



UNIVERSIDAD TECNOLÓGICA DE LA MIXTECA

**“AUTOMATIZACIÓN DE UN BIORREACTOR
PILOTO”**

TESIS

**PARA OBTENER EL TÍTULO DE:
INGENIERO EN ELECTRÓNICA**

PRESENTA:

EDILBERTO LÓPEZ PÉREZ

CO-DIRECTORES:

DR. ROGELIO VALADEZ BLANCO

MC. FERMÍN HUGO RAMÍREZ LEYVA

HUAJUAPAN DE LEÓN, OAXACA.

MAYO 2013

Dedicatoria

Dedico el presente trabajo a mi familia, por su sacrificio en algún tiempo incomprensido; por su amor y amistad incondicional, porque sin su apoyo no hubiera sido posible la culminación de esta meta. Eternamente gracias.

A mi padre:

Narciso López López

A mi madre:

Eugenia Pérez López

A mi hermano:

Alonso López Pérez

A mis abuelos:

Félix Pérez Reyes (†)

Agustina López Nicolás

Cristina López Santiago (†)

Agradecimientos

He finalizado una meta más en mi vida, pero sin la ayuda de mi director, el Dr. Rogelio Valadez Blanco y asesor el M.C Fermín Hugo Ramírez Leyva no habría sido posible. Gracias por haber confiado en mí desde el principio, por haber tenido una idea clara del alcance de este proyecto, por su apoyo y tiempo incondicional para alcanzar los objetivos.

Un agradecimiento a los sinodales: Hugo Suárez, Heriberto I. Hernández y Rosebet Miranda, por sus observaciones y aportaciones al mejoramiento de este trabajo.

A Enrique Santiago por la aportación al sistema de automatización y Luis Erick Mota Pacheco por el tiempo dedicado en la realización de las pruebas al sistema.

La vida tiene muchas sorpresas y la más hermosa fue al darme cuenta de tener unos padres y hermano como ustedes. Podría buscar y unir palabras para formar una frase bella, pero jamás se acercaría al enorme agradecimiento que siento por ustedes. Son madre, tu mirada y tu aliento. Son padre, tu trabajo y esfuerzo. Hermano, gracias por el sacrificio que hiciste por mí. Que Dios los bendiga eternamente.

A mis abuelitos Félix y Cristina quienes no pudieron ver el final de este trabajo, pero que siempre estuvieron apoyándome y dándome palabras de aliento. Esto es por ustedes y que en dondequiera que se encuentren tengan en descanso eterno. A mi abuelita Agustina, tíos, tías y primos por el apoyo moral que me brindaron en esta etapa de mi vida.

Gaby gracias por todo el apoyo, comprensión, confianza, amistad y principalmente por todo el amor que me has brindado durante estos años que hemos compartido y que me has hecho tan feliz. Quiero que sepas que este logro también es tuyo, que mi esfuerzo está inspirado en ti y que mi más grande ideal siempre has sido tú.

A mis amigos de generación: Enrique, David, Omar, José Luis, Cornelio, David Antonio, Erick por su amistad, consejos y apoyo en los buenos y malos momentos... y a todos los demás compañeros de la carrera que estuvieron conmigo.

A mis compañeros de los laboratorios por hacer más amena mi estancia en la UTM.

A la Universidad Tecnológica de la Mixteca, por permitirme desarrollar la presente investigación dentro de sus instalaciones.

“Para empezar un gran proyecto, hace falta valentía. Para terminar un gran proyecto, hace falta perseverancia.”

Anónimo

Índice General

Dedicatoria	iii
Agradecimientos.....	v
Índice General.....	vii
Índice de Figuras.....	xi
Índice de Tablas	xv
Resumen.....	xvii
Capítulo 1. Introducción	1
1.1. Fermentación.....	1
1.2. Biorreactores	2
1.3. Planteamiento del problema.....	5
1.4. Justificación.....	5
1.5. Objetivo general.....	6
1.5.1. Objetivos específicos	6
1.6. Metodología de desarrollo.....	6
1.6.1. Especificación del producto.....	7
1.6.2. División del hardware y del software	7

1.6.3. Iteración e implementación.....	8
1.6.4. Diseño detallado de hardware y software	8
1.6.5. Integración hardware y software.....	9
1.6.6. Prueba y liberación del producto	9
1.6.7. Mantenimiento y actualización	9
1.7. Contenido del documento de tesis.....	9
Capítulo 2. Marco teórico.....	11
2.1. Instrumentación electrónica	11
2.2. Transductores y sensores.....	12
2.2.1. Sensores de temperatura	13
2.2.1.1. Detectores resistivos de temperatura.....	13
2.2.1.2. Termopares.....	13
2.2.1.3. Sensores de Temperatura de Estado Sólido	14
2.2.1.4. Termistores.....	15
2.2.1.5. Sensores infrarrojos.....	15
2.2.1.6. Comparación de sensores de temperatura	15
2.2.2. Sensores de pH.....	17
2.2.2.1. ISE.....	17
2.2.2.2. ISFET	19
2.2.2.3. Indicadores ópticos.....	19
2.3. Actuadores.....	20
2.3.1. Resistencia calefactora.....	20
2.3.2. Bomba peristáltica	21
2.4. Tarjetas de adquisición de datos.....	22

2.4.1. Tarjeta USB1208-FS	23
2.4.2. Tarjeta USB-6008.....	24
2.5. Sistemas de control	26
2.5.1. Control de potencia: on/off.....	27
2.5.2. Control de potencia por ciclos	28
2.5.3. Control Proporcional – Integral (PI).....	29
2.5.3.1. Sintonización de controladores PI.....	30
2.6. Software de programación gráfica	30
Capítulo 3. Diseño e implementación del sistema	33
3.1. Biorreactor.....	34
3.2. Sensores.....	34
3.3. Etapa de acondicionamiento de la señal.....	36
3.3.1. Acondicionamiento del sensor de temperatura.....	37
3.3.2. Acondicionamiento de la señal del sensor de pH	40
3.4. Actuadores.....	42
3.5. Etapa de potencia	43
3.6. Tarjeta de adquisición de datos	44
3.7. Módulo de procesamiento con la PC	46
3.7.1. Procesamiento de Temperatura.....	46
3.7.2. Procesamiento de pH	51
3.8. Descripción del Software	53
Capítulo 4. Resultados	57
4.1. Descripción de la interfaz del software	57
4.2. Pruebas de control de temperatura	59

4.3. Pruebas de control de pH	60
4.3.1. Control por reducción del pH (acidificación)	60
4.3.2. Control por incremento del pH (basificación)	61
4.4. Resultados de temperatura y pH.....	61
4.4.1. Resultados del control de temperatura	63
4.4.2. Resultados del control de pH	64
Capítulo 5. Conclusiones y trabajos futuros.....	67
Bibliografía	69
Apéndice A . Manual de Software	A-1
A.1. Instalación y configuración de la tarjeta de adquisición de datos	A-1
A.2. Descripción del software Soft-ContBio	A-3
A.2.1. Interfaz gráfica de Inicio	A-3
A.2.2. Interfaz gráfica de Monitoreo.	A-4
A.2.3. Interfaz gráfica del Estado del proceso	A-6
Apéndice B . Manual de Hardware	B-1
B.1. AcondS-PCB	B-2
B.2. Pot-PCB	B-6
Apéndice C . Control Proporcional, Integral, Derivativo (PID).....	C-1
C.1. Sintonización de un controlador PID	C-2
C.1.1. Primer método.....	C-3
C.1.2. Segundo método.....	C-4

Índice de Figuras

Figura 1.1. Biorreactor de tanque agitado.....	3
Figura 1.2. Biorreactor Piloto de agitación magnética.	5
Figura 1.3. Diagrama de fases para el diseño de sistemas embebidos.....	7
Figura 2.1. Sensores de temperatura de estado sólido.	14
Figura 2.2. Termistores.....	15
Figura 2.3. Diagrama del principio de funcionamiento de un sensor ISE.	18
Figura 2.4. Esquemático de un transistor de efecto de campo sensible a iones (ISFET) [9]....	19
Figura 2.5. Sensores ópticos.	20
Figura 2.6. Resistencias calefactoras de inmersión.	21
Figura 2.7. Secuencia de funcionamiento de una bomba peristáltica.....	22
Figura 2.8. Tarjeta de adquisición de datos USB1208FS [URL 1].	23
Figura 2.9. Tarjeta de adquisición de datos USB-6008 [URL 2].	25
Figura 2.10. Sistema de control a lazo abierto.....	26
Figura 2.11. Sistema de control en lazo cerrado.....	27
Figura 2.12. Respuesta del PWM al controlador PI.	29
Figura 2.13. Panel frontal de LabVIEW.	32
Figura 2.14. Diagrama a bloques de LabVIEW.....	32
Figura 3.1. Diagrama general a bloques del sistema.	33

Figura 3.2. Encapsulado y pines de conexión del sensor LM35.....	35
Figura 3.3. Montaje del sensor LM35 en una varilla.....	35
Figura 3.4. Sensor de pH modelo 05991-51.....	36
Figura 3.5. Circuito para el acondicionamiento del sensor de temperatura.....	37
Figura 3.6. Pines del CI LM358 [URL 5].....	38
Figura 3.7. Amplificador no inversor.....	38
Figura 3.8. Ruido inducido por el sistema de agitación magnética del biorreactor.....	39
Figura 3.9. Filtro pasa-bajas de segundo orden.....	39
Figura 3.10. Pines del CI CA3140 [URL 6].....	41
Figura 3.11. Circuito para el acondicionamiento del electrodo de pH.....	42
Figura 3.12. Etapa de potencia.....	43
Figura 3.13. Diagrama de las terminales de la tarjeta USB-1208FS.....	45
Figura 3.14. Diagrama de flujo del control de temperatura.....	47
Figura 3.15. Controlador PI+ on/off.....	50
Figura 3.16. Método de sumas de Riemann.....	51
Figura 3.17. Diagrama de flujo del control de pH.....	52
Figura 3.18. Jerarquía del programa Soft-ContBio.....	54
Figura 4.1. Pantalla de inicio.....	58
Figura 4.2. Pestaña de monitoreo y configuración.....	58
Figura 4.3. Pestaña de estado del proceso.....	59
Figura 4.4. Circuito impreso del acondicionamiento de la señal.....	61
Figura 4.5. Circuito impreso para la etapa de potencia.....	62
Figura 4.6. Sistema real de control de pH y temperatura.....	62
Figura 4.7. Resultados para distintas temperaturas de control deseadas (32.5, 35 y 38 °C).....	64
Figura 4.8. Gráficas del pH deseado y actual para las pruebas de control de pH.....	65
Figura A.1. Software Instacal.....	A-1
Figura A.2. Detección de la tarjeta USB1208FS.....	A-2

Figura A.3. Configuración de la tarjeta USB1208.....	A-3
Figura A.4. Pantalla de inicio.	A-4
Figura A.5. Pantalla de Monitoreo.....	A-4
Figura A.6. Pantalla de Estado del proceso.	A-6
Figura B.1. Diagrama a bloques del hardware.....	B-1
Figura B.2. Esquemático del acondicionamiento de la señal de temperatura y pH.	B-2
Figura B.3. Diagrama de pistas para el acondicionamiento de señal de pH y temperatura.	B-3
Figura B.4. Diagrama de montaje.	B-4
Figura B.5. Esquemático de la etapa de potencia.	B-7
Figura B.6. Diagrama de pistas para la etapa de potencia.	B-8
Figura B.7. Diagrama de montaje de componentes para la etapa de potencia.....	B-8
Figura C.1. Diagrama a bloques de un controlador PID	C-2
Figura C.2. Gráfica de la respuesta al escalón para aplicar Ziegler-Nichols [15].	C-3
Figura C.3. Oscilación sostenida en un período P_{cr}	C-4

Índice de Tablas

Tabla 1.1. Parámetros de control en un biorreactor.....	4
Tabla 2.1. Clasificación de los sensores [6,7].....	12
Tabla 2.2. Características de los termopares [8].....	13
Tabla 2.3. Comparación entre sensores de temperatura.	16
Tabla 2.4. Características principales de la DAQ USB1208FS [URL 1].	24
Tabla 2.5. Características principales de la DAQ USB-6008 [URL 2].	25
Tabla 3.1. Conexiones de los sensores y actuadores a la DAQ USB1208-FS.....	46
Tabla 3.2. Errores asignados para activar el controlador PI.	48
Tabla 3.3 Descripción de los subprogramas del Soft-ContBio.....	55
Tabla B.1. Cotización del acondicionamiento de la señal de pH y temperatura.	B-4
Tabla B.2. Cotización para la etapa de potencia.....	B-9
Tabla C.1. Valores para sintonizar un PID por Ziegler – Nichols por primer método.....	C-3
Tabla C.2. Valores de sintonización de un PID por Ziegler -Nichols por el segundo método...	C-4

Resumen

En esta tesis se muestra la forma en la cual se diseñó y construyó el hardware y software necesario para la adquisición, monitoreo y control de los parámetros más importantes del proceso de fermentación, aplicado a un biorreactor piloto que se encuentra ubicado en el laboratorio del Instituto de Agroindustrias de la Universidad Tecnológica de la Mixteca (UTM). También se desarrolló un programa en base a una computadora personal mediante el software de programación gráfica LabVIEW para el monitoreo y control de la temperatura y pH. Este programa muestra la temperatura y pH actual del biorreactor y permite la configuración del encendido o apagado de los actuadores (resistencia calefactora y bombas peristálticas); asimismo el programa permite guardar el historial de las mediciones para un análisis posterior. El sistema de digitalización de la señal se hizo mediante el uso de la tarjeta de adquisición de datos USB1208FS. Con este trabajo se mejoraron significativamente las capacidades del biorreactor piloto, debido a que no contaba con un sistema automático que permitiera controlar ambas variables.

Capítulo 1. Introducción

En este proyecto se realiza la adquisición de datos y monitoreo de un Biorreactor piloto de 4 litros con agitador magnético. Al comienzo de este trabajo el biorreactor no contaba con un sistema de instrumentación electrónica que permitiera usarlo de manera automática. En el presente trabajo se detalla el diseño e implementación de un sistema de instrumentación de las variables más importantes que influyen en los procesos de la fermentación: la temperatura y el pH.

Se siguió un proceso de instrumentación electrónica que combina tanto hardware como software. Se utilizó una computadora personal (PC, *Personal Computer*) para ejecutar un programa que inter-comunica a la PC con los dispositivos electrónicos con el fin de leer la magnitud de las variables de interés y controlar el proceso.

1.1. Fermentación

El proceso de fermentación es uno de los procesos alimentarios más usados en diversas culturas del mundo. El concepto de la fermentación proviene del latín que significa ebullición y que se usó para describir la aparente “ebullición” que se presentaba durante la fabricación del vino [1].

El proceso de fermentación se puede describir mediante dos conceptos; el concepto “bioquímico” que describe los procesos en donde las sustancias orgánicas sufren una serie de cambios químicos que producen o utilizan energía. Estos cambios se pueden generalizar en

dos tipos de reacciones: las reducciones y las oxidaciones. El concepto “microbiológico” considera los procesos por los que los microorganismos realizan su metabolismo y producen biomasa mediante el uso de sustancias orgánicas o sustratos y que puede llevarse a cabo en presencia o ausencia de oxígeno [1].

La eficiencia y productividad de los procesos de fermentación dependen del cumplimiento de ciertas condiciones:

- Bajo consumo de energía.
- Desarrollo de un mezclado uniforme durante el proceso de fermentación, que implica una variación mínima de las variables de proceso en las condiciones específicas del Biorreactor.
- Adecuada transferencia de calor.
- Adecuado control sobre las variables más importantes del sistema como son temperatura, pH y oxígeno disuelto (OD).
- Facilidad para la toma de muestras de manera aséptica.

1.2. Biorreactores

Los fermentadores también son conocidos con el nombre de reactores o biorreactores. Un biorreactor es un recipiente en donde se lleva a cabo el proceso de fermentación. Los fermentadores son construidos con materiales fáciles de limpiar y de esterilizar, generalmente son hechos de acero inoxidable y de vidrio, siendo el vidrio el material más usado a nivel de laboratorio [2].

Uno de los biorreactores más utilizados a nivel de laboratorio es el matraz de Erlen Meyer. Este biorreactor presenta desventajas para realizar procesos de fermentación dado que no está diseñado para mantener y controlar las condiciones óptimas del proceso. Para procesos que requieren condiciones de operación más estrictas existen otros tipos de biorreactores que facilitan el control y monitoreo de las variables del sistema. Estos biorreactores se clasifican principalmente en tres grandes grupos [3]:

- Reactor de tanque agitado.
- Reactor de disco rotatorio.

- Reactor airlift.

Dado que en el Laboratorio de Agroindustrias se cuenta con un biorreactor de tanque agitado sólo se explicará el funcionamiento de este tipo de reactor. Un reactor de tanque agitado está compuesto principalmente por un tanque de vidrio con un motor ubicado en la parte inferior o superior para la agitación. Las partes principales de un biorreactor de tanque agitado se muestran en la Figura 1.1 las cuales consisten de [1]:

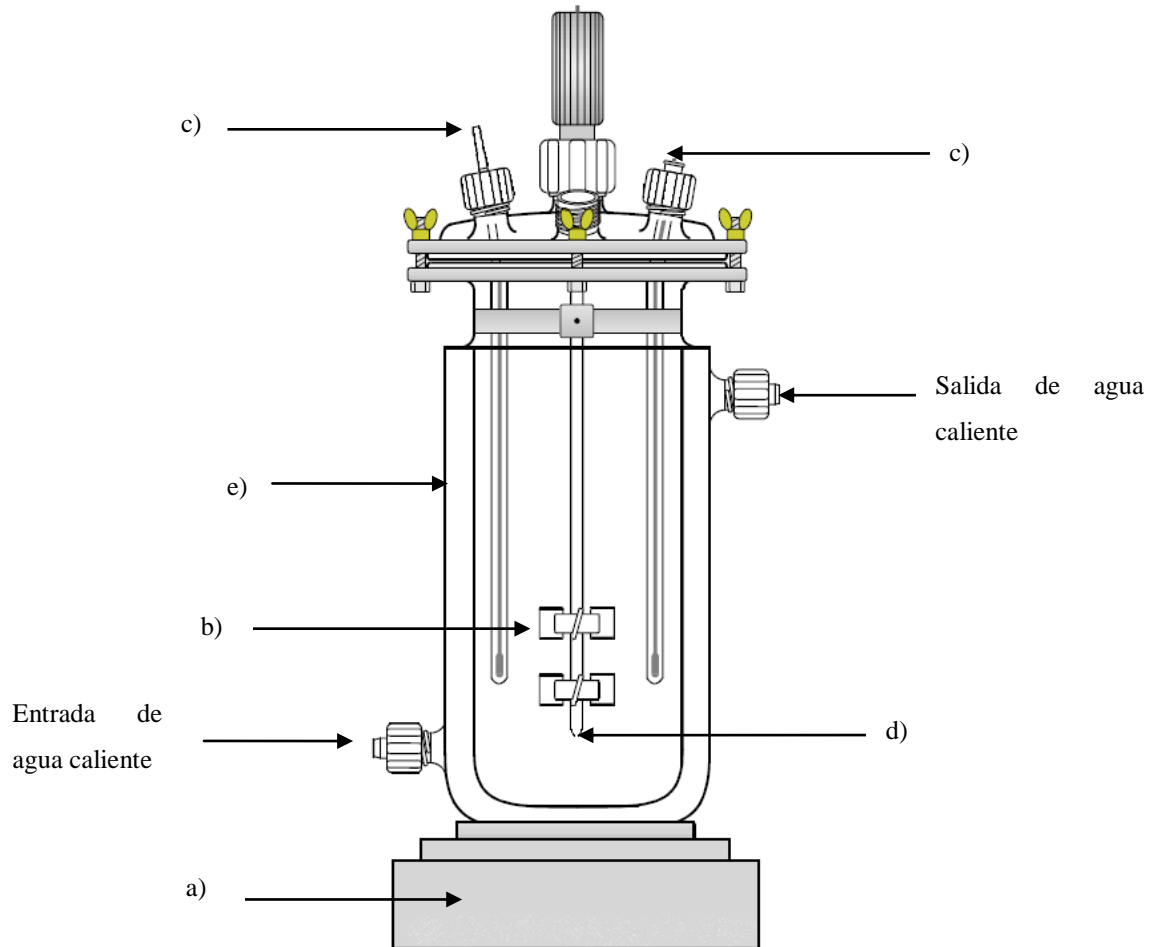


Figura 1.1. Biorreactor de tanque agitado.

- Sistemas de agitación (motores e impulsores). Su función es la de aumentar la disponibilidad del oxígeno y realizar el mezclado durante la fermentación.
- Paletas de agitación: Sirven para provocar turbulencia y optimiza el mezclado dentro del reactor.
- Dispositivos de adición, extracción y control de las variables del sistema. Permiten

la adición de antiespumantes, ácidos y bases, así como la purga del líquido de fermentación.

- d) Sistema de aireación. El aire se incorpora mediante un compresor y es inyectado por el difusor, que consiste en un tubo con agujeros por la parte inferior del Biorreactor cerca de las paletas de agitación.
- e) Sistema de transferencia de calor. Ayuda a mantener el biorreactor a una temperatura óptima para lograr un eficiente desarrollo de los microorganismos o de las biorreacciones. Los sistemas de transferencia de calor más comunes son:
 - i. Serpentes. Son tuberías colocadas adentro del Biorreactor, que llevan los fluidos de transferencia de calor.
 - ii. Camisa o chaqueta. Consisten en una doble pared que cubre al biorreactor, por el cual se hace pasar el fluido de calentamiento (o enfriamiento).

Para controlar el estado de la fermentación es necesario conocer las variables críticas que afectan este proceso. Estos parámetros pueden ser agrupados en tres categorías: físicos, químicos y biológicos. La Tabla 1.1 muestra las categorías y los parámetros que influyen en el proceso de la fermentación. La temperatura y pH son parámetros importantes en los procesos de fermentación, los valores típicos de temperatura son de 30 a 40 °C, mientras que para el pH esta oscila entre 6 y 7.

Tabla 1.1. Parámetros de control en un biorreactor.

Físicos	Químicos	Biológicos
Temperatura	pH	Concentración de biomasa
Presión	Oxígeno disuelto	Concentración de enzimas
Nivel de líquido	CO ₂ disuelto	Composición de biomasa
Velocidad del agitador	Potencial Redox	Morfología
Flujo de gas	Conductividad	Viabilidad
Consumo de energía	Compensación salida de gas	-----

1.3. Planteamiento del problema

En el Instituto de Agroindustrias, actualmente desarrolla una línea de investigación para la obtención de biofertilizantes a partir de microorganismos que pueden sustituir gradualmente a los de origen químico constituyendo un aporte a la conservación del medio ambiente y a una producción agrícola sustentable. En este Instituto se cuenta con una unidad de fermentación con agitación magnética de 4 litros (Figura 1.2) para la experimentación con biofertilizantes.



Figura 1.2. Biorreactor Piloto de agitación magnética.

El fermentador con el que se cuenta tiene las siguientes limitaciones.

- No cuenta con un sistema de monitoreo y de registro de temperatura y pH.
- No cuenta con un sistema de control de las variables críticas.

1.4. Justificación

El monitoreo y adquisición de datos de las variables críticas (temperatura y pH) durante el proceso de fermentación constituye una ventaja tecnológica importante en el área de procesos biotecnológicos. Si se cuenta con estos datos de salida es posible lograr un control adecuado de las variables del sistema para realizar fermentaciones en condiciones fisicoquímicas óptimas.

Hasta el momento de realización de esta tesis, en la UTM no se han realizado estudios acerca de la adquisición de datos, monitoreo y control de fermentadores, por lo que este proyecto sentará las bases para futuros trabajos en esta área; y para la posible manufactura y venta de estos sistemas en el área biotecnológica.

1.5. Objetivo general

Automatizar el sistema de medición y monitoreo de temperatura y pH de un biorreactor piloto de agitación magnética del Laboratorio de Ciencias Químico Biológicas del Instituto de Agroindustrias, así como la implementación de un sistema de control de las variables críticas del proceso de fermentación (temperatura y pH).

1.5.1. Objetivos específicos

- Hacer una investigación de las partes que conforman a un biorreactor y la forma de instrumentarlo.
- Diseñar los sistemas de medición y control de temperatura y pH para el biorreactor del Instituto de Agroindustrias.
- Diseñar el programa del biorreactor para el monitoreo, registro y control mediante el uso de una computadora personal y el software LabVIEW.
- Integrar el sistema hardware-software y obtener un sistema funcional.
- Desarrollar el prototipo electrónico a nivel de circuito impreso.

1.6. Metodología de desarrollo

Para realizar el sistema de automatización del biorreactor piloto se usará la metodología de desarrollo para sistemas embebidos propuesta por Arnold S. Berger [18]. La Figura 1.3 muestra las diferentes etapas para el desarrollo de un sistema embebido. A continuación se detalla la metodología del desarrollo de esta tesis.

