UNIVERSIDAD PERUANA DE CIENCIAS APLICADAS

FACULTAD DE INGENIERÍA

PROGRAMA DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA

**Implementación de prototipo de cámara hiperbárica portátil,
con control PID**

TESIS

Para optar el título profesional de: Ingeniero Electrónico

AUTOR

Castañeda Paulino, José Luis (0000-0002-1571-7587)

Haro Dávila, Paola Antonella (0000-0002-0459-2547)

ASESOR DE TESIS

Salas Arriarán, Sergio (0000-0002-4445-3410)

Lima, 18 de julio de 2018

Este proyecto está dedicado a las personas que presentan úlceras de pie diabético y que no pueden acceder a un tratamiento efectivo sea por falta de dinero, de un Estado presente y descentralizado, medios de transporte u otros. Se dedica también a todos los interesados en tener una referencia para a futuro crear un producto similar mejorado y netamente peruano. Dedicado especialmente a nuestros padres por motivarnos a lo largo del trayecto.

RESUMEN

La presente tesis tiene como objetivo principal el desarrollo de un controlador de presión de oxígeno contenido dentro de una cámara hiperbárica que no cuenta con cierre hermético, para que la misma pueda cumplir con las necesidades mínimas indicadas por los especialistas, que serán presentadas en el capítulo 1, de manera óptima, durante el tiempo de tratamiento. Para la elección del controlador se realizaron pruebas experimentales con un microcontrolador PIC, para los diversos tipos de control (P, PI, PD y PID), y, al mismo tiempo, pruebas simuladas con la herramienta Simulink, del programa MATLAB. Además, fueron comparados dos métodos para el diseño del controlador: el método de la respuesta al escalón de Ziegler-Nichols y el método del ángulo faltante. Con los resultados obtenidos, se logró demostrar que es posible compensar las fugas de oxígeno y mantener, el mayor tiempo posible, la presión de trabajo constante, según las especificaciones de los médicos. Finalmente, se concluye que el controlador adecuado para esta aplicación, es el control PID desarrollado con el método de Ziegler-Nichols, por su menor sobreimpulso, menor tiempo de establecimiento y su efecto de corrección del error (eliminación offset).

Palabras clave: Oxigenación hiperbárica, control proporcional, integral y derivativo (PID) para fugas, microcontrolador PIC, electroválvula proporcional, neovascularización.

ABSTRACT

This thesis' main objective is to develop a controller for the pressure generated by the oxygen contained inside a hyperbaric chamber with no hermetic seal, so that it can accomplish optimally the requisites indicated by the specialists (which will be shown in chapter 1), during the treatment. For the election of the controller, experimental tests were carried out with a PIC microcontroller for the different types of control (P, PI, PD, and PID), as well as simulated tests with MATLAB's Simulink tool. Additionally, two methods for controller design were compared: Ziegler-Nichols' step response method and the root locus approach. With the obtained results, it was demonstrated that the oxygen leaks were able to be compensated, maintaining the pressure operation point constant as much as possible in accordance with the medics' specifications. Finally, it is concluded that the adequate controller for this application is the PID controller designed with Ziegler-Nichols' method due to its smaller overshoot, its smaller settling time and its error correction effect (offset elimination).

Key words: Hyperbaric oxygen therapy, proportional, integral and derivative control (PID) for leaks, PIC microcontroller, proportional electrovalve, neovascularization.

Tabla de contenido

Tabla de contenido	5
INTRODUCCIÓN	16
CAPÍTULO 1. ASPECTOS INTRODUCTORIOS.....	18
1.1. Identificación del problema	18
1.2. Justificación	19
1.3. Aplicación.....	21
1.3.1. Condiciones a tratar	21
1.3.2. Público objetivo	22
1.4. Estado del arte.....	22
1.4.1. Diseño de controlador difuso para una variable en microcontrolador	23
1.4.2. Equipos para el tratamiento de úlceras en las extremidades.....	25
1.5. Ventajas y desventajas	28
1.6. Objetivo general.....	29
1.7. Objetivos específicos	29
1.7.1. Portabilidad	29
1.7.2. Bajo costo.....	29
1.7.3. Control de la presión (compensación de fugas).....	29
1.8. Descripción del equipo propuesto.....	29
1.8.1. Diagrama de bloques pictórico	30
CAPÍTULO 2. MARCO TEÓRICO	31
2.1. Señales y sistemas.....	31
2.2. Transformada de Laplace y función de transferencia	31
2.3. Sistemas de primer orden.....	32
2.4. Sistemas de segundo orden	32
2.4.1. Tipos de amortiguamiento y sus respuestas al escalón.....	33
2.4.2. Sistema de segundo orden subamortiguado	33
2.5. Op-amps.....	33
2.5.1. Op-amp como amplificador	34
2.5.1.1. Amplificador no inversor.....	34

2.6. Convertidor A/D	35
2.6.1. Muestreo	35
2.6.2. Cuantización y codificación.....	36
2.7. Sistemas de control de lazo cerrado.....	38
2.8. Modelo de sistema de control digital.....	38
2.9. Convertidor D/A	39
2.9.1. Convertidor digital-analógico PWM.....	39
2.10. Transformada Z.....	40
2.11. Control PID digital.....	40
2.12. Aproximación del control PID.....	42
2.13. Identificación y modelamiento de planta.....	42
2.13.1. Método 123c	45
2.14. Diseño de control PID: Método Ziegler-Nichols.....	46
2.14.1. Método basado en la respuesta al escalón.....	46
2.15. Modelamiento del control PID.....	48
2.15.1. Método de diseño de un controlador PID mediante el lugar geométrico de las raíces	48
2.15.1.1. Condición de ángulo	49
2.15.1.2. Condición de magnitud.....	50
2.16. Válvulas eléctricas proporcionales	50
2.16.1. Diagramas de flujo de las válvulas	51
2.17. Fuente de alimentación	51
2.17.1. Transformación.....	51
2.17.2. Rectificación	51
2.17.3. Etapa de filtrado.....	52
2.17.4. Etapa de regulación.....	52
2.18. Criterio de estabilidad de Routh-Hurwitz.....	52
2.19. Criterio de estabilidad de Jury	53
2.20. Método de la transformación bilineal: Transformada r	54
2.21. Retén de orden cero (ZOH).....	54
CAPÍTULO 3. DESCRIPCION DE LA ETAPA DE HARDWARE DEL SISTEMA PROPUESTO.....	56
3.1. Etapas del proyecto.....	56

3.1.1. Etapa de potencia (A).....	57
3.1.2. Etapa de procesamiento e interfaz (B).....	61
3.1.3. Etapa de adquisición (C).....	66
3.1.3.1. Sensor de presión	68
3.1.3.1.1. Rango dinámico con el sensor 40PC500G1A.....	70
3.1.3.1.2. Rango dinámico con el sensor 40PC030G1A.....	71
3.1.3.1.3. Rango dinámico con el sensor 40PC015G1A.....	73
3.1.3.1.4. Regla de correspondencia real del sensor 40PC015G1A	75
3.1.3.2. Sensor de temperatura.....	76
3.1.3.3. Sensor de humedad	79
3.1.3.3.1. Modificación del módulo	83
3.1.4. Etapa de accionamiento (D).....	85
3.1.4.1. Tanque de oxígeno tipo E	85
3.1.4.2. Regulador de oxígeno	86
3.1.4.3. Electroválvula Danfoss 032U8062	86
3.1.4.4. Bobina Danfoss 018Z0290	88
3.1.4.5. Humedecedor	89
3.2. Conexiones.....	90
3.2.1. Conexión regulador-humedecedor.....	90
3.2.2. Conexión humedecedor-cámara.....	92
3.2.3. Conexión manga-cámara	93
3.2.4. Conexión cámara-manómetro-válvula de bola	96
CAPÍTULO 4. DESCRIPCIÓN DEL FIRMWARE DEL SISTEMA PROPUESTO	98
4.1. Evolución de la configuración de la estructura electrónica digital	98
4.2. Diseño de control PID.....	98
4.2.1. Diagrama de bloques del sistema.....	99
4.2.1.1. Diagrama de bloques funcional del sistema de control	99
4.2.1.1.1. Diagrama de bloques matemático del sistema de control.....	99
4.2.1.1.2. Diagrama de bloques del sistema de control en tiempo discreto	100
4.2.2. Modelamiento de la planta del sistema.....	100
4.2.3. Diseño de control PID basado en el método de respuesta al escalón de Ziegler-Nichols	102
4.2.4. Diseño de control, basado en el método del ángulo faltante.....	104

4.3. Elección de firmware según la respuesta del control PID con y sin RTOS.....	107
4.3.1 Programación con RTOS	109
4.3.1.1. Respuesta del control PID con RTOS.....	112
4.3.2. Programación sin RTOS	113
4.3.2.1. Respuesta del control PID sin RTOS.....	114
4.3.3. Justificación de la elección mediante los resultados.....	116
4.4. Programación del firmware del equipo propuesto	119
4.4.1. Descripción del diagrama de flujo de la programación	119
CAPÍTULO 5. PRUEBAS, RESULTADOS Y VALIDACIÓN.....	128
5.1. Prueba de humedad.....	128
5.2. Validación de diseño.....	129
5.2.1 Normas de construcción.....	129
5.2.2 Portabilidad.....	132
5.2.3. Norma de seguridad	134
5.3. Validación de parámetros	135
5.3.1. Certificación de la presión	135
5.3.2. Certificación de la temperatura y humedad	136
5.3.3. Certificación de oxígeno	136
5.4. Validación del control.....	137
5.4.1. Prueba de adaptabilidad	138
5.4.2. Comparación del control PID con control P.....	141
5.4.3. Comparación del control PID con control PD	142
5.4.4. Comparación del control PID con control PI.....	143
5.4.5. Validación del PID por prueba de compensación.....	144
5.4.6. Validación por modelo matemático	144
5.4.7. Pruebas de estabilidad del sistema.....	145
5.4.7.1. Pruebas de estabilidad para el sistema con control basado en el método del ángulo faltante.....	146
5.4.7.1.1. Estabilidad mediante los polos en el plano z	146
5.4.7.1.2. Estabilidad mediante el método de transformación bilineal para el uso del criterio de Routh-Hurwitz	148
5.4.7.1.3. Estabilidad mediante el criterio de Jury.....	148

5.4.7.2. Pruebas de estabilidad para el sistema con control basado en Ziegler-Nichols	149
5.4.7.2.1. Estabilidad mediante los polos en el plano z:	149
5.4.7.2.2. Estabilidad mediante el método de transformación bilineal para el uso del criterio de Routh-Hurwitz	151
5.4.7.2.3. Estabilidad mediante el criterio de Jury	151
5.5. Validación económica.....	152
CONCLUSIONES	153
Recomendaciones	155
Limitaciones.....	156
Propuesta de mejoras	156
ANEXOS	157
Referencias bibliográficas.....	203

Índice de tablas

Tabla 1. Salidas posibles de un PWM de 3 bits en un PIC 18F4520.....	40
Tabla 2. Tabla de correspondencia para obtener las ganancias del controlador PID con método de respuesta al escalón.....	47
Tabla 3. Tabla de Routh-Hurwitz	53
Tabla 4. Correspondencia entre los terminales de la pantalla LCD y el PIC18F4520	64
Tabla 5. Reglas de correspondencia del modelo aproximado del sensor de humedad según condición de voltaje	80
Tabla 6. Comparación del comportamiento de las reglas de correspondencia del modelo aproximado con el comportamiento de la regla de correspondencia real del sensor de humedad en forma tabulada	82
Tabla 7. Comparación numérica entre las respuestas del PID en atmósferas relativas con y sin RTOS	116
Tabla 8. Comparación de valores de establecimientos reales con y sin RTOS en atmósferas relativas de forma tabulada	117
Tabla 9. Comparación de los sobreimpulsos con y sin RTOS.....	118
Tabla 10. Resumen tabulado de las corrientes de recinto y tierra. Se muestra la corriente medida sobre la corriente máxima permitida.....	135
Tabla 11. Tabulación de Routh-Hurwitz para el sistema en lazo cerrado con control obtenido mediante el método del ángulo faltante	148
Tabla 12. Tabulación de Routh-Hurwitz para el sistema en lazo cerrado con control obtenido mediante el método de Ziegler-Nichols.....	151
Tabla 13. Resumen de costos de insumos y fabricación para la creación de un equipo nuevo	152

Índice de figuras

Figura 1. Resultados a las 3 semanas de tratamiento.....	20
Figura 2. Resultados a las 5 semanas de tratamiento.....	20
Figura 3. Resultados a las 8 semanas de tratamiento.....	20
Figura 4. Diagrama esquemático del sistema de control de presión.....	23
Figura 5. Respuesta de control a tiempo real de un control fuzzy embebido a un set point de 1.0 lb/in ²	24
Figura 6. Respuesta de control a tiempo real de un control fuzzy embebido a un set point de 1.5 lb/in ²	24
Figura 7. Respuesta de control a tiempo real de un control fuzzy embebido a un set point de 2.0 lb/in ²	24
Figura 8. Cámara Génesis de Biotecnómica	25
Figura 9. Cámara AOTI Hyper-Box System en uso	27
Figura 10. Cámara Madeyski en uso.....	28
Figura 11. Diagrama de bloques pictórico.....	30
Figura 12. Representación de un sistema.....	31
Figura 13. Diferentes respuestas al escalón según factor de amortiguamiento	33
Figura 14. Esquemático de un op-amp	34
Figura 15. Configuración de op-amp en modo no inversor	34
Figura 16. Conversión A/D y sus subprocesos	35
Figura 17. Circuito de muestreo.....	35
Figura 18. Muestreo periódico de señal analógica.....	36
Figura 19. Cuantización y codificación de una señal analógica a digital	36
Figura 20. La cuantización implica la suma del error de cuantización a la señal muestreada.	37
Figura 21. Diagrama de bloques de control en lazo cerrado.....	38
Figura 22. Diagrama de bloques de un control digital en lazo cerrado	38
Figura 23. Señal PWM.....	39
Figura 24. La curva de reacción se genera al ingresarle al sistema una entrada tipo escalón	43
Figura 25. Señal de entrada tipo escalón	46
Figura 26. Curva de reacción ante escalón en la entrada. Se debe trazar la máxima pendiente (azul) para obtener los tiempos necesarios para calcular las ganancias del control	47

Figura 27. Cálculo de los ángulos formados por los polos y ceros para la realización de la condición de ángulo	50
Figura 28. Válvula proporcional 2/2	51
Figura 29. Diagrama de bloques de una fuente de alimentación	52
Figura 30. Equivalencia de convertidor D/A según Kuo	54
Figura 31. Sistema de control en lazo abierto en tiempo discreto	55
Figura 32. Demostración de hardware por etapas.....	56
Figura 33. Esquemático del circuito de potencia. Comprende rectificación, reguladores de voltaje, y carga de baterías.....	58
Figura 34. Ajuste de voltaje de salida regulada mediante resistencia R_2	59
Figura 35. Caja de potencia (vista frontal).....	60
Figura 36. Caja de potencia abierta (vista superior)	61
Figura 37. Esquemático del circuito de interfaz. Comprende un teclado matricial y una pantalla LCD 20x02	61
Figura 38. Cuantización a 10 bits	63
Figura 39. Malla eléctrica simple con dos resistencias en serie	65
Figura 40. Etapa de adquisición. Comprende las conexiones de los sensores de presión, humedad y temperatura.....	66
Figura 41. Diagrama de los circuitos de los sensores	67
Figura 42. Sensor Honeywell 40PC015G1A	68
Figura 43. Rango de operación de la señal a entrar al ADC y los posibles valores que podría tomar. Al ser un ADC de 3 bits, todo el rango posible de entrada se divide en 8	69
Figura 44. Regla de correspondencia del sensor 40PC500G1A	70
Figura 45. Porcentaje de rango dinámico usado con el sensor 40PC500G1A.....	71
Figura 46. Regla de correspondencia del sensor 40PC030G1A	71
Figura 47. Porcentaje de rango dinámico usado con el sensor 40PC030G1A.....	72
Figura 48. Regla de correspondencia del sensor 40PC500G1A	73
Figura 49. Porcentaje de rango dinámico usado con el sensor 40PC015G1A.....	74
Figura 50. Curva de reacción con escalón a los 50 segundos.....	75
Figura 51. Regla de correspondencia real, a utilizar en la programación, del sensor 40PC015G1A.....	76
Figura 52. Sensor de temperatura LM35DZ	76
Figura 53. Amplificación de la señal de salida del sensor de temperatura	78

Figura 54. Regla de correspondencia del sensor de temperatura sin amplificar.....	78
Figura 55. Regla de correspondencia del sensor de temperatura con amplificación	78
Figura 56. Módulo de sensor de humedad, KHM-10B.....	79
Figura 57. Sensor de humedad GY-HRTM203	79
Figura 58. Comparación del comportamiento de las reglas de correspondencia del modelo aproximado y real del sensor de humedad en forma gráfica	83
Figura 59. Módulo de humedad despojado del protector para su modificación.....	84
Figura 60. Cables JST-PH-3.0hembra-hembra.....	84
Figura 61. Cable y conectores hembra y macho mini molex 51021.....	84
Figura 62. Configuración final de la modificación del módulo de humedad	85
Figura 63. Cilindro de oxígeno tipo E	85
Figura 64. Regulador de flujo CGA-870	86
Figura 65. Válvula proporcional Danfoss 032U8062	87
Figura 66. Bobina Danfoss 018Z0290.....	88
Figura 67. Regla de correspondencia de la electroválvula Danfoss 018Z0290.....	88
Figura 68. Frasco humedecedor Hudson RCI para presiones altas	89
Figura 69. Conexiones entre el regulador de oxígeno y el frasco humedecedor	90
Figura 70. Conector DISS. Este conector ingresa al orificio del regulador de oxígeno	90
Figura 71. Configuración de adaptadores para obtener DISS hembra y NPT ¼.....	91
Figura 72. Adaptador NPT ¼ macho a DISS macho.....	91
Figura 73. La cánula se sujeta a la salida del humedecedor mediante una abrazadera de 8-12 mm. El oxígeno se humedece en este segmento e ingresa a la cámara mediante la cánula	92
Figura 74. Niple NPT de ¼ de acero inoxidable.....	92
Figura 75. Conexión entre la cámara y la manguera. La cánula se sujeta a un adaptador NPT de ¼ a cola manguera y se sujeta mediante una abrazadera	92
Figura 76. Tapa de acero inoxidable.....	93
Figura 77. Aro de caucho de dureza mixta (40-50 shore).....	93
Figura 78. Manga de neopreno con 3 ranuras para la inserción de 3 correas de velcro utilizadas para la conexión cámara-extremidad.....	95
Figura 79. Abrazadera de acero inoxidable de 227-239 mm	95
Figura 80. La boca de la cámara inicia libre	95
Figura 81. Se posiciona el anillo de caucho alrededor de la boca	95

Figura 82. Se posiciona la manga encima del anillo.....	96
Figura 83. Se posiciona la abrazadera encima de la manga y se ajusta	96
Figura 84. Conexión de la cámara al manómetro y válvula de bola mediante un conector tee	96
Figura 85. Diagrama de bloques funcional del sistema de control	99
Figura 86. Diagrama de bloques matemático del sistema de control, con ZOH	99
Figura 87. Diagrama de bloques del sistema de control en tiempo discreto.....	100
Figura 88. Identificación de la planta real mediante el método 123c	101
Figura 89. Respuesta al escalón en voltios. Imagen de osciloscopio.....	102
Figura 90. Respuesta al escalón en atmósferas relativas. Se muestran rectas hechas para facilitar la obtención de los tiempos requeridos para obtener coeficientes de control ..	103
Figura 91. Diagrama de bloques con funciones de transferencia con control basado en el método de Ziegler-Nichols	104
Figura 92. Lugar geométrico de las raíces de la planta con integrador	105
Figura 93. Cálculo de la componente real de la raíz a partir del ángulo faltante.....	106
Figura 94. Diagrama de bloques con funciones de transferencia con control basado en el método del ángulo faltante.....	107
Figura 95. La imagen muestra como en el caso propuesto por García Breijo el sistema RTOS mejora la salida del sistema a diferentes tiempos de muestreo.....	108
Figura 96. Diagrama de bloques de la programación con RTOS	109
Figura 97. Las respuestas del PID con RTOS superpuestas en una misma gráfica, utilizando manga de plástico PVC	112
Figura 98. Diagrama de bloques de la programación sin RTOS	113
Figura 99. Las respuestas del PID sin RTOS superpuestas en una misma gráfica, utilizando manga de plástico PVC	115
Figura 100. Comparación de valores de establecimientos reales con y sin RTOS en atmósferas relativas de forma graficada	118
Figura 101. Diagrama de flujo de la programación implementada	120
Figura 102. Diagrama de flujo de la inicialización del programa del microcontrolador.....	121
Figura 103. Diagrama de flujo del subprograma para el ingreso de la presión de establecimiento	122
Figura 104. Diagrama de flujo del subprograma para el ingreso del tiempo de tratamiento.	123
Figura 105. Diagrama de flujo de la ejecución del tratamiento	124

Figura 106. Lógica de la alarma de presión.....	126
Figura 107. Respuesta al PID con punto de operación en 0.06 atmósferas relativas	127
Figura 108. Efecto del oxígeno sin humedecer en la humedad dentro de la cámara.....	128
Figura 109. Humedad dentro de la cámara con oxígeno humidificado	129
Figura 110. Diseño inicial de la cámara hiperbárica.....	130
Figura 111. Diseño final de la cámara	131
Figura 112. Diseño final implementado. Se agregaron cobertores, una válvula de bola y un manómetro de 0-250 mbar	131
Figura 113. Dimensiones de la cámara	132
Figura 114. Dimensiones de la caja de potencia.....	133
Figura 115. Bolsa de nylon que facilita el traslado de oxígeno	134
Figura 116. Carga de prueba AAMI establecido por el estándar.....	135
Figura 117. Comparación de respuestas de control. 117a Control PID. 117b Control de lógica difusa.....	137
Figura 118. Control de presión programado a 0.07 atm con pierna del Autor 1	139
Figura 119. Control de presión programado a 0.07 atm con pierna del Autor 2	139
Figura 120. Control de presión programado a 0.04 atm con brazo del Autor 1	140
Figura 121. Control de presión programado a 0.04atm con brazo del Autor 2	140
Figura 122. Comparación de controles PID y P, con valor de presión programada de 0.05 atm	142
Figura 123. Comparación de controles PID y PD, con valor de presión programada de 0.05 atm.....	142
Figura 124. Comparación de controles PID y PI, con valor de presión programada de 0.05 atm.....	143
Figura 125. Compensación de fuga, generada por la apertura de la válvula de bola, debido al control PID, con presión de referencia de 0.07 atm.....	144
Figura 126. Superposición de la respuesta del PID del modelo matemático sobre la respuesta al PID real. Presión de trabajo: 0.06atm	145
Figura 127. Plano z con polos y ceros del sistema en lazo cerrado con el control obtenido mediante el método del ángulo faltante	147
Figura 128. Plano z con polos y ceros del sistema en lazo cerrado con el control obtenido mediante el método de Ziegler-Nichols.....	150

INTRODUCCIÓN

Las heridas crónicas, que son las que pueden fallar en su proceso de curación, son un significativo problema socioeconómico. Cualquier persona que sufra de una herida crónica en sus extremidades, indiferentemente de su etiología, experimenta una considerable cantidad de dolor, inmovilidad y una menor calidad de vida (Thackham, McElwain & Long, 2007). Este proyecto busca implementar un prototipo de cámara hiperbárica portátil, con el fin de acelerar el proceso de curación de las heridas crónicas (o úlceras) en las extremidades, brindando un tratamiento localizado que cumpla los requisitos básicos para dicho fin. Por lo tanto, para este proyecto se requiere desarrollar un controlador electrónico, cuya función es compensar fugas de oxígeno para cumplir con las presiones de trabajo requeridos para los tratamientos. Finalmente, para determinar el tipo de controlador adecuado para dicho fin, se realiza una comparación entre los distintos tipos de controladores (P, PI, PD y PID).

