

UNIVERSIDAD DE CONCEPCIÓN

FACULTAD DE INGENIERÍA
DEPARTAMENTO DE INGENIERÍA ELÉCTRICA



Profesor Patrocinante:

Dr. Miguel E. Figueroa T.

Informe de Memoria de Título
para optar al título de:

Ingeniero Civil Electrónico

Instrumentación y Control de una Incubadora

UNIVERSIDAD DE CONCEPCIÓN
Facultad de Ingeniería
Departamento de Ingeniería Eléctrica

Profesor Patrocinante:
Dr. Miguel E. Figueroa T.

Instrumentación y Control de una Incubadora



Esteban Eduardo Viveros Silva

Informe de Memoria de Título
para optar al Título de

Ingeniero Civil Electrónico

Abril 2013

Resumen

En muchos lugares no se cuenta con un método de cuidado intensivo para sus recién nacidos en caso de que éstos sean prematuros o simplemente pesen menos de lo normal. Lo más utilizado en estos casos son las incubadoras, pero muchas localidades no pueden acceder a ellas ya que el precio de una nueva (US\$ 10.000) muchas veces escapa de su presupuesto.

Es este reporte, se propuso la rehabilitación de incubadoras en desuso por un precio considerablemente menor al de una nueva (US\$ 500). El objetivo principal fue utilizar el armazón de una incubadora usada como base del sistema, la cual luego fue instrumentada con los elementos necesarios para que su funcionamiento cumpla con las normas mínimas requeridas por las diferentes organizaciones reguladoras. Considerando que la interacción con los posibles usuarios es muy variada dependiendo del lugar y uso dado, se creó una interfaz gráfica amigable e interactiva para un usuario común.

Los resultados de este proyecto demuestran la viabilidad de la rehabilitación de incubadoras para neonatales, ya que los resultados experimentales obtenidos cumplen con los requerimientos necesarios. Además, se innovó introduciendo la medición del peso y comunicación inalámbrica, las cuales no se encuentran presentes en la mayoría de las incubadoras usadas en la actualidad. Por último, cabe destacar este proyecto será utilizado como instrumento modular para estudiantes de ingeniería en el área de sistemas embebidos.



A toda persona que de una u otra forma ha estado presente en el transcurso de mi vida, en especial a Dios, por guiarme día a día a ser mejor persona.-

Agradecimientos

Es difícil expresar lo agradecido que estoy de muchas personas y de la vida en general, pero espero demostrar en éstas líneas lo que siento al culminar una etapa tan importante de mi vida.

Primero que todo, quiero agradecer a Dios por darme la oportunidad de llegar a un día como hoy y por haber estado conmigo en cada momento.

A mi familia, que sin duda es mi pilar fundamental. A mi padre Juan, quien es la persona que más admiro y por ser mi ejemplo a seguir. A mi madre Vilma, por ser tan especial y por el infinito amor que siempre me ha entregado. A mi hermana Paula, que como hermana mayor me enseñó mucho y cuidó de mí en innumerables momentos. A mi hermano Nicolás, por su compañía este último tiempo y por ayudarme en todo lo que pudo. Gracias por apoyarme en todo momento, por el sacrificio que hacen día a día, por confiar en mis decisiones y por querer mi felicidad ante todo.

A mi polola Josefa, por motivarme a enfocarme en esta última etapa de mi carrera universitaria y por su incondicional ayuda en todo lo que ha podido. Por entenderme y apoyarme a pesar de la distancia. Y por querer lo mejor para mí ante todo y entregarme todo su amor.

A mis abuelos Eduardo, Cristina, Tulio y Marta, por la sabiduría y experiencia que sólo los años dan. Especialmente a mi abuela Marta, por haberme acogido en su casa todos estos años en Concepción y ser como una segunda madre. A mis tíos Milton, Gloria, Marta, Ximena, Rodolfo, Paulino, Adela y sus respectivas parejas, por estar presentes en momentos en más de algún momento importante. A mis primos, en especial a Raúl, por su soporte en todos mis años en Concepción y particularmente por su ayuda las últimas semanas en el laboratorio.

A mi profesor Miguel, que a pesar de que muchas veces decidí por lo deportivo ante lo académico, me dio la oportunidad de ser su alumno y me entregó la confianza necesaria para cumplir mis objetivos. Gracias profesor por su valioso tiempo y disponibilidad en momentos que quizás no le correspondía. A mis compañeros de laboratorio Rodolfo, Luis, Alejandro y Marcelo, por todas esas horas de compañía juntos y por siempre estar dispuestos a ayudarme hasta en el más mínimo detalle.

Al equipo de básquetbol de la universidad, en especial a mis compañeros de equipo y cuerpo técnico, quienes han sido las personas con quienes compartí el mayor tiempo en esta ciudad y se transformaron en mi segunda familia. A la unidad de deportes, por ayudarme con mi alimentación durante todos estos años. Y al club deportivo de la universidad, por darme la oportunidad de ser

profesional en lo que más me apasiona y ayudarme económicamente con mis estudios.

A mis amigos del colegio, que a pesar de estar en universidades y ciudades diferentes, han estado presentes en todos los momentos importantes. Por esos innumerables favores de última hora, por esas palabras de aliento y por todos esos momentos de alegría que hacían olvidar hasta el peor de los fracasos.

A la señorita Inés, por su alegría y gran disponibilidad a servir a los demás. A los tíos de “Contacto” por la asesoría con la resistencia. A mi compañero de universidad Cristian, por la ayuda con el tema de la pesa. Al tío Jorge, con el tema de la incubadora. A mis compañeros de equipo Rodrigo y Francisco, por su compañía en las noches e ideas sobre el control. A mi vecino de laboratorio Edison, por hacer más ameno estos últimos meses. A Don Alejandro y todos los tíos de pañol, por su confianza y disponibilidad. Y a toda persona que ayudó directa e indirectamente en la realización de este proyecto.

Por último quiero agradecer a todo lo que implique la “Universidad de Concepción”, ya que es y seguirá siendo una de las etapas más importantes en mi vida. Me ha ayudado a formarme como persona, me ha entregado las herramientas para ser mejor alumno y deportista, y me ha dado la oportunidad de vivir momentos inolvidables en lo académico, deportivo y social. Me siento totalmente identificado con esta casa de estudios y estoy orgulloso de haber defendido los colores de mi universidad.

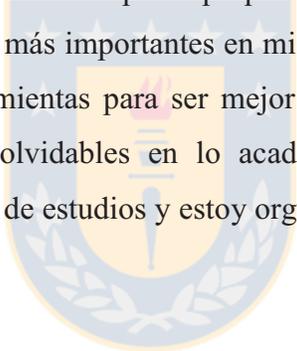


Tabla de Contenidos

LISTA DE TABLAS	IX
LISTA DE FIGURAS	X
ABREVIACIONES	XIII
CAPÍTULO 1. INTRODUCCIÓN	1
1.1. INTRODUCCIÓN GENERAL	1
1.2. CONCEPTOS Y DEFINICIONES	3
1.3. TRABAJOS PREVIOS	8
1.3.1 <i>Control y Simulación</i>	8
1.3.2 <i>Experimentación</i>	11
1.4. HIPÓTESIS DE TRABAJO	14
1.5. OBJETIVOS	14
1.5.1 <i>Objetivo General</i>	14
1.5.2 <i>Objetivos Específicos</i>	14
1.6. ALCANCES Y LIMITACIONES	15
1.7. METODOLOGÍA	15
CAPÍTULO 2. DISEÑO GENERAL DEL SISTEMA	19
2.1. INTRODUCCIÓN	19
2.2. DISEÑO GENERAL	19
2.2.1 <i>Subsistema Incubadora</i>	20
2.2.2 <i>Subsistema Computador</i>	24
CAPÍTULO 3. COMPONENTES DEL SISTEMA	26
3.1. INTRODUCCIÓN	26
3.2. INTERFAZ DE DESARROLLO Y MICROCONTROLADOR	26
3.3. SENSORES	28
3.3.1 <i>Temperatura y Humedad</i>	28
3.3.2 <i>Temperatura Corporal</i>	31
3.3.3 <i>Peso</i>	33
3.3.4 <i>Nivel de agua</i>	36
3.4. ACTUADORES	37
3.4.1 <i>Unidad de ventilación (Ventilador)</i>	37
3.4.2 <i>Unidad de calor (Resistencia)</i>	39
3.4.3 <i>Unidad de humidificación</i>	40
3.5. MÓDULOS DE COMUNICACIÓN	42
3.5.1 <i>Comunicación Alámbrica</i>	42
3.5.2 <i>Comunicación Inalámbrica</i>	43
CAPÍTULO 4. ALGORITMOS DE LOS COMPONENTES	47
4.1. INTRODUCCIÓN	47
4.2. ALGORITMOS DE MEDICIÓN MEDIANTE PUERTAS E/S DIGITALES	47
4.2.1 <i>Algoritmo del sensor de temperatura “Pmod TMP”</i>	47
4.2.2 <i>Algoritmo del sensor de temperatura y humedad “SHT15”</i>	50
4.3. ALGORITMOS DE MEDICIÓN UTILIZANDO EL CONVERTOR ANÁLOGO-DIGITAL (ADC)	55
4.3.1 <i>Algoritmo del sensor de temperatura “ZX-Thermometer”</i>	55
4.3.2 <i>Algoritmo de medición de peso</i>	58
4.3.3 <i>Algoritmo de medición de nivel de agua</i>	60
4.4. ALGORITMOS DE CONTROL SOBRE LOS ACTUADORES	60
4.4.1 <i>Algoritmo de control del ventilador y servomotor mediante “PWM” (Modulación por ancho de pulso)</i>	60
4.4.2 <i>Algoritmo de control de la resistencia mediante el “SSR” (Relé de Estado Sólido)</i>	63
4.5. ALGORITMOS DE COMUNICACIÓN UTILIZANDO EL PUERTO UART	65

4.5.1	<i>Algoritmo de comunicación mediante el conversor USB-SERIAL</i>	65
4.5.2	<i>Algoritmo de comunicación alámbrica con el “Pmod CLS”</i>	66
4.5.3	<i>Algoritmo de comunicación inalámbrica con módulos “Zigbee”</i>	68
CAPÍTULO 5. ALGORITMOS DE CONTROL		73
5.1.	INTRODUCCIÓN	73
5.2.	SELECCIÓN AUTOMÁTICA DEL SP DE TEMPERATURA	73
5.3.	TIPOS DE CONTROL	74
5.3.1	<i>Control ON/OFF</i>	74
5.3.2	<i>Control ON/OFF con Histéresis</i>	74
CAPÍTULO 6. INTERFAZ GRÁFICA DE USUARIO (GUI)		76
6.1.	INTRODUCCIÓN	76
6.2.	VENTANAS	76
6.2.1	<i>Ventana principal</i>	76
6.2.2	<i>Ventana “Configuración de Comunicación”</i>	78
6.2.3	<i>Ventana “Tabla de Temperaturas”</i>	78
6.3.	COMUNICACIÓN CON EL MICROCONTROLADOR	79
6.3.1	<i>Datos recibidos por la Interfaz</i>	80
6.3.2	<i>Datos enviados por la Interfaz</i>	81
CAPÍTULO 7. DISEÑO FINAL Y EXPERIMENTACIÓN		82
7.1.	INTRODUCCIÓN	82
7.2.	MODELO DIMENSIONADO DE LA INCUBADORA	82
7.3.	DISEÑO FINAL	84
7.4.	EXPERIMENTACIÓN	88
7.5.	COSTOS	92
CAPÍTULO 8. CONCLUSIONES		95
8.1.	SUMARIO	95
8.2.	CONCLUSIONES	95
8.3.	TRABAJO FUTURO	96
BIBLIOGRAFÍA		97
ANEXO A. DIAGRAMA ESQUEMÁTICO DEL SISTEMA		99
A.1.	TABLA DE ELEMENTOS Y DIAGRAMA ESQUEMÁTICO	99

Lista de Tablas

Tabla 1.1 Conceptos y Definiciones de un neonatal [2].	3
Tabla 1.2 Conceptos y Definiciones según semanas de embarazo [2].....	3
Tabla 1.3 Conceptos y Definiciones según peso de nacimiento [2].....	3
Tabla 1.4 Temperatura neutral para recién nacidos de distinto peso y edad gestación [3].....	6
Tabla 5.1 Tabla de verdad del control ON/OFF.....	74
Tabla 5.2 Tabla de verdad del control ON/OFF con Histéresis.....	75
Tabla 6.1 Tabla de datos recibos por la interfaz.	81
Tabla 6.2 Tabla de datos enviados por la interfaz.....	81
Tabla 7.1 Costos de instrumentación (1 USD = 473 CLP).	93
Tabla 7.2 Costos totales de instrumentación, implementación y diseño.....	94
Tabla A.1 Elementos utilizados en la instrumentación de la incubadora.....	100

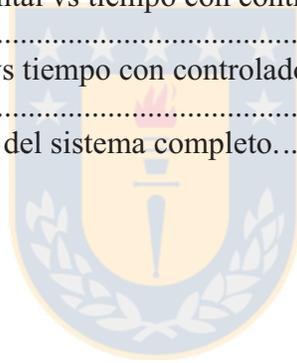


Lista de Figuras

Fig. 1.1 Incubadora Air Shields Isolette C-100 [1].	2
Fig. 1.2 Temperatura corporal en un recién nacido (°C) [2].	4
Fig. 1.3 Diferentes tipos de pérdidas de calor de un recién nacido [2].	5
Fig. 1.4 Porcentajes aproximados de cada pérdida de calor [2].	5
Fig. 1.5 Simulación de la variación de temperatura con el tiempo con un $SP=35^{\circ}C$ y $Kp=7$ [4].	8
Fig. 1.6 Simulación con controlador PI de la variación de temperatura con el tiempo con un $SP=35^{\circ}C$, $Kp=8$ y $Ki=0.7$ [4].	10
Fig. 1.7 Gráficas experimentales entre controladores ON/OFF, P y PI [5].	12
Fig. 1.8 Sistema de humidificación pasiva [6].	13
Fig. 1.9 Entorno gráfico del software “MPLAB X IDE” de “Microchip”.	16
Fig. 1.10 Entorno gráfico del software “C++ Builder” de “Embarcadero Technologies”.	17
Fig. 1.11 Entorno gráfico del software “HyperTerminal” de “Microsoft”.	17
Fig. 1.12 Entorno gráfico del software “X-CTU” de “Digi”.	18
Fig. 1.13 Entorno gráfico del software “VSPE” de “Eterlogic”.	18
Fig. 2.1 Diseño general del sistema.	19
Fig. 2.2 Interfaz de desarrollo “CEREBOT MX4cK” de “Digilent” [12].	20
Fig. 2.3 Sensores de temperatura y humedad.	21
Fig. 2.4 Celda de carga [16].	21
Fig. 2.5 Sensor de nivel de agua [17].	21
Fig. 2.6 Ventilador “ISGC Fan 12”.	22
Fig. 2.7 Resistencia “calentadora”.	22
Fig. 2.8 Unidad humidificadora.	23
Fig. 2.9 Módulos de comunicación.	23
Fig. 2.10 Subsistema Incubadora.	24
Fig. 2.11 Subsistema computador.	25
Fig. 3.1 Microcontrolador “PIC32MX460F512L” [21].	26
Fig. 3.2 Diagrama de circuitos de la interfaz de desarrollo “CEREBOT MX4cK” [12].	28
Fig. 3.3 Diagrama del módulo “Pmod TMP” de “Digilent” [13].	29
Fig. 3.4 Sensor Digital de Temperatura y Humedad “SHT15” de “Sensirion” [14].	30
Fig. 3.5 Límites máximos de exactitud para la Humedad Relativa y Temperatura [14].	30
Fig. 3.6 Diagrama del Sensor Digital de Temperatura y Humedad “SHT15” de “Sensirion” [14].	31
Fig. 3.7 Punta de prueba típica de una incubadora (adhesivo para la piel).	32
Fig. 3.8 Esquemático completo del sensor de temperatura “ZX-Thermometer” [15].	32
Fig. 3.9 Balanza electrónica.	33
Fig. 3.10 Diagrama esquemático de una celda de carga [16].	34
Fig. 3.11 Instalación correcta de una celda de carga [16].	34
Fig. 3.12 “AD620” de “Analog Devices” [22].	36
Fig. 3.13 Sistema de ventilación, calefacción y humidificación [9].	37
Fig. 3.14 Módulo “Pmod HB5” de “Digilent” [23].	38
Fig. 3.15 Resistencia calentadora sin oposición al flujo de aire [24].	39
Fig. 3.16 SSR (“Solid State Relay”) [25].	40
Fig. 3.17 Unidad de humidificación.	41
Fig. 3.18 Conexiones típicas de un servomotor [18].	41
Fig. 3.19 Diagrama de bloque del “Pmod CLS” de “Digilent” [20].	43
Fig. 3.20 Módulos inalámbricos con sus respectivas interfaces [19].	44

Fig. 3.21 Módulo Xbee y sus interfaces [19].	46
Fig. 4.1 Registro de Configuración “Pmod TMP” [26].	47
Fig. 4.2 Bit “1 SHOT” del registro de configuración del “Pmod TMP” [26].	48
Fig. 4.3 Bits “R1” y “R0” del registro de configuración “Pmod TMP” [26].	48
Fig. 4.4 Registro de Temperatura de “Pmod TMP” [26].	48
Fig. 4.5 Secuencias de comandos del “Pmod TMP” [26].	49
Fig. 4.6 Conexión para el sensor “Pmod TMP”.	49
Fig. 4.7 Secuencia de inicio de transmisión del sensor “SHT15” [14].	50
Fig. 4.8 Lista de comandos del sensor “SHT15” [14].	50
Fig. 4.9 Ciclo completo de comunicación del sensor “SHT15” [14].	51
Fig. 4.10 Ejemplo de una secuencia de medición de humedad, en donde las líneas gruesas son controladas por el sensor y las normales por el microcontrolador [14].	52
Fig. 4.11 Secuencia de reinicio [14].	52
Fig. 4.12 Bits del Registro de Estado del sensor “SHT15” [14].	53
Fig. 4.13 Coeficientes de conversión de temperatura del sensor “SHT15” [14].	53
Fig. 4.14 Coeficientes de conversión de humedad del sensor “SHT15” [14].	54
Fig. 4.15 Coeficientes de compensación de temperatura del sensor “SHT15” [14].	54
Fig. 4.16 Conexión para el sensor “SHT15”.	54
Fig. 4.17 Tabla de temperatura en función al porcentaje del voltaje de salida con respecto al voltaje de alimentación [15].	56
Fig. 4.18 Gráfico de operación del sensor, en donde la línea sólida corresponde a lecturas del sensor y la línea punteada a cálculos con un software de simulación [15].	57
Fig. 4.19 Conexión para el sensor “ZX-Thermometer”.	58
Fig. 4.20 Ecuaciones de ganancia ($G = \text{Ganancia}$; $R_g = \text{Resistencia de ganancia}$) [22].	58
Fig. 4.21 Circuito esquemático para la medición del peso.	59
Fig. 4.22 Conexión del switch de nivel de agua.	60
Fig. 4.23 Diferentes ciclos de trabajo en un PWM de 2 [kHz] [23].	61
Fig. 4.24 Conexión del “Pmod HB5” con el microcontrolador, la fuente externa y el ventilador. ...	62
Fig. 4.25 Rotación del servomotor de rotación respecto a la señal de control [11].	62
Fig. 4.26 Conexión del servomotor con el microcontrolador.	63
Fig. 4.27 Diferencia entre señal con y sin control de disparo de cruce por cero [10].	64
Fig. 4.28 Ejemplo de control proporcional en un SSR mediante número ciclos ON y OFF [10].	64
Fig. 4.29 Conexión del SSR con el microcontrolador, la resistencia calentadora y la red eléctrica.	65
Fig. 4.30 Conexión del conversor USB-SERIAL.	66
Fig. 4.31 Configuraciones posibles del “Pmod CLS” [20].	66
Fig. 4.32 Lista de instrucciones del “Pmod CLS” [20].	67
Fig. 4.33 Conexión para la conexión alámbrica del “Pmod CLS”.	68
Fig. 4.34 Conexiones mínimas necesarias para el módulo “Xbee” [27].	69
Fig. 4.35 Configuración de direcciones de módulos “Xbee”.	70
Fig. 4.36 Configuración de la interfaz serial de los “Xbee”.	71
Fig. 4.37 Conexión de los dispositivos “Xbee” con el PC y el microcontrolador.	72
Fig. 6.1 Ventana principal de la Interfaz Gráfica de Usuario.	77
Fig. 6.2 Ventana de Configuración de Comunicación.	78
Fig. 6.3 Ventana de Tabla de Temperaturas.	79
Fig. 6.4 Tabla de Baud Rates de la UART para un PBCLK de 5 [MHz] [28].	80
Fig. 7.1 Vista superior dimensionada de la incubadora.	82
Fig. 7.2 Vista frontal dimensionada de la incubadora.	83
Fig. 7.3 Vista lateral dimensionada de la incubadora.	83

Fig. 7.4 Vista superior de la incubadora.....	84
Fig. 7.5 Vista frontal de la incubadora.	85
Fig. 7.6 Información de la pantalla situada dentro de la incubadora.	85
Fig. 7.7 Vista del colchón anexo al sensor de peso.	86
Fig. 7.8 Vista del microcontrolador con sus respectivas conexiones.....	86
Fig. 7.9 Diagrama esquemático final de las conexiones del microcontrolador.....	87
Fig. 7.10 Sistema de actuadores (ventilación, calefacción y humidificación).	87
Fig. 7.11 Gráfico temperatura ambiental vs tiempo con controlador ON/OFF y sistema de humidificación desactivado.....	88
Fig. 7.12 Gráfico humedad relativa vs tiempo con controlador ON/OFF y sistema de humidificación desactivado.....	89
Fig. 7.13 Gráfico temperatura ambiental vs tiempo con controlador ON/OFF y sistema de humidificación activado.	89
Fig. 7.14 Gráfico humedad relativa vs tiempo con controlador ON/OFF y sistema de humidificación activado.	90
Fig. 7.15 Gráfico temperatura ambiental vs tiempo con controlador ON/OFF para un SP = 30 [°C].	91
Fig. 7.16 Gráfico humedad relativa vs tiempo con controlador.....	91
Fig. 7.17 Gráfico temperatura ambiental vs tiempo con controlador ON/OFF con HISTÉRESIS para un SP = 30 [°C].	92
Fig. 7.18 Gráfico humedad relativa vs tiempo con controlador ON/OFF con HISTÉRESIS para un SP = 30 [°C].	92
Fig. A.1 Diagrama esquemático final del sistema completo.....	101



Abreviaciones

Mayúsculas

DIE	: Departamento Ingeniería Eléctrica.
SP	: valor deseado.
P	: controlador proporcional.
PI	: controlador proporcional integral.
PID	: controlador proporcional integral derivativo.
T/N	: todo/nada.
US\$: dólares americanos.
LCD	: pantalla de cristal líquido.
UART	: transmisor-receptor asincrónico universal.
Pmod	: módulos periféricos de “Digilent”.
R/C	: controlado remotamente.
USB	: universal serial bus.
OTG	: On-The-Go.
LED	: diodo emisor de luz.
PWM	: modulación por ancho de pulso.
NTC	: coeficiente de temperatura negativo.
DC	: corriente continua.
AC	: corriente alterna.
FPM	: pies por minuto.
SSR	: relé de estado sólido.
SCR	: rectificador controlado de silicio.
TRIAC	: triodo alternador de corriente.
TWI	: interfaz de dos cables.
FHSS	: espectro ensanchado por salto de frecuencia.
CRC	: comprobación de redundancia cíclica.
MSB	: bit más significativo.
LSB	: bit menos significativo.
RH	: humedad relativa.
ADC	: conversor análogo-digital
TXD	: pin transmisor de datos.
RXD	: pin receptor de datos.
RTS	: solicitud de envío.
CTS	: anulación de envío.
MY	: dirección de origen.
DL	: dirección de destino.
PAN ID	: identificador de red de área personal.
SPT	: valor deseado de temperatura.
SPH	: valor deseado de humedad.
Ta	: temperatura ambiental.
Tc	: temperatura corporal.
HR%	: porcentaje de humedad relativa.
CLP	: pesos chilenos.
USD	: dólares americanos.

Capítulo 1. Introducción

1.1. Introducción General

La idea de este proyecto nace al momento en que el Laboratorio de Biomédica del Departamento de Ingeniería Eléctrica de la Universidad de Concepción, adquiere una incubadora para bebés modelo “Air Shields C100” (Fig.1.1). Esta incubadora constaba con un sistema de control de temperatura mediante una resistencia y un ventilador; además constaba con una interfaz para ajustar los valores deseados y mostrar el valor actual de la temperatura del aire y de la piel. Estos subsistemas no están operativos, por cual se debía instrumentar y diseñar un prototipo con los componentes necesarios para poder monitorear y controlar las variables de interés en la incubadora. Estas variables principalmente son: temperatura del aire, temperatura de la piel, humedad relativa del aire y peso del bebé.

Un aspecto importante en los bebés prematuros son las condiciones clínicas. Los bebés prematuros recién nacidos requieren de una atención especial debido a su dificultad para sobrevivir. Los bebés prematuros deben estar en un ambiente termo neutral, en el cual consuman el mínimo de calorías y oxígeno para mantener la temperatura corporal estable [4].

Específicamente en Chile, la incidencia de recién nacidos menores de 1500 [g] es alrededor del 1% de todos los nacidos vivos. Excluyendo las malformaciones, el 75 % de las muertes perinatales y el 50 % de las anomalías neurológicas son atribuibles directamente al hecho de ser prematuros. Cabe destacar que la reducción en la morbilidad neonatal de los últimos años se atribuye principalmente a la mejoría en el cuidado neonatal, más que al éxito en la prevención [2].

Un punto importante en este tema es la rehabilitación de estas incubadoras viejas, ya que esta rehabilitación tiene un precio considerablemente menor al compararlo con el costo de adquirir un equipo nuevo. Para concluir, podemos decir que desde 1995 se han venido rehabilitando incubadoras de acuerdo a las necesidades de los hospitales. Así, los armazones de las incubadoras se han ido aprovechando requiriéndose una inversión de aproximadamente unos US\$ 1.000, para todo lo que es la instrumentación del control e interfaz con el usuario. Este valor equivale aproximadamente a un 10% del costo de una incubadora nueva cuyo valor bordea los US\$ 10.000 [3].

Especificaciones

Dimensiones Nominales (con gabinete de pie)

Altura: 137 cm, 55 in
 Ancho: 116 cm, 46 in
 Profundidad: 56 cm, 22 in
 Peso: 168 libras (76 kg)

Area del Colchon

Ancho: 64 cm, 25 in
 Profundidad: 36 cm, 14 in

Cupula Vertical a Colchon

Distancia: 39 cm, 15 in

Cupula Puerta de Acceso

Altura: 31 cm, 15 in
 Ancho: 85 cm, 34 in
 Peso: 74 kg, 163 libras
 Puertos de Mano: 6
 Puertos de Tubo: 2
 Capacidad de oxígeno: Accesorio
 Capacidad de Humidad: Estándar
 Doble Pared: Opcional
 Controls de temperatura: Digital (de rueda)
 Rango de Aire: 20 - 38 C, incrementos de 0.1 C
 Rango de Piel: 34 - 37.9 C, incrementos de 0.1 C

Muestras de Temperatura

Aire y Piel: LED Digital, incrementos de 0.1C
 Aire sobre Infante: Estándar

Alarmas

Temperatura Alta de Aire: Estándar
 Temperatura Baja de Aire: Estándar
 Temperatura de Piel Alta: Estándar
 Temperatura de Piel Baja: Estándar
 Sensor de Temperatura Fallo: Estándar
 Fallo de Poder: Estándar
 Fallo de Flujo de Aire: Estándar
 Prueba de Alarma: Automatico



Sensible, seguro y fijo

La incubadora cuenta con un sistema de circulación de aire forzado que permite controlar la temperatura estable, la distribución uniforme del calor, la humidificación, protección de los contaminantes en el aire y el control de las concentraciones de oxígeno. La instrumentación incluye la exhibición digital de la temperatura y la indicación relativa de la producción de calor. Un sistema de alarma visual y sonora completa incluye una función de alarma de prueba.

Fig. 1.1 Incubadora Air Shields Isolette C-100 [1].

1.2. Conceptos y Definiciones

Para comenzar, debemos tener claros ciertos conceptos como lo son: “recién nacido”, “premature”, entre otros. En las Tablas 1.1, 1.2 y 1.3 se definen los conceptos respecto a la edad y al peso del bebé [2].

Tabla 1.1 Conceptos y Definiciones de un neonatal [2].

Concepto	Definición
Aborto temprano	Menor a 12+0 semanas de gestación post menstruación.
Aborto tardío	Igual o mayor a 12 +0 semanas de gestación post menstruación, o menor de 500 [g] de peso al nacer.
Recién nacido muerto	Igual o mayor a 500 [g] de peso al nacer sin ningún signo de vida.
Prematuro	Menor de 37+0 semanas de gestación post menstruación con signos de vida o recién nacido muerto con peso igual o mayor a 500 [g] al nacimiento.
Recién nacido a término	Igual o mayor de 37+0 semanas de gestación post menstruación, independientemente del peso o condición.

Tabla 1.2 Conceptos y Definiciones según semanas de embarazo [2].

Concepto	Definición
Prematuro extremo	Menor a 28+0 semanas de gestación.
Prematuro moderado	Menor a 32+0 semanas de gestación.
Prematuro leve	Menor a 37+0 semanas de gestación.
Recién nacido a término	Igual o mayor a 37+0 semanas y menor a 42+0 semanas de gestación.
Recién nacido post término	Igual o mayor a 42+0 semanas de gestación.

Tabla 1.3 Conceptos y Definiciones según peso de nacimiento [2].

Concepto	Definición
Peso extremadamente bajo al nacimiento	Menos de 1000 [g]
Peso muy bajo al nacimiento	Menos de 1500 [g]
Peso bajo al nacimiento	Menos de 2500 [g]
Peso normal al nacimiento	Entre 2500 y 4499 [g]
Sobrepeso	Igual o mayor a 4500 [g]

Otro concepto importante en este tema son los rangos de temperatura del cuerpo en un recién nacido. La Fig. 1.2 ilustran las consecuencias y cuidados que se deben tener a diferentes temperaturas corporales [2].

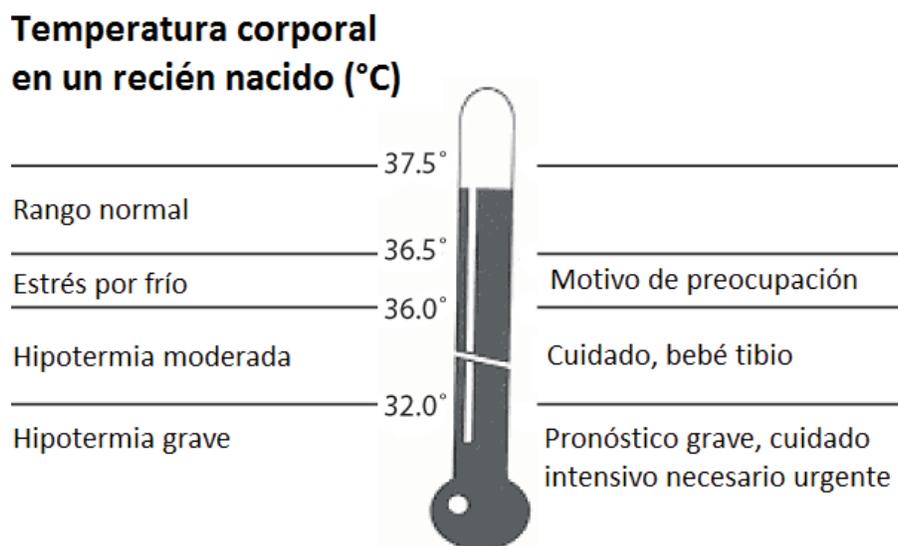


Fig. 1.2 Temperatura corporal en un recién nacido (°C) [2].

La termorregulación neonatal es otro factor importante de conocer. Sabemos que un neonatal pierde calor por:

Evaporación: La evaporación se produce de forma insensible y por transpiración perceptible o sudoración.

Convección: El calor se pierde desde la piel del recién nacido hacia el aire en movimiento. La cantidad de calor perdido depende de la velocidad del aire y de la temperatura.

Radiación: Transferencia de calor por medio de las ondas infrarrojas desde la piel caliente del niño al entorno más frío.

Conducción: Es la transferencia de calor por contacto entre dos cuerpos con diferentes temperaturas.

La Fig. 1.3 grafica los diferentes tipos de pérdidas de calor de un neonatal. La Fig. 1.4 muestra además los porcentajes relativos aproximados respecto a la pérdida total de calor [2].

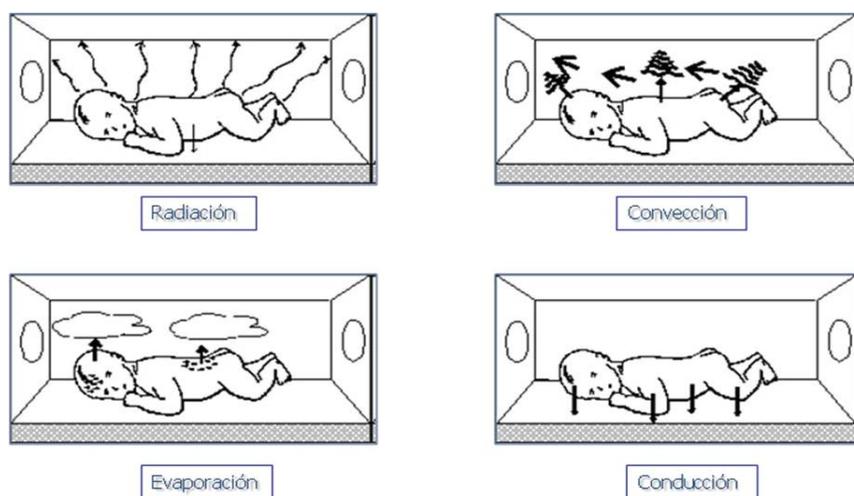


Fig. 1.3 Diferentes tipos de pérdidas de calor de un recién nacido [2].