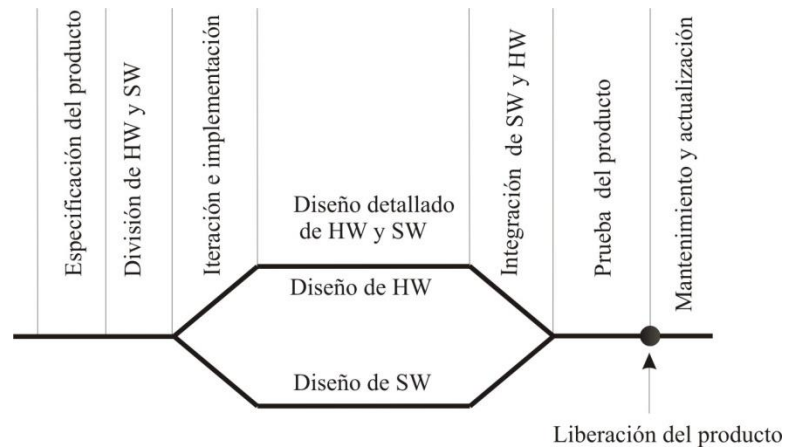


Figura 1.3. Diagrama de fases para el diseño de sistemas embebidos.

1.6.1. Especificación del producto

Para desarrollar un sistema embebido es necesario tener una meta, en la especificación del producto se definen los requerimientos técnicos y funcionales del sistema, la interfaz de usuario y las condiciones de operación del sistema, además se incluye:

- Funcionalidad del sistema.
- Entradas y salidas con el mundo real.
- Interfaces externas con otros sistemas.

En esta etapa se eligen las herramientas de desarrollo de software y de hardware de acuerdo a los requisitos del sistema, con la finalidad de asegurar opciones viables en el ciclo del desarrollo del producto y así reducir el riesgo de no cumplir con las especificaciones o requerimientos.

1.6.2. División del hardware y del software

Un sistema embebido se compone de hardware y software, por lo cual se debe decidir qué partes del problema se resolverán mediante hardware y cuáles se realizarán mediante software. Un algoritmo se define como los pasos requeridos para implementar un diseño. De acuerdo a esto un algoritmo se puede representar mediante software o mediante hardware, o con una combinación de estos. La distribución del algoritmo en software y hardware depende del procesador seleccionado en el diseño y de cómo se implementa el diseño a nivel de

hardware. Los requerimientos de hardware son más rigurosos que los de software, debido a que es más costoso corregir defectos de los primeros.

1.6.3. Iteración e implementación

Representa el trabajo de diseño temprano para el que se usan herramientas de simulación. Los simuladores de circuitos eléctricos y electrónicos son imprescindibles para conocer el comportamiento de un circuito que se ha diseñado y adaptarlo a los requerimientos finales.

En el campo de la electrónica existen múltiples maneras de analizar circuitos eléctricos, pero todos ellos son muy laboriosos y requieren resolver muchas ecuaciones si el esquema montado es amplio. Es por eso que resulta mucho más sencillo dibujar el circuito en el ordenador y analizarlo para simular los datos de los voltajes e intensidades en cada línea y nodo con respecto al tiempo.

1.6.4. Diseño detallado de hardware y software

El objetivo en esta etapa es tener un diseño detallado del sistema en base a los requerimientos iniciales. Se debe considerar la interfaz gráfica de usuario y la funcionalidad del sistema.

- Diseño de hardware

En el diseño de hardware se realizan las tareas específicas para el desarrollo del acondicionamiento de la señal y la etapa de potencia. La interfaz de hardware debe de cumplir con las especificaciones de funcionalidad del sistema.

- Diseño de software

La etapa de diseño de software consiste en dar una descripción de la implementación del sistema en base a diagramas de flujo, pseudocódigo u otros métodos.

1.6.5. Integración hardware y software

En esta etapa se integran y se prueban los componentes desarrollados, se debe verificar el correcto funcionamiento del hardware y software.

En realidad se debe estar probando el hardware, ya que el software debe funcionar correctamente tras las pruebas con emuladores de hardware o software, cuyo comportamiento es casi idéntico al que debe ofrecer el propio hardware. La integración del sistema normalmente ocurre cerca del final del ciclo de vida del producto, una forma para reducir el tiempo de integración consiste en crear un prototipo hardware dentro de la fase de diseño de hardware que permita realizar pruebas de partes del software que se va desarrollando.

1.6.6. Prueba y liberación del producto

En esta etapa se realizan las pruebas para determinar que el sistema final funcione de manera correcta y cumpla con los requerimientos del usuario. Una vez que las pruebas son aceptadas se libera el producto final.

1.6.7. Mantenimiento y actualización

Los sistemas embebidos requieren una actualización continua y sistemática, así como darles mantenimiento con el fin de tener las condiciones óptimas de trabajo. La actualización es importante para incorporar constantemente las últimas condiciones de este sistema.

1.7. Contenido del documento de tesis

Este documento de tesis está formado por cinco capítulos y apéndices, desarrollados de la siguiente manera.

Capítulo 1. Introducción: Describe el problema a solucionar, los objetivos, justificación del trabajo de tesis y la metodología del desarrollo.

Capítulo 2. Marco teórico: Descripción de la instrumentación electrónica, sensores, actuadores y tipos de control usados en la automatización de Biorreactores.

Capítulo 3. Diseño del sistema: Descripción del proceso de diseño de los circuitos y del sistema en general.

Capítulo 4. Resultados: Se describen las partes principales del software, y los resultados de las pruebas realizadas al sistema desarrollado.

Capítulo 5. Conclusiones: Muestra las conclusiones y propuesta de trabajos futuros.

Apéndice A. Manual de usuario para el Software.

Apéndice B. Manual de usuario para el Hardware

Capítulo 2. Marco teórico

La instrumentación electrónica se encarga del sensado y procesamiento de información proveniente de variables físicas y químicas [5]. La ciencia y la tecnología se caracterizan por la necesidad de generar y medir variables físicas. La instrumentación electrónica es la parte de la electrónica que se encarga del diseño y manejo de los aparatos electrónicos y eléctricos que tienen como misión determinar la magnitud de una variable, visualizarla, generarla o convertirla en otra distinta [4].

2.1. Instrumentación electrónica

La instrumentación electrónica tradicional se encarga del diseño y manejo de los instrumentos electrónicos y eléctricos, sobre todo para la aplicación en mediciones. Sus funciones básicas son: adquisición, análisis y presentación de datos [4].

Por otra parte, la rápida adopción de la PC en los últimos 20 años generó una revolución en la instrumentación, medición y automatización de procesos. La instrumentación virtual nace a partir del uso de la PC en la medición de señales tales como temperatura, presión, pH, etc.

El concepto de instrumentación virtual no incluye únicamente la medición de corriente o voltaje sino que involucra también el procesamiento, análisis, almacenamiento, distribución y despliegue de los datos e información relacionada con la medición de una o varias señales específicas. Es decir, la instrumentación virtual no se conforma con la adquisición de la señal,

sino que también involucra la interfaz hombre-máquina y la comunicación con otros equipos u otro software [5].

2.2. Transductores y sensores

Un transductor es un dispositivo que convierte una señal física en una señal correspondiente, pero de diferente naturaleza. En la práctica, se consideran como transductores a aquellos dispositivos que ofrecen una señal de salida eléctrica a partir de una señal de estímulo.

Un sensor es un dispositivo que adquiere conocimiento de las cantidades físicas a partir de la energía del medio en donde se mide. Los sensores entregan una señal de salida medible que se encuentra en función de la variable de medida. La Tabla 2.1 muestra una clasificación de los sensores [6,7].

Tabla 2.1. Clasificación de los sensores [6,7].

Criterio	Clases	Definición
Aporte de la energía	Activos	Este tipo de sensores necesita una fuente externa para poder operar.
	Pasivos	No necesitan una fuente externa, ya que la energía que necesitan la toman de la energía de entrada.
Señal de salida	Analógicos	La información se encuentra en la amplitud de la señal.
	Digitales	Sólo tienen dos valores. La información puede estar en el número de pulsos, palabras serie o paralelo.
Modo de operación	Deflexión	La magnitud medida produce un efecto físico relacionado con alguna variable útil.
	Comparación	Se intenta anular la deflexión mediante la aplicación de un efecto conocido, opuesto al generado por la magnitud a medir.

2.2.1. Sensores de temperatura

Los sensores más utilizados para medir la temperatura son: detectores resistivos de temperatura (RTD, *Resistance Temperature Detector*), termopares, termistores, sensores de circuitos integrados y sensores infrarrojos [7].

2.2.1.1. Detectores resistivos de temperatura

La resistencia de un metal puede incrementarse con el incremento de la temperatura; estos tipos de sensores aprovechan esta característica para medir la temperatura de un objeto. El platino es el metal más usado para la implementación de estos sensores ya que presenta una buena relación de resistencia contra temperatura [8].

2.2.1.2. Termopares

Los termopares son de los sensores más usados a nivel industrial. Su construcción se basa en la unión de dos alambres de diferentes materiales. En todos los termopares existen dos uniones distintas: la unión fría y la unión caliente. La unión caliente se encuentra en el extremo que está en contacto con lo que se quiere medir. La unión fría no sufre cambios de temperatura y se encuentra generalmente en el extremo opuesto de la unión caliente. Cuando existe una diferencia de temperatura, hay un pequeño voltaje en los extremos de los cables de salida y la magnitud del voltaje es proporcional a la temperatura medida [24]. El rango de medición de los termopares depende de la construcción, la Tabla 2.2 muestra su rango de medición, así como los materiales utilizados para su construcción [8].

Tabla 2.2. Características de los termopares [8].

Tipo	Ensamble	Rango (°C)
T	Cu –CuNi	-250 a 400
J	Fe-CuNi	-200 a 700
K	NiCr-Ni	-200 a 1000
E	NiCr-CuNi	-200 a 700

2.2.1.3. Sensores de Temperatura de Estado Sólido

En el mercado actual se ofrece una gran variedad de sensores en forma de circuitos integrados (Figura 2.1). Las técnicas de producción en masa permiten que este tipo de sensores sean de bajo costo [8]. Estos sensores se agrupan en cinco categorías principales.

1. Salida de voltaje. Estos sensores dan un voltaje proporcional a la temperatura que se mide. Son de bajo costo, corriente de operación baja y fácil de usar. Los sensores más comunes son el LM35 (°C) y el LM34 (°K) fabricados por National Semiconductor.
2. Salida de corriente. Este tipo de sensor entrega una corriente proporcional a la temperatura medida. El sensor más conocido es el AD520 de Analog Devices.
3. Salida digital. Estos sensores tienen una mejor resolución, lo que los hace mejores para sistemas embebidos, los sensores más conocidos son el LM56 y LM75 fabricados por National Semiconductor.
4. Diodos simples. Se trata de diodos diseñados especialmente para medición de temperatura.

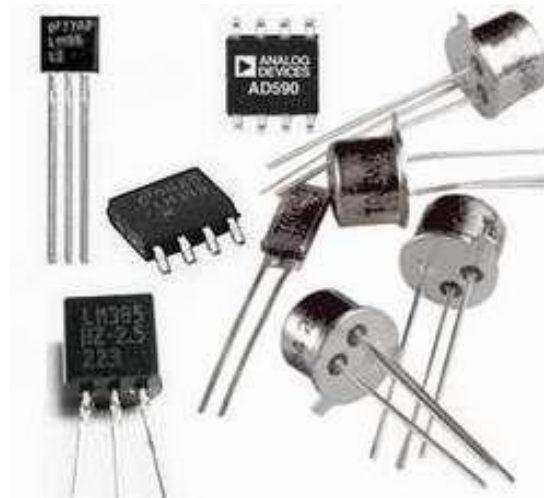


Figura 2.1. Sensores de temperatura de estado sólido.

2.2.1.4. Termistores

Este tipo de sensor cambia su resistencia cuando la temperatura sufre un cambio. La resistencia puede aumentar con el aumento de la temperatura (PTC, *Positive Temperature Coefficient*) o disminuir con el aumento de temperatura (NTC, *Negative Temperature Coefficient*). Los sensores más usados son los PTC y son resistencias hechas a base de óxidos de magnesio, cobalto, cobre y níquel. La principal ventaja de los termistores es su gran cambio de salida por grado de cambio de temperatura lo cual permite detectar cambios muy pequeños de temperatura (Figura 2.2) [8].



Figura 2.2. Termistores.

2.2.1.5. Sensores infrarrojos

Estos sensores basan su funcionamiento en la medición de energía infrarroja que emite un objeto. La longitud de onda de la energía infrarroja varía desde 0.7 micrómetros a 1000 micrómetros. Los sensores que miden la temperatura por infrarrojo usan un rango de 0.7 a 14 micrómetros. La cantidad de energía infrarroja que emite un objeto es un indicador de la temperatura a la cual se encuentra el objeto; mientras mayor sea la energía emitida más alta es la temperatura del objeto [8].

2.2.1.6. Comparación de sensores de temperatura

En la Tabla 2.3 se muestran las ventajas y desventajas de cada uno de los sensores de temperatura mencionados [8].

Tabla 2.3. Comparación entre sensores de temperatura.

Tipo de sensor	Ventajas	Desventajas
RTD	<ul style="list-style-type: none"> • Buena precisión • Buena estabilidad • Salida estándar • Buena linealidad • Bajo auto calentamiento 	<ul style="list-style-type: none"> • Respuesta lenta • Sensible a los golpes y vibraciones
Termopares	<ul style="list-style-type: none"> • Barato • Fuerte respuesta rápida • Salida estándar • Amplio rango de medición • Sin calentamiento espontáneo 	<ul style="list-style-type: none"> • Una precisión moderada • Sujetos a la deriva o inestabilidad no lineal • Requiere una salida de la señal de baja referencia de la unión fría
Sensores de temperatura de estado sólido	<ul style="list-style-type: none"> • Barato • Salida lineal • Pequeño tamaño • Alta sensibilidad 	<ul style="list-style-type: none"> • Estrecho rango de temperatura • Una precisión moderada • Lenta respuesta
Termistores	<ul style="list-style-type: none"> • Respuesta rápida • Alta sensibilidad • Pequeño tamaño 	<ul style="list-style-type: none"> • Salida estándar • Altamente no lineales • Escasa estabilidad
Sensores infrarrojos	<ul style="list-style-type: none"> • No tiene contacto con el objetivo • Amplio rango de temperaturas • Respuesta rápida • Buena estabilidad 	<ul style="list-style-type: none"> • Gran tamaño • Alto costo • Entorno sensible

2.2.2. Sensores de pH

Para realizar la medición de pH se usan básicamente dos tipos de sensores, los sensores electroquímicos y los sensores ópticos.

Los sensores electroquímicos transducen la actividad química del ión de hidrógeno en una señal eléctrica. Los componentes básicos de un sensor electroquímico son un electrodo de trabajo (que detecta), un contra electrodo y generalmente también un electrodo de referencia. Estos se encuentran dentro de la carcasa del sensor y en contacto con un líquido electrolítico. El electrodo de trabajo está en la cara interna de una membrana de teflón que es porosa al gas pero impermeable al líquido electrolítico. Dentro de estos sensores se encuentran los sensores tipo Electrodo de Ión Selectivo (ISE, *Ion Selective Electrode*) y los de Transistor de Efecto Campo Sensible a Iones (ISFET, *Ion Selective Field Effect Transistor*) [10,11]. El pH es determinado por la diferencia de voltaje producido entre estos dos electrodos.

2.2.2.1. ISE

Un electrodo de pH mide la actividad del ión de Hidrogeno (H^+) y produce un potencial eléctrico. La operación del electrodo de pH se basa en el principio de que un voltaje es generado cuando dos líquidos de diferente pH entran en contacto en lados opuestos a través de una membrana de vidrio delgado, este principio fue descubierto en 1906 por Max Cremer [19].

Los electrodos de pH se componen de dos partes principales: electrodo de vidrio y un electrodo de referencia. Estos sensores ISE constan de dos electrodos en donde uno de los electrodos es la referencia y el otro se inserta en la solución en donde se quiere medir el pH. El segundo electrodo es sensible al ión hidrógeno (Figura 2.3). Entre los dos electrodos se genera una diferencia de potencial, que se puede expresar matemáticamente por la ecuación de Nernst (1.1) [9].

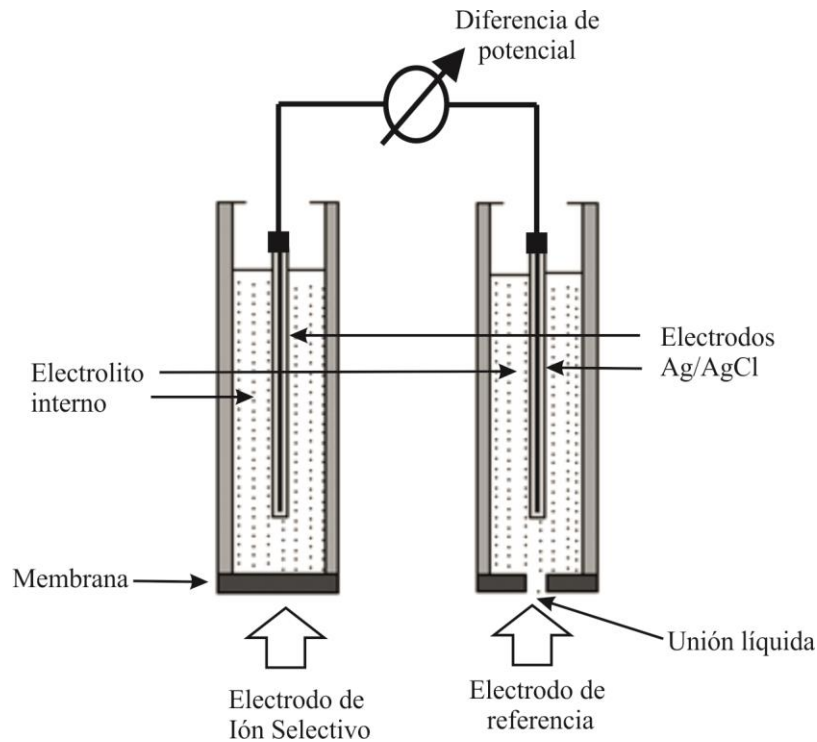


Figura 2.3. Diagrama del principio de funcionamiento de un sensor ISE.

$$E = E_0 + \frac{R * T}{F} \ln[H^+] \quad (1.1)$$

en dónde:

R es la constante de los gases¹ y tiene un valor de $8.31 \text{ K}^{-1} * \text{mol}^{-1}$;

T es la temperatura en °K;

F es la constante de Faraday² ($96485.5561 \text{ Coulomb/mol}$); y

E_0 es una constante que agrupa a una serie de potencias.

La presentación más común de estos sensores es la de vidrio. Por lo general en estos tipos de sensores una unidad de pH corresponde a 59,16 mV a 25°C [10].

¹Es una constante física que relaciona entre sí diversas funciones de estado termodinámicas, estableciendo esencialmente una relación entre la energía, la temperatura y la cantidad de materia.

²Es la cantidad de carga eléctrica que hay en un mol de electrones.

2.2.2.2. ISFET

Los transistores de efecto de campo (*FET*, *Field Effect Transistor*) son usados en los medidores de pH modernos. La idea de usar el transistor de efecto de campo sensible a iones (ISFET) fue propuesto a principios de 1970. Este dispositivo ha demostrado tener buena sensibilidad a los cambios de pH. La estructura ISFET (Figura 2.4) es muy similar a la de un transistor de efecto de campo de metal-óxido-semiconductor (MOSFET, *Metal Oxide Semiconductor Field Effect Transistor*). Generalmente existen dos zonas de tipo “n” incorporadas en un sustrato de silicio p-dopado. El sustrato está cubierto por una capa aislante formada normalmente por dióxido de silicio, aunque también se usa con frecuencia nitruro de silicio Si₃N₄. Finalmente se aplica una película de ión selectivo a la parte superior. Cuando la capa selectiva entra en contacto con la solución a medir existe un voltaje que es proporcional a la variación del pH [10,11].

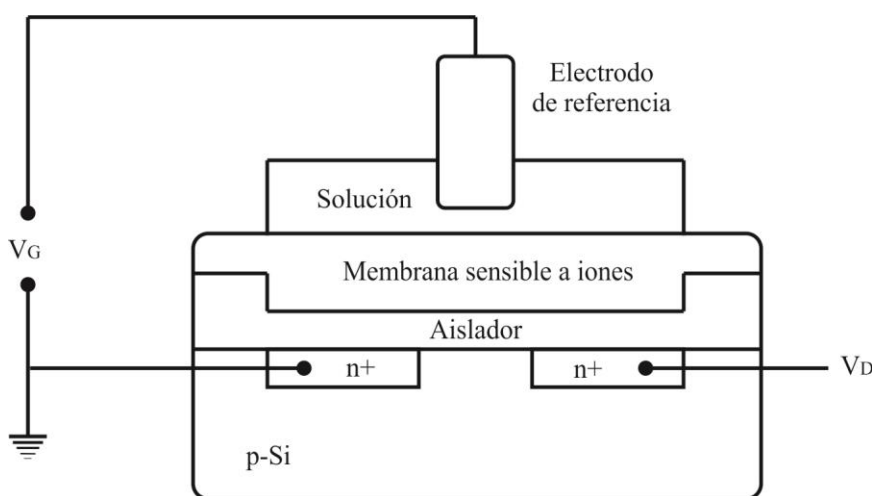


Figura 2.4. Esquemático de un transistor de efecto de campo sensible a iones (ISFET) [9].

Existen ISFETs disponibles comercialmente con buena sensibilidad de pH, pero aún no se puede reemplazar al electrodo clásico de vidrio, que sigue siendo necesario como electrodo externo de referencia [11].

2.2.2.3. Indicadores ópticos

Este tipo de sensores o indicadores consisten en una tira de pH de papel o plástico que tiene un indicador óptico (Figura 2.5), el cual cambia dependiendo del valor de pH medido.

Estos sensores son baratos, simples y rápidos, pero no permite un funcionamiento automático y son pocos precisos [10].



Figura 2.5. Sensores ópticos.

2.3. Actuadores

Un transductor de salida es conocido como actuador. Estos dispositivos son los encargados de realizar una acción física en respuesta a una señal de entrada. Los fabricantes actualmente proveen una serie de actuadores como motores, válvulas, relevadores e interruptores [6].

2.3.1. Resistencia calefactora

Este tipo calefactor basa su funcionamiento en el principio descubierto por James Prescott Joule cuando en 1841 descubrió que en todo conductor, por el cual circula una corriente eléctrica, parte de la energía cinética de los electrones se transforma en calor debido a los choques que sufren con los átomos del material conductor por el que circulan, elevando la temperatura del mismo [23]. Existen distintos tipos de calefactores, los más comunes son los de inmersión (Figura 2.6). Entre las aplicaciones usuales se encuentran: baños maría, hervidores, calefacción por circulación de líquido, termos, etcétera.



Figura 2.6. Resistencias calefactoras de inmersión.

2.3.2. Bomba peristáltica

Las bombas peristálticas basan su funcionamiento en la estrategia que utilizan los seres vivos para desplazar líquidos en su interior. El mecanismo más utilizado está compuesto de 2 o 3 rodillos que giran en un compartimiento circular comprimiendo en forma progresiva una manguera especial flexible. Los rodillos al girar presionan la manguera en forma progresiva y hacen avanzar el contenido dentro de la misma (Figura 2.7). Las bombas peristálticas no tienen sellos, válvulas o partes móviles en contacto con el producto, haciéndola ideal para el manejo de diferentes fluidos limpios, estériles, agresivos, biológicos, viscosos, cristalizantes, etcétera. Sus aplicaciones se dan en la industria minera y química donde los cierres y empaquetaduras originan problemas de fugas, en la industria alimenticia se usan en aplicaciones asépticas incluso con fluidos de alta viscosidad. Son también adecuadas para aplicaciones de dosificación [33].

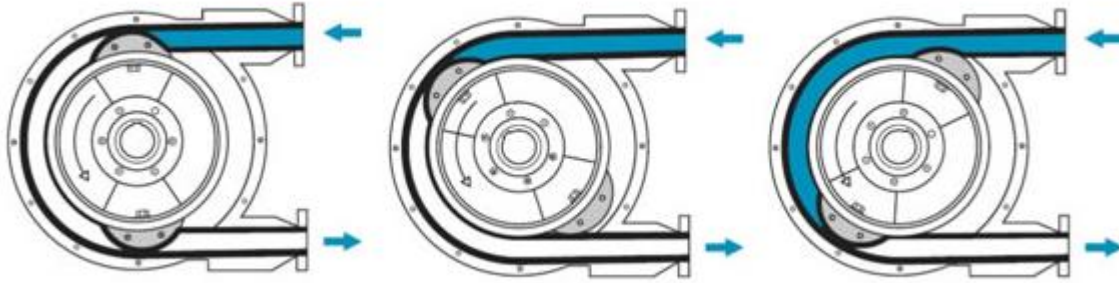


Figura 2.7. Secuencia de funcionamiento de una bomba peristáltica.

El volumen desplazado por la bomba en cada vuelta depende del diámetro interior del conducto utilizado y del aplastamiento sufrido por los rodillos.

