estimado inicialmente par la realización del proyecto era desde setiembre 2010 a setiembre 2011. Desde el comienzo, el proyecto se dividió en tareas y sub tareas, las cuales se le asignaron horas estimadas que podrían llegar a consumir. Muchas de las tareas que están en la misma área, se agruparon en un solo nombre y sirve para simplificar su estudio. En la siguiente tabla se muestran las horas estimadas y el porcentaje de cada una:

Tabla 18 - Horas estimadas para cada tarea del proyecto

Tareas planificadas desde Setiembre 2010	Horas	%
Estudio e investigación de la problemática	180	7
Elección del Hardware	150	6
Diseño del Hardware	750	29
Diseño Software	800	31
Armado del equipo	250	10
Pruebas de funcionamiento	150	6
Documentación	300	12
<b>Total</b>	<b>2580</b>	<b>100</b>

Desde el comienzo se le adjudicaron más horas al diseño de Hardware y Software. Estas dos tareas las separamos en el tiempo sin superposición. Es decir primero se haría el diseño de Hardware y una vez finalizado éste, se comenzaría con el diseño de Software.

A medida que fue pasando el tiempo, estuvimos acercándonos más en el área de elaboración del proyecto y nos dimos cuenta que ambas deben coexistir en el tiempo, debido a que ambas dependen una de la otra.

### 12.1.2. Desarrollo

El proyecto comenzó en setiembre 2010 y finalizó en febrero 2012. La elaboración del proyecto insumió 3830 horas.

La división de tareas mostrada en la tabla anterior no sufrió modificaciones en el desarrollo del proyecto por lo que éstas permanecen iguales a las planificadas. Las tareas que determinan significativamente la duración del proyecto fueron el diseño de Hardware y diseño de Software.

A continuación se muestran las mismas con las horas que implicó realmente la elaboración del proyecto.

Tabla 19 - Horas insumidas por cada tarea del proyecto

Tareas realizadas	Horas reales	%
Estudio e investigación de la problemática	150	3.9
Elección del Hardware	180	4.7
Diseño del Hardware	1300	33.9
Diseño Software	1100	28.7
Armado del equipo	400	9.7
Pruebas de funcionamiento	200	5.8
Documentación	500	11.6
<b>Total</b>	<b>3830</b>	<b>100</b>

En la siguiente gráfica se muestra la distribución de las horas totales en los meses que duró el desarrollo del proyecto.

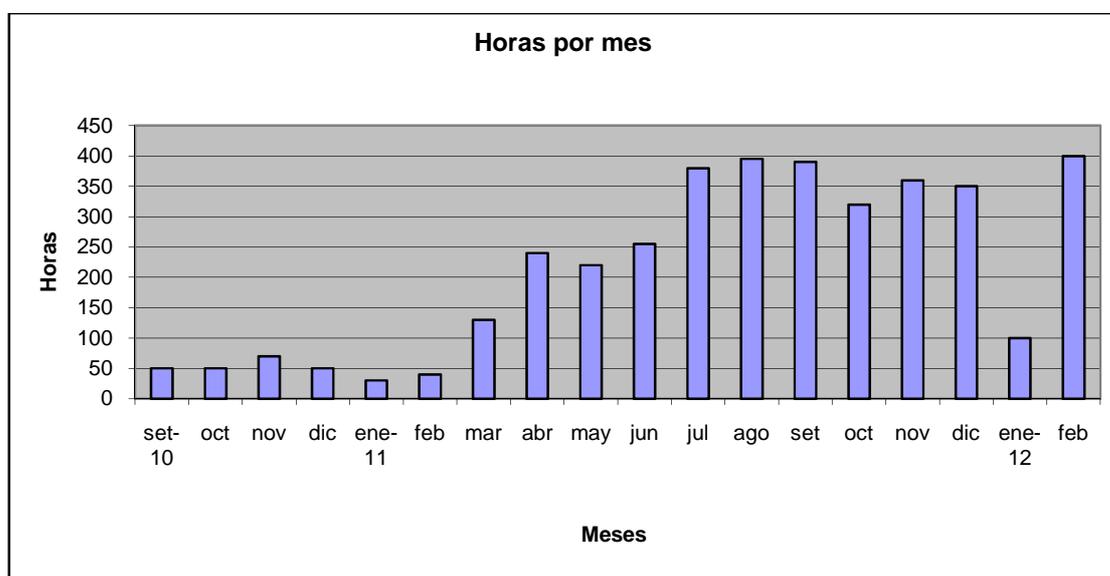


Figura 90 - Distribución de horas totales en meses

### 12.1.3. Análisis de los resultados

En la tabla siguiente se muestra una comparación entre las horas estimadas inicialmente y las horas que efectivamente insumió el desarrollo del proyecto. Se agrega además que porcentaje tiene la diferencia de horas de las horas estimadas.

Tabla 20 - Diferencia entre horas estimadas y horas efectivas insumidas en el proyecto

Tareas	Horas reales	%	Horas estimadas	%	Horas reales-estimadas	%
Estudio e investigación de la problemática	150	3.9	180	6.9	-30	-16.7
Elección del Hardware	180	4.7	150	5.8	30	20
Diseño del Hardware	1300	33.9	750	29.1	550	73.3
Diseño Software	1100	28.7	800	31.1	300	37.5
Armado del equipo	400	9.7	250	9.7	150	60
Pruebas de funcionamiento	200	5.8	150	5.8	50	33.3
Documentación	500	11.6	300	11.6	200	66.6
<b>Total</b>	<b>3830</b>	<b>100</b>	<b>2580</b>	<b>100</b>	<b>1250</b>	<b>49</b>

El proyecto insumió un 49 % más de lo estimado inicialmente.

Existen dos factores importantes que llevó a que el proyecto finalizara 6 meses más tarde de lo estimado. El primero fue que la dedicación horaria inicial fuera escasa debido que todos los integrantes del grupo trabajamos full time. El otro factor importante es que se dedicó mucho tiempo al diseño de Hardware. Esto tuvo su ventaja. Al realizar y probar los circuitos diseñados, funcionaron de la manera esperada a menos de algunos rediseños esperables.

Como se puede apreciar en la gráfica anterior, un tiempo antes de la fecha de entrega se empezó a dedicar más horas al proyecto lo que implicó un mayor esfuerzo. Midiendo el avance del proyecto y analizando las tareas faltantes para su finalización, se pidió una prórroga de dos meses. Esta prórroga no alcanzó por lo que se postergó para febrero de 2012 su finalización.

## **12.2. Costos**

En esta sección se analizan los costos que tuvo CALORNAT 10 para su fabricación. Se estiman los costos de producción que tendría la fabricación de ciertas cantidades de CALORNAT 10.

### **12.2.1. Costos de materiales**

En la tabla siguiente se muestran los gastos de materiales que efectivamente fueron necesarios para la fabricación de un ejemplar de CALORNAT 10. No están considerados gastos de componentes que se volvieron a comprar o elementos que no están involucrados en el producto final. Los cables para alimentación y datos entre la zapatilla y unidad de control, el aluminio y fabricación de la zapatilla fueron gratuitos y se estimó un precio de \$U 2000 I.V.A incluido. Los dos termistores NTC utilizados para la captura de temperatura en la piel y axila fueron donados por la empresa uruguaya Biogénesis y son agregados a los gastos de materiales para tener el costo de un producto final.

Los precios que estaban en pesos se pasaron a dólares americanos. La cotización actual es de \$U19.55 (pesos uruguayos).

