

Diseño de un circuito de alta precisión para el monitoreo y procesamiento continuo de temperatura corporal

Design of a high precision circuit for the continuous processing and monitoring of body temperature

Anderson Monroy Reza
Unidad Interdisciplinaria de
Ingeniería y Ciencias Sociales y
Administrativas, Instituto
Politécnico Nacional, México
anderson.monroy.r79@gmail.com

María Fernanda Alcibar Hernández
Unidad Interdisciplinaria de
Ingeniería y Ciencias Sociales y
Administrativas, Instituto
Politécnico Nacional, México
fernandaalhe@gmail.com

Víctor Jalil Ochoa Gutiérrez
Unidad Interdisciplinaria de
Ingeniería y Ciencias Sociales y
Administrativas, Instituto
Politécnico Nacional, México
victor.jalil@gmail.com

Recibido 15 de octubre, 2015

Aceptado 27 de noviembre, 2015

Resumen

Diversos dispositivos son desarrollados para su uso dentro del área de la biotecnología; en el presente artículo se describe el proceso de investigación cualitativa y cuantitativa del desarrollo de una solución para la construcción de un sistema de alta precisión con el fin de obtener, procesar y monitorear, de manera continua, la temperatura corporal. Este dispositivo se ha desarrollado con base en un microcontrolador (PIC18F4550), así como con sensores de temperatura (DS18B20), LCD. En el proceso de desarrollo participó un equipo de trabajo multidisciplinario miembro de la Unidad Profesional Interdisciplinaria de Ingeniería y Ciencias Sociales y Administrativas del Instituto Politécnico Nacional. El trabajo se encuentra segmentado en distintas fases y tuvo como principal avance la virtualización de un primer prototipo el cual una vez terminada su construcción tendrá un proceso de validación a través de la aplicación de técnicas estadísticas tales como error, precisión, exactitud, calibración, entre otros.

Palabras clave: biotecnología, microcontrolador, monitoreo, prototipo, sensores de temperatura, temperatura corporal, termómetro digital, virtualización.

Abstract

Several devices are developed for its use in the area of biotechnology. This paper describes the process of qualitative and quantitative research to develop a solution for the construction of a high-precision system in order to measure and process the body temperature using a continuous monitoring process. This device has been developed based on a microcontroller (PIC18F4550), as well as on (DS18B20) temperature sensors, LCD. The development process involved a multidisciplinary working team, all of them members of the Instituto Politécnico Nacional, Unidad Profesional Interdisciplinaria de Ingeniería y Ciencias Sociales y Administrativas. The research is segmented in different phases. Its main progress has been the modelling of the first prototype, once it is constructed, it will be validated through the application of statistical techniques such as deviation, precision, accuracy, calibration, among others.

Keywords: *biotechnology, body temperature, digital thermometer, fever, microcontroller, monitoring, prototype, precision, temperature sensors, virtualization.*

Introducción

La importancia de una correcta medición de los signos vitales radica en que son indicadores que permiten identificar el estado físico de una persona. La temperatura es la propiedad que describe qué tan caliente está un sistema (Rolle, 2006), por tal razón, es importante monitorear adecuadamente la temperatura corporal. Se considera un factor de riesgo físico cuando la temperatura corporal profunda rebasa los 38 °C. En tales circunstancias, el riesgo de muerte es inminente, y como mecanismo de regulación el organismo humano produce calor en forma natural para evitar un nivel de temperatura interna riesgoso (Parra, 2003).

Antecedentes

El origen de la medida normal de temperatura que ha sido aceptada y utilizada actualmente se atribuye a dos grupos diferentes que en el siglo XIX realizaron diversos estudios: Becquerel y Breschet; sin embargo, dicha investigación fue seguida 33 años después por Wunderlich, quien a base de experimentaciones y observación de 25 000 pacientes de la Universidad de Leipzig, conformó la base para su libro y ahí sustentó que bajo condiciones normales el organismo humano tiene una temperatura de 37 °C, sin embargo, los instrumentos de medición del pasado no contaban con la misma precisión en comparación con los actuales, es por ello que se pueden notar cambios considerables entre ellos (Kelly, 2006).

Es importante mencionar que desde el siglo XIX se ha buscado la precisión en las lecturas de la temperatura puesto que representa un dato importante para su aplicación y para el diagnóstico de enfermedades.

En la historia de la humanidad han surgido diversas enfermedades que han afectado gravemente la salud de miles de personas; a través de una serie de investigaciones la Organización Mundial de la Salud (OMS) revela datos importantes acerca de algunas de ellas las cuales se describen brevemente a continuación. La fiebre amarilla,

«enfermedad viral aguda, hemorrágica, transmitida por mosquitos infectados» (OMS, 2014), ha causado mucho impacto a nivel global y se calcula que cada año se producen en el mundo 200 000 casos que causan unas 30 000 muertes principalmente en África. La fiebre hemorrágica de Marburgo (FMH) es generada por el virus de Marburgo y puede causar en el ser humano una fiebre hemorrágica grave; su tasa de letalidad ha llegado a 88%. Dos grandes brotes que ocurrieron simultáneamente en Marburgo y Frankfurt (Alemania) y en Belgrado (Serbia) llevaron a la identificación de la enfermedad por vez primera en 1967 (OMS, 2012).