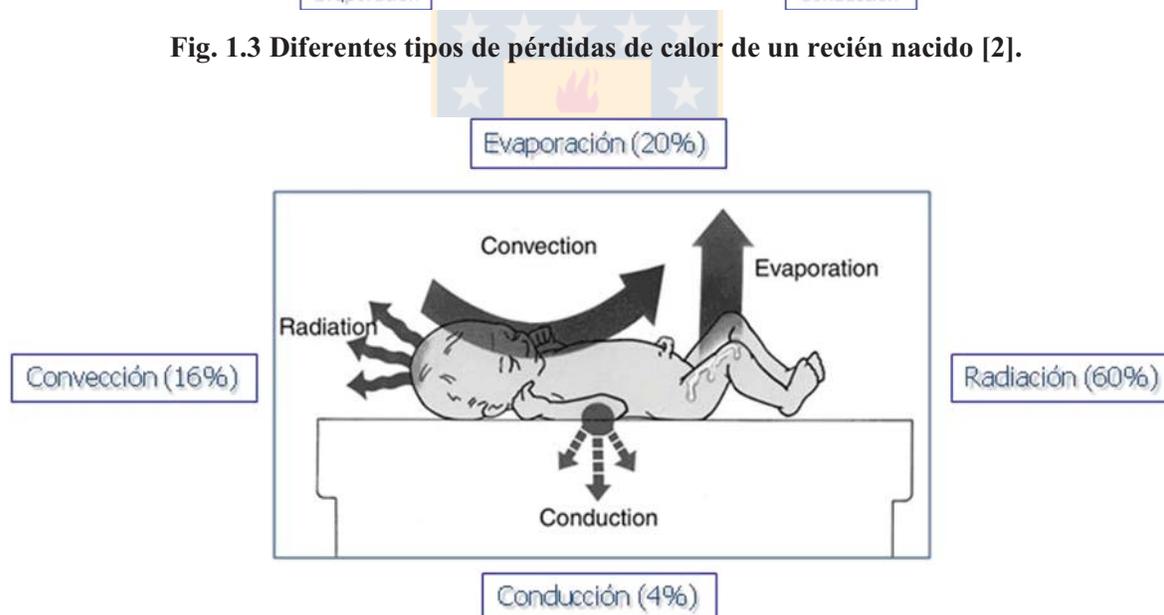


Fig. 1.4 Porcentajes aproximados de cada pérdida de calor [2].

Por último, el dato más importante que se debe tener en consideración es la temperatura ambiente ideal con respecto a la edad y peso del recién nacido. En la Tabla 1.1 se puede ver que la variable más importante es la edad, luego dentro del rango de edad se clasifica por peso y así tendremos un rango de temperatura [3].

Tabla 1.4 Temperatura neutral para recién nacidos de distinto peso y edad gestación [3].

Edad	Peso	Rango de Temperatura °C
0 – 6 horas	Menos de 1.200 g	34,0 – 35,4
	1.200 a 1.500 g	33,9 – 34,4
	1.501 a 2.500 g	32,8 – 33,8
	Más de 2.500 y >36 semanas gestación	32,0 – 33,8
6 – 12 horas	Menos de 1.200 g	34,0 – 35,4
	1.200 a 1.500 g	33,5 – 34,4
	1.501 a 2.500 g	32,2 – 33,8
	Más de 2.500 y >36 semanas gestación	31,4 – 33,8
12 – 24 horas	Menos de 1.200 g	34,0 – 35,4
	1.200 a 1.500 g	33,3 – 34,3
	1.501 a 2.500 g	31,8 – 33,8
	Más de 2.500 y >36 semanas gestación	31,0 – 33,7
24 – 36 horas	Menos de 1.200 g	34,0 – 35,0
	1.200 a 1.500 g	33,1 – 34,2
	1.501 a 2.500 g	31,6 – 33,6
	Más de 2.500 y >36 semanas gestación	30,7 – 33,5
36 – 48 horas	Menos de 1.200 g	34,0 – 35,0
	1.200 a 1.500 g	33,0 – 34,1
	1.501 a 2.500 g	31,4 – 33,5
	Más de 2.500 y >36 semanas gestación	30,5 – 33,3
48 – 72 horas	Menos de 1.200 g	34,0 – 35,0
	1.200 a 1.500 g	33,0 – 34,0
	1.501 a 2.500 g	31,2 – 33,4
	Más de 2.500 y >36 semanas gestación	30,1 – 33,2
72 – 96 horas	Menos de 1.200 g	34,0 – 35,0
	1.200 a 1.500 g	33,0 – 34,0
	1.501 a 2.500 g	31,1 – 33,2
	Más de 2.500 y >36 semanas gestación	29,8 – 32,8

Edad	Peso	Rango de Temperatura °C
4 – 5 días	Menos de 1.500 g	33,0 – 34,0
	1.501 a 2.500 g	31,0 – 33,2
	Más de 2.500 y >36 semanas gestación	29,5 – 32,6
5 – 6 días	Menos de 1.500 g	33,0 – 34,0
	1.501 a 2.500 g	31,0 – 33,2
	Más de 2.500 y >36 semanas gestación	29,4 – 32,3
6 – 8 días	Menos de 1.500 g	33,0 – 34,0
	1.501 a 2.500 g	31,0 – 33,2
	Más de 2.500 y >36 semanas gestación	29,0 – 32,2
8 – 10 días	Menos de 1.500 g	33,0 – 34,0
	1.501 a 2.500 g	31,0 – 33,2
	Más de 2.500 y >36 semanas gestación	29,0 – 32,0
10 – 12 días	Menos de 1.500 g	33,0 – 34,0
	1.501 a 2.500 g	31,0 – 33,2
	Más de 2.500 y >36 semanas gestación	29,0 – 31,4
12 – 14 días	Menos de 1.500 g	32,6 – 34,0
	1.501 a 2.500 g	31,0 – 33,2
	Más de 2.500 y >36 semanas gestación	29,0 – 30,8
2 – 3 semanas	Menos de 1.500 g	32,2 – 34,0
	1.501 a 2.500 g	30,5 – 33,0
3 – 4 semanas	Menos de 1.500 g	31,6 – 33,6
	1.501 a 2.500 g	30,0 – 32,7
4 – 5 semanas	Menos de 1.500 g	31,2 – 33,0
	1.501 a 2.500 g	29,5 – 31,2
5 – 6 semanas	Menos de 1.500 g	30,6 – 32,3
	1.501 a 2.500 g	29,0 – 31,8

1.3. Trabajos Previos

Los trabajos previos los podemos dividir en Control - Simulación y Experimentación.

1.3.1 Control y Simulación

- ♣ Anjula De Silva, Madura Jaya, Asanake Galgomuwa, Sanjaka Peiris, Lanka Udawatta, Thrishantha Nanayakkara, “*High performance temperature controller for infant incubators*”, Department of Electrical Engineering and Department of Mechanical Engineering, University of Moratuwa, Moratuwa, Sri Lanka, Enero 2006 [4].

En este trabajo se desarrolló un control de temperatura usando un controlador PI, comparando el desarrollo al usar solo un controlador P.

El controlador usado inicialmente fue un control P. Los resultados se pueden ver en la Fig. 1.5.

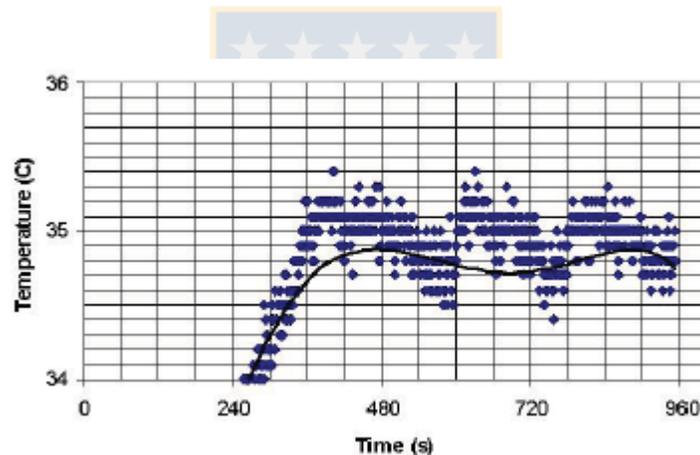


Fig. 1.5 Simulación de la variación de temperatura con el tiempo con un SP=35°C y Kp=7 [4]

Se puede observar que la temperatura no alcanza el valor deseado, además tiene una variación del rango de $\pm 0,5$ °C, lo cual para nuestros propósitos es inaceptable. Es por esto que se debe incorporar un controlador integrativo para reducir el error en estado estacionario.

El controlador PI puede ser representado por la siguiente ecuación:

$$M_t = \left(K_p + \frac{1}{s} \times K_i \right) E_t$$

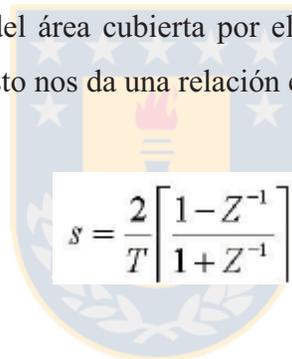
K_p = Constante proporcional

K_i = Constante integral

M_t = Salida

E_t = Error

Como este controlador es digital, es necesario considerar los valores de muestreo. Para esto, un método de aproximación es necesario para convertir del “Dominio de Laplace” al “Dominio Z”. Para esto se escogió la transformación “Bi-Lineal” como método de aproximación. Esta aproximación considera la gráfica del área cubierta por el error muestreado versus el tiempo y la gráfica del error versus el tiempo. Esto nos da una relación entre “s” y “Z” dada por:



$$s = \frac{2}{T} \left[\frac{1 - Z^{-1}}{1 + Z^{-1}} \right]$$

T = Tiempo de muestreo

Sustituyendo en la ecuación original tenemos:

$$M_k = \left(K_p + \frac{T}{2} \left[\frac{1 + Z^{-1}}{1 - Z^{-1}} \right] K_i \right) E_k$$

$$2(1 - Z^{-1}) \times M_k = [2(1 - Z^{-1}) \times K_p + T(1 + Z^{-1}) \times K_i] E_k$$

$$M_k = \frac{1}{2} [(2 \times K_p + T \times K_i) E_k + (K_i - 2 \times K_p) Z^{-1} \times E_k] + Z^{-1} \times M_k$$

Y luego usando la transformada inversa de Z, tenemos:

$$M_k = \frac{1}{2} \left[(2 \times K_p + T \times K_i) E_k + (K_i - 2 \times K_p) E_{k-1} \right] + M_{k-1}$$

M_k = Muestra k

M_{k-1} = Muestra anterior a la muestra-k

E_k = Error en la muestra k

E_{k-1} = Error en la muestra k-1

T = Tiempo de muestreo

K_p = Constante proporcional

K_i = Constante integral

Luego de optimizar usando diversos métodos es posible controlar la temperatura con el rango de $\pm 0,1$ °C. Los valores de K_p y K_i usados fueron 8 y 0,7 respectivamente. El sobrepaso fue minimizado en orden a reducir el tiempo de asentamiento. Éste último, desde un inicio frío fue aproximadamente de 10 a 12 [minutos]. El resultado obtenido se puede apreciar en la Fig. 1.6.

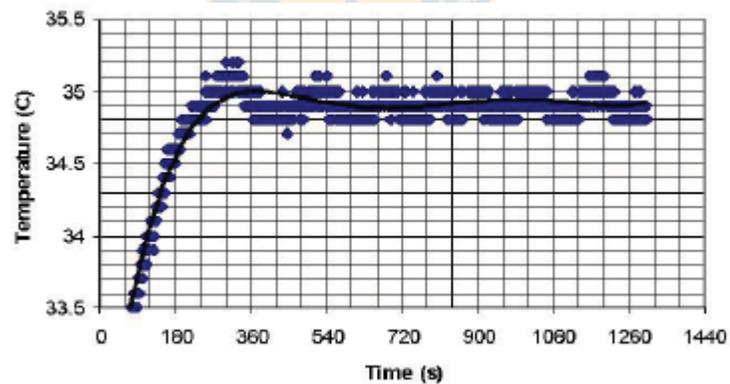


Fig. 1.6 Simulación con controlador PI de la variación de temperatura con el tiempo con un SP=35°C, $K_p=8$ y $K_i=0.7$ [4].

1.3.2 Experimentación

- ♣ A.R. San Vicente y J.A. Acosta, “Diseño y construcción de un controlador de temperatura para incubadora”, Memorias II Congreso Latinoamericano de Ingeniería Biomédica, La Habana, Cuba, Mayo 2001 [5].

En el presente trabajo se presenta el diseño electrónico de un controlador de temperatura digital, para el control de incubadoras de infantes, en el rango de control entre 20 y 45,5 °C con resolución 0,1 °C. Las acciones de control utilizadas son Todo/Nada (T/N), Proporcional (P) y Proporcional Integral (PI).

Este diseño sustituye y mejora el control análogo de una incubadora para infante Isolette C86. El modelo C86 utiliza una resistencia calefactora de 200 [W] para calentar el aire que se inyecta a la cámara. El control de temperatura se realiza por medio de un termistor como elemento primario, un rectificador controlado de silicio como elemento final de control y un circuito amplificador a base de transistores hace las funciones del control proporcional.

La temperatura deseada normalmente es 37 °C. Experimentalmente se encontró que un control Todo/Nada al aumentar desde temperatura ambiente a dicho valor, el sistema presenta un sobrepaso de aproximadamente 1 °C equivalente a un 2,7 %, además el sistema se mantiene oscilando entre 36 y 38 °C en los primeros períodos.

Con un control proporcional con una banda de 2 °C (5,4 %), la respuesta tiene un sobrepaso menor a 1 °C (2,7 %) y se mantiene en la temperatura de control con un error dependiendo de la temperatura ambiente.

Al introducir la parte integral al control se logró eliminar el error en estado estacionario. Al ir cambiando la temperatura ambiente con el día, el control mantuvo un error de más o menos 0,4 °C (1,1 %). Para temperaturas de control de 35 a 39 °C ante perturbaciones tipo escalón generadas al abrir algún acceso para manipular al bebé, también se presentó una respuesta en un tiempo aceptable.

Se puede ver la simulación de los diferentes tipos de control en la Fig. 1.7.

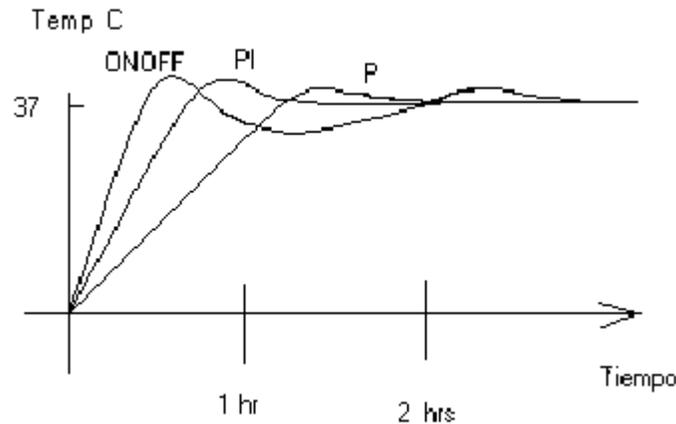


Fig. 1.7 Gráficas experimentales entre controladores ON/OFF, P y PI [5].

- ♣ Enilson Costa, Carlos Cursino, Raimundo Freire, José Felício da Silva, Joao Silva y Aléssio Barros, “*Systems of measurement and control of relative humidity in newborn incubator*”, MeMeA 2009 – International Workshop on Medical Measurements and Applications, Cetraro, Italia, Mayo 2009 [6].

En este trabajo se desarrolla un sistema (Fig. 1.8) basado en un microcontrolador dedicado para incubadoras de neonatales en orden a las condiciones necesarias para un recién nacido prematuro. Se realizaron 2 pruebas, la medición usando agua destilada y la sin agua. Las mediciones fueron tomadas cada 2 minutos por 96 horas.

Las pérdidas de agua de un bebé prematuro con 25 semanas de gestación y tratados en un ambiente con humedad relativa en 20 %, exceden los 200 [ml/Kg/día]. El incremento de la humedad relativa adentro de la incubadora reduce las pérdidas de agua de la piel en bebés con menos de 30 semanas de gestación; además les ayuda a mantener su temperatura corporal.

En los primeros días de vida, las pérdidas diarias por evaporación pueden alcanzar un 20% de la masa corporal. Esta pérdida puede ser reducida incrementando la humedad del aire adentro de la incubadora. La humidificación pasiva y los sistemas de lazo abierto no permiten mantener o controlar fácilmente altas tasas de humedad. El intercambio de evaporación de la piel al ambiente, está directamente relacionado con la diferencia de presión parcial de vapor de agua entre la piel del bebé y el aire.

La humidificación pasiva consiste en un recipiente con agua cuya superficie es atravesada por parte del flujo de aire producido por el ventilador del control de temperatura. La humedad se produce por difusión pasiva del agua al aire. Las desventajas del uso de este sistema, está en la baja calidad del control del nivel de humedad, ya que no puede llegar a niveles altos y constantes de humedad.

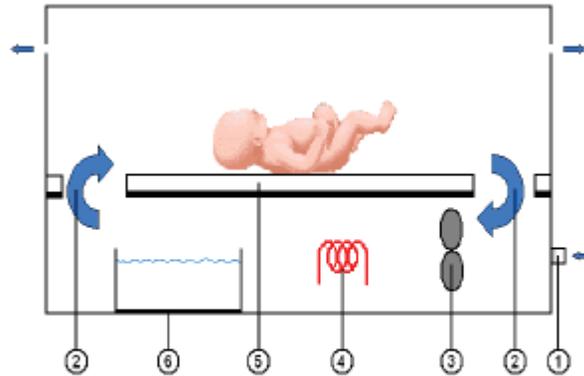


Figure 1. Control system passive humidity. 1-air filter, 2-air flow, 3-weathercock, 4-heater element, 5-mattress, 6-water reservoir

Fig. 1.8 Sistema de humidificación pasiva [6].

La humedad relativa al interior de la incubadora sin agua en el recipiente variaba entre 35 y 53 %, estando dentro del estándar que pide entre 40 y 60%. El promedio de la humedad fue de un $(46,53 \pm 3,84)$ %. El valor promedio de la temperatura interna fue de $(36,58 \pm 1,04)$ °C.

Con agua en el recipiente pero sin control de humedad, la humedad relativa dentro de la incubadora variaba entre 63 y 77 %. Siendo el promedio de $(70,67 \pm 3,71)$ % La temperatura interna varió entre 29 y 39 °C siendo el promedio $(34,33 \pm 1,84)$ °C. Por último, con agua y control de humedad, se lograron los estándares necesarios.

1.4. Hipótesis de Trabajo

La hipótesis general de este trabajo es la factibilidad de rehabilitar incubadoras en desuso. La razón fundamental de esta hipótesis, se debe a que la rehabilitación tiene un precio competitivo y tentador (alrededor del 10% [5]) comparado con el costo de adquirir una nueva. En Estados Unidos, desde 1995 se han venido rehabilitando incubadoras de acuerdo a las necesidades de los hospitales. Es así como los armazones de las incubadoras se han ido aprovechando requiriéndose únicamente una inversión de aproximadamente unos US\$ 1.000 para la instrumentación, control e interfaz con el usuario.

1.5. Objetivos

1.5.1 Objetivo General

Instrumentar una incubadora de bebés en desuso para poder medir, monitorear y controlar las variables de temperatura y humedad, las cuales dependerán de otras variables obtenidas. Además, implementar una interfaz de comunicación capaz de visualizar las variables en tiempo real y modificar los parámetros de control.

1.5.2 Objetivos Específicos

- Seleccionar los sensores y actuadores necesarios para controlar el estado de la incubadora y del bebé.
- Medir correctamente la temperatura interior, temperatura corporal, humedad y peso del individuo.
- Controlar correctamente y de diferentes formas la temperatura y humedad.
- Visualizar en tiempo real el estado de las variables.
- Configurar automática y remotamente los parámetros de las variables a controlar.
- Utilizar este proyecto como instrumento modular para estudiantes de ingeniería en el área de sistemas embebidos.

1.6. Alcances y Limitaciones

- La incubadora pertenece al Laboratorio de Biomédica del “DIE” (Departamento de Ingeniería) de la Universidad de Concepción.
- La programación se implementó en una interfaz de desarrollo llamada “CEREBOT MX4cK” de “Digilent”, la cual cuenta con un microcontrolador “PIC32MX460F512L” de “Microchip”.
- La propuesta se realizará en base a modelos obtenidos en la bibliografía.
- La mayoría de los sensores y actuadores utilizados fueron proporcionados por los laboratorios del “DIE” y obtenidos equipos en desuso. El resto fue adquirido en el mercado nacional.

1.7. Metodología

El desarrollo de los algoritmos de medición monitoreo, control y comunicación, se hicieron mediante el software “MPLAB X IDE” (Fig. 1.9) proporcionado por el fabricante del microcontrolador (“Microchip”). La última versión utilizada fue la 1.70, la cual corresponde a la última lanzada por el fabricante. Para comunicarse con el microcontrolador, se utilizó la herramienta de programación y depuración “Licensed Debugger” que tiene el software. Cabe destacar que la programación en el microcontrolador se hizo en lenguaje “C”, ya que “Microchip” cuenta con el compilador “XC32” especialmente creado para la esta familia de microcontroladores. También fue utilizada la última versión lanzada, que corresponde a la 1.20.

Para la interfaz gráfica y comunicación con el microcontrolador se utilizó el software “C++ Builder” (Fig 1.10) de la empresa “Embarcadero Technologies”. El lenguaje usado fue “C++”, con las diversas librerías proporcionadas por el software para facilitar la creación de la interfaz.

Un software que complementó el uso de los dos software anteriores, fue el “HyperTerminal” (Fig. 1.11) de “Microsoft”, utilizado más que nada para depurar códigos y tener un medio de comunicación serial para los diferentes algoritmos implementados tanto en el microcontrolador como en la interfaz gráfica.

Para la comunicación inalámbrica se utilizó el software “X-CTU” (Fig. 1.12) de “Digi” para configurar los parámetros adecuados para el correcto funcionamiento de la comunicación inalámbrica de los módulos Zigbee. La última versión utilizada fue la 5.2.8.6, que corresponde la última lanzada por el fabricante.

Por último, para hacer las pruebas previas de comunicación se utilizó el software “VSPE”, o más bien llamado “Virtual Serial Ports Emulator” (Fig 1.13), de “Eterlogic”.

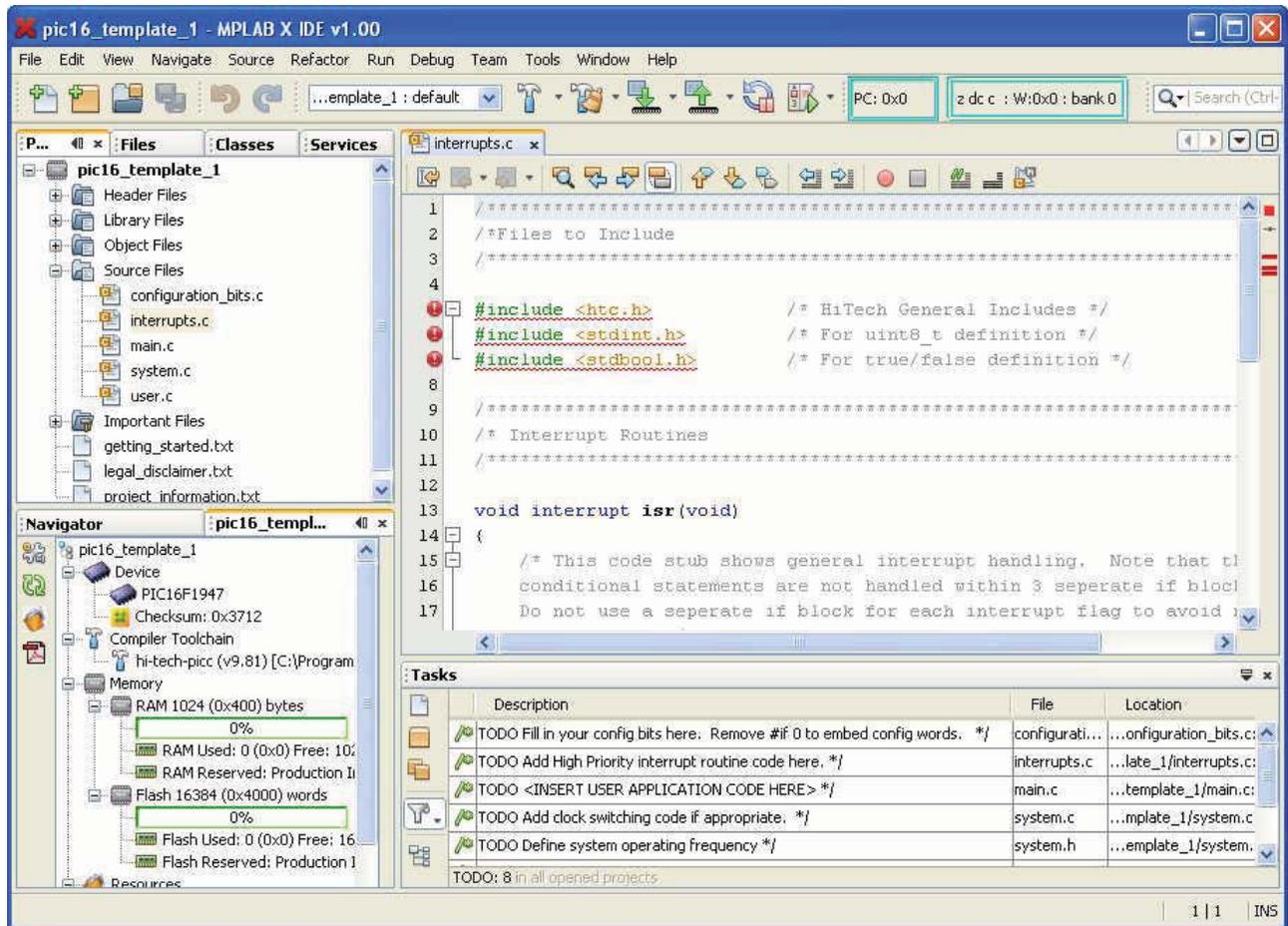


Fig. 1.9 Entorno gráfico del software “MPLAB X IDE” de “Microchip”.

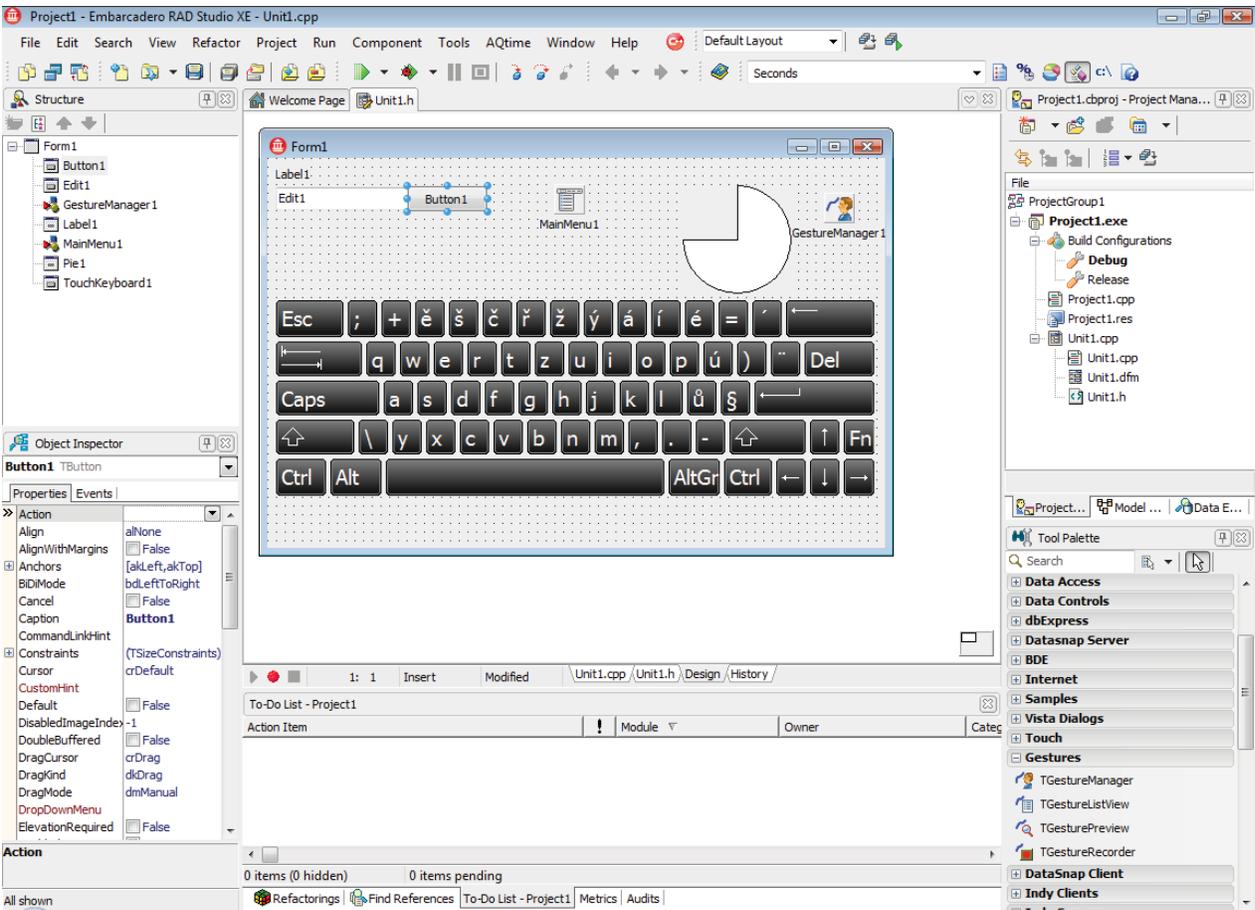


Fig. 1.10 Entorno gráfico del software “C++ Builder” de “Embarcadero Technologies”.

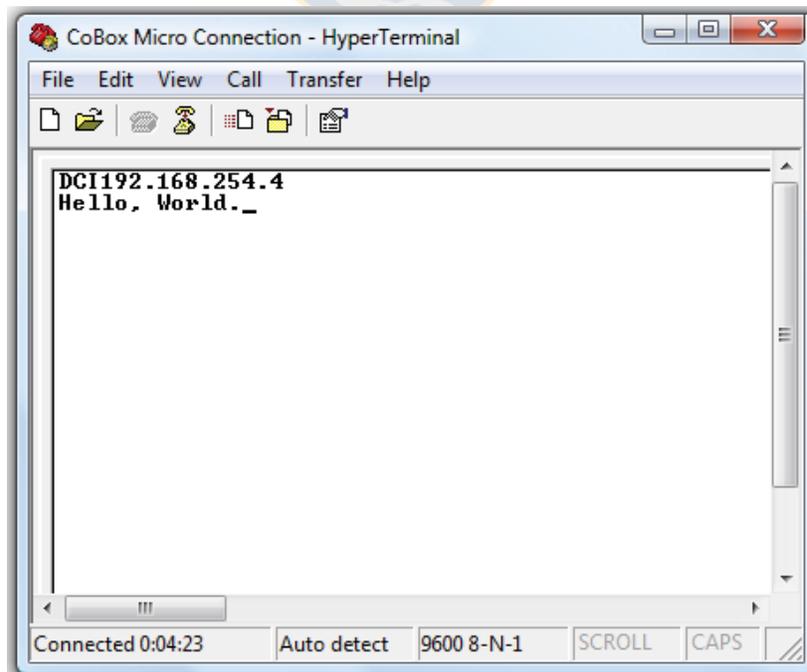


Fig. 1.11 Entorno gráfico del software “HyperTerminal” de “Microsoft”.

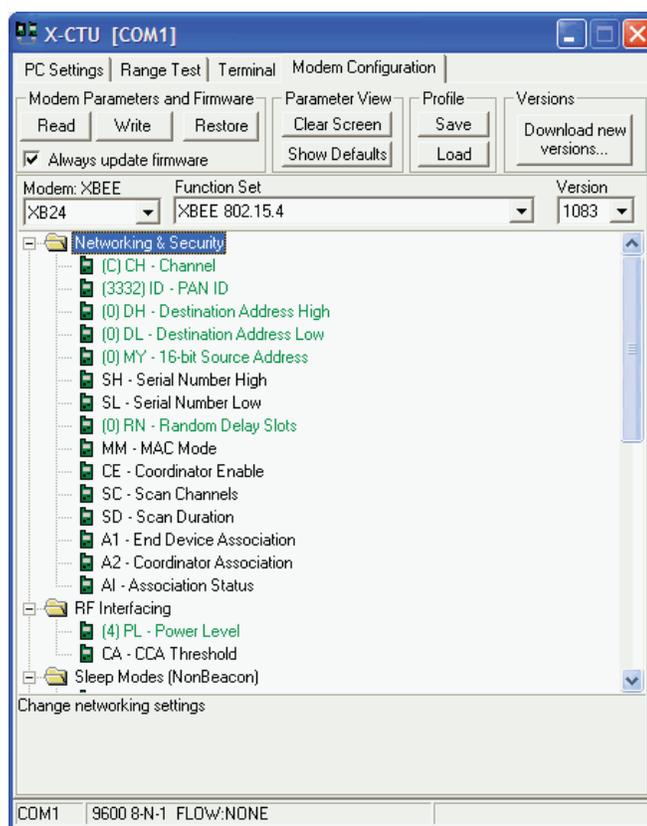


Fig. 1.12 Entorno gráfico del software “X-CTU” de “Digi”.