Tabla 21 - Gastos de materiales para la fabricación de un ejemplar

<b>Materiales</b>	<b>Costo en U\$\$</b>
SSR	29
Transformador 220/15+15	12
Transformador 220/13.5+13.5 aislado con pantalla electrostática	18
Relé 12Vcd	12
Amplificador aislador AD202kn	200
Display Winstar 16 caracteres x 2 líneas	13
Xport sample device	92
2 microcontroladores pic 16F877A	31
2 termistores NTC	84
Sensor temperatura ambiente lm35	3
Circuito impreso placa 2 (teclado y display)	50
Circuito impreso placa 1 (principal)	77
Gabinete plástico para unidad de control	51
Ploter adhesivo	21
Componentes electrónicos y conectores	200
Aluminio y fabricación de zapatilla	102
<b>Total</b>	<b>995</b>

### 12.2.2. Costos de desarrollo

Para estimar el costo de un prototipo se debe calcular el costo total del desarrollo que incluyen las horas-hombre insumidas y otros costos indirectos que no se hayan incluido. El costo de la hora hombre fue fijado por nuestro tutor en US\$20 la hora, cifra habitual utilizada en otros proyectos del nib, lo que permite hacer comparaciones y generalizaciones. Teniendo

en cuenta que se emplearon 3830 horas, el equivalente en costo de horas-hombre es de US\$ 76.600. Se agregan los costos otra Lan debido a que la primera dejó de funcionar por un tema de disipación de calor mientras se probaba en protoboard y se tuvo que comprar otra. Para el armado de la placa se volvieron a comprar los componentes más baratos para dejar funcionando el proyecto en protoboard. Esto sirvió como respaldo en caso de algún inconveniente que se encontrara en la placa. El costo fue de \$U 230 (dólares americanos). En la siguiente tabla se muestran los costos que generó el desarrollo del proyecto.

**Tabla 22 - Gastos de materiales para el desarrollo del proyecto**

<b>Costos de desarrollo</b>	<b>Costo en U\$\$</b>
SSR	29
Transformador 220/15+15	12
Transformador 220/13.5+13.5 aislado con pantalla electrostática	18
Relé 12Vcd	12
Amplificador aislador AD202kn	200
Display Winstar 16 caracteres x 2 líneas	13
Xport sample device	92
2 microcontroladores pic 16F877A	31
2 termistores NTC	84
Sensor temperatura ambiente lm35	3
Circuito impreso placa 2 (teclado y display)	50
Circuito impreso placa 1 (principal)	77
Gabinete plástico para unidad de control	51
Ploter adhesivo	21
Componentes electrónicos y conectores	200
Aluminio y fabricación zapatilla	26
Componenetes electrónicos redundantes	322
<b>Total</b>	<b>1241</b>

Teniendo el costo de materiales para el desarrollo y el costo de horas-persona se puede estimar el costo aproximado de construir 1, 10 o 100 unidades de **CALORNAT 10**. Para el armado del equipo se estima unas 80 horas de trabajo por lo que costo a U\$ 20 la hora es de U\$ 1600. Este costo se separa del costo horas-hombre calculado anteriormente. En la Tabla 17 se muestra cual sería el costo de producir **CALORNAT 10** en grandes cantidades, amortizando el desarrollo. Para valores mayores que 100 se considera un 10% de descuento en materiales y armado. La columna de 1000 ejemplares tiene la única finalidad de mostrar el costo en caso de amortizar completamente el costo de desarrollo.

**Tabla 23 - Costos de materiales y desarrollo vs unidades producidas**

Cantidad de unidades	1		10		100		1000	
	U\$\$	%	U\$\$	%	U\$\$	%	U\$\$	%
Materiales	995	1.3	995	10	896	29	896	37
Armado	1600	2.1	1600	16	1440	46.6	1440	60
Desarrollo	75000	96.6	7500	74	750	4.6	75	3
<b>Costo unitario</b>	<b>77595</b>	<b>100</b>	<b>10095</b>	<b>100</b>	<b>3086</b>	<b>100</b>	<b>2411</b>	<b>100</b>

En conclusión Calornat 10 es un prototipo que si se lleva a cabo la producción en cantidades ya sea para uso con calefactor doméstico o para ser incorporado en cunas radiantes o incubadoras se deberá estimar un gasto en materiales de U\$ 893 y en desarrollo de U\$ 77493 a amortizar.

### 13. ANEXO 3 - Pruebas de funcionamiento en el Hospital de Clínicas

El 15 de febrero se realizó una prueba colocando el sensor de abdomen en el antebrazo de la nurse, del lado de la palma de la mano. El brazo se puso sobre la bandeja que estaba a 80cm de los calefactores del lado palmar. Por lo tanto este sensor recibiría directamente el calor de los calefactores. El sensor de axila fue colocado en el lado opuesto del antebrazo (entre el brazo y el plano de la cuna radiante) y por lo tanto no recibiría directamente la radiación de calor. Al encender el equipo se eligió el modo Piel, se seteó la temperatura deseada a 36,5 grados y se observaron las temperaturas iniciales. La temperatura abdominal indicaba 33.1 grados y la axilar indicaba 32.5 Se vigilaron ambas temperaturas a lo largo de la prueba y se observó que en ningún momento, la temperatura abdominal ni la axilar, sobrepasaron la temperatura seteada. Después de 20 minutos de funcionamiento las temperaturas "de piel" y "corporal" indicaban 36,4 grados y 33,2 grados respectivamente. Se destaca que la temperatura abdominal luego de llegar a régimen se mantuvo entre 36.4 y 36.6 grados. Se midió el tiempo que demoró en subir de 35,4 grados a 36,1 grados, que fue de 75 segundos. En el documento ["Hipotermia en recién nacidos asfícticos. Protocolo de manejo"](#) se establece que en el caso de un recién nacido, que deba ser llevado a estado de hipotermia (temperatura corporal está entre 33 y 34 grados), luego debe ser recalentado para volver a su estado normal a una tasa de 1 grado cada 40 minutos. La figura 1

muestra la evolución en el tiempo de las temperaturas de la piel, la deseada, y la temperatura ambiente a lo largo del experimento.

Posterior al sets de pruebas que se muestra a continuación de modificó el Modo Piel, velocidad de incremento de temperatura debe ser menor que 1 grado cada 40 minutos, y se introdujo el Modo Rápido; control idéntico al antiguo Modo Piel.

### ***13.1. Prueba en antebrazo de la nurse***

El 15 de febrero se realizó una prueba colocando el sensor de abdomen en el antebrazo de la nurse, del lado de la palma de la mano. El brazo se puso sobre la bandeja que estaba a 80cm de los calefactores del lado palmar. Por lo tanto este sensor recibiría directamente el calor de los calefactores. El sensor de axila fue colocado en el lado opuesto del antebrazo (entre el brazo y el plano de la cuna radiante) y por lo tanto no recibiría directamente la radiación de calor. Al encender el equipo se eligió el modo Piel, se seteó la temperatura deseada a 36,5 grados y se observaron las temperaturas iniciales. La temperatura abdominal indicaba 33.1 grados y la axilar indicaba 32.5 Se vigilaron ambas temperaturas a lo largo de la prueba y se observó que en ningún momento, la temperatura abdominal ni la axilar, sobrepasaron la temperatura seteada. Después de 20 minutos de funcionamiento las temperaturas "de piel" y "corporal" indicaban 36,4 grados y 33,2 grados respectivamente. Se destaca que la temperatura abdominal luego de llegar a régimen se mantuvo entre 36.4 y 36.6 grados. Se midió el tiempo que demoró en subir de 35,4 grados a 36,1 grados, que fue de 75 segundos. Este dato sería transmitido a la doctora Fernanda Blasina quien nos diría al día siguiente que en el caso que un recién nacido que deba ser llevado a estado de hipotermia, en donde su temperatura corporal está entre 33 y 34 grados, luego debe ser recalentado para volver a su estado normal a una tasa de 1 grado cada 40 minutos. La figura 1 muestra la evolución en el tiempo de las temperaturas de la piel, la deseada, y la temperatura ambiente a lo largo del experimento.