Por último, la filariasis linfática, conocida generalmente como elefantiasis, es una enfermedad tropical desatendida. Las manifestaciones dolorosas y muy desfigurantes de la enfermedad, linfedema, elefantiasis e inflamación escrotal, así como temperaturas altas, aparecen más tarde y causan discapacidad permanente. En la actualidad, hay más de 1 230 millones de personas de 58 países en riesgo de contraer esta enfermedad. Aproximadamente 80% de esas personas vive en los países siguientes: Bangladesh, Costa de Marfil, Filipinas, India, Indonesia, Myanmar, Nepal, Nigeria, República Democrática del Congo y la República Unida de Tanzania (OMS, 2015).

En consecuencia, la aplicación de la tecnología en el área de la salud, ha cambiado la forma de tratar dichos padecimientos, es decir, los dispositivos y la metodología que se ha utilizado para el trato de pacientes se encuentra en consecutivo cambio, todo ello en función a los avances tecnológicos y científicos que se realizan. A través de los años, se han desarrollado diversos métodos y estudios que tienen como fin la detección de enfermedades y el monitoreo de signos vitales; por ejemplo, se han utilizado diversos dispositivos de medición de temperatura que podemos observar en la tabla I.

Tabla I. Dispositivos para la toma de lectura de temperatura

Dispositivo	Características
Termómetro mercurial de vidrio	Se mantiene debajo de la axila por tres minutos
Termómetro electrónico	Se aplica sobre la piel en un aproximado de 45 segundos o hasta el sonar de una señal; se observa la temperatura en forma digital
Termómetro electrónico infrarrojo	Tiene un sensor que debe colocarse en el conducto auditivo en no menos de un minuto

Fuente: Cernadas, 2005

Estado del arte

Hoy en día es común encontrar termómetros electrónicos e infrarrojos con aplicación en diferentes áreas del conocimiento debido a la alta tecnología con la que cuentan; un ejemplo de ello es la construcción de un termómetro virtual para formación de experimentos físicos a base de un sensor de temperatura LM335 (Oleg & Danilov, 2014). Una propuesta en el área de la salud es la arquitectura de e-Salud basada en redes inalámbricas de sensores; este sistema está compuesto por un conjunto de nodos sensores que se encargan de medir las variables fisiológicas deseadas (Cervantes, Nieto, Sánchez, Martínez & Hawa, 2012), también se han desarrollado termómetros digitales

basados en un microcontrolador PIC; por ejemplo, se ha investigado un termómetro digital simple hasta 0,4 °C en donde los autores proponen un esquema muy simple de termómetro electrónico que utiliza tres dispositivos: un sensor de temperatura (LM35), un amplificador operacional y un controlador PIC (Jiménez, Neftali, & Mayoral, 2006).

También hay dispositivos electrónicos infrarrojos como el termómetro infrarrojo sin-contacto corporal con una precisión de ± 0.8 °C (± 1.5 °F) con un tiempo de respuesta de 500 ms (Extech instruments, 2009). Existen diferentes sistemas que monitorean otras variables biológicas incluida la temperatura como los baumanómetros con termómetros digitales (Camacho Franco, 2012) que están interconectados a una PC.

Otro dispositivo al que debemos hacer mención es el termómetro de rápido el cual cuenta con las siguientes especificaciones: rango de medición, 0 °C de 10 °C a 45 °C; los límites de los errores de medición permisibles, 0 °C $\pm 0,1$, con ajuste del tiempo de no más de 0,5 s (Kuznetsov, 2009). Por último, se hace mención de un termómetro electrónico digital basado en la tecnología de los microcontroladores, el cual está desarrollado con un PIC16F877 y un sensor LM35 el cual tienen una precisión de $\pm 1,4$ °C a temperatura ambiente y de ± 3.4 °C dentro del rango de -55 a 150 °C dentro del cual opera (Mendoza, 2015).

Como resultado de toda la evidencia descrita anteriormente surgió la pregunta: ¿por qué la mayoría de los dispositivos actuales obtiene una sola muestra de temperatura en periodos cortos?, lo que significó un área de oportunidad para la investigación; en los siguientes apartados de esta introducción se dan a conocer la metodología y los objetivos planteados.

Procedimiento metodológico

El desarrollo de la investigación consta de tres fases:

- Primera fase: investigación y comparación de los diversos dispositivos que existen actualmente en el mercado, los materiales electrónicos para el desarrollo del sistema, así como los diferentes protocolos utilizados por los fabricantes y las normas de calidad pertinentes para un correcto funcionamiento.
- Segunda fase: construcción de un sistema virtual, el cual implementa las bases de algoritmos para el procesamiento de las muestras obtenidas. Para dicho objetivo se utilizan arreglos y estructuras de datos que permiten la optimización de la velocidad de procesamiento.
- Tercera fase: dentro de esta fase se propone la construcción del prototipo descrito con anterioridad. Actualmente el equipo de investigación se encuentra en esta fase ya que se pretende potencializar el resultado obtenido hasta ahora para lograr una mayor exactitud en las lecturas del prototipo.

Objetivos

El equipo de investigación establece un objetivo específico y general dentro de la investigación, delimitando el alcance de nuestro proyecto.

