

DISEÑO Y DESARROLLO DE UN MODULO DE MEDICION DE TEMPERATURA PARA UN SISTEMA DE ADQUISICION, PROCESAMIENTO Y REGISTRO DE SEÑALES FISIOLÓGICAS.

Antonio Andrés, M.A., López Vera, C., Hernández Matos E.

Laboratorio de Instrumentación Médica. Area de Ingeniería Biomédica. Departamento de Ingeniería Eléctrica. Universidad Autónoma Metropolitana. Unidad Iztapalapa. México, D.F.

RESUMEN

La temperatura es un indicador primario para el diagnóstico de diversos estados fisiológicos y, probablemente, el parámetro más común en la exploración inicial de pacientes. Este papel de la temperatura en la detección de enfermedades hace necesario que los instrumentos de medición sean seguros y precisos. Los termómetros clínicos con estas características son de procesamiento digital, generalmente importados y de costo muy alto. Por otra parte, están diseñados para operar en un sólo nivel de medición: oral, corporal o rectal.

En esta comunicación presentamos el diseño y desarrollo de un módulo para medición de temperatura que forma parte de un sistema de adquisición, procesamiento y registro de señales fisiológicas (APR).

INTRODUCCION

Se ha observado que, durante el ejercicio de la consulta médica, la intervención quirúrgica de pacientes y en las unidades de cuidados intensivos, la toma de la temperatura es uno de los parámetros que requieren un monitoreo continuo por su valor como indicador del estado fisiológico del paciente. El uso de los termómetros convencionales (con bulbo de mercurio) ofrece un muestreo a tiempos discretos de este parámetro. Sin embargo, en la mayoría de los casos, es deseable o imprescindible un muestreo continuo en el tiempo.

Actualmente existen termómetros comerciales, digitales, de importación que ofrecen la posibilidad de muestrear continuamente la temperatura del paciente. Su alto costo hace que se restrinja su uso a cierto tipo de pacientes o en unidades de atención médica de segundo y tercer nivel. Adicionalmente, el mantenimiento y reparación de estos equipos se dificulta por la inaccesibilidad de las refacciones en el mercado nacional.

Esto hace necesario el establecimiento de programas para el desarrollo integral de instrumentación médica que se planteen como objetivos: a) la implementación de instrumental equivalente al importado, diseñado y construido a partir de componentes de fácil acceso; b) impulsar el desarrollo de tecnología propia en esta área; c) sustituir las importaciones que masivamente se hacen de estos productos y; d) diseñar los equipos de acuerdo con las necesidades específicas del sector salud.

En este trabajo, comunicamos el desarrollo de un módulo digital para el monitoreo continuo de la temperatura que forma parte del Sistema de Adquisición, Procesamiento y Registro de Señales Fisiológicas (APR) [5]. Algunas características que destacan su importancia son: a) su diseño se basa en materiales disponibles en el mercado nacional y, por tanto, de bajo costo; b) es de tipo modular por lo que puede utilizarse integrado al APR o en forma independiente y; c) su construcción permite el intercambio de diversos transductores de manera que pueda medirse la temperatura corporal, oral o rectal utilizando el mismo módulo.

CARACTERISTICAS TECNICAS DE DISEÑO

ESPECIFICACIONES GENERALES

- a) Uso de sensores comerciales elegidos de acuerdo con la zona de medición (superficial, oral o rectal.).
- b) Rango dinámico de 10 a 45 grados centígrados ya que los valores fisiológicos no exceden estos límites.
- c) Escala en grados centígrados.
- d) Despliegue en cristal líquido de 3 1/2 dígitos.
- e) Tiempo de asentamiento: 6 s.
- f) Exactitud: 0.05 C.

CIRCUITO DE LINEALIZACION DEL TRANSDUCTOR

El transductor utilizado es de la serie YSI400 [2] y tiene una estabilidad para voltajes de offset de 0.01 C. Todos los transductores de esta serie son intercambiables, de modo que su forma se adecúa a la aplicación. Por otra parte, las características eléctricas entre un transductor y otro son muy similares. Estos transductores son de tipo NTC y se encuentran en el mercado en forma tubular y de disco. Específicamente, las características de prueba entre un transductor y otro difieren en 0.1 C en un rango de 0 a 70 C, de 0.25 C a - 40 C y 0.4 C a 150 C, estos dos últimos valores están fuera de los límites fisiológicos por lo que no afectan el diseño.