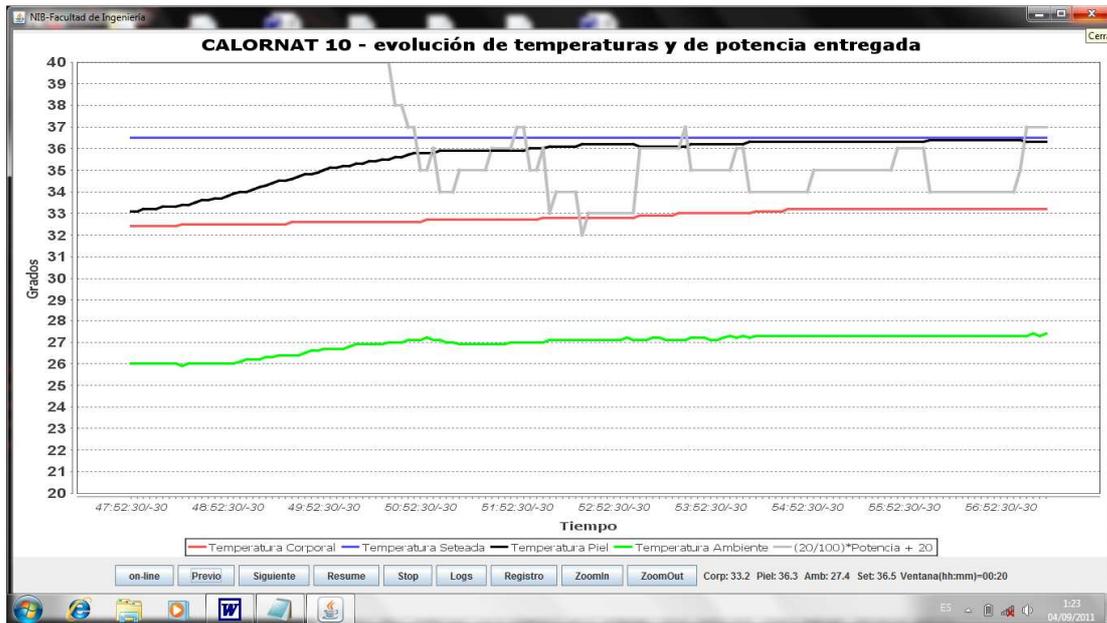


Figura 91 - Evolución de las temperaturas en el antebrazo de una nurse en Hosp. Clínicas 16/01/2012

Evolución de las temperaturas en el antebrazo de una nurse, en la primer prueba el 16 de febrero. Notar que la temperatura sube sin sobre tiros y que se logra la temperatura deseada a los 7 minutos desde el comienzo, a 3.4 grados por debajo.

### 13.2. Prueba de encendido de la Alarma

El mismo día 15 de febrero se realizó una prueba de alarma acercando el sensor de abdomen al calefactor de la cuna radiante de Recepción. Cuando llegó a dos grados por encima de la temperatura seteada se disparó la alarma indicando en el display el mensaje “temperatura elevada” y apagando la potencia del calefactor. Los usuarios se mostraron conformes y seguros del sistema de control de **CALORNAT 10**. Se sugirieron los siguientes cambios que fueron llevados a cabo en el fin de semana del 20 al 22 de febrero 2012:

- La alarma debe dispararse en 1,5 grados por encima de la seteada y no en 2 grados.
- La alarma debe dispararse en 1 grado por debajo de la seteada y no en 2 grados.
- La temperatura a setear en **CALORNAT 10** debe arrancar en 36,5 grados y no en 25 grados como valor por defecto para facilitar su operación.
- En el Menú de **CALORNAT 10** debe estar arriba el Modo Piel y no el Modo Manual para facilitar su comienzo.
- La alarma debe dispararse si la temperatura ambiente está dos grados por encima de la seteada, como medida de seguridad ante cualquier eventualidad de incendio o sobre calentamiento.

### 13.3. Prueba en recién nacido de término

El día jueves 16 de febrero se realizó una prueba con un recién nacido de día de vida. Su estado era normal con un peso de 3900 gramos. Se dejó en pañales y se conectó **CALORNAT 10** a la cuna radiante en recepción de sala de partos. Se pusieron los sensores de abdomen y axial en sus debidos lugares. Sus temperaturas iniciales eran de 35.8 grados de piel y 35,4 grados corporal. Se seteó una temperatura de 36,5 grados. Al comienzo la potencia era de un 69%. A los 46 segundos su temperatura abdominal era de 36 grados y la corporal de 35.4 grados. En 1 minuto y 46 segundos llegó a régimen con un 17% de potencia y se mantuvo durante un período largo de tiempo. Sus temperaturas eran de 36,5 grados de piel y 35.5 corporal. El recién nacido mostró estar confortable en todo momento. Se podría decir que se durmió en el cálido ambiente.

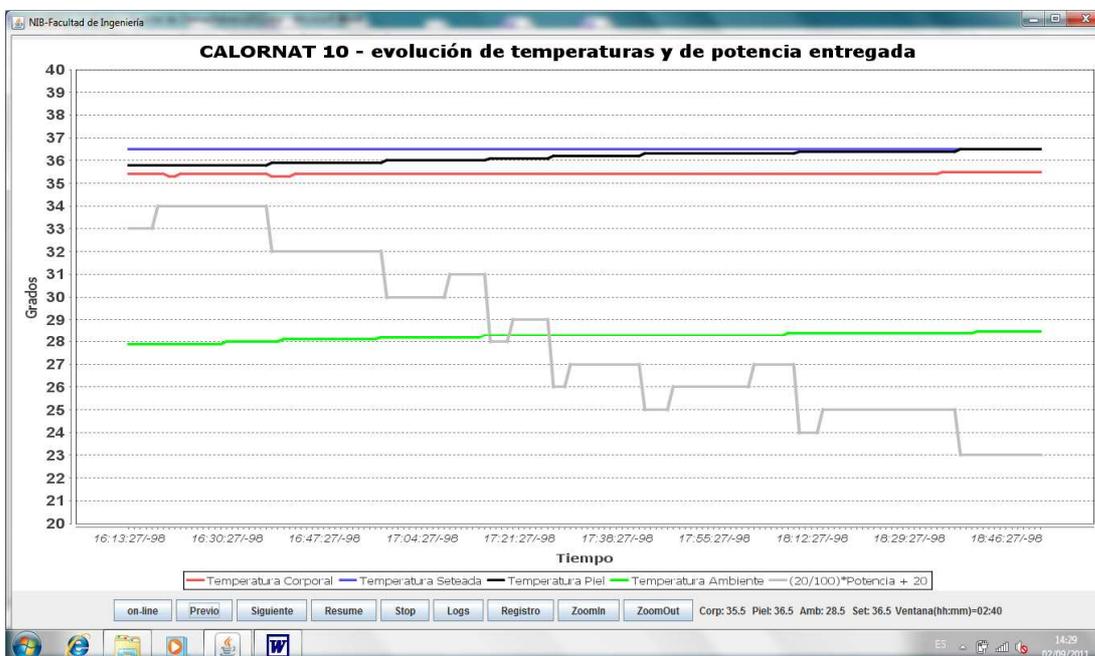


Figura 92 - Evolución de la temperatura al calentar un recién nacido de término (3900 gramos)

Evolución de la temperatura al calentar un recién nacido de término (3900 gramos) desde 35,8 grados a 36,5 grados en un minuto y 46 segundos. Al llegar a la temperatura deseada la potencia que **CALORNAT 10** asigna al calefactor casero es del 17%

### 13.4. Prueba en recién nacido prematuro

El día viernes 17 de febrero se realizó una prueba en el mismo Departamento de Neonatología con un recién nacido de 10 días prematuro y de peso actual 1900 gramos. Estaba en período de engorde. Se conectó **CALORNAT 10** a la cuna radiante de la zona de Recepción de la sala de partos del piso 16 y se pusieron los sensores correspondientes. La temperatura seteada fue de 36grados. Sus temperaturas iniciales eran de 35.5 grados de piel y 36,7 grados la corporal. Al cabo de unos

segundos su temperatura piel era de 35.9 grados. Se seteó la temperatura a 36,5 grados llegando a régimen en unos segundos. Su temperatura corporal indicaba 36.2 grados, valor a comparar con la medida hecha con un termómetro digital que marcó 37 grados. La diferencia de 0,8 grados indicó que los sensores necesitaban ser calibrados nuevamente ya que el programa de **CALORNAT 10** había sido modificado y no se habían realizado pruebas después.