En el primer capítulo de esta tesis, se presentarán, de manera más detallada los aspectos introductorios, como la identificación del problema, aplicación, estado del arte, ventajas y desventajas y los objetivos del proyecto.

Para comprender el desarrollo del mismo y los métodos utilizados, se brindará al lector información importante dentro del marco teórico en el capítulo 2.

Dentro de lo correspondiente a la etapa de hardware se consideró la implementación de la cámara hiperbárica y sus componentes electrónicos, dividiéndolos en 4 etapas principales: Etapa de potencia, etapa de procesamiento e interfaz, etapa de adquisición y etapa de accionamiento, las cuales serán explicadas más específicamente en el capítulo 3.

En el capítulo 4, se plasma el proceso para la adquisición de la planta, y posteriormente el diseño del control elegido, el cual se programa en un microcontrolador PIC, a través del software MPLAB.

Luego de la unión entre el hardware y software, se realizaron diversas pruebas de funcionamiento y validaciones, presentadas en el capítulo 5; entre ellas, la comparación entre las señales de control proporcional, proporcional-derivativo, proporcional-integral y

proporcional-integral-derivativo. Asimismo, se realiza la comparación entre el diseño del control PID basado en el método de respuesta al escalón de Ziegler-Nichols y el modelamiento matemático del mismo a través del método del ángulo faltante. Para la simulación de este último se utilizó la herramienta Simulink, del programa MATLAB.

Con este último capítulo se concluye que es posible compensar las fugas de oxígeno para lograr un tratamiento eficaz. Además, se logra determinar que un control PID, basado en el método de Ziegler-Nichols, es el adecuado para realizar dicha función de manera óptima, ya que, por su menor sobreimpulso, menor tiempo de establecimiento y efecto de corrección de errores, en comparación con otros controladores, se mantiene constante por mayor tiempo la presión de trabajo.

CAPÍTULO 1. ASPECTOS INTRODUCTORIOS

1.1. Identificación del problema

Las úlceras en las extremidades tienden a persistir un periodo extendido de tiempo, en 45% de los pacientes que las contraen (Thackham et al., 2007). Según el Colegio Médico del Perú (2017), el 85% de las amputaciones son precedidas de una úlcera. Además, se debe tener en cuenta que el 64% de las amputaciones tienen lugar en los 4¹ grupos de departamentos con mayor índice de pobreza del país (Instituto Nacional de Estadística e Informática [INEI], 2017).

La oxigenación hiperbárica es efectiva para la cicatrización de estas heridas, acelerando su curación (Heng, 1993); sin embargo, los costos por sesión en cámaras hiperbáricas son aproximadamente 80 y 120 dólares (Maguiña, 2002) y el precio de una cámara hiperbárica monoplaza es en promedio de 125,000 USD (Comer, 2011), sin considerar los costos por transporte; tomando en consideración que, las mismas, tienen un peso aproximado de 850 kg y las siguientes dimensiones: largo 2.365 m, alto: 1.240 m.

Adicionalmente, se debe tener en cuenta que, debido al ambiente cerrado y altamente presurizado de una cámara hiperbárica monoplaza, se limita la accesibilidad de sus pacientes con claustrofobia, embarazadas, con problemas auditivos, entre otros (Devaraj & Srisakthi, 2014). Además, los efectos secundarios adversos que se podrían experimentar al someter al paciente en cuerpo entero, debido a las dimensiones de las cámaras que involucran las vías aéreas, son: Intoxicación por oxígeno, convulsiones, embolia gaseosa, parálisis, entre otros (Leach, 1998).

Por otro lado, una cámara hiperbárica para las extremidades, con menores dimensiones, también requiere que la presión de trabajo se mantenga en un valor específico, pues la función bactericida de los leucocitos requiere una mínima presión de oxígeno de al menos 1.039 atmósferas absolutas y, en algunos casos, presiones mayores podrían ser dañinas (Heng, 1993).

¹ 4 de 6 grupos de pobreza identificados por INEI (2017)

En resumen, debido a los costos por sesiones, equipo y/o transporte, distancias entre departamentos y dimensiones de las cámaras hiperbáricas en Perú, el tratamiento para las úlceras en las extremidades se vuelve inaccesible para las personas limitadas por sus contraindicaciones y/o condiciones económicas.

1.2. Justificación

La oxigenación hiperbárica favorece la cicatrización, ya que estimula directamente la replicación de diversas células de los tejidos, como los fibroblastos. Además, refuerza la acción de algunos antibióticos, y aumenta la acción bactericida de los glóbulos blancos. Todo esto conlleva a la neo-vascularización (generación de nuevos vasos sanguíneos), permitiendo la regeneración del tejido afectado (Heng, 1993; García et al., 2007). Para lograr este efecto, se requiere un dispositivo que mantenga la herida a una presión de oxígeno mayor a 0.03 atm relativas (GWR Medical Inc., 2017a; Copeland & Purvis, 2017).

Según la Dra. Madalene Heng (1993), en su paper "Topical Hyperbaric Therapy for Problem Skin Wounds", se observó que el transporte del oxígeno al tejido en proceso de curación depende en una gran cantidad de la difusión y no en la capacidad de carga de oxígeno en la sangre porque la distancia que recorre el oxígeno de los vasos sanguíneos requiere de 150µm o más para alcanzar el tejido isquémico de las úlceras. Por otro lado, con el envío de oxígeno hiperbárico tópico, las áreas isquémicas están separadas del oxígeno por una capa delgada de tejido de solo algunas micras de grosor.

Es importante mostrar la efectividad de un tratamiento con oxígeno aplicado directamente a la herida y no disuelto en la sangre por las vías aéreas como en los tratamientos sistémicos de las cámaras hiperbáricas monoplaza. Además, se confirma que, al lograr los parámetros indicados de una presión mayor a 1.03 ATA, oxígeno puro (96%) y humidificado, se pueden obtener los resultados que se detallan a continuación.

La cámara de la Association of Occupational Therapists of Ireland (AOTI) trabaja entregando oxígeno puro, humidificado y presurizado hasta 1.04 ATA, aplicado tópicamente a la herida (Tawfick & Sultan, 2012).

Figura 1. Resultados a las 3 semanas de tratamiento

Fuente: Derk, Griffith & AOTI

Figura 2. Resultados a las 5 semanas de tratamiento

Fuente: Derk, Griffith & AOTI

Figura 3. Resultados a las 8 semanas de tratamiento

Fuente: Derk, Griffith & AOTI

Las Figuras 1,2 y 3, fueron obtenidas en un estudio del uso de oxígeno tópico en una amputación postquirúrgica complicada con incisión y drenaje del pie, realizado por Francis Derk, Mike Griffiths (2013) y AOTI (2010).

Por lo expuesto, es posible tratar las heridas en las extremidades, sin la necesidad de involucrar el cuerpo entero, ni las vías aéreas del paciente. Esto permite el diseño de un prototipo que requiera presiones de oxígeno más bajas que las de una cámara hiperbárica monoplasa² (Heng, 1993) y con menores dimensiones y peso que las descritas en el inciso anterior, permitiendo su fácil traslado y la disminución de costos por fabricación.

Por otro lado, brindar un tratamiento localizado implicaría una apertura entre la cámara hiperbárica y la extremidad a tratar, por lo que el sello de la misma no sería hermético y dejaría escapar oxígeno, causando la disminución de presión dentro de la cámara.

Por estas razones, se propone la fabricación de un prototipo de cámara hiperbárica de fácil transporte, que pueda ayudar a las personas con heridas en sus extremidades y con un menor precio. Adicionalmente, como propuesta Ingenieril, se busca implementar un controlador

² Cámaras monoplasa con presiones de trabajo hasta 2-3 ATA

electrónico para mantener la presión en el valor de trabajo requerido, a pesar de cualquier fuga de oxígeno que se pueda presentar.

1.3. Aplicación

El oxígeno ha probado ser un elemento muy beneficioso para el ser humano tanto de forma sistémica como tópica (Medical Necessity Criteria Committee, 2017; Fischer, 1977). Muchos tratamientos localizados se ven forzados a realizarse en cámaras hiperbáricas, que se enfocan en tratamientos de cuerpo entero y oxígeno sistémico. Las cámaras hiperbáricas monoplasa son muy grandes y costosas³. Para facilitar el acceso a un tratamiento efectivo se diseñó un prototipo que podrá producirse con un precio de venta y tamaño menores que de las cámaras hiperbáricas monoplasa actuales.

A continuación, se detallan las aplicaciones según sus condiciones a tratar y su público objetivo.

1.3.1. Condiciones a tratar

La medicina de oxígeno tópico tiene una variedad amplia de condiciones que puede tratar y curar sin tener que someter al paciente en cuerpo entero a una cámara hermética que puede ocasionar muchos efectos secundarios negativos, tanto físicos como emocionales. Según PhD. Angie Purvis, se requiere una presión de 1.03 ATA (o 0.03 atm relativas) para heridas recalcitrantes (que se rehúsan a curar) (GWR Medical Inc., 2017a; Copeland y Purvis, 2017). Para el tratamiento de úlceras como son las úlceras de arteriosclerosis, de hipertensión, muñones, y úlceras traumáticas, en las extremidades, se recomienda tratamientos con presiones mínimas de 1.04 ATA, ya que tienen una base isquémica en común y se observó positivamente la creación de nuevos vasos sanguíneos en los estudios con tejido isquémicos a esta presión (Heng, 1993). Con esto se evidencia la importancia de agregar un controlador de presión para mantenerla en un rango específico de trabajo.

Algunas condiciones a tratar en las extremidades según el Dr. Madeyski (2017a):

- Presencia de tejido desvitalizado
- Úlceras de decúbito
- Heridas complejas con infección bacteriana y micótica

³Como se verá en la validación económica del capítulo 5

-Úlceras diabéticas

Algunas condiciones a tratar en las extremidades según GWR Medical Inc. (2017a):

-Infecciones post quirúrgicas

-Trasplantes cutáneos

-Quemaduras

-Amputaciones

-Congelamiento

1.3.2. Público objetivo

Debido a su tamaño de menores dimensiones, este equipo puede ser utilizado tanto por entidades que brinden servicios médicos a domicilio, como las que no. Este equipo se fabricó considerando los lugares alejados que no tienen acceso a una cámara hiperbárica, por lo que también está pensado en organizaciones sin fin de lucro o del Estado que puedan llevarlas en un medio de transporte o ambulancia a zonas alejadas y descentralizadas.

Adicionalmente, al minimizar los costos de fabricación, el costo de venta del equipo es menor a los precios mencionados anteriormente. Si bien el precio final es más bajo, el costo calculado es de 9,000 USD, siendo aún una suma significativa. Sin embargo, este precio de adquisición permite brindar un menor costo por sesión. De esta manera, el tratamiento se vuelve más accesible para personas de bajos recursos.

En cuanto a empresas, existen 20 928 establecimientos prestadores de servicios de salud activos, en Perú, de los cuales 12 047 son privados. Esto suma un número importante en cuanto a los posibles clientes para este proyecto (Superintendencia Nacional de Salud [SUSALUD], 2015).

1.4. Estado del arte

El estado del arte para este proyecto se divide en dos aspectos: El firmware (controlador), y el hardware (equipo médico).

1.4.1. Diseño de controlador difuso para una variable en microcontrolador

Existen innumerables diseños de controladores; todos varían dependiendo de la aplicación, inversión, entre otros aspectos. Un ejemplo de controlador es presentado en el siguiente paper publicado en la IEEE: "An Embedded Fuzzy Controller for Real Time Pressure Control". En el artículo se busca demostrar que el desarrollo de un control de lógica difusa de presión de aire en un microcontrolador reduciría los costos y aumentaría el performance en comparación a los controles clásicos en tiempo real para esta aplicación; la cual consiste en regular la presión de un tanque presurizado con aire, proveniente de un compresor que fluye a través de una válvula de control electro-neumática de igual porcentaje, comandada por un microcontrolador Atmel AT89C51RC.

El sistema presentado por Kanagaraj y Sivashanmugam (2006), además del microcontrolador y la válvula de control, comprende un ADC y un DAC externo, un teclado, una válvula de compuerta que asegura un flujo de salida constante, un transmisor de presión, y una PC para el registro y monitoreo de datos.

Figura 4. Diagrama esquemático del sistema de control de presión

Fuente: Kanagaraj & Sivashanmugam

En la Figura 4, se observa el diagrama esquemático del sistema experimental. El compresor proporciona el aire de manera continua y la presión dentro del tanque es medida en forma de corriente (4 a 20 mA), usando un transmisor de presión.

Se realizaron pruebas experimentales con tres presiones diferentes de 1, 1.5 y 2 lb/in² (0.068, 0.102 y 0.136 atm). En las Figuras 5, 6 y 7 se muestran los resultados de las pruebas realizadas con 1, 1.5 y 2 lb/in², respectivamente (Kanagaraj y Sivashanmugam, 2006).

Figura 5. Respuesta de control a tiempo real de un control fuzzy embebido a un set point de 1.0 lb/in²

Fuente: Kanagaraj &Sivashanmugam

Figura 6. Respuesta de control a tiempo real de un control fuzzy embebido a un set point de 1.5 lb/in²

Fuente: Kanagaraj &Sivashanmugam

Figura 7. Respuesta de control a tiempo real de un control fuzzy embebido a un set point de 2.0 lb/in²

Fuente: Kanagaraj &Sivashanmugam

Con esto, los autores concluyen que el sistema de control difuso utilizando un microcontrolador es más simple y rápido que otros controladores para esta misma aplicación y que, además, cumple el objetivo de reducción de costos (Kanagaraj y Sivashanmugam, 2006).

1.4.2. Equipos para el tratamiento de úlceras en las extremidades

A nivel mundial se pueden encontrar diversas opciones en cuanto a equipos y tratamientos para condiciones para la piel. En Lima, existen dos entidades competentes en medicina hiperbárica estas son Biotecnómica, quienes fabrican sus propias cámaras hiperbáricas y cuentan con más de 15 años de experiencia en metalmecánica, especializándose en tanques a presión, cámara hiperbárica monoplaza, etc., y Oxivida y Salud, una institución que brinda servicios de oxigenoterapia hiperbárica, ozonoterapia, terapia "anti-aging", entre otros; pero que usa los mismos equipos proporcionados por Biotecnómica

Figura 8. Cámara Génesis de Biotecnómica

Fuente: Biotecnómica

En algunos otros centros, como el Centro de Medicina Hiperbárica, se utilizan cámaras hiperbáricas de marca Sechrist (Sechrist, 2010).

Las cámaras hiperbáricas monoplaza están diseñadas para que una sola persona las ocupe, de ahí el prefijo "Mono". Biotecnómica previamente contaba con un sólo modelo llamado Génesis I. Esta cámara contiene un recipiente hermético el cual se lleva a una presión mayor de 2 ATA (hasta 3) con un porcentaje de oxígeno del 99.5%. De esta forma, se logra, por cada inhalación, ingresar 15 veces más oxígeno de lo que normalmente se hace en presión atmosférica (BioTecnoMedica, 2017). El modelo se fue adaptando hasta llegar al modelo Génesis mostrado en la Figura 8. Este modelo consta de un tubo de acero y tubo de acrílico, además trabaja con un suministro de oxígeno de 50 a 70 psi (3.40 a 4.76 ATA). Cuenta con un tamaño muy extenso; su volumen interno es de 1.179 m³, con una longitud externa de 2.5

m y ancho de 1.1 m. Su peso es de 950 kg aproximadamente. Debido a que la presión a la cual se lleva la cámara es mayor a 0.03 atm, ya no es requerida la circulación de la hemoglobina como un transporte de oxígeno, sino que el oxígeno se disuelve en el plasma y esto promueve condiciones ideales para la recuperación de heridas (BioTecnoMedica, 2014a). Tiene un panel de control con un intercomunicador, para que el paciente adentro pueda escuchar; también se le puede hablar por "walkie-talkie". Cuenta con un reloj para revisar el tiempo de compresión y descompresión. Una válvula manual tipo bola, o válvula de alivio, de emergencia se encuentra al costado del "walkie-talkie", seguido por un profundímetro de aguja (BioTecnoMedica, 2011).

La gran ventaja de estos tipos de cámaras es que el oxígeno se absorbe del oxígeno presurizado en la cámara mediante los pulmones y también mediante la piel, por lo cual es posible reducir la cantidad de sesiones necesarias para el tratamiento de algunas úlceras en la piel (BaroMedical, 2014). Adicionalmente, se puede usar esta misma cámara para el tratamiento de hipoxia, psoriasis, celulitis infecciosa, enfermedad descompresiva, embolismos aéreos, otitis externa maligna, entre otras condiciones (Tecnología Médica, 2009).

Una desventaja de estas cámaras, es la velocidad de descompresión sin control; pues, puede llevar a causar la enfermedad de descompresión si hay un cambio muy brusco de presiones muy rápidamente. De hecho, la cámara Génesis no es automatizada, en otras palabras, es manual. Las válvulas se tienen que operar manualmente, tanto para la compresión, descompresión, y la circulación de oxígeno (BioTecnoMedica, 2011). Otra gran desventaja es que, para tratar solamente una parte del cuerpo, tan pequeña como puede ser un pie o una mano, es necesario una máquina muy grande, ya que las cámaras hiperbáricas monoplaza incluyen a todo el cuerpo de la persona. Adicionalmente, la cámara monoplaza Génisis cuenta con medidores de presión y profundidad analógicas, por lo que se pueden conllevar a errores de medición.

Otras alternativas para tratamientos de condiciones de la piel son cámaras similares al equipo propuesto, como se muestran a continuación, cuyos principales fabricantes se encuentran en los Estados Unidos e Italia.

AOTI Hyper-Box System, presentado en la Figura 9, es un equipo médico americano con un cuerpo acrílico transparente y de forma prismática. El precio de venta ofrecido por el director de finanzas y servicio al cliente Anthony Moffatt es de 15,000 USD, sin incluir el costo por transporte de 750 USD y costos adicionales en el territorio peruano por parte de aduanas.