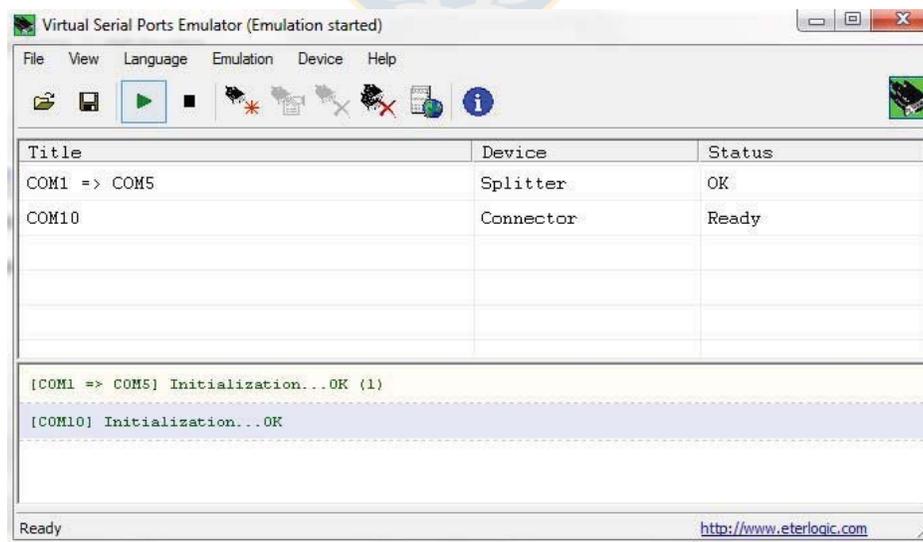


Fig. 1.13 Entorno gráfico del software “VSPE” de “Eterlogic”.

Capítulo 2. Diseño General del Sistema

2.1. Introducción

En este capítulo se explicará en forma general el diseño del sistema, es decir, sus componentes e interconexiones.

2.2. Diseño General

El diseño general (Fig. 2.1) lo podemos dividir en dos subsistemas. El “Subsistema Incubadora”, que es el principal y corresponde a la incubadora con el microcontrolador, sensores, actuadores y módulos de comunicación. El otro subsistema llamado “Subsistema Computador” tiene como terminal a la interfaz gráfica, la cual es ejecutada por el computador, quien a la vez está comunicado inalámbricamente con el subsistema principal.

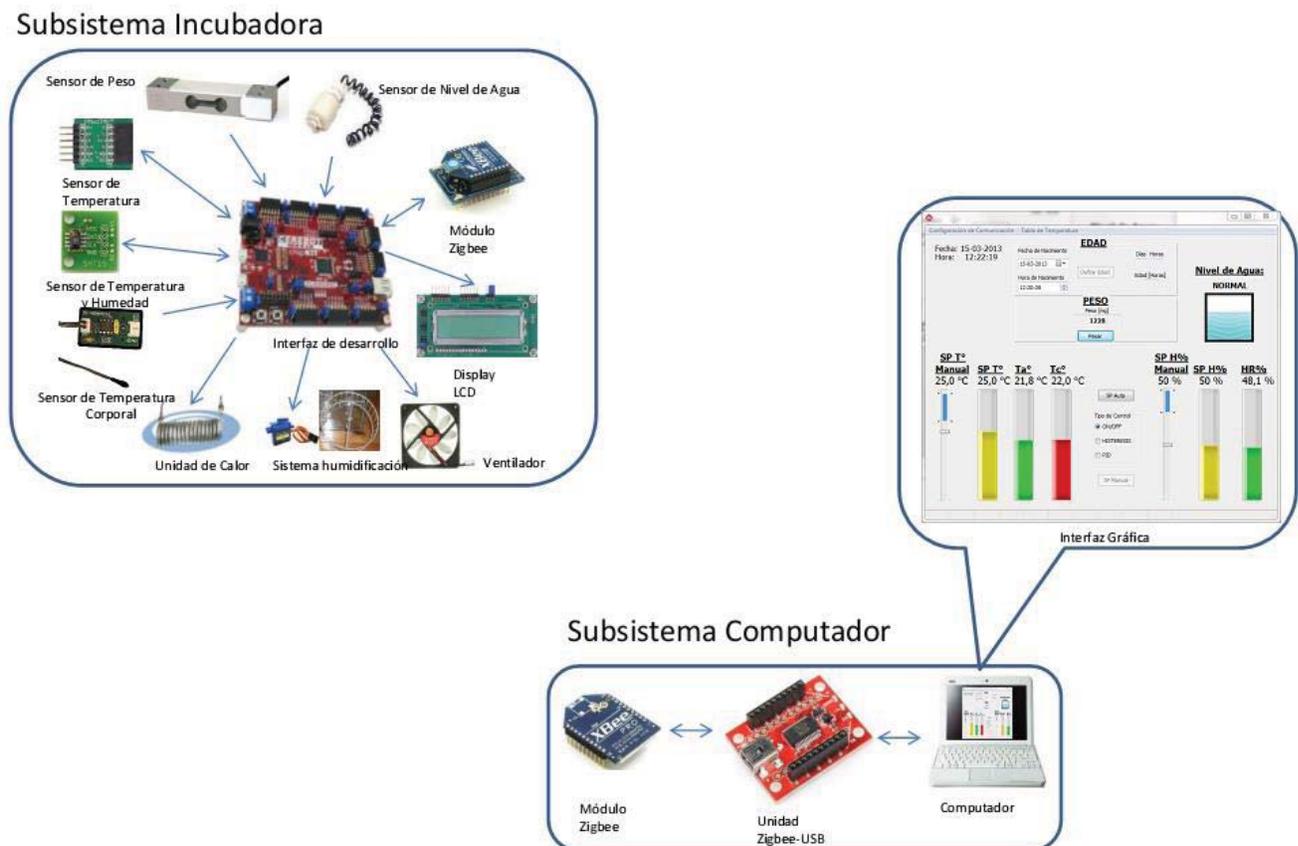


Fig. 2.1 Diseño general del sistema.

2.2.1 Subsistema Incubadora

Este subsistema está compuesto por la interfaz de desarrollo “CEREBOT MX4cK” de “Digilent” como unidad principal (Fig. 2.2). A este dispositivo están conectados los sensores, actuadores y módulos de comunicación.

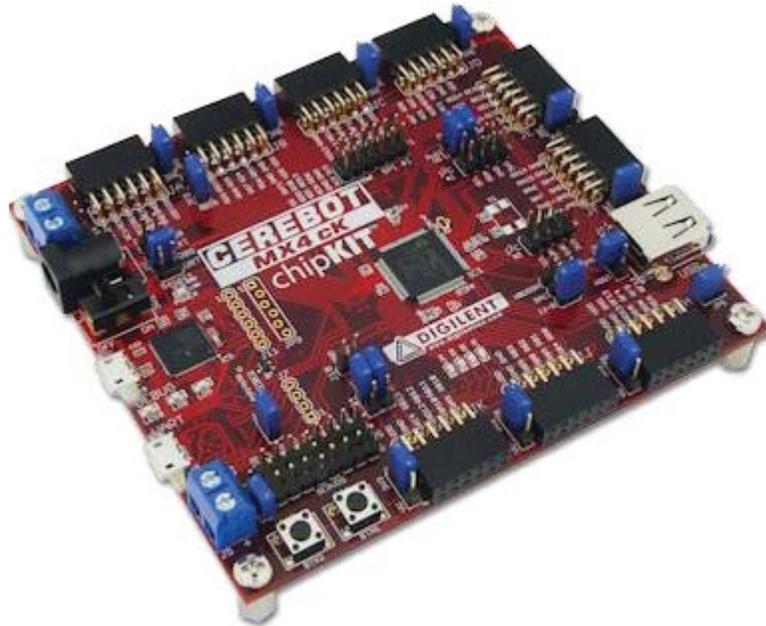


Fig. 2.2 Interfaz de desarrollo “CEREBOT MX4cK” de “Digilent” [12].

Los sensores tienen como objetivo medir el estado de las variables de interés. En este caso se utilizaron sensores de temperatura, humedad, peso y de nivel de agua.

Para la temperatura se utilizaron 3 sensores (Fig. 2.3): sensor digital de temperatura “Pmod TMP” de “Digilent” sensor digital de temperatura y humedad “SHT15” de “Sensirion”, sensor de temperatura análogo “ZX-Thermometer” de “Inex”. En el caso de la humedad, se utilizó el sensor digital “SHT15” descrito anteriormente.

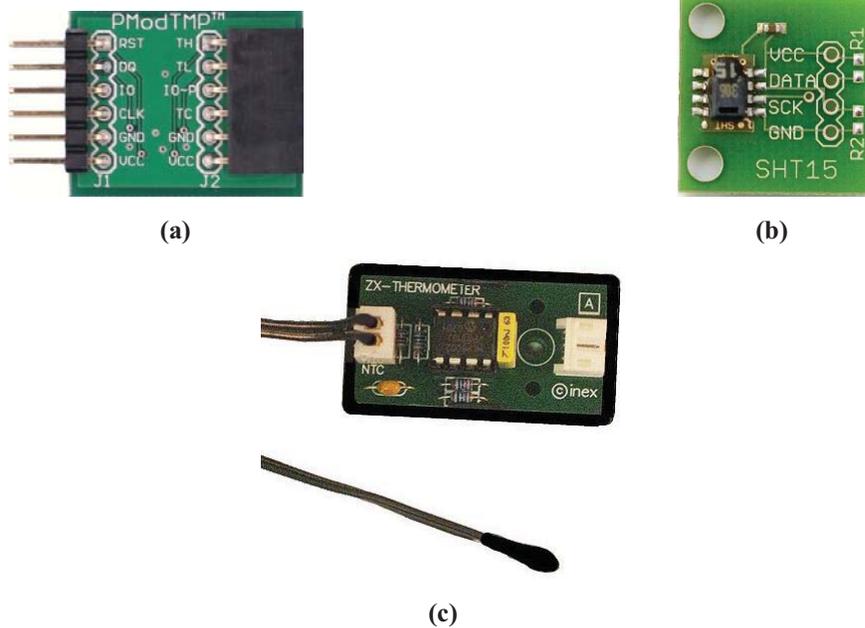


Fig. 2.3 Sensores de temperatura y humedad.

(a) Interfaz “Pmod TMP” de “Digilent” [13]; (b) Interfaz de “Sparkfun” creada para el sensor de temperatura y humedad “SH15” de “Sensirion” [14]; (c) Sensor de temperatura “ZX-Thermometer” [15].

La medición de peso se hace posible mediante una celda de carga (Fig. 2.4) y un circuito amplificador.



Fig. 2.4 Celda de carga [16].

El nivel de agua es medido mediante un “switch” electromagnético (Fig. 2.5).



Fig. 2.5 Sensor de nivel de agua [17].

Por otro lado, están los actuadores necesarios para controlar las variables deseadas. Los actuadores utilizados son el ventilador, la unidad de calor y el servomotor para la unidad humidificadora.

El ventilador utilizado fue el “ISGC Fan 12” de “Thermaltake” (Fig. 2.6) diseñado para computadores. La unidad de calor es una resistencia sacada de un secador de pelo (Fig. 2.7). Por último, la unidad de humidificación está compuesta por un servomotor “SG90” de “Tower Pro” (Fig. 2.8) que hace girar una “jaula de ardilla” rellena con esponja que está en constante contacto con un contenedor de agua.



Fig. 2.6 Ventilador “ISGC Fan 12”.

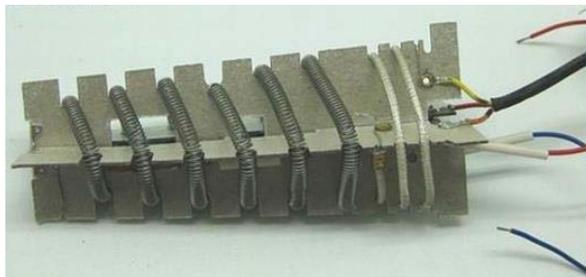


Fig. 2.7 Resistencia “calentadora”.



Fig. 2.8 Unidad humidificadora.

(a) Servomotor “SG90” de “TowerPro” [18]; (b) Jaula de ardilla.

Como módulos de comunicación (Fig. 2.9) se utilizaron una pantalla LCD “Pmod CLS” de “Digilent” y un módulo Zigbee “Xbee PRO” de “MaxStream”.

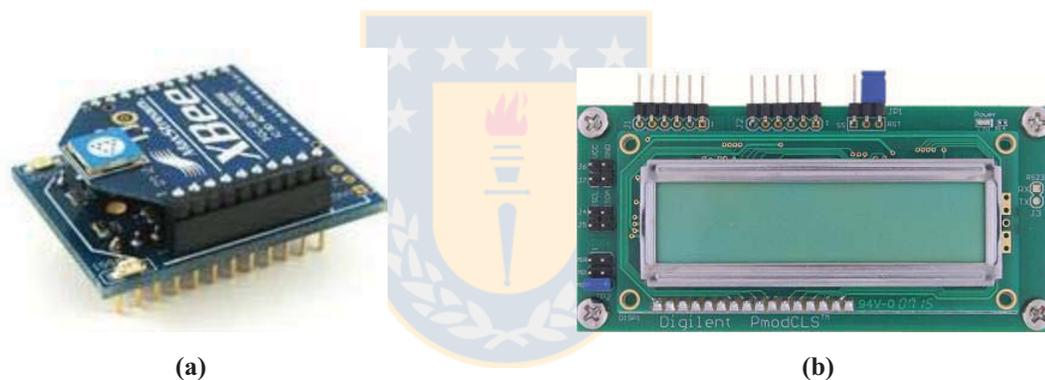


Fig. 2.9 Módulos de comunicación.

(a) Módulo “Xbee PRO” de “MaxStream” [19] (b) Pantalla LCD “Pmod CLS” de “Digilent” [20].

En la Fig. 2.10 se puede observar subsistema microcontrolador con sus respectivos componentes.

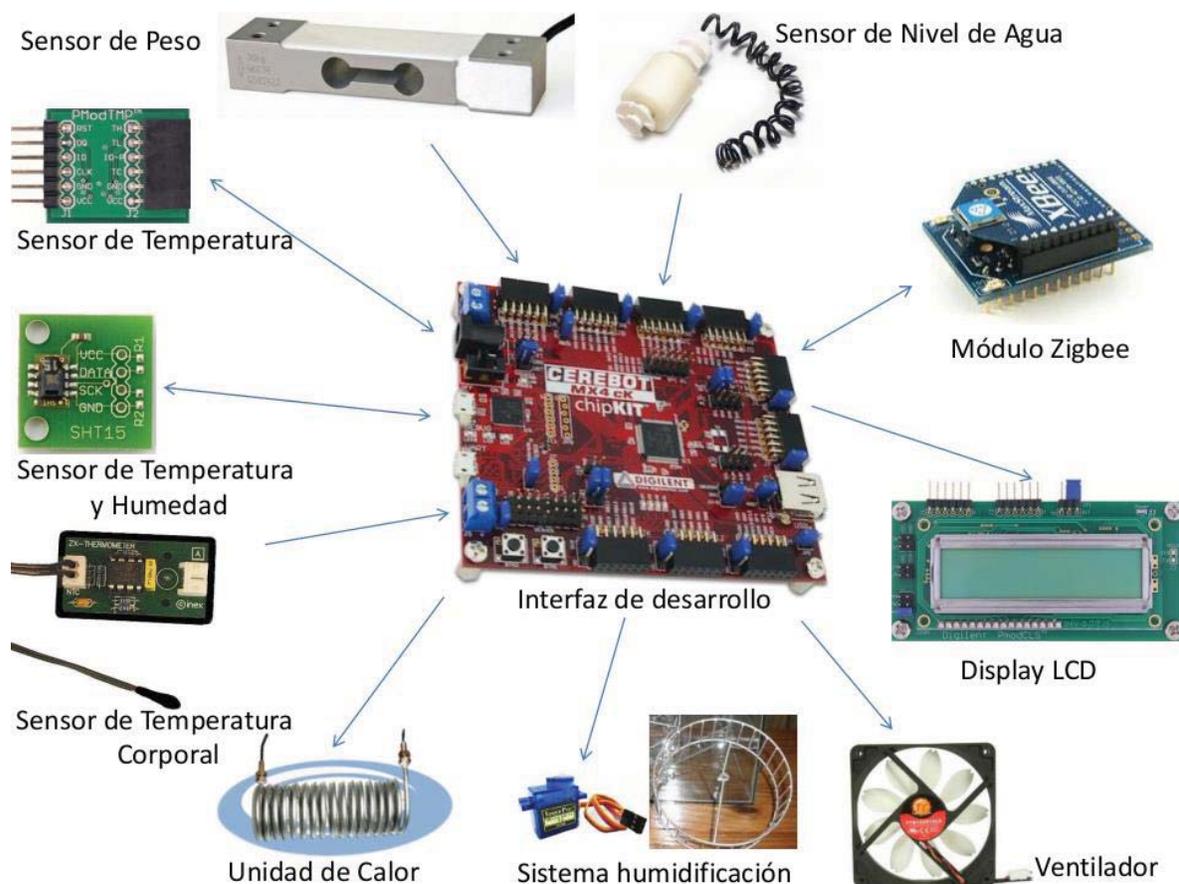


Fig. 2.10 Subsistema Incubadora.

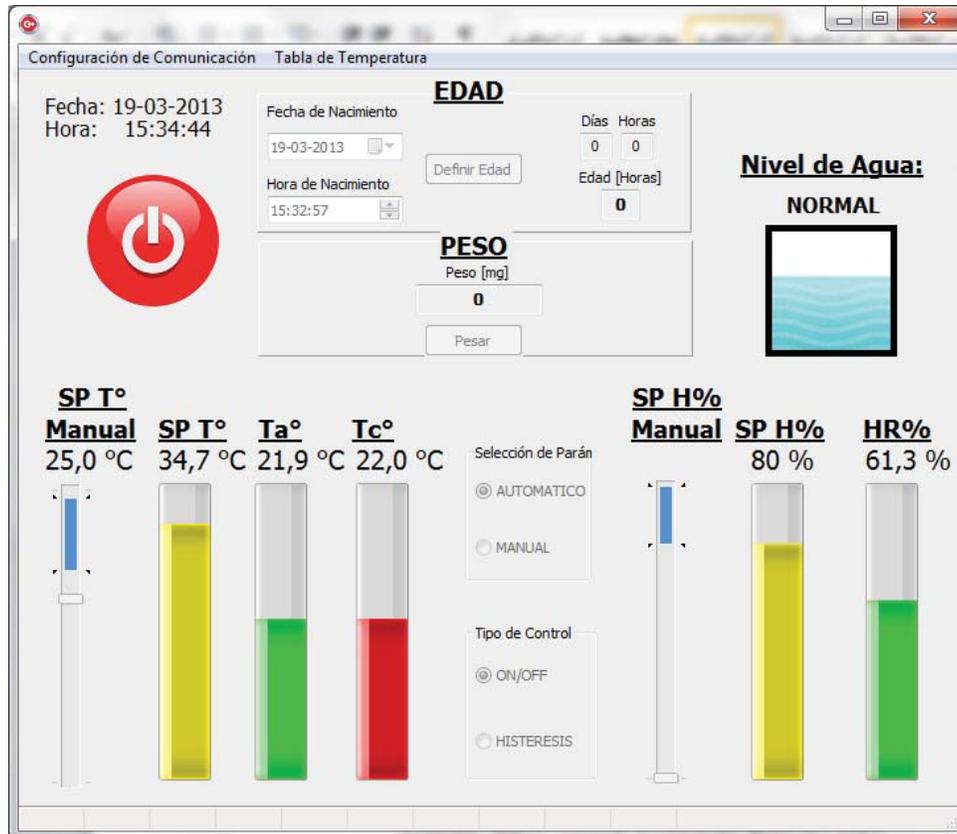
2.2.2 Subsistema Computador

En la Fig. 2.11, se puede apreciar el otro subsistema que tiene como unidad principal la interfaz gráfica en el computador. Al computador estará conectada una unidad Zigbee-USB, que se comunica de forma inalámbrica con el módulo Zigbee conectado al microcontrolador.

La interfaz gráfica se encarga de monitorear y controlar correctamente el estado de las variables y poder interactuar correctamente con el microcontrolador mediante la comunicación serial generada gracias a los módulos Zigbee. La interfaz es capaz de fijar los parámetros adecuados para la comunicación serial UART, es decir, puerto, velocidad, etc.



(a)



(b)

Fig. 2.11 Subsistema computador.

(a) Módulo “Zigbee” conectado al computador; (b) Interfaz gráfica.

Capítulo 3. Componentes del sistema

3.1. Introducción

A continuación se comentarán las características de los componentes del sistema mencionados en el capítulo anterior.

3.2. Interfaz de desarrollo y microcontrolador

La interfaz de desarrollo utilizada fue la “CEREBOT MX4cK” de “Digilent” (Fig. 2.2). Esta cuenta con un microcontrolador “PIC32MX460F512L” de “Microchip”, el cual se puede observar en la Fig. 3.1.

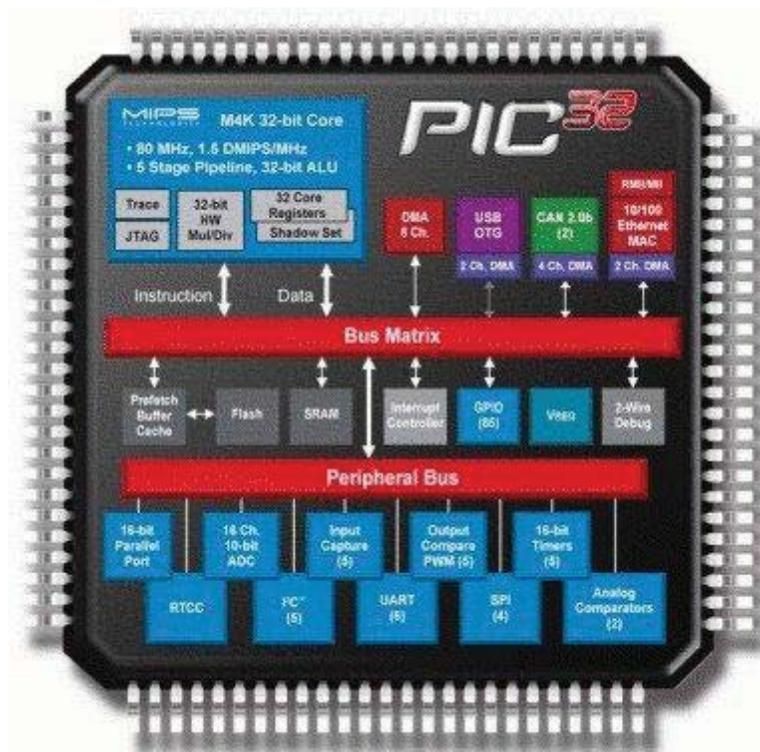


Fig. 3.1 Microcontrolador “PIC32MX460F512L” [21].

Las principales características de la interfaz de desarrollo son:

- Un procesador Microchip PIC32 de 32 bits MIPS (PIC32MX460F512L).
- Soporte para programar y depurar en el entorno de desarrollo “MPLAB IDE” o “MPIDE”.
- 9 conectores “Pmod” de 12 pines para módulos periféricos de “Digilent”.

- 8 conectores para servomotores R/C.
- 1 puerto “USB Debug” para programación y depuración con “MPLAB”.
- 1 puerto “USB Serial” para usar con “MPIDE” para programación y comunicación o con “MPLAB” para simple comunicación
- 1 puerto “USB 2.0” Device/On-The-Go (OTG).
- 1 puerto “USB 2.0” Host.
- 2 pulsadores.
- 4 LEDs.
- Múltiples opciones de suministro de energía, incluyendo alimentación por USB.
- Protección contra descargas electrostáticas y cortocircuitos en todos los puertos de entrada y salida.

Las principales características del microcontrolador son:

- Procesador MIPS de 32 bits de 80 MHz.
- 512 KB de memoria flash interna programable.
- 32 KB de memoria SRAM interna.
- Controlador USB 2.0 de alta velocidad On-The-Go (OTG) con canal DMA dedicado.
- 2 buses SPI (Serial Peripheral Interface).
- 2 interfaces seriales UART.
- 2 interfaces seriales I²C.
- 5 timers/counters de 16 bits.
- 5 timers con captura de entrada.
- 5 salidas comparadoras/PWM.
- 16 entradas análogas de 10 bits.
- 2 comparadores análogos.

En la Fig. 3.2 se puede observar un diagrama de la interfaz de desarrollo, en donde se pueden observar las principales características mencionadas anteriormente.

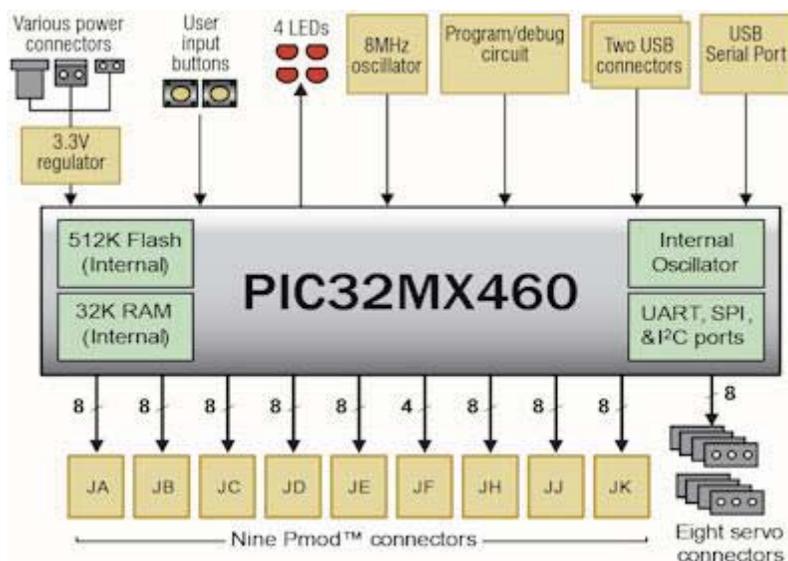


Fig. 3.2 Diagrama de circuitos de la interfaz de desarrollo “CEREBOT MX4cK” [12].

3.3. Sensores

Como se explicó en el capítulo anterior, se utilizaron diversos sensores para medir las variables de interés en el control y monitoreo del sistema. Se utilizaron sensores de temperatura, humedad, peso y nivel.

3.3.1 Temperatura y Humedad

En principio, se utilizó el sensor de temperatura “Pmod TMP” de “Digilent” para probar las diferentes características del microcontrolador, ya que el protocolo de comunicación se había creado para una tarjeta de desarrollo similar (“Cerebot II” de “Digilent”) con un microcontrolador de menor capacidad, durante el transcurso del “Proyecto de Memoria de Título”. Gracias a esto, se debió adaptar el código a la arquitectura y compilador utilizados en el proyecto actual. Además, éste sensor sirvió para luego comparar los valores entregados por el sensor finalmente destinado para el proyecto, el “SHT15”.

A. Pmod TMP

El módulo “Pmod TMP” (Fig. 2.1) es una interfaz para el termómetro y termostato digital de “DS1626” de “Dallas Semiconductor”. El termómetro/termostato DS1626 proporciona mediciones de temperatura en el rango de -55°C a $+125^{\circ}\text{C}$. La resolución de la temperatura medida es definida por el usuario de 9 a 12 bits. En la Fig. 3.3 se pueden observar las respectivas conexiones y diagramas de este módulo.

Las principales especificaciones de este módulo son las siguientes:

- Un termómetro/termostato digital “DS1626” de “Dallas Semiconductor”.
- Salidas del termostato programables.
- Bajo consumo de potencia.
- Precisión de $\pm 0.5^{\circ}\text{C}$ desde 0°C a $+70^{\circ}\text{C}$.
- Rango de medición de -55°C a $+125^{\circ}\text{C}$.
- Tamaño pequeño (0.8" x 0.8").
- Una interfaz simple de 3 cables.

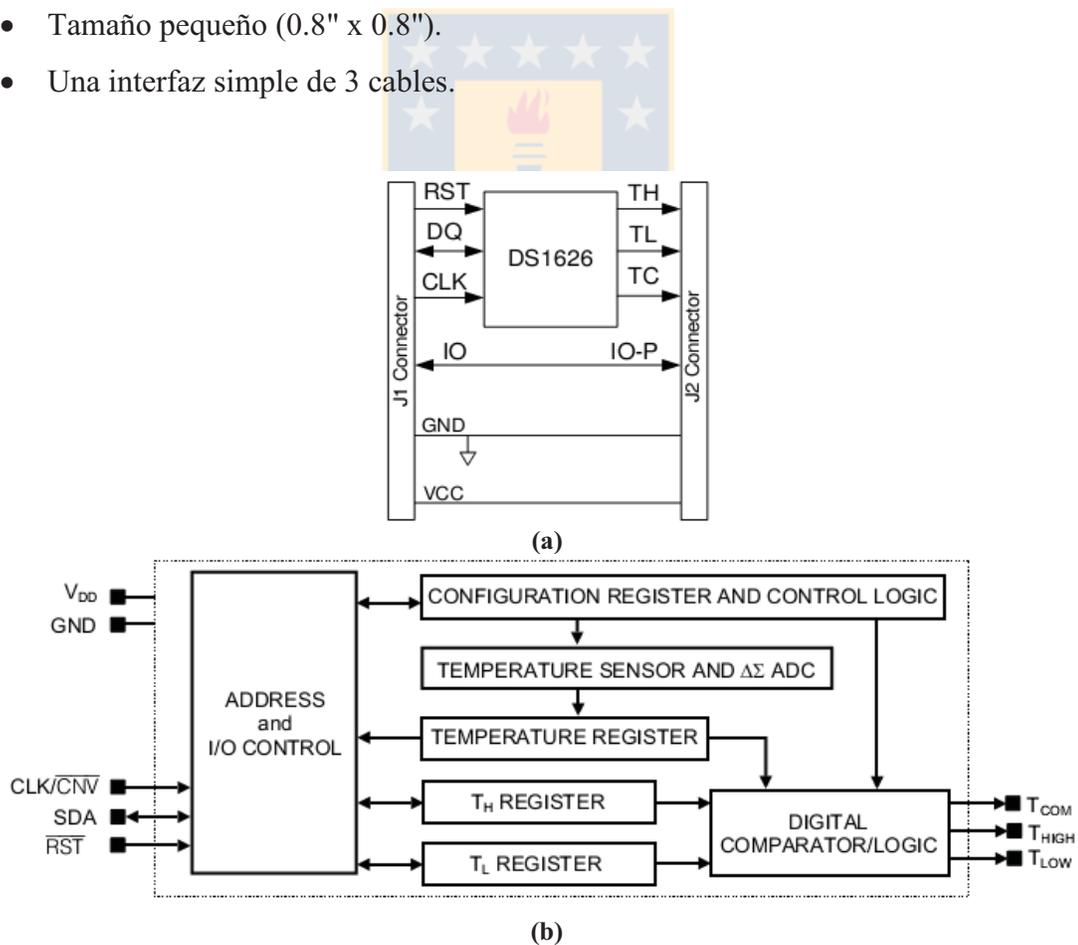


Fig. 3.3 Diagrama del módulo “Pmod TMP” de “Digilent” [13].

(a) Diagrama de bloques; (b) Diagrama funcional.

B. SHT15

El sensor utilizado para la temperatura y humedad es el “SHT15” de “Sensirion”. El SHT15 viene completamente calibrado y ofrece una alta precisión en su salida digital y una excelente estabilidad de largo plazo a bajo costo. La tecnología digital CMOSens integra dos sensores y circuitos de lectura en un solo chip. En la Fig. 3.4 se puede observar al “SHT15” de “Sensirion” y en la Fig. 2.1 se puede observar la interfaz creada por “Sparkfun” para el sensor.



Fig. 3.4 Sensor Digital de Temperatura y Humedad “SHT15” de “Sensirion” [14].

Las principales características del chip son:

- Consumo de energía: 80 [uW] (a 12 bits, 3[V] y 1 medición por segundo).
- Rango de operación de la humedad relativa: 0 a 100% HR.
- Rango de operación de la temperatura: -40 a +125°C
- Tiempo de respuesta de la humedad relativa: 8 [s] (tau 63%)
- Salida digital en una interface de 2 cables.

En la Fig. 3.5 se pueden observar los límites máximos de exactitud de la humedad relativa y temperatura:

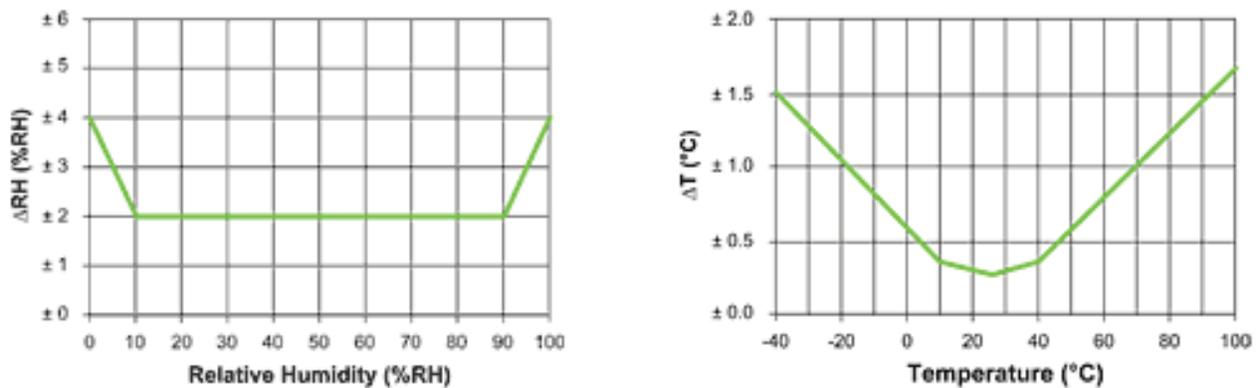


Fig. 3.5 Límites máximos de exactitud para la Humedad Relativa y Temperatura [14].

