

# Identificación y Diseño de un Control PI para la Temperatura del Líquido Dializante

Alejandro Carrada Solís  
Laboratorio Nacional de Tecnologías Médicas  
Centro de Ingeniería y Desarrollo Industrial  
Querétaro, México  
a.carrada@posgrado.cidesi.edu.mx

Jorge Alberto Soto Cajiga  
Laboratorio Nacional de Tecnologías Médicas  
Centro de Ingeniería y Desarrollo Industrial  
Querétaro, México  
jsoto@cidesi.edu.mx

Julio Cesar Solano Vargas  
Dirección de Física Aplicada  
Centro de Ingeniería y Desarrollo Industrial  
Querétaro, México  
jsolano@cidesi.edu.mx

**Resumen**— Las máquinas de hemodiálisis son dispositivos médicos esenciales para filtrar la sangre de los pacientes con insuficiencia renal, replicando algunas funciones de los riñones. Una máquina de hemodiálisis inicia con el acondicionamiento del agua ultrapurificada en el hidrobloque, donde la regulación de la temperatura del líquido dializante es fundamental para garantizar la seguridad del paciente durante el tratamiento de hemodiálisis. Este trabajo aborda la instrumentación y el diseño de un controlador PI para la resistencia calefactora, mediante el microcontrolador TM4C123GH6PM. Posteriormente se modela el comportamiento del voltaje del termistor para aproximar de manera precisa las lecturas obtenidas del convertidor analógico digital (ADC). Finalmente se identifica la planta utilizando el algoritmo de mínimos cuadrados recursivos para aproximar las ganancias del controlador para implementarlo en la planta real.

**Palabras Clave** — Control de temperatura, hemodiálisis, líquido dializante.

## I. INTRODUCCIÓN

Para el año 2040, se proyecta que las enfermedades renales se convertirán en la quinta causa de muerte en el mundo [1]. Esto se puede explicar a causa del estilo de vida no saludable de la población, lo que ha incrementado el padecimiento de enfermedades crónicas degenerativas (diabetes mellitus e hipertensión) que son el origen de padecimientos renales crónicos [2, 3].

Las personas que padecen de una enfermedad renal crónica, necesitan de una terapia de reemplazo renal que sustituya algunas funciones del riñón como la eliminación de los desechos metabólicos del organismo, regular la composición de electrolitos (sodio, potasio, etc.) y el agua en la sangre [4 – 6].

La máquina de hemodiálisis tiene la capacidad de sustituir parcialmente la función del riñón, se compone por dos subsistemas principales: el circuito sanguíneo y el circuito dializante (Fig. 1). El circuito sanguíneo es el encargado de transportar la sangre del paciente hacia el dializador y reingresar la sangre purificada.

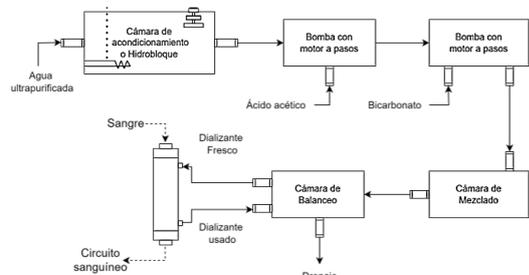


Fig. 1. Diagrama de los componentes del circuito dializante.

El circuito dializante prepara el líquido dializante con características similares a la sangre, mediante la dosificación de bicarbonato, ácido acético y agua ultrapurificada. Este líquido ingresa al dializador donde se aprovecha el fenómeno de difusión y una diferencia de presión, con ello se retiran las toxinas urémicas [4, 7].

Durante la terapia de hemodiálisis, el líquido dializante debe mantener la temperatura dentro de los parámetros estándar, que van 35 – 37 °C [4, 8, 9]. La temperatura se regula utilizando una resistencia calefactora ubicada dentro del hidrobloque, que constituye la primera etapa del acondicionamiento al ingresar el agua ultra purificada [7–9].