Objetivo general

Desarrollar un dispositivo de alta precisión que permita la toma de temperatura en diferentes partes del cuerpo humano.

Objetivo específico

- Realizar estudios de los diversos componentes electrónicos, así como del software a utilizar dentro del desarrollo del sistema.
- Investigar y evaluar con base en pruebas los diferentes compiladores, lenguajes de programación, estructuras de datos y algoritmos que permitan la programación del dispositivo.
- Implementar pruebas de funcionamiento del dispositivo generado a partir de la propuesta.

Desarrollo

Marco teórico

Los sistemas embebidos están presentes en todos los lugares: industria, oficinas, hospitales y hogares. Un sistema embebido es «un sistema cuya principal función no es computacional, pero sí necesita ser controlado por una computadora» (Wilmshurst T., 2006). El proceso de control puede ser hecho por un circuito electrónico o por un controlador. Hoy en día existen numerosos controladores embebidos o comúnmente llamados PIC que se definen como «un sistema de microprocesador que contiene datos y memoria de programa, entradas y salidas paralelas, temporizadores e interrupciones externas e internas, todo integrado en un solo chip» (Ibrahim, 2010) y que son capaces de procesar información (bits). Los PIC necesitan ser programados con instrucciones de un lenguaje de programación; dichas instrucciones son interpretadas por el compilador y son reescritas en lenguaje de bajo nivel para que se puedan grabar y así se pueda ejecutar su función. En el mercado existe una amplia gama de PIC los cuales tienen características únicas. En la tabla II podemos observar las características del PIC18F4550 que ha sido utilizado para el desarrollo del dispositivo.

Tabla II. Características del PIC18F4550 Y PIC16F84A

PIC18F4550	PIC16F84A
CPU RISC	CPU RISC
16 bits de memoria de programa	Memoria de programa (1 K x 14 bits)
Arquitectura tipo Harvard	Arquitectura tipo Harvard
Arquitectura RISC	Arquitectura RISC
Frecuencia de operación de 0-48 MHz	Frecuencia de reloj externa máxima 10 MHz
Oscilador dual	Memoria RAM (68 registros x 8 bits)
35 pines de entrada-salida	Puertos de entrada-salida (13 pines en dos puertos, 5 pines el puerto A y 8 pines el puerto B)

PIC18F4550	PIC16F84A
CPU RISC	CPU RISC
32k de memoria ROM con tecnología flash	Manejo de interrupciones (de 4 fuentes)
256 Bytes de memoria EEPROM	Un divisor de frecuencia
2048 Bytes de memoria RAM	Memoria <u>EEPROM</u> de datos (64 x 8 bits)
Convertidor A/D	No posee conversores analógicos-digital ni digital-analógicos
Interface para Transceiver USB externo	Un temporizador/contador (timer de 8 bits)

Fuente: Basado en (Microchip)

En la figura 1 se observa la construcción física y la distribución de puertos del PIC18F4550, los cuales permiten la conexión y comunicación con dispositivos externos.