Por último, en la Fig. 3.6 se pueden observar un diagrama con las especificaciones del sensor y otro con el esquemático de la interfaz.

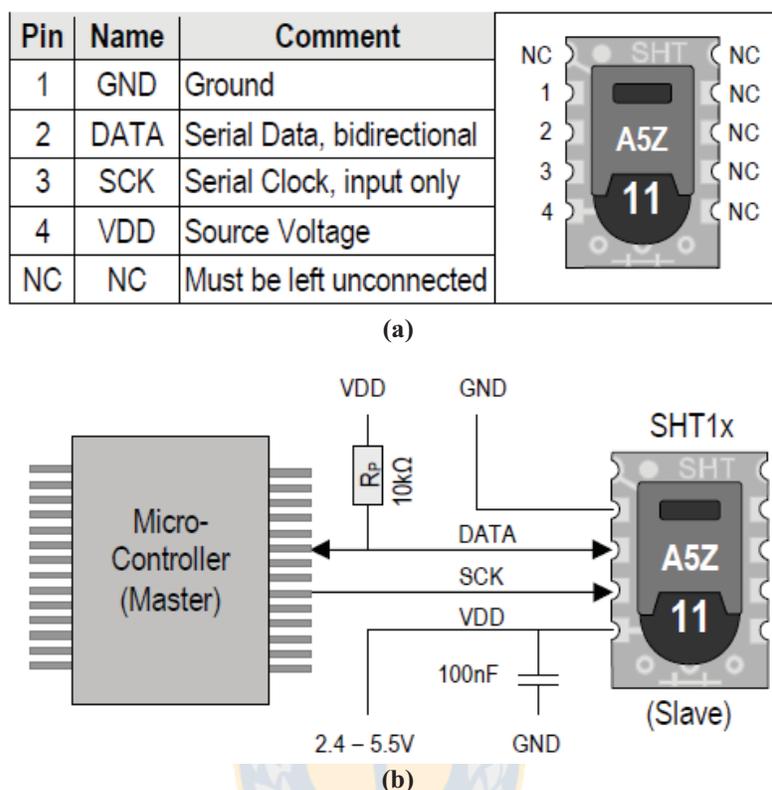


Fig. 3.6 Diagrama del Sensor Digital de Temperatura y Humedad “SHT15” de “Sensirion” [14]

(a) Diagrama de conexiones; (b) Diagrama esquemático.

3.3.2 Temperatura Corporal

La temperatura corporal es medida con un sensor de temperatura especialmente creado para estar en contacto con la piel (Fig. 3.7). Existen puntas de pruebas desechables y las reutilizables. Estas puntas son difíciles de encontrar en el mercado nacional, ya que la mayoría son repuestos de algún modelo específico de una incubadora, por lo que se utilizó un sensor no especializado para la piel pero que cuenta con una punta para hacer contacto con ella. Este sensor es el “ZX-Thermometer”.



Fig. 3.7 Punta de prueba típica de una incubadora (adhesivo para la piel).

A. ZX-Thermometer

El sensor de temperatura “ZX-Thermometer” (Fig. 2.1) trabaja con un cable termistor NTC (Coeficiente de Temperatura Negativo por sus siglas en Inglés) resistente al agua, por lo que el sensor puede ser colocado lejos de la placa. La salida del termistor NTC es convertida a un voltaje que es directamente proporcional a la temperatura. En la Fig. 3.8 se puede observar el esquemático completo de este sensor.

Las principales características del “ZX-Thermometer” son:

- Cable de transmisión de 1 [m].
- El termistor NTC está cubierto por un resina epoxídica negra resistente al agua.
- La salida es un voltaje DC linealmente proporcional a la temperatura.
- El rango del voltaje de alimentación es entre 1,8 a 5[V].
- Relación lineal aproximadamente entre los -20 a $+85^{\circ}\text{C}$.

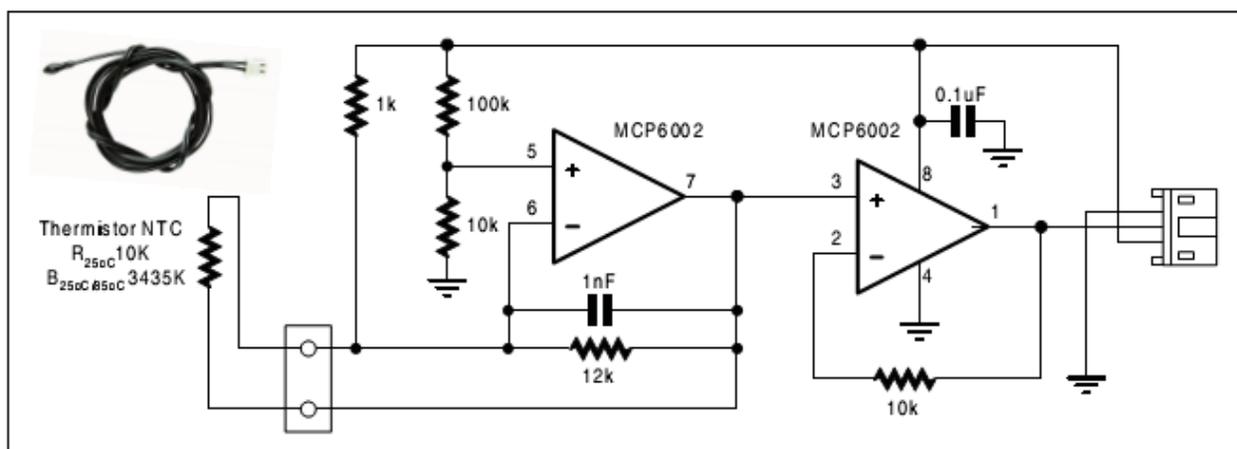


Fig. 3.8 Esquemático completo del sensor de temperatura “ZX-Thermometer” [15].

3.3.3 Peso

Como se mencionó en la introducción, se utilizó la celda de carga que traen las balanzas de mesa, como las de la Fig. 3.9, más un circuito amplificador para calcular el peso del bebé.



Fig. 3.9 Balanza electrónica.

A. Celda de carga

La balanza mostrada anteriormente, utilizaba una celda de carga de 40 [Kg] (Fig. 2.6) la cual entrega un voltaje proporcional al peso. Este voltaje es de una amplitud muy baja, del orden de unos pocos [mV], por lo cual se debe amplificar para luego ingresarla al microcontrolador y ser procesada por un conversor análogo-digital para así obtener el valor del peso en forma digital [7]. [8].

Las celdas de carga por lo general tienen 4 pines de conexión. Dos de ellos son para excitación y los otros dos para el voltaje de salida. En la Fig. 3.10 se puede observar un diagrama esquemático de la celda de carga.

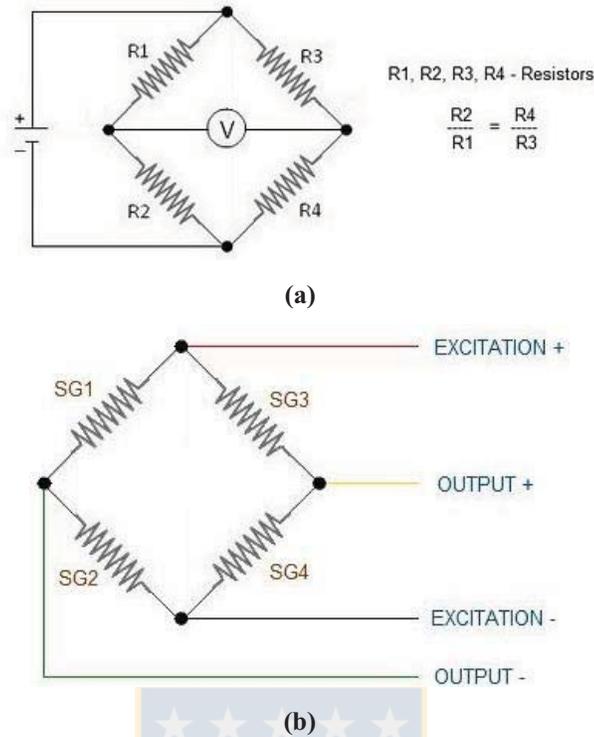


Fig. 3.10 Diagrama esquemático de una celda de carga [16].

(a) Extensómetros conectados en forma de Puente de Wheastone; (b) Interfaz de 4 cables.

Un punto a considerar en los sensores de peso en general, es la posición de la instalación de la celda. Una mala instalación de ésta podría inducir a una mala medición. En la Fig. 3.11 se puede observar una correcta instalación.

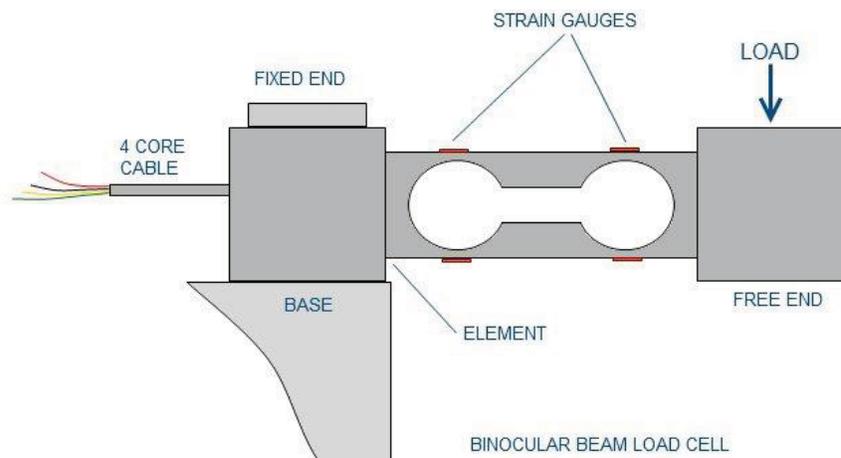


Fig. 3.11 Instalación correcta de una celda de carga [16].

B. AD620

Para amplificar la señal, se utilizó el amplificador operacional de instrumentación “AD620” de “Analog Devices” (Fig. 3.12). Este amplificador de instrumentación de alta precisión se utiliza en diferentes aplicaciones como: balanzas, instrumentación médica, sistema de adquisición de datos, control de procesos industriales, equipos portables, etc. Solo requiere una resistencia externa para establecer la ganancia de 1 a 10.000.

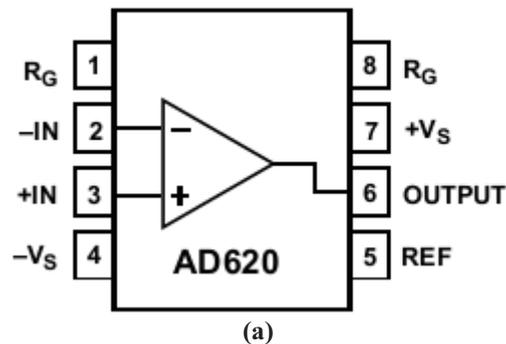
Su diseño pequeño y discreto ofrece bajo consumo de potencia, haciéndolo ideal para instrumentos portables alimentados por batería.

El AD620, con su alta precisión de 40 [ppm] como máxima de no-linealidad y bajo offset de voltaje, lo hacen ideal para el uso en sistemas de adquisición de datos de alta precisión, como balanzas e interfaces transductoras.

Las principales características de éste integrado son:

- Ganancia ajustable con una resistencia externa (Rango de ganancia de 1 a 10.000).
- Amplio rango de voltaje de alimentación (± 2.3 [V] a ± 18 [V]).
- Bajo consumo, corriente de alimentación: 1.3 [mA] máximo.
- Voltaje offset de entrada: 50 [uV] máximo.
- Desviación offset de entrada: 0.6 [uV/°C] máximo.
- Corriente de polarización de entrada: 1.0 [nA] máximo.

En la Fig. 3.3.3.B.2 se puede observar el diagrama esquemático del amplificador.



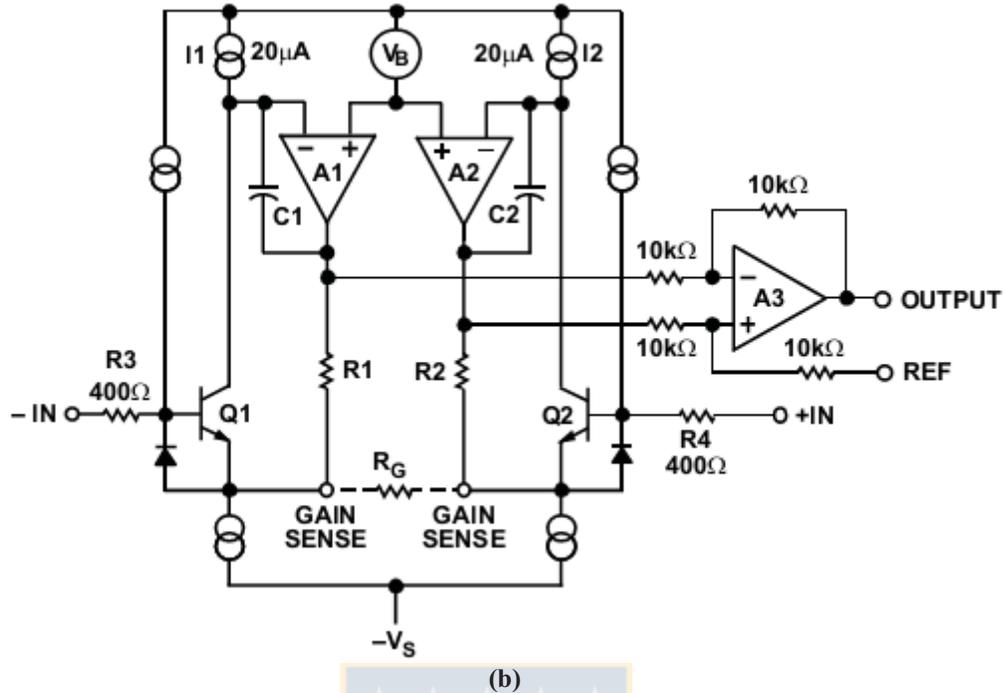


Fig. 3.12 "AD620" de "Analog Devices" [22].

(a) Diagrama de conexión; (b) Diagrama esquemático simplificado.

3.3.4 Nivel de agua

El sensor de nivel de agua (Fig. 2.6) es necesario para advertir al usuario que el agua está llegando a un nivel bajo, para que este llene nuevamente el recipiente de agua para así poder efectuar adecuadamente el control de humedad. Este sensor es uno de los más simples y baratos del mercado, ya que es solo un switch electromagnético.

Algunas especificaciones son:

- Largo del cable: 40 [cm].
- Carga máxima: 50 [W].
- Voltaje máximo de conmutación: 100 [V] DC.
- Corriente máxima de conmutación: 500 [mA].
- Resistencia máxima de contacto: 0,5 [Ω].
- Rango de temperatura: - 10°C a +80°C.
- Peso neto: 16 [g].

3.4. Actuadores

Los actuadores nos permitirán actuar sobre el sistema para poder controlar la temperatura y humedad a los valores deseados. Las unidades relacionadas a los actuadores son; unidad de ventilación, la unidad de calor y unidad humidificadora.

Estas unidades se encuentran ubicadas por debajo del colchón de la incubadora. El primer elemento es el ventilador, el cual genera un flujo de aire que pasa por la resistencia de potencia (unidad de calor) y para calentarlo. Este flujo de aire caliente, luego pasa por la rejilla esponjosa que está en contacto con un contenedor de agua para humidificar el sistema.

En la Fig. 3.13 se puede observar un esquema del sistema de calefacción y humidificación [9].

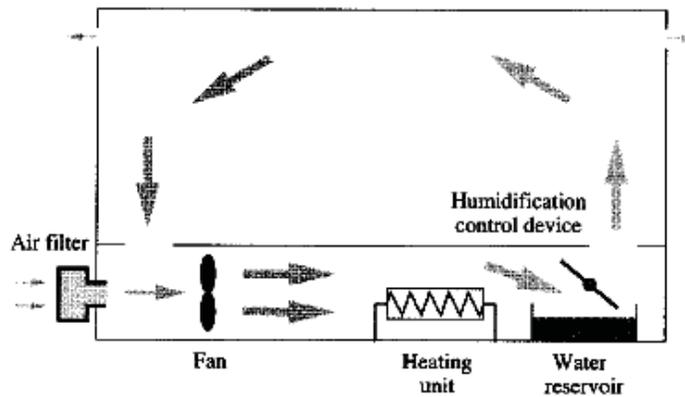


Fig. 3.13 Sistema de ventilación, calefacción y humidificación [9].

3.4.1 Unidad de ventilación (Ventilador)

Se probaron diferentes tipos de ventiladores para ver la cantidad de flujo de aire que generaban. En general los ventiladores de corriente alterna, eran más potentes y generaban un flujo de aire mayor. El problema es que éstos por las características del motor son más ruidosos, lo cual es algo importante a considerar ya que se debe tener el menor ruido posible dentro de la incubadora. Además, el control de la potencia de estos ventiladores es un poco más complejo teniendo en cuenta que nuestro sistema es controlado por un microcontrolador de baja potencia.

Es por estas razones, que se decidió utilizar un ventilador de corriente continua (Fig. 2.6). Los más económicos y versatilidad de tamaños, son los ventiladores utilizados en los computadores. Estos ventiladores por lo general funcionan a 12 [V], con un voltaje mínimo de partida de aproximadamente 6-7 [V]. Es por esto que mediante un driver y una señal modulada por ancho de pulso (PWM) se puede variar el voltaje aplicado al ventilador, por ende, podemos variar la

velocidad del motor y así el flujo de aire generado.

Para controlar el ventilador se utilizó el “Pmod HB5”, que es controlado mediante la señal PWM generada por el microcontrolador.

A. Pmod HB5

El módulo “Pmod HB5” (Fig. 3.14) cuenta con un “Puente H” de 2 [A], el cual es una solución ideal para aplicaciones en donde las señales lógicas son usadas para manejar motores DC de tamaño medio.

Las principales especificaciones de este módulo son las siguientes:

- Circuito “Puente H” de 2 [A] capaz de manejar voltajes hasta 12 [V].
- Un encoder de dos canales de retroalimentación con entradas Schmitt-trigger y sensores de efecto Hall para detectar la velocidad del motor.
- Tamaño pequeño (0.8" X 1.3").

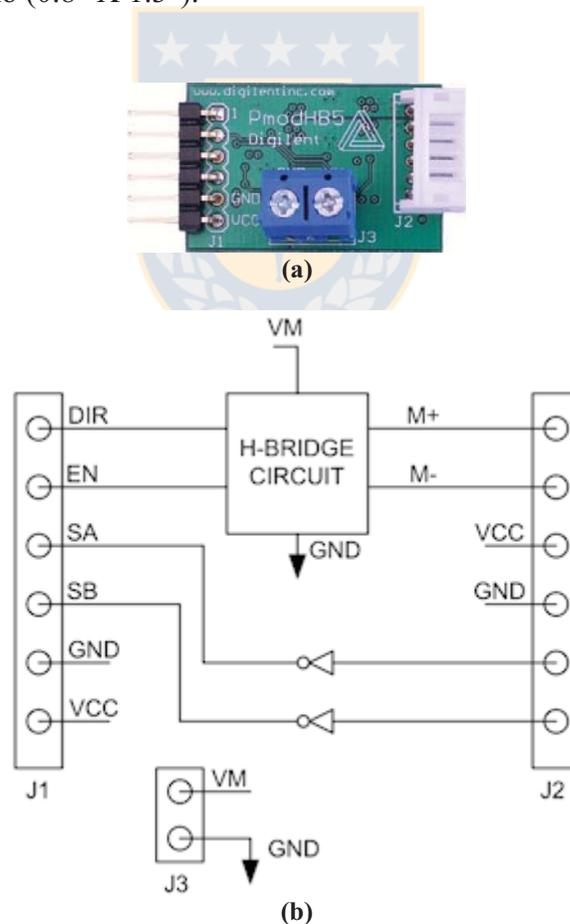


Fig. 3.14 Módulo “Pmod HB5” de “Digilent” [23].

(a) Interfaz “Pmod HB5”; (b) Diagrama de conexión.

3.4.2 Unidad de calor (Resistencia).

Las resistencias calentadoras convierten energía eléctrica en calor. En la actualidad son utilizadas para infinidad de aplicaciones. La gran mayoría de ellas son fabricadas con un alambre de una aleación de níquel (80%) y cromo (20%). Esta aleación soporta temperaturas muy altas (1000°C), es resistivo (condición necesaria para generar calor), inoxidable y muy resistente a los impactos.

Hay muchos tipos de resistencias calentadoras, pero la más adecuada para nuestras necesidades son las resistencias sin oposición al flujo de aire (Fig. 3.15). Estas resistencias, funcionan mejor con velocidades de aire menores a 80 FPM, ya que mayores velocidades podrían causar una interacción entre las bobinas y producir un corto-circuito.

Las opciones recomendadas para el uso de éstas son: SSR (Relé de Estado Sólido), SCR (Rectificador Controlado de Silicio) con “Cruce por Cero” o SCR con “Disparo por Fase”. Se decidió utilizar un SSR ya que no necesita elementos externos

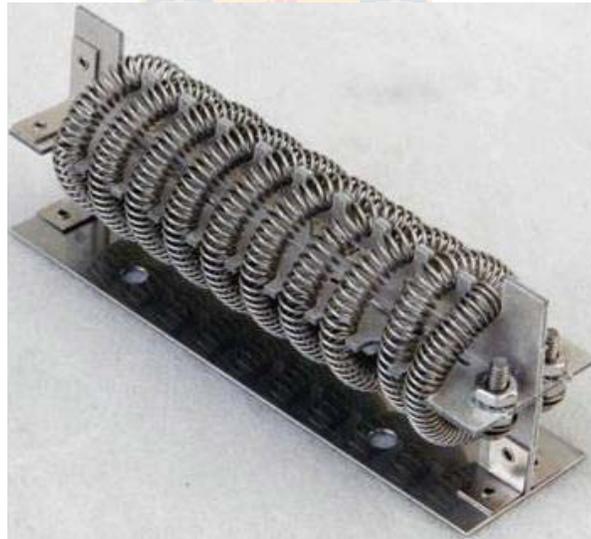


Fig. 3.15 Resistencia calentadora sin oposición al flujo de aire [24].

A. SSR

Los SSR o relés de estado sólido son un circuito híbrido, normalmente compuesto por: un optoacoplador que aísla la entrada, un circuito de disparo que detecta el paso por cero de la corriente de línea, y un TRIAC que actúa como interruptor de potencia. Este dispositivo es usado generalmente para aplicaciones donde se presenta un uso continuo de los contactos del relé, que en

comparación con un relé convencional, generaría un serio desgaste mecánico. Además, son capaces de conmutar altos amperajes que en el caso del relé electromecánico destruirían en poco tiempo los contactos. Estos relés permiten una velocidad de conmutación muy superior a la de los relés electromecánicos.

En la Fig. 3.16 se puede observar el SSR utilizado y un diagrama de conexión en donde se puede observar internamente un SSR y sus respectivas conexiones.

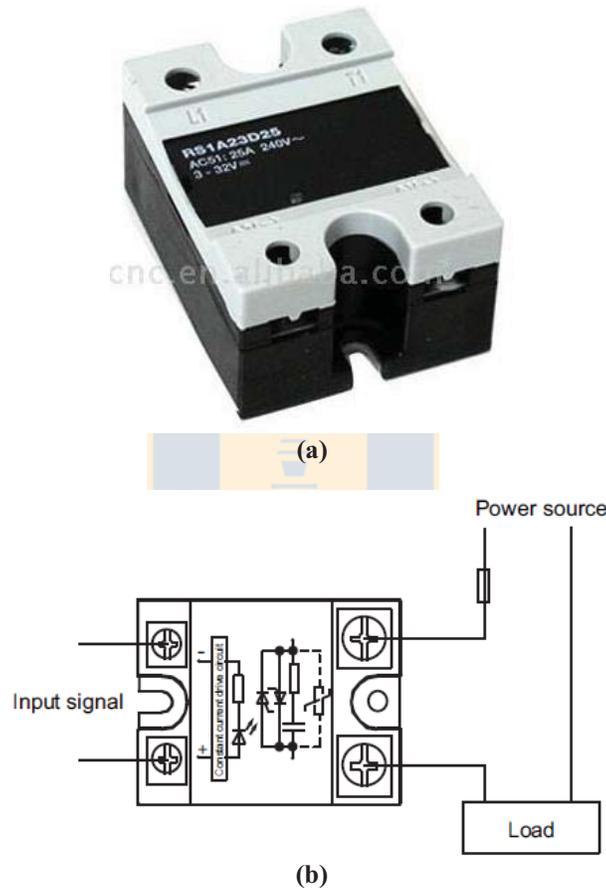


Fig. 3.16 SSR (“Solid State Relay) [25].

(a) SSR utilizado (b) Diagrama de conexión.

3.4.3 Unidad de humidificación

La unidad de humidificación (Fig. 3.17) está compuesta por cuatro elementos: servomotor, “jaula de ardilla”, esponja y contenedor de agua. Como se explicó anteriormente, el sistema de humidificación se creó en base a una rejilla (“jaula de ardilla”), la cual puede ser anexada a un motor (servomotor en este caso), para que gire constantemente y que la superficie (gracias a la esponja) sea

humedecida constantemente con agua.

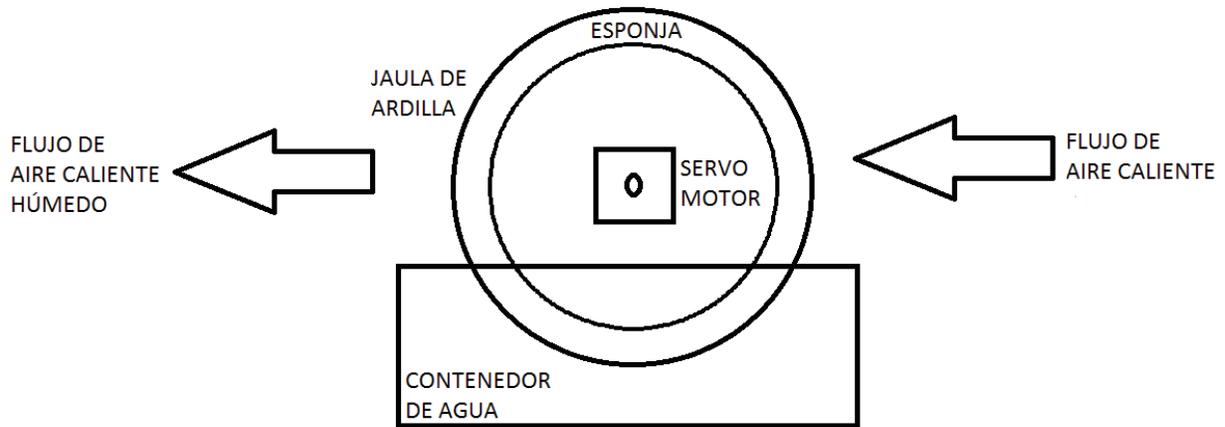


Fig. 3.17 Unidad de humidificación.

A. Servomotor

Un servomotor es un dispositivo electromecánico que mediante un motor eléctrico con reductor y un circuito electrónico, consigue girar su eje de salida un cierto ángulo en base a una señal “PWM” mediante un circuito de control externo (Fig. 3.18). Los servos de modelismo son sumamente útiles a la hora de dotar de movimiento, ya que son económicos y fáciles de utilizar. Se pueden encontrar en un amplio rango de tamaños y capacidades de torque.

Color del cable	Función
Negro	GND
Rojo	+5V
Amarillo	Señal de control

Fig. 3.18 Conexiones típicas de un servomotor [18].

Una de sus características más interesantes es su gran desmultiplicación en su juego de engranajes, motivo por el cual pueden, con un motor muy pequeño, mover cargas muy pesadas. Comercialmente están disponibles en tres versiones: normales (con una rotación de 180°), rotativos (limitados a unas pocas vueltas) y de rotación continua. Estos últimos son interesantes porque añaden a la característica de poder mover cargas pesadas, la de poder girar de forma continua en un

sentido u otro, lo que los hace ideales para utilizarlos como elementos de tracción. Se pueden comprar evidentemente, pero se utilizó un servo normal para que pudiese trabajar como servo de rotación continua con unas pocas modificaciones, haciendo el costo mucho menor que éstos últimos [11].

Se utilizó un servomotor “Tower Pro SG90” (Fig. 2.8) modificado para rotación continua. Este satisface los requerimientos de torque y velocidad a pesar de su reducido tamaño y bajo costo.

3.5. Módulos de Comunicación

Se utilizaron dos modos de comunicación, alámbrica e inalámbrica. La comunicación alámbrica es unidireccional, ya que el microcontrolador está conectado a una pantalla LCD para desplegar el estado de las variables de interés. Para la comunicación inalámbrica, la cual es bidireccional, se utilizaron los módulos Zigbee para una comunicar el computador con el microcontrolador.

3.5.1 Comunicación Alámbrica

Como se explicó anteriormente, la comunicación alámbrica es realizada entre el microcontrolador y el display LCD. El display utilizado es el “Pmod CLS” de “Digilent” el cual se comunicará mediante el puerto UART del microcontrolador.

A. *Pmod CLS*

El módulo “Pmod CLS” (Fig. 2.9) es utilizado para mostrar información de depuración importante en el desarrollo de un programa o como una interfaz de usuario para diseños finalizados.

Este módulo es capaz de ejecutar una variedad de instrucciones, como borrar caracteres específicos, establecer diferentes tipos de visualización, desplazamiento y mostrar caracteres definidos por el usuario. Estas instrucciones son especificadas mediante “secuencias de escape” para enviar comandos al microcontrolador “Atmel ATmega48” integrado en la tarjeta. En la Fig. 3.19 se puede observar un diagrama de bloques interno del este módulo.

Las principales especificaciones de este módulo son las siguientes:

- Display de caracteres de 16 x 2.
- Comunicaciones flexibles usando interfaz UART, SPI o TWI.
- Medidas: 3.75" x 1.75".

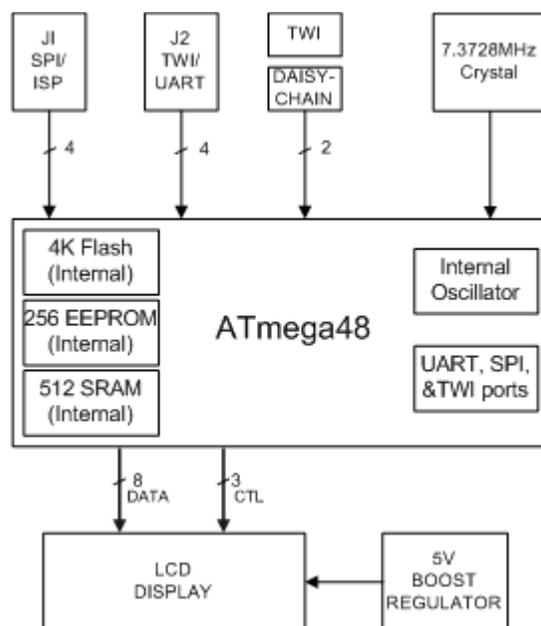


Fig. 3.19 Diagrama de bloque del “Pmod CLS” de “Digilent” [20].

3.5.2 Comunicación Inalámbrica

Esta comunicación se realizó mediante los módulos Zigbee. Éste es un protocolo de comunicaciones inalámbrico basado en el estándar de comunicaciones para redes inalámbricas IEEE_802.15.4. Zigbee permite que dispositivos electrónicos de bajo consumo puedan realizar sus comunicaciones inalámbricas. Es especialmente útil para redes de sensores en entornos industriales, médicos y, sobre todo, domóticos.

Las comunicaciones Zigbee se realizan en la banda libre de 2.4 [GHz]. A diferencia de bluetooth, este protocolo no utiliza FHSS (Frequency hopping), sino que realiza las comunicaciones a través de una única frecuencia, es decir, de un canal. Normalmente puede escogerse un canal de entre 16 posibles. El alcance depende de la potencia de transmisión del dispositivo así como también del tipo de antenas utilizadas (cerámicas, dipolos, etc). El alcance normal con antena dipolo en línea vista es de aproximadamente (tomando como ejemplo el caso de MaxStream, en la versión de 1 [mW] de potencia) de 100 [m] y en interiores de unos 30 [m]. La velocidad de transmisión de datos de una red Zigbee es de hasta 256 [kbps]. Una red Zigbee la pueden formar, teóricamente, hasta 65535 equipos, es decir, el protocolo está preparado para poder controlar en la misma red esta gran cantidad de dispositivos.

El uso del protocolo Zigbee va desde reemplazar un cable por una comunicación serial inalámbrica, hasta el desarrollo de configuraciones punto a punto, multipunto, peer-to-peer (todos

los nodos conectados entre sí) o redes complejas de sensores.

Para esta comunicación, también se utilizará el puerto UART del microcontrolador. El Xbee utilizado en el microcontrolador, es conectado mediante el “Xbee Explorer Regulated”, mientras que el Xbee utilizado en el computador es conectado mediante el “Xbee Explorer USB”. En la Fig. 3.20 se pueden observar ambos módulos inalámbricos con sus respectivas interfaces.