El control de temperatura es crucial en el proceso de diálisis, ya que la purificación del líquido dializante y su retorno al cuerpo pueden provocar una pérdida de calor. Un control adecuado de la temperatura es esencial para prevenir situaciones peligrosas, como temperaturas excesivas o insuficientes, que pueden causar escalofríos, hemólisis, arritmias y, en casos graves, insuficiencia cardíaca [8 - 10].

## II. METODOLOGÍA

### A. Descripción del sistema

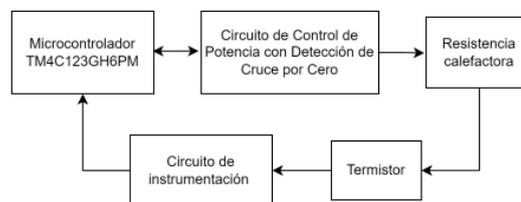


Fig. 2. Diseño del sistema.

El sistema propuesto se muestra en la Fig. 2, se conforma por la tarjeta de evaluación de Texas Instruments TM4C123GH6PM, el circuito de potencia y un circuito para la detección del cruce por cero, este circuito se detalla en la Fig. 3.

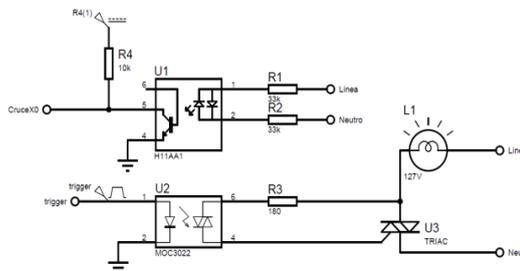


Fig. 3. Circuito de potencia con detección de cruce por cero.

El circuito tiene como objetivo implementar un control mediante ángulo de disparo del TRIAC (Triodo para Corriente Alterna, por sus siglas en inglés). Al ajustar el ángulo de disparo, se puede controlar la cantidad de energía administrada a la resistencia calefactora, la cual se obtuvo de la máquina de hemodiálisis comercial Belco.

Para monitorear la temperatura dentro del hidrobloque, se implementó el termistor de coeficiente negativo de 10kOhm 3% Beta 3984k, fabricado por Vishay [11]. El termistor se integra en un circuito de instrumentación (Fig. 4) que consiste de un puente de Wheatstone conectado a un amplificador operacional en configuración diferencial.

Esta configuración permite que las variaciones de temperatura se reflejen en una señal analógica, la cual se puede muestrear por el módulo ADC del microcontrolador.

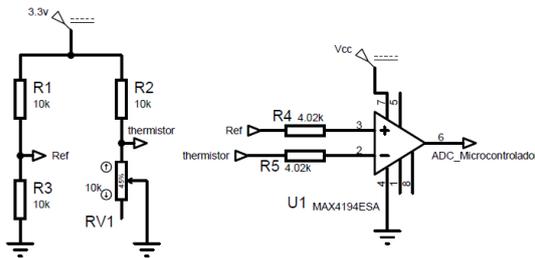


Fig. 4. Circuito de instrumentación del termistor.

**B. Configuración del microcontrolador**

Para realizar el control por ángulo de disparo es necesario configurar los periféricos de acuerdo a las características de la señal.

Se tiene conocimiento que la red eléctrica en México es de 127V 60Hz, el periodo de la señal senoidal está dada por:

$$T = \frac{1}{F} = \frac{1}{60\text{Hz}} = 16.66 \text{ ms} \tag{1}$$

Para establecer la relación entre el periodo y el ángulo, se puede relacionar el periodo anterior calculado con el periodo de la función senoidal.

$$\frac{16.66 \text{ ms}}{2\pi \text{ rad}} \frac{2\pi \text{ rad}}{360 \text{ grados}} = 46.296 \frac{\mu\text{s}}{\text{grado}} \tag{2}$$

Para conocer en ángulo de la onda (0 – 180°) que se encuentra la señal, se implementó el circuito de cruce por cero. Con esta información, se configura una interrupción externa (cada 46.3 μs) que contabiliza el ángulo de la señal y el contador se reinicia cada vez que se detecta un cruce por cero.