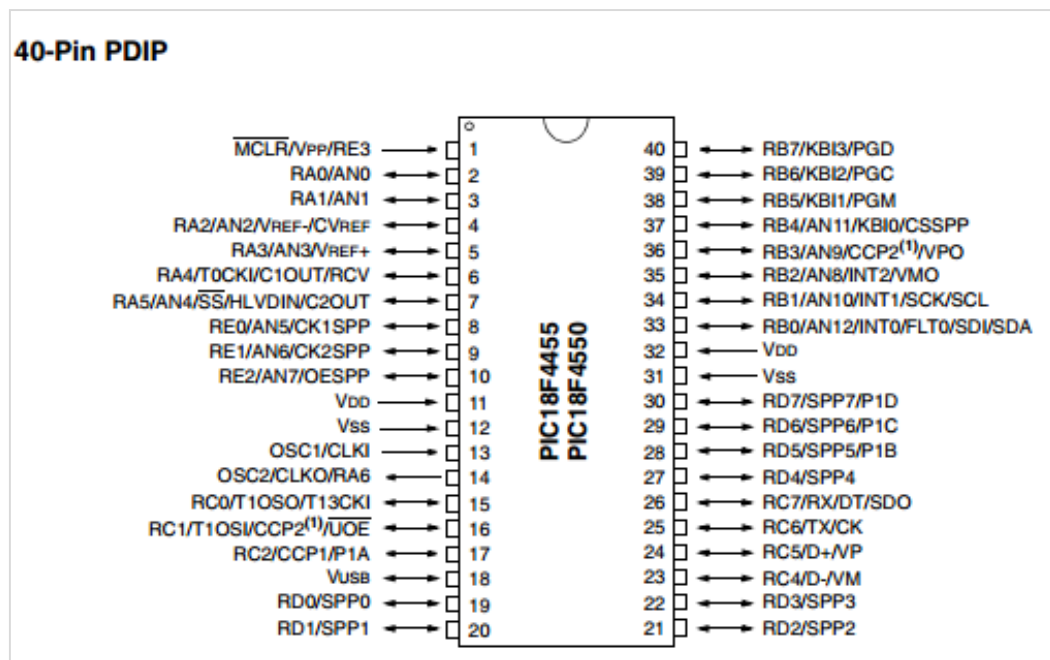


Figura 1: estructura del PIC18F4550

Fuente: Microchip, 2006

Para la comunicación del exterior con el PIC es necesario el uso de periféricos que lo permita, un ejemplo de ello son los sensores, de acuerdo con (Serna, Ros, & Rico, 2010) estos imitan la capacidad de percepción de los seres humanos, por ello, cada vez es más usual encontrarlos incorporados a cualquier área tecnológica. Debido a esta característica de imitar la percepción humana, podemos encontrar sensores con los diferentes sentidos del cuerpo humano, así también como los de aceleración, temperatura, presión, presencia, sensores táctiles, visión artificial etcétera. Para propósitos de diseño se necesita un sensor de temperatura.

En el mercado existen diferentes tipos de sensores, entre los que más destacan está el DS18B20 y el LM35; en la tabla III podemos observar algunas de sus características.

Tabla III. Sensores de temperatura

DS18B20	LM35
Única interfaz 1-Wire® requiere pin sólo un puerto para la comunicación	Calibrada directamente en grados Celsius (centígrados)
Cada dispositivo tiene un código único de serie 64-bitS almacenado en una memoria ROM	Línea + 10 mV / °C Factor de escala
No requiere componentes externos	0.5 °C asegurada Precisión (a 25 °C)
Puede ser alimentado por una línea de datos	Clasificado para completa -55 °C a 150 °C Rango
Medición de temperaturas de -55 °C hasta + 125 °C (- 67 °F hasta +257 °F)	Salida de baja impedancia, 0,1 Ω por 1 - mA Carga
$\pm 0,5$ °C Precisión de -10 °C a + 85 °C	
Resolución termómetro es seleccionable de 9 a 12 bits	
Convierte la temperatura digital de 12 bits en 750 ms (máximo)	
Disponible en 8 -pin SO (150mil), 8 pines μ SOP y 3 pines A - 92 paquetes	
Fuente: Maximintegrated, 2008	

Por otra parte, el sensor DS18B20, se comunica sobre un protocolo llamado 1-Wire bus que por definición requiere sólo una línea de datos (y tierra) para la comunicación con un microprocesador central. En adición a las características mencionadas anteriormente, el DS18B20 puede obtener energía directamente de la línea de datos (*parasite power*), eliminando la necesidad de una fuente de alimentación externa (Maximintegrated, 2008).

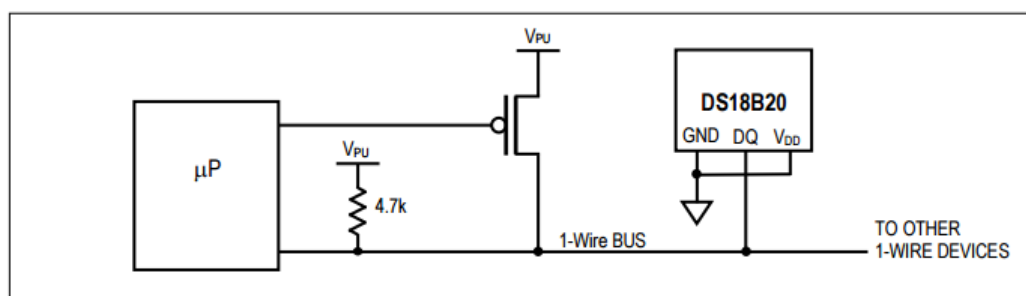


Figura 2: ejemplo de conexión con el protocolo 1-Wire,
Fuente: (Maximintegrated, 2008)

Para finalizar con algunos de los detalles técnicos, el sistema debe ser capaz de mostrar las temperaturas obtenidas en el muestreo, mediante un dispositivo externo el cual debe ser conectado al microcontrolador, el dispositivo usado en las pruebas es un LCD «HITACHI HD44780U (LCD-II)». Este LCD muestra caracteres alfanuméricos, caracteres japoneses y símbolos. Se puede configurar para accionar una pantalla de cristal líquido de matriz de

puntos bajo el control de un microprocesador de cuatro u ocho bits. Un solo HD44780U puede mostrar hasta una línea de ocho caracteres o dos líneas de ocho caracteres. El HD44780U tiene compatibilidad con el HD44780S que permite al usuario reemplazar fácilmente un LCD-II con un HD44780U. El generador de caracteres ROM HD44780U se extiende para generar 208 fuentes de caracteres 5 x 8 puntos y 32 de 5 x 10 fuentes de caracteres de puntos para un total de 240 caracteres. La alimentación baja (2.7 V a 5.5 V) del HD44780U es adecuada para cualquier producto de batería portátil requiriendo baja disipación de potencia (Hitachi, 1988).

El dispositivo se une a los diferentes pines del LCD para su conexión; en la figura 3 se observan estos pines con su respectiva descripción.