Figura 9. Cámara AOTI Hyper-Box System en uso

Fuente: AOTI

El tratamiento que brinda este equipo se basa en presión cíclica desde los 0 atm a 0.049 atm (Association of Occupational Therapists of Ireland [AOTI], 2016). Si bien la ventaja de este equipo es que al ser de acrílico es menos pesado, tiene una geometría con ángulos agudos que promueve el almacenamiento de suciedad y bacterias. Por otro lado, la presión cíclica que ofrece AOTI puede ocasionar deterioración iatrogénica (daño causado por el tratamiento) y ser perjudicial para las úlceras isquémicas de pacientes con diabetes; por lo tanto, estas personas se ven excluidas en su uso (Tawfick & Sultan, 2012).

En Italia, el Dr. Paolo Madeyski, cirujano general, desarrolló una cámara hiperbárica llamada "Camera Madeyski" de material transparente, similar al AOTI lo cual facilita su transporte. El tratamiento que brinda esta cámara es con oxígeno puro (Madeyski, 2017b); no obstante, la presión de trabajo es de 0.0026 a 0.0039 atm (Madeyski, 2017c) por lo que no cuenta con un mecanismo electromecánico que aumente la presión, ni con un controlador que la regule. Esta cámara se visualiza en la Figura 10.

Figura 10. Cámara Madeyski en uso

Fuente: Paolo Madeyski

1.5. Ventajas y desventajas

El diseño actual de las cámaras hiperbáricas incluye todo el cuerpo de la persona a tratar, por esta razón, no se permite más de una sesión al día, debido a los efectos secundarios negativos del oxígeno, como la intoxicación, barotraumas, entre otros (Leach, 1998). Además, este diseño tampoco permite que un paciente con presión alta pueda ingresar al tratamiento. Ambos casos se podrían evitar si se trata específicamente a la herida y no a todo el cuerpo, que es lo que se plantea con este proyecto.

Las cámaras actuales, inclusive algunas cámaras monoplazas que son portátiles, tienen un tamaño grande, incluyendo los accesorios. En cambio, la cámara propuesta es más pequeña, ya que es solo para las extremidades del cuerpo, por lo mismo, también es más ligera, lo que la hace portable.

La principal desventaja de la cámara a desarrollar es que se limitan las aplicaciones de esta; es decir, esta cámara hiperbárica no podrá ser utilizada para el tratamiento de celulitis (piel de naranja), nivelación de presión para buzos, acné, etc. Sin embargo, este proyecto tiene un fin específico y es el tratar las úlceras o heridas en las extremidades, a manera de evitar la gangrena y la amputación de los miembros afectados.

Por otro lado, la principal ventaja del prototipo propuesto en este proyecto, además de su bajo costo y accesibilidad, es su control PID que permite mantener la presión de trabajo estable, a pesar de no tratarse de una cámara herméticamente cerrada.

1.6. Objetivo general

Desarrollar un prototipo de cámara hiperbárica portable, de bajo costo, con un control electrónico programable que compense fugas de oxígeno y que proporcione la presión requerida según el tratamiento deseado para las extremidades del cuerpo.

1.7. Objetivos específicos

A continuación, se mencionan los objetivos específicos.

1.7.1. Portabilidad

Lograr la portabilidad del equipo propuesto mediante la implementación de un equipo con peso y dimensiones mucho menores que las de una cámara hiperbárica monoplaza.

1.7.2. Bajo costo

Diseñar e implementar una cámara hiperbárica de bajo costo para ofrecer un precio de venta menor al de las cámaras hiperbáricas actuales, cuyo costo promedio es de 125,000 USD para cámaras monoplaza y de 15,000 USD aproximadamente para cámaras para las extremidades.

1.7.3. Control de la presión (compensación de fugas)

Desarrollar un control eficiente para mantener la presión constante el mayor tiempo posible, compensando la disminución de presión ocasionada por fugas de oxígeno, reduciendo el error del estado estacionario.

1.8. Descripción del equipo propuesto

Este proyecto se basa en un prototipo de equipo médico alternativo a las cámaras hiperbáricas comunes, se trata de un equipo destinado al tratamiento con oxígeno a las extremidades del cuerpo. Lo novedoso de este equipo es su sistema de control PID para la presión de oxígeno dentro del mismo, lo cual está demostrado mediante una patente de modelo de utilidad otorgado por la INDECOPI (ver anexo 9). Se buscará traducir la integración y armonía entre conocimientos de electrónica analógica y digital, mecánica y medicina a un equipo médico que requiera de poca instrucción para un simple y efectivo tratamiento. Además, este proyecto tiene como finalidad llegar a quienes desean obtener algunos de los tratamientos de

las cámaras hiperbáricas pero que no cuentan con establecimientos cercanos o con los recursos económicos suficientes.

1.8.1. Diagrama de bloques pictórico

A continuación, en la Figura 11, se muestra el diagrama pictórico del sistema empleado, cuyas etapas serán descritas en el inciso 3.1.

Figura 11. Diagrama de bloques pictórico

Fuente: Elaboración propia

CAPÍTULO 2. MARCO TEÓRICO

2.1. Señales y sistemas

Se trabaja con el concepto de que toda señal es creada a través de un estímulo (señal de entrada) que atraviesa o ingresa a un sistema, como mostrado en la Figura 12.

Figura 12. Representación de un sistema

Fuente: Elaboración propia

La cámara hiperbárica en cuestión es un sistema, ya que al ingresarle un estímulo eléctrico se genera una presión de salida o señal de presión. El sistema puede ser lineal o no lineal dependiendo cómo actúa el sistema sobre la señal de ingreso para generar una señal de salida. Operaciones lineales sobre las diferentes señales de entrada serán características de un sistema lineal (Proakis y Manolakis, 2007).

2.2. Transformada de Laplace y función de transferencia

Los diferentes tipos de sistemas de control suelen estudiarse en términos de la variable "s"; una de las razones es que de esta forma se facilita la visualización de las raíces que caracterizan a los sistemas. "s" es la variable de Laplace, utilizada en las transformadas de Laplace. Esta es una variable compleja, tiene una componente real " σ " y una componente imaginaria " ω ":

$$s = \sigma + j\omega \quad (2.1)$$

Para poder entender las funciones que describen los sistemas en términos de la variable "s" es necesario entender la relación que hay entre las entradas y las salidas del sistema en el dominio de "s" o en el dominio de la frecuencia. Una entrada $x(t)$ al someterse a la

transformada de Laplace, resultaría en un $X(s)$. De forma similar, una salida $y(t)$ mediante la transformada de Laplace resultaría en un $Y(s)$; no obstante, estas son sólo las denominaciones de las señales transformadas. Para transformar una función $f(t)$ en el dominio del tiempo a una función en el dominio de "s", se realiza la operación dictada por su definición (Ogata, 2010):

$$F(s) = \int_0^{\infty} e^{-st} dt [f(t)] = \int_0^{\infty} f(t) e^{-st} dt \quad (2.2)$$

Mientras que en el tiempo, para obtener la salida $y(t)$ correspondiente a una entrada de estímulo $x(t)$, es necesario hacer la convolución entre la señal de entrada $x(t)$ y la respuesta al impulso $h(t)$; en la frecuencia, la salida $Y(s)$ se puede obtener simplemente multiplicando la entrada $X(s)$ por $H(s)$:

$$Y(s) = X(s)H(s) \quad (2.3)$$

Por lo tanto,

$$H(s) = \frac{Y(s)}{X(s)} \quad (2.4)$$

Describe la relación entre la salida y la entrada en la frecuencia, lo que en general describe el comportamiento del sistema. Este término se denomina *la función de transferencia* de un sistema.

2.3. Sistemas de primer orden

Los sistemas tratados en un sistema de control pueden ser de primer orden, segundo o de orden superior. Los sistemas de primer orden suelen tener una configuración como:

$$\frac{S(s)}{E(s)} = \frac{1}{Ts + 1} \quad (2.5)$$

2.4. Sistemas de segundo orden

Un sistema de segundo orden presenta una función de transferencia como sigue:

$$\frac{S(s)}{E(s)} = \frac{\omega_n^2}{s^2 + 2\xi \omega_n s + \omega_n^2} \quad (2.6)$$

Como se puede observar, el comportamiento del sistema se basa en los valores del factor de amortiguamiento (ξ) y la frecuencia natural (ω_n).

2.4.1. Tipos de amortiguamiento y sus respuestas al escalón

A continuación, en la Figura 13, se presenta visualmente el tipo de respuesta al escalón según el tipo de amortiguamiento del sistema.

Figura 13. Diferentes respuestas al escalón según factor de amortiguamiento

Fuente: Elaboración propia

2.4.2. Sistema de segundo orden subamortiguado

Cuando el factor de amortiguamiento es mayor que cero y mayor que uno,

$$0 < \xi < 1 \quad (2.7)$$

Entonces se dice que el sistema es subamortiguado. Sus polos serán dos polos complejos conjugados posicionados en el lado izquierdo del plano s:

$$s_{1,2} = -\xi\omega_n \pm j\omega_n\sqrt{1-\xi^2} \quad (2.8)$$

Si el valor del factor de amortiguamiento es 0, no habrá amortiguación alguna en su estado transitorio y la respuesta del sistema tendrá una oscilación permanente (Ogata, 2010).

2.5. Op-amps

El op-amp (operational amplifier) es un circuito integrado que, en este proyecto, será utilizado para amplificar señales de voltaje. En la Figura 14 se muestra el esquemático de uno op-amp.

Figura 14. Esquemático de un op-amp

Fuente: Elaboración propia

2.5.1. Op-amp como amplificador

El op-amp puede utilizarse como amplificador; en otras palabras, a una entrada se le puede aplicar una ganancia determinada por el arreglo de resistencias y de esta forma multiplicar su valor.

2.5.1.1. Amplificador no inversor

Figura 15. Configuración de op-amp en modo no inversor

Fuente: Elaboración propia

Como dicta su nombre, no invierte la señal de entrada como la configuración de amplificador inversor. Esta configuración (que se aprecia en la Figura 15) también se encuentra en modo de retroalimentación negativa, por lo que el voltaje en V_{IN2} será igual al voltaje en V_{IN1} e igual a V_{IN} . Nuevamente, la corriente ingresada por el terminal de la entrada inversora es prácticamente nula, por lo que al aplicar la ley de Kirchhoff en el nodo V_{IN2} se tiene (EE Academy, 2015):

$$\frac{0 - V_{IN}}{R_{IN}} = \frac{V_{IN} - V_{OUT}}{R_F} \quad (2.9)$$

Agrupando los términos de la ecuación 2.9 en la ecuación 2.10:

$$\frac{V_{OUT}}{R_F} = V_{IN} \left(\frac{1}{R_F} + \frac{1}{R_{IN}} \right) \quad (2.10)$$

Se tiene la ecuación 2.11

$$V_{OUT} = V_{IN} \left(1 + \frac{R_F}{R_{IN}} \right) \quad (2.11)$$

2.6. Convertidor A/D

Con los avances de la tecnología y la creación de computadoras, surgió un nuevo método para poder procesar señales. El único problema era que las señales naturales eran analógicas y continuas en el tiempo y las computadoras no eran compatibles con estas características. Para sobrepasar este obstáculo fue necesaria la creación de convertidores analógico/digital (A/D).

El proceso de la conversión analógica-digital se compone de 3 subprocesos, señalados en la Figura 16: Muestreo, cuantificación y codificación (Proakis y Manolakis, 2007).

Figura 16. Conversión A/D y sus subprocesos

Fuente: Elaboración propia

2.6.1. Muestreo

La esencia de la toma de muestras se ilustra a continuación en la Figura 17:

Figura 17. Circuito de muestreo

Fuente: Elaboración propia

El switch conmuta en un intervalo constante para un muestreo uniforme y la señal analógica es reflejada en la señal muestreada como mostrado en la Figura 18.

Figura 18. Muestreo periódico de señal analógica

Fuente: Elaboración propia

La señal analógica $x(t)$ que es continua, es muestreada cada " T " segundos, para generar la señal muestreada $x(n)$ que es de carácter discreto.

2.6.2. Cuantización y codificación

Una vez obtenida la señal muestreada $x(n)$, que es de carácter discreto y con una amplitud continua, se procede a transformarla a una señal discreta con amplitudes discretas, con un número finito de posibilidades y representado con un número finito de dígitos. Esto se lo conoce como cuantización, representado en la Figura 19.

Figura 19. Cuantización y codificación de una señal analógica a digital

Fuente: Elaboración propia

Al pasar de infinitas posibilidades a posibilidades finitas se pierde información ya que las opciones se limitan. Esta pérdida de información es representada por una variación entre el valor de la muestra $x(n)$ y el valor cuantizado $q(n)$.

Figura 20. La cuantización implica la suma del error de cuantización a la señal muestreada

Fuente: Elaboración propia

Esa variación se debe a la adición del error de cuantización $e_q(n)$ a la señal muestreada $x(n)$ para obtener la señal cuantizada $q(n)$, como muestra la Figura 20. Como se puede deducir de la imagen:

$$q(n) = x(n) + e_q(n) \quad (2.12)$$

El error de cuantización puede disminuirse ya que está en función del intervalo de cuantización. Este a su vez está en función del rango dinámico (valor máximo de entrada $x_{\max}$ menos el valor mínimo $x_{\min}$) y el número de niveles de cuantización que viene dado por:

$$\text{Número de niveles} = 2^{rb} \quad (2.13)$$

Donde "rb" representa el número de bits usados para la cuantización.

El intervalo de cuantización es igual a la ecuación 2.14:

$$\Delta = \frac{x_{\max} - x_{\min}}{2^{rb}} \quad (2.14)$$

Y debido al redondeo que ocurre para posicionar una muestra al nivel de cuantización más cercano, sea superior o inferior, el error de cuantización tendrá un límite definido por:

$$-\frac{\Delta}{2} \leq e_q(n) \leq \frac{\Delta}{2} \quad (2.15)$$

Como visto en la Figura 19, cada nivel de cuantización tiene asignado un código binario de longitud equivalente al número de bits usados. El proceso de la asignación de cada muestra con su respectivo código binario se le reconoce como la *codificación* (Kemper, 2014).

2.7. Sistemas de control de lazo cerrado

Figura 21. Diagrama de bloques de control en lazo cerrado

Fuente: Elaboración propia

Un sistema de control de lazo cerrado (Figura 21) es aquel sistema en la que la salida del proceso se la compara con la entrada de referencia para obtener un error el cual dará perspectiva al controlador para reacomodar la señal que ingresa al actuador. De esta forma se puede llegar al valor deseado pese a las perturbaciones externas que se puedan presentar (Ogata, 2010).

2.8. Modelo de sistema de control digital

A diferencia de un sistema de control analógico, el control de la computadora (procesador) en un sistema de control digital (Figura 22) necesita poder comunicarse con el actuador que genera el proceso como también comunicarse con el sensor de la variable a controlar para poder hacer una realimentación y disminuir el error entre la referencia y la variable. Como la entrada del actuador a trabajar es analógica, un convertidor digital-analógico será necesario para traducir la señal de control que sale de la computadora. Los sensores utilizados generan una señal analógica que deberá ser traducida mediante un convertidor analógico-digital para el entendimiento de la computadora (Sami Fadali y Visioli, 2013).

Figura 22. Diagrama de bloques de un control digital en lazo cerrado

Fuente: Elaboración propia

2.9. Convertidor D/A

Para poder procesar digitalmente las señales obtenidas de un sensor, es necesario hacer uso de un convertidor digital/analógico.

2.9.1. Convertidor digital-analógico PWM

No todos los microcontroladores cuentan con un convertidor digital-analógico, como es en el caso de este proyecto; incluso algunos FPGA carecen de un módulo de convertidor digital-analógico. Para estos casos, es posible superar el problema mediante un PWM (Pulse Width Modulation) que actúa de convertidor D/A. Su señal se aprecia en la Figura 23.

Figura 23. Señal PWM

Fuente: Elaboración propia

El voltaje medio del PWM representará el voltaje de salida del convertidor D/A. La relación entre el tiempo en alto (T_{ON}) y el tiempo en bajo (T_{OFF}) determinará el voltaje medio de salida V_o . Este voltaje vendría a representarse mediante la ecuación 2.16:

$$V_o = DutyCycle[V_s] \quad (2.16)$$

Donde se obtiene la ecuación 2.17:

$$DutyCycle = \frac{T_{ON}}{T_{ON} + T_{OFF}} \quad (2.17)$$

El PWM de la imagen vendría a representar un convertidor D/A de 3 bits, puesto a que 8 combinaciones de voltaje son posibles de obtener: 0, $V_s/7$, $V_s 2/7$, $V_s 3/7$, $V_s 4/7$, $V_s 5/7$, $V_s 6/7$ y V_s . V_s es el valor máximo de salida; en el caso del microcontrolador PIC18F4520 son 5 voltios. En la Tabla 1 se presentan las posibles salidas en voltios de un PWM de 3 bits con un PIC 18F4520.

Tabla 1. Salidas posibles de un PWM de 3 bits en un PIC 18F4520

Código Binario	Vo (V)
000	0.000
001	0.714
010	1.429
011	2.143
100	2.857
101	3.571
110	4.286
111	5.000

Fuente: Elaboración propia

2.10. Transformada Z

La transformada Z sirve de herramienta para poder analizar sistemas y señales discretas en el tiempo así como la transformada de Laplace se utiliza para analizar los sistemas y señales continuas en el tiempo (Proakis y Manolakis, 2007). Puede ser utilizada para analizar la ecuación del control PID y traducirla a códigos de programación para su implementación.

La transformación de una señal discreta en el tiempo $f(n)$ a una serie de potencias (transformada Z) se logra mediante:

$$F(z) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} f(n)z^{-n} \quad (2.18)$$

2.11. Control PID digital

Se toma en cuenta que la señal de un control PID de la siguiente forma:

$$u(t) = K_p e(t) + \frac{K_p}{T_i} \int_0^t e(t) dt + K_p T_d \frac{de(t)}{dt} \quad (2.19)$$

Debido a que el PIC es un dispositivo digital, los cálculos se basan en un error (entre el valor de establecimiento deseado y el valor de la variable actual) de carácter discreto. Por lo tanto,

la ecuación de control del PIC no puede regirse de una variable continua como el error en el dominio del tiempo. Al aplicar la transformada de Laplace, se obtiene la siguiente ecuación:

$$U(s) = K_p E(s) + \frac{K_p}{T_i} \frac{1}{s} E(s) + K_p T_d s E(s) \quad (2.20)$$

Agrupando términos, se obtiene:

$$U(s) = K_p \left[1 + \frac{1}{T_i s} + T_d s \right] E(s) \quad (2.21)$$

Dado que el procesamiento del PIC se basa en datos discretos y que la transformada Z se puede considerar como un equivalente discreto de la transformada de Laplace (Das, 2012), se realiza su equivalencia en transformada Z:

$$U(z) = K_p \left[1 + \frac{1}{T_i \frac{z-1}{Tz}} + T_d \frac{z-1}{Tz} \right] E(z) \quad (2.22)$$

$$U(z) = K_p \left[1 + \frac{T}{T_i} \frac{1}{(1-z^{-1})} + \frac{T_d}{T} \frac{(1-z^{-1})}{1} \right] E(z) \quad (2.23)$$

Tomando en consideración la equivalencia de los coeficientes de control en las ecuaciones 2.24, 2.25 y 2.26:

$$a = k_p \quad (2.24)$$

$$b = \frac{k_p T}{T_i} \quad (2.25)$$

$$c = \frac{k_p T_d}{T} \quad (2.26)$$

La ecuación de control en el dominio z, sería la ecuación 2.27 (García, 2008):

$$U(z) = aE(z) + b \frac{1}{(1-z^{-1})} E(z) + c \frac{(1-z^{-1})}{1} E(z) \quad (2.27)$$

La señal de control $U(z)$ tiene 3 sumandos, los cuales conforman la señal en su integridad: el componente proporcional, integral y derivativo. Finalmente, la señal de control del PID en la

programación con sus tres componentes (proporcional integral y derivativo) tendrá la siguiente forma:

$$u = a * eP + b * eP + iP0 + c(eP - eP0) \quad (2.28)$$

2.12. Aproximación del control PID

Tomando en cuenta que el error sería un escalón como en el caso propuesto anteriormente, la señal de control $u(t)$ presentaría un delta de Dirac debido a que la derivada del escalón es un impulso, lo cual no es real. Para generar un control PID real, se reemplazará $T_d s$ por:

$$\frac{T_d s}{\tau_D s + 1} ; 0.1 \leq \tau_D \leq 0.2 \quad (2.29)$$

Mientras más pequeño sea el nuevo tiempo derivativo τ_D , más cercana será la aproximación. Con esta aproximación, la función de transferencia del controlador PID real tomará la siguiente forma (Mazzone, 2002):

$$C_{PID}(s) = K_p \left(1 + \frac{1}{T_i s} + \frac{T_d s}{\tau_D s + 1} \right) \quad (2.30)$$

2.13. Identificación y modelamiento de planta

Existen diversos métodos para lograr una identificación de planta, o modelamiento de un sistema. Estos métodos serán de utilidad para modelar un sistema de primer orden de la siguiente forma (Alfaro, 2006):

$$G_{p1}(s) = \frac{k_p e^{-t_m s}}{\tau s + 1} \quad (2.31)$$

Este modelo incluye un exponencial que representa el tiempo muerto. El sistema, por lo general, no presenta una salida de forma instantánea por los obstáculos físicos y limitaciones que presenta, por lo que en el tiempo se puede representar mediante un retardo:

$$(t - t_m) \quad (2.32)$$

Al aplicar la transformada de Laplace, el retardo toma la forma:

$$e^{-t_m s} \quad (2.33)$$

Los parámetros requeridos para modelar el sistema son: tiempo muerto t_m , ganancia k_p , y constante de tiempo τ . Estos son obtenibles a partir de la curva de reacción del sistema que resulta de ingresarle un escalón: La curva de reacción se denomina $y(t)$ en la Figura 24.