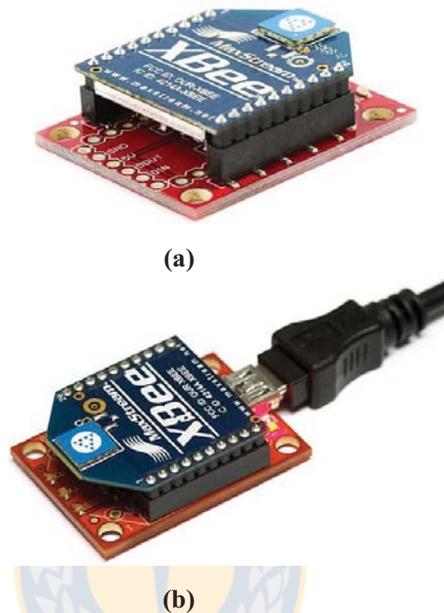


Fig. 3.20 Módulos inalámbricos con sus respectivas interfaces [19].

(a) Xbee con “Explorer Regulated”; **(b)** Xbee con “Explorer USB”.

A. Xbee Pro Serie 1

Este es uno de los módulos Zigbee más populares del mercado. El Xbee XBP24 está basado en el protocolo 802.15.4 y su utilización es por medio de comandos seriales. Estos módulos permiten una comunicación muy simple y confiable entre microcontroladores o más bien entre cualquier dispositivo que posea un puerto serial. Soporta redes punto a punto y punto a multipunto. El módulo se puede observar en la Fig. 3.21.

Las principales especificaciones de este módulo son las siguientes:

- Consumo: 3,3 [V] @ 215 [mA].
- Máximo transferencia de datos: 250 [kbps].
- Potencia de Salida: 60 [mW] (+18 [dBm]).
- Distancia máxima: 1500 [m].

- 6 Conversores Análogo-Digital de 10 bits.
- 8 entradas/salidas digitales.
- Encriptación de 128-bit.
- Configuración local o sobre el aire (“over-air”).
- Set de comandos AT o API.
- Requiere antena externa.

B. Xbee Explorer Regulated

El XBee Explorer Regulated, Fig. 3.21, se encarga de la regulación de 3.3[V], acondicionamiento de señales y indicadores de actividades básicas (Power, RSSI y leds de actividad DIN/DOOUT) para el módulo Xbee. Esta unidad funciona con todos los módulos XBee, incluyendo la Serie 1 y la Serie 2.5, versiones standard y profesional. El XBee se conecta a esta placa y se tiene acceso a los pines de programación y pines de comunicación serial del dispositivo.

C. Xbee Explorer USB

El “Xbee Explorer USB” es una unidad USB a serial creada para la línea Xbee. Esta unidad funciona con todos los módulos Xbee, incluyendo la Serie 1 y la Serie 2.5, versiones estándar y Pro. Para utilizarla, se debe conectar el Xbee a la unidad, y luego mediante un cable miniUSB-USB al computador. Así se pueden tener acceso directo a los pins seriales y de programación de la unidad Xbee. La unidad se puede observar en la Fig. 3.21.

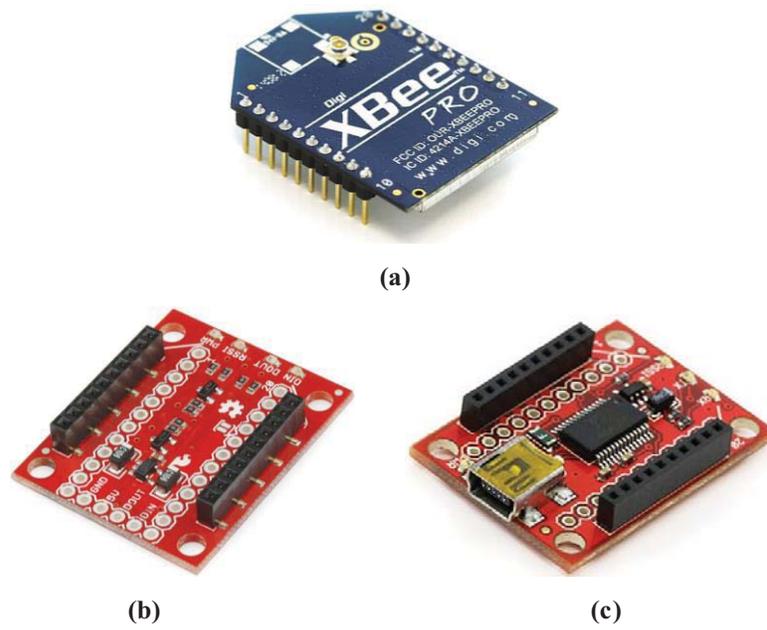


Fig. 3.21 Módulo Xbee y sus interfaces [19].

(a) Xbee Pro; **(b)** Xbee Explorer Regulated; **(c)** Xbee Explorer USB.



Capítulo 4. Algoritmos de los componentes

4.1. Introducción

En este capítulo se pretende explicar los diferentes algoritmos implementados para poder usar correctamente los diferentes componentes mencionados en el capítulo anterior.

4.2. Algoritmos de medición mediante puertas E/S digitales

4.2.1 Algoritmo del sensor de temperatura “Pmod TMP”

El primer módulo utilizado, fue el mencionado en el Capítulo 3.3.1. Este sensor, del mismo fabricante del microcontrolador, se utilizó para probar las diferentes funciones del microcontrolador.

El protocolo utilizado es el especificado en la hoja de datos del módulo, en donde se pueden ver los diferentes registros y comandos disponibles. El sensor cuenta con 2 registros importantes para nuestros objetivos: el registro de configuración y el registro de temperatura.

El registro de configuración (Fig. 4.1) es de 8 bits, donde 2 son de sólo lectura y 6 de lectura/escritura. Los 3 bits que nos interesan, son “R1”, “R0” y “1SHOT”.

MSb	BIT 6	BIT 5	BIT 4	BIT 3	BIT 2	BIT 1	LSb
DONE	THF	TLF	NVB	<u>R1*</u>	<u>R0*</u>	<u>CPU*</u>	<u>1SHOT*</u>

*NV (EEPROM)

Fig. 4.1 Registro de Configuración “Pmod TMP” [26].

Si el bit “1 SHOT” (Fig. 4.2) es igual 1, el módulo se configura en “One-Shot Mode”, el cual necesita una secuencia de comandos para iniciar una única conversión de temperatura y luego entrar en un estado “stand-by” de bajo consumo. En cambio, si el registro “1 SHOT” es igual a 0, el módulo se configurará en “Continuous Conversion Mode”, el cual mediante a la secuencia de comandos para iniciar la conversión de temperatura, continuará convirtiendo. Se utilizó este último modo debido a su simplicidad, esto implica que el bit “1 SHOT” debe ser igual a cero.

1SHOT* (Read/Write)	Power-up state = last value written to this bit. 1SHOT = 1: One-Shot Mode. The Start Convert T command initiates a single temperature conversion and then the device goes into a low-power standby state. 1SHOT = 0: Continuous Conversion Mode. The Start Convert T command initiates continuous temperature conversions. Initial state from factory = 0.
------------------------	---

Fig. 4.2 Bit “1 SHOT” del registro de configuración del “Pmod TMP” [26].

Los otros bits importantes, son el “R1” y “R0” (Fig. 4.3), los cuales son utilizados para configurar la resolución de 9 a 12 bits. Para nuestro caso, como queremos mayor precisión y todos tiempos de conversión satisfacen las necesidades, se elige una resolución de 12 bits. Por ende, los bits “R1” y “R0” deben ser iguales a 1.

R1	R0	RESOLUTION (BITS)	CONVERSION TIME (MAX) (ms)
0	0	9	93.75
0	1	10	187.5
1	0	11	375
1	1	12	750

Fig. 4.3 Bits “R1” y “R0” del registro de configuración “Pmod TMP” [26].

El otro registro importante, es el registro de temperatura (Fig. 4.4). Este registro de 12 bits, cuenta con 8 bits de parte entera (bit11 de signo y bits del 10 a 4 de parte entera sin signo) y 4 de parte flotante (bits del 3 a 0).

Para obtener el valor de la temperatura, se debe sumar la parte entera con la parte decimal. Cabe destacar, que para poder sumar la parte entera con la parte decimal, debemos adecuar los 4 bits flotantes por su equivalente decimal multiplicando por 2^{-4} . Así es como se tiene el valor de la temperatura en formato punto flotante.

BIT 11	BIT 10	BIT 9	BIT 8	BIT 7	BIT 6	BIT 5	BIT 4	BIT 3	BIT 2	BIT 1	BIT 0
S	2^6	2^5	2^4	2^3	2^2	2^1	2^0	2^{-1}	2^{-2}	2^{-3}	2^{-4}

Fig. 4.4 Registro de Temperatura de “Pmod TMP” [26].

Lo otro importante además de los registros, son los comandos utilizados. Los usados en el algoritmo son: comando de escritura en el registro de configuración y el comando para leer el registro de temperatura. El comando para escribir en el registro de configuración es el 0x0C (0b00001100), seguido del registro de configuración con los parámetros mencionados

anteriormente. El comando para leer desde el registro de temperatura es el 0xAA (10101010), el cuál entrega el registro de temperatura de 12 bits.

Para finalizar, en la Fig. 4.5 se pueden observar estas secuencias de comandos con sus respectivas escrituras o lecturas de registros. La Fig. 4.6 se muestra la interconexión del módulo con el microcontrolador.

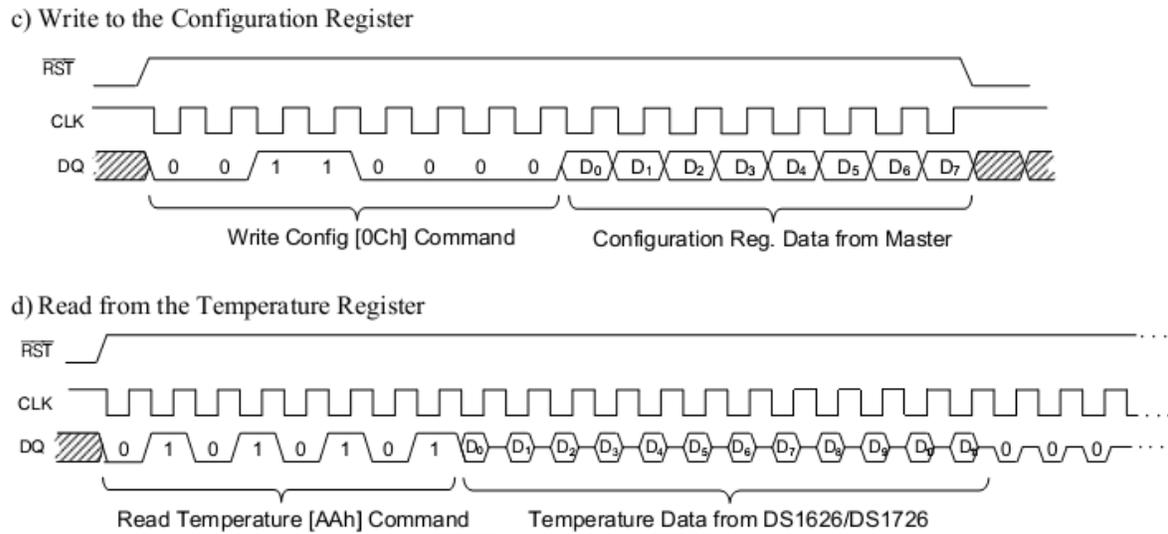


Fig. 4.5 Secuencias de comandos del “Pmod TMP” [26].

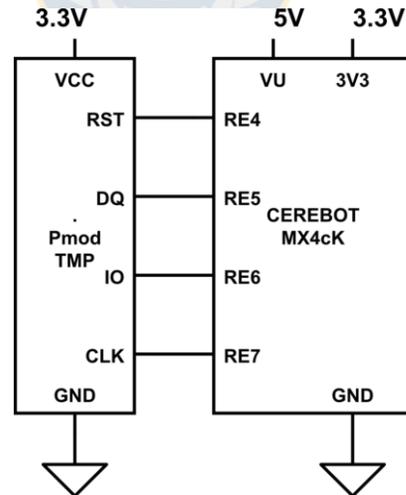


Fig. 4.6 Conexión para el sensor “Pmod TMP”.

4.2.2 Algoritmo del sensor de temperatura y humedad “SHT15”

Para una mejor medición de la temperatura y además para obtener la humedad, se utilizó el sensor de temperatura y humedad “SHT15” de “Sensirion”. Este sensor cuenta una línea de datos serial bidireccional (“DATA”) y una línea de entrada para el reloj serial (“SCK”).

Para comunicarnos con el sensor, luego de alimentarlo, debemos esperar 11 [ms] para que entre al estado de suspensión y luego poder enviar los comandos. Para enviar un comando, debemos ejecutar la secuencia de inicio de transmisión (“TS”), la cual se puede observar en la Fig. 4.7.

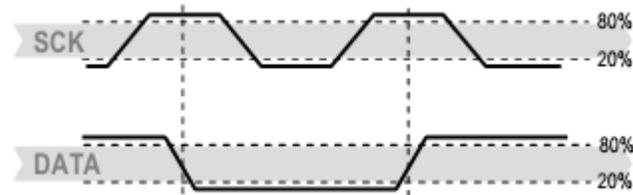


Fig. 4.7 Secuencia de inicio de transmisión del sensor “SHT15” [14].

Luego de la secuencia de inicio de transmisión, el comando a enviar consiste en 3 bits de dirección (sólo “000” es soportado) y 5 bits de comando (Fig. 4.8). El sensor indica que el comando fue recibido exitosamente con un bit de acknowledge (“ACK”), dejando en bajo “DATA” luego del octavo canto de bajada de “SCK”. Luego del noveno canto de bajada, “DATA” es liberado pasando a alto.

Command	Code
Reserved	0000x
Measure Temperature	00011
Measure Relative Humidity	00101
Read Status Register	00111
Write Status Register	00110
Reserved	0101x-1110x
Soft reset , resets the interface, clears the status register to default values. Wait minimum 11 ms before next command	11110

Fig. 4.8 Lista de comandos del sensor “SHT15” [14].

Para nuestros propósitos, sólo usaremos los registros para medir la temperatura (00011) y humedad (00101). Luego de enviar uno de estos comandos, se debe esperar a que se complete la medición. Este proceso toma aproximadamente 20, 80 y 320 [ms] para 8, 12 y 14 bits

respectivamente. Para indicar que la medición fue completada, “DATA” se va a bajo dejando al sensor desocupado. A partir de esta señal podemos volver a utilizar el “SCK” para leer los datos.

Dos bytes de medición y un byte opcional de CRC “checksum” (suma de verificación) son transmitidos. Luego de cada byte recibido se debe enviar un bit de acknowledge (“ACK”), es decir, llevando a bajo “DATA”. Los datos son recibidos por el bit más significativo primero (“MSB first”) justificados a la derecha.

La comunicación termina luego del bit de acknowledge del byte CRC. Si la suma de verificación CRC no es usada, se debe terminar la comunicación luego del segundo byte dejando “ACK” en alto. El sensor vuelve al estado de suspensión después de que la medición y comunicación se complete.

En la Fig. 4.9 se puede observar un ciclo completo de comunicación, en donde “TS” corresponde a la secuencia de inicio, “Command” al comando, “MSB” al dato más significativo, “LSB” al dato menos significativo, “Checksum” a la suma de verificación y “ACK” al bit de acknowledge.

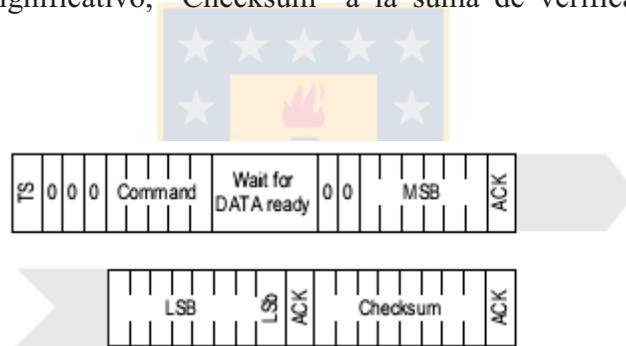


Fig. 4.9 Ciclo completo de comunicación del sensor “SHT15” [14].

En la Fig. 4.10 se explica más detalladamente un ejemplo de una secuencia de medición de humedad. En la figura se pueden observar dos tipos de líneas, en donde las gruesas corresponden a datos controlados por el sensor y las normales a datos controlados por el microcontrolador.

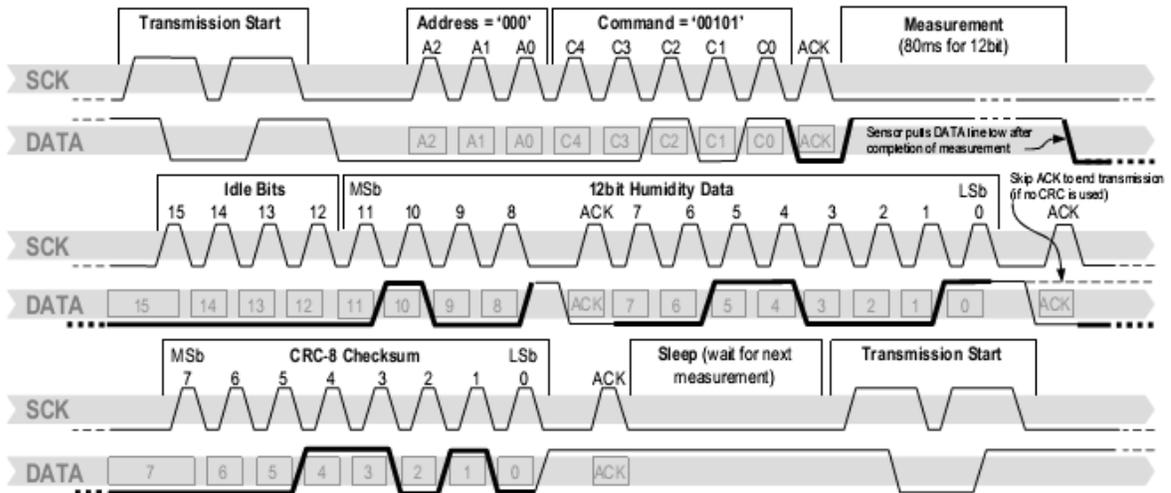


Fig. 4.10 Ejemplo de una secuencia de medición de humedad, en donde las líneas gruesas son controladas por el sensor y las normales por el microcontrolador [14].

En caso de que la comunicación con el sensor se pierda, se puede enviar una secuencia de reinicio (Fig. 4.11) de la interfaz serial. Esta secuencia se hace dejando "DATA" en alto y enviando nueve señales de reloj al "SCK".

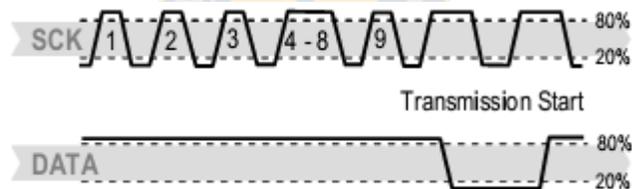


Fig. 4.11 Secuencia de reinicio [14].

Cabe destacar, que si se desea cambiar algunos parámetros de configuración, se puede acceder al registro de estado (Fig. 4.12). Para nuestros efectos, se utilizó la configuración por defecto, es decir, 12 bits de resolución para la humedad relativa y 14 para la temperatura.

Bit	Type	Description	Default	
7		reserved	0	
6	R	End of Battery (low voltage detection) '0' for VDD > 2.47 '1' for VDD < 2.47	X	No default value, bit is only updated after a measurement
5		reserved	0	
4		reserved	0	
3		For Testing only, do not use	0	
2	R/W	Heater	0	off
1	R/W	no reload from OTP	0	reload
0	R/W	'1' = 8bit RH / 12bit Temp. resolution '0' = 12bit RH / 14bit Temp. resolution	0	12bit RH 14bit Temp.

Fig. 4.12 Bits del Registro de Estado del sensor “SHT15” [14].

Por último, se debe tener en cuenta las fórmulas y parámetros para convertir correctamente los datos entregados por el sensor a un valor en punto flotante. Partiendo por la temperatura, ésta va a depender del voltaje de alimentación, de la resolución y si la queremos en grados Celsius o Fahrenheit. Según los datos de la Fig. 4.13, con un voltaje de alimentación de 3.3 [V], 14 bits de resolución y en grados Celsius, nuestros parámetros a usar en la fórmula de la misma figura son: $d_1 = -39.66$ y $d_2 = 0.01$.

$$T = d_1 + d_2 \cdot SO_T$$

VDD	d_1 (°C)	d_1 (°F)	SO_T	d_2 (°C)	d_2 (°F)
5V	-40.1	-40.2	14bit	0.01	0.018
4V	-39.8	-39.6	12bit	0.04	0.072
3.5V	-39.7	-39.5			
3V	-39.6	-39.3			
2.5V	-39.4	-38.9			

Fig. 4.13 Coeficientes de conversión de temperatura del sensor “SHT15” [14].

En el caso de la humedad, podemos calcular la humedad relativa lineal y la humedad relativa con compensación de temperatura. Para el caso de la humedad relativa lineal, ésta sólo depende de la resolución. Así, los parámetros a utilizar según la Fig. 4.14 para 12 bits son: $c_1 = -2.0468$, $c_2 = 0.0367$ y $c_3 = -1.5955 \cdot 10^{-6}$.

$$RH_{\text{linear}} = c_1 + c_2 \cdot SO_{RH} + c_3 \cdot SO_{RH}^2 \text{ (\%RH)}$$

SO_{RH}	c_1	c_2	c_3
12 bit	-2.0468	0.0367	-1.5955E-6
8 bit	-2.0468	0.5872	-4.0845E-4

Fig. 4.14 Coeficientes de conversión de humedad del sensor “SHT15” [14].

Para finalizar, los parámetros de la compensación de temperatura también dependen sólo de la resolución, pero además, se necesita el valor actual de la temperatura en grados Celsius (T_{C}) y de la humedad relativa lineal (RH_{linear}). Según la Fig. 4.15, los parámetros para calcular la humedad relativa con compensación de temperatura son: $t_1 = 0.01$ y $t_2 = 0.00008$.

$$RH_{\text{true}} = (T_{\text{C}} - 25) \cdot (t_1 + t_2 \cdot SO_{RH}) + RH_{\text{linear}}$$

SO_{RH}	t_1	t_2
12 bit	0.01	0.00008
8 bit	0.01	0.00128

Fig. 4.15 Coeficientes de compensación de temperatura del sensor “SHT15” [14].

La Fig 4.16 muestra la conexión del sensor con el microcontrolador.

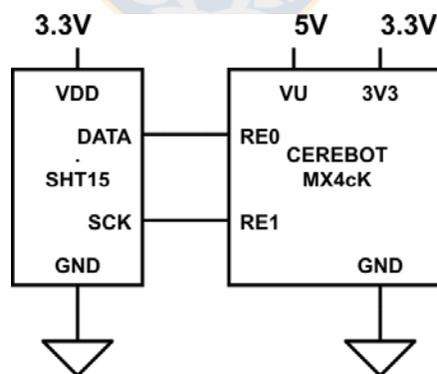


Fig. 4.16 Conexión para el sensor “SHT15”.

4.3. Algoritmos de medición utilizando el conversor análogo-digital (ADC)

A diferencia de los sensores mencionados anteriormente, la mayoría de los sensores que no cuentan con algún protocolo de comunicación, entregan como respuesta una señal eléctrica que se relaciona con el valor de la medición. En general, esta señal eléctrica es un voltaje que cambia dependiendo de la medición, pero como generalmente necesitamos ese valor en forma digital, se utiliza un conversor análogo-digital de una resolución específica. Particularmente, el microcontrolador utilizado en éste proyecto cuenta con una “ADC” (conversor análogo-digital) de 10 bits. Esto quiere decir que podemos obtener valores de 0 a 1023, los cuáles dependerán de los voltajes de referencia configurados.

Los sensores utilizados mediante el “ADC” del microcontrolador son: sensor de temperatura corporal, la celda de carga y el switch de nivel de agua.

4.3.1 Algoritmo del sensor de temperatura “ZX-Thermometer”

El sensor “ZX-Thermometer”, como se explicó en el capítulo anterior, entrega un voltaje de salida en directa variación con la temperatura. Esto quiere decir que si la temperatura aumenta, el voltaje de salida también aumenta y viceversa.

El valor de la temperatura, se puede estimar respecto al porcentaje que representa el voltaje de salida con respecto al voltaje de alimentación. En la Fig. 4.17 se puede observar una tabla con los valores estimados desde los -20°C hasta los $+85^{\circ}\text{C}$ con paso de 1°C .

°C	%	°C	%	°C	%
1	15.82	11	26.4	21	37.2
2	16.85	12	27.4	22	38.2
3	17.88	13	28.6	23	39.2
4	18.92	14	29.6	24	40.2
5	19.97	15	30.8	25	41.2
6	21	16	31.8	26	42.2
7	22	17	32.8	27	43.2
8	23.2	18	34	28	44.2
9	24.2	19	35	29	45.2
10	25.2	20	36	30	46.2

°C	%	°C	%
31	47.2	41	56
32	48.2	42	56.8
33	49	43	57.6
34	50	44	58.4
35	51	45	59.2
36	51.8	46	60
37	52.6	47	60.8
38	53.6	48	61.4
39	54.4	49	62.2
40	55.2	50	62.8

Fig. 4.17 Tabla de temperatura en función al porcentaje del voltaje de salida con respecto al voltaje de alimentación [15].

En la Fig. 4.18 muestra un gráfico de la operación del sensor, comparando las lecturas del sensor con los resultados calculados con un software de simulación.

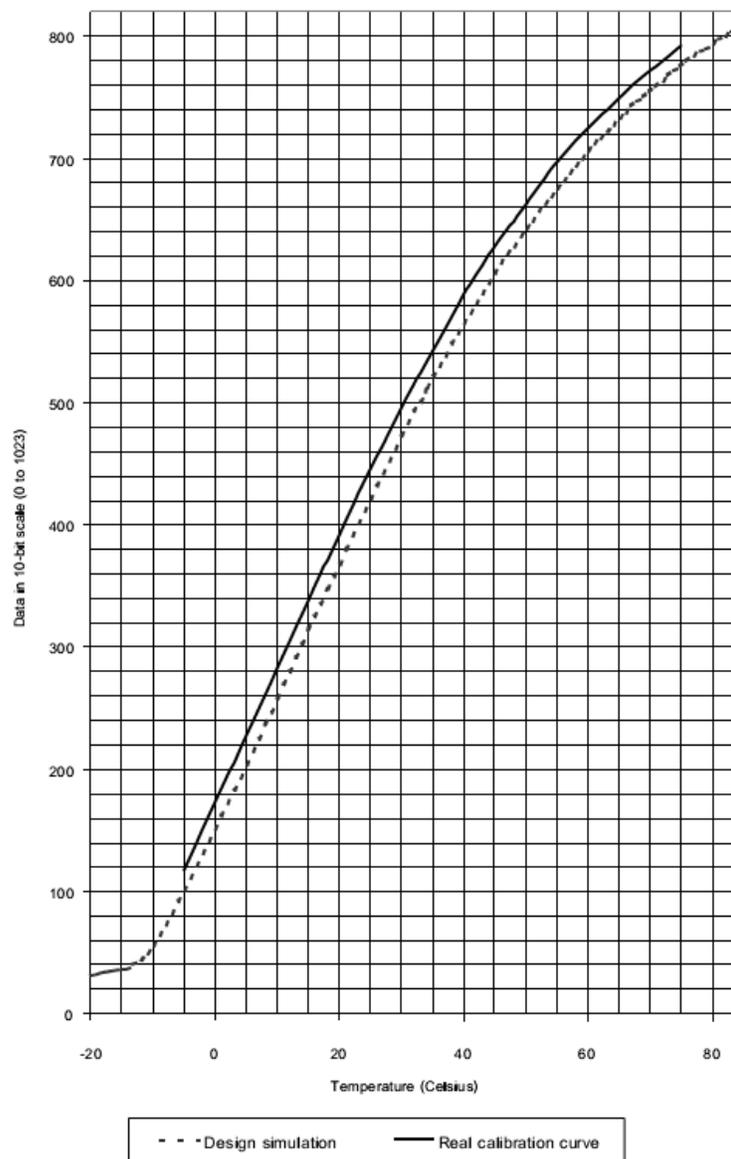


Fig. 4.18 Gráfico de operación del sensor, en donde la línea sólida corresponde a lecturas del sensor y la línea punteada a cálculos con un software de simulación [15].

Finalmente, como el sensor está alimentado por el microcontrolador (Fig. 4.19), lo que se hizo fue fijar en el conversor-análogo digital que los voltajes de referencia fueran “VDD” y “VSS”. Así el conversor entregará un valor de 0 a 1023, dependiendo del voltaje de salida del sensor. Como éste valor ya está escalado respecto al voltaje de alimentación, solo debemos expresarlo en forma de porcentaje para así ser comparado con los valores de la Fig. 4.17 y entregar el valor aproximado de la temperatura. Para esto, se linealizaron por tramos los valores de la tabla en el rango de 0°C a +50°C, suponiendo que no deberían darse valores fuera de ese intervalo. Finalmente, la función

“ZX” entrega el valor de la temperatura en formato punto flotante.

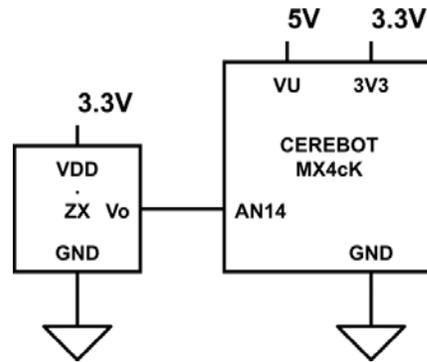


Fig. 4.19 Conexión para el sensor “ZX-Thermometer”.

4.3.2 Algoritmo de medición de peso

Como explicamos en el capítulo anterior, la celda de carga necesita un circuito amplificador para aumentar la amplitud de la señal y luego ser procesada por el conversor análogo-digital. Primero que todo, se tuvo que definir la ganancia del amplificador operacional de instrumentación. Para esto, se hicieron pruebas con diferentes ganancias para ver los valores que se ajustaban a los pesos mínimos y máximos que se necesitaban medir. Se utilizaron las ecuaciones de la Fig. 4.20 para las resistencias necesarias para cada ganancia.

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

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

Fig. 4.20 Ecuaciones de ganancia (G = Ganancia ; R_g = Resistencia de ganancia) [22].

Se decidió usar una ganancia aproximada de 1.000, lo que implica usar una resistencia aproximada de 50 [Ω].

El circuito (Fig. 4.21) completo de la pesa, interconecta la celda de carga con el amplificador, y éste con el ADC del microcontrolador. En resumen, se conectan las salidas de la celda de carga a las entradas del amplificador, la salida del amplificador al conversor análogo digital y las excitaciones a la alimentación del microcontrolador.

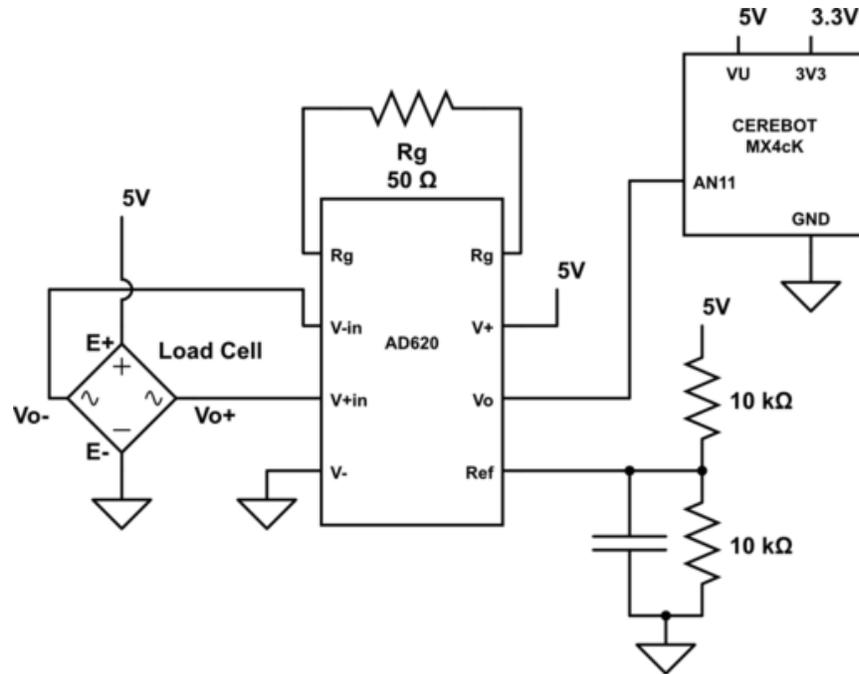


Fig. 4.21 Circuito esquemático para la medición del peso.

Al tener la señal amplificada en el ADC del microcontrolador, se tiene que procesar de tal forma que la variable eléctrica corresponda a una unidad de medida de peso. Para efectos de éste proyecto, el peso generalmente no será mayor a 5 [kg] aproximadamente.

Lo primero que se hizo, fue crear una función para definir la tara. La función “TARA” se ejecuta una vez al inicio del programa, y determina la tara obteniendo múltiples mediciones cada cierto tiempo, hasta encontrar un número de medidas seguidas similares. Esta función retorna el valor de una última medición para definirla como tara.

El próximo paso fue calibrar la pesa. Esto se hizo colocando diversos pesos establecidos, para así ver la diferencia entre la medición y tara, lo cual nos permite hacer una relación lineal con respecto a los pesos utilizados. Así es como se obtuvo un valor que relaciona proporcionalmente al valor entregador por el ADC y al peso.