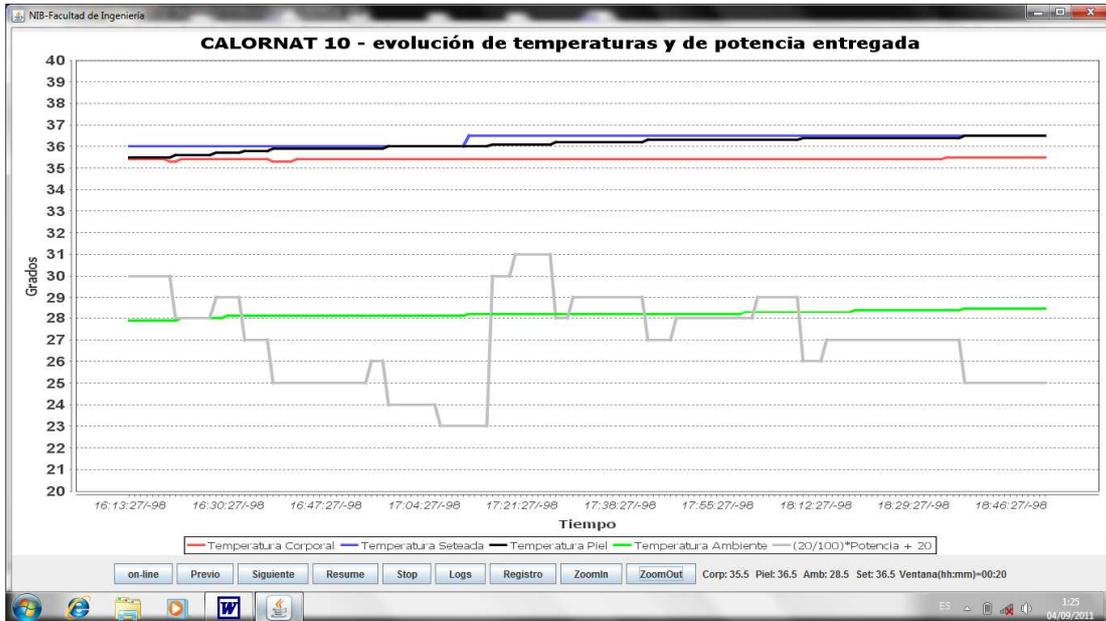


Figura 93 - Evolución de la temperatura al calentar un recién nacido prematuro (1900 gramos)

Evolución de la temperatura al calentar un recién nacido prematuro (1900 gramos) desde 35,5 grados a 36,0 grados y luego hasta 36,5 grados.



Figura 94 - Colocación de los sensores en un RN prematuro de 10 días

Recién nacido de 10 días, prematuro. Colocación de los sensores de piel y axila de Calornat 10 para el control de temperatura.

### **13.5. Protocolo de hipotermia y velocidad de calentamiento del recién nacido**

Consultada la Profesora Dra. Fernanda Blasina sobre modalidades de calentamiento del recién nacido y su sistema de control de temperatura, se establece que no conviene elevar la temperatura más rápidamente que un grado a lo largo de un minuto o a lo sumo 40 minutos. En ausencia de equipos de control automático del calentamiento, el personal de salud se ve obligado a modificar la temperatura deseada en 0,5 grados cada media hora. Elevar más rápidamente la temperatura puede resultar peligroso para el recién nacido. Se establece que para **CALORNAT 10** la velocidad de incremento de temperatura debe ser menor que 1 grado cada 40 minutos.

### **13.6. Modo piel, modo rápido, modo manual**

Se establece para **CALORNAT 10** que tenga el modo "piel" igual al desarrollo al día 18 de febrero, pero limitando la potencia a que no suba la temperatura más rápido que un grado cada 40 minutos. El modo "rápido" es igual pero sin la restricción de elevación rápida de temperatura y el modo manual incambiado, en el sentido que fija entre 10% y 90% la potencia del calefactor conectado a **CALORNAT 10**

## 14. ANEXO 4 – Ensayo de conformidad a la norma 60601-1

### 14.1. Pruebas de seguridad eléctrica del paciente

Uno de los requerimientos en el diseño de CALORNAT 10 es cumplir con la norma IEC 60601-1 de seguridad eléctrica de equipos biomédicos. Esta norma especifica los requisitos para la seguridad y las prestaciones esenciales de los equipos electromédicos. Se especifican diferentes características a cumplir por un equipo de esta clase, como ser tipos de aislación, requerimientos mecánicos, requerimientos hidráulicos, condiciones de temperatura y humedad, documentación de manuales, fugas a tierra entre otros, [\[11\]](#), [\[12\]](#), [\[13\]](#).

En CALORNAT 10 nos enfocaremos únicamente en las corrientes de fuga, que son esenciales para la protección de la vida humana y para ello se implementa un procedimiento de mediciones, también descrito en la norma.

Para realizar estas mediciones se utiliza instrumental del NIB de DALE TECHNOLOGY CORPORATION y el modelo es DALE601 que va conectado a un toma de la red eléctrica del edificio y CALORNAT 10 se conecta en un toma del instrumento. Esta alimentación “interceptada” por el DALE permite hacer maniobras a través de botones especiales dentro de las cuales están: invertir polaridad, levantar cable de neutro, levantar cable de tierra etc.

### 14.2. Mediciones

**Tensión de línea [VL]** de la red eléctrica, es la suministrada por el sistema de distribución eléctrica de la institución. Se muestra como un sistema de cableado de 3 tres hilos, línea, neutro y tierra. **El valor obtenido es VL=213Vac.**

**Corriente de línea [IL]** es la corriente utilizada por el dispositivo en test. Cuando se enciende el dispositivo debe ser operado en sus diversas modalidades para determinar las peores condiciones para hacer un seguimiento. **Los valores obtenidos son: en standby 30mA, con calefactor 680 W a 100% 1.93A**

**Resistencia del chasis [RG]** (resistencia de puesta a tierra) es la resistencia desde el chasis conductor aterrado del dispositivo al terminal de tierra de conexión. Está compuesto en gran parte del cable de alimentación y es directamente proporcional a su longitud. La medición de resistencia incluye también la resistencia de unión en la conexión del cable en ambos extremos y la resistencia en el punto de conexión al chasis. Underwriters Laboratory (UL) limita la resistencia de tierra a 100 miliohmios para nuevos productos y la National Fire Protection Association (NFPA) a 150 miliohmios, y a 500 miliohmios para los dispositivos en el campo. El mantenimiento de una

baja resistencia es importante para evitar que el chasis se convierta en vivo como resultado de un fallo interno provocando que la corriente fluya en el chasis. **Los valores obtenidos son: RG=7 miliohmios con equipo apagado y RG=6 miliohmios con equipo encendido.**

Se hace la observación de que CALORNAT 10 fue instalado/adaptado a una cuna radiante con lo cual cuando hablamos de chasis nos referimos a "cuna+zapatilla". En la cuna VICKERS lo único que está a tierra es la pantalla del calefactor, las otras partes metálicas están aisladas de tierra. Es importante mencionar que las partes metálicas de la base de la cuna donde va el recién nacido no están a tierra y en caso de desperfecto no cierra el circuito por ningún lado, redundando en seguridad para el RN, aun en caso de fallo eléctrico.