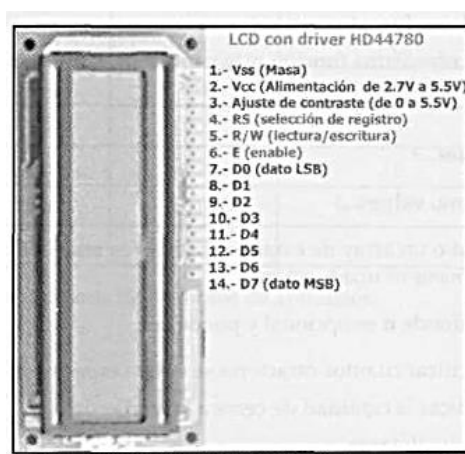


Figura 3: HD44780U, pines de conexión
Fuente: Breijo, 2008

Un punto adicional de la investigación que cabe destacar trata sobre los estándares de calidad y la validación estadística de las lecturas. La ISO (*International Standardization Organization*) es una entidad internacional que está encargada de proveer estándares, que se encuentran conformados por una serie de requisitos, especificaciones, directrices y características que pueden ser utilizadas consistentemente para asegurar que los materiales, productos, procesos y servicios son adecuados para su propósito (ISO, s.f.). Un apartado dentro de las ISO, son las IEEE que hacen referencia al ámbito de la informática y la electrónica, que, a su vez, definen normas con un gran detalle técnico que sirven para fabricar los diversos dispositivos. Para la construcción del dispositivo, se hace referencia a la Norma IEEE-11073-10408 así como a la IEEE-11073-10472 que tratan sobre normas de calidad para los termómetros y monitoreo médico respectivamente.

La validación de los datos que se obtengan del muestreo continuo de la temperatura corporal, se desarrollará bajo diversas técnicas estadísticas; a continuación, se presentará un ejemplo de su tratamiento. Los errores forman parte de los componentes de un valor resultante de una medida de temperatura. Para tal ejemplo se ocupará como base de comparación, un termómetro digital *Citizen C1413W* que tiene una puntuación decimal.

Error absoluto: se puede definir como la diferencia algebraica entre el valor de la medida (V_m) y el valor tomado como verdadero (V_v), y este se muestra con la siguiente expresión:

$$Ea = V_m - V_v$$

Considerando tomar como medida real la temperatura proporcionada bajo las mismas condiciones en la misma persona; al termómetro digital *Citizen C1413W* la temperatura fue de 38.7 °C, mientras que el prototipo del dispositivo obtuvo una medición de 38.75 °C.

$$Ea = 38.75\text{ °C} - 38.7\text{ °C}$$

$$Ea = 0.05\text{ °C}$$

En este caso, el error absoluto puede interpretarse como el error que puede causar la sensibilidad del aparato respecto a la del dispositivo base (termómetro digital *Citizen C1413W*).

Error relativo: es el cociente entre el error absoluto y el valor que se tomó como verdadero.

$$Er = \frac{Ea}{V_v}$$

$$Er = \frac{0.05\text{ °C}}{38.7\text{ °C}}$$

$$Er = 0.00129199$$

Si aplicamos el porcentaje:

$$Er = 0.00129199 * 100\%$$

$$Er = 0.129\%$$

En este caso, dicho porcentaje representa el error que tiene un termómetro digital respecto al dispositivo desarrollado.

Error accidental y media: es causado debido a imprevistos o al azar. Muchas veces son imposibles de controlar y pueden llegar a alterar la medida realizada. La media aritmética se da cuando una magnitud se mide varias veces en las mismas condiciones.

$$media = \frac{V_1 + V_2 \dots + V_n}{NV}$$

$$Eac = /V_r - V_m/$$

$$E_{at} = \frac{Ea1 + Ea2 + \dots + EaN}{NM}$$

Con el dispositivo que aprecia hasta 0.01 °C obtenemos los siguientes resultados para la medida de temperatura corporal de una persona, bajo las mismas condiciones. Temperaturas tomadas en un tiempo de 10 minutos: 38.71 °C, 38.73 °C, 38.69 °C, 38.74 °C, 38.75 °C, 38.76 °C, 38.70 °C, 38.70 °C, 38.71 °C, 38.71 °C, 38.73 °C, 38.74 °C, 38.75 °C, 38.76 °C, 38.77 °C, 38.72 °C, 38.70 °C, 38.70 °C, 38.73 °C, 38.74 °C.

$$media = \frac{V1 + V2 \dots + Vn}{NV}$$

$$media = \frac{38.71 \text{ °C} + 38.73 \text{ °C} + 38.69 \text{ °C} + \dots + 38.74 \text{ °C}}{20}$$

$$media = 38.727 \text{ °C} \approx 38.73 \text{ °C}$$

Finalmente, para saber el error accidental cometido es necesario realizar diferencias entre nuestro valor real y los valores resultantes de la medición (V_m):

$$Ea1 = 38.73 \text{ °C} - 38.71 \text{ °C} = 0.01 \text{ °C}$$

$$Ea2 = 38.73 \text{ °C} - 38.73 \text{ °C} = 0.01 \text{ °C}$$

$$Ean = 38.73 \text{ °C} - temperatura = n$$

Por lo tanto, puede calcularse el error accidental que comete nuestro dispositivo.

$$E_{at} = \frac{0.4 \text{ °C}}{20} = 0.02 \text{ °C}$$

Es por ello que se puede concluir que el error accidental o desviación media cometido es de $\pm 0.02 \text{ °C}$. Dado que la precisión es la proximidad del mismo objeto entre los valores medidos en repetidas ocasiones y con las mismas condiciones, se puede expresar numéricamente como la desviación que hemos sacado con anterioridad. Dicho esto, se puede concluir que nuestro dispositivo tiene una precisión de $\pm 0.02 \text{ °C}$.