La función “PESA” recibe como argumento la tara y retorna el valor en gramos del peso en formato entero de 16 bits sin signo. Esta función se ejecuta constantemente, pero el valor del peso sólo se actualiza cuando es requerido por el usuario.

4.3.3 Algoritmo de medición de nivel de agua.

Para la medición de nivel de agua, simplemente se utilizó un switch electromagnético que se abre en caso de un nivel de agua normal y se cierra en caso de nivel de agua bajo. Cabe destacar que para este sensor no era necesario utilizar el conversor análogo-digital, ya que se podía conectar directamente a una entrada digital, se prefirió utilizar el ADC del microcontrolador para así limitar un valor análogo como parámetro. Así es como dependiendo del valor de la conversión, la función “SNA” retornara un 1 en caso de estar abierto o un 2 en caso de estar cerrado.

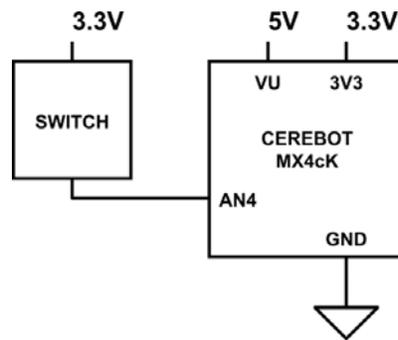


Fig. 4.22 Conexión del switch de nivel de agua.

4.4. Algoritmos de control sobre los actuadores

Dependiendo de las instrucciones de los algoritmos de control (ON/OFF y HISTERESIS), se deberá ejercer acción sobre los actuadores para así poder influir en el comportamiento de las variables del sistema. Es así como la velocidad del ventilador y servomotor son controladas mediante una señal “PWM” (Pulse Width Modulation) generada por el microcontrolador. La potencia de la resistencia, es controlada mediante el tiempo de encendido y apagado del “SSR” (Solid State Relay).

4.4.1 Algoritmo de control del ventilador y servomotor mediante “PWM” (Modulación por ancho de pulso)

La forma más simple y efectiva para controlar motores en general, es mediante a señales PWM. Pero como generalmente los microcontroladores tienen limitaciones de voltaje y corriente, debemos utilizar algún dispositivo para acondicionar esa señal a voltajes y corrientes específicos del motor.

A. Ventilador

El “Pmod HB5” nos permitió variar el voltaje de salida aplicado al ventilador mediante una señal PWM. Cabe destacar que éste módulo se alimenta la parte lógica por medio del microcontrolador y la parte del motor con una fuente externa de 12 [V], ya que ventilador utilizado está diseñado para trabajar a ese voltaje.

El PWM es un método digital de transmitir una señal análoga, que a pesar de no ser una fuente “limpia” de voltaje continuo, maneja los motores “relativamente” bien.

La Fig. 4.23 muestra una señal PWM con una frecuencia de entrada de 2 [kHz]. La velocidad del motor es controlada ajustando el tiempo en que la señal está en estado lógico alto. El primer gráfico muestra un ciclo de trabajo de un 10%, en donde la señal está en nivel lógico alto sólo 1/10 del período. Este peak positivo de 10% equivale a un 10% del voltaje de alimentación, es decir, 0.33 [V]. Las siguientes figuras representan a un 50 y 75% respectivamente.

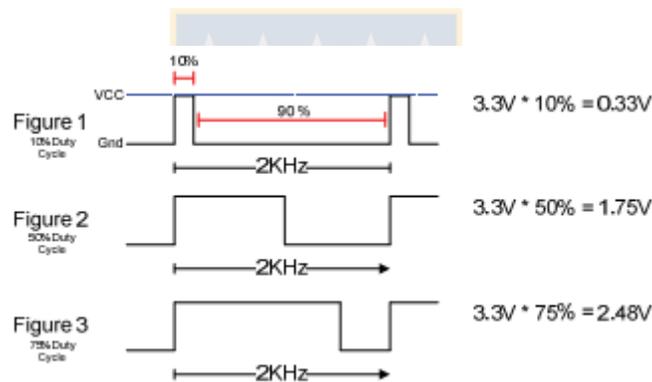


Fig. 4.23 Diferentes ciclos de trabajo en un PWM de 2 [kHz] [23].

Para el tipo de ventilador utilizado se recomienda una frecuencia de modulación de 25[kHz], ya que los nuevos ventiladores que tienen control de PWM incorporado, utilizan esa frecuencia para enviar los pulsos. La Fig. 4.24 muestra la interconexión entre el ventilador, fuente externa y microcontrolador.

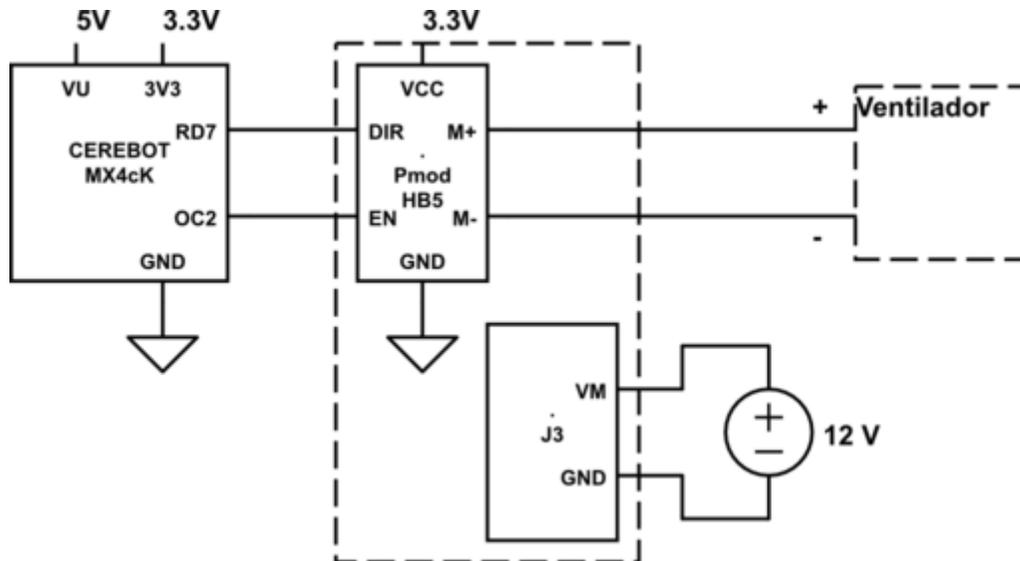


Fig. 4.24 Conexión del “Pmod HB5” con el microcontrolador, la fuente externa y el ventilador.

B. Servomotor

Al igual que ventilador, el servomotor puede ser controlado mediante una señal de control. A diferencia de éste, la señal debe ser entre 1 [ms] y 2 [ms], que se repite cada 20 [ms], de tal manera que 1 [ms] indica el máximo de revoluciones en un sentido, 1.5 [ms] para detenerse y 2 [ms] para el máximo de revoluciones en el otro sentido. Esto implica una señal portadora entre 50 y 80 [Hz] con un ciclo de trabajo entre 5% y 10%. La Fig. 4.25 explica los movimientos realizados por el servomotor y la Fig. 4.26 muestra las conexiones con el microcontrolador.

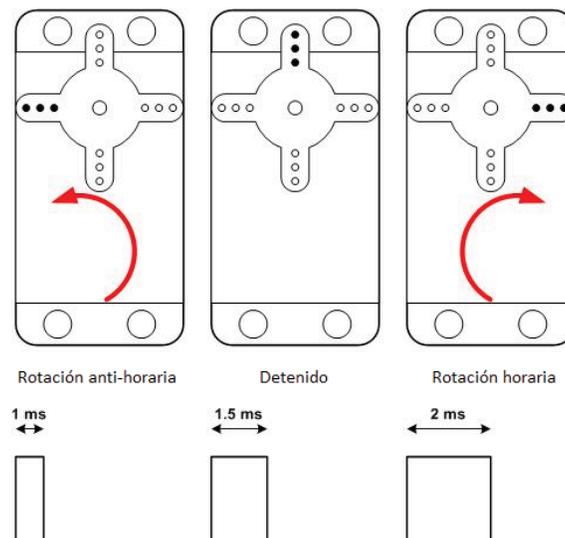


Fig. 4.25 Rotación del servomotor de rotación respecto a la señal de control [11].

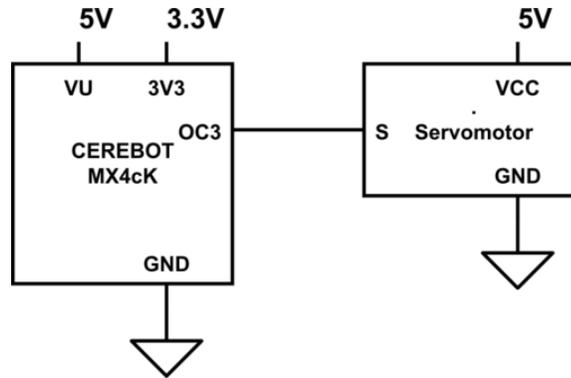


Fig. 4.26 Conexión del servomotor con el microcontrolador.

4.4.2 Algoritmo de control de la resistencia mediante el “SSR” (Relé de Estado Sólido)

Debido a que los SSR no tienen partes móviles, éstos pueden hacer ciclos de ON/OFF muchas veces por segundo, lo que permite una respuesta rápida en comparación a los electromecánicos.

En aplicaciones en donde se requiere un control de calor, como es el caso, los rápidos ciclos ON/OFF proveen un buen control de temperatura y este método alarga considerablemente la vida del calentador debido a una reducción del choque térmico.

Gracias al circuito de disparo de cruce por cero incorporado en estos relés, no se tienen problemas con los disparo ya que siempre se hacen en el momento que la señal cruza por cero. En la Fig. 4.27 se puede ver la diferencia entre una señal controlada por cruce por cero y otra sin.

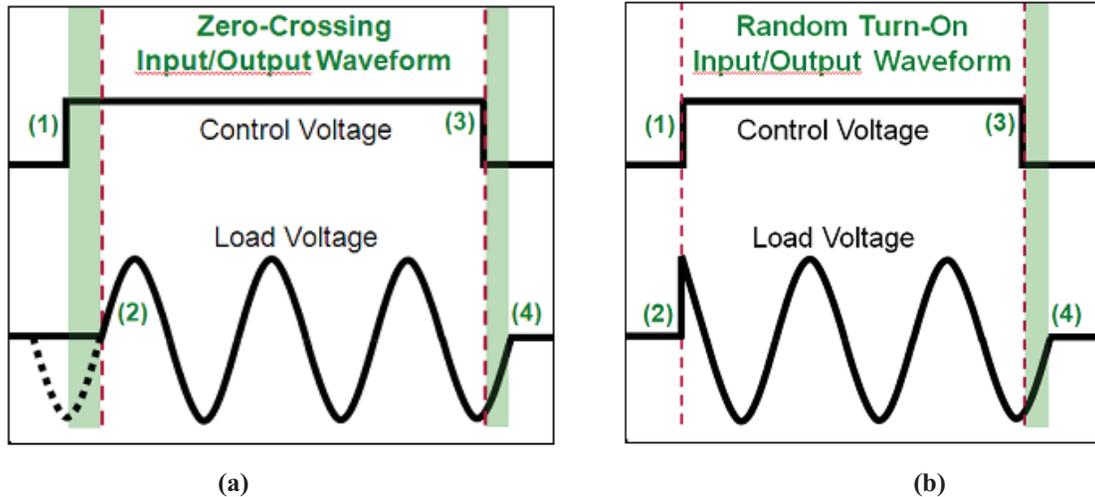


Fig. 4.27 Diferencia entre señal con y sin control de disparo de cruce por cero [10].
 (a) Entrada y salida de un SSR con cruce por cero; (b) Entrada y salida de un SSR sin cruce por cero.

Por ejemplo, si se desea un 25% de la potencia del calentador en una frecuencia de red de 50 [Hz], el período es de 0.02 [s] o 20 [ms]; entonces podríamos obtener un 25% de potencia manteniendo por 0.1 [s] el SSR en ON, 0.3 [s] en OFF, 0.1 [s] ON y 0.3 [s] OFF. Esto equivaldría a 5 ondas sinusoidales ON y 15 ondas sinusoidales OFF. Ya que se están cambiando ondas sinusoidales completas, a partir de la señal de cruce por cero y terminarlas gracias a la misma, es que no se genera ruido y la potencia parte en cero y va aumentando gradualmente. En la Fig. 4.4.1.2 se puede observar un ejemplo para un 50% de potencia en la carga.

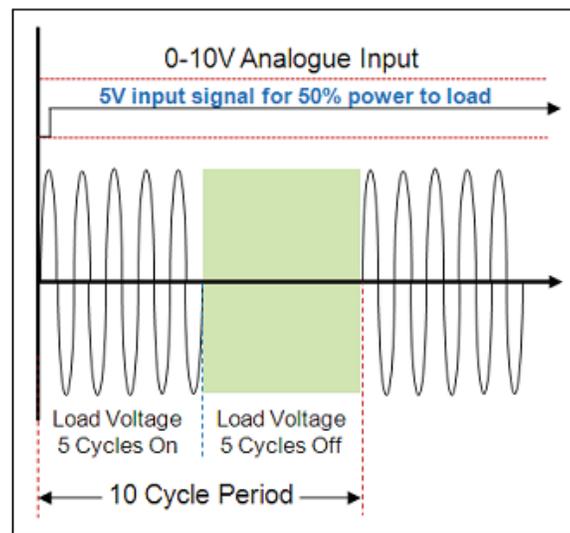


Fig. 4.28 Ejemplo de control proporcional en un SSR mediante número ciclos ON y OFF [10].

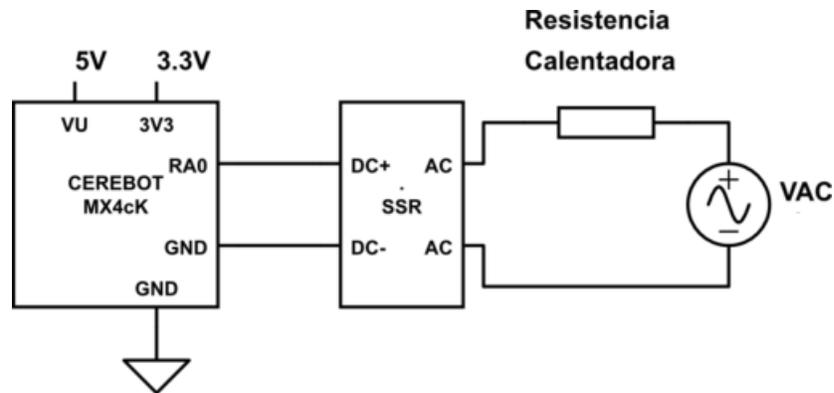


Fig. 4.29 Conexión del SSR con el microcontrolador, la resistencia calentadora y la red eléctrica.

4.5. Algoritmos de comunicación utilizando el puerto UART

En capítulos anteriores, se mencionó que el microcontrolador contaba con dos puertos UART, la interfaz de desarrollo cuenta con un conversor USB-SERIAL conectado al puerto UART1. Esto permite una conexión serial con cualquier computador que cuente con un puerto USB mediante un cable microUSB – USB. Además, los dos componentes utilizados para la comunicación soportan éste protocolo. Estas dos razones fueron las que llevaron a decidir utilizar la comunicación serial UART para comunicación.

4.5.1 Algoritmo de comunicación mediante el conversor USB-SERIAL.

Repitiendo lo anterior, la interfaz de desarrollo cuenta con puerto serial que es implementado mediante el conversor USB-SERIAL “FTDI FT232R”, el cual utiliza el puerto UART1 del microcontrolador. Este tipo de comunicación fue utilizada para depurar durante el proceso de creación de códigos, para utilizarlo como entrada y salida de datos, entre otros. Solo se necesitó de los drivers para el conversor y del software “HyperTerminal” como terminal de comunicación.

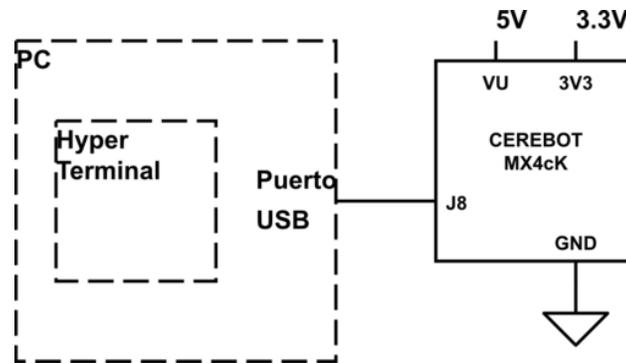


Fig. 4.30 Conexión del conversor USB-SERIAL.

4.5.2 Algoritmo de comunicación alámbrica con el “Pmod CLS”

El “Pmod CLS” es una pantalla controlada con un microcontrolador incorporado “ATmega48”, el cual puede ser accedido mediante comunicación UART, SPI o TWI. Para definir el modo de comunicación, el módulo cuenta con 3 jumpers (MD0 ,MD1 y MD2). En la Fig. 4.31 se pueden observar las diferentes configuraciones posibles, en donde para nuestra revisión (Rev E), un jumper no conectado representa a un 1 y un jumper conectado a un 0. Para revisiones anteriores (Rev D) es al revés.

Dado que el microcontrolador es capaz de generar todos los “baud rates” posibles y por simplicidad para no escribir en la “EEPROM”, se decidió la configuración UART con un baudrate de 9600 [bps]. Esto implica conectar los jumpers M0 y M2, dejando libre el jumper M1.

MD2, MD1, MD0	Protocol	Details
0,0,0	UART	2400 baud
0,0,1	UART	4800 baud
0,1,0	UART	9600 baud
0,1,1	UART	baud rate in EEPROM
1,0,0	TWI	address: 0x48
1,0,1	TWI	address in EEPROM
1,1,0	SPI	
1,1,1	specified in EEPROM	specified in EEPROM

Fig. 4.31 Configuraciones posibles del “Pmod CLS” [20].

El “Pmod CLS” es capaz de ejecutar muchas instrucciones diferentes utilizando secuencias de escape. Una secuencia de escape comienza con el carácter “ESC” (0x1B o 27), seguido del corchete izquierdo “[“, seguido de 0 o más parámetros separados con un punto y coma (“;”) y terminado con el carácter de comando. La tabla de comandos se puede observar en la Fig. 4.32. Cabe destacar que los comandos diferencian entre mayúsculas y minúsculas.

En código principal, al inicio del programa principal, el módulo recibe las instrucciones de reinicio (“*”), limpieza de pantalla y situar el cursor al inicio (“j”), habilitar la pantalla y la luz de fondo (“3e”), deshabilitar el curso y parpadeo (“0c”) y habilitar el ajuste de línea a 16 caracteres (“0h”). Además, mediante la función “StaticText” se escribe en la pantalla el texto que será estático durante el proceso, es decir, la abreviatura de las variables, las unidades de medida, etc.

Por último, la función “DynamicText” es la encargada de refrescar la pantalla con los valores actuales de las variables más importantes del sistema. Esta función tiene como argumentos la temperatura ambiente, temperatura corporal, humedad y nivel de agua.

Instruction	Result	Instruction	Result
<row>;<col>H	set cursor position to <row>,<col>	<ps>h	set display mode 0 = wrap line at 16 characters 1 = wrap line at 40 characters
s	save cursor position	<ps>c	set cursor mode 0 = cursor off 1 = cursor on, blink off 2 = cursor on, blink on
u	restore saved cursor position	<pn>a	save TWI address in EEPROM to <pn>
j	clear display and home cursor	<pn>b	save baud rate value in EEPROM to <pn>
<ps>K	erase within line 0 = current position to end of line 1 = start of line to current position 2 = entire line	<pt>p	program character table into LCD
<ps>N	erase field in current line <ps> = number of chars starting at current position	<pt>t	save RAM character table to EEPROM
<pn>@	scroll left <pn> columns	<pt>l	load EEPROM character table to RAM
<pn>A	scroll right <pn> columns	<pn>...<pn>;<ps>d	define user programmable character
*	reset; equivalent to cycling power of PmodCLS	<ps>m	save communication mode to EEPROM
<ps>e	enable/disable display 0 = display off, backlight off 1 = display on, backlight off 2 = display off, backlight on 3 = display on, backlight on	w	enable write to EEPROM
		<ps>n	save cursor mode to EEPROM
		<ps>o	save display mode to EEPROM

Fig. 4.32 Lista de instrucciones del “Pmod CLS” [20].

En código principal, al inicio del programa principal, el módulo recibe las instrucciones de reinicio (“*”), limpieza de pantalla e situar el curso al inicio (“j”), habilitar la pantalla y la luz de fondo (“3e”), deshabilitar el cursor y parpadeo (“0c”) y habilitar el ajuste de línea a 16 caracteres (“0h”). Además, mediante la función “StaticText” se escribe en la pantalla el texto que será estático durante el proceso, es decir, la abreviatura de las variables, las unidades de medida, etc.

Por último, la función “DynamicText” es la encargada de refrescar la pantalla con los valores actuales de las variables más importantes del sistema. Esta función tiene como argumentos la temperatura ambiente, temperatura corporal, humedad y nivel de agua.

La Fig. 4.33 muestra la conexión de la pantalla con el microcontrolador.

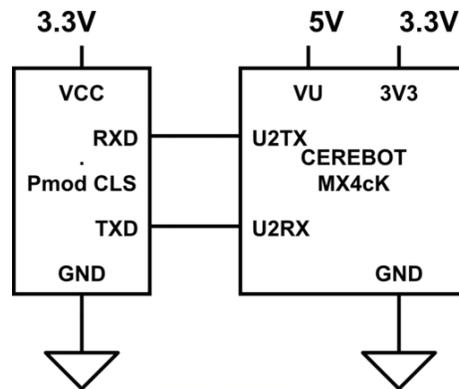


Fig. 4.33 Conexión para la conexión alámbrica del “Pmod CLS”.

4.5.3 Algoritmo de comunicación inalámbrica con módulos “Zigbee”

La Fig. 4.34 muestra las conexiones mínimas que necesita el módulo Xbee para poder ser utilizado. Luego de esto, se debe configurar según el modo de operación que desea para la aplicación requerida por el usuario.

El módulo requiere de una alimentación de 2.8 a 3.4 [V], la conexión a tierra y las líneas de transmisión de datos por medio del UART (TXD y RXD) para comunicarse con un microcontrolador, o directamente a un puerto serial utilizando algún conversor adecuado para los niveles de voltaje.

Esta configuración, no permite el uso de Control de Flujo (RTS & CTS), por lo que esta opción debe estar desactivada en el terminal y en el módulo XBEE. En caso de que se envíe una gran cantidad de información, el buffer del módulo se puede sobrepasar. Para evitar existen dos alternativas: bajar la tasa de transmisión y/o activar el control de flujo.

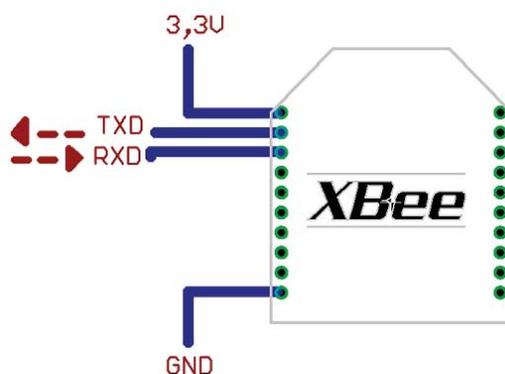


Fig. 4.34 Conexiones mínimas necesarias para el módulo “Xbee” [27].

Existen diversos modos de operación, pero el modo Transparente es el que viene por defecto en los módulos Xbee. En este modo todo lo que ingresa por el pin 3 (Data in), es guardado en el buffer de entrada y luego transmitido y todo lo que ingresa como paquete RF, es guardado en el buffer de salida y luego enviado por el pin 2 (Data out).

Este modo está destinado principalmente a la comunicación punto a punto, donde no es necesario ningún tipo de control. También se usa para reemplazar alguna conexión serial por cable, ya que es la configuración más sencilla posible.

En este modo, la información es recibida por el pin 3 del módulo Xbee, y guardada en el buffer de entrada. Dependiendo de cómo se configure el comando RO, se puede transmitir la información apenas llegue un carácter (RO=0) o después de un tiempo dado sin recibir ningún carácter serial por el pin 3. En ese momento, se toma lo que se tenga en el buffer de entrada, se empaqueta, es decir, se integra a un paquete RF, y se transmite. Otra condición que puede cumplirse para la transmisión es cuando el buffer de entrada se llena, esto es, más de 100 bytes de información.

En resumen, lo que hace el modo Transparente es que básicamente todo lo que pasa por el puerto UART (DIN, pin 3), es enviado al módulo deseado, y lo que llega al módulo, es enviado de vuelta por el mismo puerto UART (DOUT, pin2).

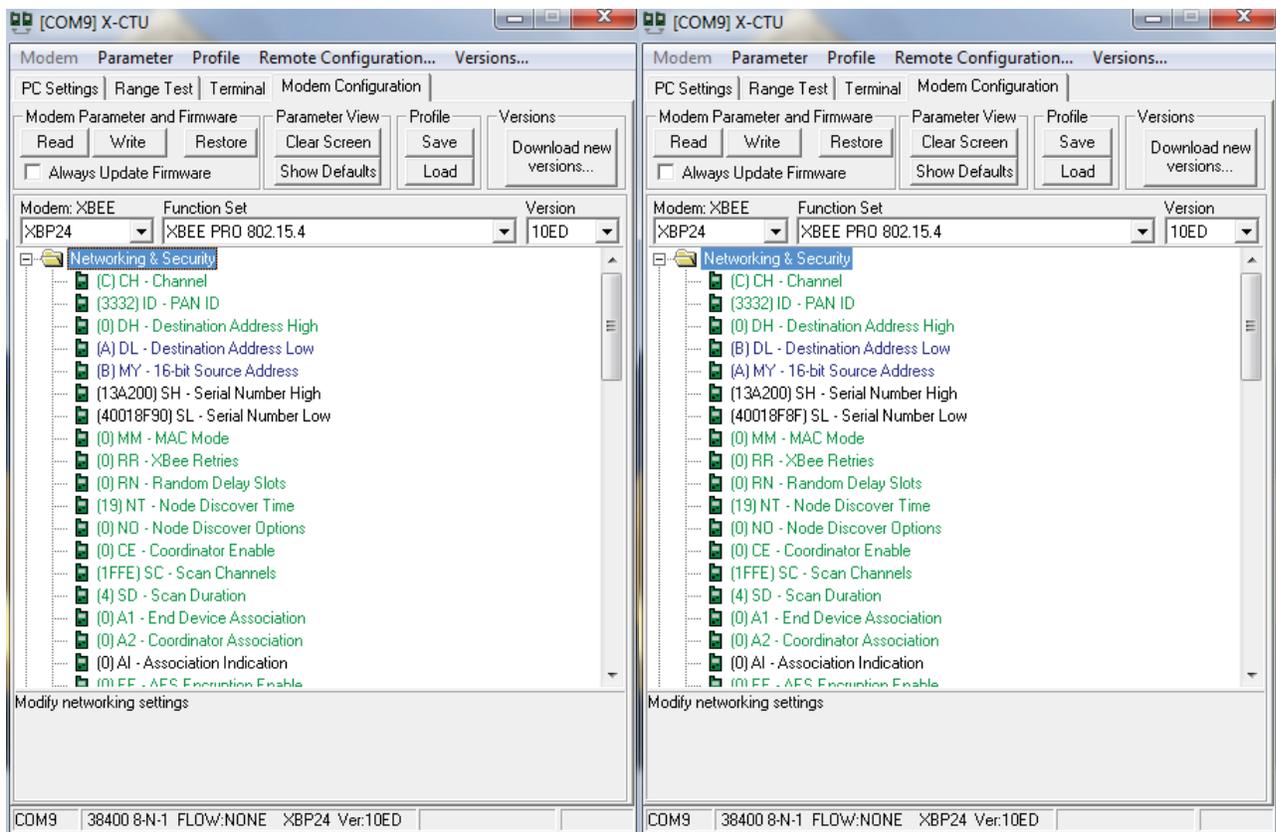
Existen básicamente 4 tipos de conexión transparente. La diferencia principal radica en el número de nodos o puntos de acceso, y la forma en que éstos interactúan entre sí. Así finalmente se decidió se utilizó el modo Transparente Punto a Punto.

Es la conexión ideal para reemplazar comunicación serial por un cable. Sólo se debe configurar la dirección. Para ello se utilizan los comandos MY y el DL. La idea, es que se define arbitrariamente una dirección para un módulo, usando el comando MY, el cual se va a comunicar

con otro que tiene la dirección DL, también definida arbitrariamente. Con esto cada módulo define su dirección con MY, y escribe la dirección del módulo al cual se desea conectar usando DL.

En este modo, el módulo receptor del mensaje envía un paquete al módulo de origen llamado ACK (“Acknowledge”) que indica que el mensaje se recibió correctamente.

En la Fig. 4.35 se muestran las configuraciones aplicadas a los Xbee mediante el software “X-CTU”. En donde se puede ver que el Xbee controlado por el microcontrolador es configurado con dirección de origen (“16-bit Source Address”) “0xB” y con dirección de destino (“Destination Address Low”) “0xA”. Por otro lado, el Xbee controlado por el PC es configurado con dirección de origen “0xA” y con dirección de destino “0xB”.



(a)

(b)

Fig. 4.35 Configuración de direcciones de módulos “Xbee”.

(a) Xbee conectado al microcontrolador con “Explorer Regulated”; (b) Xbee conectado al PC con “Explorer USB”.

Una vez configurado, el módem se encuentra listo para funcionar. Así todo lo que se transmite por el pin DIN de un módulo, es recibido por el pin DOUT del otro. Para que el modo Punto a Punto funcione, los módulos deben pertenecer a la misma PAN ID y al mismo canal, que en

éste caso se dejaron los por defecto: “0x3332” y “0xC” respectivamente.

El último parámetro importante de configurar, es la interfaz serial. Los parámetros más relevantes son la velocidad de transmisión (“Interface Data Rate”) y la paridad (“Parity”). El máximo “baudrate” que puede generar el microcontrolador con los 5 [MHz] de velocidad de los periféricos es de 38400 [bps], por lo que la comunicación se hará a esa velocidad. En la Fig. 4.36, se puede ver que el “Interface Data Rate” se configura con un “0x5” que corresponde a la velocidad deseada y que “Parity” se mantiene por defecto en “0x0” que implica sin paridad.

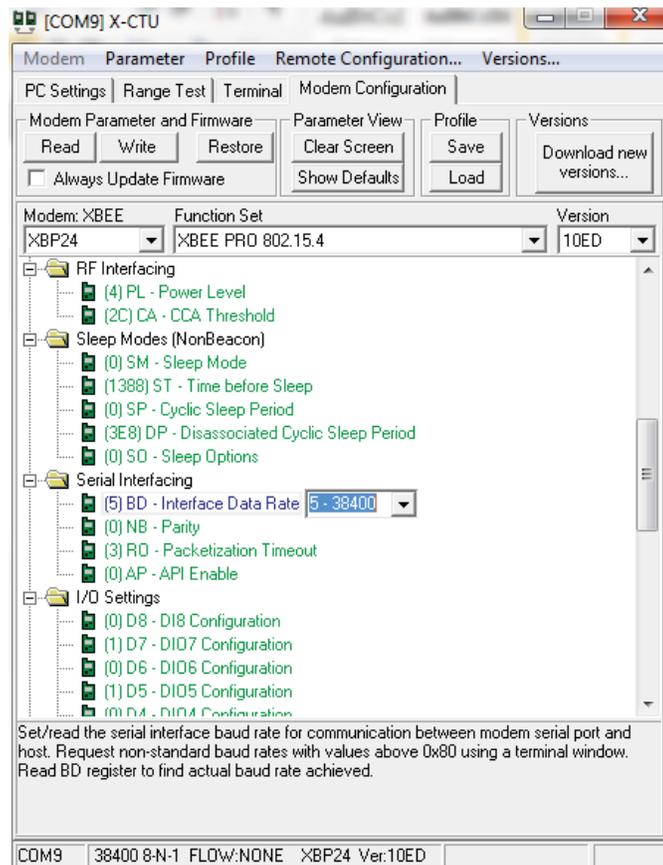


Fig. 4.36 Configuración de la interfaz serial de los “Xbee”.

En la Fig. 4.37 se puede observar un diagrama esquemático de los módulos Xbee conectados a sus respectivas interfaces y terminales.

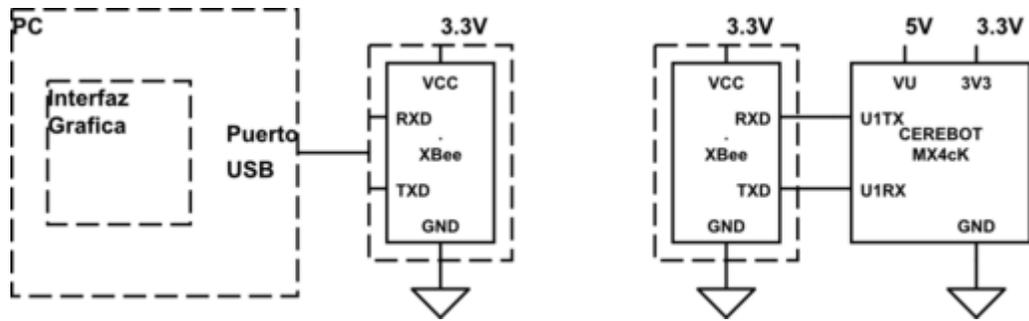


Fig. 4.37 Conexión de los dispositivos “Xbee” con el PC y el microcontrolador.