**Corriente de tierra [IE]** (corriente de chasis interna) es la corriente que fluye en el cable de tierra de alimentación que retorna como fuga del chasis a la tierra verdadera. Esta corriente no constituye un peligro siempre y cuando el cable de tierra quede intacto, y que la corriente no sea excesiva. Una corriente excesiva puede ser consecuencia de un fallo mayor, provocado por ejemplo si el cable de tierra comparte la corriente de carga con el cable neutro. **Los valores obtenidos son IE=43 uA con calefactor apagado e IE=35uA con calefactor encendido.**

**Corriente de fuga de Chasis [gabinete] [IC]** también conocida como "*fuga externa*", es la corriente que fluye entre el chasis conductor accesible y la tierra. Esta corriente bajo la condición de tierra abierta es la misma que la corriente de tierra [IE]. Con la tierra intacta, esta corriente debe ser muy baja, lo que refleja la impedancia del orden de los miliohms del cable de tierra paralelo a la carga de 1000 ohmios del instrumento.

**El valor con calefactor al 100% es IC<1uA** dado que en el instrumento DALE dio cero puesto que la resolución es de 1uA.

**Sensor a tierra [IP]** es la corriente que fluye entre un sensor (parte metálica y resorte de sujeción del termistor de CALORNAT 10) individual de un paciente y la tierra. Representa la condición de un paciente con sensores cerca de la tierra como ser una cama eléctrica. Si las conexiones de los pacientes no son aislados, esta corriente refleja la corriente a tierra. **El valor obtenido es IP<1uA**

**Sensor a sensor [IA]** (corriente auxiliar) es la corriente que fluye de un lugar a otro, e incluye lo siguiente:

- corriente de polarización del amplificador in-out
- corriente de fuga inversa de los diodos de protección de entrada

La corriente puede ser continua o alterna, o una combinación de ambos. Por lo tanto es necesario que se mida utilizando la técnica de RMS verdadero. Las mediciones en DALE601/601E se hacen con un convertidor RMS para proporcionar la base común para la lectura. **El valor obtenido es IA<1uA**

Según la norma 60601, **CALORNAT 10**, es un equipo de **CLASE I** ya que la protección contra un shock eléctrico no se basa en una AISLACIÓN BÁSICA, si no que incluye precauciones adicionales de seguridad, como una conexión de tierra para protección, para que una parte metálica accesible no pase a viva en una eventual falla de la aislación. También se clasifica como del tipo **BF**. La letra B indica que provee un grado particular de protección contra choque eléctrico en lo que refiere a corrientes de fuga permitida y confiabilidad de la protección de tierra. La letra F indica que la parte aplicada está aislada por lo que esta flotando. Para esta clasificación y utilizando la tabla 3 de la página 87 de la norma se tiene:

		Tipo BF corriente en uA	
		Condición Normal	Condición Falla Simple
IA	DC	10	50
	AC	100	500
IP	DC	10	50
	AC	100	500

Observando los valores de la tabla y las medidas realizadas, se puede decir que se cumple con la norma IEC 60601-1 en lo referente a corrientes de fuga.

## 15. ANEXO 5 – Software de monitoreo MonitorCNAT10

Tomando en cuenta que una prerrogativa importante del proyecto era poder obtener una gráfica on-line de la evolución de las temperaturas además de dotar al equipo de una herramienta de auditoría y análisis, levantar el registro en memoria y graficarlo a un operador, se desarrollo el software MonitorCnat10.

### Características

- Monitoreo on-line
  - Gráfica de las temperaturas sensadas, seteadas y potencia durante la operación de CALORNAT10, ver [7.3.9.](#)
- Monitoreo off-line

- De memoria  
Gráfica de las temperaturas sensadas, seteadas y potencia levantada del registro, ver [7.3.5](#).
- De archivo  
Gráfica de las temperaturas sensadas, seteadas y potencia levantada desde un archivo .DAT generado por el software.

### Prestaciones

- Visualización por texto de cada registro recibido (botón logs)
- Alejamiento y acercamiento tanto en ordenadas como en abscisas (botones ZoomIn, ZoomOut para abscisas y mouse para ordenadas)
- Recorrer la gráfica de principio a fin tanto on-line como off-line (botones Previo y Siguiete)
- Limpiar el registro interno de CALORNAT10 (botón Limpiar en Menú Registro)

### 15.1. Monitoreo on-line

El monitoreo on-line es utilizado para recibir los registros on-line, ver [7.3.9](#).

Para esto el usuario debe seguir el siguiente procedimiento:

1. Conectar la interfaz ethernet del PC donde se ejecurá MonitorCnat10 a la interfaz ethernet de CALORNAT10 mediante un cable UTP con conectores RJ45.
2. Ejecutar el programa MonitorCnat10  
Se desplegará en pantalla la ventana principal del programa



Figura 95 - Ventana principal de MonitorCnat10

3. Hacer click en el botón on-line del panel inferior  
Se desplegará en pantalla el Menú de Conexión donde se debe colocar la ip en el campo **HOST** y el puerto en el campo **Puerto**.  
Ambos valores son configurados previamente por un técnico.

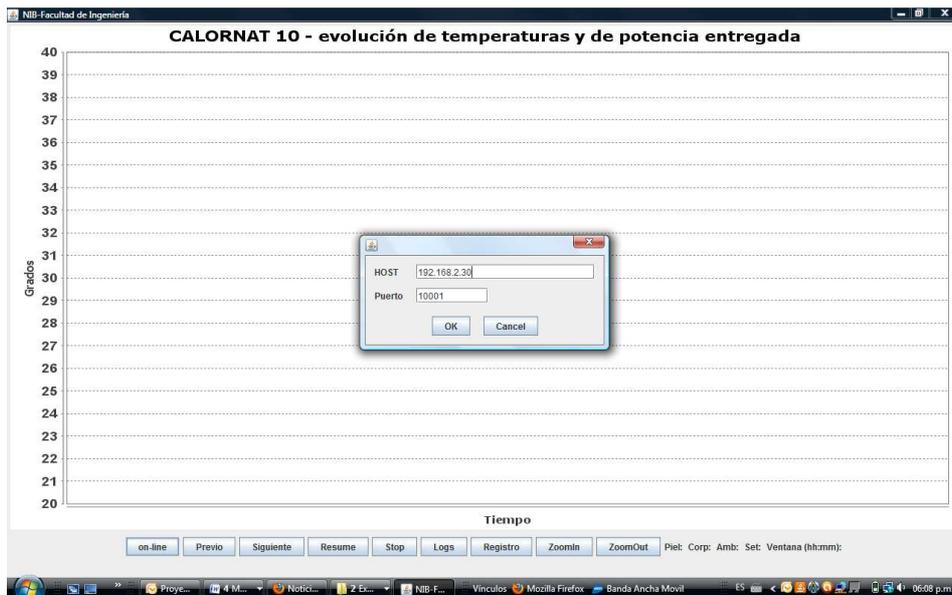


Figura 96 - Menú de conexión de MonitorCnat10

4. Hacer click en el botón OK del Menú de conexión  
Inmediatamente se comenzará a graficar los datos recibidos por CALORNAT10