Conocer el ángulo en que la señal se encuentra, permite realizar la comparación con el ángulo que se obtiene del PI y así, el microcontrolador genere el pulso que dispara al TRIAC y permite el flujo de la corriente hacia la resistencia calefactora.

Por último, se configura un temporizador (500 ms) de forma periódica para que obtenga el valor del ADC y se pueda calcular la temperatura dentro del hidrobloque.

La configuración del microcontrolador se puede resumir en la Fig. 5.

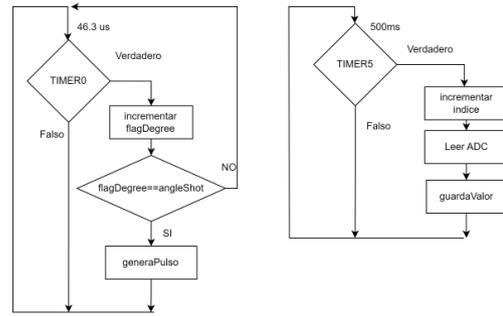


Fig. 5.a Interrupción por temporizador.

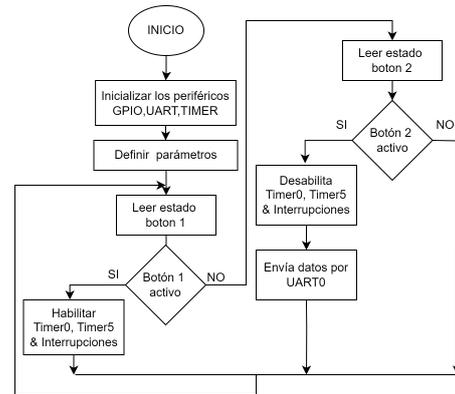


Fig. 5.b Diagrama de flujo del código principal.

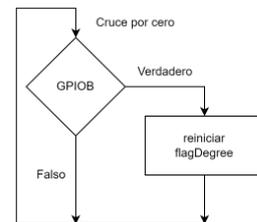


Fig. 5.c Interrupción por evento.

**C. Conversión analógica a temperatura**

De acuerdo con el fabricante del termistor [11] la resistencia se relaciona con la temperatura como sigue:

$$R_T = R_{25} \exp \left( \frac{A + B/(T + 273.15)}{C/(T + 273.15)^2 + D/(T + 273.15)^3} \right) \tag{3}$$

TABLA I. VALORES DE LOS COEFICIENTES

Expresión	Valor
A	-14.65719769
B	4798.842
C	-115334
D	-3730535

Relacionando la ecuación (3) con el voltaje de un amplificador operacional en configuración diferencial y el puente de Wheatstone se obtiene:

$$V_{out} = V_s(10k\Omega - R_T)/2(R_T + 10k\Omega) \quad (4)$$

Con este valor de voltaje y dado que el ADC tiene una precisión de 12 bits, se puede considerar que la resolución es de 0.805mV por bit.

#### D. Identificación del sistema

Para identificar el sistema, se aplica una señal escalón y se registra la respuesta en la temperatura, esto se logra fijando el ángulo de disparo dejando pasar el 100% de la onda de corriente alterna a la resistencia calefactora y registrando el valor de temperatura en el microcontrolador, posteriormente los datos se mandaron por serial hacia Matlab.

En Matlab, se empleó el método de mínimos cuadrados ARX (Auto Regresivo con entradas Exógenas) [12].

$$y(t) + a_1y(t-1) + a_2y(t-2) + \dots + a_ny(t-n) = b_1u(t-1) + b_2u(t-2) + \dots + b_mu(t-m) \quad (5)$$

De acuerdo a la referencia [12], se resuelve para  $y(t)$  y definiendo los vectores:

$$\theta = [a_1 \ a_2 \ \dots \ a_n \ b_1 \ b_2 \ \dots \ b_m]^T \quad (6)$$

$$\phi(t) = [-y(t-1) \ \dots \ -y(t-n) \ u(t-1) \ \dots \ u(t-m)]^T \quad (7)$$

Entonces la ecuación (5) se puede reescribir como:

$$y(t) = \phi^T(t)\theta \quad (8)$$

Minimizando el sistema mediante mínimos cuadrados se obtiene que los parámetros desde la ecuación (9).