2.4. Tarjetas de adquisición de datos

Existen diversos tipos de sistemas de adquisición de datos y control. Las tarjetas de adquisición de datos (DAQ, *Data Acquisition*) necesitan una PC para operar y medir un fenómeno físico o eléctrico como, voltaje, corriente, temperatura, presión etcétera; se conectan mediante buses internos como el bus de interconexión de componentes periféricos (PCI, *Peripheral Component Interconnect*), arquitectura estándar industrial (ISA, *Industry Standard Architecture*) o por interfaces externas como el bus serial universal (USB, *Universal Serial Bus*), RS-232 o por el protocolo de control de transmisión/protocolo de internet (TCP/IP, *Transmission Control Protocol/Internet Protocol*) [21].

Las prestaciones y precisión de las DAQ consisten básicamente en: número de canales de entrada y salidas que dispone (analógicas, digitales, contadores, etcétera), la frecuencia de muestreo, la resolución, los niveles de entrada y otros recursos internos como temporizadores o circuitos de disparo. Los sistemas DAQ aprovechan las prestaciones que ofrece una PC las cuales son procesamiento, productividad y visualización.

A continuación se introducen las características más relevantes de las DAQ, así como algunos ejemplos de fabricantes comerciales de este tipo.

2.4.1. Tarjeta USB1208-FS

La tarjeta de adquisición de datos USB1208-FS del fabricante Measurement Computing, empresa pionera y líder en tarjetas de bajo costo de adquisición de datos para bus ISA, PCI, Ethernet, Wireless y USB para computadoras personales. Los sistemas operativos que soportan estas tarjetas son: Windows, Linux, MacOS y actualmente maneja DAQ para tabletas con sistema operativo Android. La compañía comercializa sus productos en todo el mundo a través de las ventas directas. El modelo económico es el USB1208-FS (Figura 2.8), el cual tiene un precio de USD \$189. Sus principales características se muestran en la Tabla 2.4, se conecta a la PC por medio de un puerto USB, de donde toma su alimentación [URL 1].



Figura 2.8. Tarjeta de adquisición de datos USB1208FS [URL 1].

Tabla 2.4. Características principales de la DAQ USB1208FS [URL 1].

Entrada Analógica		Salida Analógica		E/S Digital	
Canales	4 , 8	Canales	2	Canales bidireccionales	12
Canales de una sola terminal	8	Resolución	12 bits	Canales de entrada únicamente	0
Canales diferenciales	4	Rango de voltaje máximo	0 V a 5 V	Canales de salida únicamente	0
Resolución	12 bits	Rango de voltaje mínimo	0 V a 5 V	Temporización	Software
Velocidad de muestreo	50 kS/s	Mínima precisión del rango de voltaje	1 mV	Niveles lógicos	TTL
Máx. voltaje de entrada analógica	20 V	Razón de actualización	150 S/s	Máximo rango de entrada	0 V - 5 V
Rango de voltaje máximo	-20 V a 20 V	Capacidad de corriente simple	7,5 mA	Máximo rango de salida	0 V - 5 V
Número de rangos	8	Capacidad de corriente total	15 mA	Capacidad de corriente simple	6 mA
Rango de voltaje mínimo	-1 V a 1 V	-----		-----	
Memoria interna	2048 Bytes	-----		-----	

2.4.2. Tarjeta USB-6008

National Instruments empresa pionera y líder en la tecnología de la instrumentación virtual, ofrece distintas DAQ que se conectan a la PC por medio del bus USB. Este bus sirve de interfaz entre el dispositivo DAQ y la PC para intercambiar datos medidos e instrucciones. Esta empresa también ofrece dispositivos con distintos tipos de buses tales como: Ethernet, PCI y actualmente maneja tarjetas inalámbricas. El modelo económico de esta empresa es el USB-6008 (Figura 2.9), el precio de esta tarjeta es de \$ 2,395 MN. La tarjeta es energizada por el puerto USB. Los sistemas operativos que soporta esta tarjeta son: Linux, Mac OS, Pocket PC y Windows. Esta tarjeta ofrece la funcionalidad de adquisición de datos básica para aplicaciones como registro de datos simples, medidas portátiles y experimentos académicos de laboratorio, pero es suficientemente eficiente para aplicaciones más sofisticadas [URL 2].



Figura 2.9. Tarjeta de adquisición de datos USB-6008 [URL 2].

Estos dispositivos de adquisición de datos por USB son compatibles con las siguientes versiones de software de aplicación LabVIEW 7.x, LabWindows™/CVI 7.x o Measurement Studio 7.x. Los módulos USB de adquisición de datos también son compatibles con Visual Studio .NET, C/C++ y Visual Basic 6. Las características principales de esta DAQ se muestran en la Tabla 2.5.

Tabla 2.5. Características principales de la DAQ USB-6008 [URL 2].

Entrada Analógica		Salida Analógica		E/S Digital	
Canales	4, 8	Canales	2	Canales bidireccionales	12
Canales de una sola terminal	8	Resolución	12 bits	Canales de entrada Únicamente	0
Canales diferenciales	4	Máx. voltaje de entrada analógica	5 V	Canales de salida Únicamente	0
Resolución	12 bits	Rango de voltaje máximo	0 V a 5 V	Temporización	Software
Velocidad de muestreo	10 kS/s	Precisión máxima del rango de voltaje	7 mV	Niveles lógicos	TTL
Máx. voltaje de entrada analógica	10 V	Rango de voltaje mínimo	0 V a 5 V	Filtros de entrada programables	No

Tabla 2.5. Características principales de la DAQ USB-6008 (continuación).

Entrada Analógica		Salida Analógica		E/S Digital	
Rango de voltaje máximo	-10 V a 10 V	Mínima precisión del rango de voltaje	7 mV	Capacidad de corriente simple	8.5 mA
Precisión máxima del rango de voltaje	138 mV	Razón de actualización	150 S/s	Capacidad de corriente total	102 mA
Rango de voltaje mínimo	-1 V a 1 V	Capacidad de corriente simple	5 mA	Máximo rango de entrada	0 V a 5 V
Mínima precisión del rango de voltaje	37.5 mV	Capacidad de corriente total	10 mA	Máximo rango de salida	0 V a 5 V
Número de rangos	8	-----		-----	
Memoria interna	512 Bytes	-----		-----	

2.5. Sistemas de control

El control manual es simple de implementar y requiere de un ser humano para operar los dispositivos como bombas, motores y válvulas. En los últimos años el control automático ha adquirido gran importancia en nuestra vida diaria ya que mejora la productividad y reduce la carga del ser humano de realizar operaciones manuales que pueden ser pesadas, peligrosas, repetitivas y rutinarias.

Se denomina sistema de control al conjunto de elementos conectados de forma que permiten controlar una o varias variables de un proceso denominado planta o sistema. La planta puede ser cualquier objeto físico que se va a controlar como por ejemplo: hornos de calefacción, reactores químicos, naves espaciales, etcétera [12,13].

En un sistema de control en lazo abierto la salida no afecta la acción de control. No se mide la salida ni se retroalimenta para compararla. Estos sistemas de control consisten de dos etapas: el controlador y el sistema controlado (Figura 2.10) [12].



Figura 2.10. Sistema de control a lazo abierto.

Para que el control en un sistema sea exacto necesita una conexión entre la señales de salida y entrada. La señal controlada debe ser retroalimentada para reducir el error y lograr un mejor control del sistema. A los sistemas con una o más retroalimentaciones se les denomina sistemas de lazo cerrado (Figura 2.11) [12].

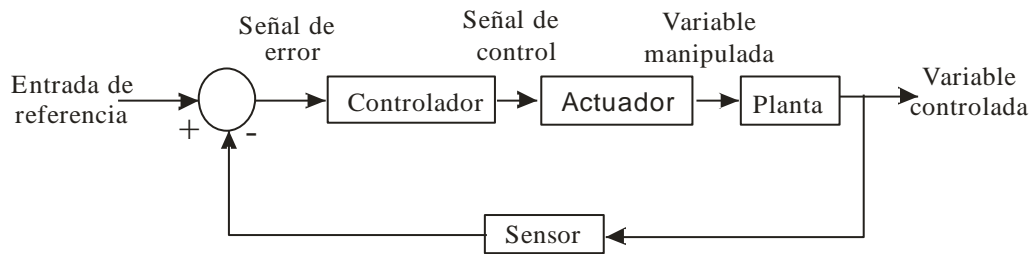


Figura 2.11. Sistema de control en lazo cerrado.

En el caso del Biorreactor, el sistema de actuadores funciona con un voltaje de corriente alterna (CA, *Alternating Current*) de 120 Vrms a 60 Hz. Se pueden considerar 2 alternativas para variar la potencia suministrada a los actuadores: tipo todo/nada (on/off) o control integral por ciclos enteros con modulación de ancho de pulso (PWM, *Pulse Width Modulation*).

2.5.1. Control de potencia: on/off

El control llamado on/off, somete al actuador a dos estados de funcionamiento. Estos sistemas de control son los más sencillos y económicos de implementar, pero tiene la desventaja de que producen oscilaciones, por lo cual no se utilizan en muchos procesos. Para evitar las oscilaciones que presenta el controlador on/off cuando el error es cero se le añade una histéresis o zona muerta. La histéresis sirve para evitar las conmutaciones frecuentes (oscilaciones) de un sistema de control on/off, es decir, para estabilizarlo. Estos controles funcionan bien si la dinámica del proceso varía lentamente y si su tiempo de retardo es mínimo. Para sistemas de calefacción se tiene un tiempo de retardo grande, lo cual ocasiona que se tenga inercias térmicas elevadas, por lo que el control on/off suele ser insuficiente para lograr un control preciso de la temperatura [12].

2.5.2. Control de potencia por ciclos

El control de potencia tipo integral o de ciclos enteros es un tipo de control de potencia usado principalmente en aplicaciones que tienen una inercia mecánica o térmica alta, por ejemplo: control de velocidad de motores con cargas mecánicas grandes o en hornos industriales.

A esta técnica de control también se le conoce como PWM, dado que el número de ciclos que permanece encendido el calefactor depende del ancho de pulso de la señal de control. La opción PWM consiste en tomar un periodo de la línea de corriente para posteriormente variar la potencia dejando pasar cierto número de ciclos [20].

Si se deja pasar toda la energía al actuador durante todo el ciclo de trabajo del 100 % del PWM es equivalente a aplicar toda la potencia neta al calefactor. Por lo tanto si se aplica una energía al actuador durante medio ciclo de trabajo del PWM y medio ciclo de trabajo se mantiene apagado es igual a aplicar una potencia equivalente al 50 %.

Existen otros métodos de aplicar la potencia del PWM al actuador como el que plantea Julio Cesar García Guillen en su tesis “Diseño y construcción del sistema de adquisición de datos y control de un deshidratador de charolas giratorias” [20], el cual consiste en tomar un periodo compuesto de 30 o más periodos de la línea para asignarle el ciclo de trabajo del PWM al 100 %, posteriormente se varia la potencia dejando pasar cierto número de ciclos y se apaga durante otro periodo.

En la Figura 2.12 se esquematiza, lo anterior descrito suponiendo que se desea controlar una temperatura alta del agua. Si el agua se encuentra fría se deja pasar toda la potencia al calentador. En caso de que se encuentre dentro del rango que se desee controlar se dejan pasar los ciclos necesarios para mantener la temperatura deseada. Finalmente, si el agua se encuentra muy caliente no se le suministra energía al calefactor.

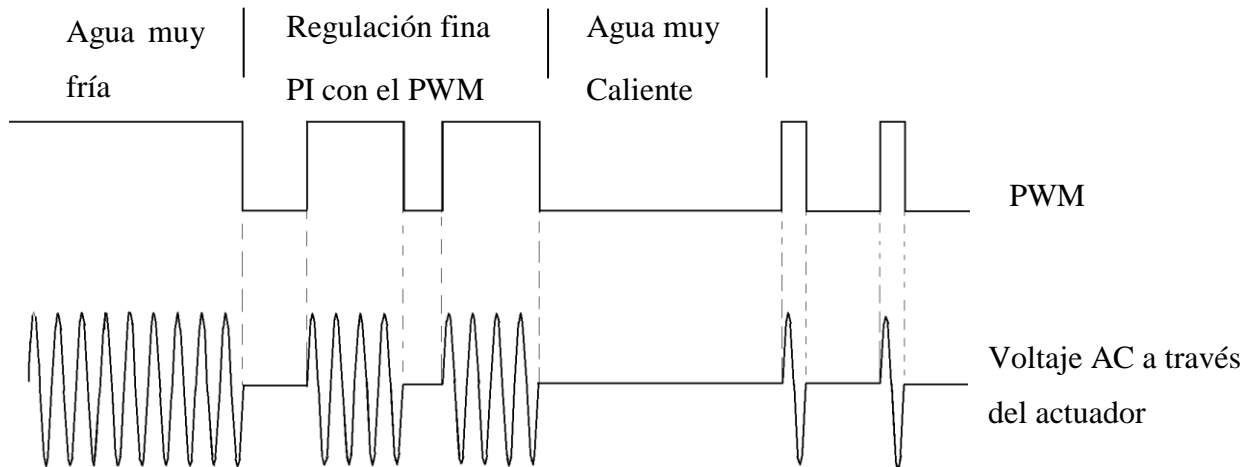


Figura 2.12. Respuesta del PWM al controlador PI.

Se requiere diseñar un controlador para determinar la relación de periodos encendidos en función del error de la temperatura. Este controlador puede ser del tipo Proporcional Integral (PI) o Proporcional Integral Derivativo (PID).

2.5.3. Control Proporcional – Integral (PI)

El control proporcional (P) relaciona la señal de salida del controlador con la señal del error, es decir, la acción del control es proporción a la señal de error. El control proporcional es en esencia un amplificador de ganancia ajustable, ya que existe una relación lineal continua entre el valor de la variable controlada y la posición final de control.

La acción del control integral (I) es corregir el error mediante una acción integral. El control integral proporciona una señal que es función de la historia de la señal del error (la integral es una operación acumulativa en el tiempo), permitiendo obtener una señal de control diferente de cero aunque la señal del error sea cero. Este control genera una señal resultante de la combinación de la acción proporcional e integral conjuntamente. La ecuación 2.2 describe matemáticamente la acción del controlador PI:

$$PID = k_p * e(t) + \frac{k_i}{T_i} * \int_0^t e(t) d(t) \quad (2.2)$$

en donde:

- e error (muestra actual – muestra anterior)
- t tiempo
- k_p constante proporcional
- k_i constante integral
- T_i tiempo integral, generalmente son minutos

Un control PI es adecuado para procesos donde la dinámica del sistema es esencialmente de primer orden (control de nivel de un solo tanque, tanques de mezclado, reactores perfectamente agitados, etcétera).

2.5.3.1. Sintonización de controladores PI

El método más rudimentario para la sintonización de controladores PI es el de prueba y error, la cual consiste en:

1. Dar un valor elevado al tiempo de integral T_i (por ejemplo 100 minutos) de forma que a efectos prácticos el controlador PI se comporte como un controlador proporcional P.
2. Ajustar k_p hasta obtener la forma de respuesta deseada.
3. Determinar poco a poco T_i hasta obtener el mínimo posible, de forma que se anule el error pero manteniendo la forma de respuesta deseada. Es decir, debe buscarse el valor mínimo de T_i que no afecte de manera significativa al coeficiente de amortiguamiento.

Existen otros tipos de controladores más completos como el PID, (ver Apéndice C), los cuales son útiles en algunos procesos industriales.

2.6. Software de programación gráfica

Actualmente los equipos electrónicos tienen la ventaja de tener una interfaz con la computadora, aumentando significativamente sus prestaciones. Para el caso del biorreactor piloto, una interfaz con la PC mejorará las prestaciones del proceso para el usuario. Algunas de las ventajas son: obtención de historiales de las mediciones de las variables más importantes que influyen en la fermentación, interfaz gráfica amigable con el usuario y paneles de control.

Uno de estos programas que permiten la realización de interfaces gráficas es el software LabVIEW de la multinacional National Instruments. LabVIEW permite recoger, analizar y monitorear los datos dentro de un entorno de programación gráfico en el que se ensamblan objetos llamados instrumentos virtuales (VI, *Virtual Instruments*) para formar el programa de aplicación con el que interactuará el usuario, denominado instrumento virtual [7].

Los procesos programables se definen mediante un lenguaje gráfico en vez de un lenguaje orientado a líneas de código. En este tipo de programación las funciones son bloques que se interconectan entre sí, intercambiando la información.

Un programa en LabVIEW consta de dos partes: el panel frontal (Figura 2.13) y el diagrama a bloques (Figura 2.14). El primero es la parte que utiliza el usuario y en ésta se muestran los resultados de los experimentos mediante gráficas e indicadores numéricos. El segundo es donde se realizará la programación, es decir la lectura de las señales, cálculos y manipulación de las señales para obtener los resultados necesarios. Además se seleccionan los parámetros adecuados para la comunicación con la tarjeta de adquisición de datos, frecuencia de muestreo, etc. A esta pantalla no tendrá acceso el usuario, o lo tendrá de manera parcial, ya que cualquier modificación puede afectar al funcionamiento del programa. Ambas pantallas están relacionadas entre sí, ya que cualquier tipo de indicador que se coloque en el panel frontal del instrumento, se refleja como un dispositivo dentro del diagrama a bloques. El panel frontal y el diagrama a bloques están conectados por terminales.

LabVIEW permite la realización de ciclos, comparaciones, funciones, etc., igual que cualquier lenguaje de programación. La diferencia estriba en que todas estas funciones están definidas de manera gráfica, mediante un icono o bloque. Esta característica hace a LabVIEW una herramienta adecuada en la realización de aplicaciones industriales.

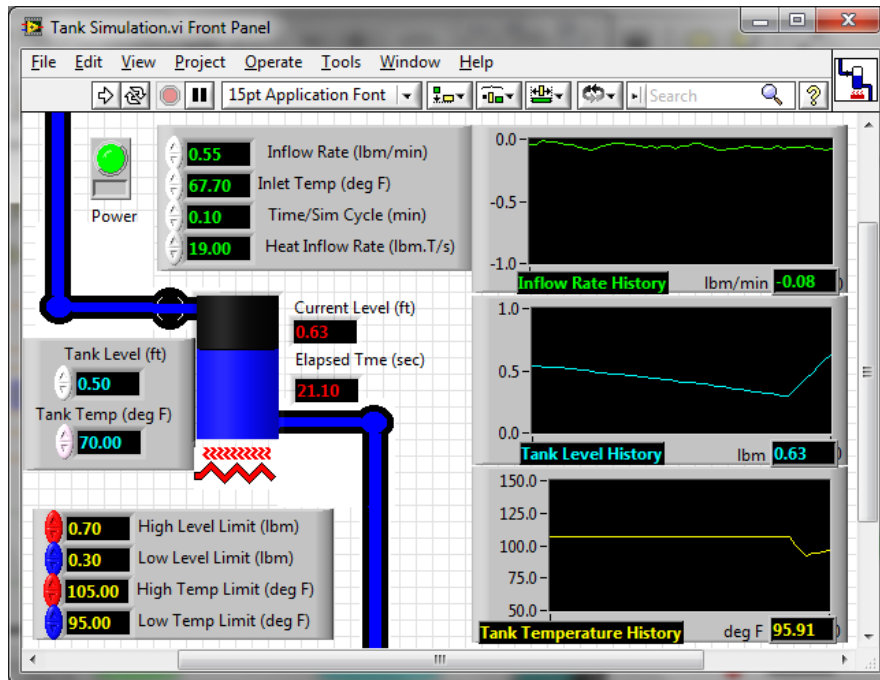


Figura 2.13. Panel frontal de LabVIEW.

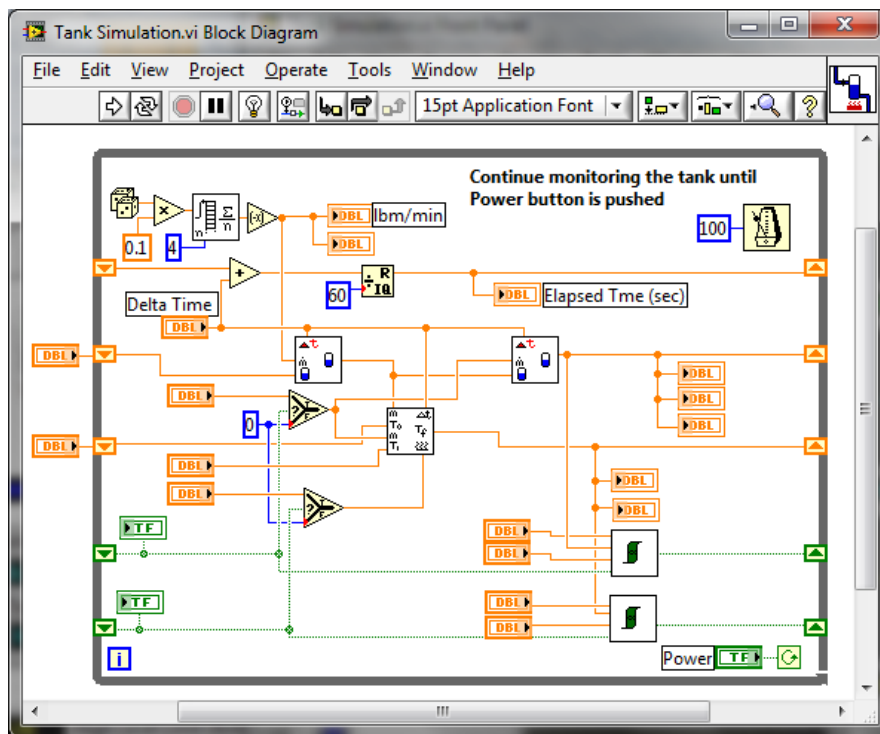


Figura 2.14. Diagrama a bloques de LabVIEW.

Capítulo 3. Diseño e implementación del sistema

Para realizar el sistema de medición, adquisición y control básico de las variables críticas (temperatura y pH) que intervienen en el proceso de la fermentación se propuso el siguiente diagrama (Figura 3.1). El sistema consiste básicamente de 7 componentes principales: biorreactor, sensores, actuadores, circuito de acondicionamiento de la señal, circuito de la etapa de potencia, DAQ y módulo de procesamiento de datos (PC).

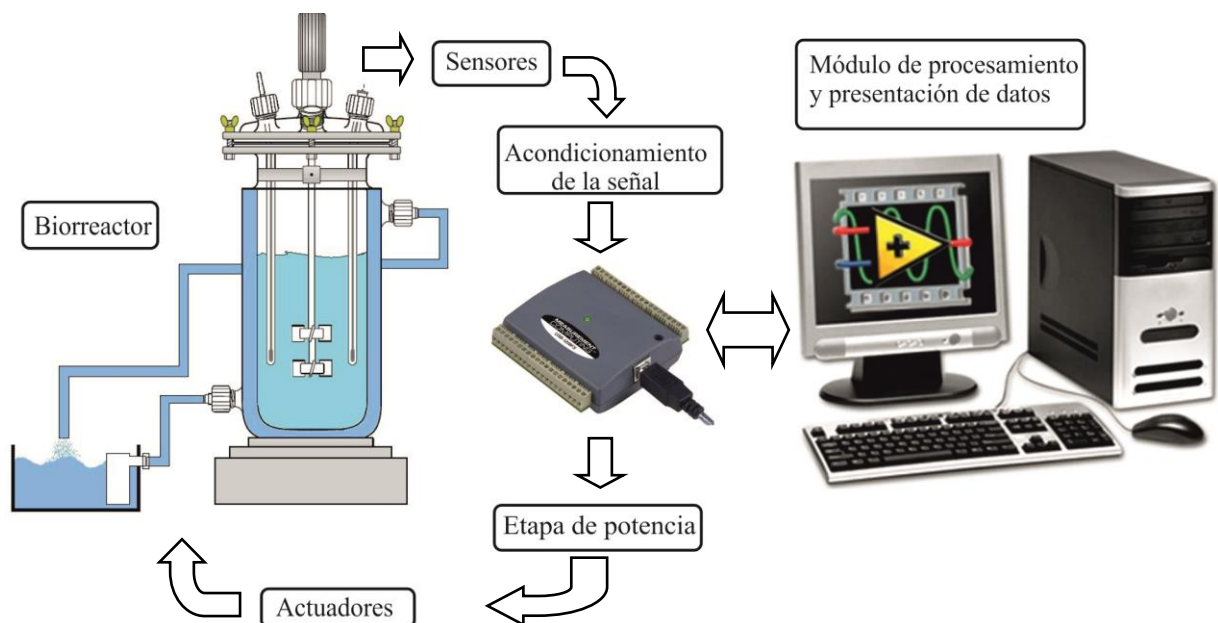


Figura 3.1. Diagrama general a bloques del sistema.

3.1. Biorreactor

Este equipo consiste en una unidad de fermentación de agitación magnética modelo 2F3000B del fabricante SEV (Sistemas y Equipo de Vidrio, Puebla, México). La jarra de fermentación tiene una capacidad de 4 litros y está fabricada en vidrio de una sola pared provista con una camisa o recipiente externo para controlar la temperatura por medio de un sistema de recirculación. Las paletas de agitación, el tubo burbujeador, y el mecanismo de eje de agitación, están fabricados en teflón y acero inoxidable [URL 3].