Figura 24. La curva de reacción se genera al ingresarle al sistema una entrada tipo escalón

Fuente: Elaboración propia

La curva de reacción, salida del sistema al ingresarle como entrada el escalón $u(t)$, es representada por $y(t)$. El cambio entre el valor en tiempo infinito y el valor en tiempo inicial del escalón es representado por Δu mientras que el cambio entre el valor en tiempo infinito y el valor en tiempo inicial de la señal del proceso es representado por Δy .

La ganancia del modelo, denominada " k_p ", puede obtenerse mediante la división entre Δy y Δu :

$$k_p = \frac{\Delta y}{\Delta u} \quad (2.34)$$

La respuesta para un sistema de primer orden a un escalón Víctor M. Alfaro (2006) se representa mediante:

$$y = \begin{cases} 0 & 0 \leq t \leq t_m \\ k_p [1 - e^{-(t-t_m)/\tau}] \Delta u & t_m \leq t \end{cases} \quad (2.35)$$

Donde t_m es el tiempo muerto del modelo y τ la constante de tiempo. De la ecuación anterior, se puede despejar la variable t para obtener el tiempo requerido para llegar a un valor determinado de la respuesta del sistema:

$$t = t_m - \tau \ln \left(1 - \frac{1}{k_p \Delta u} y \right) \quad (2.36)$$

Donde se tiene la ecuación 2.37:

$$k_p \Delta u \quad (2.37)$$

Representa el cambio final Δy de la respuesta al escalón y , en la ecuación 2.38:

$$\frac{y}{k_p \Delta u} = x ; 0 \leq x \leq 1 \quad (2.38)$$

La ecuación 2.38 representaría un valor fraccional del cambio total de la respuesta al escalón para el cual se desea obtener el tiempo requerido para alcanzarlo.

Si

$$f_1(x) = -\ln(1 - x) \quad (2.39)$$

Entonces,

$$t = t_m + f_1(x) \tau \quad (2.40)$$

Para obtener los valores de la constante de tiempo y el tiempo muerto, se utilizan dos puntos fraccionales de la curva x_1 y x_2 con sus respectivos tiempos para alcanzarlos:

$$t_1 = t_m + f_1(x_1) \tau \quad (2.41)$$

$$t_2 = t_m + f_1(x_2) \tau \quad (2.42)$$

Al despejar las variables t_m y τ , a partir de las ecuaciones anteriores, se obtienen las siguientes ecuaciones:

$$\tau = \frac{t_2 - t_1}{f_1(x_2) - f_1(x_1)} \quad (2.43)$$

$$t_m = t_2 - f_1(x_2)\tau \quad (2.44)$$

$$a_1 = \frac{1}{f_1(x_2) - f_1(x_1)} \quad (2.45)$$

$$\tau = a_1(t_2 - t_1) \quad (2.46)$$

$$\frac{1}{f_1(x_2) - f_1(x_1)}(t_2 - t_1) = \frac{t_2 - t_1}{f_1(x_2) - f_1(x_1)} = \tau \quad (2.47)$$

$$b_1 = \frac{f_1(x_2)}{f_1(x_2) - f_1(x_1)} = a_1 f_1(x_2) \quad (2.48)$$

$$t_m = b_1 t_1 + (1 - b_1)t_2 \quad (2.49)$$

2.13.1. Método 123c

El método propuesto por Cecil L. Smith, en su libro "Digital Computer Process Control" publicado en 1972, fue el primer método para identificar un modelo de primer orden que usa dos puntos de la curva de reacción del sistema a modelar (Alfaro, 2006). Este utilizaba dos puntos en donde se alcanzaba el 28.4% y 63.2% del cambio en la reacción del sistema debido a un escalón de entrada. Víctor Alfaro, con el fin de mejorar el método, decidió redefinir los dos puntos para que correspondan al 25% y 75% del cambio en la reacción del sistema a causa del escalón.

Para 25% y 75%, $x_1=0.25$ y $x_2=0.75$. Reemplazando estos valores en la ecuación 2.39 se obtiene:

$$f_1(x_1) = -\ln(1 - 0.25) \approx 0.28768 \quad (2.50)$$

Y

$$f_1(x_2) = -\ln(1 - 0.75) \approx 1.38629 \quad (2.51)$$

Reemplazando estos valores en las ecuaciones 2.45y 2.48, $a_1=0.9102$ y $b_1=1.2620$. Finalmente, las ecuaciones 2.46y 2.49 tendrían las formas:

$$\tau = 0.9102(t_{75} - t_{25}) \quad (2.52)$$

$$t_m = 1.2620t_{25} - 0.2620t_{75} \quad (2.53)$$

Donde $t_1=t_{25}$ corresponde al tiempo requerido para que la respuesta del sistema al escalón alcance el 25% del valor final y donde $t_2=t_{75}$ corresponde al tiempo requerido para que la respuesta del sistema al escalón alcance el 75% del valor final. Reemplazando en la ecuación 2.31 se obtendría la función de transferencia del modelo.

2.14. Diseño de control PID: Método Ziegler-Nichols

En 1942 Ziegler y Nichols propusieron dos métodos de ajustes de ganancias para la realización de un controlador PID. Estos métodos son el método de oscilación y el método basado en la respuesta al escalón del sistema (Mazzone, 2002).

2.14.1. Método basado en la respuesta al escalón

Este método se basa en el concepto de que el modelo de la planta se asemeja a un sistema de primer orden con la siguiente estructura:

$$G_0(s) = \frac{K_0 e^{-s\tau_0}}{v_0 s + 1} \quad ; \quad v_0 > 0 \quad (2.54)$$

El método consiste en ingresar como entrada a la planta, sin retroalimentación, un escalón de valor u_0 para que la salida de la planta tenga un valor estable en $y(t) = y_0$. En un tiempo t_0 se debe aplicar un aumento al escalón de entrada, de tal manera que el nuevo valor sea u_∞ , y que dicho valor represente un 10% a 20% del rango completo. La señal de entrada para el método basado en la respuesta al escalón es entonces el resultado de un cambio de escalón, de u_0 a u_∞ mostrado en azul en la Figura 25.

Figura 25. Señal de entrada tipo escalón

Fuente: Elaboración propia

Este cambio logrará que la salida de la planta se establezca en un valor y_{∞} . Al observar la curva de reacción, en color negro, como se observa en la Figura 26.

Figura 26. Curva de reacción ante escalón en la entrada. Se debe trazar la máxima pendiente (azul) para obtener los tiempos necesarios para calcular las ganancias del control

Fuente: Elaboración propia

Es posible calcular los valores K_0, τ_0, v_0 :

$$K_0 = \frac{y_{\infty} - y_0}{u_{\infty} - u_0}; \quad \tau_0 = t_1 - t_0; \quad v_0 = t_2 - t_1 \quad (2.55)$$

Ziegler y Nichols obtuvieron una tabla (Tabla 2) para obtener las ganancias del controlador PID para este método (Mazzone, 2002):

Tabla 2. Tabla de correspondencia para obtener las ganancias del controlador PID con método de respuesta al escalón

	K_p	T_i	T_d
P	$\frac{v_0}{K_0 \tau_0}$		
PI	$\frac{0.9 v_0}{K_0 \tau_0}$	$3 \tau_0$	
PID	$\frac{1.2 v_0}{K_0 \tau_0}$	$2 \tau_0$	$0.5 \tau_0$

Fuente: Mazzone

Una vez obtenido los coeficientes K_p, T_i, T_d , se puede utilizar la ecuación 2.27 para realizar el control digital a implementar en el microcontrolador.

2.15. Modelamiento del control PID

Una vez realizado el modelamiento de la planta mediante el método de identificación de planta 123c de Víctor Alfaro, es posible encontrar un control PID que pueda utilizarse para poder simular el sistema de lazo cerrado con control implementado físicamente.

2.15.1. Método de diseño de un controlador PID mediante el lugar geométrico de las raíces

Según lo explicado por Ogata (2010) en su libro "Ingeniería de control moderna": Utilizando el método del lugar de las raíces, es posible encontrar un controlador PID con su respectiva ecuación de transferencia que genere un sistema en lazo cerrado que cumpla con parámetros o especificaciones deseadas (polos).

El método del lugar de las raíces consiste en rediseñar las trayectorias de las raíces del sistema en el plano al agregar ceros y polos en lazo abierto con la finalidad de que éstos influyan las trayectorias de tal modo que los polos deseados en lazo cerrado formen parte de la nueva trayectoria de los polos del sistema (Ogata, 2010). El lugar de las raíces representa todas las posibles combinaciones de polos a medida que la ganancia K aumenta desde 0.

Para hallar los polos deseados del sistema en lazo cerrado, se utiliza el modelo de un sistema de segundo orden:

$$G(s) = \frac{K \omega_n^2}{s^2 + 2\xi \omega_n s + \omega_n^2} \quad (2.56)$$

Estos estarán en función del factor de amortiguamiento (ξ) y frecuencia natural (ω_n). El factor de amortiguamiento estará en función a la sobreelongación M_p deseada en lazo cerrado. Si

$$M_p = \frac{y_{max} - y_{ss}}{y_{ss}} \quad (2.57)$$

Donde y_{max} es el valor máximo alcanzado en la salida y y_{ss} es el valor de la salida en estado estacionario, entonces se puede despejar ϵ de la siguiente ecuación (Ogata, 2010):

$$M_p = e^{-\epsilon\pi/\sqrt{1-\epsilon^2}} \quad (2.58)$$

La frecuencia natural por otro lado, estará en función del tiempo de establecimiento (t_s). La ecuación de la cual se puede despejar la frecuencia natural dependerá del criterio que se desee utilizar. Según el criterio del 5% (Ogata, 2010),

$$t_s = \frac{3}{\epsilon\omega_n} \quad (2.59)$$

2.15.1.1. Condición de ángulo

Para obtener el ángulo faltante requerido para lograr que el sistema en lazo cerrado actúe como se desea según los parámetros establecidos, es necesario primero hacer el análisis de los ángulos formados por los polos y ceros en lazo abierto como mostrado en la Figura 27. La condición de ángulo para obtener la deficiencia de ángulo o ángulo faltante dicta que (Ogata, 2010):

$$\angle G(s)H(s) = \pm 180^\circ(2k + 1) \quad ; k = 0, 1, 2, \dots \quad (2.60)$$

Supóngase que en lazo abierto

$$G(s)H(s) = \frac{(s + c_1)}{(s + p_1)(s + p_2)(s + p_3)} \quad (2.61)$$

Y que el punto "s" representa el polo deseado en el plano s:

Figura 27. Cálculo de los ángulos formados por los polos y ceros para la realización de la condición de ángulo

Fuente: Elaboración propia

El ángulo de $G(s)H(s)$ equivaldría a la ecuación 2.62:

$$\angle G(s)H(s) = \phi_1 - \theta_1 - \theta_2 - \theta_3 \quad (2.62)$$

2.15.1.2. Condición de magnitud

Esta condición dicta que el módulo de $G(s)H(s)$ debe ser equivalente a 1:

$$|G(s)H(s)| = 1 \quad (2.63)$$

Si los valores de "s" cumplen con la condición de magnitud y ángulo, entonces se puede decir que pertenece a las raíces del lugar geométrico del sistema en lazo cerrado y que son las raíces de la ecuación característica (Ogata, 2010).

2.16. Válvulas eléctricas proporcionales

La International Organization for Standardization (ISO, 2008), en el estándar ISO 5598 define a una válvula proporcional como un componente que controla la dirección, presión o flujo de un fluido cuya salida es proporcional al valor de entrada de control.

2.17.3. Etapa de filtrado

Esta etapa busca eliminar la componente de tensión alterna que proviene de la etapa de rectificación. Cuenta con capacitores que se cargan al valor máximo de voltaje entregado por el rectificador y se descargan lentamente cuando la señal pulsante desaparece. Logrando así, un nivel de tensión lo más continuo posible. (Ramirez, 2011)

2.17.4. Etapa de regulación

Esta etapa consiste en mantener constante las características del sistema y tiene la capacidad de mantener el estado de la salida independientemente de la entrada. En este caso se utilizan dos reguladores lineales, es decir que operan con una corriente continua, donde el nivel de tensión a la entrada siempre debe ser superior al de salida. (Ramirez, 2011)

A continuación, en la Figura 29, se presenta el diagrama de bloques de las etapas de una fuente de alimentación:

Figura 29. Diagrama de bloques de una fuente de alimentación

Fuente: Elaboración propia

2.18. Criterio de estabilidad de Routh-Hurwitz

Este criterio es utilizado para verificar que las raíces de una ecuación característica se encuentren en el semiplano izquierdo del plano s (región de estabilidad). La condición suficiente y necesaria que debe cumplirse para que esto suceda es que las determinantes de Hurwitz sean todas positivas. Hurwitz simplificó el criterio al realizar una tabulación (Tabla 3) en la cual el primer renglón contenía los coeficientes primero, tercero, quinto, etc. y en el cual el segundo renglón contenía los coeficientes segundo, cuarto, etc. Las siguientes celdas de la tabulación de Routh se llenarían como lo mostrado en la Tabla 3.

Para una ecuación característica:

$$F(s) = a_6s^6 + a_5s^5 + a_4s^4 + a_3s^3 + a_2s^2 + a_1s + a_0 = 0 \quad (2.64)$$

Tabla 3. Tabla de Routh-Hurwitz

		Coeficientes de s			
	s^6	a_6	a_4	a_2	a_0
	s^5	a_5	a_3	a_1	0
Potencias de s	s^4	$\frac{a_5a_4 - a_6a_3}{a_5} = A$	$\frac{a_5a_2 - a_6a_1}{a_5} = B$	$\frac{a_5a_0 - a_6 \cdot 0}{a_5} = a_0$	0
	s^3	$\frac{Aa_3 - a_5B}{A} = C$	$\frac{Aa_1 - a_5a_0}{A} = D$	$\frac{A \cdot 0 - a_5 \cdot 0}{A} = 0$	0
	s^2	$\frac{BC - AD}{C} = E$	$\frac{Ca_0 - A \cdot 0}{C} = a_0$	$\frac{C \cdot 0 - A \cdot 0}{C} = 0$	0
	s^1	$\frac{ED - Ca_0}{E} = F$	0	0	0
	s^0	$\frac{Fa_0 - E \cdot 0}{F} = a_0$	0	0	0

Determinantes

Fuente: Elaboración propia

El paso final del criterio de Routh-Hurwitz es verificar los signos de los coeficientes calculados de la primera columna (la columna izquierda es utilizada solamente con el propósito de identificar el orden de las determinantes). Si todos los coeficientes comparten el mismo signo, entonces todas las raíces están en el semiplano izquierdo. El número indicado por el cambio de signos de los coeficientes de la primera columna representa el número de raíces en el plano derecho (Kuo, 1996).

2.19. Criterio de estabilidad de Jury

Este criterio, a diferencia del criterio de Routh-Hurwitz, puede aplicarse a la ecuación característica discreta en z.

Para una ecuación característica

$$F(z) = a_nz^n + a_{n-1}z^{n-1} + \dots + a_1z + a_0 = 0 \quad (2.65)$$

Las condiciones necesarias para asegurar raíces dentro del círculo unitario y no sobre o fuera de él, son las siguientes (Kuo, 1996):

$$F(1) > 0 \quad (2.66)$$

$$F(-1) < 0 ; \text{para } n \text{ impar} \quad (2.67)$$

$$F(-1) > 0 ; \text{para } n \text{ par} \quad (2.68)$$

$$|a_0| < a_n \quad (2.69)$$

2.20. Método de la transformación bilineal: Transformada r

El criterio de Routh-Hurwitz no se puede aplicar directamente a un sistema discreto; no obstante, mediante una transformación que convierta el círculo unitario en el plano z a un eje imaginario equivalente de otro plano complejo, sería posible aplicarse el criterio.

Dicha transformación se puede dar mediante la transformada r , que consta en hacer el siguiente reemplazo (Kuo, 1996):

$$z = \frac{1+r}{1-r} \quad (2.70)$$

2.21. Retén de orden cero (ZOH)

Debido a la naturaleza de un sistema analógico que se desea controlar de forma digital, es necesaria hacer una conversión D/A para poder acoplar el controlador digital a los componentes analógicos del sistema. Este convertidor D/A puede representarse como un componente de muestreo con otra de retención (Figura 30).

Figura 30. Equivalencia de convertidor D/A según Kuo

Fuente: Elaboración propia

Para hacer una representación de un sistema de control con un controlador discreto, mediante diagramas de bloques con funciones de transferencia en z , es necesario considerar el efecto que tendría el ZOH (retén de orden cero) sobre la planta posterior a él. Esta situación se presenta en la Figura 31.

Figura 31. Sistema de control en lazo abierto en tiempo discreto

Fuente: Elaboración propia

Para esto, se considera la función de transferencia del ZOH:

$$G_h(s) = \frac{1 - e^{-Ts}}{s} \quad (2.71)$$

Como el ZOH está en serie con la planta, entonces la función de transferencia equivalente en z del retén con la planta se obtendría mediante las siguientes ecuaciones (Kuo, 1996):

$$G(z) = \mathcal{Z} [G_h(s)G_p(s)] = \mathcal{Z} \left[\frac{1 - e^{-Ts}}{s} G_p(s) \right] \quad (2.72)$$

$$G(z) = (1 - z^{-1}) \mathcal{Z} \left[\frac{G_p(s)}{s} \right] \quad (2.73)$$

Finalmente, mediante esta conversión, el sistema de control estaría discretizado debido a que el ZOH permite que tanto la planta como el control, se rijan por los escalones del tiempo de muestreo del microcontrolador.

CAPÍTULO 3. DESCRIPCION DE LA ETAPA DE HARDWARE DEL SISTEMA PROPUESTO

3.1. Etapas del proyecto

El equipo propuesto puede realizar sus funciones debido a una fuente que le provee de energía. Como la energía de la red eléctrica sale de las tomas en un alto voltaje alterno establecido, es necesario una etapa de potencia para suplir al sistema con los voltajes adecuados para los componentes y actuadores que este contiene. En la Figura 32, se muestran las etapas del hardware, donde la etapa de potencia será representada por la letra "A".

Figura 32. Demostración de hardware por etapas

Fuente: Elaboración propia

Una vez que se cuenta con la etapa de potencia "A", se procede con la ejecución del sistema, que inicia con el encendido de la pantalla LCD.

Para llevar a cabo el tratamiento, al tratarse de un equipo programable, se deben indicar la presión de trabajo y duración deseados. Para ello, es necesario una interfaz, compuesta por un teclado, una pantalla LCD y un microcontrolador PIC 18F4520 para procesar la información ingresada y recopilada por los sensores, y dar la orden al actuador (electroválvula proporcional). Adicionalmente, la pantalla LCD es usada para mostrar la presión, humedad y

temperatura a medida que pasa el tiempo como forma de monitoreo digital. Esta etapa de procesamiento es representada por la letra "B".

Después que el usuario ha ingresado los parámetros del tratamiento (presión relativa y duración del tratamiento) y confirmado los datos ingresados, según el manual de usuario en el anexo 1, el sistema necesita obtener información sobre los parámetros actuales para poder saber qué acción tomar al respecto; por lo tanto, es necesaria una etapa de adquisición.

En esta etapa se adquieren los datos de los sensores de presión, temperatura y humedad, cuyos valores (en las unidades correspondientes) serán mostrados en la pantalla LCD. Esta es representada por la letra "C".

Finalmente, con los datos obtenidos de los sensores y procesados por el PIC, se activa el mecanismo de acción que se encargará de afectar el medio según el parámetro deseado e ingresado por el usuario con ayuda del control PID. La electroválvula con el tanque de oxígeno viene a ser la etapa de accionamiento denominada por la letra "D".

3.1.1. Etapa de potencia (A)

La etapa de potencia, o caja fuente, abarca las reservas de energía para casos donde ocurran con frecuencia casos de discontinuidad o falla de la red eléctrica (baterías recargables OPALUX 12V, 7AH), el puente H rectificador de onda completa (KBPC2510, 1kV, 25 A) , la tarjeta de fibra de vidrio que contienen los reguladores de voltaje (LM350K, y LM7805), el transformador de 220 VAC a 30 VDC 3A, el fusible, switches de encendido (para modo batería y modo red eléctrica) , conectores empotrados de 3 y 4 pines (GX12-3P y GX12-4P) y un conector macho empotrado (IEC320 C14). En la Figura 33 se observa cómo están distribuidos estos componentes.