$$\hat{\theta} = [\sum \phi(t)\phi^T(t)]^{-1} \sum \phi(t)y(t) \quad (9)$$

Para introducir la matriz de covarianza  $C(t)$ , se obtiene una expresión análoga a la ecuación (9). Esta matriz se forma a partir de la matriz de regresores  $Z$  de la siguiente manera:

$$P = [Z^T Z]^{-1} Z^T Y(t) = C(t) Z^T Y(t) \quad (10)$$

Aquí,  $Z$  contiene las observaciones de entradas y salidas pasadas,  $Y(t)$  es el vector de salidas observadas hasta el tiempo  $t$ .

$$Z' = \begin{bmatrix} u(1) & u(2) & \dots & u(t) \\ 0 & y(1) & \dots & y(t-1) \\ 0 & u(1) & \dots & u(t-1) \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ 0 & 0 & \dots & y(t-n) \\ 0 & 0 & \dots & u(t-n) \end{bmatrix} \quad (11)$$

$$P' = [b_0 \ a_1 \ b_1 \ a_2 \ b_2 \ \dots \ a_n \ b_n] \quad (12)$$

Para la formulación recursiva, se introduce la matriz de covarianza  $C(t+1)$  que es equivalente a la expresión de la ecuación (10). Esta matriz permite actualizar los parámetros en el tiempo real, adaptándose a los cambios del sistema.

$$C(t+1) = [Z'(t+1)Z(t+1)]^{-1} \quad (13)$$

De la ecuación (10) se puede obtener:

$$P(t+1) = C(t+1)Z'(t+1)Y(t+1) \quad (14)$$

$$C^{-1}(t+1)P(t+1) = Z'(t+1)Y(t+1) \quad (15)$$

Introduciendo el factor de olvido y la siguiente igualdad

$$Z'(t+1)Y(t+1) = \varphi^2 Z'(t)Y(t) + Z(t+1)Y'(t+1) \quad (16)$$

$$Z'(t+1)Y(t+1) = \varphi^2 C^{-1}(t)P(t) + Z(t+1)Y'(t+1) \quad (17)$$

Igualando la ecuación (15) y (17) se llega a:

$$C^{-1}(t+1)P(t+1) = \varphi^2 C^{-1}(t)P(t) + Z(t+1)Y'(t+1) \quad (18)$$

Considerando la ecuación (19) y multiplicando por  $C(t)$

$$C^{-1}(t+1) = \varphi^2 C^{-1}(t) + Z(t+1)Z'(t+1) \quad (19)$$

$$P(t+1) = P(t) + C(t)Z(t+1)[Y'(t+1) - Z'(t+1)P(t)] \quad (20)$$

Finalmente, la ecuación queda como:

$$P(t+1) = P(t) + g(t+1)e(t+1)/\alpha^2(t+1) \quad (21)$$

Definiendo a  $g(t+1)$  y  $\alpha$  como:

$$g(t+1) = C(t)Z(t+1) \quad (22)$$

$$\alpha^2 = \varphi^2 + Z'(t+1)g(t+1) \quad (23)$$

Y  $C(t+1)$  queda como:

$$C(t+1) = [C(t) + g(t+1)g'(t+1)/\alpha^2(t+1)] \quad (24)$$

Programando las ecuaciones (21) a (24) es posible implementar un esquema recursivo para estimar los parámetros del modelo de forma adaptativa. Estas ecuaciones permiten actualizar los parámetros  $P(t+1)$  y la matriz de covarianza  $C(t+1)$  en cada iteración, utilizando el vector de regresores y el error de predicción en cada paso de tiempo.

### III. RESULTADOS

Las pruebas iniciaron probando el código y el circuito de potencia con el cruce por cero y se obtuvo lo siguiente.