La estabilidad de la serie YSI400 es de 0.015 C y tiene un error de 0.05 C al año cuando se usa a temperaturas entre 0 y 70 C. La constante de tiempo de respuesta es el tiempo necesario

para que alcance un 63% de la temperatura correcta y depende del medio en que se encuentra el transductor [1].

El transductor se linealiza con un puente de Wheastone de modo que el voltaje a la salida se incrementa al aumentar la temperatura; el puente ofrece una linealidad aproximada a la ideal si consideramos que para una temperatura T_1 le corresponde un voltaje V_1 y similarmente para T_2 y T_3 , V_2 y V_3 respectivamente, y se emplea un método de interpolación para seleccionar las resistencias del puente.

Las fórmulas utilizadas son:

Sea

$$V_3 - V_2 = V_2 - V_1 \quad (1)$$

cuando

$$T_3 - T_2 = T_2 - T_1 \quad (2)$$

considerando que a la mitad del rango la ecuación para el voltaje de salida es:

$$V_{sal} = (V_s \cdot R_1) / (R_1 + R_T) \quad (3)$$

se obtiene:

$$R_1 = (R_{T1} \cdot R_{T2} + R_{T2} \cdot R_{T3} - R_{T3} \cdot R_{T1}) / (R_{T1} + R_{T3} - 2 \cdot R_{T2}) \quad (4)$$

R_1 se calcula a la temperatura de la mitad del rango deseado y se elige $R_3 = R_1$ y R_2 a la resistencia del transductor a la temperatura inferior, esto con el propósito de que a la temperatura inferior T_1 , se obtenga V_{sal} en razón a que el voltaje será el mismo en los puntos de diferenciación ya que:

$$R_1 = R_3 \quad \text{y} \quad R_{T1} = R_2 \quad (5)$$

CIRCUITO DE AMPLIFICACION Y DESPLIEGUE EN CRISTAL LIQUIDO

Se utilizó un amplificador de diferencias con seguidores de emisor de ganancia unitaria (fig.2) para acoplar la impedancia del transductor con la del circuito amplificador. La señal ya amplificada entra a un sumador para agregar el voltaje correspondiente a la temperatura donde la diferencia es 0.0V. El siguiente circuito es de ajuste para calibración y, finalmente, la última etapa de acondicionamiento de la señal es un circuito inversor con ganancia unitaria porque el sumador antes mencionado invierte la señal (fig.3).

A la salida del inversor se conectó un circuito integrado Intersil 7106 con un despliegue de cristal líquido de 3 1/2 dígitos (fig.4).