El sistema requiere de dos voltajes principales, 5 voltios DC (para los sensores, pantalla LCD y microcontrolador) y 24 voltios DC (para la electroválvula y alimentación del amplificador operacional de la señal de control y salida del sensor de temperatura). Dados los requerimientos, mencionados, los componentes principales de la tarjeta de potencia, cuyo esquemático se muestra en la Figura 33, son los reguladores LM350K y LM7805. Debido a la naturaleza alterna de la red eléctrica, el circuito de potencia cuenta con un rectificador de

onda completa junto a un capacitor para generar un voltaje aceptable de entrada para el regulador que producirá los 24 voltios DC. Previendo una posible falta de red eléctrica, se le adjuntó al circuito un medio por el cual se puede realizarla recarga de las baterías que suplirían la energía para ejecutar el sistema.

Figura 33. Esquemático del circuito de potencia. Comprende rectificación, reguladores de voltaje, y carga de baterías

Fuente: Elaboración propia

Las reserva de energía se compone de dos baterías de 12 voltios DC OPALUX de 7 AH, con las dimensiones de 15 cm x 9.3 cm x 6.5 cm cada una. Por motivos de mantener la vida útil de estas baterías de plomo y ácido, se prefiere tener un mecanismo para una carga lenta (Trivedi, 2016), automática, con corriente regulable y con un nivel bajo de voltios/celda. Para esto, una corriente creada por la diferencia entre el voltaje de salida del regulador y las baterías servirá como una especie de señal de control. Mientras mayor sea la diferencia entre estos voltajes, mayor será la corriente; por lo tanto, a mayor corriente que pase por la resistencia de 0.68 ohmios, mayor será la conmutación que genera una tierra paralela a la resistencia reguladora R_2 cuyo valor en el diagrama es de 8.76 k ohmios.

La salida del regulador LM350K se da de acuerdo a la siguiente ecuación:

$$V_{OUT} = V_{REF} \left(1 + \frac{R_2}{R_1} \right) + I_{ADJ} R_2 \quad (3.1)$$

Figura 34. Ajuste de voltaje de salida regulada mediante resistencia R_2

Fuente: Elaboración propia

El voltaje de salida va a depender del valor de R_2 . Para ver cómo afecta únicamente R_2 a V_{OUT} , se puede despejar o escribir de la siguiente manera:

$$V_{OUT} = V_{REF} + R_2(I_1 + I_{ADJ}) \quad (3.2)$$

Como V_{REF} tiene un valor nominal y se suma al voltaje creado por las dos corrientes que bajan por la resistencia R_2 (sumadas en el paréntesis), se puede escribir V_{OUT} como una suma de voltajes. De esta forma, es claro ver que, si baja el valor de R_2 , menor será el voltaje de salida. Visualmente, esto se representa en la Figura 34.

En el circuito de potencia, a mayor diferencia de voltaje entre la salida del regulador y la batería, mayor será la corriente que pasa por la resistencia de 0.68 ohm; por lo tanto, el transistor entra a la zona de saturación y aumenta la conmutación entre su colector y emisor, reduciendo la resistencia equivalente entre el terminal ADJ y tierra. De esta manera, el R_2 equivalente se reduce, por lo que V_{OUT} resultaría en un valor más cercano a V_{REF} , cuyo valor nominal es 1.25 V. En el caso más extremo entre diferencias de voltajes, el voltaje de salida tenderá a 1.25 V, pero a medida que incrementa el voltaje de las baterías, menor será la corriente que pasa por la resistencia de 0.68ohm, de esta forma la alta impedancia entre colector y emisor, al salir de saturación, permitirá que el R_2 equivalente se aproxime a R_2 por lo que V_{OUT} irá aumentando a su vez. De esta manera se evita que exista una alta corriente entre regulador y batería por la diferencia de potenciales.

Debido a que las baterías pueden descargarse y son, a su vez, la fuente primaria utilizada para obtener 24 voltios DC para la activación de la electroválvula y la alimentación para los op-amps, en caso no exista acceso a una red eléctrica, es muy recomendable cargar y mantener cargadas las baterías siempre que se tenga acceso a una red eléctrica. Si el voltaje de la

batería baja por debajo de los 24 voltios, el regulador LM350k no podrá regular más a ese voltaje necesario. Los switches de encendido de la batería y red eléctrica deben estar ambas encendidas para cargar la batería o cuando las baterías estén bien cargadas y se quiera tener las baterías como parte de un sistema de alimentación ininterrumpida. En el caso que sólo se quiera usar la red eléctrica, se recomienda sólo usar el switch de "Power" y, en el caso de que exista riesgo de pérdida de red eléctrica, también usar el switch "Battery" para activar las baterías; estos switches se muestran en la Figura 35.

Figura 35. Caja de potencia (vista frontal)

Fuente: Elaboración propia

El diodo de V_{OUT} a V_{IN} se sitúa con la finalidad de servir como protección en caso de que el capacitor externo haga corto y genere una corriente pico de 20 A que puede dañar partes internas del integrado (National Semiconductor, 1998). Adicionalmente, los capacitores en las salidas y entradas de los reguladores sirven de aislamiento o vía de escape para las corrientes alternas que puedan existir o filtrarse a la vez de ayuda para mantener estabilidad de los voltajes de salida y entrada (Peter Wang, 2007).

Para el accionamiento de la electroválvula se requiere de tierra, 24 voltios DC y la señal de control emitida por el microcontrolador, los cuales son entregados a través del conector "Electrovalve". Por otro lado, la señal de control es obtenida del microcontrolador y, al mismo tiempo, este, junto con los componentes que conforman la etapa de procesamiento/interfaz, se alimentan con 5 VDC, 24 VDC y tierra, a través del conector "Interface" de la caja de potencia. Ambos conectores se muestran en la Figura 35.

Figura 36. Caja de potencia abierta (vista superior)

Fuente: Elaboración propia

La Figura 36 muestra la distribución final, logrando un sistema simplificado, con armonía visual y amigable para el usuario y paciente.

3.1.2. Etapa de procesamiento e interfaz (B)

La etapa de procesamiento e interfaz se compone de un microcontrolador PIC18F4520, un teclado matricial 4x4, y amplificadores op-amp entre otros integrados que facilitan al proceso y/o lo habilitan para poder funcionar adecuadamente. El esquemático del circuito de la interfaz se visualiza en la Figura 37.

Figura 37. Esquemático del circuito de interfaz. Comprende un teclado matricial y una pantalla LCD 20x02

Fuente: Elaboración propia

Las conexiones a los terminales 1, 11, 12, 13,14, 31 y 32 son conexiones predeterminadas. La conexión al terminal 1, va a una resistencia pull-up, y a la vez a uno de los terminales de un push-button para facilitar el reseteo del programa en el microcontrolador. Esta resistencia sirve de medio para crear la diferencia de potencial para poder proveer la señal de tierra cuando se conmuta los terminales del push-button y 5 voltios DC cuando el switch está sin conmutar. Los terminales 11 y 32 sirven para alimentar al PIC con los 5 voltios, mientras que 12 y 31 están reservados para tierra. Los terminales 13 y 14 son las entradas para el cristal de 4 MHz, que provee la oscilación para el reloj del PIC.

Adicionalmente, el terminal 22 (PIN_D3) está programado para activar un zumbador que actúa como alarma cuando la presión de trabajo disminuya en más de 0.02 atm o aumente en más de 0.03 atm, ya que esto indicaría que las fugas o sobrepresión no permitirían que se alcance la presión requerida por el especialista para el tratamiento.

En la Figura 37, hay 3 señales que están denominadas "E", "F" y "G". Estas son las 3 señales de los sensores con los que cuenta el sistema. "E" es señal del sensor de presión con voltaje de salida de 0.5 V – 4.5 V, "F" es la señal de temperatura con voltaje de salida de 0 V – 1V y "G" es la señal de humedad con voltaje de salida entre 1.35 V – 2.74 V. Los terminales 2,3 y 4 son parte del módulo de conversión análogo/digital de 10 bits del PIC. Estos leen el voltaje de los sensores ingresado y mediante programación se obtiene un valor digital que es convertido a un valor decimal flotante. Debido a que el ADC (convertidor analógico/digital) es de 10 bits, la entrada de 0 a 5 voltios DC podrá tomar 1024 posibles valores discretos o códigos binarios (esto se lo conoce como "cuantización", y se visualiza en la Figura 38). Considerando una cuantización uniforme, el intervalo de cuantización equivaldría a:

$$\Delta = \frac{5}{2^{10}} V = \frac{5}{1024} V \quad (3.3)$$

Los 5 voltios se dividirían en 1024 intervalos; por lo tanto, el error de cuantización absoluto máximo es considerablemente bajo, equivaliendo a la mitad del intervalo de cuantización:

$$|e_{q(max)}| = \frac{\Delta}{2} = 2.44 \text{ mV} \quad (3.4)$$

Figura 38. Cuantización a 10 bits

Fuente: Elaboración propia

El amplificador que le procede al ingreso de la señal de temperatura "F", tiene el propósito de multiplicar por 14 su voltaje. Como el PIC permite un ingreso máximo de 5 voltios en sus entradas, se realiza esta amplificación para tratar de aprovechar mejor este atributo al aumentar el rango dinámico (la diferencia del máximo valor menos el mínimo valor) de la señal entrante y aprovechar la resolución del ADC (sus 1024 posibles valores discretos) (James Wren, 2008).

El amplificador operacional tiene la configuración no inversora, por lo que su amplificación con respecto a su voltaje de entrada se rige por la siguiente expresión:

$$V_{OUT} = V_{IN} \left(1 + \frac{R_2}{R_1} \right) \quad (3.5)$$

En el caso de la señal de temperatura "F", R_2 es 13k ohmios y R_1 es 1k ohmios, por lo que la señal (V_{IN}) se multiplica por un factor de 14. Esto promueve una lectura del valor de temperatura más estable al disminuir el efecto causado por el ruido. Para el caso de la señal del sensor de humedad "G", se decidió no aplicar una amplificación pues la precisión de la humedad en este sistema no es de importancia crítica. La salida del sensor de presión, por otro lado, tiene mayor rango y valores más grandes que la salida del sensor de temperatura, por lo que no se vio necesidad de agregar más de lo necesario al sistema.

El terminal 17 del microcontrolador se encarga de expulsar la señal de control que resulta de procesar la señal de presión actual del sistema. Este terminal actúa como convertidor digital/analógico al utilizarse en modo PWM. Como el voltaje de salida máximo es 5 voltios, y la electroválvula requiere de una señal de control que vaya desde los 0 voltios hasta los 10

voltios DC, se aplica el mismo principio usado para aumentar el rango dinámico de la señal de temperatura mediante un amplificador op-amp.

El puerto B del PIC (terminales 33 al 40) está designado para el teclado matricial, ocupando los terminales 34 a 40 debido a que se usarán 4 filas y 3 columnas en vez de 4 columnas. De forma similar, el puerto D (terminales 19 a 22, y 27 a 30) está designado a la pantalla LCD, ocupando los terminales 19 a 21, y 27 a 30 debido a que se utiliza la pantalla LCD en modo de 4 bits de bus. Debido a que no hay importancia en cuanto a la velocidad en la transmisión del PIC al LCD, y que los puertos del PIC están casi todos usados, la mejor alternativa es usar 4 bits de bus en vez de 8 bits de bus (uCprojects, n.d.).

Tabla 4. Correspondencia entre los terminales de la pantalla LCD y el PIC18F4520

Terminal de la pantalla LCD	Terminal del PIC18F4520
E	19
RS	20
R/W	21
DB4	27
DB5	28
DB6	29
DB7	30

Fuente: Elaboración propia

En la Tabla 4, se indica la correspondencia entre los terminales del LCD y del PIC en uso. "E", es por "Enable", e indica al LCD que ya están listos los datos en su bus para ingresar. Al setearse en alto este bit, es como abrirle la puerta al carácter a ingresar por la puerta para aparecer en la pantalla. Una vez ingresados al LCD, se pone en bajo el bit. "RS" es por "Register Select", este bit tiene la función de indicar al LCD, el tipo de data a ingresar. Como no toda la data son caracteres que se van a mostrar (comandos como borrar pantalla o posicionamiento de cursor, entre otros), es necesario tener un medio para diferenciar que tipo de data es; este es el funcionamiento del bit "RS". La última línea de control es "RW", que significa "Read/Write". Esta indica si se le está escribiendo algo al LCD o si se necesita leer algo del mismo. Debido a que prácticamente nunca se usa el comando "Get LCD status", que es el único comando que requiere RW estar en alto, casi siempre se mantendrá en bajo. Los terminales 27 a 30, que son cuatro, corresponden a los bits del bus de data: DB4, DB5, DB6 y

DB7. En caso de haberse usado 8 bits para bus de data, se habrían necesitado terminales del PIC para DB0 al DB3 (Van Den Broeck, 2007).

El terminal 1 del LCD, va a tierra, y el terminal 2 a fuente de poder (+5V DC). De igual forma, para el LED de luz de fondo del LCD, el terminal 15 es el cátodo y la 16 el ánodo; por lo que 15 va a tierra y 16 a fuente de poder de 5 voltios. La conexión restante es el pin 3 del LCD, V_O , que se encarga del ajuste de contraste. Para esto, se acostumbra tener un potenciómetro con los terminales opuestos uno a 5 voltios y otro a tierra, mientras que el terminal del medio a V_O . Como el potenciómetro ocupa espacio y corre el riesgo de aflojarse con el tiempo, se decidió hacer un juego de resistencias para simular el divisor de voltaje que se genera con el potenciómetro, como mostrado en la Figura 39. El voltaje de V_O se obtiene mediante la ley de ohm.

Figura 39. Malla eléctrica simple con dos resistencias en serie

Fuente: Elaboración propia

Como en esta malla, el voltaje V_S es 5 voltios, la corriente que pasa por R_1 y R_2 es equivalente a

$$I = \frac{5}{R_1 + R_2} \quad (3.6)$$

Como la ley de ohm indica que voltaje es igual a corriente por resistencia, para saber el voltaje en R_2 (V_O), se multiplica la corriente I por R_2 . Esto sería de la siguiente manera:

$$V_O = \left(\frac{5}{R_1 + R_2} \right) R_2 \quad (3.7)$$

En este circuito V_S equivale a 5, mientras que R_1 4.7k y R_2 1k:

$$V_O = 5 \left(\frac{1000}{4700 + 1000} \right) = 0.87V \quad (3.8)$$

0.87 voltios es el valor deseado obtenido experimentalmente mediante un potenciómetro para una visualización ideal por lo que se usó una resistencia de 1k ohmios como R_2 y se despejó el valor de R_1 para armar el circuito.

3.1.3. Etapa de adquisición (C)

Figura 40. Etapa de adquisición. Comprende las conexiones de los sensores de presión, humedad y temperatura.

Fuente: Elaboración propia

La etapa de adquisición, presentada en la Figura 40 y denominada por la letra "C", que se encuentra al costado de la válvula de alivio; comprende los tres sensores incluidos en este sistema: sensor de presión Honeywell 40PC015G1A, sensor de temperatura LM35DZ y el módulo de humedad KHM-10B que incluye el sensor GY-HRTM203. La tarjeta de fibra de vidrio central es la encargada de juntar las tres señales de los tres sensores, y enviarlas al circuito de interfaz donde se procesarán. A la vez, sirve de medio para proveerles Vs (voltage supply, en este caso 5 voltios DC) y tierra. El circuito cuenta con dos conectores de 6 pines MiniFitJr 5566-6(MOLEX 39-01-2060). El conector izquierdo es quien provee a los sensores de los voltajes de alimentación y es quien lleva las tres señales de salida de los sensores "E", "F" y "G". Debido a que el sensor de presión tiene un pico muy rígido y simétrico, se facilita su sellado mediante un hueco circular perforado en el chasis y un o-ring para evitar fugas de oxígeno. El LM35DZ y KHM-10B tienen formas complicadas y son frágiles; por lo que, el conector MiniFitJr de la derecha se encarga de reposicionar los sensores dentro del chasis en la parte superior a través de un conector micro rosca empotrable de cinco pines (+5v, GND, "F", terminal 1 y terminal 2 del sensor GY-HRTM203).

Figura 41. Diagrama de los circuitos de los sensores

Fuente: Elaboración propia

La placa central contiene los circuitos anteriores, señalados en la Figura 41. Hay una bornera que hace contacto con los tres terminales del sensor de presión puesto a que la placa/tarjeta que la contiene debe estar sujeta bajo presión para lograr que el o-ring que logre hacer un buen sello entre el pico del sensor y el chasis. Una vez sujeta la placa con el sensor, las conexiones se pueden hacer de forma aérea desde las borneras de la placa del sensor a las borneras de la placa central.

De forma similar, el sensor de humedad viene montado en un módulo, por lo cual se necesita conectar su terminal de salida a la tarjeta principal de sensores. Los terminales del sensor en sí, están soldados al conector empotrable micro rosca y van a la tarjeta principal mediante el conector MiniFitJr derecho, y de la tarjeta al módulo del sensor mediante dos cables molex 51021 soldados a dos cable JST. La alimentación y la señal final del módulo se dan a través de conectores JST en la tarjeta principal de fibra y el módulo.

El circuito adicional a la salida del módulo de humedad sirve en forma similar a los capacitores de los reguladores, para poder desviar cualquier corriente alterna que se haya infiltrado. La resistencia en paralelo sirve de camino a tierra puesto a que el voltaje de salida y el voltaje del capacitor serán, a la larga, el mismo. El módulo no entrega una señal del todo lineal, pero si aproximadamente lineal por tramos, por lo que en la programación, se incluyeron 3 condicionales que separan el valor de voltaje en 3 diferentes ecuaciones para convertirlas de voltaje a porcentaje de humedad relativa.

En cuanto al circuito adicional del sensor LM35DZ, cuyos terminales también están soldados al conector micro rosca, está recomendado por la hoja técnica para mejorar la tolerancia de

capacitancias además del efecto negativo de un ambiente hostil rodeado de fuentes electromagnéticas y la posibilidad de que el cableado funcione como antena.

3.1.3.1. Sensor de presión

Figura 42. Sensor Honeywell 40PC015G1A

Fuente: Elaboración propia

Honeywell posee una variedad de sensores de presión que se ajustan a diferentes rangos de trabajo de presión. El nombre del sensor habla mucho sobre su funcionalidad. El sensor que se utiliza en este sistema es el 40PC015G1A, mostrado en la Figura 42. Según el datasheet del mismo, "40PC" se refiere a la serie de los sensores, "015" se refiere al rango de presión de trabajo, referenciando el rango de 0 a 15 psi. La "G" es una de las 3 opciones en cuanto al modo de presión; esta representa la presión relativa positiva. "B" es de presión relativa bidireccional, para sensores que harán un muestreo de presiones relativas tanto positivas como negativas, y finalmente, "V" para presión relativa negativa al vacío. El "1" finalmente indica el modelo del chasis del sensor (tres modelos disponibles) y el "A" al final es parte del nombre y no tiene significado alguno.

Una gran forma de poder elegir entre una gran variedad de sensores es mediante el rango de trabajo que ofrece; para esto, es necesario tener en mente cuál es el rango de trabajo con el cual trabajará el sistema final. Por otro lado, a mayor presión, menor será el tamaño de las moléculas de oxígeno (Nezami, 2017), y mejor será su absorción, esto además se puede ver reflejado en la ecuación de gas ideal:

$$PV = nRT \quad (3.9)$$

Debido a las especificaciones mencionadas por los especialistas, se decidió realizar un sistema programable en un rango de 0.04 atm a 0.07 atm relativas. La serie de sensores 40PC cuenta con sensores de trabajo de rango de 0 a 68 atm, de 0 a -1 atm, de 0 a 2 atm, y de -0.06 atm a 0.06 atm relativas. El que más se ajusta al rango de trabajo del sistema es el sensor 40PC015G1A puesto a que el rango de presiones es de 0 a 1 atm relativas. Mientras menos

abarque las presiones de trabajo el rango de presiones de entrada permitidas al sensor, habrá mayor efecto del ruido en la señal de salida puesto a que los cambios pequeños en la presión muestreada, representarán cambios más pequeños de voltaje; en otras palabras, menor será la relación señal a ruido. Este sensor es el que causaría mayor cambio de voltaje por cambio de presión en el sistema, evitando mayor error debido al ruido.

Para verificar cuál de los sensores de la serie PC40 sería el más adecuado, se verificó cuál tendría mayor rango dinámico en una situación de trabajo de 0 a 0.15 atm relativas (considerando la máxima presión programable 0.07 atm relativas y sobre impulsos en el estado transitorio). Para calcular un rango dinámico porcentual aproximado se necesita el número de valores que podría aceptar el ADC para ese rango de presión. Para esto, se usa la gráfica de la Figura 43 para arribar a una ecuación para dicha aproximación:

Figura 43. Rango de operación de la señal a entrar al ADC y los posibles valores que podría tomar. Al ser un ADC de 3 bits, todo el rango posible de entrada se divide en 8

Fuente: Elaboración propia

Para este ADC de 3 bits, se dividen los 5 voltios entre 8 espacios, o sea 2^n , donde "n" es el número de bits. Cada espacio por lo tanto comprendería $5/2^n$ voltios. Por ejemplo, si el rango de trabajo en este caso, es de 0 a 2.51 voltios habría que ver cuántos posibles códigos binarios podría tomar el ADC. Si se divide ese rango por el espacio entre cada código binario (intervalo de cuantización) se obtendría $2.51/(5/8) = 4.016$; como el ADC "redondea" al momento de cuantizar, incluiría el código binario correspondiente al intervalo en el cual se encuentra el voltaje de entrada, por lo tanto se podría decir que el número de códigos binarios posibles a tomarse en el ADC sería equivalente a:

$$\text{ceil}\left(\frac{\text{rango de trabajo en voltios}}{\frac{5}{(2^n)}}\right) \quad (3.10)$$

Donde "ceil" representa un redondeo positivo al entero más próximo.