De acuerdo con los ejemplos anteriores, será posible la interpretación de los datos obtenidos con el dispositivo. Siguiendo el procedimiento metodológico, las primeras fases de investigación fueron exitosas, los resultados obtenidos, las discusiones de los mismos, así como las observaciones hechas se describen en los apartados posteriores; actualmente se siguen realizando investigaciones que permitan una mejor construcción del prototipo, también se pretende potencializar el desarrollo aplicando tecnología moderna.

Resultados

1. Virtualización del primer prototipo básico del sistema (figura 4):

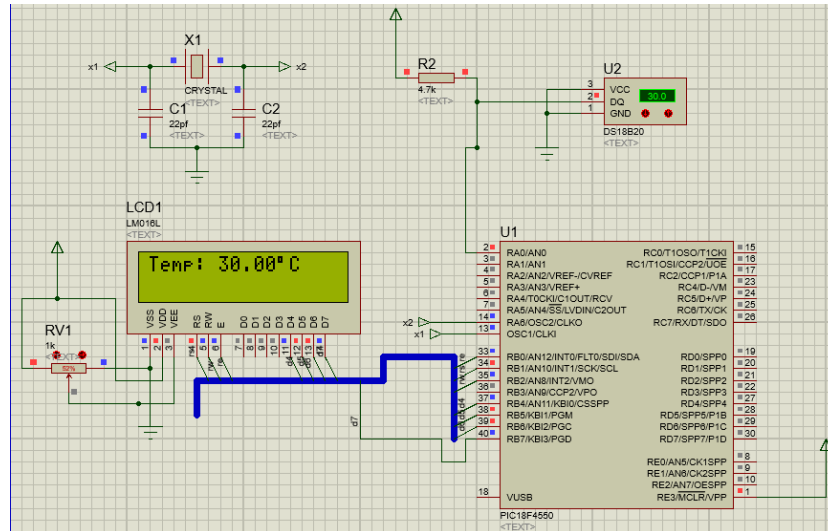


Figura 4: prototipo diseñado

Fuente: propia

Generación de algoritmos de programación para el procesamiento de las lecturas continuas de temperatura.

```

1  /*
2  * File:   newmain.c
3  * Author: Anderson
4  *
5  * Created on 30 de Enero de 2015, 03:20 PM
6  */
7  #include <P18F4550.h>
8  #include <stdio.h>
9  #include <stdlib.h>
10
11 int Suma_total(int i,int j);
12 int Suma_S4(int j);
13 const rom int parte0[]={0,1,2,3,4,5,6};
14 const rom int parte1[]={7,8,9,10,11,12,13};
15 const rom int parte2[]={14,15,16,17,18,19,20};
16 const rom int parte3[]={21,22,23,24,25,26,27};
17 const rom int parte4[]={28,29,30,31,32,33,34};
18 const rom int *array_punt[]={parte0,parte1,parte2,parte3,parte4};
19 int i,j,Suma_T=0,Suma_s4=0;
20 void main(void){
21     for(i=0;i<5;i++){
22         for(j=0;j<7;j++){
23             Suma_T=Suma_T+Suma_total(i,j);
24         }
25         Suma_s4=Suma_s4+Suma_S4(j);
26     }
27     while(1){
28         int Suma_total(int i,int j){
29             return(*(array_punt[i]+j));
30         }
31         int Suma_S4(int j){
32             return(*(array_punt[4]+j));
33         }
34     }
35 }

```

Figura 5: Algoritmos de programación

Fuente: elaboración propia

2. Optimización del código y recursos del PIC utilizado con base en la investigación de metodologías y algoritmos para el procesamiento de datos, así como la combinación de distintos compiladores y lenguajes de programación.
3. Validación de datos a partir de la aplicación de fórmulas estadísticas.
4. Se está investigando y desarrollando una nueva propuesta que permita potencializar el dispositivo en software y hardware.

Discusión

Justificación de los dispositivos utilizados

El PIC18F4550 es un microcontrolador de gama mejorada, esto significa que cada una de sus características permite un alto nivel de funcionamiento; por ejemplo, el CPU RISC proporciona mayor control a la hora de programar debido a que existe un juego de instrucciones reducido; la arquitectura tipo *Harvard* es una característica clave ya que proporciona un acceso rápido a la memoria de programa o memoria de datos cuando sea necesario, en comparación con la arquitectura *Von Neumann*, esto permite un mayor procesamiento del programa.

Ligada a la idea de velocidad de procesamiento, la frecuencia de operación está en un rango de 0-48 MHZ permitiendo así el procesamiento de 48 millones de ciclos por segundo, la mayoría de las instrucciones RICS toman un ciclo por segundo; por lo que para fines del proyecto el PIC18F4550 es una buena opción. Una ventaja más son los 35 pines de entrada-salida, esto permite la comunicación de diferentes dispositivos como el LCD que ocupan 7 pines y los sensores que sólo toman un pin de entrada. Por último, los 2048 bytes de memoria RAM y 32 k de memoria ROM con tecnología flash, soporta el espacio ocupado por el programa y el procesamiento de datos con sólo 8% del tamaño total.