# CALORNAT10

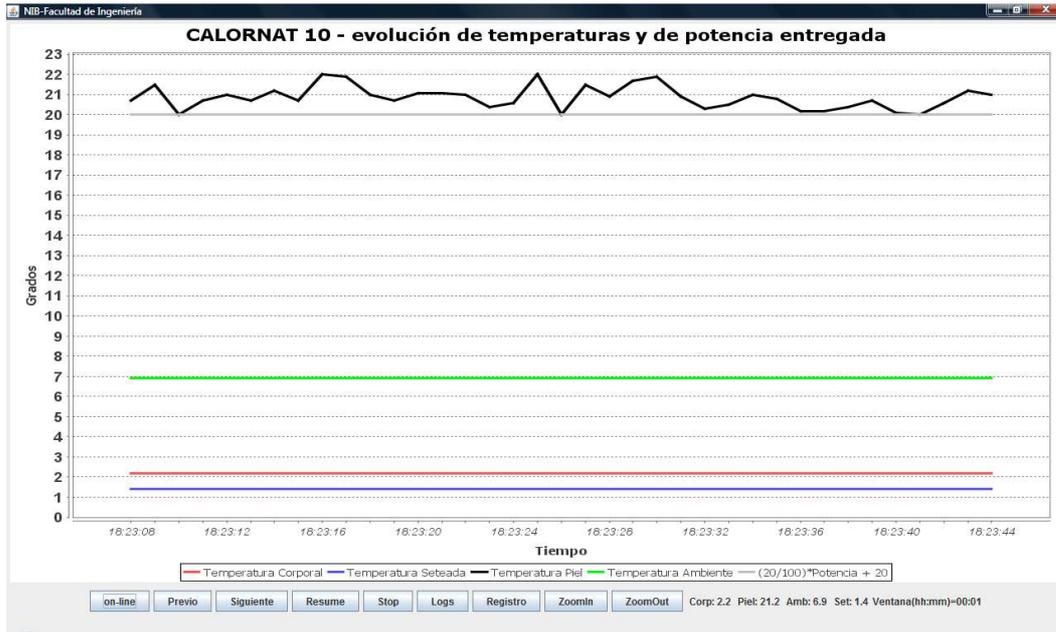
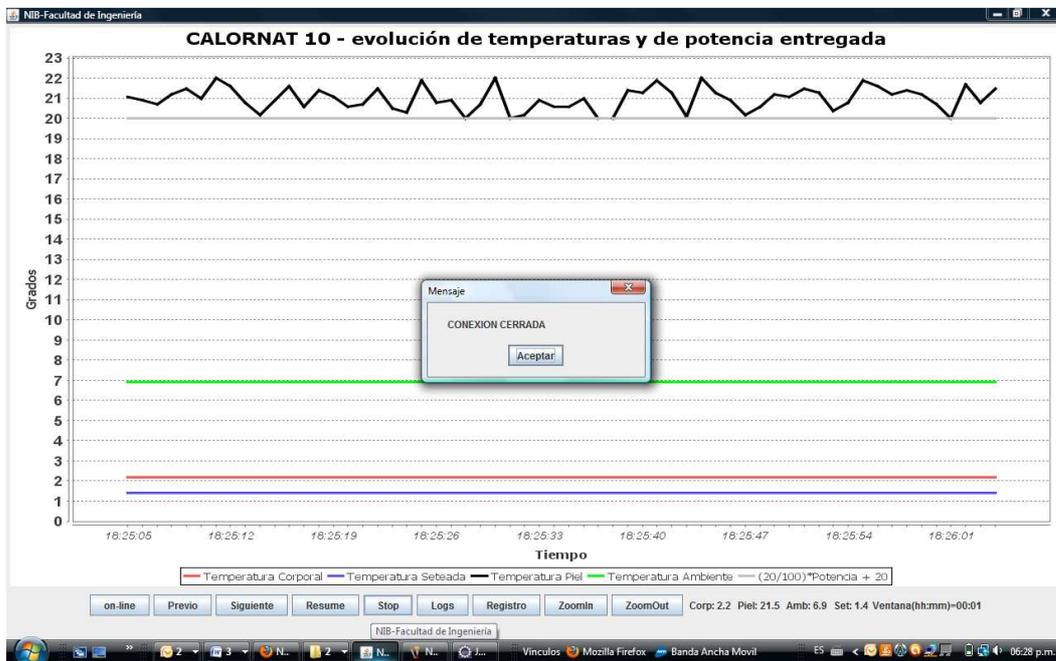


Figura 97 - Ventana de monitoreo on-line de MonitorCnat10

5. Para dejar de recibir los datos on-line, hacer click en el botón Stop del panel inferior.

Se desplegará un mensaje de Conexión Cerrada.



## Observaciones

Los datos recibidos durante el monitoreo on-line son guardados en un archivo .DAT ubicado en la carpeta C:\CALORNAT10 con el siguiente nombre:

CRNATZZYYXX11-11-11.DAT, donde ZZZYYXX es año mes y día y 11-11-11 es la hora al segundo de la primera muestra.

Este archivo puede ser utilizado para graficar posteriormente los datos obtenidos durante el monitoreo.

## 15.2. Monitoreo off-line

Este modo es utilizado para obtener y graficar los datos del registro de CALORNAT10 ó graficar los datos desde un archivo .DAT previamente obtenidos con MonitorCnat10.

### 15.2.1. Desde Registro

Para levantar el registro en memoria el usuario debe seguir el siguiente procedimiento:

1. Conectar la interfaz ethernet del PC donde se ejecurá MonitorCnat10 a la interfaz ethernet de CALORNAT10 mediante un cable UTP con conectores RJ45.
2. Ejecutar el programa MonitorCnat10  
Se desplegará en pantalla la ventana principal del programa, ver punto X de on-line.
3. Hacer click en el botón Registro de el panel inferior  
Se desplegará en pantalla el Menú de Registro

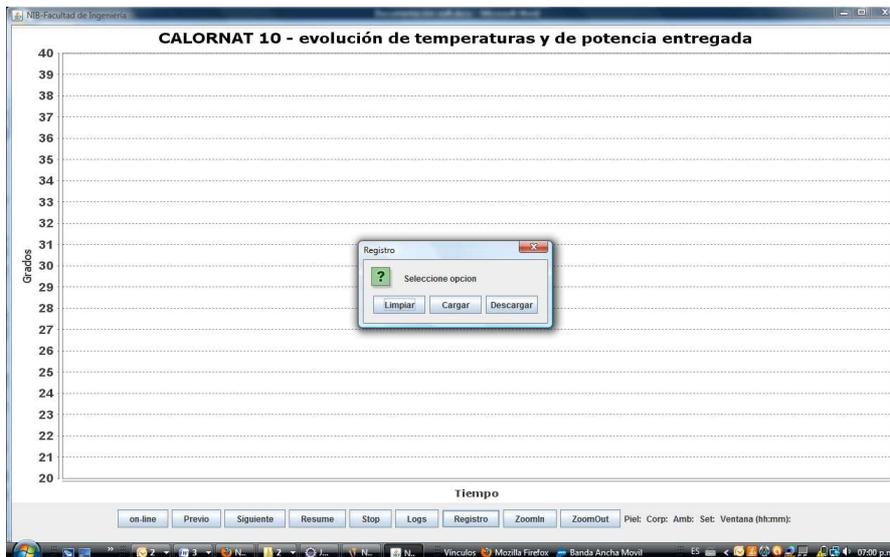


Figura 98 - Menú registro de MonitorCnat10

4. Hacer click en el botón Descargar del Menú Registro  
Se desplegará el Menú de conexión.

5. En el Menú de Conexión se debe colocar la ip en el campo **HOST** y el puerto en el campo **Puerto**.  
Ambos valores son configurados previamente por un técnico.  
Ver paso 3 de 14.1.
6. Se mostrará la ventana de selección de guardado de archivo.  
Escribir el nombre de archivo en el campo **Nombre de archivo** y seleccionar donde se lo quiere guardar.  
Los datos que se descarguen se escribirán sobre dicho archivo.