3.2. Sensores

El sistema necesita sensores de temperatura y de pH. Durante los procesos de fermentación se requiere que el medio se encuentre a una temperatura de entre 30 y 40 °C, para que el crecimiento de los microorganismos sea óptimo. Se seleccionó el sensor de temperatura LM35 (Figura 3.2), de tipo semiconductor fabricado por National Semiconductor, considerando las siguientes características de operación:

- Calibración en grados Celsius.
- Escala lineal equivalente a 10mV/°C.
- Funcionamiento en un rango de -55 a 150 °C.
- Baja impedancia de salida.
- Rango de operación de 4 a 30 Volts.
- Compatible para aplicaciones remotas.
- Permite una precisión importante, pudiendo leerse fracciones de grado.
- Bajo costo y fácil operación.

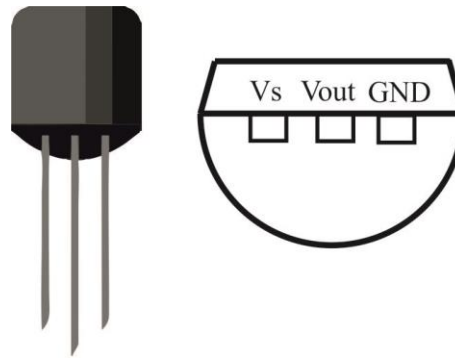


Figura 3.2. Encapsulado y pines de conexión del sensor LM35.

Uno de los puertos de adición y sustracción del biorreactor fue utilizado para tomar las mediciones de temperatura, mediante un tubo cerrado de acero inoxidable. El sensor de temperatura se colocó alrededor de una varilla de una longitud de 30 cm, con la finalidad de volverlo rígido y evitar que entre en constante movimiento (Figura 3.3).



Figura 3.3. Montaje del sensor LM35 en una varilla.

Al igual que con la temperatura, cada microorganismo tiene un pH al que se puede desarrollar de manera óptima, por lo cual se requiere de un sensor de pH que sea capaz de obtener mediciones precisas y confiables. El sensor de pH es de tipo ISE por ser con él que se tenía, además al ser de vidrio es fácil de esterilizar y es adecuado en los procesos de fermentación. El modelo del sensor es 05991-51 (Figura 3.4) del fabricante COLE-PARMER. Entre las características principales del sensor destacan las siguientes [URL 4]:

- Construcción en vidrio.
- Celda de referencia de Ag/AgCl (Plata/Cloruro de Plata).
- Conector BNC (Bayonet Neill-Concelman).

- Fácil de esterilizar.
- Alta impedancia de salida.
- Rango de pH de 0 a 14 unidades.
- Rango de operación entre 0 y 100°C.
- Salida de voltaje de acuerdo a la ecuación de Nernst (ecuación 1.1).



Figura 3.4. Sensor de pH modelo 05991-51.

La salida de voltaje es proporcional al pH medido, lo cual hace que su etapa de acondicionamiento de señal no sea complicada. El conector BNC facilita la conexión con otros equipos.

3.3. Etapa de acondicionamiento de la señal

En esta etapa se utilizaron elementos electrónicos que toman una señal de salida de un sensor electrónico y entregan una señal adecuada para su procesamiento posterior. La señal acondicionada se entrega con niveles de voltaje y corriente adecuados para poder ser

procesados por la DAQ. Las funciones que se realizaron en esta etapa son: amplificación, filtrado y acoplamiento de las impedancias [6]. El módulo funcional de la etapa de acondicionamiento de la señal se divide en dos partes:

- Acondicionamiento de la señal del sensor de temperatura.
- Acondicionamiento de la señal del sensor de pH.

3.3.1. Acondicionamiento del sensor de temperatura

El voltaje generado por el sensor LM35 es de $10 \text{ mV}/^\circ\text{C}$. A 0°C se obtiene un voltaje de 0 mV , a temperatura ambiente (25°C) el voltaje es de 0.25 V y a una temperatura de 100°C se obtiene un voltaje de aproximadamente 1 V . El voltaje entregado por el sensor es demasiado bajo para realizar mediciones por medio de la tarjeta USB-1208FS, por lo cual es necesario amplificarlo.

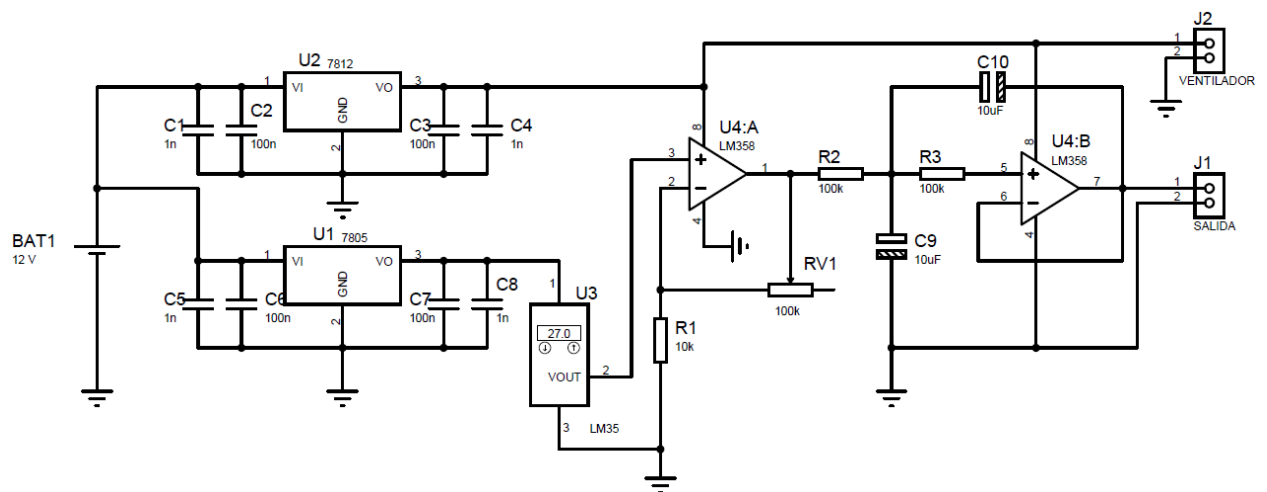


Figura 3.5. Circuito para el acondicionamiento del sensor de temperatura.

El circuito electrónico para realizar el acondicionamiento de la señal del sensor de temperatura consiste en un amplificador y un filtro pasa-bajas (Figura 3.5). Para la construcción del amplificador y el filtro pasa-bajas se utilizó el amplificador operacional (OPAMP, *Operational Amplifier*) LM358 (Figura 3.6). Este dispositivo electrónico consta de

dos amplificadores de ganancia independiente y está diseñado para operar a partir de una sola fuente de voltaje (12 V y GND).

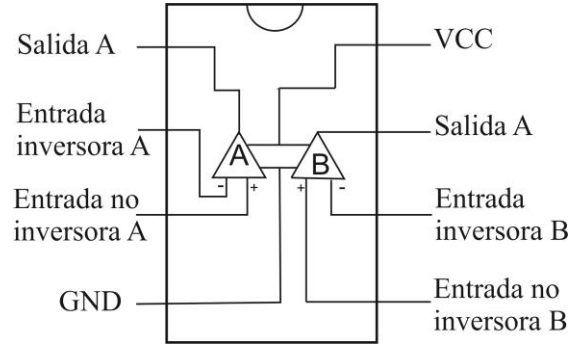


Figura 3.6. Pines del CI LM358 [URL 5].

Se configuró al OPAMP como un amplificador no inversor (Figura 3.7). Para realizar los cálculos se utilizó la ecuación de ganancia de un amplificador no inversor (ecuación 3.1). Al emplear resistencias $R1=10\text{ k}\Omega$ y $R2=90\text{ k}\Omega$ (Figura 3.5) se obtiene una ganancia de 10, es decir $\frac{V_{out}}{V_i} = 10$. Debido a que la resistencia de $90\text{ k}\Omega$ no existe comercialmente, se usó un potenciómetro de precisión (trimpot) para obtener una buena calibración en la ganancia del amplificador.

$$V_{out} = V_i \left(1 + \frac{R2}{R1}\right) \quad (3.1)$$

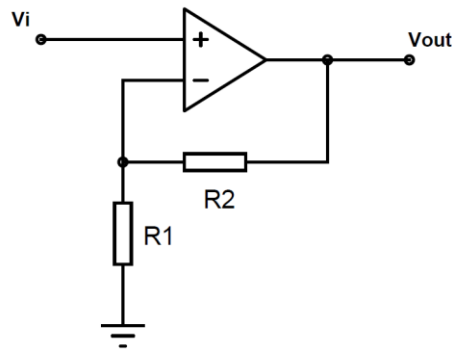


Figura 3.7. Amplificador no inversor.

El sistema de agitación magnética del biorreactor induce interferencia en la medición de la temperatura (Figura 3.8).

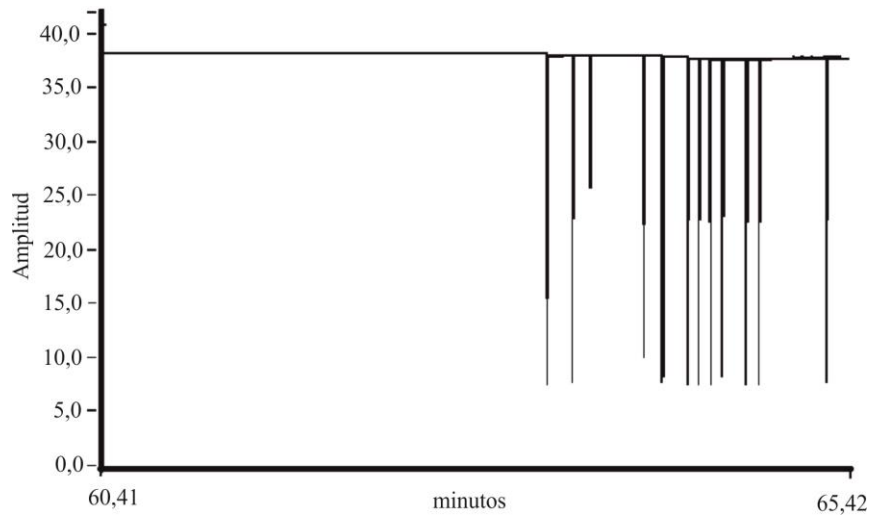


Figura 3.8. Ruido inducido por el sistema de agitación magnética del biorreactor.

Para resolver este problema se implementó un filtro pasa-bajas de segundo orden (Figura 3.9) con una frecuencia de corte de 0.15 Hz. Se eligió ésta frecuencia de corte ya que la señal del sensor está constituida por componentes de muy baja frecuencia (menores a 0.15 Hz). Los componentes del filtro se calcularon utilizando la ecuación de frecuencia de corte para filtros pasa-bajas de segundo orden (ecuación 3.2). Los valores de resistencia y capacitancia usados son de $R = 100 \text{ k}\Omega$ y $C = 10 \text{ }\mu\text{F}$, respectivamente.

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC} \quad (3.2)$$

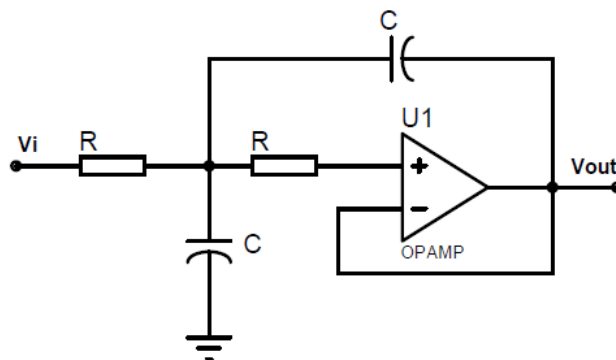


Figura 3.9. Filtro pasa-bajas de segundo orden.

3.3.2. Acondicionamiento de la señal del sensor de pH

Al diseñar la etapa de acondicionamiento del electrodo de pH, es importante considerar las características del sensor y ver cómo éstas afectan a una aplicación específica. Entre las características importantes del sensor están la sensibilidad, la linealidad, la escala de rango y la impedancia de salida del sensor. Asimismo, se debe considerar si el sensor es activo o pasivo, de corriente o voltaje y si es bipolar

El electrodo de pH que se utiliza en el presente trabajo es un sensor pasivo ya que no necesita de una fuente externa de excitación. El instrumento produce una salida de voltaje que es linealmente dependiente del pH que se está midiendo. La impedancia de un electrodo de pH es muy alta, dado que el bulbo del vidrio fino tiene una gran resistencia típica entre 10 y 1000 M Ω . Esto significa que el electrodo sólo puede ser monitoreado con un dispositivo de alta impedancia.

Un electrodo ideal proporciona un voltaje de 0 mV a 25 °C cuando es colocado en una solución neutra (pH=7). Sin embargo los sensores no son ideales, por lo que puede presentar variaciones de varios mV en función del pH. La sensibilidad de un electrodo ideal a 25 °C es de 59.16 mV por unidad de pH. Por lo tanto, para un pH de 4 el voltaje debe de ser de 177 mV y para un pH de 10 el voltaje proporcionado sería de -177 mV. Evidentemente estos voltajes no son óptimos para poder procesarlos por la tarjeta de adquisición de datos USB-1208FS, por lo cual requiere de un acondicionamiento de la señal [25].

Para realizar el acondicionamiento de la señal del sensor de pH se usó un amplificador operacional no inversor con ganancia de 20 (Figura 3.7), que consiste de un circuito integrado CA3140 (Figura 3.10), éste amplificador es de tipo MOSFET, cuenta con entradas bipolares y es fabricado por Intersil. Este dispositivo está concebido para trabajar en equipos portátiles, autónomos y de instrumentación portable. Las principales características del OPAMP son las siguientes:

- Etapa de entrada MOSFET
- Alta impedancia de entrada (Z_{IN}) de 1.5 T Ω
- Baja corriente de entrada (I_I) de 10 pA a $\pm 15V$

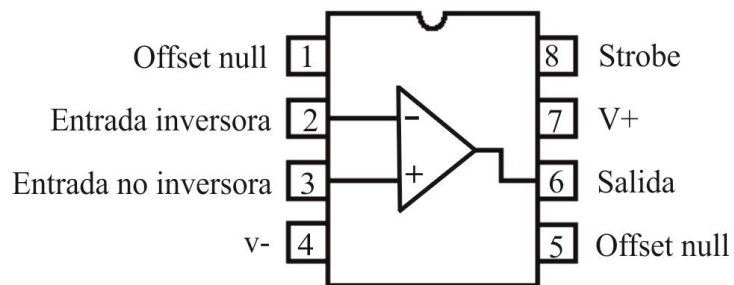


Figura 3.10. Pines del CI CA3140 [URL 6].

El CA3140 necesita alimentarse con dos fuentes de voltaje. Para alimentarlo se usó el circuito integrado AM1D-0512DH30-NZ el cual es un convertidor de corriente directa/corriente directa (CD/CD). Este dispositivo permite la implementación de dos fuentes de alimentación a partir de un voltaje de entrada de 5V con una salida de ± 12 V. La eficiencia de este convertidor es del 78%.

Dado que el electrodo trabaja con voltajes pequeños del orden de mV es importante considerar el voltaje de offset. Este voltaje se anuló colocando un potenciómetro de 10k Ω entre las terminales 1 y 5 del CA3140. Previo a la amplificación se incluyó un filtro. Finalmente se incluyó un filtro pasa-bajas activo para eliminar el ruido provocado por el agitador magnético del biorreactor [26]. Este filtro se implementó con el uso del OPAMP CA3140. La frecuencia de corte de este filtro es de 15 Hz. El circuito de acondicionamiento de señal para el electrodo de pH se muestra en la Figura 3.11.

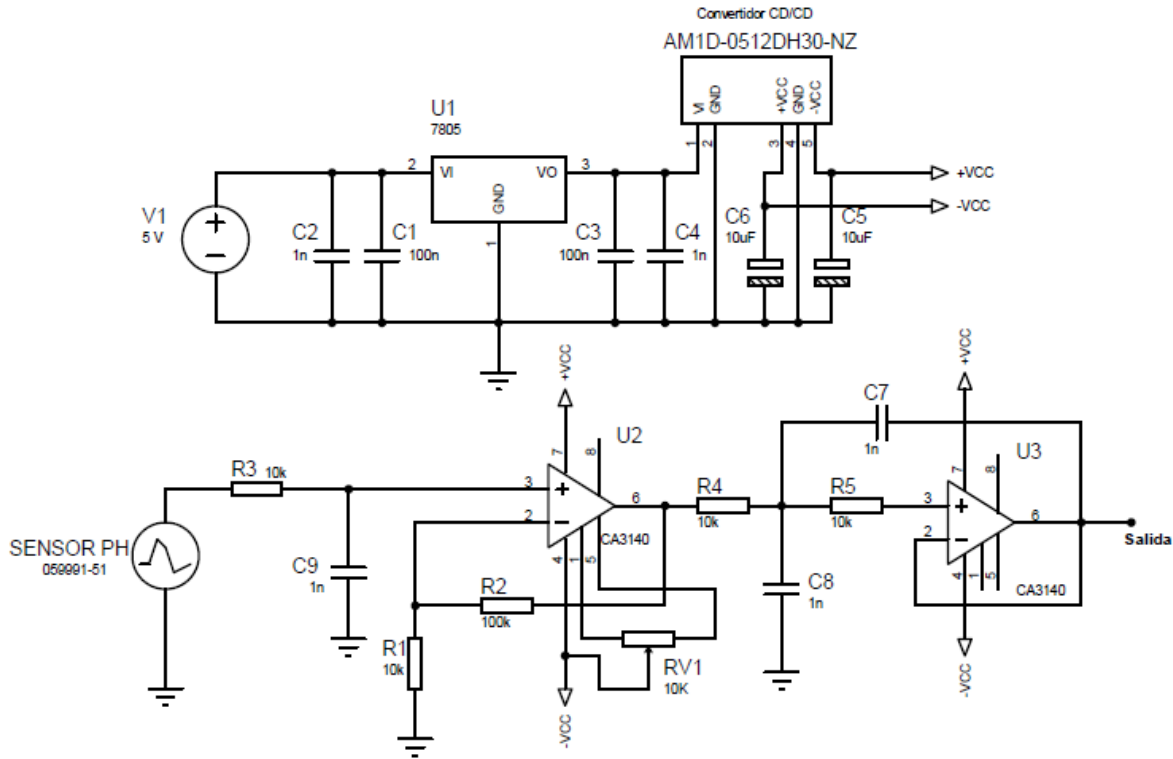


Figura 3.11. Circuito para el acondicionamiento del electrodo de pH.

3.4. Actuadores

Los actuadores son los dispositivos encargados de efectuar las acciones físicas para el control del biorreactor. Estos a su vez, son controlados por el módulo de procesamiento, que permite que las variables del proceso lleguen a los niveles requeridos.

Los actuadores que se requieren para el control del biorreactor son:

- a) Control de temperatura. Para mantener una temperatura adecuada en el fermentador se usa una resistencia calefactora la cual se encarga de calentar el agua que recircula a través de la chaqueta del Biorreactor.
- b) Control de pH. Para mantener un pH óptimo constante se usa dos bombas peristálticas la cuales se encargan de bombear la sustancia ácida o básica en el biorreactor.

3.5. Etapa de potencia

La etapa de potencia se encarga de suministrar la potencia necesaria a cada uno de los actuadores presentes en el biorreactor, en respuesta a las señales de control entregadas por el módulo de procesamiento. Esta función es de gran importancia debido a que los actuadores, en especial las resistencias calentadoras, demandan una corriente elevada que no puede ser proporcionada por el módulo de procesamiento.

Es importante aislar electrónicamente la etapa digital (tarjeta de adquisición de datos) de la etapa de potencia (resistencia calefactora y bombas peristálticas). Ambos actuadores se alimentan con una corriente alterna de 120 Vrms. Este aislamiento se realizó por medio de un dispositivo opto acoplador MOC3011M del fabricante Fairchild Semiconductor, que combina un diodo emisor de luz (LED, Light Emitting Diode) y un foto triac (Figura 3.12). La principal ventaja de un opto acoplador es la de realizar el aislamiento eléctrico entre los circuitos de entrada y de salida mediante una señal luminosa. Sus características más significativas son:

- Encapsulado DIP 6.
- Aislamiento entre la red eléctrica y la tarjeta USB-1208FS.
- Contiene un fototriac interno que permite el control de triacs externos.
- Cuenta con un detector de cruce por cero interno.

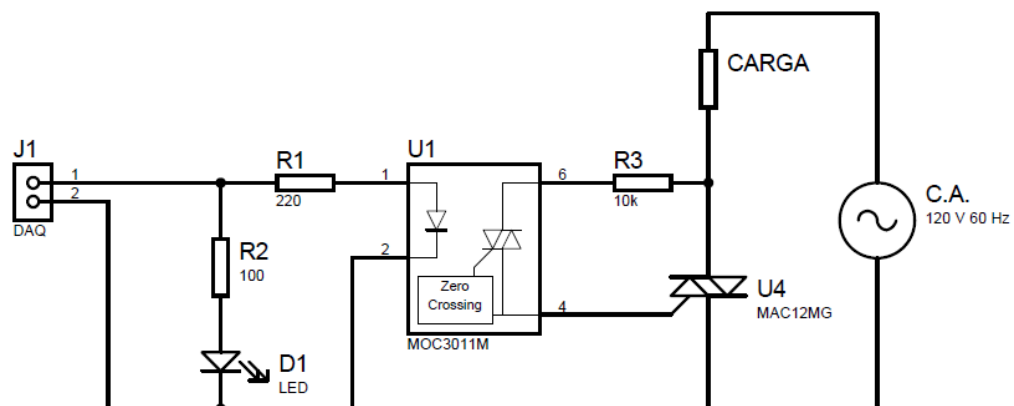


Figura 3.12. Etapa de potencia.

Cuando un pulso de control proveniente de la tarjeta de adquisición de datos USB-1208FS se pone en nivel alto TTL (5V), se hace circular una corriente por el diodo LED del MOC3011 (Figura 3.12); éste emite una luz y provoca que el fototriac entre en estado de conducción al siguiente cruce de la corriente alterna por cero. Una vez que el fototriac entra en estado de conducción se comporta como un circuito cerrado permitiendo que la carga (resistencia calefactora o bomba peristáltica) se encienda. Dado que el optoaislador con salida a triac interno no proporciona voltajes o corrientes altos es necesario hacer uso de un triac externo. Para el disparo de carga se utilizó un triac MAC12MG de la firma On Semiconductor. Este circuito integrado soporta 800 V y 12 A a una temperatura de 25°C. Es importante que el triac tenga un buen disipador de calor y un ventilador ya que las altas potencias producen calentamiento que puede dañar al componente.

La misma etapa de potencia fue utilizada tanto para la resistencia calefactora la cual demanda una potencia de 1100 W y como para la bomba peristáltica de 6 W.

3.6. Tarjeta de adquisición de datos

La DAQ se encarga de digitalizar las señales para que la PC pueda procesarlas. Para este proyecto se seleccionó y se adquirió la DAQ USB-1208FS de la firma Measurement Computing, debido a que cuenta con librerías las cuales facilitan la integración y programación con LabVIEW además que cubre las necesidades de adquisición de datos del sistema.

La tarjeta de adquisición de datos se usó en la modalidad no diferencial (single-ended); es decir, el voltaje medido se toma en base a la tierra. Para recibir voltajes provenientes de las etapas de acondicionamiento de la señal, se hace uso de las entradas analógicas de la tarjeta (CH0 y CH1). Por otro lado, para controlar la etapa de potencia se puede hacer uso de las salidas digitales de los puertos PORT A y PORT B de la DAQ. El control se realiza mediante el envío de un 1 lógico (5V) para encender la carga y un 0 lógico (0 V) para apagarla. En la Figura 3.13 se muestra el arreglo de las terminales para la modalidad single-ended.

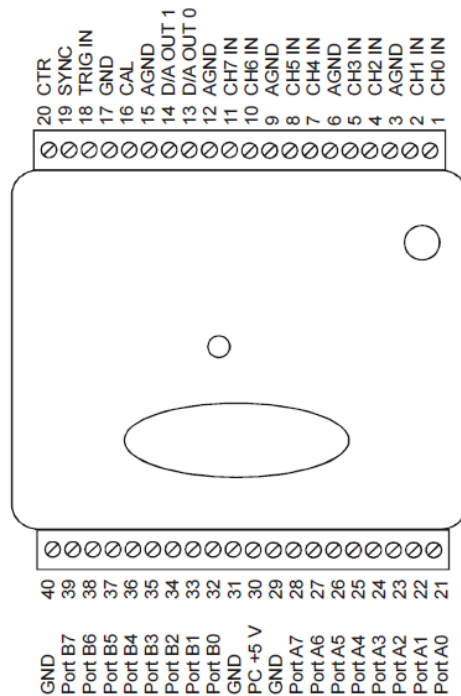


Figura 3.13. Diagrama de las terminales de la tarjeta USB-1208FS.