A continuación, se hace un estudio de los rangos dinámicos con respecto al rango máximo posible de códigos binarios que puede tomar el ADC del PIC expresados en porcentajes para saber cuál de los sensores se prestaría mejor para este sistema.

3.1.3.1.1. Rango dinámico con el sensor 40PC500G1A

Figura 44. Regla de correspondencia del sensor 40PC500G1A

Fuente: Elaboración propia

Para la regla de correspondencia del sensor 40PC500G1A presentada en la Figura 44, se tienen las siguientes ecuaciones.

$$y - y_1 = m(x - x_1) \quad (3.11)$$

$$y - 0 = \frac{34}{4}(x - 0.5) \quad (3.12)$$

$$y = \frac{17}{2}x - \frac{17}{4} \quad (3.13)$$

$$\frac{2(y + \frac{17}{4})}{17} = x \text{ voltios} \quad (3.14)$$

A 0 atm relativas: 0.5 voltios

A 0.15 atm relativas: 0.517647 voltios

$$\text{ceil}\left(\frac{0.517647-0.5}{\frac{5}{1024}}\right) = 4 \text{Códigos binarios} \quad (3.15)$$

El rango dinámico porcentual con respecto al número máximo de códigos binarios permitidos por el ADC equivaldría a

$$\frac{4}{1024} \times 100\% = 0.39\% \quad (3.16)$$

Éste se aprecia en el diagrama circular de la Figura 45.

Figura 45. Porcentaje de rango dinámico usado con el sensor 40PC500G1A

Fuente: Elaboración propia

3.1.3.1.2. Rango dinámico con el sensor 40PC030G1A

Figura 46. Regla de correspondencia del sensor 40PC030G1A

Fuente: Elaboración propia

Para la regla de correspondencia del sensor 40PC030G1A presentada en la Figura 46, se tienen las siguientes ecuaciones:

$$y_2 - y_3 = m_1(x_2 - x_3) \quad (3.17)$$

$$y_2 - 0 = \frac{2}{4}(x_2 - 0.5) \quad (3.18)$$

$$y_2 = \frac{1}{2}x_2 - 0.125 \quad (3.19)$$

$$2(y_2 + 0.25) = x_2 \text{ voltios} \quad (3.20)$$

A 0 atm relativas: 0.5 voltios

A 0.15 atm relativas: 0.8 voltios

$$\text{ceil}\left(\frac{0.8-0.5}{\frac{5}{1024}}\right) = 62 \text{ Códigos binarios} \quad (3.21)$$

El rango dinámico porcentual con respecto al número máximo de códigos binarios permitidos por el ADC equivaldría a

$$\frac{62}{1024} \times 100\% = 6.05\% \quad (3.22)$$

Éste se aprecia en el diagrama circular de la Figura 47.

Figura 47. Porcentaje de rango dinámico usado con el sensor 40PC030G1A

Fuente: Elaboración propia

3.1.3.1.3. Rango dinámico con el sensor 40PC015G1A

Figura 48. Regla de correspondencia del sensor 40PC500G1A

Fuente: Elaboración propia

Para la regla de correspondencia del sensor 40PC500G1A presentada en la Figura 48, se tienen las siguientes ecuaciones.

$$y_4 - y_5 = m_2(x_4 - x_5) \quad (3.23)$$

$$y_4 - 0 = \frac{1}{4}(x_4 - 0.5) \quad (3.24)$$

$$y_4 = \frac{1}{4}x_4 - 0.125 \quad (3.25)$$

$$4(y_4 + 0.125) = x_4 \text{ voltios} \quad (3.26)$$

A 0 atm relativas: 0.5 voltios

A 0.15 atm relativas: 1.1 voltios

$$\text{ceil}\left(\frac{1.1-0.5}{\frac{5}{1024}}\right) = 123 \text{ Códigos binarios} \quad (3.27)$$

El rango dinámico porcentual con respecto al número máximo de códigos binarios permitidos por el ADC equivaldría a

$$\frac{123}{1024} \times 100\% = 12.01\% \quad (3.28)$$

Éste se aprecia en el diagrama circular de la Figura 49.

Figura 49. Porcentaje de rango dinámico usado con el sensor 40PC015G1A

Fuente: Elaboración propia

El sensor 40PC001B1A no se consideró en los cálculos debido a que el rango de trabajo escapaba del rango de operación del sensor.

En cuanto a los porcentajes de rango dinámico, debido a que el voltaje de salida a 0 atm relativas es 0.5 voltios aproximadamente (por lo tanto, los códigos binarios que correspondan a voltajes menores a 0.5 voltios no se utilizarán), el sensor ideal tendría un rango dinámico de

$$\left(1 - \frac{\text{ceil}\left(\frac{0.5}{5}\right)}{1024}\right) 100\% = 89.9\% \quad (3.29)$$

Sin considerar algún circuito adicional que desplace o multiplique la salida.

En **negrita**, se encuentran los rangos de trabajo del sistema del sensor correspondiente. A medida que hay mayor distancia entre al valor mínimo y valor máximo de voltaje de salida en el rango de trabajo, significa que habrá mayor cambio de voltaje por unidad de presión (sensibilidad); por lo tanto, el ruido aditivo tendría menor efecto al momento de muestrear la señal de salida para las gráficas, realizar cálculos y el procesamiento de la señal en el PIC. El sensor 40PC015G1A es el que presentó mayor cambio de voltaje por unidad de presión y su rango de trabajo abarca mayor número de códigos binarios en el ADC; por lo tanto, se decidió elegirlo como el sensor a usarse en el sistema.

3.1.3.1.4. Regla de correspondencia real del sensor 40PC015G1A

Este sensor de presión, como muchos en el mercado, tiene salida del tipo "ratiometric". La peculiaridad de estos sensores es que su salida depende del voltaje de alimentación, a diferencia de sensores como el LM35DZ, que independientemente del voltaje de alimentación, un valor de voltaje siempre corresponderá a un valor de temperatura determinado (Foros de electrónica, 2009). Los sensores de presión típicamente no cuentan un regulador de voltaje de alimentación interno, y es por eso que tienen esa característica (Applied Measurements Ltd., 2017). La salida de este sensor idealmente es de 0.5 voltios a 4.5 voltios, pero debido a lo mencionado anteriormente, es indispensable tomar el valor de voltaje de salida en presión relativa 0 para poder obtener la regla de correspondencia. Tomando en cuenta que la sensibilidad del sensor es de 266 mV/psi, se consideraría una ecuación lineal con un desplazamiento debido a que para 0 presión no hay una salida de 0 voltios.

Para obtener la regla de correspondencia real (consecuente con la fuente de voltaje que alimenta el sensor de la tarjeta de potencia actual) se utilizaron los datos almacenados desde el osciloscopio de la curva de reacción (contemplada en la Figura 50).

Figura 50. Curva de reacción con escalón a los 50 segundos

Fuente: Elaboración propia

Aprovechando el tiempo inicial en presión relativa cero, se obtuvo un promedio de las muestras desde el segundo 5 al 45 (200 muestras a 5 muestras por segundo). De esta forma se obtuvo el valor de voltaje correspondiente a la presión cero en atmósferas relativas puesto a que por ser un sensor con salida tipo "ratiometric", variará su salida según su voltaje de alimentación. Como resultado, se obtuvo que, a cero atmósferas relativas, corresponde un voltaje de 0.552 voltios. Ya que el sensor de presión en uso tiene una sensibilidad de 266.7

mV/psi (pendiente de 15/4 para una gráfica con voltios de abscisas y presión de ordenadas), se incluiría la pendiente para obtener la regla de correspondencia.

$$y_6 - y_7 = m_3(x_6 - x_7) \quad (3.30)$$

$$y_6 - 0 = \frac{15}{4}(x_6 - 0.552) \quad (3.31)$$

$$y_6 - 0 = \frac{15}{4}x_6 - 2.07 \quad (3.32)$$

Finalmente, la regla de correspondencia real se muestra gráficamente en la Figura 51.

Figura 51. Regla de correspondencia real, a utilizar en la programación, del sensor

40PC015G1A

Fuente: Elaboración propia

Es importante considerar la no linealidad mencionada en las hojas técnicas de los sensores. En este caso, la precisión es de +/- 0.2. Según la hoja técnica, este es el valor máximo de desviación en una salida medida con respecto a una línea perfecta; por lo tanto, a medida que el punto de trabajo va aumentando o disminuyendo, el error puede ir actuando de forma similar

3.1.3.2. Sensor de temperatura

Figura 52. Sensor de temperatura LM35DZ

Fuente: Elaboración propia

El sensor de temperatura del sistema es el LM35DZ; a pesar de su bajo costo, es un circuito integrado de precisión en cuanto a muestreo de temperatura. Es un sensor de la marca National Semiconductor y de tipo lineal; éste se muestra en la Figura 52. Como puede recibir una entrada de alimentación de 4 a 20 voltios, significa que tiene internamente un regulador de voltaje. Esta es una característica muy conveniente, ya que en caso contrario sería necesario implementar un regulador de voltaje o transformador. Otra característica conveniente es que, como indica la hoja técnica, al estar calibrado en grados Celsius, no es necesario sustraer una gran cantidad de voltaje constante para poder trasladarla a una escala conveniente en grados Celsius. Adicionalmente, la precisión de este sensor es de 0.5°C , garantizado en 25°C , por lo cual es más que suficiente para su fin.

La Z al final de su nombre indica el tipo de empaquetadura que posee. El LM35D está disponible en 4 tipos de empaquetaduras: TO-46 (LM35DH), TO-92(LM35DZ), SO-8(LM35DM) y TO-220 (LM35DT) (National Semiconductor, 1998). Debido a que inicialmente se pensó ingresar el sensor a la cámara por un hueco de taladro, se decidió que la empaquetadura TO-92 sería la ideal, debido a su forma casi redonda; no obstante, se modificó el posicionamiento y forma de ingreso del sensor a la cámara. A pesar de todo, se mantuvo el tipo de empaquetadura pues facilitaba la soldadura de sus 3 terminales a los terminales del conector micro rosca.

Este sensor, con la empaquetadura plástica TO-92, posee un rango de operación de 0° a 100°C ; no obstante, el rango de trabajo del sistema rondaría el rango de 0° a 35°C ; por lo tanto, considerando que por cada grado Celsius, la salida aumenta en 10 mV, significaría un rango de salida de 0 a 0.35 voltios. Para aumentar el rango del voltaje de salida, se aplica un amplificador op-amp LM358 en modo no inversor como demostrado en la Figura 53. Como el voltaje de salida del sensor de temperatura comienza desde 0, con tan solo amplificar la señal se puede ampliar su rango de salida para que tenga un mayor rango dinámico en el puerto ADC del PIC (terminal 3).

Figura 53. Amplificación de la señal de salida del sensor de temperatura

Fuente: Elaboración propia

De la ecuación 3.5 se obtiene,

$$T V_{OUT} = V_{OUT} = V_{IN} \left(1 + \frac{13k}{1k} \right) = 14 V_{IN} \quad (3.33)$$

Al multiplicar la salida por un factor de 14, el rango nuevo de salida del sensor sería de 0 a 4.9 voltios. La regla de correspondencia pasaría de la indicada en la Figura 54 (regla de correspondencia, sin amplificador, del sensor),

Figura 54. Regla de correspondencia del sensor de temperatura sin amplificar

Fuente: Elaboración propia

A la mostrada en la Figura 55 (regla de correspondencia con amplificación):

Figura 55. Regla de correspondencia del sensor de temperatura con amplificación

Fuente: Elaboración propia

El valor de no linealidad del sensor de temperatura es de $\pm 0.5^\circ\text{C}$, lo suficientemente bajo para despreciarlo y considerarlo lineal. Debido a que este sensor tiene un regulador de voltaje de alimentación interna, no hay necesidad de preocuparse en cálculos para obtener su regla de correspondencia. La temperatura, además, se usa como referencia para tener idea de cómo está el ambiente para el paciente en tratamiento.

3.1.3.3. Sensor de humedad

Figura 56. Módulo de sensor de humedad, KHM-10B

Fuente: Elaboración propia

El sensor de humedad utilizado es de la familia de los GY-HRx, específicamente el modelo GY-HRTM203 (Figura 56); su uso se da mediante el módulo KHM-10B de Electrónica Hi-Fi. El sensor en si es de tipo resistivo, por lo que su salida es su resistencia, que varía según la humedad relativa que detecte. La aplicación de este módulo, que adicionalmente incluye un sensor de temperatura, es el de brindar como salida un voltaje en vez de una resistencia; esto facilita no tener que armar un circuito adicional como un divisor de voltaje, por ejemplo, para poder obtener el valor muestreado a través del ADC del PIC. Su rango de trabajo es de 0 a 60°C y de 20 a 100% HR. La precisión de la lectura es de $\pm 5\%$ HR a 25 grados Celsius; lo cual, es adecuado para el sistema.

Debido a que la salida del sensor de temperatura en el módulo es un valor resistivo, y además no es lineal, requeriría de condicionales o de ingresar la tabla de correspondencia de voltajes al hacer un divisor de voltaje y eso generaría mucho espacio en la memoria del PIC y haría que el control de presión sea lento (para un control de una variable tan rápida como es la presión, es indispensable ahorrar tiempo). Para evitar complicaciones y problemas que podrían interferir con la meta principal, se decidió utilizar el LM35DZ por su simpleza y accesibilidad.

Figura 57. Sensor de humedad GY-HRTM203

Fuente: Elaboración propia

La salida de voltaje del sensor GY-HRTM203 (Figura 57) de por si no es lineal. No obstante, al ingresar sus salidas correspondientes se puede observar un comportamiento de linealidad por tramos, como es una pendiente constante. A continuación, se presenta la tabla de salida del sensor, Tabla 5, según la humedad relativa del ambiente.

Tabla 5. Reglas de correspondencia del modelo aproximado del sensor de humedad según condición de voltaje

Hr(%HR)	Vrc(V)	Dif. Vout	Regla de Correspondencia (voltaje a %HR)	Condición
25	1.35	-0.15	$Hr (\%) = (100/3) Vrc - 20$	si $V < 1.65$
30	1.5	-0.15		
35	1.65	-0.15		
40	1.8	-0.1	$Hr (\%) = 50 Vrc - 50$	si $1.65 < V < 2.3$
45	1.9	-0.1		
50	2	-0.1		
55	2.1	-0.1		
60	2.2	-0.1		
65	2.3	-0.1		
70	2.4	-0.09	$Hr (\%) = (1/17)(1000 Vrc - 1210)$	si $V > 2.3$
75	2.49	-0.07		
80	2.56	-0.09		
85	2.65	-0.09		
90	2.74			

Fuente: Elaboración propia

Cuando hay una pendiente constante, por cada diferencia en "x" constante, habrá una diferencia en "y" constante; por lo tanto, existirá linealidad siempre y cuando se cumpla esa condición. Es claro notar que en el intervalo de 75% a 80% HR se rompe la linealidad; sin embargo, como la humedad tiene sólo un fin informativo estimado, no es problema pasarlo por largo y considerar solamente 3 rectas segmentadas que conformarían una aproximación a la regla de correspondencia del sensor (por cuestión de simplificar al reducir la memoria usada en el PIC y evitar más líneas de programación). La regla de correspondencia se obtuvo despejando %HR puesto a que el ADC recibirá el voltaje del sensor para poder estimar la humedad relativa presente en el momento. Como las 3 ecuaciones están segmentadas, es importante indicar al microcontrolador a partir de qué valor se aplicará cuál regla de correspondencia; esto se obtiene fácilmente al observar a partir de qué voltajes se pierde la linealidad de la recta actual en observación.

Las reglas de correspondencia se obtienen a continuación aplicando la ecuación de la recta:

Para $V < 1.65$:

$$H_r - H_{r1} = m(V_{CR} - V_{CR1}) \quad (3.34)$$

$$H_r - 25 = \frac{35-25}{1.65-1.35}(V_{CR} - 1.35) \quad (3.35)$$

$$H_r = \frac{10}{0.30}V_{CR} - 45 + 25 \quad (3.36)$$

$$x = \frac{100}{3}y - 20 \quad (3.37)$$

Para $1.65 < V < 2.3$

$$H_r - H_{r1} = m(V_{CR} - y_{11}) \quad (3.38)$$

$$H_r - 40 = \frac{65-40}{2.3-1.8}(V_{CR} - 1.8) \quad (3.39)$$

$$H_r = 50V_{CR} - 90 + 40 \quad (3.40)$$

$$x = 50y - 50 \quad (3.41)$$

Para $V > 2.3$

$$H_r - H_{r1} = m(V_{CR} - y_{11}) \quad (3.42)$$

$$H_r - 70 = \frac{90-70}{2.74-2.4}(V_{CR} - 2.4) \quad (3.43)$$

$$H_r = \frac{1000}{17}V_{CR} - \frac{2400}{17} + 70 \quad (3.44)$$

$$H_r = \frac{1000}{17}V_{CR} - \frac{1200}{17} \quad (3.45)$$

$$x = \left(\frac{1}{17}\right)(1000y - 1210) \quad (3.46)$$

Si se despejara "y" (voltaje) en esas ecuaciones, se obtendrían las reglas de correspondencia (%HR a voltios) que simularían el sensor. En Excel se procedió a comparar la salida de

voltaje del sensor real con la salida de voltaje de las ecuaciones individuales que compondrían el modelo a aplicar en el PIC, mediante la tabla 6.

Tabla 6. Comparación del comportamiento de las reglas de correspondencia del modelo aproximado con el comportamiento de la regla de correspondencia real del sensor de humedad en forma tabulada

(%HR)	Correspondencia del Modelo del Sensor (V)			Correspondencia del Sensor (V)
	si $V < 1.65$	si $1.65 < V < 2.3$	si $V > 2.3$	
0	0.60			
5	0.75			
10	0.90			
15	1.05			
20	1.20			
25	1.35			1.35
30	1.50			1.50
35	1.65			1.65
40		1.80		1.80
45		1.90		1.90
50		2.00		2.00
55		2.10		2.10
60		2.20		2.20
65		2.30		2.30
70			2.40	2.40
75			2.49	2.49
80			2.57	2.56
85			2.66	2.65
90			2.74	2.74
95			2.83	
100			2.91	

Fuente: Elaboración propia

Lo subrayado en gris muestra dónde habría una discordancia entre el modelo y el sensor. Cuando en el ambiente del sistema exista una humedad de 80%, habrá una salida de 2.56 voltios, pero para el modelo del sensor, 80 %HR correspondería a un voltaje de 2.57 voltios. De manera similar, 85% HR para el sensor correspondería una salida de voltaje de 2.65, pero para el modelo correspondería a un voltaje de 2.66 voltios. Dicho de otra forma, si se ingresan 2.56 y 2.65 voltios al ADC del PIC correspondientes al voltaje de salida del sensor de humedad, por la regla de correspondencia en el rango indicado (azul), se obtendría una humedad relativa de 79.41% y 84.70% en vez de 80% y 85% respectivamente.

El efecto de la aproximación se puede verificar en la Figura 58, donde se superponen la correspondencia del sensor y la correspondencia del modelo por tramos.

Figura 58. Comparación del comportamiento de las reglas de correspondencia del modelo aproximado y real del sensor de humedad en forma gráfica

Fuente: Elaboración propia

En cuanto al rango dinámico del sensor, no existe ningún problema puesto que la salida del sensor es positiva y llega a un valor máximo de 3 voltios, cuando el voltaje máximo de entrada para el ADC es de 5 voltios. Al igual que la temperatura, la humedad es una variable con intención de informar una aproximación del ambiente dentro de la cámara.

Al aplicar oxígeno a presión constante en un ambiente sellado y humidificado, se provee un mejor gradiente de difusión de oxígeno al tejido, lo cual mejora la acción antimicrobiana y estimula la angiogénesis (AOTI, 2010). Para prevenir descargas estáticas y posibles explosiones, la humedad debe estar por encima del 60% HR, además, un ambiente seco tendría un efecto dañino a las heridas expuestas (Fischer, 1977).

3.1.3.3.1. Modificación del módulo

Como fue mencionado previamente, la estructura del módulo de humedad KHM-10B no permite fácilmente realizar un corte en la pared de la cámara y sellar de manera que no se escape el aire. Algunos sellos resultan dañinos para la circuitería, además que el material al secarse toma una consistencia suave y elástica y no representa un sello efectivo. Sellarlo con material más rígido complicaría el reemplazo del sensor en caso de falla. La solución propuesta implicó modificar el módulo para poder ingresar el sensor a la cámara de forma

que minimice las fugas como también facilite su reposición. El módulo cuenta con un protector plástico negro que cubre al sensor, mostrado por separado en la Figura 59.