En el caso del sensor de temperatura DS18B20, este funciona mediante una única interfaz 1-Wire®, esto significa que sólo requiere un pin, un puerto para la comunicación y a la vez puede ser alimentado de voltaje por este mismo canal, esto tiene una ventaja al ahorrar el uso de puertos de entrada al PIC. Otra importante ventaja del uso de este sensor es la configuración, dicha característica utilizada para fines de la investigación es de 12 bits y con ella es posible obtener la temperatura en 75 microsegundos, tiempo en el que se realiza un estimado de 1 333 mediciones de temperatura por segundo, tiene además $\pm 0,5^{\circ}\text{C}$ de precisión de -10°C a $+85^{\circ}\text{C}$ lo cual es una alta precisión en un rango de lectura amplio.

Sobre los resultados

En el resultado número uno se plantea una propuesta para la virtualización del primer prototipo básico del sistema, en él se puede observar cómo a través de un bus de comunicación el PIC18F4550 se comunica con el sensor de temperatura DS18B20 estando en modo parásito, y muestra los resultados obtenidos de la medición de temperatura continuamente en un LCD. En el punto número dos, hace referencia a los algoritmos de programación; se consideraron también diferentes compiladores debido a que la declaración de variables y sus respectivos espacios de almacenamiento en memoria varían dependiendo del compilador y lenguaje de programación. Por ejemplo, las estructuras de datos fueron aplicadas como se observa en la figura 6.

```

int8 O_reseteo();
int8 LeeByte();
int8 Lee_bit() ;
void Escribe_byte(int);
void Escribe_bit(int);
Float DS1820_Lectura();

int RBytes[8];
int Room[9][8];

```

Figura 6. Implementación de estructuras de datos en el lenguaje de programación
Fuente: elaboración propia

Algunos de estos programas fueron base para la generación del algoritmo complejo de procesamiento de datos. Otro tipo de algoritmo que se intentó implementar fue la pila, su uso permitiría obtener un mejor manejo de la memoria, sin embargo, no fue posible su implementación. En la figura 7 se pueden observar los resultados de compilación obtenidos después de su utilización.

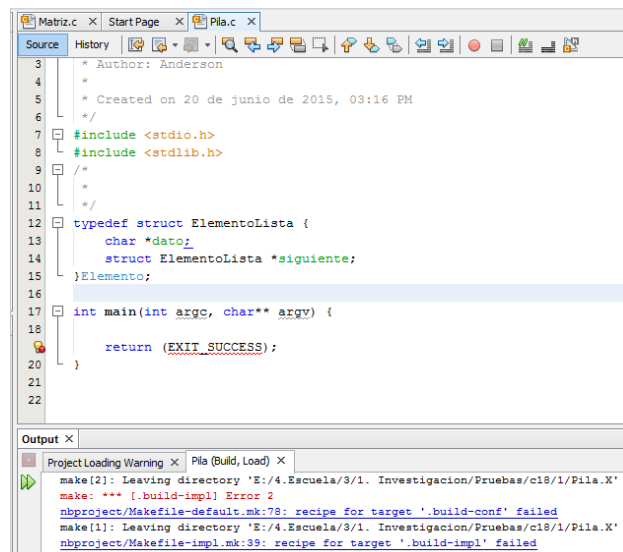


Figura 7. Error de compilación en la implementación de una pila de datos
Fuente: elaboración propia

En el punto número tres de los resultados se evaluaron diferentes compiladores que pudieran optimizar la programación. Como resultado se consideraron C18 de Microchip para PIC de 8 bits y PIC C compiler. Ambos tienen características únicas que permiten una mayor optimización, uso de los recursos, registros, etcétera. De acuerdo con las diversas pruebas realizadas se pudo identificar que el compilador C18 de Microchip permite un ahorro en el espacio de la memoria física del PIC, así como un mejor manejo de registros. La principal causa de esta diferencia de consumo en memoria que pudimos observar fue en las librerías que usa cada compilador, así como en el algoritmo implementado en la codificación; sin embargo, en algunos casos la implementación de subrutinas especiales para el control de dispositivos externos como LCD o módulos de almacenamiento resulta más compleja o sencilla

dependiendo del compilador y lenguaje de programación que se utilice. Todo esto se ve afectado en el rendimiento del sistema, ya que, como se puede concluir, no sólo la memoria se ve implicada sino también otros factores como son la velocidad de procesamiento y la posible presencia de excepciones que puedan impedir el funcionamiento del dispositivo.

En el resultado número cuatro se generaron una serie de investigaciones estadísticas, los conceptos a utilizar permiten comparar la exactitud y posible error que tiene nuestro dispositivo, todo esto con el fin de encontrar la validación pertinente de las lecturas de temperatura, así como también el tipo de errores que podrían presentarse durante su uso.

Por último, cabe mencionar que se tienen algunos avances de un mejor prototipo, sin embargo, la complejidad de desarrollo es mayor, debido a los componentes utilizados, así como a la programación del mismo.

