

Empleo del Sensor LM35 para el Monitoreo de Temperatura Corporal, Experiencia en Paciente con SARS-COV-2.

G. A. Martínez Chávez ^{1*}

¹ IMSS Delegación CDMX Sur, México.

**gustavo.martinezc@imss.gob.mx*.

Abstract— This paper we present the design of measurement and storage body temperature using LM35 sensor. Due to precise temperature measurement is essential in a wide range of applications in the medical environment.

Clinical Relevance—The Intensive Care Unit (ICU) ward situations tend to be very intense since the patients who are placed in the wards are usually critical condition patients. These patients need an intensive care by the nurses and physician since their condition are not very stable. Therefore, the nurses and physicians need to monitor them very frequent. So, the objective of this monitoring system is mainly to ease the nurses work by reducing monitoring frequency. This monitoring system is using LM 35 temperature sensor, PIC microcontroller (PIC16F877) which is connected to PC for data transfer of body temperature the COVID19 patient. The data were processed and displayed on the laptop for every minute continuously. For adult with fever respondent, it shows 40.2 °C of body temperature, with 0.95% of the Mean Absolute Percent Error (MAPE) respectively.

Palabras clave— LM35, Covid-19, Microcontroller, Intensive Care Unit, Temperature

I. INTRODUCCION

De conformidad con la Organización Mundial de la Salud, el COVID-19 es la enfermedad causada por el nuevo virus SARS-CoV-2 que surgió en China en Diciembre de 2019. En este sentido se comparte la idea de medir la temperatura corporal en el contexto COVID utilizando el señor de temperatura LM35.

Donde el sensor de bajo costo puede proporcionar un soporte importante que facilite el monitoreo de los signos vitales de los pacientes buscando contribuir en el desarrollo de las actividades del personal médico que interviene de manera oportuna en la atención de este tipo de pacientes.

El principal problema en la medición de temperatura radica en la selección del tipo de sensor, aunque existen muchos sensores que pueden medir la temperatura, cada uno tiene ventajas y desventajas.

Ya que estos sensores transforman la temperatura en resistencia o voltaje, pero la precisión de la medición es siempre una preocupación y es parte del desarrollo de este trabajo.

Al diseñar un dispositivo, es necesario obtener lecturas de temperatura precisas y seleccionar un tipo de sensor adecuado, los sensores basados en resistividad, como los termistores, son relativamente más baratos y la temperatura se puede recuperar de forma sencilla.

Por otro lado, la precisión es menor y cada sensor debe calibrarse para obtener datos significativos. No obstante, los sensores basados en voltaje (termopares) son mucho más precisos, ya que el voltaje de salida es muy bajo (mV) y los errores de amplificación pueden ser muy altos.

Es por ello que el empleo de los amplificadores operacionales contribuye significativamente en la precisión deseada por lo que su uso es obligatorio al momento de decidir el tipo de sensor.

En este proyecto utilizamos un sensor de bajo costo basado en la resistencia del circuito LM35 teniendo como principal inconveniente la baja sensibilidad al medir la temperatura del cuerpo humano, situaciones que típicamente son abordadas al emplear convertidores A/ D con mayor resolución.

En opinión del suscrito no es recomendable el utilizar el enfoque estándar para resolver este problema, motivo por el cual desarrollamos nuestra solución fundamentada en el área de la instrumentación electrónica que nos permite obtener mediciones satisfactorias considerando para ello los aspectos que comprenden el acondicionamiento electrónico.

Básicamente, el objetivo de este trabajo es la de mostrar el uso de un sensor simple de temperatura analógico y de bajo costo para medir la temperatura corporal en pacientes con SARS-CoV-2 con una precisión razonable y aceptable.

Finalmente se describe la solución, implementación y resultados obtenidos de dicho sistema, ya que en apego al ejercicio en la aplicación del protocolo de atención del paciente COVID, mediante el consentimiento informado por el personal de salud se comunica al paciente, el tipo de atención en la naturaleza de la enfermedad y del procedimiento diagnóstico o terapéutico que se propone utilizar, siendo posible su empleo del sistema de medición de temperatura a base del sensor LM35 versus las mediciones registradas del monitor digital modelo: Welch Allyn Modelo: Connex Spot CSM, con que cuentan dicha áreas de atención medica.