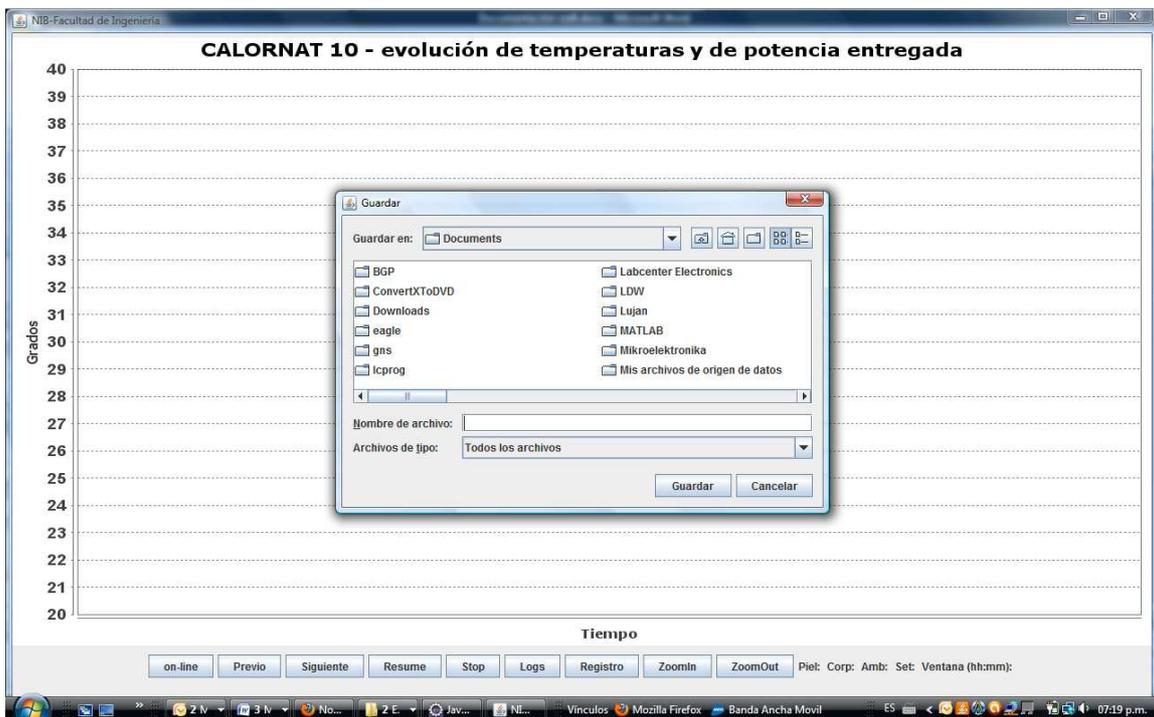


Figura 99 - Ventana de guardado de archivo de MonitorCnat10

7. Hacer click en el botón Guardar.  
Inmediatamente se mostrará el mensaje de descarga.  
Durante el tiempo de descarga se irán escribiendo los datos descargados en el archivo seleccionado.

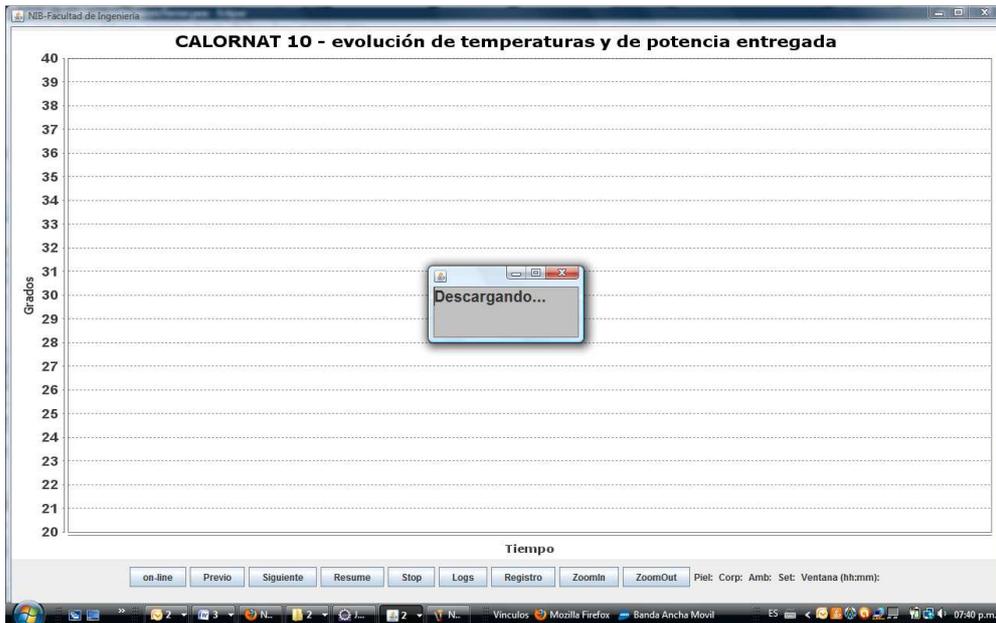


Figura 100 - Ventana de descarga de archivo de MonitorCnat10

8. Una vez finalizada la descarga se mostrará en pantalla la gráfica correspondiente a los datos descargados.

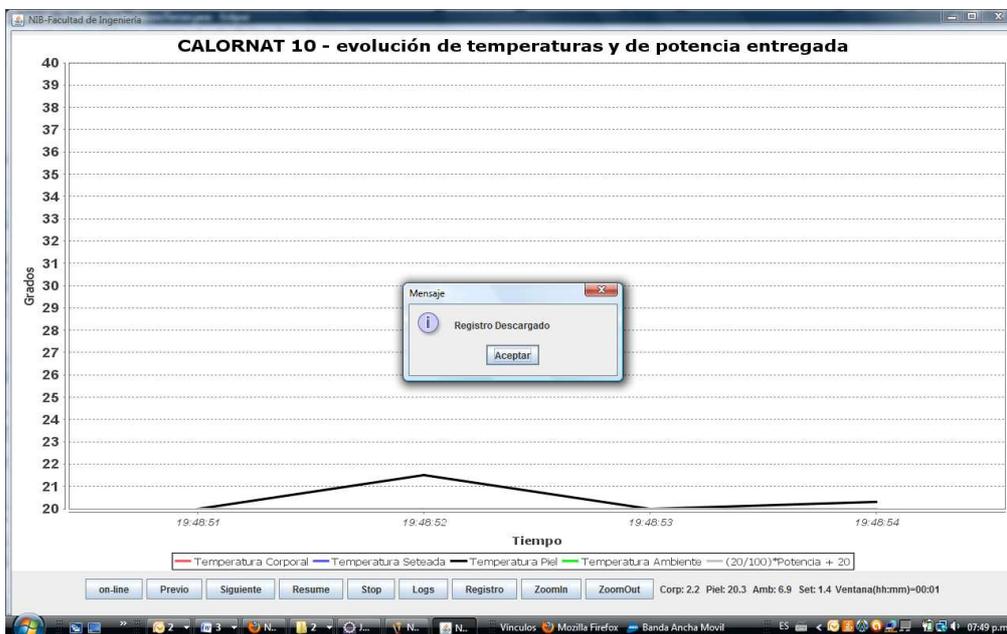


Figura 101 - Ventana de archivo descargado de MonitorCnat10

### 15.2.2. Desde archivo

Para levantar los datos desde un archivo, obtenido desde un monitoreo on-line ó desde un descarga de registro, el usuario debe seguir el siguiente procedimiento:

1. Repetir los puntos 1, 2 y 3 del punto 14.2.1.
2. Hacer click en el botón Cargar del Menú Registro
3. Se desplegará la ventana de selección de archivo.