Conclusiones

Hoy en día la tecnología permite desarrollos avanzados de manera más rápida, con menor costo y mayor alcance, un ejemplo claro se encuentra en los avances tecnológicos dentro del ámbito de la salud; en este artículo se han presentado las ventajas de un dispositivo de alta precisión frente a un termómetro de mercurio. La medición, así como el control y el monitoreo de las variables biológicas es de gran importancia y la innovación de diversos dispositivos, permiten la obtención de datos en un menor tiempo. El desarrollo de un dispositivo implica la investigación de los diversos componentes electrónicos, sus respectivos protocolos, así como también una serie de algoritmos de programación dentro de dispositivos programables con el fin de obtener un funcionamiento correcto y completo.

Así mismo, la creación de un nuevo dispositivo, permite que éste pueda ser implementado en diversos ámbitos con la finalidad de convertirse en un aparato útil y funcional con diferentes áreas de aplicación para obtener la lectura de temperatura de manera rápida y eficaz. Por último, es necesario contar con los estándares de calidad pertinentes para que el dispositivo sea confiable y tenga un óptimo uso.

Referencias

- Extech instruments (2009). Recuperado de Extech instruments:
<http://bricos.com/wordpress/wp-content/uploads/2010/12/IR200-MEM.pdf>
- Breijo, E. G. (2008). *Compilador C CCS y simulador PROTEUS pra Microcontroladores PIC*. México: AlfaOmega.
- Camacho F., O. & Diosdado A., C. (2012). *Desarrollo de un baumanómetro y termómetro corporal de tipo inalámbrico*. (Tesis licenciatura, Instituto Politécnico Nacional), Recuperada de:
<http://itzamna.bnct.ipn.mx/bitstream/handle/123456789/12343/DESARROLLO%20DE%20UN%20BAUMANOMETRO%20Y%20TERMOMETRO%20CORPORAL%20DE%20TIPO%20INALAMBRICO.pdf?sequence=1>
- Cernadas, J. M. (2005). *Manual de procedimientos en neonatología*. Argentina: Editorial Médica Panamericana

- Cervantes d., H.; Nieto H., J. I.; Sánchez López, J., Martínez R., M. E., & Hawa C., A. (2012). Arquitectura de e-Salud basada en redes inalámbricas de sensores. *ResearchGate*, 9.
- Hitachi. (1988). *Sparkfun*. Obtenido de:
<https://www.sparkfun.com/datasheets/LCD/HD44780.pdf>
- Ibrahim, D. (2010). *SD card projects using the PIC microcontroller*. EUA: Newnes.
- International Standarization Organization. (s.f.). *International Standarization Organization*. Obtenido de: <http://www.iso.org/iso/home/standards.htm>
- Jiménez, R., Neftali, N., & Mayoral, U. (2006). *Electronicdesign*. Obtenido de:
<http://www.electronicdesign.com>
- Kelly, G. (2006). Body temperature variability (part 1): A review of the history of body temperature an its variability due to site selection, Biological rhythms fitness and aging. *Alternative medicine review*, 11(4).
- Kuznestov, Yu Y. (2009). Termómetro para el diagnóstico rápido de enfermedades para el cambio de función de acondicionamiento del equipo de respiración, 147
- Maximintegrated. (2008). *Maxim integrated*. Obtenido de:
<https://www.maximintegrated.com/en/products/analog/sensors-and-sensor-interface/DS18B20.html>
- Mendoza, A. E. (2015). *Diseño y construcción de un termómetro electrónico digital basado en la tecnología de los microcontroladores*. (Tesis nivel superior, Escuela Superior Politécnica del Litoral, Guayaquil, Ecuador). Recuperado de:
<http://www.dspace.espol.edu.ec/xmlui/bitstream/handle/123456789/30336/D-84633.pdf?sequence=-1&isAllowed=y>
- Microchip. (2001-2013). *PIC16F84A*. Obtenido de:
<http://ww1.microchip.com/downloads/en/DeviceDoc/35007C.pdf>
- Microchip. (2006). *Microchip*. Obtenido de:
<http://ww1.microchip.com/downloads/en/devicedoc/39632c.pdf>
- Oleg, E., Danilov, K. P., (2014). Termómetro virtual para la enseñanza de experimentos de física. Científico joven, revista científica mensual, 122
- Organización Mundial de la Salud (2012). *Fiebre hemorrágica de Marburgo*. Obtenido de:
http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs_marburg/es/
- (2016). *Fiebre amarilla*. Obtenido de:
<http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs100/es/>
- (2016). *Filariasis linfática*. Obtenido de:
<http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs102/es/>

- Parra, M. (2003). Conceptos básicos en salud laboral. Santiago, Chile: Organización Internacional del Trabajo
- Posadas, A. M. (s.f.). *Determinación de errores y tratamiento de datos*. Obtenido de: <http://www.ual.es/~aposadas/TeoríaErrores.pdf>
- Rolle, K. C. (2006). *Termodinámica*. México: Pearson Educación.
- Serna, A., Ros, F., & Rico, J. (2010). *Guía práctica de sensores (Ebook)*. España: Creaciones Copyright SL.
- Wilmshurst, T. (2006). *Designing embedded systems with PIC microcontrollers: principles and applications*. Gran Bretaña: Newnes.