Figura 59. Módulo de humedad despojado del protector para su modificación

Fuente: Elaboración propia

Posterior a retirar el protector, se le desoldaron los terminales del sensor y en su lugar se soldó un conector macho JST-PH de 4 pines, extrayendo los pines 2 y 4.

Figura 60. Cables JST-PH-3.0hembra-hembra

Fuente: Elaboración propia

Para poder transportar las señales del sensor a la tarjeta de sensores principal se soldaron dos de los cables del conector hembra-hembra JST-PH (Figura 60) a dos de los cables hembra mini molex 51021 (Figura 61).

Figura 61. Cable y conectores hembra y macho mini molex 51021

Fuente: Elaboración propia

La tarjeta principal de sensores también cuenta con un conector macho JST-PH de 4 pines, por el cual mediante un cable hembra-hembra JST-PH de 3 pines, se transportan tierra, alimentación y señal de salida del sensor de humedad "G". De esta forma en caso de necesitar

reponer el módulo, se desconectan los cables molex 51021 hembra y el cable hembra-hembra JST-PH mencionado. La configuración final del módulo de humedad se presenta en la Figura 62.

Figura 62. Configuración final de la modificación del módulo de humedad

Fuente: Elaboración propia

3.1.4. Etapa de accionamiento (D)

La etapa de accionamiento comprende 4 componentes: tanque de oxígeno medicinal, regulador de oxígeno, electroválvula con bobina y humedecedor. Esta etapa es la que se encarga de proveer al sistema del oxígeno necesario para fomentar la cicatrización y aumentar la presión internamente. Se la denomina etapa de accionamiento porque es la que recibe la señal de control del PIC para accionar la electroválvula que controla de forma proporcional la apertura por la cual ingresa el oxígeno desde el tanque hacia la cámara hiperbárica.

3.1.4.1. Tanque de oxígeno tipo E

Figura 63. Cilindro de oxígeno tipo E

Fuente: Elaboración propia

El tanque o cilindro de oxígeno utilizado, de tipo E y hecho de aluminio, se muestra en la Figura 63. El color verde, pintado manualmente, indica que es un tanque de oxígeno y no otro gas como puede ser dióxido de carbono (Blanchfield, 2017). Es la variedad más grande entre

los tanques portátiles, con una capacidad de 680 litros de oxígeno a 2,200 psi. Los tanques de oxígeno tienen válvulas en la parte superior que permiten abrir el paso al oxígeno al sistema deseado. Los tanques de mayor capacidad, usualmente del tipo que se encuentran en instalaciones médicas, cuentan con una válvula de tipo CGA 540, en vez del tipo CGA 870 encontrados en los tanques portátiles (Applied Home Healthcare Equipment, 2013). El tipo de válvula determinará el tipo de regulador necesario para permitir un acople adecuado.

3.1.4.2. Regulador de oxígeno

Figura 64. Regulador de flujo CGA-870

Fuente: Elaboración propia

En regulador de flujo de oxígeno de este sistema, presentado en la Figura 64, permite reducir el flujo de oxígeno del tanque a un valor más manejable y conveniente para el proceso. No solamente cumple con regular el flujo desde 0 a 15 LPM (litros por minuto) mediante una perilla con varias opciones de aumento (0, 0.5, 1, 1.5, 2, 3, 4, 5, 6, 8, 10, 15), sino que también otorga una salida de 50 psi (CGA 870, 2017). Es imprescindible el uso de este regulador puesto a que la salida del tanque de oxígeno tipo E, es de 2000 psi (o más dependiendo hasta donde se recargue) y podría dañar partes del equipo en una etapa posterior.

El regulador Lincoln Medical tiene las mismas características que el regulador Drive de modelo CGA 870, y posee a diferencia de otros modelos, una manija en T para fijar la boquilla del tanque de oxígeno a los pines del regulador. Un manómetro indica qué tan lleno está el tanque en uso mediante la presión del oxígeno dentro. Es importante mantener el regulador con la perilla a 15 litros por minuto antes de encender el sistema para el tratamiento y cerrarlo al finalizar puesto a que, si se olvida cerrar el tanque de oxígeno, podría vaciarse por completo antes del siguiente uso.

3.1.4.3. Electroválvula Danfoss 032U8062

Para poder aplicar un control PID, es necesario un actuador que pueda recibir una señal de control para poder afectar su salida y de esta forma retroalimentar al sistema según el

ambiente actual para arribar al ambiente deseado. Por lo dicho anteriormente, este mecanismo debe ser de naturaleza proporcional como lo es la electroválvula 032U8062. La señal de control ingresada al mecanismo, debe poder afectar de manera proporcional su salida; por lo tanto, esta válvula debe poseer y posee linealidad en su rango de regulación.

La electroválvula utilizada en este sistema es una electroválvula proporcional Danfoss 032U8062 de latón (Figura 65) apto para trabajar en condiciones de humedad e incluso agua (Danfoss, 2015). Esta válvula puede permitir el flujo a diferentes valores; además, está disponible en diversas variedades de diámetro de entrada y salida ($\frac{1}{4}$, $\frac{3}{8}$, $\frac{1}{2}$, y $\frac{3}{4}$ pulgadas); no obstante, se escogió la variedad de $\frac{1}{4}$ de pulgadas pues es comúnmente utilizado para sistemas de gas (Aero Specialties, 2015).

Figura 65. Válvula proporcional Danfoss 032U8062

Fuente: Elaboración propia

Un aspecto a decidir es el tipo de apertura del orificio: normalmente cerrado (NC) o normalmente abierto (NO); esto quiere decir que cuando no esté energizada la bobina, su posición en reposo será o abierta o cerrada. Por seguridad, se decidió utilizar la válvula normalmente cerrada puesto a que, en caso de un inconveniente, sería mejor que se cierre el sistema para ahorrar oxígeno y para evitar que una presión descontrolada altere físicamente el equipo no metálico del sellado.

Otro factor a considerar en cuanto a la electroválvula a usar es el tipo de roscado que presentan estas en su entrada y salida. En la marca Danfoss, están disponibles el roscado tipo NPT (National Pipe Taper) y G (Danfoss, 2015) o BSPP (Gas Thread o British Standard Pipe Parallel Thread) (Gage Crib Worldwide, 2013).

Las válvulas, sean de cualquier tipo tienen cierto rango de trabajo en cuanto a la presión diferencial. Esta válvula trabaja con un diferencial de presión de 0.5 a 10 bar (7.25 a 145 psi)

por lo que la presión del fluido entrante no debe superar ese diferencial de presión (Danfoss, 2010). Aquí es donde el regulador de oxígeno mencionado anteriormente resulta muy conveniente porque reduce la presión de salida de 2000 psi a 50 psi.

3.1.4.4. Bobina Danfoss 018Z0290

Figura 66. Bobina Danfoss 018Z0290

Fuente: Elaboración propia

La bobina para el control PID que se aplica debe ser especial, pues no basta con lograr abrir o cerrar la válvula sino poder regular proporcionalmente la apertura de la válvula. Como la salida del PIC es de 0 a 5 voltios, es necesario ajustar esta salida de manera que se pueda acomodar al rango de entrada de la bobina.

Otro factor a considerar es el tipo de entrada que recibe ésta para regular la apertura. Danfoss posee dos variedades, las que tienen una señal piloto (señal de control) en un rango de voltios (0 – 10 V modelo 018Z0290), mostrada en la Figura 66, y las bobinas con señal piloto con un rango en amperios (4-20mA modelo 018Z0291) (Danfoss, 2010). Aprovechando el tipo de salida que provee el PIC (voltaje de 0 a 5 voltios DC), bastaría con un op-amp en modo amplificador no inversor con una ganancia de 2 para ajustar la salida del PIC para adecuarla al rango de entrada a la bobina de tipo voltaje Danfoss 018Z0290; por lo cual, se decidió utilizar para el equipo.

Figura 67. Regla de correspondencia de la electroválvula Danfoss 018Z0290

Fuente: Elaboración propia

La apertura o flujo de la válvula es proporcional al voltaje de entrada suministrado, donde 0 V corresponde a un flujo del 0% y 10 V corresponde a un flujo del 100%. Los valores entre 0 y 10 V, son válidos y forman parte de la regla de correspondencia de la electroválvula (Figura 67). Para el funcionamiento de esta bobina, son necesarios tres terminales que se encuentran dentro del cable que ingresa a la bobina. Estos tres terminales son, común (tierra), +24 V DC (alimentación positiva), y 0-10 V DC (señal piloto o de control).

En el caso de obtener la bobina que requiere corriente como regulador, sería necesario convertir los 0-5 V a 4-20 mA, lo cual requeriría de circuitería adicional, más compleja como sería un conversor de voltaje a corriente como el XTR110 de Texas Instruments, con transistores externos (Texas Instruments, 2009). Adicionalmente, este tipo de integrados no se encuentran disponibles en el mercado peruano actualmente. La bobina 018Z0290 además es un gran candidato debido no sólo a que es una marca dinamarquesa reconocida, sino a que la potencia que consume es relativamente baja: 20 W.

3.1.4.5. Humedecedor

Figura 68. Frasco humedecedor Hudson RCI para presiones altas

Fuente: Elaboración propia

Como expuesto anteriormente, la humedad es muy importante para el tratamiento; por lo tanto, la fuente de humedad para el oxígeno seco que surge del tanque debe soportar las condiciones a la cual se somete el tratamiento. Para la elección del frasco humedecedor, es necesario tener en cuenta la presión de trabajo. El primer frasco puesto en uso activaba una alarma en forma de pito al superar los 6 psi, y permitía el escape del oxígeno a través del pito y adicionalmente generaba un ruido muy alto. Finalmente, se encontró un frasco humedecedor marca Hudson RCI, modelo 6060 (Medequip Depot, 2015), presentado en la Figura 68, que trabaja a mayor presión, y que a pesar de contar con el sistema de alarma, no

se activa a presiones tan bajas como 6 psi. Esto permitió humedecer el oxígeno a través de burbujeo, sin fuga de oxígeno. Debido a que el burbujeo ocasiona salpicadura, es recomendable tener la cantidad de agua destilada al máximo para evitar salpicaduras a la herida en tratamiento.

3.2. Conexiones

Adicionalmente a las etapas mencionadas, se cuenta con equipamiento necesario para las conexiones entre elementos y a la vez funciones adicionales como despresurización de la cámara y observación referencial de la presión. Estas conexiones se presentan a continuación.

3.2.1. Conexión regulador-humedecedor

Figura 69. Conexiones entre el regulador de oxígeno y el frasco humedecedor

Fuente: Elaboración propia

La conexión del regulador al humedecedor (Figura 69), que es la última etapa del oxígeno antes de ingresar a la cámara, se compone de varias etapas o sub-conexiones. Inicialmente está la salida del regulador. Este es un conector con rosca tipo DISS, mostrado en la Figura 70:

Figura 70. Conector DISS. Este conector ingresa al orificio del regulador de oxígeno

Fuente: Elaboración propia

La salida del regulador de flujo de oxígeno y la entrada del humidificador son de tipo DISS (Diameter Index Safety System), lo cual significa que tienen su propio tipo de roscado para prevenir conexiones erróneas o confundir entre un tipo de gas u otro (University of California San Francisco [UCSF], 2013). Si bien el roscado tipo DISS de la salida del regulador de oxígeno presenta cierta similitud con el roscado NPT de $\frac{1}{4}$ de pulgada, y algunas conexiones se pueden lograr a medias, sería incorrecto realizar una conexión DISS a NPT sin ningún adaptador, además que habría posibilidades de fugas debido a un encaje disparejo. Por lo mencionado previamente, es necesario para el acoplamiento correcto del sistema un adaptador DISS hembra a NPT macho de $\frac{1}{4}$ de pulgada (salida del regulador de oxígeno a entrada de la electroválvula) y un adaptador NPT macho a DISS macho (salida de la electroválvula a entrada del humidificador).

La salida del regulador de oxígeno (tipo DISS macho) se acopló a un conector DISS hembra cuyo lado opuesto es tipo NPT $\frac{1}{8}$. Posteriormente esta rosca NPT $\frac{1}{8}$ macho se conectó a un adaptador $\frac{1}{8}$ NPT hembra a $\frac{1}{4}$ NPT macho. Esto se visualiza en la Figura 71:

Figura 71. Configuración de adaptadores para obtener DISS hembra y NPT $\frac{1}{4}$

Fuente: Elaboración propia

Este roscado $\frac{1}{4}$ NPT se acoplaría perfectamente con la entrada de la electroválvula.

Como mencionado previamente, el frasco humidificador posee una entrada tipo DISS de la variedad hembra. Por esto, un acople $\frac{1}{4}$ NPT macho a DISS macho (Figura 72) permitió el acople entre la salida electroválvula y entrada al humidificador:

Figura 72. Adaptador NPT $\frac{1}{4}$ macho a DISS macho

Fuente: Elaboración propia

3.2.2. Conexión humidecedor-cámara

La salida del frasco humidecedor es de tipo cola manguera a la cual se le ajusta la cánula de 2 metros. Para evitar alguna posibilidad de escape debido a la presión más alta de la cual se utiliza para el uso nasal, se utilizó una abrazadera de acero inoxidable 8-12mm W4, mostrada en la Figura 73.

Figura 73. La cánula se sujeta a la salida del humidecedor mediante una abrazadera de 8-12 mm. El oxígeno se humedece en este segmento e ingresa a la cámara mediante la cánula

Fuente: Elaboración propia

La cámara en su lado lateral izquierdo tiene un niple NPT de $\frac{1}{4}$ soldado que va ajustado a un codo de $\frac{1}{4}$. En la Figura 74 se presenta dicho niple.

Figura 74. Niple NPT de $\frac{1}{4}$ de acero inoxidable

Fuente: Elaboración propia

Este codo, de acero inoxidable, alberga un conector NPT macho de $\frac{1}{4}$ a cola manguera. El otro lado de la cánula viene sujeta a este terminal de cola de manguera a presión y mediante otra abrazadera del mismo tipo utilizado en el frasco humidecedor. Asegurada con teflón, esta configuración, presentada en la Figura 75, brindó muy buen sello con mínima fuga de oxígeno.

Figura 75. Conexión entre la cámara y la manguera. La cánula se sujeta a un adaptador NPT de $\frac{1}{4}$ a cola manguera y se sujeta mediante una abrazadera

Fuente: Elaboración propia

3.2.3. Conexión manga-cámara

El diseño de la conexión de la manga a la cámara fue una de las características más rediseñadas de la cámara hiperbárica. Para enfocarse en el tema del sellado entre la manga y la cámara, se decidió utilizar temporalmente una bolsa gruesa como manga. Inicialmente, se pensó realizar una tapa a presión, mostrada en la Figura 76:

Figura 76. Tapa de acero inoxidable

Fuente: Elaboración propia

Un problema con tener un sistema con tapa a presión sería que la parte superior de la tapa abarcaría parte del hoyo de entrada a la cámara por donde podría ingresar una pierna de un paciente. Para contrarrestar esto, se aumentó el borde de la boca de ingreso a la cámara para que la tapa tenga suficiente superficie para "tapar" y a la vez no abarcar el espacio del hoyo de entrada al a cámara. Sin resultados positivos se procedió a fijar la manga mediante cinta para ducto.

Al notar que la cinta para ducto no era suficiente, se utilizó un anillo de caucho con 55 mm de altura, 3mm de grosor y 215 mm de diámetro (en la Figura 77 se muestra dicho anillo). Se hicieron varios anillos de caucho para determinar cuál sería la dureza ideal. Se concluyó que un anillo de dureza mixta (40 shore y 50 shore) fue la ideal; pues, una abrazadera de acero inoxidable presionaría una parte del anillo contra la boca metálica y por lo tanto debía ser más rígida.

Figura 77. Aro de caucho de dureza mixta (40-50 shore)

Fuente: Elaboración propia

Resultado el problema del sellado, se tuvo que verificar el material adecuado para la manga. Inicialmente se pensó látex o silicona debido a que no sólo estaría sujeto a una parte rígida y metálica que sería la boca de la cámara, sino que también estaría sujeto a una estructura orgánica como la pierna o brazo de un ser humano. Las pruebas con látex y silicona no resultaron positivas puesto a que estas eran demasiado elásticas y al momento de ingresar la presión no ofrecían resistencia suficiente para que aumente la presión dentro de la cámara; pues, solamente continuaban expandiéndose.

Posteriormente, se hicieron pruebas con mangas de PVC, del mismo material que los flotadores inflables para piscina con buenos resultados; no obstante, por el uso, rápidamente aparecían rasgaduras o huecos por los donde escapaba el oxígeno. La penúltima opción fue el uso de mangas de polietileno de 330x0.15mm (anchura x grosor). De los diferentes espesores de mangas, este resultó el más adecuado (ni tan rígido ni tan delgado); no obstante, el uso generaba hoyos.

Como versión final, se decidió hacer una manga de neopreno (material utilizado en los trajes de buzos); esta se muestra en la Figura 78. Este material sería más resistente que el de las mangas delgadas y a la vez más adecuada para la piel. Se utilizarían correas de velcro para sujetar la manga de neopreno a la extremidad o cuerpo a ingresar para evitar que el oxígeno no se escape. Al ser una manga de neopreno con un grosor considerable de 8 mm, el ajuste con las correas no generaba la molestia que se generaba con las mangas de delgadas de polietileno.

Figura 78. Manga de neopreno con 3 ranuras para la inserción de 3 correas de velcro utilizadas para la conexión cámara-extremidad

Fuente: Elaboración propia

El grosor de la manga de neopreno requería de una abrazadera con un diámetro más grande. Para esta nueva configuración, la abrazadera de acero inoxidable de 227-239 mm, presentada en la Figura 79, lograba encajar:

Figura 79. Abrazadera de acero inoxidable de 227-239 mm

Fuente: Elaboración propia

Finalmente, el proceso para el sellado de manga-cámara sería como detallado en las Figuras 80 a 83:

Figura 80. La boca de la cámara inicia libre

Fuente: Elaboración propia

Figura 81. Se posiciona el anillo de caucho alrededor de la boca

Fuente: Elaboración propia

Figura 82. Se posiciona la manga encima del anillo

Fuente: Elaboración propia

Figura 83. Se posiciona la abrazadera encima de la manga y se ajusta

Fuente: Elaboración propia

3.2.4. Conexión cámara-manómetro-válvula de bola

Figura 84. Conexión de la cámara al manómetro y válvula de bola mediante un conector tee

Fuente: Elaboración propia

Existen diversos tipos de manómetros, según su aplicación podemos encontrar manómetros de glicerina, silicona, halocarbono, al vacío, entre otros. Los manómetros llenos con líquido sirven como amortiguamiento ante vibraciones que afecten a la aguja y su lectura, adicionalmente, son recomendables para altas fluctuaciones de temperatura. El equipo propuesto no está expuesto a cambios drásticos de temperatura, ni vibraciones, por lo que un manómetro al vacío es apto para la función a realizar en este proyecto.

Para este prototipo, se consideró que el manómetro de aguja al vacío sirva de referencia para la presión mostrada digitalmente en la pantalla LCD, debido a que este manómetro está calibrado y certificado por INMETRO S.A.C. Según los resultados de la calibración en el anexo 4, el rango permitido para asegurar que el manómetro esté calibrado es de ± 10.0 mbar. Adicionalmente, se decidió usar este manómetro marca Dynamic, ya que cumple su

función para monitorear la presión en tiempo real y, además, su bajo costo en comparación a otras marcas y/o modelos con las mismas características.

Adicionalmente, se acopló una válvula de bola por seguridad, como "pressure relief valve", ya que, en el peor de los casos, podría generarse una sobrepresión dentro de la cámara. Por otro lado, esta válvula permite que, una vez finalizado el tratamiento, se despresurice la cámara para retirar al paciente con mayor comodidad. Estos elementos se encuentran unidos por un niple de acero inoxidable de $\frac{1}{4}$ de pulgada soldado del lado de los sensores al que se acopla un conector tee de acero inoxidable que brinda las conexiones NPT hembra, como se muestra en la Figura 84.

CAPÍTULO 4. DESCRIPCIÓN DEL FIRMWARE DEL SISTEMA PROPUESTO

4.1. Evolución de la configuración de la estructura electrónica digital

Inicialmente, la configuración electrónica digital consistía en un solo PIC16F877A que se encargaba del procesamiento e interfaz del sistema. A medida que las funciones del programa aumentaban, la capacidad del PIC para poder ejecutarlas y correrlas óptimamente disminuían. Para esto, se propuso el uso de dos PICs, de la misma categoría, que tendrían una relación de maestro y esclavo. La lógica detrás de esta nueva estructura era que, mediante un PIC esclavo y un PIC maestro, se podían aislar las funciones de control y las funciones de interfaz, de tal manera que el PIC esclavo se encargaría únicamente de realizar el control PID mientras que el PIC maestro se encargaría del ingreso de la presión de trabajo y el tiempo de duración del tratamiento. Para esta configuración se utilizó I2C, teniendo como desventaja la necesidad de lograr comunicación entre ambos PIC (por ejemplo, envío de presión de trabajo al PIC que procesa el controlador PID), aumentando el número de conexiones y componentes electrónicos.