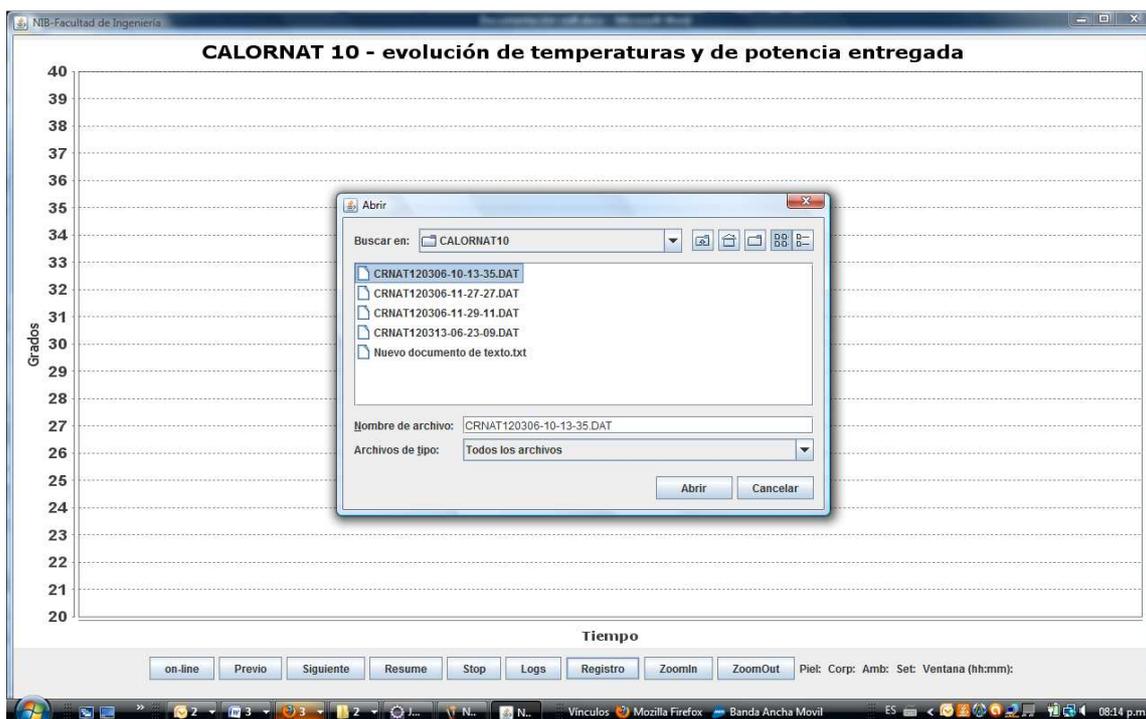


Figura 102 - Ventana de selección de apertura de archivo de MonitorCnat10

4. Seleccionar el archivo y presionar OK  
Se cargará el archivo en la memoria interna del software y se graficará el mismo.

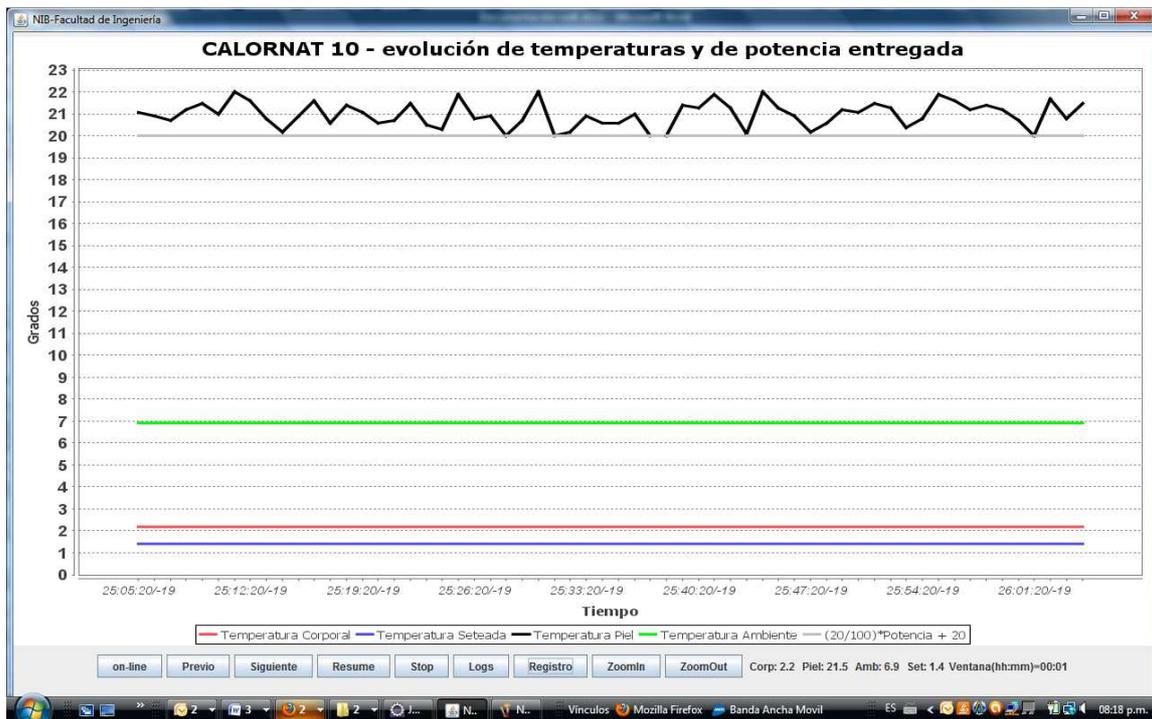


Figura 103 - Ventana de archivo cargado de MonitorCnat10

## 16. ANEXO 6 – Bibliografía utilizada

### CITAS

1. CALORNAT, Proyecto fin de carrera ,NIB, 1995.
2. <http://www.biogenesis.com.uy>
3. Libro Amplificadores operacionales y circuitos integrados lineales 5 edición, Robert F. Coughlin, Frederick F. Driscoll, Raúl Bautista Gutiérrez, pág. 239.
4. Libro Amplificadores operacionales y circuitos integrados lineales 5 edición, Robert F. Coughlin, Frederick F. Driscoll, Raúl Bautista Gutiérrez, pág. 110.
5. [http://teide.cps.unizar.es:8080/pub/publicir.nsf/codigospub/0237/\\$FILE/cp0237.pdf](http://teide.cps.unizar.es:8080/pub/publicir.nsf/codigospub/0237/$FILE/cp0237.pdf)
6. <http://pdfsearchonline.com/checkout.html?filename=secciontextcomp1.pdf#>
7. XIII Seminario de Ing. Biomédica - Facultades de Medicina e Ingeniería - Univ. de la República Oriental del Uruguay.  
Monografía vinculada a la conferencia del docente Jorge Lobo sobre "SUCCIÓN, sistema de análisis de salvadas de succión de Recién Nacidos" de la fecha 8/06/2004
8. [http://info plc.net/files/documentacion/control\\_procesos/infoPLC\\_net\\_ControlPID.pdf](http://info plc.net/files/documentacion/control_procesos/infoPLC_net_ControlPID.pdf)

9. <http://ww1.microchip.com/downloads/en/AppNotes/00964A.pdf>
10. <http://www.reitec.es/web/descargas/reles.pdf>
11. [http://www.nib.fmed.edu.uy/CursoIB\\_2010/diapositivas/SeguridadElectrica\\_2010.pdf](http://www.nib.fmed.edu.uy/CursoIB_2010/diapositivas/SeguridadElectrica_2010.pdf)
12. [http://www.nib.fmed.edu.uy/CursoIB\\_2010/diapositivas/IEC%2060601-1.pdf](http://www.nib.fmed.edu.uy/CursoIB_2010/diapositivas/IEC%2060601-1.pdf)
13. <http://www.nib.fmed.edu.uy/cursoib.html> LINK : 'Material de lectura para la práctica 1 y 2'
14. <http://www.mikroe.com/eng/chapters/view/79/capitulo-1-el-mundo-de-los-microcontroladores/>

### **Bibliografía utilizada**

1. Sensores y acondicionadores de señal 4 ed ramon pallás areny ,pag. 72 y pag. 99
2. CONSULTA GRAL EN ESPECIAL GESTION DE PROYECTOS BIOMEDICA, Simmini, Franco
3. Ingeniería de Control Moderna 3ra Edicion, *Katsuhiko Ogata*
4. Análisis, Síntesis y Construcción de un controlador adaptable genérico con supervisión inteligente, Tesis Doctoral presentada por Marco Antonio Paz Ramo en CENIDET
5. Identificación de Sistemas. Aplicación al modelo de un motor de continua, María Elena López Guillén