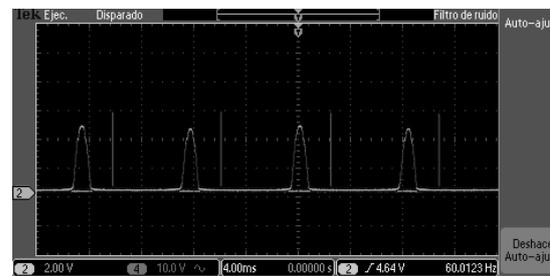


Fig. 6. Verificación de funcionamiento del circuito de control.

En la Fig. 6 se puede observar una onda con semiciclo positivo, que corresponde al cruce por cero. Esta forma de onda se genera por la señal senoidal al cruzar de manera descendente y ascendente. El impulso visible en el osciloscopio representa la señal de disparo que se genera de manera periódica en un ángulo específico.

Para leer adecuadamente la temperatura, se calcularon los valores de voltaje que capturaría el ADC del microcontrolador utilizando las ecuaciones (3) y (4). A partir de estos cálculos, se realizó la comparativa entre los datos registrados de manera experimental y los calculados, presentando los resultados en la Tabla II.

TABLA II. COMPARATIVA VALORES ANALÓGICOS DEL ADC

Temperatura y valores del ADC				
Temp.	Datos teóricos			Datos reales
	R	V	ADC	ADC
30	8055.9	0.1776	220	200
32	7401.4	0.2463	305	275
34	6806.6	0.3135	389	345
36	6265.5	0.3788	470	425
38	5772.9	0.4421	548	490
40	5323.8	0.5035	624	560
50	3598.7	0.7766	963	850
60	2483.8	0.9934	1232	1100
70	1747.6	1.1590	1438	1300
80	1251.8	1.2828	1591	1450

Para que se observe con más detalle los datos se graficaron en la Fig. 7.

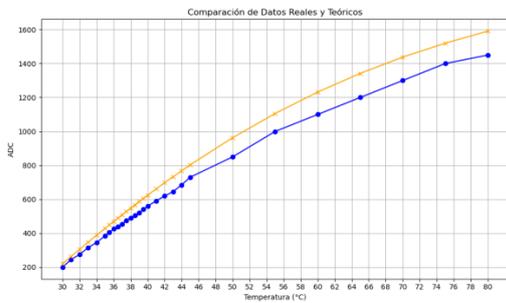


Fig. 7. Comparativa valores analógicos de la temperatura.

La caracterización de la planta con una frecuencia de muestreo de 2 Hz obtenida se presenta en la Fig. 8. Estos datos son los datos que se ingresaron al algoritmo de mínimos cuadrados recursivos.

La función de transferencia proporcionada por el algoritmo fue la siguiente:

$$H(z) = \frac{1.392z^2 - 0.8635z - 0.4296}{z^2 - 0.6624z - 0.3307} \quad (25)$$

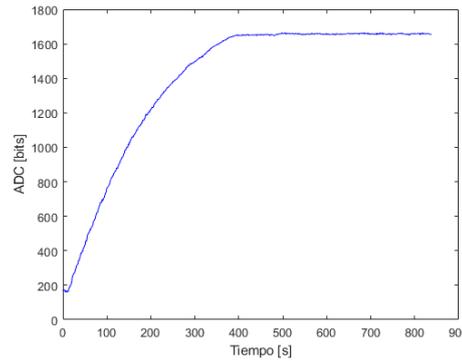


Fig. 8. Respuesta de la resistencia calefactora.

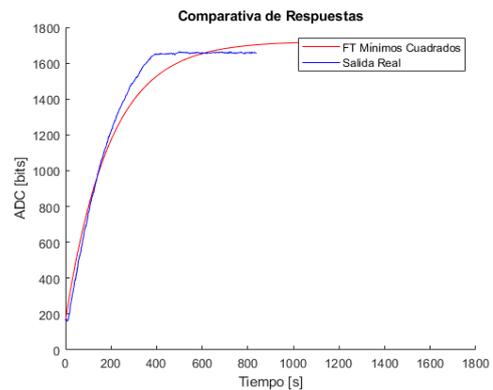


Fig. 9. Comparativa de la respuesta real y de la función de transferencia obtenida.