Específicamente se utilizó el canal de entrada analógico número 0 para obtener la temperatura y el canal 1 para leer el valor del sensor de pH; los canales 0 y 1 comparten la misma tierra la cual se encuentra en la terminal 3. Para el control de las bombas peristálticas se utilizaron las salidas digitales A1 y A2 del puerto A y para el control de la resistencia calefactora se utilizó el Port A0. La bomba peristáltica con la solución ácida se controló por medio del PortA1 y para el control de la bomba peristáltica con la solución base se usó el PortA2. En la Tabla 3.1 se muestra el nombre y número de terminal a los cuales se conectan los sensores y actuadores.

Tabla 3.1. Conexiones de los sensores y actuadores a la DAQ USB1208-FS.

Sensor o Actuador	Nombre de la terminal	Número de terminal
Sensor de Temperatura	CH0 IN	1
Sensor de pH	CH1 IN	2
Tierra de los sensores	AGND	3
Resistencia calefactora	PortA0	21
Bomba ácida	PortA1	22
Bomba base	PortA2	23
Tierra de los actuadores	GND	29

3.7. Módulo de procesamiento con la PC

El módulo de procesamiento y control se implementó por medio de software con una PC. De esta forma se pueden almacenar grandes cantidades de información y hacer modificaciones al sistema en caso de ser necesario. El software utilizado para el desarrollo de este módulo es LabVIEW 10.0 en su edición para estudiantes. Para realizar el monitoreo y control de las variables del sistema (temperatura y pH) se dividió el procesamiento y control en dos partes: procesamiento de temperatura y procesamiento de pH.

3.7.1. Procesamiento de Temperatura

La realización del software para el procesamiento de temperatura se hizo de acuerdo al diagrama de flujo de la Figura 3.14

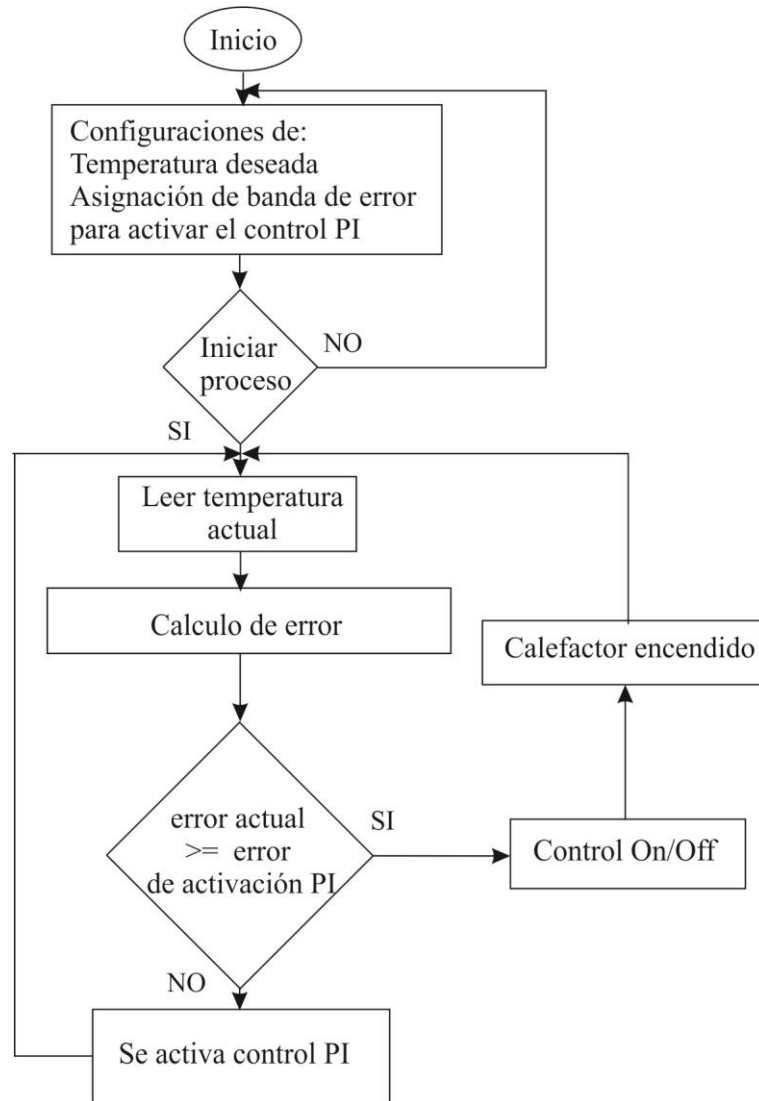


Figura 3.14. Diagrama de flujo del control de temperatura.

De acuerdo al diagrama de flujo anterior, el procedimiento para la realización del control de temperatura se llevó de la siguiente manera:

Una vez que se inicia el sistema, el programa lee la temperatura inicial para que en base a esta pueda asignar una banda de histéresis. Esta banda de histéresis sirve para determinar la temperatura a la cual debe de empezar a funcionar el controlador PI el cual determinará la cantidad de potencia que se suministrará al actuador.

Si el proceso de control de temperatura se inicia correctamente el programa calcula el error de acuerdo a la ecuación 3.3.

$$\text{error} = \text{temperatura deseada} - \text{temperatura actual.} \quad (3.3)$$

Debido a que la temperatura inicial no es siempre la misma, se asignó un error específico para la activación del controlador PI dependiendo del rango de temperatura inicial y temperatura deseada. Esto se debe a que el comportamiento del sistema no es lineal con respecto a la temperatura inicial. La banda de histéresis usada para la activación del controlador PI fue asignada de manera experimental mediante la realización de una serie de corridas, como lo muestra la Tabla 3.2. Se fijaron 5 rangos de temperatura deseada y 3 intervalos de temperatura inicial para realizar la asignación de la banda de error.

Para ejemplificar el uso de la tabla, si la temperatura deseada es de 37 °C y la temperatura inicial se encuentra en el primer intervalo de temperatura inicial, la banda de error es de 7.5 °C. Esto indica que el controlador On/Off dejará de funcionar 7.5 °C antes de la temperatura deseada y dará paso al controlador PI el cual se encarga del control de potencia por ciclos (Figura 3.15).

Tabla 3.2. Errores asignados para activar el controlador PI.

Rango de Temperatura inicial (°C)	Rango de temperatura deseada (°C)	Banda de histéresis (°C)
Ti 23.5<=	Td>=38	8
	Td >=35 y Td<38	7.5
	Td >=33 y Td<35	6.5
	Td >=31 y Td <33	6
	Td >=30 y Td <31	6.5

Tabla 3.2. Errores asignados para activar el controlador PI (continuación).

Rango de Temperatura inicial (°C)	Rango de temperatura deseada (°C)	Banda de histéresis (°C)
Ti >23.5 y Ti <=25	Td >=38	8
	Td >=35 y Td <38	6.5
	Td >=33 y Td <35	5.5
	Td >=31 y Td <33	5
	Td >=30 y Td <31	4.5
Ti >25 y Ti <=27	Td >=38	8
	Td >=35 y Td <38	5.5
	Td >=33 y Td <35	4.5
	Td >=31 y Td <33	2.5
	Td >=30 y Td <31	2

En la Figura 3.15 se muestra de manera gráfica la implementación de control PI + on/off. El funcionamiento de este tipo de controlador es el siguiente: si la temperatura se encuentra por debajo de la banda de histéresis, actúa el controlador on/off en estado de encendido. Es decir, si el error actual es mayor que el error de activación se le aplica la máxima potencia al calefactor. Cuando el error actual es menor o igual al error de activación se activa el controlador PI. La respuesta del controlador PI está en función al número de ciclos durante el cual se activa la resistencia calefactora. Con lo cual se logra un control por ciclos, cuyo tiempo de activación es calculado por el controlador PI.

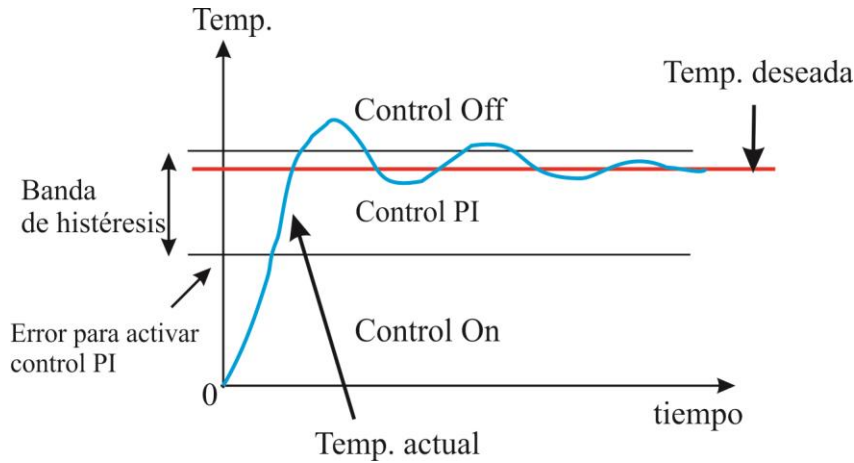


Figura 3.15. Controlador PI+ on/off.

La sintonización del controlador PI se determinó de manera experimental, dado que no se cuenta con un modelo matemático. Para la realizar la sintonización se utilizó el método mostrado en la sección 2.5.3.1, se probaron distintas constantes de k_p y k_i , obteniendo un valor final de $k_i = 0.6$ y $k_p = 100$. Por otro lado, la respuesta del controlador PI determina el número de ciclos que se mantendrá encendido el calefactor. El PWM que se obtiene con el controlador PI se puede expresar matemáticamente con la ecuación 3.4.

$$PWM = k_p * e + k_i * \int_0^t e(t) d(t) \quad (3.4)$$

dónde:

k_p constante proporcional [pulsos/°C]

k_i constante integral [pulsos/°C]

e error [°C]

La integral del error es definida como el área bajo la curva en un intervalo anterior (A_{k1}) más el producto del error por el tiempo de muestreo ($e * t_s$) (ecuación 3.5). La parte integral del controlador se calculó mediante el método de sumas de Riemann que se representa en la Figura 3.16

$$\int_0^t e(t) = A_{k2} = A_{k1} + e * t_s \quad (3.5)$$

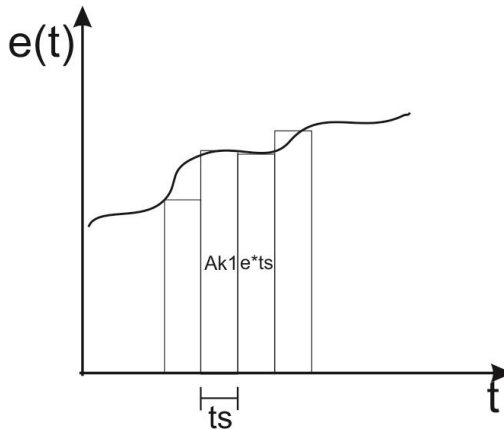


Figura 3.16. Método de sumas de Riemann.

3.7.2. Procesamiento de pH

El sistema de control de pH se basó en un controlador tipo on/off con histéresis. Estos tipos de controladores son muy usados a nivel industrial y en algunos dispositivos de control de pH. En la Figura 3.17 se muestra el diagrama de flujo que se usó para la programación del sistema de adquisición de datos y de control de pH.

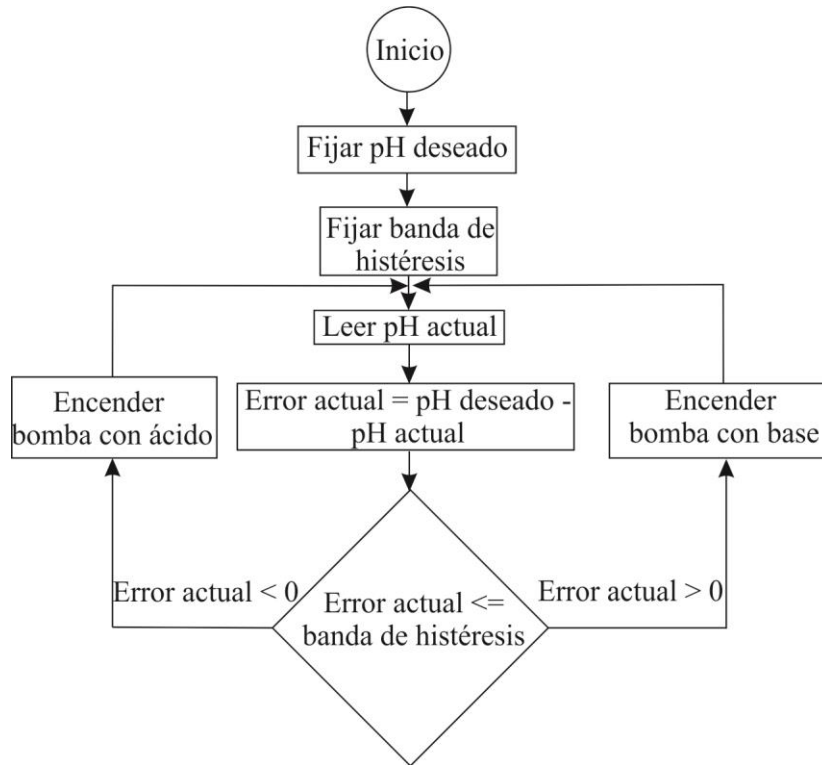


Figura 3.17. Diagrama de flujo del control de pH.

El control on/off con histéresis consiste en fijar una banda de error. En este caso se fijaron dos límites, el límite superior y el límite inferior. Entre estos dos límites existe un rango de error conocido como banda de histéresis o zona muerta [12].

El software compara el pH actual con el pH deseado y obtiene un error. El error se compara con un nivel de error deseado. Para los experimentos realizados la banda de histéresis se fijó en 0.1 unidades de pH, éste error se considera adecuado en los procesos de fermentación. A partir de la magnitud del error, el software manda las acciones de control a los actuadores (bombas peristálticas). Si el error es positivo, se activa el actuador con la sustancia básica para elevar el pH al nivel deseado, mientras que cuando el error es negativo se activa el actuador con la sustancia ácida.

3.8. Descripción del Software

El software desarrollado se nombró Soft-ContBio y tiene como objetivo la configuración, monitoreo y control de los actuadores en el proceso de la fermentación por medio de una PC. Los requerimientos específicos del Soft-ContBio son:

- Diseño de una interfaz en donde el usuario pueda monitorear y configurar las variables del proceso de fermentación.
- Implementación de la comunicación entre la DAQ y la PC, para recibir los datos de los sensores y transmitir la acción de los actuadores.
- Crear y guardar el historial con los datos de temperatura y pH durante todo el tiempo que dure el proceso.
- Capacidad para configurar el tiempo de muestreo para el historial y selección de ruta del archivo.

El diseño del Soft-ContBio se realizó utilizando el paradigma de programación; “divide y vencerás”, el cual consiste en dividir un problema en partes más sencillas y encontrar soluciones a esas partes. Cuando se utiliza este paradigma se obtienen soluciones eficientes y elegantes a la hora de resolver problemas en los que los sub-problemas son versiones menores del problema original [22].

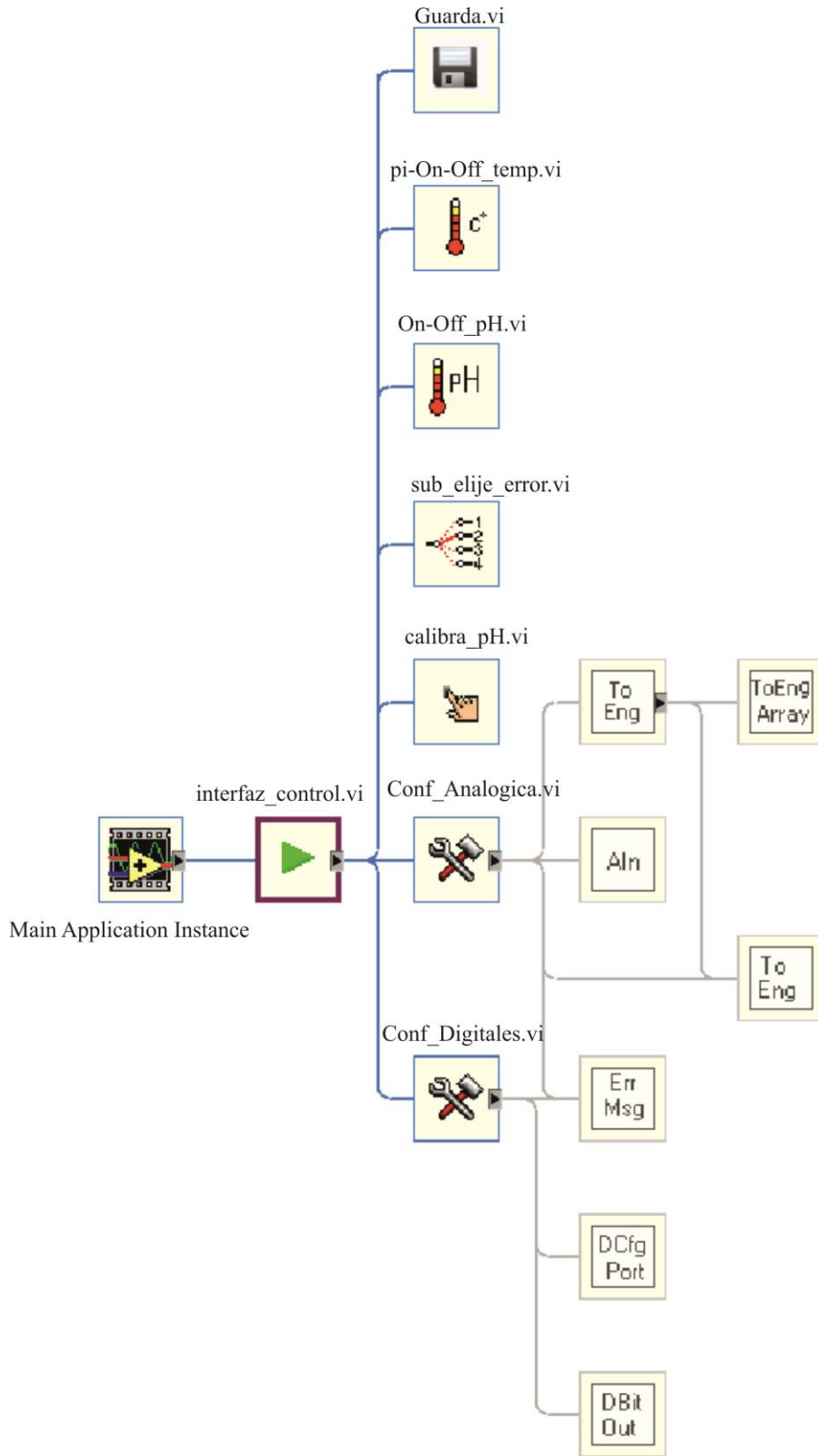


Figura 3.18. Jerarquía del programa Soft-ContBio.

En la Figura 3.18 se muestra la jerarquía del diseño desarrollado para el software Soft-ContBio. Este software está compuesto por 1 modulo principal interfaz_control.vi llamado instrumento virtual (VI, *Virtual Instrument*) el cual contiene todos los elementos visuales del programa Soft-ContBio. En este módulo se encuentran 8 subprogramas los cuales se detallan en la Tabla 3.3.

Tabla 3.3 Descripción de los subprogramas del Soft-ContBio.

Subprograma	Descripción
Conf_Digitales	Este módulo tiene como función la configuración del puerto digital de la DAQ para ser configurada como entrada o salida. En esta aplicación, el puerto se configuró como salida. Los parámetros que se requieren para la correcta inicialización son: número de tarjeta (si es la única DAQ conectada corresponde al número 0), número específico del bit (entre 0 y 7, ya que son 8 bits por puerto).
Conf_Analogica	Este módulo de configuración tiene los siguientes parámetros: número de tarjeta, canal y rango (ver Tabla 2.4).
Calibra_pH	En este módulo se realiza la calibración del sensor, para esto se toman dos muestras de laboratorio y se mide el voltaje en cada muestra, generalmente estas muestras son con un pH de 4,7 y 10. Ya medido el voltaje de cada muestra, se asigna mediante el software el valor correspondiente al valor específico de pH.
Sub_elige_error	Este módulo se encarga de asignar los valores de error mostrados en la Tabla 3.2, los cuales sirven para determinar el funcionamiento del controlador PI.
On_Off_pH.	Este subprograma tiene como función realizar el control de pH. Las funciones de este subprograma son leer pH actual y de acuerdo a la lectura, selecciona el actuador con la solución correcta a bombear (ácido o base).
Pi-on-off_temp.	El controlador de temperatura se implementó mediante este módulo, el cual contiene los dos controles: on/off y PI. El controlador PI entra en funcionamiento cuando el biorreactor alcanza cierta temperatura. El módulo de rango de control de PI tiene como función realizar el control de la energía suministrada al actuador para la obtención de un control fino.
Guarda.	Este módulo se encarga de gestionar el tiempo de muestro, la ruta y de construir la visualización de la tabla en la cual se guardan el historial de pH y temperatura en el proceso de fermentación.

Capítulo 4. Resultados

En esta sección se muestran los resultados obtenidos a partir de las pruebas experimentales al sistema final. Las pruebas consistieron en verificar el correcto funcionamiento del software y hardware del sistema de instrumentación y control.

En primer lugar, se describe la interfaz final del Soft-ContBio y posteriormente, se describen las acciones del producto final software-hardware. Las pruebas de medición, adquisición de datos y control del biorreactor se dividieron en dos partes: control de temperatura y control de pH. Estas pruebas se realizaron con agua potable en el caso del control de temperatura y agua más ácido o base para probar el control de pH. Finalmente se probó el sistema completo, control de temperatura y de pH, con microorganismos dentro del biorreactor.

4.1. Descripción de la interfaz del software

La interfaz gráfica de usuario está compuesta por un panel de control con tres secciones: Inicio, Monitoreo y Estado del proceso.

La sección de Inicio (Figura 4.1) muestra la información de la Universidad, nombre del proyecto, nombre del software y autor.



Figura 4.1. Pantalla de inicio.

En la sección de Monitoreo (Figura 4.2), el usuario tiene la opción de configurar los parámetros del sistema: pH y temperatura deseados, tiempo e inicio de guardado de la información. En esta sección se inicia el monitoreo y el control de las variables automatizadas. Esta pantalla permite también conocer el estado de los actuadores y sensores.

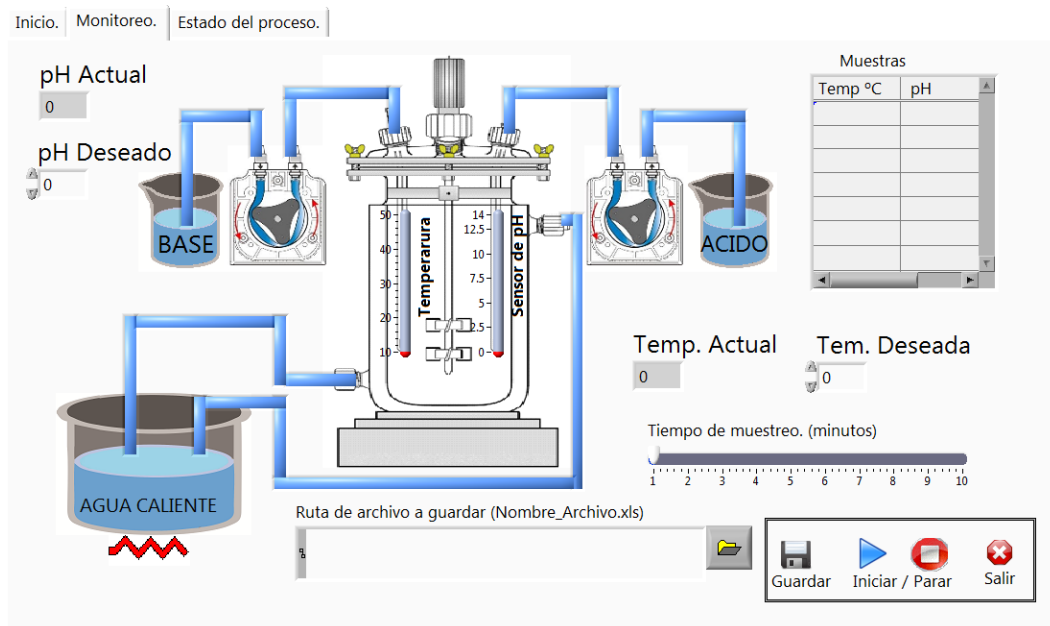


Figura 4.2. Pestaña de monitoreo y configuración.

La tercera sección (Figura 4.3) corresponde al estado del proceso. En esta pestaña se muestra gráficamente el comportamiento de la temperatura y pH con respecto al tiempo. En la gráfica de estado de temperatura se muestra la temperatura actual y deseada. Esta gráfica sirve para ver el comportamiento temporal de la temperatura. En la gráfica de estado de pH se grafica el pH actual y deseado, permitiendo conocer el estado actual y pasado del sistema de pH. Asimismo se muestran los estados de los actuadores representados por leds, el calefactor se representa con un LED rojo cuando está apagado y uno verde para indicar que la resistencia calefactora se encuentra encendida. En el caso de las bombas peristálticas, éstas se representan con un LED verde oscuro para indicar que se encuentran apagadas y con un LED verde fluorescente para indicar que la bomba se encuentra activada.