Capítulo 5. Algoritmos de Control

5.1. Introducción

El objetivo de este capítulo es explicar los diferentes tipos de control implementados para controlar la temperatura y humedad del ambiente. Estos tipos de control son: Control ON/OFF y Control ON/OFF con Histéresis.

El sensor utilizado como parámetro de control, será el sensor de temperatura y humedad “SHT15”. Para actuar sobre el sistema, se utilizarán el ventilador y la resistencia calentadora.

En el caso de la humedad, es un poco más complejo generar un tipo de control, ya que estas dos variables están relacionadas entre sí. Es por esto que se decidió siempre tratar de tener un nivel de humedad alto, ya que como se explicó en el primer capítulo no se sabe con exactitud el porcentaje de humedad relativa óptimo para un neonatal. Por lo que la variable a controlar será la temperatura.

Cabe señalar, que el valor deseado o SP (“Set Point”), puede ser seleccionado como manual o automático. En el caso de del modo automático, éste se calcula dependiendo de la edad y peso del bebé. La edad es calculada mediante el ingreso de la fecha de nacimiento, y el peso es medido cada vez que se requiera.

El controlador PID finalmente no fue implementado por los buenos resultados obtenidos por los otros dos métodos de control.

5.2. Selección automática del SP de temperatura

Como se explicó anteriormente, en caso de ser seleccionado el modo automático de selección de SP, se creó un algoritmo con los parámetros de la Tabla 1.1. Este algoritmo recibe como argumentos la edad y peso del individuo. La edad es enviada por la interfaz gráfica y el peso es medido por la celda de carga cada vez que sea requerido en la interfaz gráfica. Así la función “SPT” retorna el SP de temperatura adecuado para la edad y el peso correspondiente.

5.3. Tipos de control

5.3.1 Control ON/OFF

Fue el primer tipo de control ejecutado por ser el más simple de implementar. Como su nombre lo dice, éste tipo de control se caracteriza por tener dos estados: ON y OFF. Esto quiere decir, que dependiendo del error entre el valor deseado y el valor medido, los actuadores se encenderán o apagarán.

Para éste caso en particular, si el SP de temperatura es mayor al valor medido, la resistencia y el ventilador se activan para generar un flujo de aire caliente que agregue calor al sistema. En caso contrario, si el SP de temperatura es menor al valor medido, la resistencia se desactiva y el ventilador se activa para generar un flujo de aire que libere calor del sistema. Por último, en caso de que SP de temperatura sea igual al valor medido, la resistencia y el ventilador se desactivan.

En la Tabla 5.1, se pueden observar una tabla de verdad de los actuadores dependiendo del error.

Tabla 5.1 Tabla de verdad del control ON/OFF.

Error	Actuadores	
	Resistencia	Ventilador
$e = SP - T$		
$e > 0$	ON	ON
$e < 0$	OFF	ON
$e = 0$	OFF	OFF

5.3.2 Control ON/OFF con Histéresis

El problema más común del control ON/OFF, es el constante cambio de estado del error para tratar de alcanzar el SP. Esto implica un constante encendido y apagado en los actuadores, el cual puede generar un desgaste considerable.

La corregir de alguna manera este problema, se agrega una banda de histéresis que en pocas palabras vendría siendo una tolerancia al error calculado. Esta tolerancia se puede estimar observando el comportamiento del sistema, como por ejemplo, evaluando el sobrepaso a una entrada tipo escalón. Para este sistema, se estimó que respecto al comportamiento de las variables y a las necesidades requeridas por la aplicación, una tolerancia de 0.1 [°C] (máxima resolución del “SP”) es

aceptable.

En la Tabla 5.2, se pueden observar una tabla de verdad de los actuadores dependiendo del error y la tolerancia definida.

Tabla 5.2 Tabla de verdad del control ON/OFF con Histéresis.

Error	Actuadores	
	Resistencia	Ventilador
$e > 0.1$	ON	ON
$e < -0.1$	OFF	ON
$ e < 0.1$	OFF	OFF



Capítulo 6. Interfaz Gráfica de Usuario (GUI)

6.1. Introducción

La Interfaz Gráfica es la comunicación entre el usuario y nuestro sistema. El principal objetivo de ésta fue crear una interfaz fácil de entender y fácil de accionar al usuario común. Esta interfaz fue creada gracias al software “C++ Builder” en lenguaje “C++”. La interfaz es compatible con sistemas operativos de Windows.

El correcto muestro de ciertas variables y eventos, es manipulado por un timer con un valor similar al tiempo que demora un ciclo completo del microcontrolador.

6.2. Ventanas

La interfaz cuenta con 3 ventanas: una principal, una para configurar la comunicación y otra para visualizar la tabla de SP de temperaturas ideales.

6.2.1 Ventana principal

La ventana principal, como se ve en la Fig. 6.1, cuenta con dos menús para acceder a las otras ventanas. Además, muestra la fecha y hora del sistema que se utilizará como parámetro para calcular la edad del bebé.

Como elemento principal, se tiene un botón que es capaz de controlar al microcontrolador. Este botón fue creado con la finalidad de dar un control por software de todo el proceso. Por defecto, este botón está en OFF por lo que se requiere de una pulsación para iniciar el proceso. Este botón muestra imágenes contenidas en un “Image List” para que sea más amigable al usuario.

Cuenta con un “Date Time Picker” para seleccionar la fecha y hora de nacimiento, que al ser comparando con la fecha y hora actual, va calculando los días y horas de nacimiento. Finalmente, la edad se expresa en horas y es enviada al microcontrolador en caso de querer fijar el SP automáticamente.

En caso de presionar el botón “Pesar”, se envía una señal para que microcontrolador calcule el peso y éste sea enviado a la interfaz gráfica para ser visualizado.

La gráfica nivel de agua, contiene dos imágenes (nivel normal y nivel bajo) dependiendo de la señal medida por el microcontrolador y enviada a la interfaz. Además, si se activa la alarma de nivel bajo se genera un “Message Box” para avisar al usuario.

Las barras de seguimiento (“Track Bar”) del SP manual de temperatura (“SP T° Manual”) y

de humedad (“SP H% Manual), tienen un rango de 0 a 40° con paso de 0.1° para el caso de la temperatura y de 0 a 100% con paso de 1% para el caso de la humedad.

El grupo de opciones (“Radio Group”) denominado “Selección de Parámetros”, como su nombre lo dice, es para seleccionar la opción de los parámetros de control. Si la opción seleccionada es “AUTOMATICO”, la elección del SP de temperatura será calculada dependiendo de la edad y peso. En caso se “MANUAL” el SP seleccionado por la “Track Bar” es enviado al microcontrolador.

El grupo de opciones denominado “Tipo de Control”, está destinado a seleccionar el tipo de control deseado. Las opciones son: “ON/OFF” y “HISTERESIS”.

Las barras de progreso (“Progress Bar”) de los SP, mostrará el SP seleccionado en el momento. En caso de estar en modo “SP Auto”, mostrará el calculado por el microcontrolador. En caso de estar en “SP Manual”, mostrará el seleccionado en las “TrackBar”.

Finalmente, las barras de progreso “Ta°”, “Tc°” y “HR%”, corresponden a las variables de temperatura ambiental, temperatura corporal y humedad relativa enviadas por el microcontrolador.

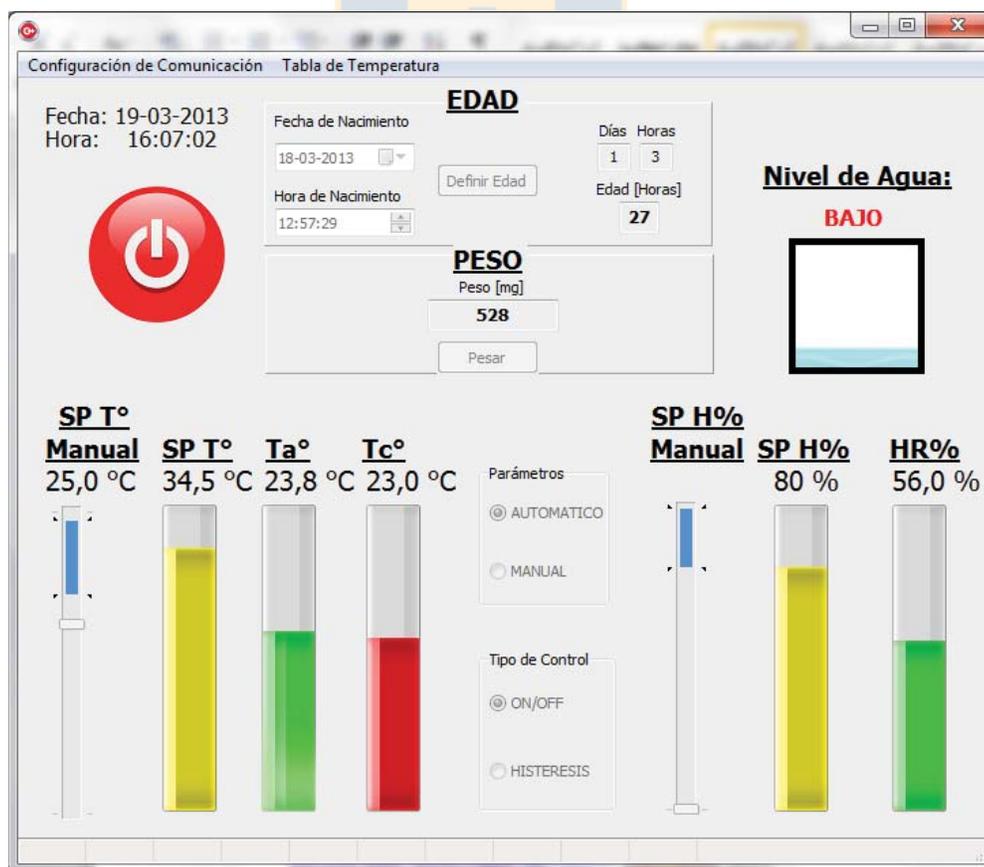


Fig. 6.1 Ventana principal de la Interfaz Gráfica de Usuario.

6.2.2 Ventana “Configuración de Comunicación”

La ventana de configuración de comunicación (Fig. 6.2), tiene la finalidad de fijar los parámetros de la comunicación serial como: puerto, velocidad, números de bits, paridad y bits de parada. También cuenta con 3 botones, uno para fijar los parámetros por defecto, otro para abrir el puerto y otro para cerrarlo. Además, en la barra de estado muestra el estado actual del puerto.

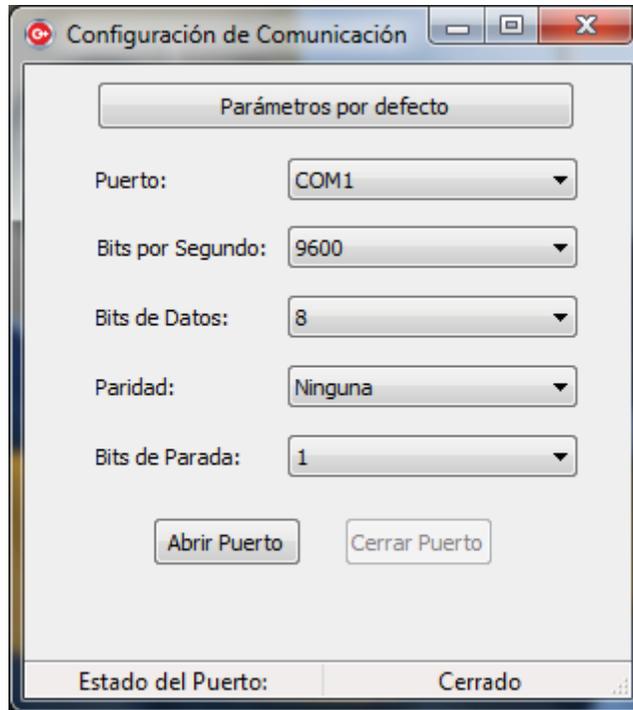


Fig. 6.2 Ventana de Configuración de Comunicación.

6.2.3 Ventana “Tabla de Temperaturas”

La ventana de tablas de temperatura (Fig. 6.3) muestra la Tabla 1.1, con el fin de poder tener acceso en cualquier momento a los valores deseados oficiales en caso de necesitar el valor de un SP o simplemente para corroborar los SP calculados automáticamente por el microcontrolador.

Edad y Peso	Temperatura °C
0-6 horas	
Menor a 1200g	34,0 - 35,4
1200-1500	33,9 - 34,4
1501-2500	32,8 - 33,8
Mayor a 2500 g y > 36 semanas de gestación	32,0 - 33,8
6-12 horas	
Menor a 1200g	34,0 - 35,4
1200-1500	33,5 - 34,4
1501-2500	32,2 - 33,8
Mayor a 2500 g y > 36 semanas de gestación	31,4 - 33,8
12-24 horas	
Menor a 1200g	34,0 - 35,4
1200-1500	33,3 - 34,3
1501-2500	31,8 - 33,8
Mayor a 2500 g y > 36 semanas de gestación	31,0 - 33,7
24-36 horas	
Menor a 1200g	34,0 - 35,0
1200-1500	33,1 - 34,2
1501-2500	31,6 - 33,6
Mayor a 2500 g y > 36 semanas de gestación	30,7 - 33,5
36-48 horas	
Menor a 1200g	34,0 - 35,0
1200-1500	33,0 - 34,1
1501-2500	31,4 - 33,5
Mayor a 2500 g y > 36 semanas de gestación	30,5 - 33,3
48-72 horas	
Menor a 1200g	34,0 - 35,0
1200-1500	33,0 - 34,0
1501-2500	31,2 - 33,4
Mayor a 2500 g y > 36 semanas de gestación	30,1 - 33,2

Fig. 6.3 Ventana de Tabla de Temperaturas.

6.3. Comunicación con el microcontrolador

Como se explicó en el Cap. 4, la intercomunicación entre el microcontrolador y la interfaz se hizo mediante módulos Xbee. Estos fueron configurados a la mayor velocidad permitida para un reloj de periféricos del microcontrolador de 5 [MHz] según la Fig. 6.4, es decir, 38400 [bps] con un porcentaje de error del 1.7%. Cabe señalar que este reloj fue definido ya que es el máximo permitido por los sensores digitales utilizados.

Peripheral Bus Clock: 5 MHz		
Actual Baud Rate	% Error	BRG Value (decimal)
110.0	0.0	2840.0
299.9	0.0	1041.0
1201.9	0.2	259.0
2403.8	0.2	129.0
9469.7	-1.4	32.0
19531.3	1.7	15.0
39062.5	1.7	7.0
5	0.0	65535
312500	0.0	0

Fig. 6.4 Tabla de Baud Rates de la UART para un PBCLK de 5 [MHz] [28].

Para lograr esta comunicación, se debió configurar dicha velocidad en ambos “Xbee”, para luego abrir el puerto en la interfaz gráfica y generar el baudrate para el puerto UART en el microcontrolador.

6.3.1 Datos recibidos por la Interfaz

El microcontrolador envía paquetes de 18 bytes a la Interfaz Gráfica. Estos paquetes corresponden a las variables: Temperatura ambiente (float), Humedad (float), Temperatura Corporal (float), Peso (unsigned short), Set Point de Temperatura calculado (unsigned short), Set Point de Humedad calculado (unsigned char), Alarma de Nivel de Agua (unsigned char). Como una variable “float” está compuesta por 4 bytes, una variable tipo “short” por 2 bytes y una variable tipo “char” por 1 byte, tenemos que la suma es de 18 bytes.

La Interfaz Gráfica está constantemente recibiendo paquetes en el buffer una vez abierto el puerto serial. En la Tabla 6.1 se pueden ver un resumen de los datos recibidos.

Tabla 6.1 Tabla de datos recibos por la interfaz.

Variable	Tipo	Tamaño [Bytes]
Temperatura ambiente	float	4
Humedad	float	4
Temperatura Corporal	float	4
Peso	unsigned short	2
SP Temperatura automático	unsigned short	2
SP Humedad automático	unsigned char	1
Alarma de Nivel de Agua	unsigned char	1
	TOTAL	18

6.3.2 Datos enviados por la Interfaz

La Interfaz Gráfica envía paquetes de 9 bytes a la misma frecuencia que los recibe. Estos paquetes corresponden a: Boton de inicio (unsigned char), Tipo de parámetros (unsigned char), Tipo de Control (unsigned char), Petición de Peso (unsigned char), Edad (unsigned short, Set Point Manual de Temperatura (unsigned short) y Set Point Manual de Humedad (unsigned char). Como tenemos 5 variables tipo “char” y 2 tipo “short”, tenemos la suma de 9 bytes.

El microcontrolador está configurado mediante las interrupciones de recepción del puerto UART1 que es atendida cada vez que llega un paquete desde la Interfaz Gráfica. En la Tabla 6.2 se puede ver un resumen con los datos enviados.

Tabla 6.2 Tabla de datos enviados por la interfaz.

Variable	Tipo	Tamaño [Bytes]
Encendido/Apagado	unsigned char	1
Tipo de parámetros	unsigned char	1
Tipo de Control	unsigned char	1
Petición de Peso	unsigned char	1
Edad	unsigned short	2
SP Humedad manual	unsigned short	2
SP Temperatura manual	unsigned char	1
	TOTAL	9

Capítulo 7. Diseño Final y Experimentación

7.1. Introducción

A pesar de que la incubadora ya había sido modificada previamente, su armazón no había sido modificado. Solo la antigua interfaz para el usuario y los actuadores no se encontraban presentes al momento de ser utilizada en este proyecto.

Para la implementación de la medición de peso se debió cambiar la plataforma donde se ubicaba el colchón, por una superficie más rígida a la cual se le pudiese adherir la celda de carga.

Otra modificación efectuada fue la parte bajo el colchón. Esta constaba con una plataforma de cerámica donde iban los diferentes actuadores. Esta plataforma fue removida para dejar un espacio libre en donde implementar y posicionar la unidad del microcontrolador, los sensores y actuadores correspondientes.

La incubadora cuenta con un cable conectado a la red eléctrica, la cual alimenta a la resistencia calentadora, a la fuente del microcontrolador y a la fuente de ventilador. Además, cuenta con un cable USB para conectarse al puerto de programación y depuración del microcontrolador.

7.2. Modelo Dimensionado de la Incubadora

En las siguientes figuras se puede observar un diseño esquemático de la estructura de la incubadora. Este modelo es sin considerar los arreglos propuestos en este proyecto. Las dimensiones están expresadas en [cm].

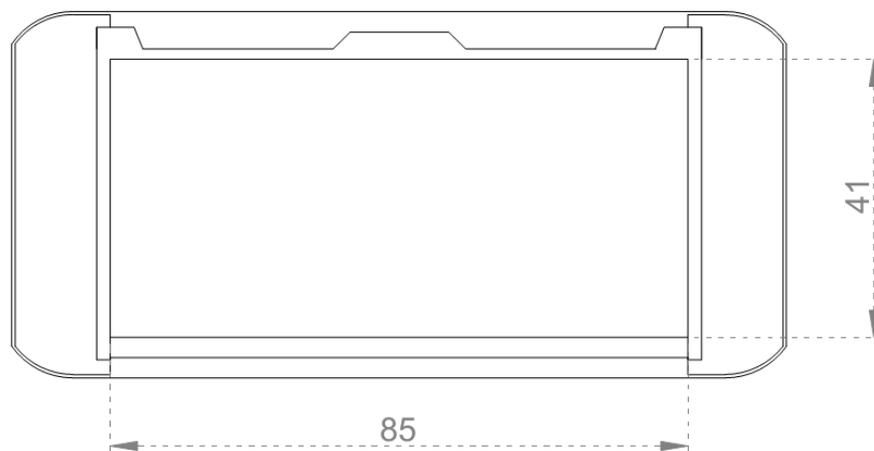


Fig. 7.1 Vista superior dimensionada de la incubadora.

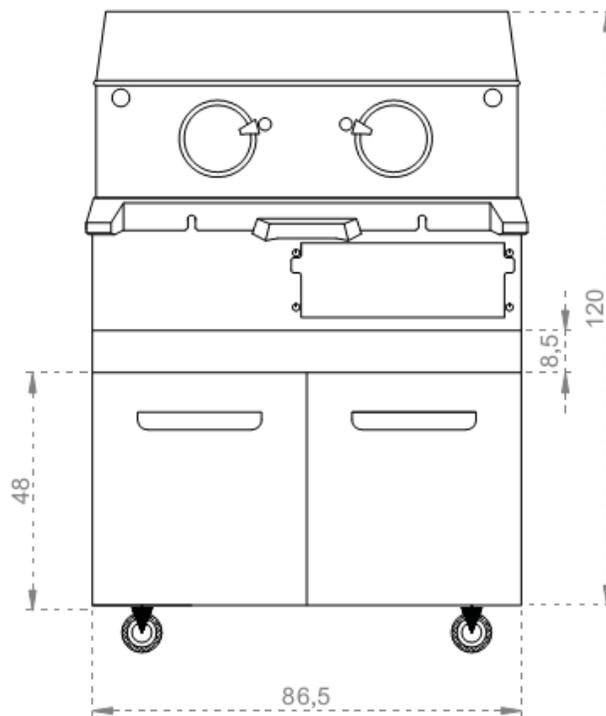


Fig. 7.2 Vista frontal dimensionada de la incubadora.

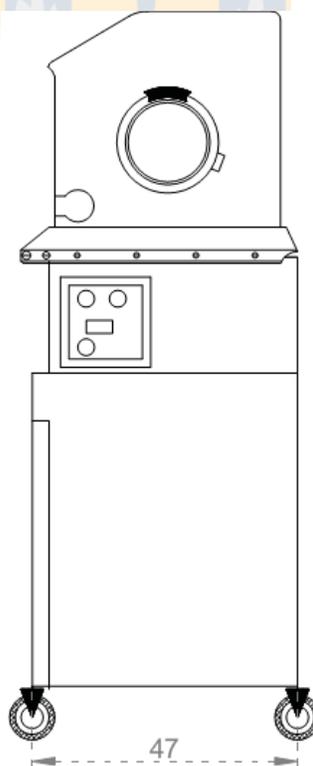


Fig. 7.3 Vista lateral dimensionada de la incubadora.

7.3. Diseño Final

En las siguientes figuras se puede observar la incubadora con sus respectivas modificaciones.

En la vista superior (Fig. 7.4) se puede observar el colchón original de la incubadora, con el cable del sensor de temperatura corporal y la pantalla que se encuentra dentro de la incubadora.

En la Fig. 7.5 se puede observar que la vista frontal no difiere mucho con respecto al aspecto original de la incubadora.

En la Fig. 7.6 se puede observar la información mostrada por el display con las variables más importantes: Temperatura ambiental, temperatura corporal, humedad relativa y alarma nivel de agua.

La Fig. 7.7 muestra cómo fue situada la celda de carga para la medición del peso. También se puede ver donde fue instalado el sensor de temperatura corporal, el cuál debía estar cerca del colchón para que su punta tuviese contacto con el bebé.

Bajo el colchón, se encuentra el microcontrolador con sus respectivas conexiones (Fig. 7.8) a los sensores, actuadores y módulos de comunicación. Esta configuración se puede ver esquemáticamente en la Fig. 7.9 y analizar más detalladamente con la Tabla A.1 y la Fig. A.1.

Por último, en la Fig. 7.10 se pueden ver las unidades de ventilación, calefacción y humidificación. En donde se encuentran ubicados el ventilador, la resistencia calentadora y la esponja constantemente humedecida por el servomotor.

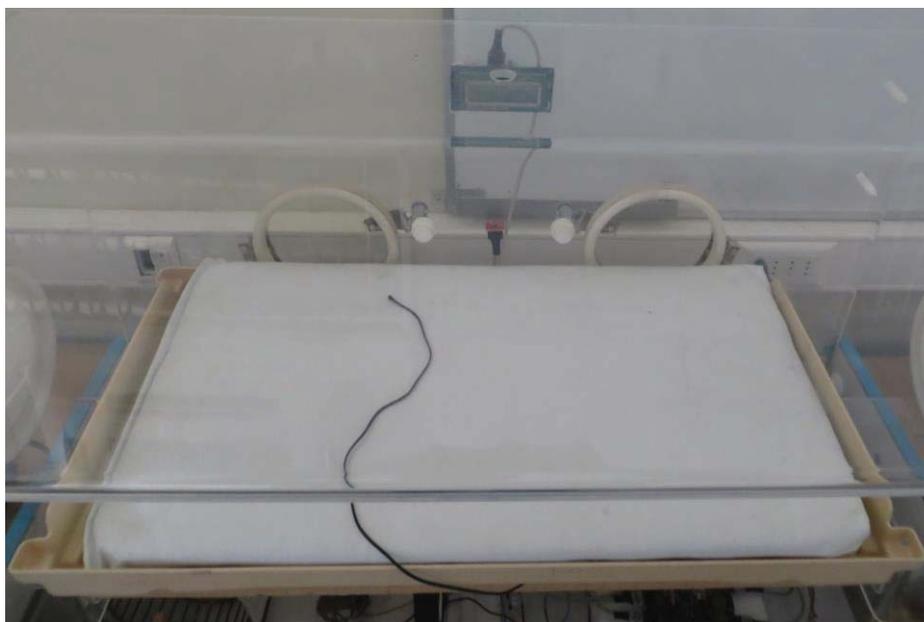


Fig. 7.4 Vista superior de la incubadora.



Fig. 7.5 Vista frontal de la incubadora.



Fig. 7.6 Información de la pantalla situada dentro de la incubadora.



Fig. 7.7 Vista del colchón anexo al sensor de peso.

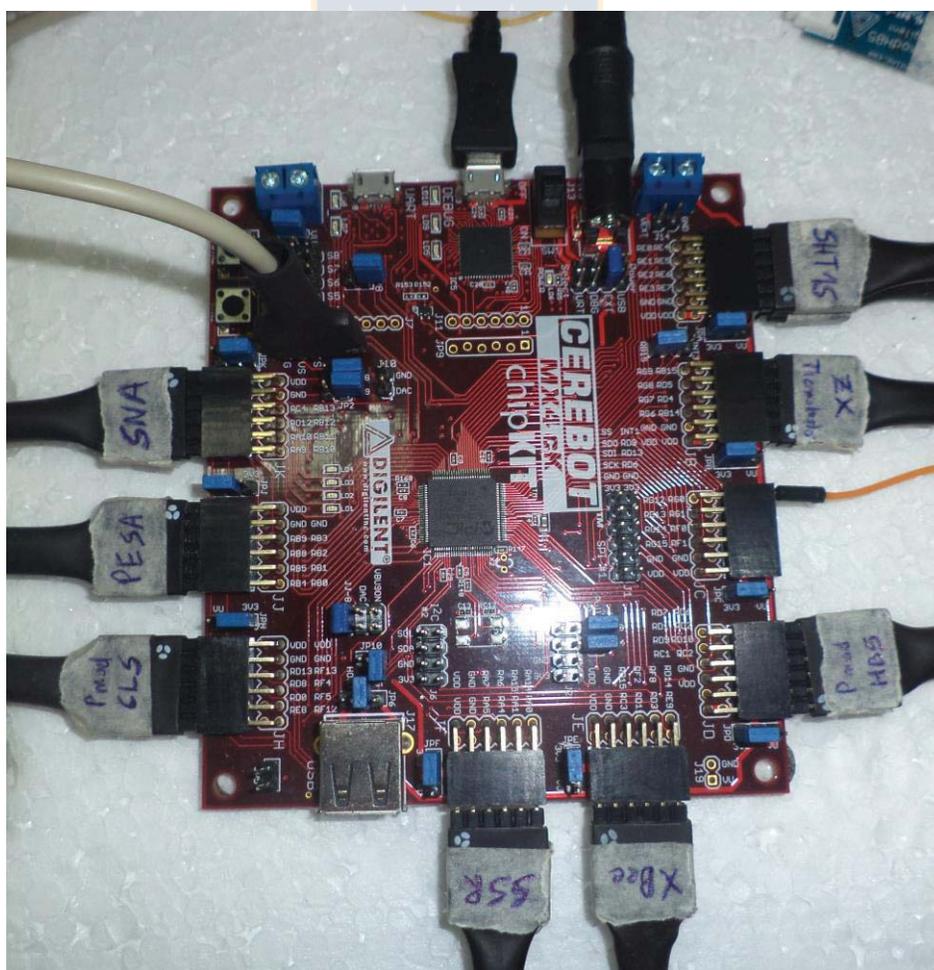


Fig. 7.8 Vista del microcontrolador con sus respectivas conexiones.

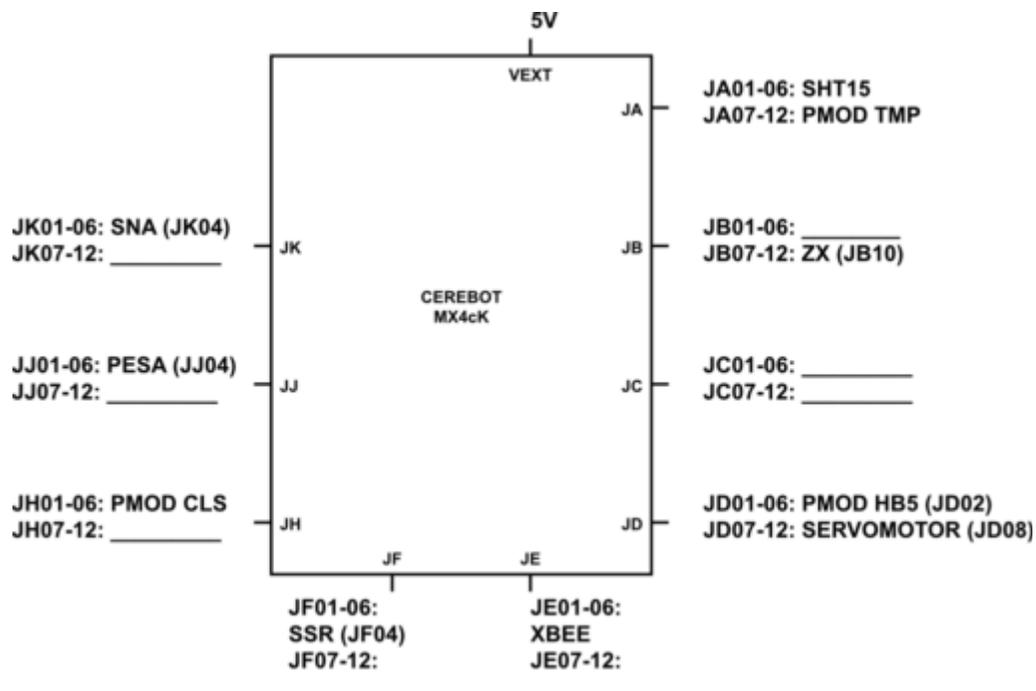


Fig. 7.9 Diagrama esquemático final de las conexiones del microcontrolador.

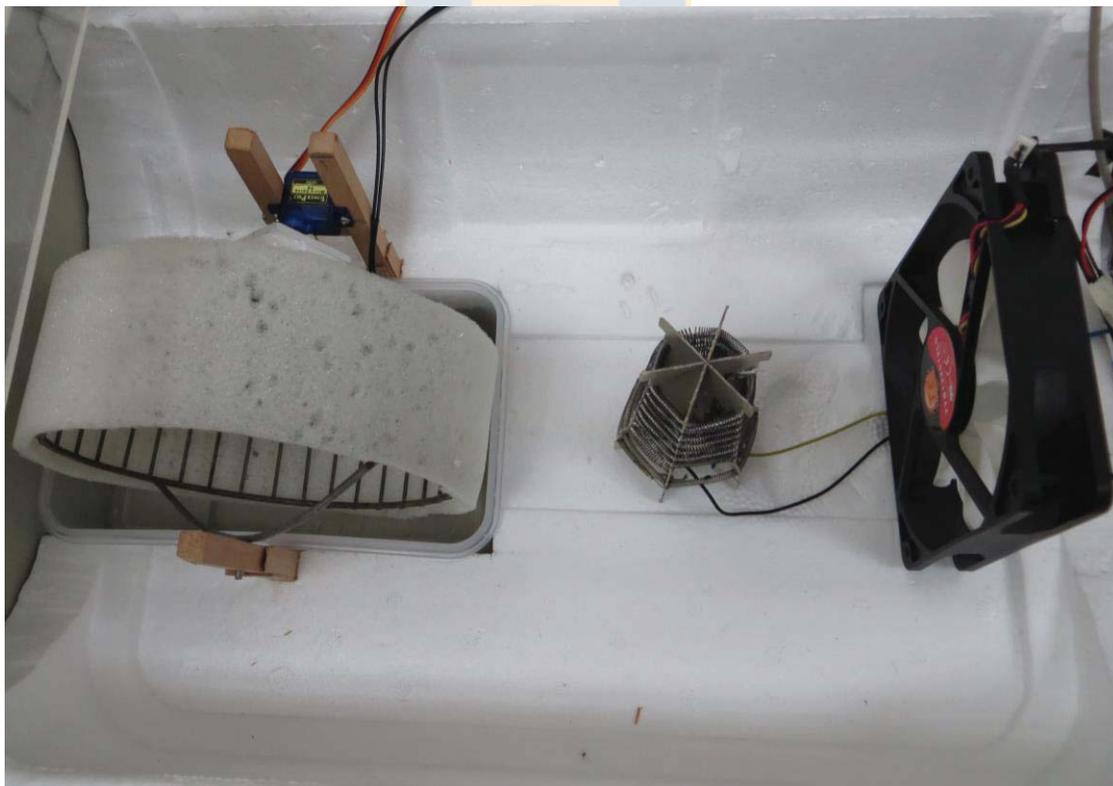


Fig. 7.10 Sistema de actuadores (ventilación, calefacción y humidificación).