ETAPA ACONDICIONAMIENTO A LA SENAL

FIG. 3

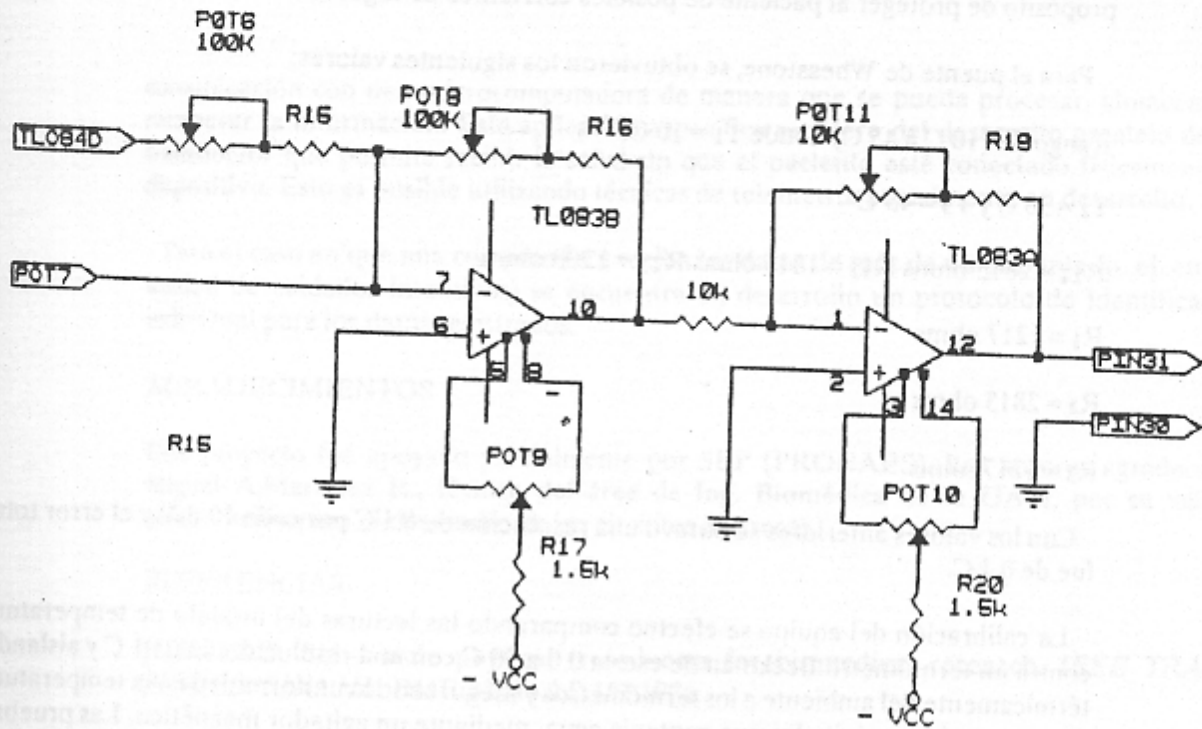
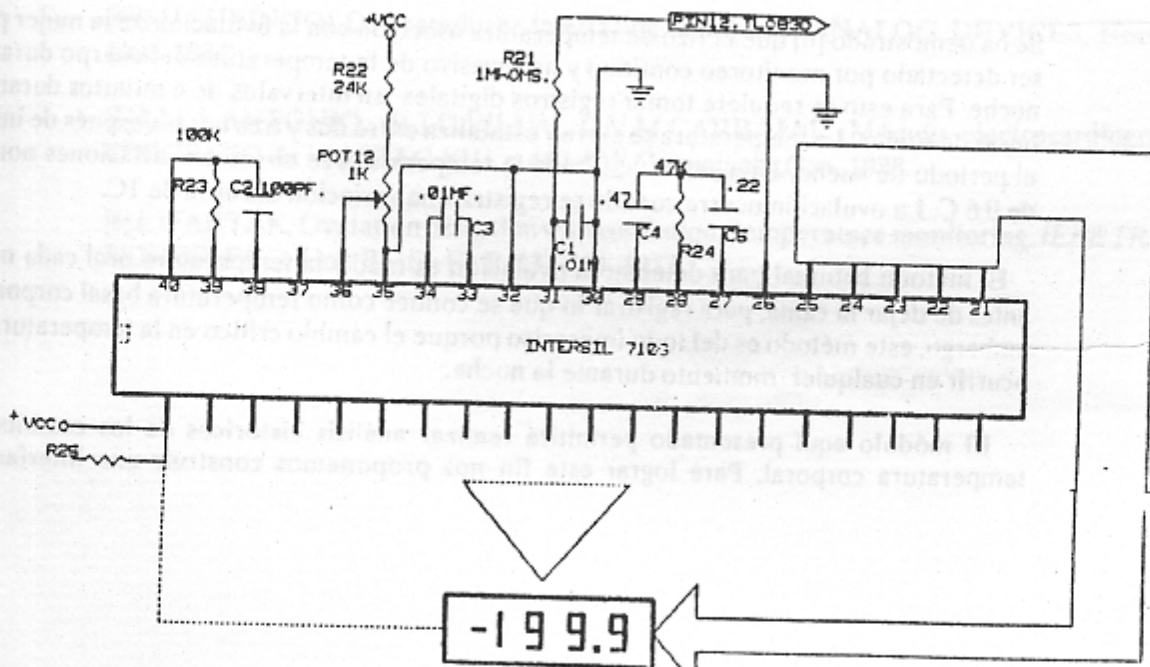


FIG. 4. ETAPA DE DESPLIEGUE



RESULTADOS

Tanto la fuente de excitación del transductor como los circuitos de amplificación y de despliegue quedaron aislados de tierra física mediante una fuente de voltaje aislada, con el propósito de proteger al paciente de posibles corrientes de fuga.