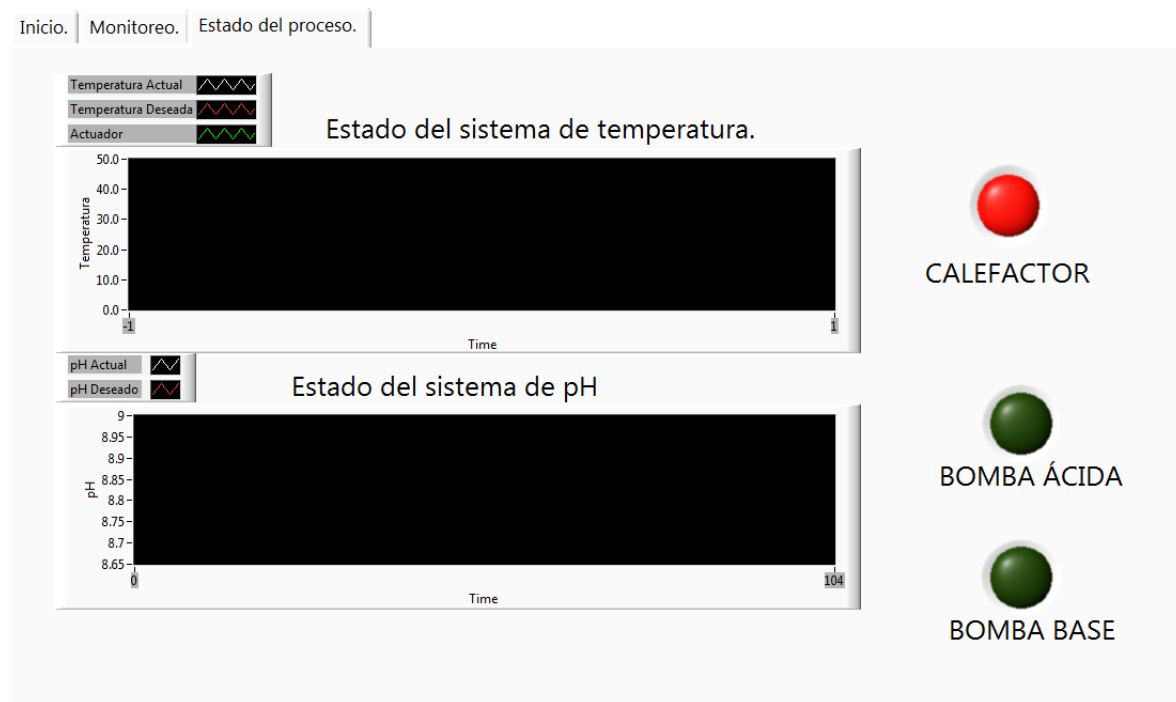


Figura 4.3. Pestaña de estado del proceso.

4.2. Pruebas de control de temperatura

Las pruebas del sistema de control de temperatura se realizaron tomando en cuenta una cantidad de agua de 2 a 3 litros dentro del biorreactor. Se probaron diferentes volúmenes para ampliar el rango de control. El agua caliente se hace circular por medio de una bomba

centrifuga a través de la chaqueta de recirculación del biorreactor, con la finalidad de calentar el agua dentro del fermentador. La cantidad de agua del recipiente donde se calienta el agua fue de aproximadamente 3 litros.

El control de temperatura se probó en un rango de 30 °C a 40 °C. Estas temperaturas son las que el usuario comúnmente requiere en los procesos de fermentación. Para las pruebas de control de temperatura se activó la agitación magnética del biorreactor para homogenizar la temperatura del líquido dentro de la jarra de fermentación.

4.3. Pruebas de control de pH

La acción del actuador (bomba peristáltica) consiste en bombear la sustancia ácida o básica en el biorreactor con el fin de ajustar el pH al valor de control indicado por el usuario. La rapidez del control depende de la velocidad de la bomba peristáltica, velocidad de agitación y de la concentración ácido/base de la solución de ajuste. La velocidad de flujo de la bomba peristáltica se fijó en 16 ml/min, a partir de pruebas experimentales. Se realizaron dos experimentos para probar el controlador de pH

- 1) Pasar el medio de un pH alcalino a un pH neutro (decremento del pH) mediante la adición de ácido.
- 2) Aumentar el pH del medio hasta un pH neutro a partir de un pH ácido mediante la adición de base.

4.3.1. Control por reducción del pH (acidificación)

Para el sistema de pH las pruebas consistieron en llenar el biorreactor con agua a un pH alcalino (pH básico), con el fin de llevarlos a un pH neutro mediante el sistema de control. Para la realización de esta prueba el biorreactor se llenó con una cantidad de 3 litros de agua y se le agregó 0.84 g de solución hidróxido de sodio (NaOH) obteniendo un pH alcalino de 12.3.

La solución ácida que se usó para neutralizar la solución básica se preparó utilizando 4 ml de ácido clorhídrico (HCl) concentrado en 500 ml de agua. El pH final de la solución fue de 1.2.

4.3.2. Control por incremento del pH (basificación)

Ésta prueba consistió en llenar el biorreactor con una solución ácida, para llevarlo a un pH neutro mediante el sistema de control. En este caso, se suministró una solución básica por medio de la bomba peristáltica. La solución alcalina se preparó con 0.58 gramos de NaOH en 500 ml de agua para obtener un pH de 13. El flujo de la bomba se fijó en 16 ml/min.

4.4. Resultados de temperatura y pH

El hardware fue construido en base a los diagramas diseñados para las etapas de potencia y de acondicionamiento de la señal. La Figura 4.4 muestra el circuito impreso del sistema de acondicionamiento de la señal de temperatura y pH. Los circuitos son totalmente funcionales. La Figura 4.5 muestra el circuito impreso correspondiente a las etapas de potencia de las dos bombas peristálticas y la resistencia calefactora.

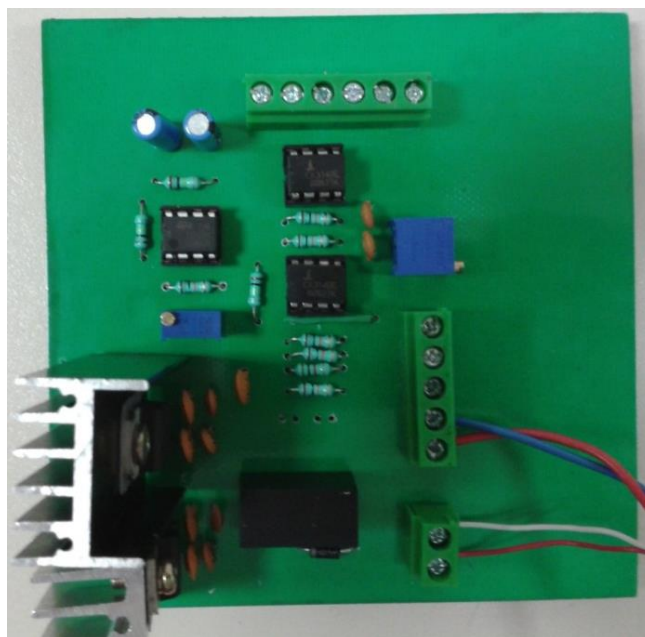


Figura 4.4. Circuito impreso del acondicionamiento de la señal.

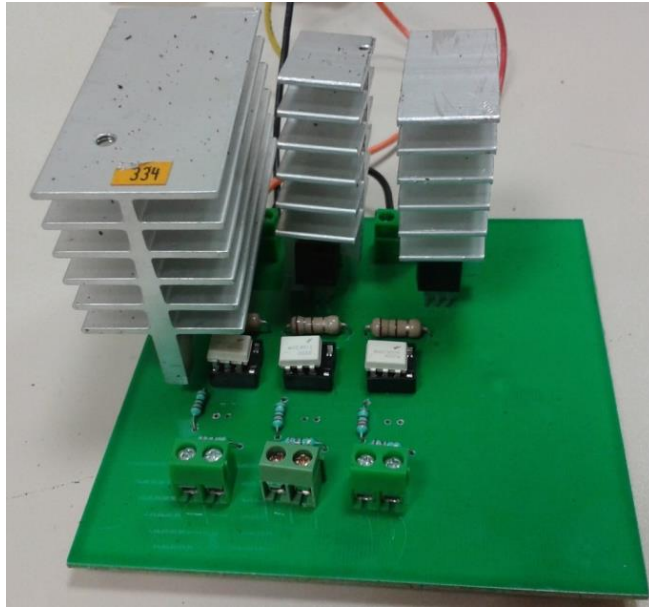


Figura 4.5. Circuito impreso para la etapa de potencia.

En la Figura 4.6 se muestra el sistema funcional que se desarrolló para la automatización del biorreactor piloto. También se señalan las partes que componen al sistema.

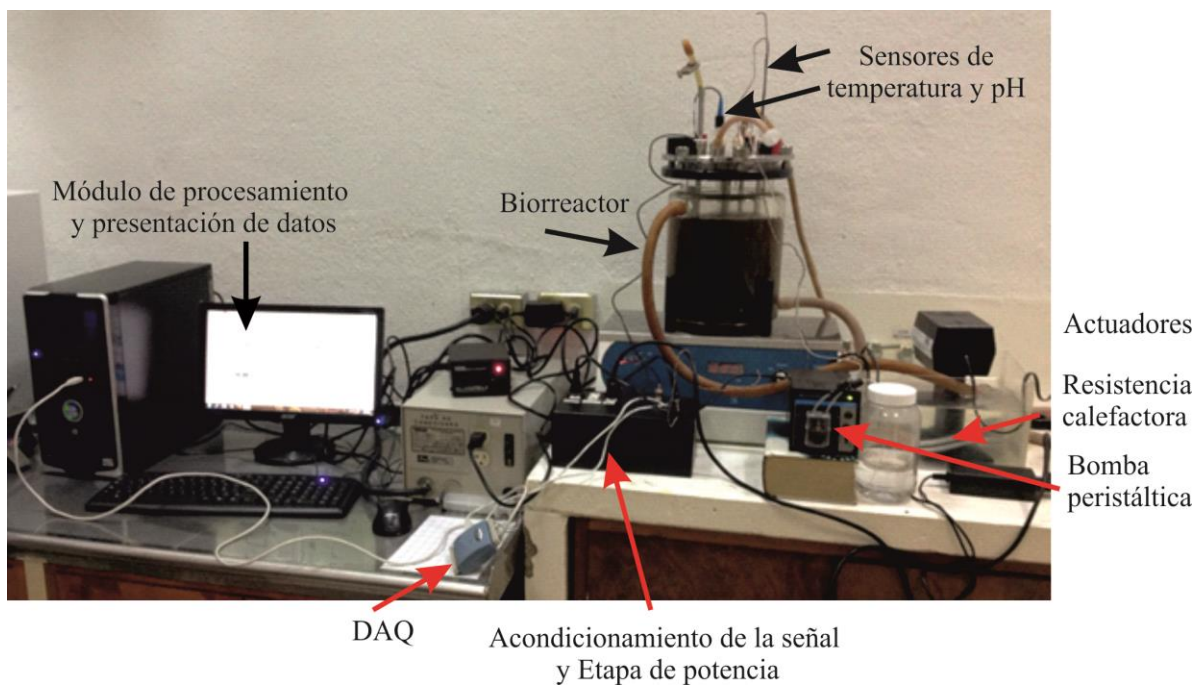


Figura 4.6. Sistema real de control de pH y temperatura.

Los resultados experimentales del sistema se dividieron en dos partes: control de temperatura y control de pH.

4.4.1. Resultados del control de temperatura

Se probó el sistema de control en un rango de temperaturas de 30 a 40 °C, que son condiciones de operación establecidas por el usuario y para las temperaturas iniciales del sistema se hicieron pruebas en el rango de 17 a 27 °C. Este intervalo de prueba es adecuado considerando que la temperatura inicial corresponde a la temperatura ambiente.

En la Figura 4.7 se muestra una gráfica de la temperatura dentro del reactor en función del tiempo. Para el caso en que la temperatura inicial del medio en el biorreactor era de 23°C y la temperatura deseada de 32.5°C, el sistema alcanza una temperatura aceptable de operación a los 25 min, después de este tiempo la temperatura dentro del biorreactor es de +1.5 °C en relación a la temperatura deseada el cual no afecta los procesos de fermentación. Para que el sistema alcance la temperatura deseada de manera estable requiere un tiempo de aproximadamente 80 min. Este tiempo es debido al sobrecalentamiento del reactor, ya que una vez que se excede la temperatura deseada, el enfriamiento del sistema ocurre de manera muy lenta puesto que no hay un sistema de enfriamiento.

De manera similar, cuando se estableció una temperatura deseada de 38 °C a partir de una temperatura inicial de 22 °C, las condiciones de operación del sistema se encuentra a los 30 min, tiempo que el control alcanza una temperatura de 22 °C. El tiempo que le toma al sistema en estabilizarse es de aproximadamente 66 min (Figura 4.7). En este caso, el sobrecalentamiento del biorreactor fue ligero (1 °C por encima de la temperatura deseada), alcanzando una temperatura máxima de 39 °C a 40 min, que se puede considerar en el área de bioprocesos como con un desempeño aceptable.

Una vez que el sistema alcanza la temperatura deseada de manera estable, el sistema de control tiene un margen de error de $\pm 0.3^{\circ}\text{C}$ en relación a la temperatura deseada. Este error es aceptable para los procesos de fermentación convencionales. En la Figura 4.7 se muestra una gráfica para una temperatura deseada de 35 °C con una temperatura inicial de 23°C, en la que de manera similar a las pruebas anteriores se llega a la temperatura de operación en un intervalo de tiempo de 27 min, después de este tiempo la respuesta de temperatura se pasa por

+1.5 °C. El control de temperatura se estabiliza con un error de ± 0.3 °C en aproximadamente 90 minutos.

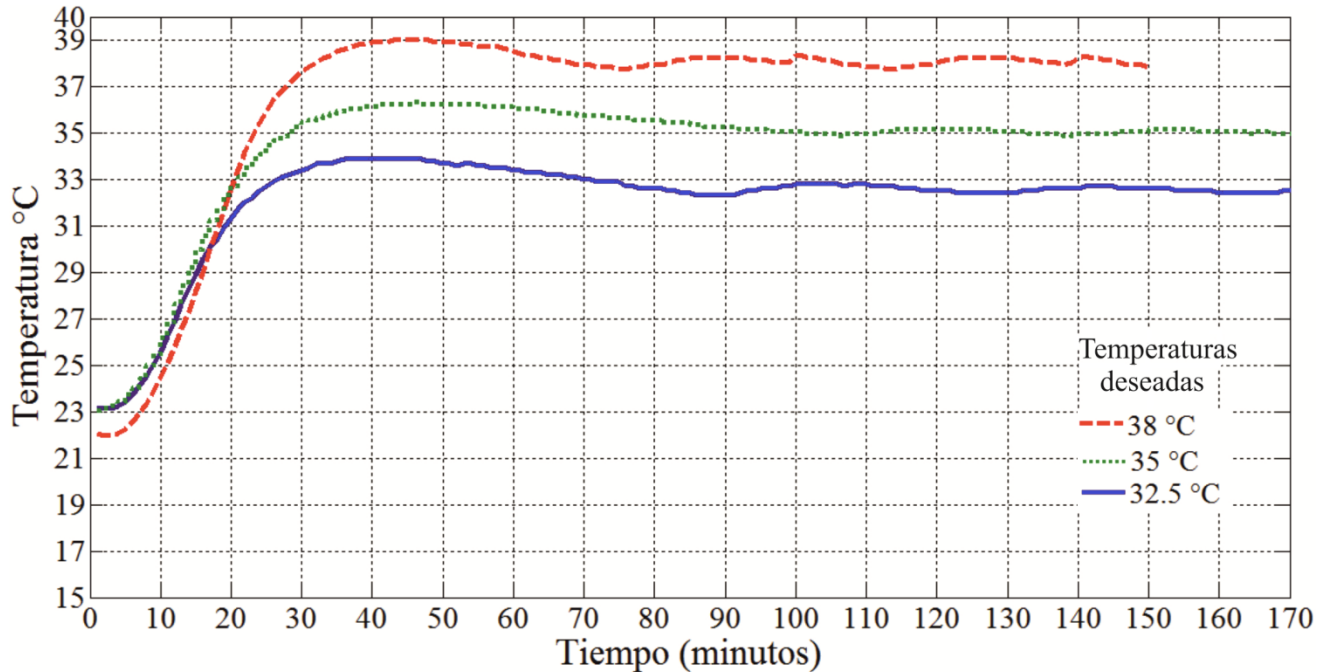


Figura 4.7. Resultados para distintas temperaturas de control deseadas (32.5, 35 y 38 °C).

4.4.2. Resultados del control de pH

A partir de un pH inicial de 12.3, se requirió al sistema de control pasar la solución a un pH neutro ($\text{pH}=7$) tomando en consideración que este pH es el más común y óptimo en varios procesos de fermentación. En la Figura 4.8 se muestran los resultados obtenidos en la realización de esta prueba. Se muestran dos curvas, una para indicar el pH medido y en la otra se indica el pH deseado. En la primera parte de la gráfica se observa el decremento de pH de 12.3 a 7. El pH deseado se estabiliza a los 10 min con un error de ± 0.1 unidades de pH. Posteriormente se pidió al sistema ajustar a un pH de 5. La estabilización del sistema se realizó en 10 min. De manera subsecuente se procedió a un ajuste del pH a 3, esto con el fin de cubrir un rango mayor de pH. La estabilización se realizó en aproximadamente 5 min con un error de ± 0.1 unidades de pH.

Dado que la solución tenía un pH ácido ($\text{pH}=3$), la siguiente prueba consistió en llevar al sistema a un pH menos ácido. Para realizar esto, el actuador agregó una base (hidróxido de sodio). Se fijó un pH deseado de 5 y se observó que el sistema se estabilizó en 10 min. Una vez que el sistema alcanzó la estabilidad se procedió a ajustar el sistema a un pH de 7; en este caso la estabilización se alcanzó en aproximadamente 25 min. Esto se debe a que la concentración en la solución básica se cambió y ésta concentración no es suficiente para neutralizar el pH de manera rápida.

El sistema propuesto tiene un retardo de hasta 25 min que depende fundamentalmente del tiempo en que demoran los flujos en mezclarse en forma homogénea y del tiempo que se demora el sensor para obtener una medición del pH. El sistema presenta un error de ± 0.1 unidades de pH una vez que se alcanza la estabilidad.

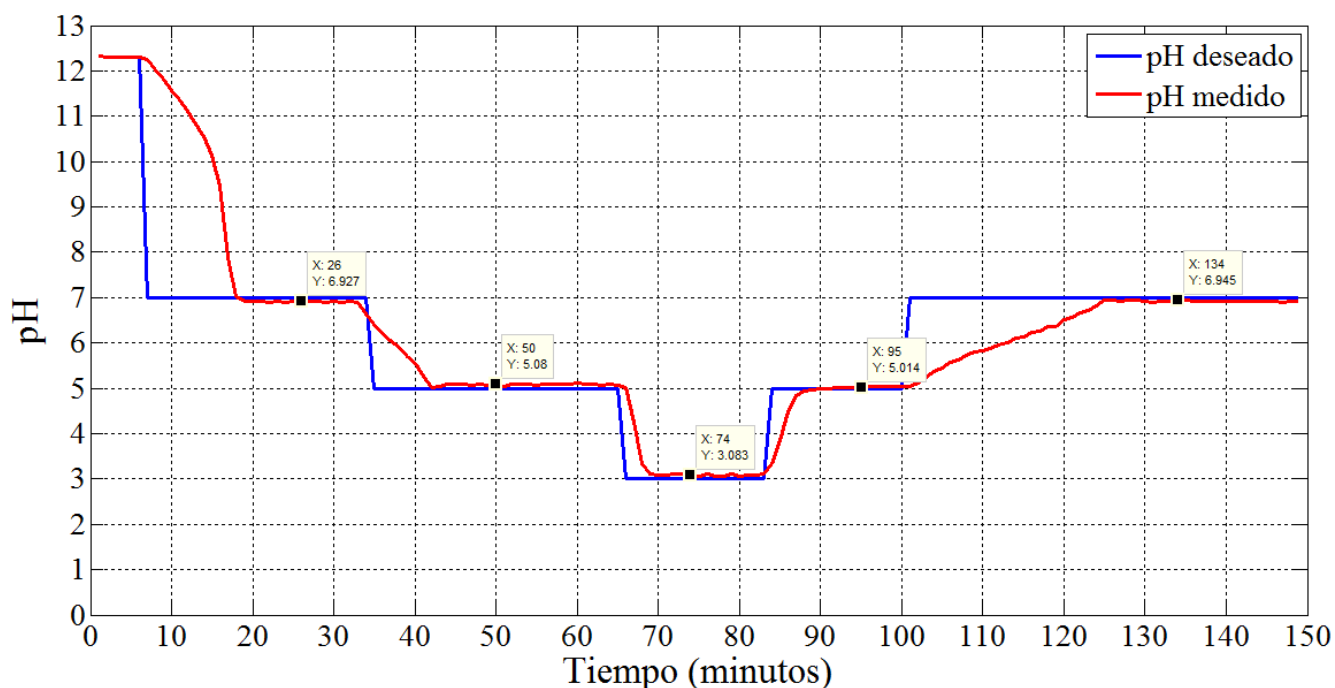


Figura 4.8. Gráficas del pH deseado y actual para las pruebas de control de pH.

Capítulo 5. Conclusiones y trabajos futuros

En este trabajo se realizó la automatización de la temperatura y el pH del biorreactor piloto del Instituto de Agroindustrias. Inicialmente el sistema no contaba con un sistema de automatización lo cual dificultaba la utilización de este equipo. Se logró diseñar y construir un sistema totalmente funcional de adquisición, monitoreo y control básico de las variables más importantes en el proceso de fermentación.

Los resultados obtenidos del control de temperatura por medio de un controlador on/off + PI son satisfactorios y presentan una buena estabilidad ± 0.3 °C de la temperatura deseada. El tiempo promedio de estabilización es de 70 min, este tiempo depende de las condiciones físicas del biorreactor tales como la velocidad de agitación, temperatura inicial y la velocidad del flujo de la bomba del agua de calentamiento.

Para el control de pH en el biorreactor se implementó un controlador tipo on/off. Este sistema presenta un error de ± 0.1 unidades de pH, una vez llegado a una condición estable. El control de pH depende de la velocidad de agitación del biorreactor, la velocidad de la bomba peristáltica, la concentración de la sustancia de control (ácido o base) y el tiempo de estabilización del sensor. Este intervalo de variación es adecuado considerando los requerimientos de proceso reales del biorreactor y artículos consultados sobre el control de pH [29-32]. El tiempo de estabilización depende de la concentración de la sustancia ácida o base, en base a los resultados obtenidos este tiempo se encuentra en un rango aceptable de operación (10-20 min).

La etapa de acondicionamiento de la señal se llevó a cabo tomando en cuenta las características propias de los sensores (impedancia, voltajes de salida, resolución del sensor, tipo de sensor), así como de los requisitos de la tarjeta de adquisición de datos.

El costo total del proyecto teniendo en cuenta todos los componentes electrónicos, tarjeta de adquisición de datos, circuitos impresos y sensores es de aproximadamente \$6000.00 M.N, ésta cotización no considera la licencia de LabVIEW, ni la del sistema operativo Windows. Se realizó una cotización con el proveedor de equipo de instrumentación para la industria química METTLER TOLEDO. Un sistema con las mismas características tiene un precio de \$4700 USD que equivale a \$ 61570 M.N (tipo de cambio \$13.01 por dólar). El precio del sistema construido es 90% más barato que un sistema comparado, la cual es una gran ventaja en la reducción de costos.

Con base en los resultados obtenidos, se proponen los siguientes trabajos de investigación:

- Utilizar controladores PID con retardo y lógica difusa.
- Completar la automatización del biorreactor mediante la implementación del control de la concentración de oxígeno disuelto en el fermentador. Esto se puede realizar usando un electrodo de oxígeno disuelto como sensor y una bomba electromecánica como actuador.
- Monitorear y controlar remotamente la temperatura y pH del Biorreactor, con la ayuda de una tableta o un teléfono celular. Para esto, se plantea sustituir la PC por una tableta o teléfono celular para el procesamiento de la información. La etapa de adquisición de datos se puede realizar usando tecnologías bluetooth y microprocesadores. Esto con la finalidad de implementar un sistema de medición y control portable.