Conocer la función de transferencia obtenida mediante mínimos cuadrados permite realizar la comparación con la muestreada con el escalón.

Utilizando la función de transferencia discreta, se implementa un controlador PI (Proporcional-Integral) en MATLAB para probar y ajustar los parámetros  $K_p$  y  $K_i$  durante la sintonización, el diagrama a bloques implementado se observa en la Fig. 10.

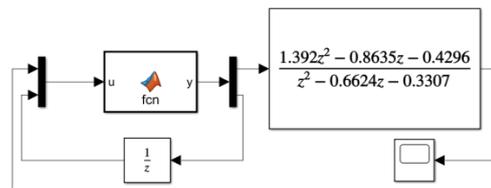


Fig. 10. Validación de parámetros del controlador PI.

Es importante señalar que las ganancias previamente se aproximaron con la herramienta de Matlab, seguido se validaron en el sistema ilustrado en la Fig. 10, ajustando las ganancias hasta obtener la respuesta requerida.

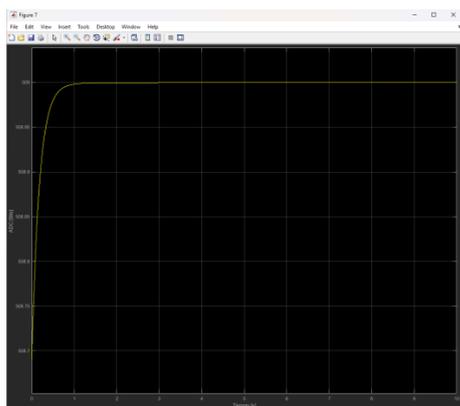


Fig. 10. Validación de sintonización del controlador.

Las ganancias optimas aproximadas fueron  $K_p = 10$  y  $K_i = 0.1$ , estas se implementaron en el código del microcontrolador y se probaron en la planta, los valores de temperatura se transmitieron a través de UART hacia LabVIEW para su registro y la respuesta obtenida se muestra en la Fig .11.

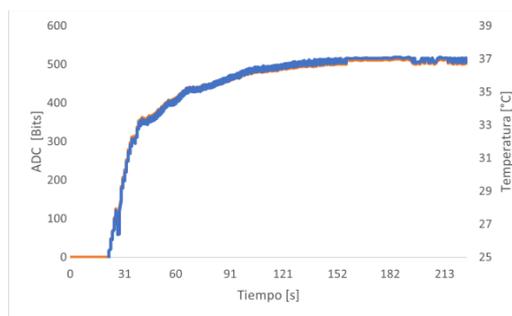


Fig. 11. Validación de sintonización del controlador.

#### IV. CONCLUSIONES

Del análisis comparativo entre los bits del ADC de los valores reales y calculador, se observa un error máximo del 12%. Este error se atribuye a la inestabilidad de las lecturas por el ADC, a pesar de haber incorporado filtros en el hardware, los datos mejoran, pero no se elimina el error.

Para mitigar este problema en software, se configuró el número máximo de secuenciadores del módulo del ADC y se calculó la media de los valores registrados. Sin embargo, dado que el problema persiste, se propone como trabajo futuro la implementación de un filtro digital más robusto.

La Fig. 9 muestra que, aunque la función de transferencia obtenida mediante el método de mínimos cuadrados se aproxima al comportamiento del sistema, no es exacta. Esto se debe que, en condiciones reales, la respuesta pierde suavidad cuando el agua comienza a hervir.

Esta diferencia en la respuesta se vuelve más significativa al probar las ganancias en la planta real (Fig. 11).

El sistema muestra un comportamiento subamortiguado en comparación con los datos obtenidos en simulaciones ya que en la planta real el tiempo de asentamiento es de 120 s mientras que las simulaciones 2 segundos. Esto sugiere que la función de transferencia obtenida no refleja con precisión las características del sistema real.