II. METODOLOGIA

A. Definición del problema

Como se mencionó anteriormente, no se puede lograr una solución práctica al problema de medir con exactitud un rango corto de temperatura con una precisión de manera aceptable. Por ejemplo, al medir el rango de temperatura de 0° a 200 °C con un convertidor A / D de 10 bits, la resolución máxima sería de 0.2 °C asumiendo una cobertura total del voltaje de la señal.

Como tal, la relación entre el rango de temperatura y la precisión se convierte de 1000: 1 que es un valor razonable. Ahora bien si usamos el mismo circuito para medir un rango de temperatura de 35 °C a 45 °C, la precisión final sería la misma y la relación de aspecto entre el rango de temperatura y la precisión será de solo 50: 1, que en realidad es un valor pobre, por lo que la incertidumbre es muy alta debido a la utilización de un rango pequeño. Idealmente, es necesario cubrir todos los rangos del convertidor A / D en el rango de temperatura que se requiere.

Hay muchos sensores analógicos en el mercado, sin embargo, su precisión general también depende del tipo de convertidor A / D de entrada. Aunque es posible comprar un sensor preciso y caro en el mercado, el error de medición sería relativamente alto si el convertidor A / D es de solo 8 bits o 10 bits.

B. Principios de diseño.

En este caso para aumentar la sensibilidad deseada mientras se miden temperaturas entre los 25 ° C y 42 ° C; la solución propuesta se basa en el acondicionamiento de señal para sensores resistivos que permite modificar la señal de temperatura de entrada y adaptarla al convertidor A / D tradicional de solo 8 bits o 10 bits.

La flexibilidad es el diseño que se obtiene en el empleo de amplificadores para el acondicionamiento de la señal de sensores de resistencia variable, ya que a partir de las variaciones de resistencia en respuesta a la magnitud de temperatura a medir, se pueden obtener voltajes en un rango útil para convertidores A / D. Sin embargo, el voltaje resultante es de solo 170 mV, e idealmente, el voltaje de referencia para el convertidor A / D debería variar de 250 mV a 420 mV, lo cual es muy difícil de alcanzar.

Por lo tanto, los cambios deben realizarse desde el lado del sensor, para facilitar la inclusión del convertidor A / D como una solución practicable.

Con este enfoque entonces se hace necesario amplificar una pequeña diferencia de voltaje al rango de escala completa 0 -5 Volts, para lograr esto, se diseñó un circuito que nos permite amplificar cualquier pequeña diferencia de Voltaje.

Básicamente, el circuito electrónico consta de tres partes; sensor de temperatura LM35, un filtro de paso bajo (LPF) y una etapa de salida que se integran con un amplificador operacional no inversor con ganancia variable, como se presenta en la figura 1.

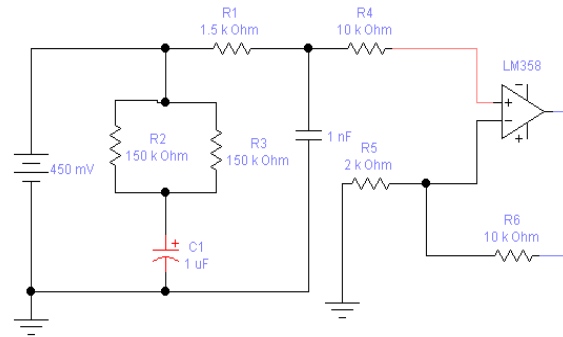


Fig.1. Etapa de la señal de entrada con el sensor de temperatura LM35 y su ajuste básicos con el amplificador operacional LM358.

La etapa de entrada consta de amplificador operacional (LM358), resistencias (R1, R4, R5, R6) y filtro pasa bajo (R2, R3, C1). La ganancia de la etapa de entrada se establece en uno, lo cual es obvio ya que todas las resistencias son iguales, por lo tanto, solo es crucial seguir la diferencia medida y convertirla en una señal simple relativa a la señal de tierra.

El cambio del voltaje de referencia conectado a R6 da como resultado un voltaje creciente o decreciente, por lo tanto, es posible establecer el nivel de voltaje correspondiente a una temperatura de 25 ° C como 0 V. El voltaje de salida oscila de manera idéntica a la fuente, pero en relación con la tierra permanente que no es flotante y el filtro de salida es solo complementario.