Bibliografía

Libros

- [1] Hernández Peñaranda Alicia. *Microbiología Industrial*. Editorial: Uned. 2002. ISBN: 9789968312554.
- [2] Pauline M. Doran (2000). *Bioprocess Engineering principles*. Editorial: Academic Press. 2000. ISBN: 0122208522.
- [3] Michael L Shuler y F. Kref Kargi. *Bioprocess Engineering Basic Concepts*. Editorial: Prentice Hall. 2002. ISBN: 0130819085, 9780130819086.
- [4] Enrique Mandado Pérez, Perfecto Mariño Espiñeira y Alfonso Lago Ferreiro. *Instrumentación electrónica*. Editorial Marcombo. 1995. ISBN: 84 267 1011 5.
- [5] Antoni Manuel, Domingo Biel, Joaquím Olivé, Jordi Prat, Francesc J. Sánchez. *Instrumentación virtual: Adquisición, procesado y análisis de señales*. Editorial: Edicions UPC. 2001. ISBN: 8483014734.
- [6] Pallás Areny, Ramón. *Sensores y condicionamiento de la señal*. 3ª Edición. Editorial: Alfaomega. ISBN 9701505778.
- [7] Jose Rafael Lajara, Jose Pelegri Sebastià. *LabVIEW: Entorno gráfico de programación*. Editorial: Alfaomega. ISBN: 978 970 15 1133 6.

- [8] Keith R. Cheatle. *Fundamentals of Test Measurement Instrumentation*. Editorial: ISA. 2006. ISBN: 1556179146.
- [9] Kourosh Kalantar Zadeh y Benjamin Fry. *Nanotechnology Enabled Sensors*. Editorial: Springer. ISBN: 978 0 387 32473 9.
- [10] Peter Gründler. *Chemical Sensors: An Introduction for Scientists and Engineers*. Editorial: Springer. ISBN 9783540457428.
- [11] Jirí Janata. *Principles of Chemical Sensors*. 2ª Edición. Editorial: Springer. ISBN: 978 0 387 69930 1.
- [12] Benjamin C. Kuo. *Sistemas de control Automático*. 7ª Edición. Editorial: Prentice Hall. ISBN: 970 880 723 0
- [13] Katsuhiko Ogata. *Ingeniería de control moderna*. 3ª Edición. Editorial: Prentice Hall. ISBN: 970 17 0048 1.
- [14] Hugh Jack. *Dynamic System Modeling and Control*. (Draft Version 2.6, December 20, 2004)
- [15] Aniruddha Datta, Ming –Tzu Ho y Shankar P. Bhattacharyya. *Structure and Synthesis of PID Controllers*. Editorial: Springer-Verlag London. ISBN: 1 8523 614 5.
- [16] Cecilio Angulo Bahón y Cristobal Raya Giner. *Tecnología de sistemas de control*. Editorial: Editions UPC. 2004. ISBN: 8483017784.
- [17] Roland S. Burns. *Advanced Control Engineering*. Editorial Butterworth Heinemann. 2001. ISBN: 0 7506 5100 8.
- [18] Berger, A, *Embedded Systems Desing: An Introduction to Processes, Tools and Techniques*, CMPBooks, 2002
- [19] Mauricio Wilches Zúñiga, Luis Fernando Ruiz Monsalve, Mauricio Hernández Valdivieso. *Bioingeniería VI: Fundamentos de instrumentación para la química clínica y las radiaciones ionizantes*. Editorial: Universidad de Antioquia. 2007. ISBN: 978 958 714 014 9.
- [20] García Guillen, Julio Cesar, *Diseño y construcción del sistema de adquisición de datos*

- y control de un deshidratador de charolas giratorias*. Tesis para obtener el título de Ingeniero en Electrónica. Universidad Tecnológica de la Mixteca. Agosto 2011
- [21] Molina Martínez, José Miguel. *Programación grafica para ingenieros*. Editorial: Marcombo, 1ª Edicion. Junio 2010. ISBN 978 84 267 1676 7
- [22] Nivio Ziviani. *Diseño de algoritmos con implementaciones en Pascal y C*. Editorial Thompson. ISBN:978 84 9732 538 7
- [23] J.J. Brophy, Basic electronics for scientists. Editorial McGraw-Hill. 3ª Edicion. ISBN: 84 391 3421 2
- [24] Hernández de la Cruz, Juan Carlos. *Sistema de monitoreo y control de encendido de un horno eléctrico basado en un control de potencia tipo integral*. Tesis para obtener el título de Ingeniero en Electrónica. Universidad Tecnológica de la Mixteca. Septiembre 2019
- [25] Jason Seitz, *Application Note 1852*. National Semiconductor. 25 Septiembre de 2008
- [26] Ador Roedique. *Noise considerations for integrated pressured sensors*. Application Note 1646, Motorola
- [27] Rodríguez Arévalo A.C., Cabrera Llanos A.I., Valencia Flores J.I. *Diseño y construcción de los instrumentos de medición para un Biorreactor prototipo*. Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica Vol. XXIV, Núm. 1 Marzo 2003pp 55 - 70
- [28] Arteaga Miñano Hubert, Vásquez Villalobos Víctor. *Control difuso del oxígeno disuelto, pH y temperatura de un Biorreactor columna de burbujas en la producción de biomasa de Candida utilis*. Scientia Agropecuaria, ISSN-e 2077-9917, Vol. 3, N°. 2, 2012 , págs. 139-148
- [29] R. Babuskaa, J. Oosterhoffa, A. Oudshoornb, P.M. Bruijna. *Fuzzy self-tuning PI control of pH in fermentation*. Faculty ITS, Control Systems Engineering Group, Delft University of Technology. Volumen 15, Issue 1, Febrero 2002, Pages 3–15
- [30] Elmahdia F Baganza, K Dixonb, T Harropb, D Sugdenb, G.J Lyea. *pH control in microwell fermentations of S. erythraea CA340: influence on biomass growth kinetics and erythromycin biosynthesis*. Department of Biochemical Engineering, The

Advanced Centre for Biochemical Engineering, University College London, Vol. 16, Issue 3, Diciembre 2003

- [31] Trummer E., Fauland K., Seidinger S., Schriebl K., Lattenmayer C., Kunert R., Vorauer-Uhl K., Weik, R., Borth N., Katinger H. and Müller, D. , *Process parameter shifting: Part I. Effect of DOT, pH, and temperature on the performance of Epo-Fc expressing CHO cells cultivated in controlled batch bioreactors*. Biotechnology and Bioengineering. Volumen 94. Issue 6, Agosto 2003
- [32] Jeevarajan A. S., Vani S., Taylor, T. D. and Anderson, M. M., *Continuous pH monitoring in a perfused bioreactor system using an optical pH sensor*. Biotechnology and Bioengineering. Vol.78, Issue 4, Mayo 2002
- [33] Coulson J.M., J.F. Richardson *Ingeniería química*, Editorial: Reverté ISM, 3ª Edición, ISBN: 84 291 7134 7

Internet

- [URL 1] <http://www.mccdaq.com/usb-data-acquisition/USB-1208FS-LS-1408FS-Series.aspx>
Measurement computing, “Fabricante de tarjetas de adquisición de datos”
Consulta: Marzo 2011
- [URL 2] <http://sine.ni.com/nips/cds/view/p/lang/es/nid/201986>
National Instruments, “Fabricante de tarjetas de adquisición de datos”
Consulta: Marzo 2011
- [URL 3] <http://www.sevmexico.com/>
Sistemas y equipo de vidrio, “Fabricante de equipo y vidrio para laboratorio”
Consulta: Marzo 2011
- [URL 4] <http://www.coleparmer.com>
Distribuidor de instrumentos industriales, ”Distribuidor de equipo para laboratorio”
Consulta: Marzon 2011”

- [URL 5] <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/lm158-n.pdf>
Hoja de datos del amplificador operacional LM358
Consulta: Abril 2013
- [URL 6] <http://www.intersil.com/content/dam/Intersil/documents/fn95/fn957.pdf>
Hoja de datos del amplificador operacional CA3140
Consulta: Abril 2013

Apéndice A. Manual de Software

A.1. Instalación y configuración de la tarjeta de adquisición de datos

Antes de iniciar el software Soft-ContBio, y si es la primera vez que se conecta la tarjeta USB1208FS, es necesario ejecutar el software propio de la tarjeta de datos llamado Instacal. La ventana principal se muestra en la Figura A.1, para agregar la tarjeta de adquisición de datos dar clic sobre el icono Add Board.

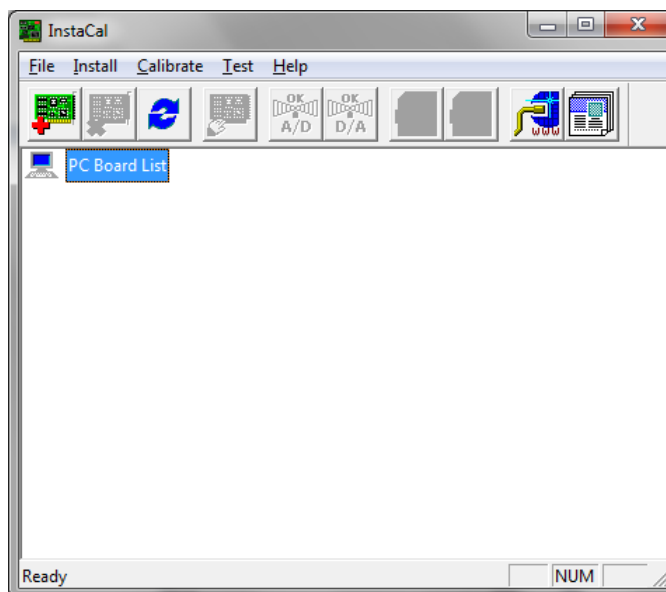


Figura A.1. Software Instacal.

Una vez que se agrega la tarjeta aparece una ventana (Figura A.2) en donde nos dice el modelo de tarjeta detectada por el software, es importante checar que la tarjeta sea la USB1208FS ya que con esta tarjeta se realizaron las configuraciones del software.

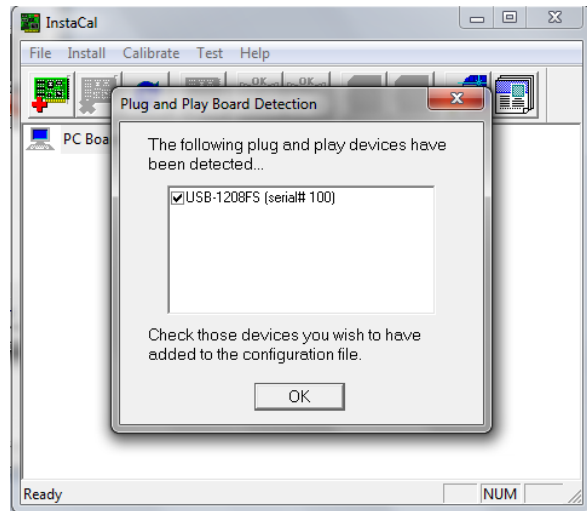


Figura A.2. Detección de la tarjeta USB1208FS.

El siguiente paso es configurar la tarjeta de adquisición de datos para esto se selecciona la opción de Configure. La ventana de configuración se muestra en la Figura A.3. La configuración consiste en elegir los números de canales en este caso es *8 Single Ended* y elegir el Ext. Clock Type como *Continuos*.

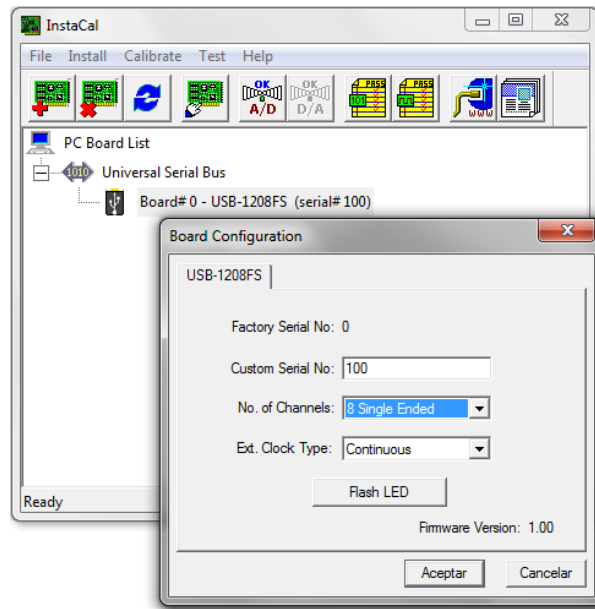


Figura A.3. Configuración de la tarjeta USB1208.

A.2. Descripción del software Soft-ContBio

El software para el controlador del Biorreactor piloto Soft-ContBio es una herramienta creada para la adquisición, monitoreo y control de la temperatura y pH. Para su elaboración se escogió el lenguaje de programación LabVIEW por ser fácil de utilizar y contener herramientas que permiten el uso de la tarjeta de adquisición de datos USB 1208FS.

La función que realiza el Soft-ContBio es la de leer la información proveniente de la tarjeta de adquisición de datos, procesarla y determinar el comportamiento del actuador.

El funcionamiento del software Soft-ContBio es muy fácil e intuitivo. Para poder ejecutar el Soft-ContBio es necesario tener instalado el entorno de desarrollo del lenguaje LabVIEW 2010 en su versión para estudiantes.

A.2.1. Interfaz gráfica de Inicio

En la Figura A.4 se muestra la pantalla que aparece al ejecutarse el archivo *interfaz_control.vi* dentro del entorno de desarrollo o en su defecto desde fuera del entorno. Esta pantalla muestra la información de la Universidad en donde se desarrolló el software, título del proyecto, nombre del software y autor.



Figura A.4. Pantalla de inicio.

A.2.2. Interfaz gráfica de Monitoreo.

En la Figura A.5 se muestra la pantalla de Monitoreo en la cual se realiza la configuración de los parámetros del Biorreactor.

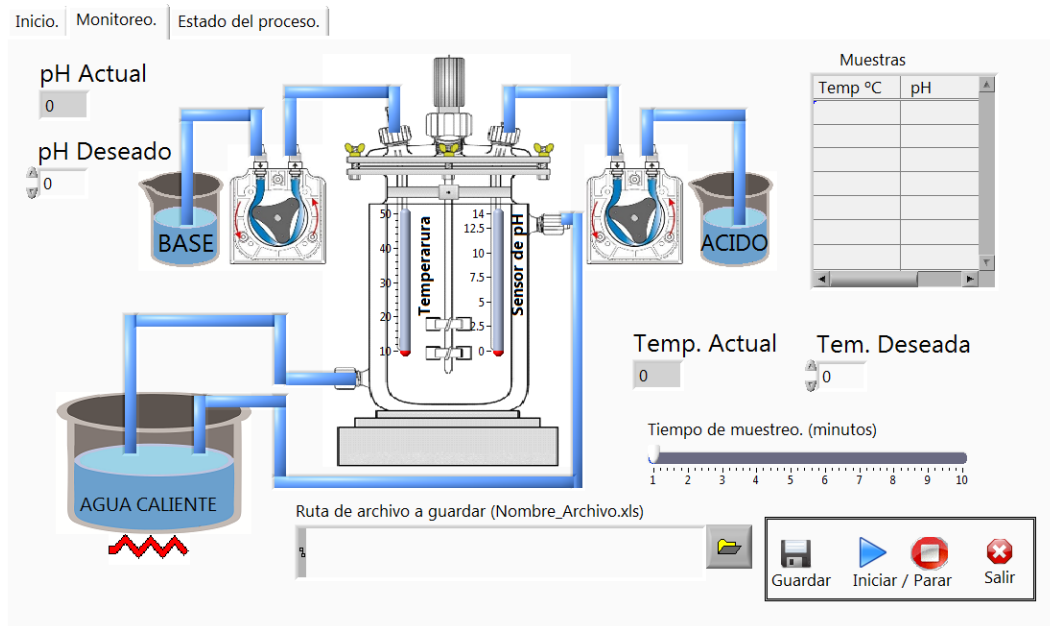


Figura A.5. Pantalla de Monitoreo.

Los elementos que conforman la interfaz gráfica para el Monitoreo son:

pH Actual. Al iniciar el programa, en el cuadro de texto debajo de esta etiqueta muestra el pH actual del sistema.

pH Deseado. En este cuadro de texto numérico se introduce el pH deseado el cual va de 0 a 14, permitiendo expresar cantidades decimales y centesimales. Este valor de pH es importante ya que determina el tipo de sustancia a bombearse en el Biorreactor.

Temp. Actual. Apartado en la cual se muestra el valor actual de la temperatura. Es complemento de la función Temp. Deseada ya que en base a esta temperatura se calcula el error.

Temp. Deseada. En este cuadro de texto numérico se configura la temperatura deseada el cual puede ir de 30 a 45 °C, se puede introducir una cantidad decimal si así lo requiere el usuario. Este dato es importante ingresarlo ya que determina el tipo de controlador a utilizar.

Botón Guardar. Este botón sirve para indicar el inicio de guardado de las muestras.

Botón Iniciar/Parar, Este botón es el encargado de iniciar el proceso una vez que los parámetros de temperatura, pH y del guardado de datos se han especificado. También sirve para detener el proceso.

Botón Salir. Este botón está configurado para salir del software Soft-ContBio.

El proceso de configuración de los diferentes parámetros para hacer uso del sistema es el siguiente:

1. Configurar el pH deseado (0 y 14)
2. Configurar la temperatura deseada (30 y 45 °C)
3. Configuración de la ruta del archivo a guardar. Es necesario ingresar la ruta del archivo a guardar, la extensión válida es *.xls* el cual es el formato de Excel por ejemplo: *C:\Users\Usuario\Documents\Datos_Biorreactor\datos1.xls*
4. Se debe seleccionar el tiempo de muestreo, por default el tiempo es de cada minuto, el usuario tiene la opción de seleccionar este intervalo de 1 a 10 min.
5. Se debe presionar el botón de guardar antes de iniciar el proceso.
6. Las muestras que se van guardando aparecen en la tabla Muestras en la cual se visualiza la temperatura y el pH, estos valores se actualizan de acuerdo al tiempo de muestreo.

7. Una vez que los parámetros fueron configurados se procede a iniciar el proceso, para esto se hace uso del botón Iniciar/Parar.
8. En caso que el proceso se desee pausar o reanudar se le da clic en el botón Iniciar/Parar.
9. Una vez que el proceso se haya terminado es necesario parar el proceso con el botón Iniciar/Parar, una vez que ya se terminó el proceso se le da clic en el botón Salir.

A.2.3. Interfaz gráfica del Estado del proceso

En la Figura A.6 se muestra la pantalla de la interfaz correspondiente al Estado del proceso, esta ventana contiene dos paneles en donde se muestra la gráfica de la temperatura vs tiempo y pH vs tiempo, además se muestra la temperatura y pH actual junto con la temperatura deseada. En la misma pantalla existen 3 indicadores tipo led los cuales nos indican el estado del actuador.

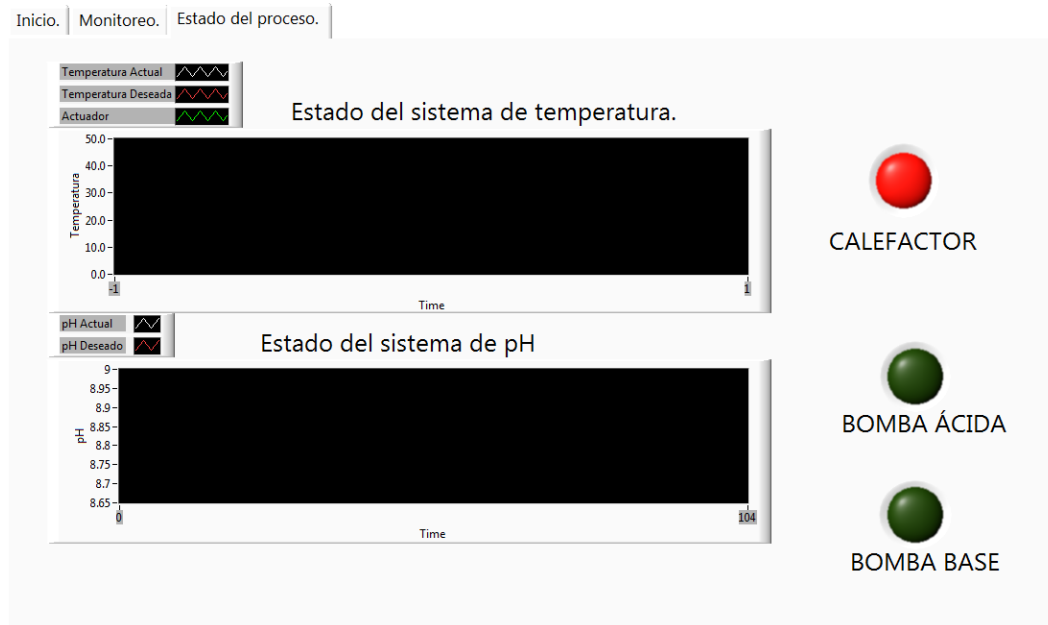


Figura A.6. Pantalla de Estado del proceso.

Apéndice B. Manual de Hardware

En este apéndice se describe el hardware, el cual se compone de 5 bloques. El diagrama a bloques se muestra en la Figura B.1.

- Biorreactor: Recipiente en donde se lleva a cabo el proceso de fermentación. En este bloque se encuentran instalados los sensores y los actuadores del sistema.
- AcondS-PCB. Es el circuito impreso de la etapa de acondicionamiento de la Señal
- Pot-PCB. Es el circuito impreso de la etapa de potencia
- Tarjeta de Adquisición de Datos (TAD). Es la encargada de realizar la conexión entre AcondS-PCB, Pot-PCB y computadora.
- Computadora. Se encarga de realizar el análisis de las señales provenientes del bloque TAD.

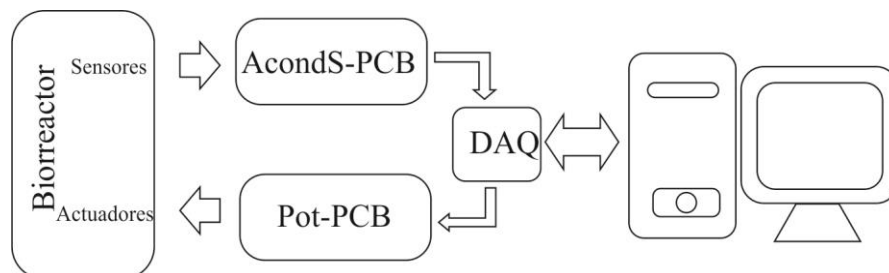


Figura B.1. Diagrama a bloques del hardware.

B.1. AcondS-PCB

Es el circuito impreso de la etapa de acondicionamiento de la señal, la cual se encarga de adaptar las señales analógicas de los sensores de temperatura y pH para que puedan ser procesadas por la DAQ y la PC. En la Figura B.2 se muestra el diagrama esquemático.

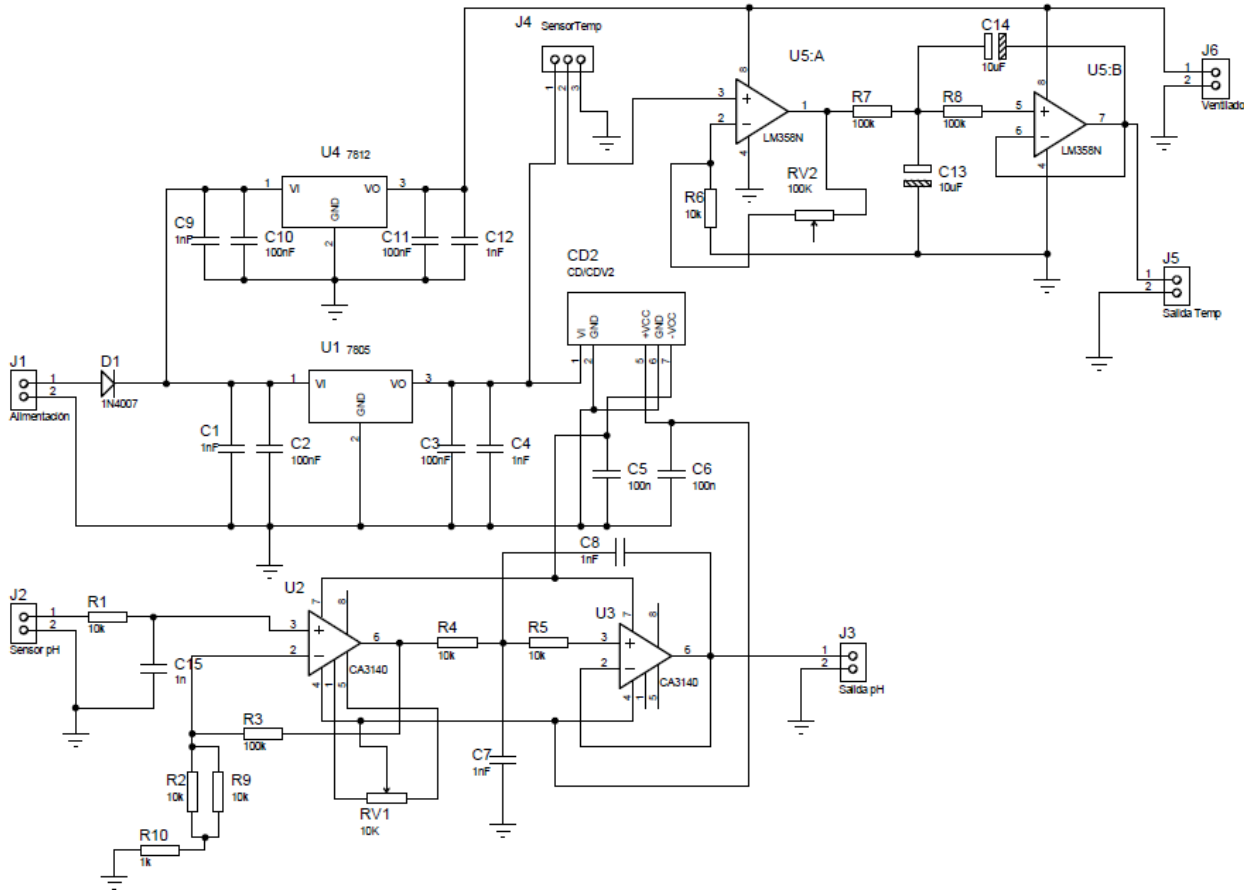


Figura B.2. Esquemático del acondicionamiento de la señal de temperatura y pH.