7.4. Experimentación

Las primeras pruebas realizadas fueron para ver el tiempo en alcanzar el valor deseado. Además, se hizo una prueba con el sistema de humidificación activo y otra con el sistema desactivado. La primera prueba fue sólo con el sistema de ventilación y calefacción. Como valor deseado se fijó el valor máximo de nuestra tabla de “SP” de temperatura, el cual corresponde a 34,7 [°C]. La Fig. 7.11 muestra el comportamiento en el tiempo de la temperatura en la incubadora partiendo desde 25 [°C], el cual logra el valor deseado luego de 25 minutos. En la Fig. 7.12 se puede observar que el valor de la humedad relativa disminuyó de 47,7 [%] a un 35 [%], que equivale a un 73,38% del valor inicial.

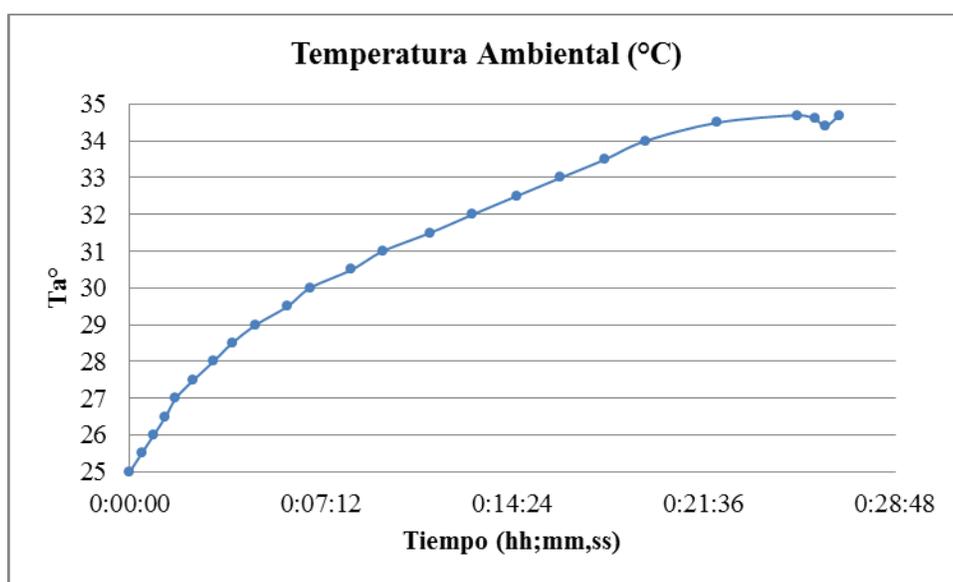


Fig. 7.11 Gráfico temperatura ambiental vs tiempo con controlador ON/OFF y sistema de humidificación desactivado.

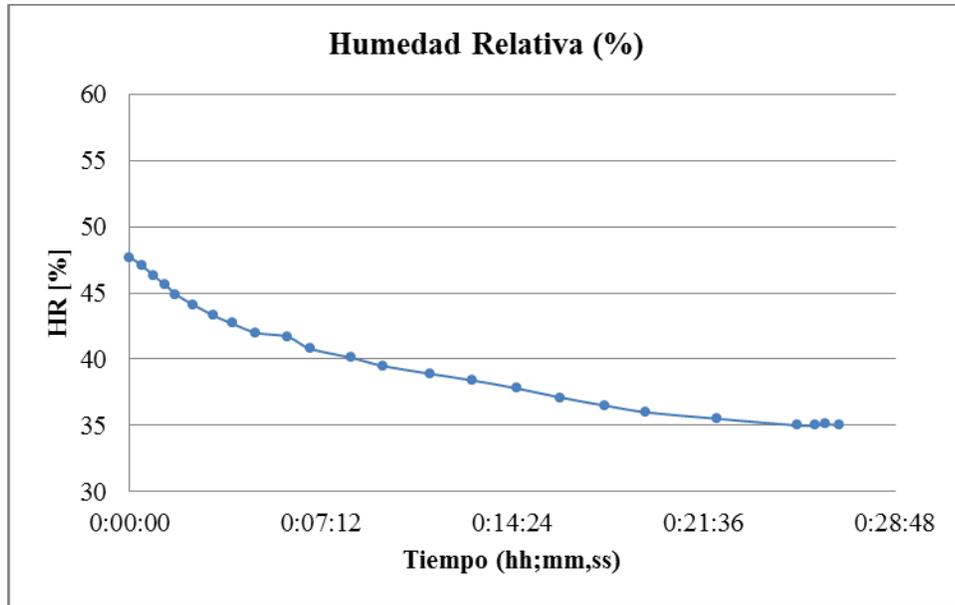


Fig. 7.12 Gráfico humedad relativa vs tiempo con controlador ON/OFF y sistema de humidificación desactivado.

Luego, se hizo la misma prueba pero con el sistema de humidificación activado. En la Fig. 7.13 se puede observar el comportamiento en el tiempo de la temperatura, el cual logra el valor deseado luego de 29 minutos. Este valor es mayor que en la prueba anterior, pero involucra una mejor respuesta de la humedad relativa que llega al 95,2% del valor inicial. En la Fig. 7.14 se puede observar que éste varía de 52,2 [%] a un 49,7 [%] no muy lejano.

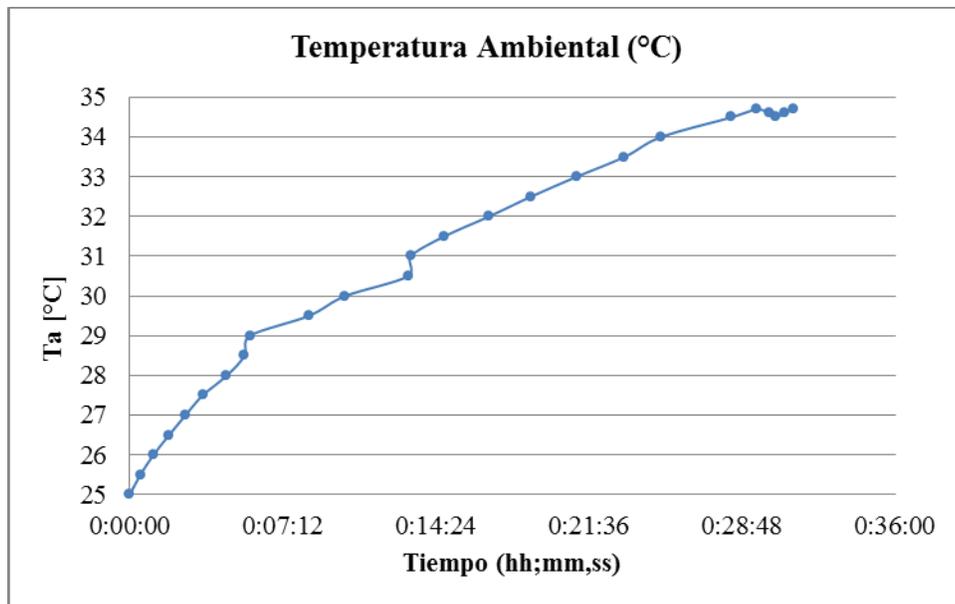


Fig. 7.13 Gráfico temperatura ambiental vs tiempo con controlador ON/OFF y sistema de humidificación activado.

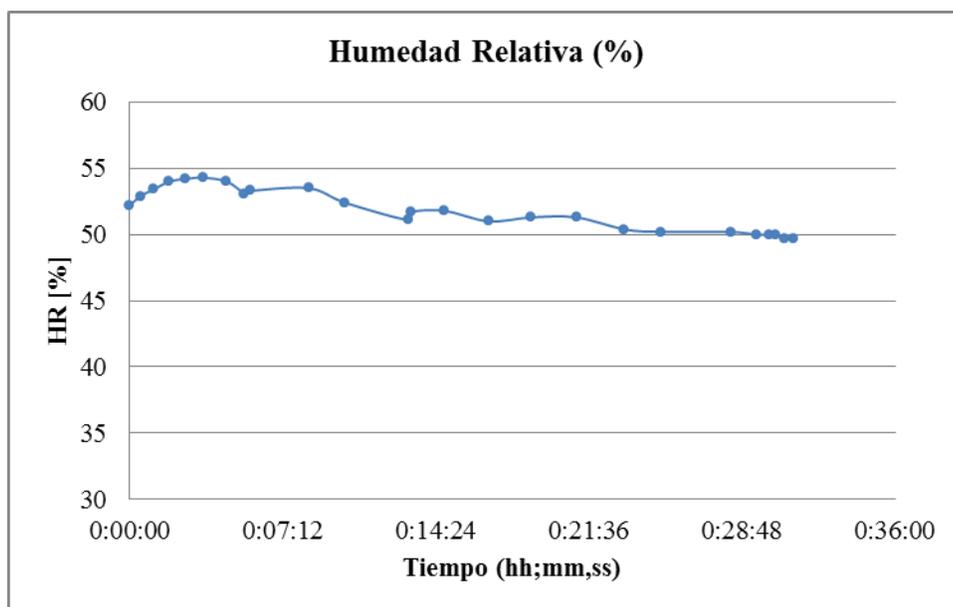


Fig. 7.14 Gráfico humedad relativa vs tiempo con controlador ON/OFF y sistema de humidificación activado.

Para analizar las pruebas entre el controlador ON/OFF (las cuáles cumplieron con las expectativas) con el control ON/OFF con HISTÉRESIS, se fijo un valor deseado de 30 [°C] partiendo desde 25 [°C]. El objetivo de estas pruebas fueron ver la estabilidad del sistema para cierta temperatura. Ambas pruebas se realizaron con todos los actuadores activados, es decir, unidad de calor, de ventilación y de humidificación.

La Fig. 7.15 muestra el comportamiento de la temperatura para el controlador ON/OFF, en la cual se puede apreciar una oscilación que tiene como máximo 0.2 [°C] sobre el valor deseado y de 0.1 [°C] bajo éste. Podríamos decir que tenemos una banda de un 0.3 [°C] que corresponde al 1% del SP. En la Fig. 7.16 se observa que la humedad sigue disminuyendo pero manteniéndose cercana al valor inicial.

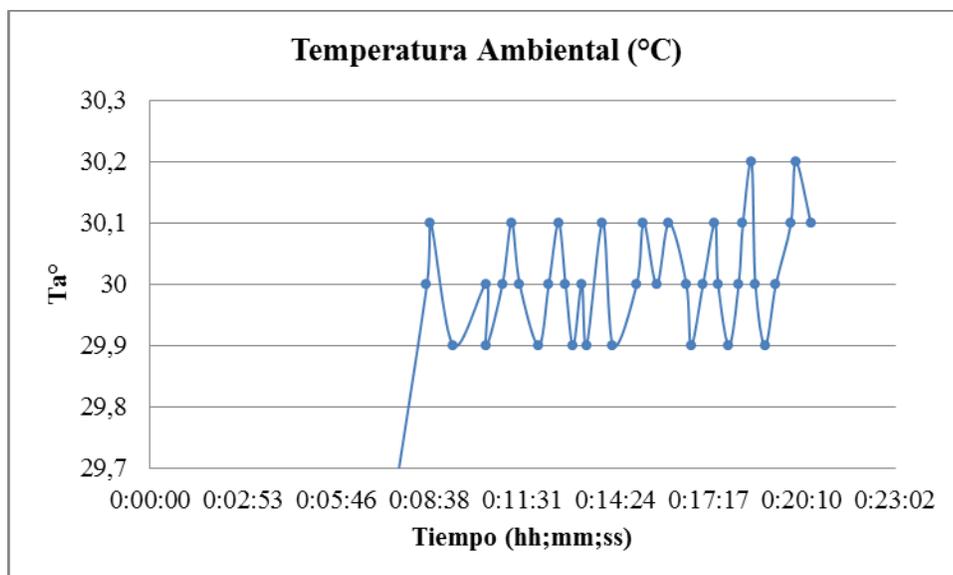


Fig. 7.15 Gráfico temperatura ambiental vs tiempo con controlador ON/OFF para un SP = 30 [°C].

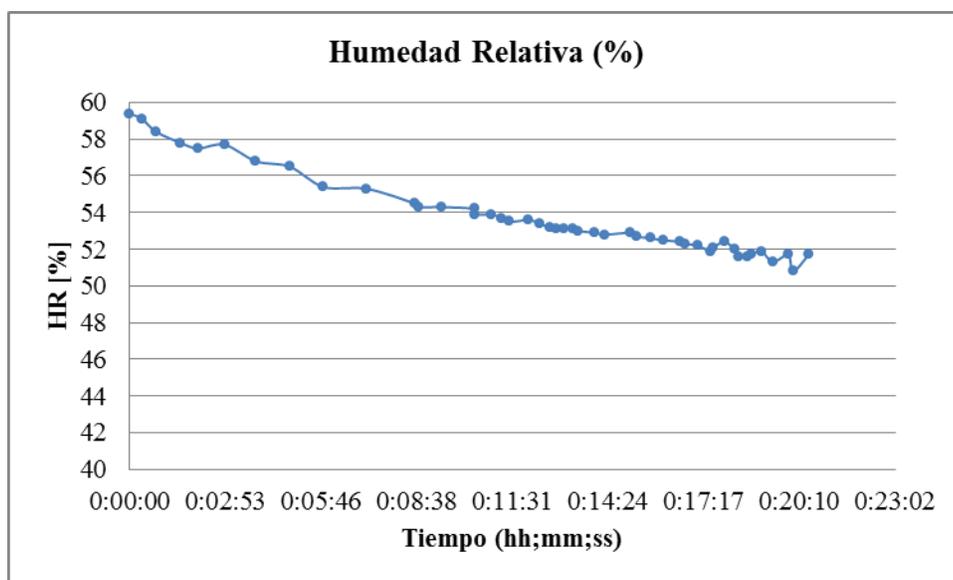


Fig. 7.16 Gráfico humedad relativa vs tiempo con controlador ON/OFF para un SP = 30 [°C].

Luego, se realizó la prueba con el controlador ON/OFF con HISTÉRESIS con una tolerancia de un 0,1 [°C] como se explicó en el Cap. 5. En la Fig. 7.17 se puede observar el valor oscila entre 30 y 29,9 [°C], lo que implica una banda inferior de un 0,1 [°C] la que corresponde a un 0,3% del SP. Además, en la Fig. 7.18 se aprecia una estabilidad de la humedad mucho mayor, siendo el valor final mayor al inicial.

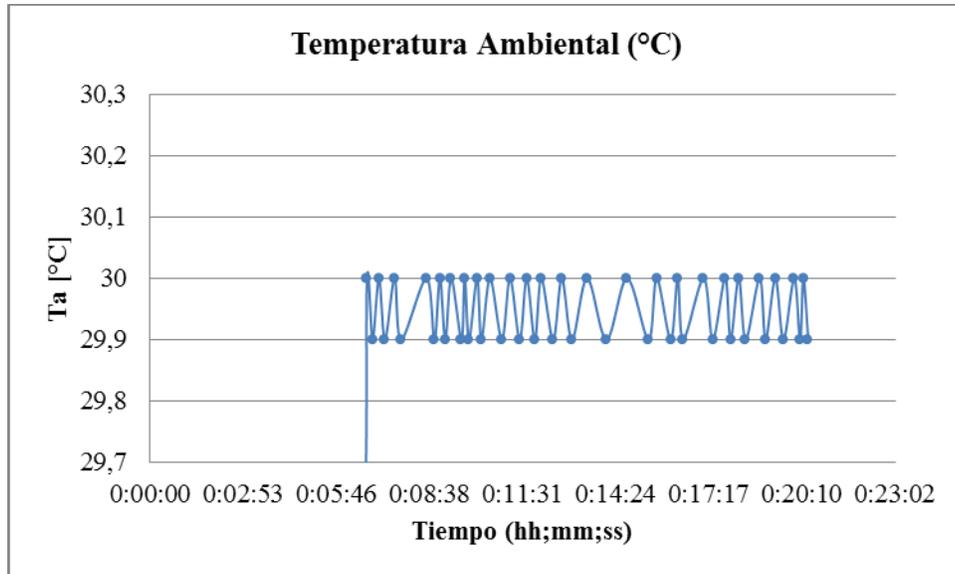


Fig. 7.17 Gráfico temperatura ambiental vs tiempo con controlador ON/OFF con HISTÉRESIS para un SP = 30 [°C].

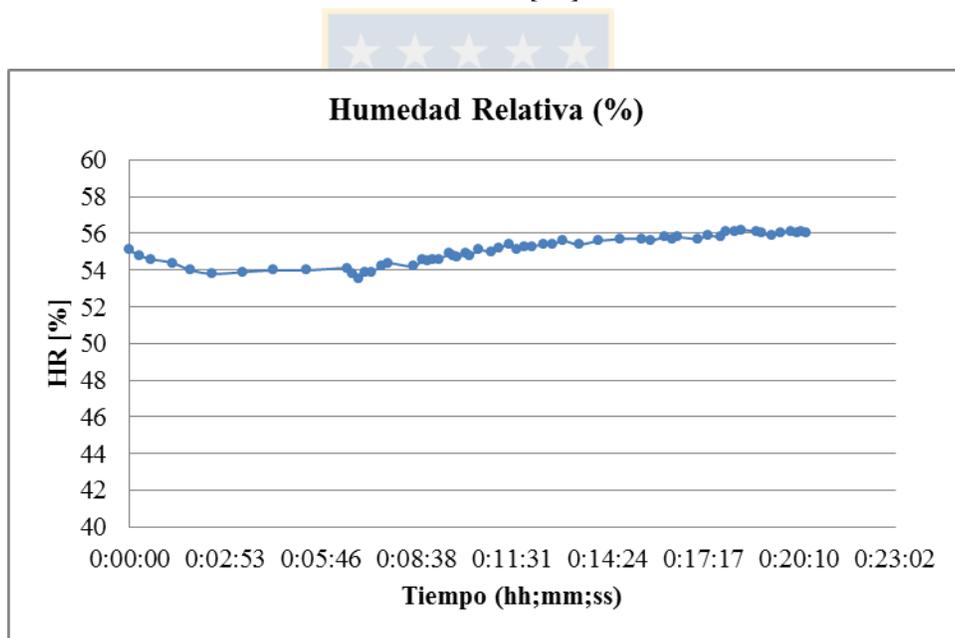


Fig. 7.18 Gráfico humedad relativa vs tiempo con controlador ON/OFF con HISTÉRESIS para un SP = 30 [°C].

7.5. Costos

Debido a que muchos de los elementos utilizados en este proyecto estaban disponibles y otra gran parte se obtuvo de artículos usados, no hay un costo real definido de la realización de este proyecto en particular. Es por esto que se cotizó en las diferentes empresas distribuidoras de los

elementos utilizados, para estimar un costo aproximado en instrumentar una incubadora en desuso con las características implementadas en este proyecto. La Tabla 7.1 muestra un resumen de los valores de cada elemento, sumando un total de US\$ 400 en costos de instrumentación. Cabe señalar que para la conversión de pesos chilenos a dólares, se utilizó como referencia el valor del dólar observado de 472,51 según el “Banco Central de Chile” a la fecha 2 de Abril de 2013.

Tabla 7.1 Costos de instrumentación (1 USD = 473 CLP).

Vendedor	Producto	Fabricante	Precio	#	Valor [USD]
Digilent Inc. www.digilent.com	Cerebot MX4cK	Digilent	\$ 79.99 USD	1	79.99
	PmodCLS				
	Character LCD w/ serial interface	Digilent	\$ 34.99 USD	1	34.99
	PmodHB				
	H-bridge w/ feedback inputs	Digilent	\$ 19.99 USD	1	19.99
	PmodTMP2	Digilent	\$ 17.99 USD	1	17.99
	Thermometer/thermostat				
Sparkfun Electronics www.sparkfun.com	Humidity and Temperature Sensor – SHT15 Breakout	Sensirion/Sparkfun	\$ 41.95 USD	1	41.95
	XBee Pro 60mW Wire Antenna Series 1 (802.15.4)	Digi	\$ 37.95 USD	2	37.95
	XBee Explorer USB	Sparkfun	\$ 24.95 USD	1	24.95
	XBee Explorer Regulated	Sparkfun	\$ 9.95 USD	1	9.95
	Servo – Small	Hitec	\$ 8.95 USD	1	8.95
MCI Ltd. Olimex Chile www.olimex.cl	Celda de carga – 50 Kg	-	\$ 7,200 CLP	1	15.22
	Transformador AC/DC 12V 600mA Regulado	-	\$ 5,355 CLP	1	11.32
	Transformador AC/DC 5V 1000mA Regulado	-	\$ 5,355 CLP	1	11.32
	Sensor de Temperatura ZX-Thermometer	Inex	\$ 4,415 CLP	1	9.33
	Switch de nivel de agua	-	\$ 3,451 CLP	1	7.30
Victronics Ltda. www.victronics.cl	Relé Estado Sólido 380VAC/10A/4-32VDC	Metaltex	\$11,650 CLP	1	24.63
RS Ltda. http://cl.rsdelivers.com	Amp Instrument Baj Pot AD620BNZ	Analog Devices	\$ 14,006 CLP	1	29.61
PC Factory S.A. www.pcfactory.cl	Ventilador 120mm DuraMax 12 AF0060	Thermaltake	\$ 5,990 CLP	1	12.66
CasaMusa www.casamusa.cl	Resistencia 750[W] tubular	-	\$ 591 CLP	1	1.25
TOTAL:					\$ 399.35 [USD]

A los costos de los elementos necesarios para la instrumentación, se le deben agregar los costos de implementación y diseño. En este proyecto estos costos no superaron los US\$ 100, por lo que se obtiene un costo total de US\$ 500 aproximadamente.

Tabla 7.2 Costos totales de instrumentación, implementación y diseño.

Costos Totales	Valor [USD]
Costos de instrumentación	399.35
Costos de implementación y diseño	100.00
TOTAL:	\$ 499.35 [USD]



Capítulo 8. Conclusiones

8.1. Sumario

Los objetivos y alcances propuestos fueron cumplidos en su totalidad. Se instrumentó la incubadora con los sensores y módulos de comunicación necesarios para monitorear las variables de más importantes como: temperatura ambiental, temperatura corporal, humedad relativa, peso del bebé, entre otras. Los actuadores fueron debidamente seleccionados para cumplir con las diferentes necesidades de las variables a controlar.

El estado del sistema, específicamente de las variables, se puede visualizar en la pantalla ubicada en la incubadora y en la interfaz creada para este proyecto. Esta interfaz además permite enviar los parámetros para el cálculo de los parámetros de control, pero además da la posibilidad de fijar remotamente los valores deseados y el tipo de control requerido.

Cabe destacar que la incubadora fue instrumentada de manera tal que se pudiese utilizar como instrumento modular en estudiantes del área de sistema embebidos. De esta manera todos los sensores y actuadores fueron debidamente etiquetados para poder acceder fácilmente a ellos.

8.2. Conclusiones

Al finalizar este proyecto y comparar los resultados obtenidos con los estudiados de trabajos previos, podemos concluir que el control de temperatura fue realizado exitosamente con lo estipulado. No obstante, el control de humedad no alcanzó los niveles obtenidos por otros proyectos pero sigue estando dentro de los márgenes aceptables. Se pudo observar que sin un sistema de humidificación constante, la humedad relativa baja considerablemente lo cual es un riesgo peligroso para un neonatal. Por esto que es muy importante que se cuente con una unidad que controle el nivel de humedad, o que a lo menos la mantenga al máximo valor posible como se realizó en este proyecto.

Estos resultados cumplen con los estándares necesarios que se exigen en una incubadora. A pesar de ser un proceso lento debido a la potencia de la resistencia calentadora utilizada, el estado de las variables es muy estable en el tiempo con todos los tipos de control.

Otro punto importante a mencionar, es que el costo de la instrumentación en este proyecto fue mucho menor del estipulado. Según estudios, la rehabilitación de una incubadora bordea los US\$1.000 sin considerar el precio del armazón. Sin embargo, estimando los valores de los

instrumentos utilizados, el costo de implementar este proyecto con materiales nuevos debería bordear los US\$ 500.

Cabe señalar que el costo real del proyecto fue mínimo. Esto se debe que la mayoría de los materiales utilizados fueron proporcionados por la universidad. La celda de carga, el ventilador, la resistencia calentadora y los materiales de la unidad humidificadora fueron obtenidos de equipos en desuso. Esto por un lado no implicó un costo monetario importante, pero sí un costo de tiempo y dedicación considerable debido a que se trató de buscar los materiales que mejor se adecuaban a las necesidades.

Por último, es muy importante dejar claro que en el tema de equipamientos médicos y salud en general, las pruebas y certificaciones son extremadamente valoradas. Esto hace aumentar los costos de una incubadora nueva en el mercado, ya que para poder ser utilizada debe estar debidamente certificada y cumplir con los estándares establecidos por cada país e institución.

8.3. Trabajo Futuro

Un trabajo futuro próximo ideal para mejorar este proyecto, sería controlar adecuadamente la humedad. En este proyecto sólo se puso como objetivo mantener la humedad lo más alta posible para generar un ambiente apto para un neonatal. Cabe destacar, que la temperatura y humedad están directamente relacionadas por lo que tratar de controlar ambas variables implica un estudio de control más acabado.

Otro punto importante no considerado en éste proyecto fue el nivel de oxígeno en el neonatal, el cual en un ambiente cerrado se ve afectado por los cambios de temperatura y humedad.

Debido a las limitaciones del proyecto, sería interesante implementar la incubadora con sensores de mejor calidad y actuadores dedicados para este tipo de aplicaciones. Esto se refiere a un ventilador del menor ruido posible y mayor capacidad de flujo de aire, una resistencia de mayor potencia y del material adecuado para un ambiente cerrado, una unidad de humidificación mejorada en lo que se refiere a los materiales, una base rígida para la celda de carga, un sensor de temperatura corporal apto para el contacto con la piel y por último, un armazón de incubadora completamente hermético.

Bibliografía

- [1] “Especificaciones Incubadora Air-Shields C-100”, DRE INC.
- [2] Dr. G. Soto, “*Incubadora*”, Apuntes de “Equipamiento Médico” de la Carrera Ingeniería Civil Biomédica, Departamento de Ingeniería Eléctrica, Universidad de Concepción, Concepción, Chile, Abril 2009.
- [3] Dra. M. Morgues, EU C. Reyes, “*Normas Neonatales*”, Programa Seguimiento de Prematuros, Seguimiento prematuro menor de 1.500 gramos y/o menor de 32 semanas en la red neonatal Chilena, 2004.
- [4] Anjula De Silva, Madura Jaya, Asanake Galgomuwa, Sanjaka Peiris, Lanka Udawatta, Thrishantha Nanayakkara, “*High performance temperature controller for infant incubators*”, Department of Electrical Engineering and Department of Mechanical Engineering, University of Moratuwa, Moratuwa, Sri Lanka, Enero 2006.
- [5] A. R. San Vicente y J. A. Acosta, “*Diseño y construcción de un controlador de temperatura para incubadora*”, Memorias II Congreso Latinoamericano de Ingeniería Biomédica, La Habana, Cuba, Mayo 2001.
- [6] Enilson Costa, Carlos Cursino, Raimundo Freire, José Felício da Silva, Joao Silva y Aléssio Barros, “*Systems of measurement and control of relative humidity in newborn incubator*”, MeMeA 2009 – International Workshop on Medical Measurements and Applications, Cetraro, Italia, Mayo 2009.
- [7] Humberto Evans, Mike Robbins, “*Digital Scale Strain Gauge Weight Sensor*”, NerdKits, www.nerdkits.com/videos/weighscale/, www.youtube.com/watch?v=fPzUtzFJFus, Junio 2008.
- [8] Jerry Hom, Gordon Gleasson Lynium, L.L.C., “*Wigh Scale Applications for the MCP3551*”, Microchip Technology Inc, 2006.
- [9] I. Zaragoza, Y. Gómez, A. Cabrera, G. Trujano, C. Campos, S. Montoya, A. García, S. Jiménez, I. Chairez, B. Aguilar, I. Valencia, K. Mendoza, C. Rodríguez, E. Bautista, G. Gálvez, “*Diseño y construcción de un prototipo de incubadora controlado por lógica difusa*”, Unidad Profesional Interdisciplinaria de Biotecnología, Instituto Politécnico Nacional, México D.F., México, 2001.

- [10] “*Output switching functions of solid-state relays*”, Crydom Inc., Agosto 2011.
- [11] “*Trucar servo a rotación continua*”, Ardumanía, <http://www.ardumania.es/trucar-servo-a-rotacion-continua/>, Agosto 2012.
- [12] “*Cerebot MX4cK Board Reference Manual*”, Digilent, Diciembre 2011.
- [13] “*Pmod TMP Reference Manual*”, Digilent, Noviembre 2008.
- [14] “*Datasheet SHT1x (SHT10, SHT11, SHT15)*”, Sensirion, Mayo 2010.
- [15] “*ZX-THEMOMETHER documentation*”, Inex.
- [16] “*PRO WEIGH Loadcell guide: Selection, Installation & Testing*”, Pro Weigh Ltd., 2001.
- [17] “*Switch de nivel de agua*”, Ingeniería MCI LTDA., http://www.olimex.cl/product_info.php?products_id=707.
- [18] “*TowerPro SG90 – Micro Servo*”, Servodatabase, <http://www.servodatabase.com/servo/towerpro/sg90>.
- [19] “*Zigbee & 802.15.4*”, Sparkfun, <https://www.sparkfun.com/categories/111>.
- [20] “*Pmod CLS Serial LCD Display Module Reference Manual*”, Digilent, Diciembre 2007.
- [21] “*PIC32MX460F512L*”, Microchip, <http://www.microchip.com/wwwproducts/Devices.aspx?dDocName=en534177>, Septiembre 2011.
- [22] “*Low Cost Low Power Instrumentation Amplifier AD620*”, Analog Devices, 2004.
- [23] “*Pmod HB5 2A H-Bridge Reference Manual*”, Digilent, Febrero 2012.
- [24] “*Open Coil Air Heating Elements*”, Delta T, http://www.deltat.com/open_coil_elements.html.
- [25] “*Solid State Relays*”, OPTO22, Enero 2013.
- [26] “*DS1626/DS1726 High-Precision 3-Wire Digital Thermometer and Thermostat*”, Dallas semiconductors, Maxim Integrated Products, 2007.
- [27] Andrés Oyarce, Paul Aguayo, Eduard Martin, “*Guía del Usuario XBEE Series 1*”, Ingeniería MCI LTDA., Julio 2010.
- [28] Página personal del Prof. José R. Espinoza C., <http://www.udec.cl/jose.espinoza>

Anexo A. Diagrama Esquemático del Sistema

A.1. Tabla de elementos y diagrama esquemático

Uno de los objetivos de este proyecto, es poder ser utilizado como instrumento modular en la enseñanza para alumnos del área de sistemas embebidos. Por esta razón, en la Tabla A.1 se especifican detalladamente todos los elementos utilizados y sus respectivas conexiones con el microcontrolador. En esta tabla se puede observar los tipos de elementos, el modelo utilizado y su respectivo voltaje de alimentación. Además, en cada modelo se pueden ver las diferentes señales y tipos utilizados, con sus respectivas conexiones a la unidad principal que en este caso es el microcontrolador. En la notas se comentan detalles que pudiesen ser relevantes al momento de cambiar alguno de los elementos o al utilizarlos por separado.

En la Fig. A.1 se pueden observar un diagrama esquemático con todos los elementos utilizados en este sistema, en donde se pueden ver los diferentes circuitos y conexiones de cada elemento.



Tabla A.1 Elementos utilizados en la instrumentación de la incubadora.

Tipo de elemento	Modelo	Voltaje de Alimentación	Señal	Tipo de señal	Puerto MCU	Conector	Notas
Sensor de Temperatura y Humedad	SHT 15	3,3 [V]	DATA	Digital	RE00	JA01	Hoja de datos sugiere frecuencia máxima de operación de 5 [MHz]
			SCK	Digital	RE01	JA02	
Sensor de Temperatura	PMOD TMP	3,3 [V]	RST	Digital	RE04	JA07	Hoja de datos sugiere frecuencia máxima de operación de 2 [MHz]
			DQ	Digital	RE05	JA08	
			IO	Digital	RE06	JA09	
			CLK	Digital	RE07	JA10	
Sensor de Temperatura	ZX - Thermometer	3,3 [V]	Vo	Análoga	RB14 (AN14)	JB10	Voltaje de salida proporcional a la entrada
Actuador Sistema de Ventilación	PMOD HB5	5 [V]	DIR	Digital	RD07	JD01	Fuente de alimentación externa de 12 [V] para el motor del ventilador (VM y GND)
			EN	PWM	RD01 (OC2)	JD02	
Actuador Sistema de Humidificación	Servomotor R/C	5 [V]	S	PWM	RD02 (OC3)	JD08	Hoja de datos sugiere un período de 50 [Hz], pero finalmente se utilizó de 77 [MHz].
Módulo de Comunicación Inalámbrica	XBee	3,3 [V]	RX	UART	RD08 (U1TX)	JE02	Baudrate de 38400 [bps]
			TX	UART	RF02 (U1RX)	JE03	
Actuador de Sistema de Calefacción	SSR	3,3 [V]	DC+	Digital	RA00	JF04	Admite voltajes de entrada de 3 a 32 [V]
Módulo de Comunicación Alámbrica	PMOD CLS	3,3 [V]	RX	UART	RF05 (U2TX)	JH02	Baudrate de 9600 [bps]
			TX	UART	RF04 (U2RX)	JH03	
Sensor de Peso	Celda de Carga con AD620	5 [V]	V	Análoga	RB11 (AN11)	JJ04	Ganancia de 1.000 (Rg = 50[ohm])
Sensor de Nivel de Agua	Switch de nivel de agua	3,3 [V]	Vo	Análoga	RB04 (AN04)	JK04	Puede ser utilizado en forma digital