El proceso de medición de temperatura es la correspondiente a un sistema que cambia lentamente, lo que significa que no se esperan transitorios. Este filtro elimina los picos y las perturbaciones que se producen en la tensión de alimentación. Sus valores no son críticos y dependen de las condiciones actuales. Se selecciono el uso de del amplificador operacional LM358, que es un amplificador estándar de bajo costo para aplicaciones de baja frecuencia.

Teniendo en cuenta que el R6 es un dispositivo de ajuste, que permite un ajuste fino de la ganancia. La salida se calcula con un filtro para evitar transitorios no deseados y la señal de entrada se amplifica mediante el valor de ganancia y se envía a la salida, permitiendo obtener un voltaje casi constante aproximadamente 175 m Voltios correspondiente a la escala de 25 a 43 ° C. Esta señal obtenida en el sensor LM35 debe amplificarse a un valor de 2,5 voltios, por lo que necesita un amplificador no inversor con ganancia de seis.

Con el Voltaje de salida del circuito acondicionador antes descrito, es enviado a la entrada de uno de los puertos analógicos del microcontrolador PIC 16F876 para medir la temperatura corporal en grados Celsius y cuyos datos son registrados en el programa de comunicaciones de Hyper Terminal del software de Windows en una computadora portátil, cuyos registros son documentados en la hoja de calculo de Excel 2003.

III. RESULTADOS

A. Prueba del circuito

Se realizaron varias mediciones reales y la prueba básica del dispositivo fue simple. Mientras aumentaba la temperatura del sistema, se monitoreaba el voltaje de salida en el LM35 y en la salida del amplificador LM358. La salida de voltaje del LM35 debe generar un voltaje a un nivel que pueda expresarse multiplicando la temperatura de entrada por 10 mV, que está representada por la curva roja en la Figura 2. Por lo tanto, el voltaje ampliado que es la curva azul en la Figura 2 se movió hacia abajo y la pendiente se incrementó, por lo tanto, la sensibilidad resultante se hizo mayor. La salida original del LM35 se puede derivar matemáticamente como $y = 0.01x$, mientras que la salida del amplificador LM358 se puede describir como $y = 0.01x - 0.0013$. Dadas las expresiones, se puede suponer que la ganancia de voltaje se estableció en el valor seis y se aplicó un cambio de nivel de -0.0013 Volts.

Se realizó la medida de temperatura mediante el termómetro bimetalico del multímetro UNI-T modelo UT-325. Los datos de este dispositivo se consideraron como puntos de referencia, ya que tiene una alta precisión cercana al 0.05%.

El propósito de usar estas mediciones en este tipo de equipos de medición fue el de verificar si el circuito del diseño propuesto funcionaba correctamente, logrando observar como la temperatura sube lentamente desde su nivel mínimo de 20.5 C° hasta alcanzar los 45.9 C°. En la figura 2 se puede ver que la señal de salida (curva roja) se mueve hacia arriba y se amplía con ganancia. La salida original del sensor de temperatura LM35 está representada por la curva azul.

Del gráfico se desprende que el dispositivo funciona correctamente y que la ganancia es aproximadamente de seis.

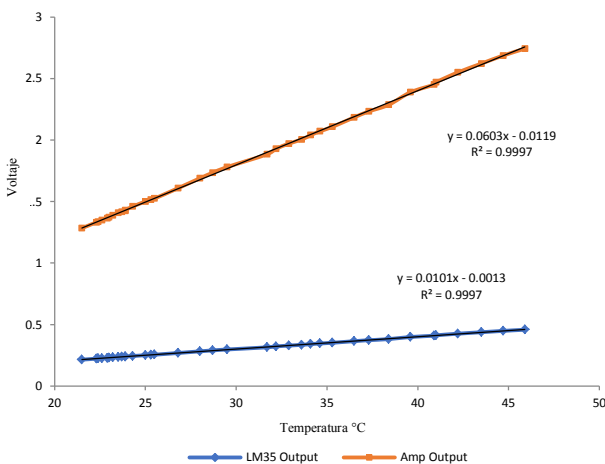


Fig. 2 Medición del voltaje del sensor LM35 y amplificador operacional LM358 utilizando como patrón el multímetro UT-325.

B. Medición de la temperatura en un paciente SARS-CoV-2

Uno de los principales objetivos de este proyecto fue la implementación de un sistema de instrumentación que fuera utilizado en la monitorización de pacientes dentro del ámbito hospitalario en pacientes con SARS-CoV-2.