El conector J1 representa la fuente de alimentación (12V), en el conector J2 se conecta el sensor de pH, en el conector de J3 representa la salida del acondicionamiento de la señal de pH. El conector de terminales J4 se conecta el sensor de temperatura para que sea acondicionada. La salida del acondicionamiento de la señal de temperatura está representada por el conector J5. Se le agrega un conector J6 para poner un ventilador, el cual ayuda a enfriar el disipador de temperatura de la etapa de potencia.

La Figura B.3 muestra el diagrama de pistas para esta etapa.

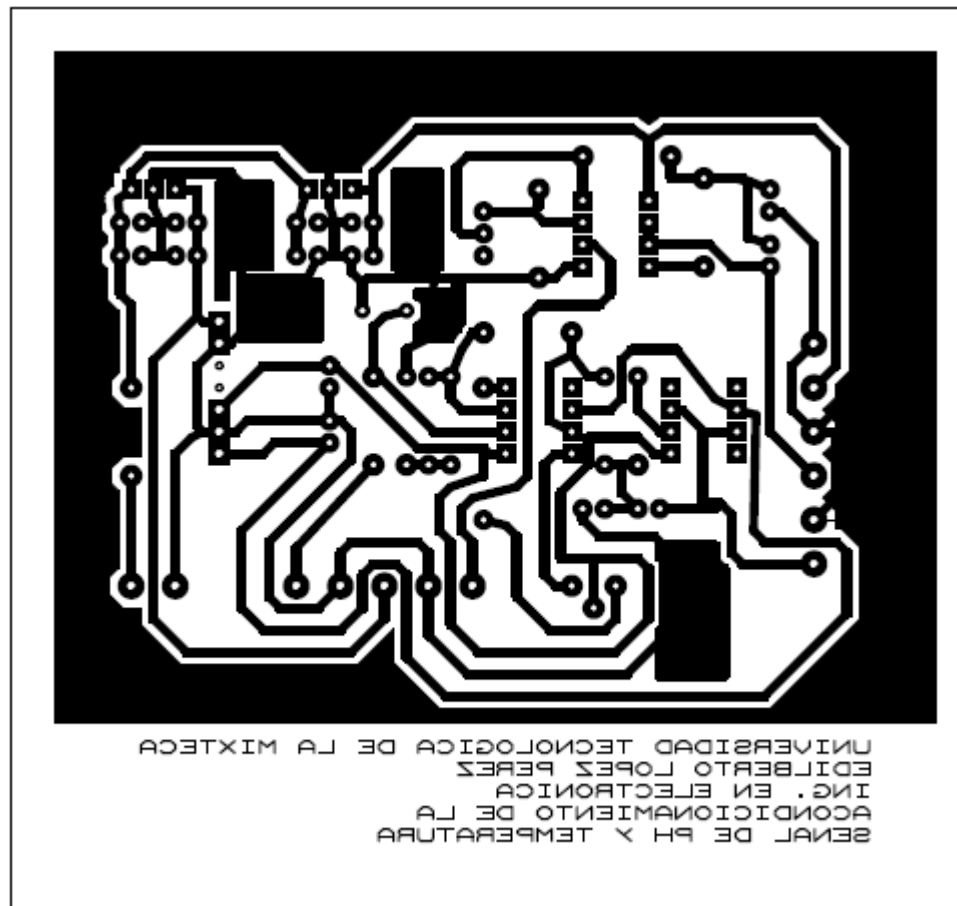


Figura B.3. Diagrama de pistas para el acondicionamiento de señal de pH y temperatura.

La Figura B.4 muestra el diagrama de montaje, que permite conocer la posición de los componentes en la placa del circuito impreso de los componentes en base al diagrama esquemático.

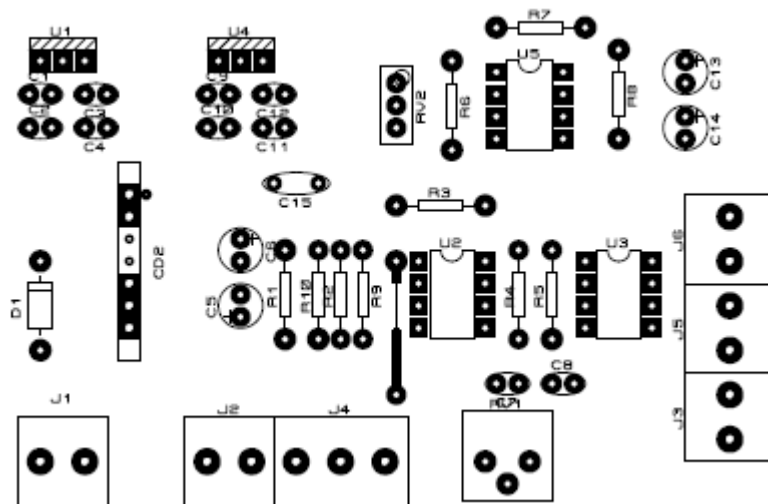


Figura B.4. Diagrama de montaje.

En la Tabla B.1 se muestra el listado de componentes que se utilizó en la etapa de acondicionamiento de la señal. Además se muestra el precio en M.N. y el lugar de compra.

Tabla B.1. Cotización del acondicionamiento de la señal de pH y temperatura.

Cantidad	Referencia	Descripción	Modelo	Precio por Unidad [€]	Proveedor
5	J1, J2, J3, J4, J5	Terminal de 2 tornillos para PCB	TRTG-02	5	AG Electrónica
1	J4	Terminal de 3 tornillos para PCB	TRTG-03	5	AG Electrónica
1	U1	Regulador de voltaje 5V 1A	L7805CV	7	AG Electrónica
2	U2,U3	Amplificador operacional Bi-Mos	CA3140	10	AG Electrónica

Tabla B.1. Cotización del acondicionamiento de la señal de pH y temperatura (continuación).

Cantidad	Referencia	Descripción	Modelo	Precio por Unidad [\$]	Proveedor
1	U4	Regulador de voltaje 12V 1A	L7812CV	7	AG Electrónica
1	U5	Amp. Oper. de baja potencia	LM358N	5	AG Electrónica
1	CD2	Convertidor CD/CD ±12Volts 1Watt	AM1D-0512DH60-NZ	150	AG Electrónica
1	D1	Diodo Rectificador 1A	1N4001	1	AG Electrónica
1	RV1	Trimpot Cuadrado 10 kΩ	3299P-1-103	29	AG Electrónica
1	RV2	Trimpot Cuadrado 100 kΩ	3299P-1-104	29	AG Electrónica
6	R1, R2, R4, R5, R6, R9	Resistencia de Carbón 5% Tol ½ Watt 10 kΩ	RC-10E/1/2	1	AG Electrónica
3	R3,R7,R8	Resistencia de Carbón 5% Tol ½ Watt 100 kΩ	RC-10E/1/2	1	AG Electrónica
1	R10	Resistencia de Carbón 5% Tol ½ Watt 1 kΩ	RC-10E/1/2	1	AG Electrónica
7	C1, C4, C7, C8, C9, C12, C15	Capacitor Cerámico .001μF=1nF	CC-.001/50V	2	AG Electrónica

Tabla B.1. Cotización del acondicionamiento de la señal de pH y temperatura (continuación).

Cantidad	Referencia	Descripción	Modelo	Precio por Unidad [\$]	Proveedor
6	C2, C3, C5, C6, C10, C11	Capacitor Cerámico .1 μ F=100nF	CC- .1/50V	2	AG Electrónica
2	C13,C14	Condensador Electrolítico 10 μ F	CE- 10/25V	3	AG Electrónica

B.2. Pot-PCB

Corresponde al circuito impreso de la etapa de potencia, es decir a la manipulación de corrientes altas. Su función es brindar la potencia necesaria a los actuadores, en este caso a la resistencia calefactora y bombas peristálticas.

La razón fundamental para llevar a cabo un acoplamiento óptico y aislamiento eléctrico es por protección de la etapa o sistema digital ya que si ocurre un corto en la etapa de potencia, o cualquier otro tipo de anomalía eléctrica, el optoacoplador protege toda la circuitería digital de control.

La Figura B.5 muestra el diagrama esquemático usado en la elaboración de la etapa de potencia para la resistencia calefactora y las dos bombas peristálticas

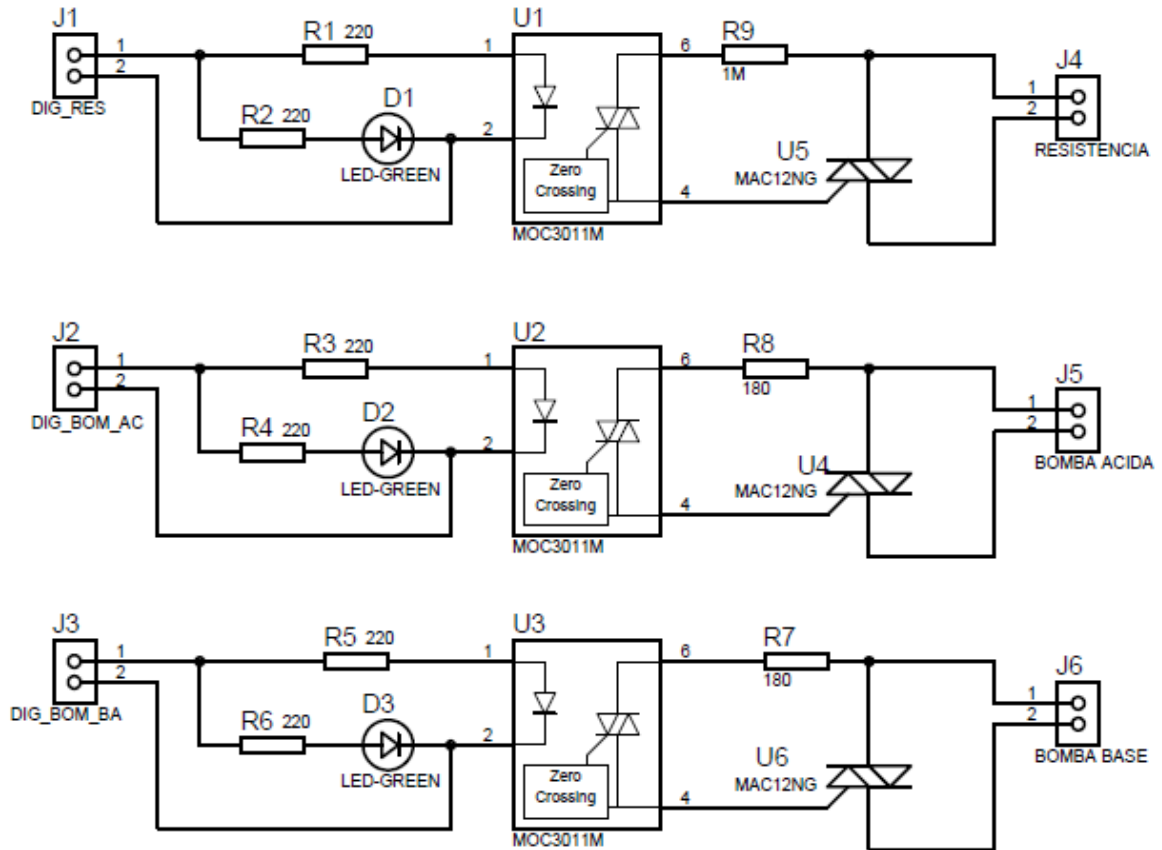


Figura B.5. Esquemático de la etapa de potencia.

El conector J1, J2 y J3 representan las entradas digitales, es decir 0 ó 5V correspondientes a las señales de control de la resistencia calefactora, bomba peristáltica acida y básica de la etapa de potencia. Los conectores J4, J5 y J6 representan las conexiones de los actuadores.

La Figura B.6 muestra el diagrama de las pistas para la etapa de potencia. La Figura B.7 muestra el diagrama de montaje de los componentes, este diagrama permite conocer la posición real de los componentes en el PCB.

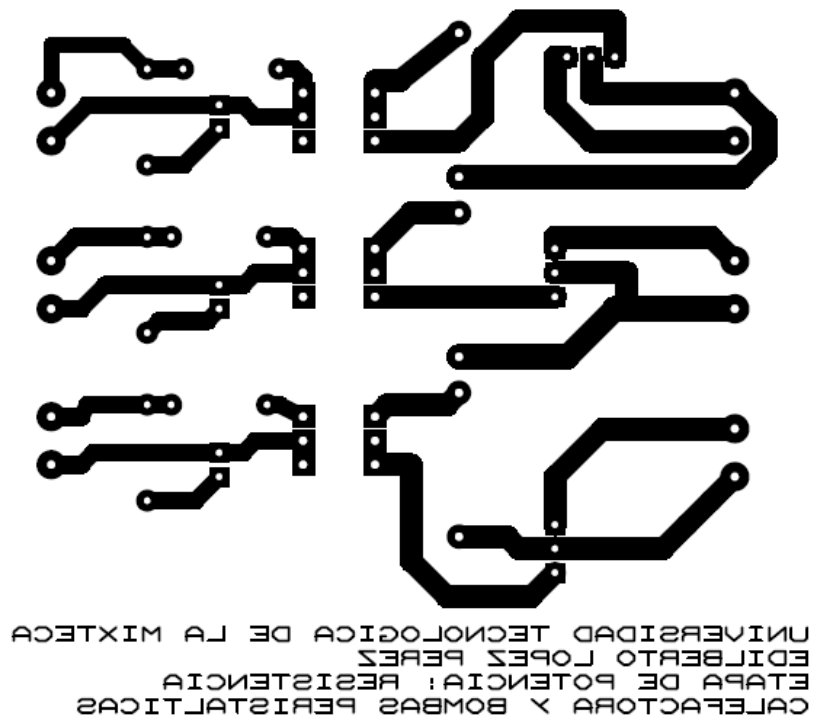


Figura B.6. Diagrama de pistas para la etapa de potencia.

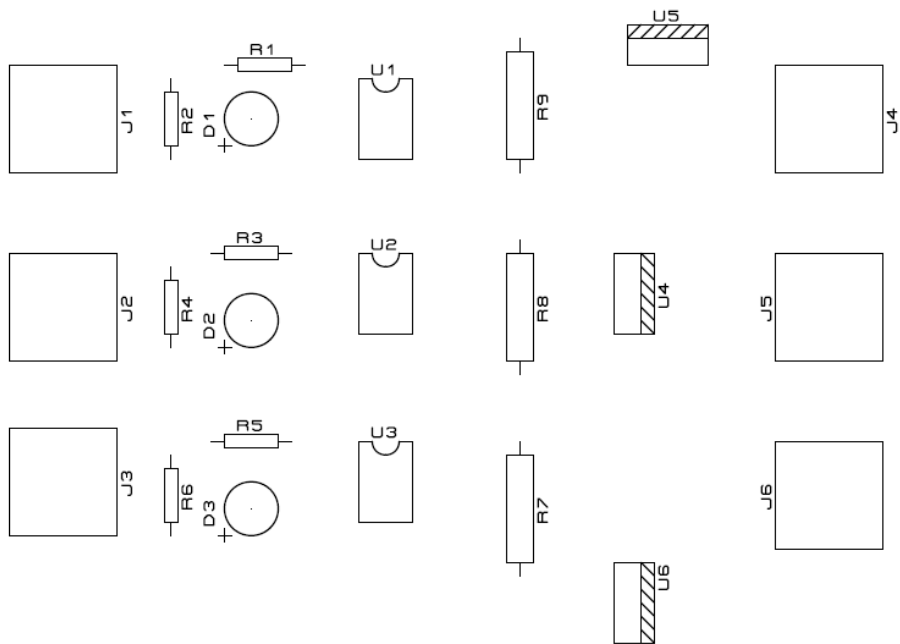


Figura B.7. Diagrama de montaje de componentes para la etapa de potencia.

En la Tabla B.2 se muestra el listado de los componentes utilizados para la etapa de potencia. También se muestra el costo de cada componente en M.N. y proveedor.

Tabla B.2. Cotización para la etapa de potencia.

Cantidad	Referencia	Descripción	Modelo	Precio por Unidad [\$]	Proveedor
6	J1, J2, J3, J4, J5, J6	Terminal de 2 tonillos para PCB	TRTG-02	5	AG Electrónica
3	U1, U2, U3	Opto-aislador con salida de Triac	MOC3011	17	Steren
3	U4, U5, U6	Triac Thyristor de 12 Amperes, 600 Volts	MAC12M	19	Steren
6	R1, R2, R3, R4, R5, R6	Resistencia de Carbón 5% Tol ½ Watt 220 Ω	RC-10E/1/2	1	AG Electrónica
3	R7, R8, R9	Resistencia de Carbón 5% Tol 1 Watt 180 Ω	R180 1W	2	Steren
3	D1, D2, D3	LED ultra brillante de 10 mm luz roja	10/ROJO ULTRA	9	Steren

Apéndice C. Control Proporcional, Integral, Derivativo (PID)

A la combinación de un controlador proporcional, integral y uno derivativo se le conoce como control PID. La ecuación matemática que describe a un control PID es la siguiente [14].

$$PID = k_p * e(t) + \frac{k_i}{T_i} * \int e(t) d(t) + (k_d * T_d) * \frac{de(t)}{dt} \quad (C.1)$$

En donde:

e	error (muestra actual – muestra anterior)
t	tiempo
k_p	constante proporcional
k_i	constante integral
k_d	constante derivativa
T_i	tiempo integral
T_d	tiempo derivativo

Este tipo de control se basa en los siguientes elementos:

- En la parte del control proporcional, la señal de control a la salida del controlador está relacionada con la entrada mediante una constante proporcional. La ecuación del control proporcional es $k_p * e(t)$.

- El control integral tiene como propósito disminuir y eliminar el error provocado por el modo proporcional. El control integral actúa cuando hay una desviación entre la variable y el punto de consigna, integrando esta desviación en el tiempo y sumándola a la acción proporcional. La ecuación matemática que describe a un control integral es $k_i * \int e(t) dt$.
- La función de la acción derivativa es mantener el error al mínimo corrigiéndolo proporcionalmente con la misma velocidad con que se produce; de esta manera se evita que el error se incremente. La ecuación del control derivativo se expresa de la siguiente manera: $k_d * \frac{de(t)}{dt}$.

En la Figura C.1 se muestra un diagrama a bloques del sistema de control PID.

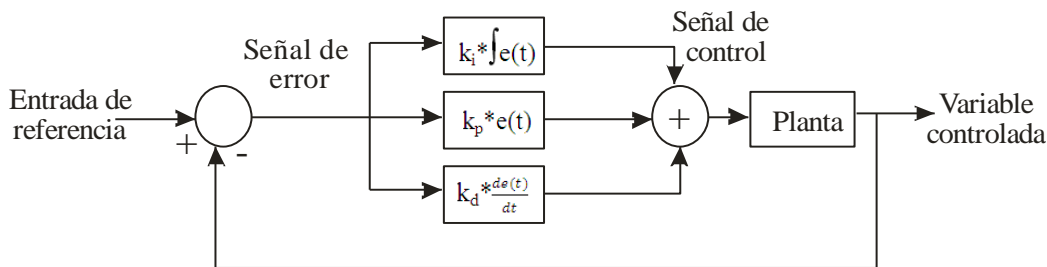


Figura C.1. Diagrama a bloques de un controlador PID .

En la industria actualmente se utilizan controles PID o PID modificados digitalmente haciendo uso de microprocesadores. El algoritmo del controlador puede ser codificado en lenguaje de alto nivel o en un lenguaje base como LabVIEW.

C.1. Sintonización de un controlador PID

Para que un controlador PID trabaje de manera adecuada se tiene que realizar el ajuste de las ganancias. En 1942 Ziegler y Nichols describieron procedimientos para la sintonización de controladores PID. Existen dos métodos para realizar la sintonización del controlador, ambas técnicas hacen suposiciones *a priori* sobre el modelo del sistema.

C.1.1. Primer método

Este método es válido sólo para plantas estables a lazo abierto y la respuesta es típica de un sistema de primer orden o una planta compuesta por una serie de sistemas de primer orden. La planta se caracteriza usando dos parámetros L y T , L es el tiempo de retardo y T la constante de tiempo. Los valores de L y T son obtenidos trazando una tangente en el punto de inflexión de la respuesta al escalón de la planta, las intersecciones con el eje del tiempo y el valor estacionario proporcionan estos valores (Figura C.2). La Tabla C.1 proporciona los valores de k_p , T_i y T_d usados en la sintonización del controlador [13, 15].

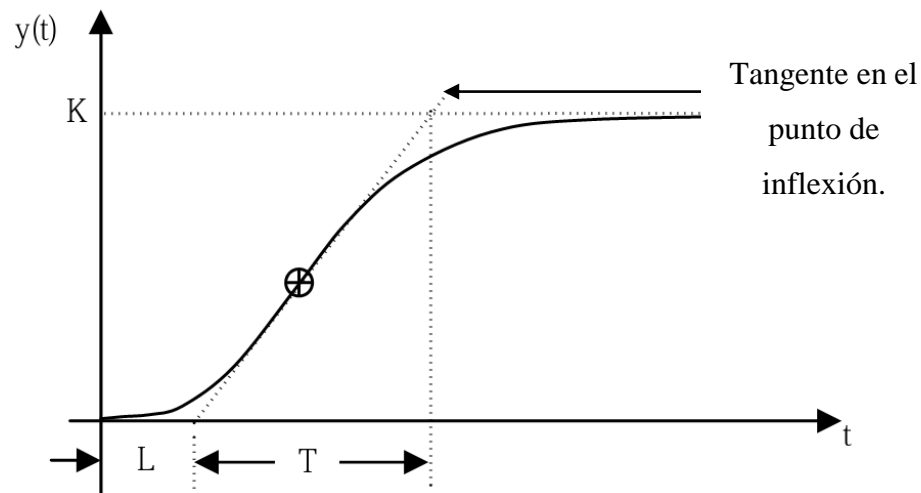


Figura C.2. Gráfica de la respuesta al escalón para aplicar Ziegler-Nichols [15].

Tabla C.1. Valores para sintonizar un PID por Ziegler – Nichols por primer método.

Tipo PID	k_p	$T_i = k_p/k_i$	$T_d = k_d/k_p$
P	$\frac{T}{L}$	∞	0
PI	$0.9 * \frac{T}{L}$	$\frac{L}{0.3}$	0
PID	$1.2 * \frac{T}{L}$	$2 * L$	$0.5 * L$

C.1.2. Segundo método

El segundo método está dirigido a plantas que presentan inestabilidad bajo un control proporcional. La sintonización se realiza mediante los siguientes pasos [13]:

1. Establecer las ganancias T_i y $T_d = 0$.
2. Incrementar la constante proporcional (k_p) desde 0 hasta un valor crítico $k_{cr}=P_{cr}$ en donde la salida presente oscilaciones sostenidas (Si la planta no presenta oscilaciones sostenidas no es posible aplicar éste método) (Figura C.3).
3. La ganancia k_{cr} y P_{cr} se determinan experimentalmente.
4. Se aplican las ganancias propuestas por Ziegler-Nichols de acuerdo a la Tabla C.2

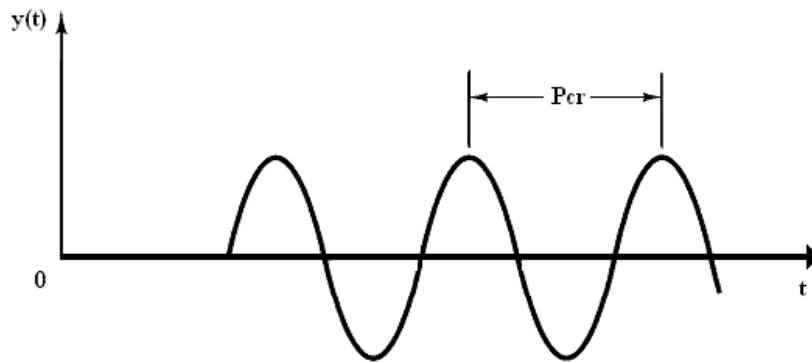


Figura C.3. Oscilación sostenida en un período P_{cr} .

Tabla C.2. Valores de sintonización de un PID por Ziegler -Nichols por el segundo método.

Tipo PID	k_p	$T_i=k_p/k_i$	$T_d=k_d/k_p$
P	$\frac{T}{L}$	∞	0
PI	$0.9 * \frac{T}{L}$	$\frac{L}{0.3}$	0
PID	$1.2 * \frac{T}{L}$	$2 * L$	$0.5 * L$