Además, el valor de acción de control se limitó a un ángulo de disparo de  $30^\circ$ , ya que la temperatura aumentaba rápidamente y no permitía la actualización del valor, lo que impedía alcanzar el valor de referencia.

#### TRABAJO A FUTURO

Al trabajo descrito se propone integrar un filtro digital para mejorar la lectura de la variable de temperatura y reducir el error asociado. Además, es recomendable realizar más pruebas que incluyan la adición de dinámica al sistema, como la administración continua de agua al hidrobloque, y considerar el flujo como variable de control adicional. Esto permitirá evaluar el desempeño del sistema en condiciones más realistas.

#### AGRADECIMIENTOS

Este trabajo fue apoyado por el proyecto CONAHCYT F003-322623 (LANITEM). Los autores agradecemos al “Laboratorio Nacional CONAHCYT de Investigación y Tecnologías Médicas (LANITEM)” y al “Laboratorio de Innovación en Mecatrónica y Robótica de Inspección (LIMRI)”.

#### REFERENCIAS

- [1] K. J. Jager et al., “A single number for advocacy and communication—worldwide more than 850 million individuals have kidney diseases,” *Nephrol. Dial. Transplant*, vol. 34, no. 11, pp. 1803–1805, 2019.
- [2] S. B. Ghaderian and S. S. Beladi-Mousavi, “The role of diabetes mellitus and hypertension in chronic kidney disease,” *J. Renal Injury Prev.*, vol. 3, no. 4, p. 109, 2014.
- [3] K. Kalantar-Zadeh, T. H. Jafar, D. Nitsch, B. L. Neuen, and V. Perkovic, “chronic kidney disease,” *The Lancet*, vol. 398, no. 10302, pp. 786–802, 2021.
- [4] A. R. Nissenson, R. N. Fine, R. Mehrotra, and J. Zaritsky, Eds., *Handbook of dialysis therapy*. Elsevier Health Sciences, 2022.
- [5] G. Mukhairiq, T. A. Sardjono, and M. H. Fatoni, “Development of mechanism to create dialysate liquid in hemodialysis machine,” in *Int. Conf. Comput. Eng., Network, and Intell. Multimedia (CENIM)*, pp. 88–92, IEEE, 2022.
- [6] F. Permatasari, T. A. Sardjono, and M. H. Fatoni, “Dialysate fluid flow control system in balancing chamber in ultrafiltration process in hemodialysis,” in *2022 2nd International Conference on Intelligent Cybernetics Technology & Applications (ICICyTA)*, pp. 272-277, Dec. 2022.
- [7] P. Jungers, J. J. Zingraff, N.-K. Man, and T. Drüeke, *The Essentials in Hemodialysis: An Illustrated Guide*, vol. 1. Springer Science & Business Media, 2012.
- [8] P. Busono, A. Fitrianto, T. Handoyo, A. Barkah, Y. Suryana, R. Riyanto, and R. Febryarto, “Development of fuzzy logic-based temperature controller for dialysate preparation system,” in *Proceeding of the Electrical Engineering Computer Science and Informatics*, vol. 2, 2015.
- [9] G. Samuel, A. Arifin, M. H. Fatoni, and R. Setiawan, “Design and implementation control of PID controller of dialysate pump of hemodialysis machine,” in *2020 International Conference on Computer Engineering, Network, and Intelligent Multimedia (CENIM)*, pp. 287-291, Nov. 2020.
- [10] S. Lan, E. Li, and Z. Liang, “Research on the temperature control methods to a hemodialysis system with large inertia and hysteresis,” in *2016 35th Chinese Control Conference (CCC)*, IEEE, 2016.
- [11] Vishay, “NTC RT Calculator,” [Enlace: <https://www.vishay.com/en/thermistors/ntc-rt-calculator/>], [Fecha de acceso: 3 de octubre de 2024].
- [12] L. Ljung, *System Identification: Theory for the User*. Prentice-Hall, 1987.