Fue entonces mediante la expedición del consentimiento informado por uno de los pacientes es que se brindó la oportunidad de utilizar dicho sistema para el monitoreo de temperatura dentro de una de las áreas de COVID de dicho nosocomio.

Para ello se colocó de forma no invasiva el sensor LM35 y del propio sensor de temperatura del termómetro bimetalico del monitor digital modelo: Welch Allyn Modelo: Connex Spot CSM, debajo de la axila izquierda del paciente, procediendo a la toma de la temperatura corporal del encuestado lográndose la toma de medidas de temperatura de forma continua durante un intervalo de tiempo de aproximadamente tres horas.

La figura 3 muestra la medición en la temperatura corporal obtenida en el paciente dentro de uno de los pabellones del área COVID.

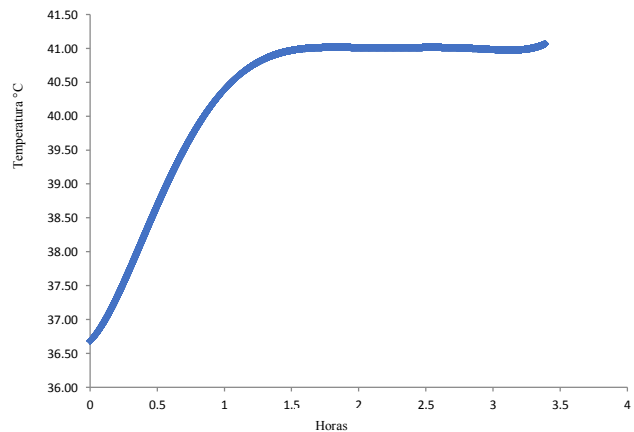


Fig.3. Valores de temperatura generados en el sensor de temperatura LM35 al ser colocado en la axila del paciente, además, la temperatura fue monitoreada durante tres horas mostrando condición de fiebre observándose puntos fluctuantes que se presentan en la primera hora aproximadamente (40.29 °C), segunda hora (40.40 °C), y la tercera hora (41.68 °C) situaciones graves de una persona que presenta un cuadro clínico que requiere atención hospitalaria..

La Tabla 1 muestra cálculo del promedio del error expresado en porcentaje (MAPE) por sus sigla en inglés “Mean Absolute Percent Error” para determinar el error de pronostico el cual es deducido como el promedio del porcentaje del error de cada una de las mediciones obtenidas del monitor de constantes vitales Welch Allyn, considerando a dicho monitor como la temperatura de referencia, versus las medidas obtenidas por el sistema de instrumentación con el sensor LM35, dando como resultado en el calculo promedio del error absoluto expresado en escala porcentual (MAPE) 0.95%.

Temperatura Monitor Welch Allyn [°C]	Temperatura LM35 [°C]	Error Absoluto Temperatura	Error Absoluto Temperatura ²	Error Absoluto (%) (MAPE)
32.5	31.55	0.95	0.9025	2.92
33.3	33.47	-0.17	0.0289	0.51
34.7	34.21	0.49	0.2401	1.41
35.9	35.92	-0.02	0.0004	0.06
36.9	36.47	0.43	0.1849	1.17
37.5	37.06	0.44	0.1936	1.17
38.9	38.58	0.32	0.1024	0.82
39.7	39.78	-0.08	0.0064	0.2
40.4	39.99	0.41	0.1681	1.01
41	41.11	-0.11	0.0121	0.27

MAPE (%) 0.954

Tabla1. Calculo promedio del error absoluto expresado en escala porcentual (MAPE)=0.95%.

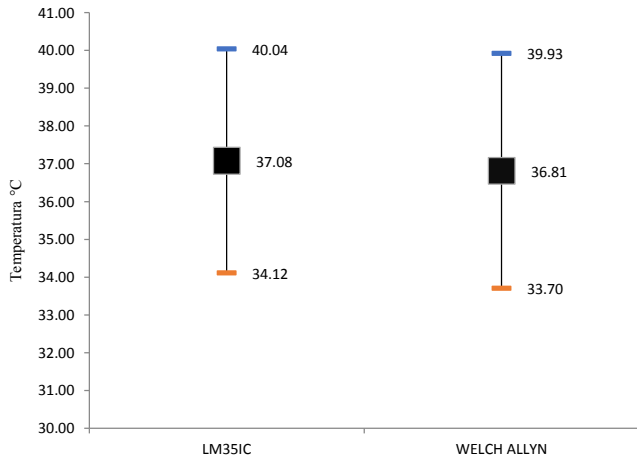


Fig. 4 Respuesta obtenida en la monitorización de la variable temperatura con el monitor Welch Allyn versus el sistema de instrumentación con el señor LM35