Para el puente de Wheastone, se obtuvieron los siguientes valores:

Rango de (10 C a 45 C) donde $T_1 = 10$ C.

$T_2 = 30$ C y $T_3 = 45$ C

$R_{T1} = 2815$ ohms $R_{T2} = 1815$ ohms $R_{T3} = 1200$ ohms

$R_1 = 1217$ ohms

$R_2 = 2815$ ohms

$R_3 = 1217$ ohms

Con los valores anteriores se obtuvo una resolución de 0.1 C por cada 10 mV y el error total fue de 0.1 C.

La calibración del equipo se efectuó comparando las lecturas del módulo de temperatura contra un termómetro Beckman de escala 0.0 a 50 C con una resolución de 0.01 C y aislando térmicamente del ambiente a los termómetros y asegurando la uniformidad en la temperatura de un vaso de precipitados que contenía agua, mediante un agitador magnético. Las pruebas efectuadas demostraron que el puente de Wheastone junto con el método de interpolación compensan adecuadamente las características no lineales del transductor termistor YSI 400.

PERSPECTIVAS DE APLICACION Y DESARROLLO

Se ha demostrado [6] que el rizo de temperatura asociado con la ovulación de la mujer puede ser detectado por monitoreo continuo y no invasivo de la temperatura del cuerpo durante la noche. Para esto se requiere tomar registros digitales en intervalos de 6 minutos durante las horas de sueño. La temperatura se eleva y estabiliza entre dos y tres horas después de iniciado el período de sueño. Una vez estabilizada la temperatura se observan variaciones normales de 0.6 C. La ovulación ocurre cuando se registra una variación abrupta de 1C.

El método habitual para detectar la ovulación es medir la temperatura oral cada mañana antes de dejar la cama, para registrar lo que se conoce como temperatura basal corporal. Sin embargo, este método es del todo impreciso porque el cambio crítico en la temperatura pudo ocurrir en cualquier momento durante la noche.

El módulo aquí presentado permitirá realizar análisis históricos de los cambios en la temperatura corporal. Para lograr este fin nos proponemos construir una interfase para

comunicación con una microcomputadora de manera que se pueda procesar, almacenar y recuperar la información. Esta aplicación específica requiere del desarrollo paralelo de un transductor que permita recibir la señal sin que el paciente esté conectado físicamente al dispositivo. Esto es posible utilizando técnicas de telemetría actualmente en desarrollo.

Para el caso en que una computadora reciba los datos de más de un paciente (p. ej. en una unidad de cuidados intensivos) se encuentra en desarrollo un protocolo de identificación individual para los datos registrados.

AGRADECIMIENTOS

Este proyecto fué apoyado parcialmente por SEP (PRONAES). Los autores agradecen a Miguel A. Martínez R., técnico del área de Ing. Biomédica de la UAM, por su valiosa colaboración para el desarrollo de los circuitos impresos.

REFERENCIAS

- [1] W.H.KO. Solid state physical transducers for biomedical research. *IEEE TRANS. BIOMED. ENG.* Vol BME-33, No.2, P.153, 1986.
- [2] Instructions for YSI series 400 temperature probes. YELLOW SPRINGS, OHIO 45387. 1986.
- [3] O.BILL. Precision digital thermometer. *RADIO-ELECTRONICS*, p.42. July 1979.
- [4] D.H.SHEINGOLD. Transducer interfacing handbook. ANALOG DEVICES, Norwood Mass., 1981.
- [5] A.M.A.ANTONIO., B.J.C.VILLA., C.V.M.CARBAJAL. Módulo electrocardiográfico. CONGRESO de la ANIAC XIV, p 400-404, Guanajuato, Gto., 1988.
- [6] J. WARTAK, Ovulation detection with continuous temperature monitoring. *IEEE TRANS. BIOMED. ENG.* Vol. BME -17, P. 137-143, 1977.

Dibujos anatómicos.