Observa la nobleza que presenta la serie de sensores de temperatura LM35 al ser dispositivos de temperatura con tecnología de circuito integrado, de los que es posible obtener un voltaje de salida linealmente proporcional a la temperatura en la escala de grados centígrados. El dispositivo LM35 no requiere ninguna calibración o recorte externo para proporcionar precisiones típicas de $\pm \frac{1}{4} \text{ }^\circ\text{C}$ a temperatura ambiente y $\pm \frac{3}{4} \text{ }^\circ\text{C}$ en un rango de temperatura completo de $-55 \text{ }^\circ\text{C}$ a $150 \text{ }^\circ\text{C}$ que son los rangos típicos de aplicación.

IV. CONCLUSIONES

Este artículo se centra básicamente en el como abordar los problemas de los sensores de temperatura cuando estos deben conectarse a un convertidor A/ D. Casi en todos los casos, la salida del sensor está en un estado "predeterminado" sin ningún ajuste de señal, lo que conduce a una disminución de la sensibilidad en el tipo de sensor seleccionado, y en consecuencia, suelen ser algunos de los aspectos a tomar en cuenta cuando se trata de la medición de temperatura corporal.

El circuito electrónico propuesto se integra fácilmente como un sistema predeterminado en el circuito de control de temperatura dentro del entorno hospitalario, específicamente al haberse logrado la medida de temperatura de un paciente COVID-19.

Ya que una temperatura corporal elevada o fiebre, en la mayoría de las veces está se encuentra relacionada con la presencia de enfermedades y puede ser un primer indicador de si una persona está sana o no.

Si se requiere determinar si una persona tiene temperatura elevada, primero se tienes que saber cuál es su temperatura normal. Por lo tanto, es importante saber que existe un rango relativamente amplio de temperaturas corporales que se consideran "saludables", típicamente se sitúan entre los $36.1 \text{ }^\circ\text{C}$ a $37.2 \text{ }^\circ\text{C}$.

Ya que cada individuo tiene su propia temperatura "normal" que también varía a lo largo del día. En general, una temperatura corporal superior a $38 \text{ }^\circ\text{C}$ se estima como un cuadro de fiebre.

El método no invasivo en el que se base este proyecto consiste en obtener la medida de temperatura corporal en la superficie cutánea de la piel del paciente, esto es, colocando el sensor LM35 en el área de la axila y/o cualquier otro sitio de la superficie cutánea.

Finalmente con la culminación de dicho sistema de medición se logro adquirir satisfactoriamente la temperatura de un paciente a partir de los parámetros de un monitor de signos vitales comercial, lo que abre un abanico de opciones para su mejoramiento, tal como el hecho de que pueda proporcionar datos sobre el tipo de paciente, información relacionada respecto de la sala y el número de cama en que se ubica, lo que vendría a fortalecer su practicidad para su empleo en áreas hospitalarias.

REFERENCES

- [1] Blatties, C. Methods of temperature measurement. Physiology and Pathophysiology of Temperature Regulation. Blatties C (ed.). World Scientific Publishing Co. Pte. Ltd, Singapore 1998; 273-279.
- [2] Bridges E, Thomas K. Noninvasive measurement of body temperature in critically ill patients Critical Care Nurse 2009; 29, 94-97.
- [3] Huey M. Comparison of a tympanic thermometer to rectal thermometer and oral thermometers in a pediatric emergency department Clinical Pediatrics 1991; 4(Suppl), 124- 129.
- [4] Charkouidan N. Skin blood flow in adult human thermoregulation: how it works, when it does not, and why Mayo Clinic Proceedings 2003; 12(108), 729-735.
- [5] Collins KJ, Abdel-Rahman TA, Goodwin J, McTiffin L. Circadian body temperatures and the effects of a cold stress in elderly and young subjects Age and Ageing 1995; 24, 485-489.
- [6] Crawford D, Hicks B, Thompdon M. Which thermometer? Factors influencing best choice for intermittent clinical temperature assessment Journal of Medical Engineering & Technology 2006; 30(4), 199-211.
- [7] Erickson R. Oral temperature differences in relation to thermometer and technique Nursing research 1980; 29, 157-164.