Por estas razones y consecuentemente al espacio requerido por dos PICs comunicados por I2C, se decidió migrar a un PIC de mayor gama (18F4520) de forma que posea el poder de procesamiento suficiente para poder encargarse tanto del control como la interfaz e ingreso de valor de presión de trabajo y duración del tratamiento.

4.2. Diseño de control PID

En esta sección se muestran los procedimientos involucrados en el diseño de un controlador PID, tanto por el método de respuesta al escalón de Ziegler-Nichols y el método del ángulo faltante. Adicionalmente, se realiza la representación del sistema de control mediante el diagrama de bloques y el diagrama de bloques con función de transferencia para ambos casos.

4.2.1. Diagrama de bloques del sistema

A continuación, en la Figura 85, se presentan las partes que componen al sistema de control mediante su diagrama de bloques funcional y matemático.

4.2.1.1. Diagrama de bloques funcional del sistema de control

En el siguiente diagrama se observa que el sistema está compuesto, principalmente, de un teclado para el ingreso del valor de referencia, un microcontrolador para el procesamiento del control, la planta, compuesta de la electroválvula proporcional y la cámara, y el sensor para la retroalimentación.

Figura 85. Diagrama de bloques funcional del sistema de control

Fuente: Elaboración propia

4.2.1.1.1. Diagrama de bloques matemático del sistema de control

En el diagrama de bloques matemático, presentado en la Figura 86, se puede apreciar que el bloque de control ($G_c(z)$) se maneja en un tiempo discreto, mientras que la planta es de naturaleza continua. Por esta razón, es necesario el uso de conversores D/A y A/D que sirvan de nexo entre el tiempo discreto y el continuo; los mismos serán representados como retén de orden cero (ZOH) según lo mostrado en el inciso 2.21.

Figura 86. Diagrama de bloques matemático del sistema de control, con ZOH

Fuente: Elaboración propia

4.2.1.1.2. Diagrama de bloques del sistema de control en tiempo discreto

Por efectos del ZOH, la planta continua será ahora representada en tiempo discreto, en su diagrama de bloques. Adicionalmente, la señal de presión es sensada (convertida a voltaje) y, posteriormente, se transforma a un valor de presión digital a través de su función de transferencia, por lo que el efecto del sensor se cancela para fines de su representación gráfica, obteniendo así un diagrama de bloques reducido, como se muestra seguidamente, en la Figura 87:

Figura 87. Diagrama de bloques del sistema de control en tiempo discreto

Fuente: Elaboración propia

4.2.2. Modelamiento de la planta del sistema

La planta del sistema está conformada por la electroválvula y la cámara hiperbárica, en la que se almacena el oxígeno a una determinada presión. La entrada a esta planta es un voltaje (salida del control $G_C(Z)$), el cual determina el porcentaje de apertura de la electroválvula proporcional; como consecuencia, se genera un incremento de la presión de oxígeno dentro de la cámara, teniendo como salida un valor de presión.

Para el modelamiento de la planta, se realiza un estudio con una entrada con escalón de 0 a 1 voltio, mediante el método de 123c. La curva de reacción de la Figura 88, se obtiene con un osciloscopio que mide la señal de voltaje del sensor de presión Honeywell:

Figura 88. Identificación de la planta real mediante el método 123c

Fuente: Elaboración propia

Los tiempos obtenidos se restan con 50 segundos, debido a que en ese tiempo se ejecutó la señal de escalón.

$$K = \frac{\Delta Y}{\Delta U} = \frac{Y_{max} - Y_{min}}{0.98v - 0v} = 0.0982 \quad (4.1)$$

$$t_{25} = 54.14 - 50 = 4.14 \quad (4.2)$$

$$t_{75} = 75.5 - 50 = 25.5 \quad (4.3)$$

$$\tau = 0.9102x(t_{75} - t_{25}) \quad (4.4)$$

$$m = 1.262xt_{25} - 0.262xt_{75} \quad (4.5)$$

Se obtiene la función de transferencia de la planta:

$$G_p(s) = \frac{0.005051}{s + 0.05144} \quad (4.6)$$

Al tratarse de un control de tiempo discreto, se emplea el retén de orden cero (ZOH), según Benjamin C. Kuo (1996), para representar la planta en este mismo tiempo:

$$G_p(z) = \frac{5.04970 \times 10^{-5}}{z^2 - 0.9994857} \quad (4.7)$$

A continuación, se realiza el diseño de control PID a través del método de repuesta al escalón de Ziegler-Nichols y, de forma matemática, a través del método del ángulo faltante, con el fin de realizar una comparación entre el control real implementado y el desarrollado teóricamente.

4.2.3. Diseño de control PID basado en el método de respuesta al escalón de Ziegler-Nichols

Por el método de Ziegler-Nichols, se produce una respuesta al escalón de 0 a 1 voltio (10% del valor nominal), como se muestra en la Figura 89:

Figura 89. Respuesta al escalón en voltios. Imagen de osciloscopio

Fuente: Elaboración propia

En la misma, se traza la recta de máxima pendiente y se deducen los siguientes parámetros, donde t_0 equivale a 49.75 s, t_1 equivale a 50.0 s y t_2 a 67.75 s, como se observa en la Figura 90:

Figura 90. Respuesta al escalón en atmósferas relativas. Se muestran rectas hechas para facilitar la obtención de los tiempos requeridos para obtener coeficientes de control

Fuente: Elaboración propia

$$\tau_0 = t_1 - t_0 = 0.25 \quad (4.8)$$

$$\gamma_0 = t_2 - t_1 = 17.75 \quad (4.9)$$

$$K_0 = \frac{y_1 - y_0}{u_1 - u_0} = 0.09819278516 \quad (4.10)$$

Los parámetros K_p , T_i y T_d se calculan en base a estas ecuaciones:

$$K_p = \frac{1.2\gamma_0}{K_0 \cdot \tau_0} = 867.68 \quad (4.11)$$

$$T_i = 2 \cdot \tau_0 = 0.5 \quad (4.12)$$

$$T_d = 0.5\tau_0 = 0.125 \quad (4.13)$$

Los parámetros del controlador discreto se calculan en base al tiempo T que según el tiempo de muestreo es de 0.01 s.

$$a = K_p = 867.6809 \quad (4.14)$$

$$b = \frac{K_p \cdot T}{T_i} = 17.35362 \quad (4.15)$$

$$c = \frac{K_p \cdot T_d}{T} = 10846.01 \quad (4.16)$$

Se reemplazan los valores en la ecuación de la ley de control PID y se obtiene la siguiente función de transferencia en tiempo discreto de la ecuación (2.27):

$$G_{c1}(z) = \frac{1.17310 \times 10^4 z^2 - 2.25597 \times 10^4 z + 10846}{z^2 - z} \quad (4.17)$$

Con los datos anteriores, se obtiene el diagrama de bloques con funciones de transferencia, en tiempo discreto, mostrado en la Figura 91:

Figura 91. Diagrama de bloques con funciones de transferencia con control basado en el método de Ziegler-Nichols

Fuente: Elaboración propia

4.2.4. Diseño de control, basado en el método del ángulo faltante

Para obtener un control mediante el método del ángulo faltante, es necesario establecer las características deseadas del sistema en lazo cerrado. Para este caso, se consideró el sistema obtenido anteriormente con el control diseñado mediante el método de Ziegler-Nichols. Utilizando la teoría indicada en el numeral 2.15.1., se despeja:

$$M_p = 0.4183 \quad (4.18)$$

$$\xi = 0.2673 \quad (4.19)$$

$$\omega_n = 0.1122 \quad (4.20)$$

Ya que, entonces se considera un sistema subamortiguado, mediante la ecuación 2.56 se obtienen los polos deseados:

$$s_{1,2} = -0.3 \pm j0.1081 \quad (4.21)$$

Considerando que, para un control PID se obtiene la siguiente función de transferencia (Ogata, 2010):

$$G_c(s) = K \frac{(s + a)^2}{s} \quad (4.22)$$

Faltaría encontrar el valor de "a" que genere los ceros que compensen la falta de ángulo requerido para que los polos deseados formen parte del lugar geométrico del sistema.

Figura 92. Lugar geométrico de las raíces de la planta con integrador

Fuente: Elaboración propia

En la Figura 92, obtenida con MATLAB, se observa un polo deseado, indicado por una x color rojo, fuera del lugar geométrico.

Utilizando la ecuación 2.60, se despeja el ángulo faltante para compensar la deficiencia mencionada. Se obtiene:

$$\phi_F = -180^\circ - \angle G(s)H(s) = 4.312^\circ = 0.075 \text{ rads} \quad (4.23)$$

Al tratarse de un control PID, el ángulo faltante debe ser compensado mediante dos ceros; por lo tanto:

$$\phi_{cero} = \phi_F / 2 = 2.156^\circ \quad (4.24)$$

Con esta información se podría calcular geométricamente la posición de los ceros dobles en el plano "s" (Ogata, 2010).

Figura 93. Cálculo de la componente real de la raíz a partir del ángulo faltante

Fuente: Elaboración propia

Según lo mostrado en la Figura 93, se obtiene la ecuación 4.25:

$$\tan(\phi_{\text{cero}}) = \frac{0.1081}{(M - 0.0300)} \quad (4.25)$$

Entonces,

$$M \approx -2.915 \quad (4.26)$$

Por lo tanto, la función de transferencia del control sería la mostrada en la ecuación 4.27:

$$G_c(s) = K \frac{(s + 2.915)^2}{s} \quad (4.27)$$

Utilizando la condición de magnitud, se obtiene la ecuación 4.28:

$$K = \left| \frac{s(s + 0.05144)}{0.005051 (s + a)^2} \right| \quad (4.28)$$

Evaluando el numerador con el polo deseado $s_1 = -0.0300 + 0.1081j$, la función de transferencia del controlador será la que se muestra en la ecuación 4.29:

$$G_c(s) = 0.2939 \frac{(s + 2.915)^2}{s} \quad (4.29)$$

Aplicando la aproximación del control y, mediante la transformación Z, se obtiene la ecuación 4.30:

$$G_{c1}(z) = \frac{18.84745z^2 - 36.91304z + 18.07662}{z^2 - 1.55825z + 0.55825} \quad (4.30)$$

De esta manera, se obtiene el diagrama de bloques con funciones de transferencia, en tiempo discreto, como se observa en la Figura 94:

Figura 94. Diagrama de bloques con funciones de transferencia con control basado en el método del ángulo faltante

Fuente: Elaboración propia

4.3. Elección de firmware según la respuesta del control PID con y sin RTOS

Tras el descubrimiento del sistema RTOS (Real Time Operating System) (Sistema operativo en tiempo real) y los beneficios que brindarían al control digital, según Eduardo García Breijo, autor del libro "Compilador C CCS y simulador Proteus para microcontroladores PIC" (García, 2008), se decidió migrar la programación al sistema RTOS. García (2008) menciona que debido a que el RTOS optimiza la utilización de los recursos del microcontrolador (al simplificar la programación por tareas), se presentará una mejor respuesta del control PID.

Figura 95. La imagen muestra como en el caso propuesto por García Breijo el sistema RTOS mejora la salida del sistema a diferentes tiempos de muestreo

Fuente: García, Eduardo

Como se muestra en la Figura 95, García realiza una comparación de un PID con un tiempo de muestreo de 100 ms sin RTOS y otro con RTOS. En este estudio encuentra que con RTOS se reduce el sobreimpulso de la respuesta del sistema en lazo cerrado y las oscilaciones en su etapa de transición. En el segundo estudio, con un tiempo de muestreo de 1 ms, nota que el valor de establecimiento se obtiene en menor tiempo (mayor rapidez para llegar al estado estacionario).

También se puede notar que el uso de RTOS, según García, suavizaría la respuesta del sistema. Como se descubrió que un sistema RTOS podría mejorar el funcionamiento del control PID (García, 2008), se implementó el RTOS en el PIC esclavo; no obstante, al tener un sistema RTOS, que está constantemente ejecutando una tarea con cierta frecuencia, complicaba la posibilidad de interrumpirla para enviarle una señal que indicara el fin del tratamiento. Finalmente, se estableció la configuración electrónica descrita (un solo microcontrolador de gama alta: PIC 18F4520); por lo que se procedió a adaptar la programación al sistema RTOS.

4.3.1 Programación con RTOS

Figura 96. Diagrama de bloques de la programación con RTOS

Fuente: Elaboración propia

Como se muestra en el diagrama de flujo de la Figura 96, el código comienza por la lectura de variables. Dentro de esta lectura de variables, está incluida la inicialización de variables en las que se declaran las variables a utilizarse.

Al ser una programación con RTOS, y dado que este sistema se basa en la ejecución de tareas, se procede a definir el nombre de cada tarea a ejecutar, sus frecuencias de ejecución y tiempo de ejecución de cada una. En este programa, se incluyen 2 tareas específicas que irán ejecutándose periódicamente (una vez establecido la presión de establecimiento y duración del tratamiento), "PID" y "time". La primera se encarga del algoritmo de control PID digital, y se ejecutará cada 10 ms, con una duración de ejecución máxima de 1ms. Es importante que esta tarea se ejecute con rapidez puesto a que la presión es una variable que cambia rápidamente en este sistema y es necesario mantenerla lo más estable posible para ofrecer un buen tratamiento, para ellos se requiere una retroalimentación rápida entre el sensor de presión y el microcontrolador. La segunda tarea por otro lado, puede ejecutarse con menos rapidez, ya que se encarga de mostrar en el LCD la presión, humedad y tiempo de la duración del tratamiento.

Posteriormente se encuentra el programa principal; después de inicializar algunas variables más, se procede con establecer que la función CCP1 del PIC, sea la de un terminal PWM, puesto a que tiene otras funcionalidades, pero se requiere del PWM para poder, mediante ciclos de trabajo, modificar el voltaje medio. La señal PWM de 0 a 5 voltios DC será modulada a una señal de 0 a 10 voltios DC con un op-amp. Esta cumplirá la función de señal de control. Es necesario colocar la salida del PWM a cero inicialmente, de lo contrario cuando se lea la línea de programación en la que se establece la función PWM, habrá una salida no deseada que active la electroválvula.

Se inicializan el LCD y el teclado; la pantalla presenta el nombre del equipo "DIOXICAM" y posteriormente una instrucción para ingresar la presión. En caso de ingresar algo incorrecto, sea por un valor fuera de rango o una tecla que no corresponde, se volverá a mostrar la instrucción de ingreso de presión. Si se desea, se puede pulsar el botón "NO" para volver a ingresar el valor cuando aparece la pantalla de confirmación "OK? Si No". Si es correcto el ingreso, se procede a mostrar la instrucción de ingreso de duración. El procedimiento es el mismo que para el ingreso de presión.

Una vez que la presión y la duración se confirman, se muestra en el LCD un mensaje de "INICIANDO". Debido a que se usarán los puertos ADC, se inicializan y se procede a ejecutar las tareas RTOS.

Para el caso de la tarea "PID", el procedimiento es el siguiente: lectura del sensor de presión y temperatura, cálculo de la señal de control mediante algoritmo PID, y posteriormente la generación de la salida de señal de control al puerto PWM. Posteriormente se explicará el código del algoritmo del PID digital.

Para el caso de la tarea "Time", se procede de la siguiente manera: lectura del sensor de humedad (los otros sensores ya están leídos en la tarea de PID), mostrar en el LCD el temporizador y variables de presión, humedad y temperatura, y posteriormente verificar si el tiempo actual de tratamiento en el temporizador corresponde al tiempo de duración ingresado. En el caso de corresponder, el RTOS se termina (el programa sale del modo RTOS), se regresa el PWM a un valor de cero, y se muestra en el LCD un mensaje de fin de tratamiento: "FIN DE TRATAMIENTO".

4.3.1.1. Respuesta del control PID con RTOS

Una vez realizada la nueva programación, se procedió a obtener las gráficas de control del prototipo con el sistema RTOS. En la Figura 97 se observan las gráficas de control, utilizando distintas presiones de trabajo.

Figura 97. Las respuestas del PID con RTOS superpuestas en una misma gráfica, utilizando manga de plástico PVC

Fuente: Elaboración propia

Según García, el RTOS debió mejorar la curva de control PID; no obstante, para asegurar de que el sistema RTOS en efecto ofreció una mejora en el funcionamiento de un PID digital, se decidió traducir la programación total a una configuración sin RTOS. De esta forma, se podría realizar una comparación directa entre las curvas de control.

4.3.2. Programación sin RTOS

Figura 98. Diagrama de bloques de la programación sin RTOS

Fuente: Elaboración propia

Como se muestra en el diagrama de flujo de la Figura 98, la programación sin RTOS contará con muchas similitudes; no obstante, habrá pequeñas diferencias. En la parte inicial, algunas líneas de programación, específicamente directivas, cambian por el hecho de no usar RTOS. Adicionalmente, ya no se establecen tareas como el caso con RTOS. Como diagrama de bloques, se nota menos la diferencia.

Al igual que en el caso de la programación con RTOS, se establece que la función CCP1 del PIC sea PWM, se inicializan teclado y LCD y se procede a la serie de condicionales que estructuran el ingreso de presión y duración.

El funcionamiento es similar hasta el momento en el que se muestra en el LCD "INICIANDO" y se inicializa el ADC. En el caso con RTOS, el mando lo toma el planificador de tareas de RTOS. Las tareas se turnaban según la frecuencia y duración de ejecución. La idea es que al dedicarse sólo a tareas específicas según un esquema cada cierto tiempo, se ahorren recursos del PIC y el tiempo de muestreo sea más constante. En el caso de la programación sin RTOS, las tareas y líneas de programación se leen y ejecutan de forma secuencial. Esto significa que no habrá una administración de tareas, sino que se ejecutarán siempre uno después de otro.

Se procede con la lectura del sensor de presión para realizar el cálculo de la señal de control y egresarla por el puerto PWM. Se lee el sensor de temperatura y humedad y se muestran las variables y tiempo en el LCD. Se procede a verificar si el tiempo actual de tratamiento en el temporizador corresponde al tiempo de duración ingresado. En el caso de corresponder, se regresa el PWM a un valor de cero, y se muestra en el LCD un mensaje de fin de tratamiento.

4.3.2.1. Respuesta del control PID sin RTOS

Al analizar las gráficas con PID sin RTOS, se notó una mejora sustancial. Visualmente se pueden notar diferencias en cuanto a sobreimpulso, estabilidad, y forma general de la respuesta del PID, en la Figura 99 se muestran las gráficas con distintos valores de establecimiento.

Es importante recordar que los coeficientes del control digital se calculan en base al tiempo de muestreo con el cual el microcontrolador va a leer los sensores y actuar con una señal de control. Si este tiempo de muestreo es alterado o afectado de alguna forma, los coeficientes no corresponderían para ese sistema real.

Debido a que el nuevo PIC se encargaba tanto de la interfaz como del control, se sospechó que el tiempo de muestreo podría estar siendo afectado por las líneas y procesamiento adicional causadas por la interfaz, temporizador etc. Al reducir el tiempo de muestreo (como consecuencia de disminuir el *delay* que determinaba la frecuencia de muestreo al final del programa) se logró una mejor ejecución. Esto no se puede hacer con el RTOS porque el sistema RTOS es el encargado de hacer respetar el tiempo de muestreo ingresado en los comandos.

Con esta nueva configuración de código, se pudo obtener dos conjuntos finales de gráficas de un sistema con la misma configuración electrónica (un PIC 18F4520), pero con dos configuraciones de código (RTOS y sin RTOS) para poder compararlas cuantitativa y cualitativamente.

Figura 99. Las respuestas del PID sin RTOS superpuestas en una misma gráfica, utilizando manga de plástico PVC

Fuente: Elaboración propia

Es evidente que el programa sin el sistema RTOS presenta menor cantidad de desviación con respecto al valor de establecimiento. Para aterrizar a una declaración cuantitativa, y no sólo cualitativa, se realiza una desviación estándar utilizando 501 muestras (tomadas de un rango en la cual la señal se establece) por cada control en cada caso (con RTOS, sin RTOS y sus puntos de operación correspondientes) y realizar un promedio del resultado de los 4 casos (0.04 0.05 0.06 y 0.07 atm) para comparar la desviación estándar promedio con RTOS y sin RTOS. El intervalo de las muestras en el tiempo tomadas del control con RTOS corresponde

al mismo intervalo de las muestras tomadas del control sin RTOS para ser más imparcial. (Cabe mencionar que los picos irregulares como de la curva azul a 0.07 atm relativas con RTOS y la bajada causada adrede en la curva morada a 0.06 atm relativas del mismo tipo de control, con fines de probar el control efectivo del sistema, no se consideraron en los cálculos.)

4.3.3. Justificación de la elección mediante los resultados

Tabla 7. Comparación numérica entre las respuestas del PID en atmósferas relativas con y sin RTOS

	Puntos de operación con PID con RTOS				Puntos de Operación con PID sin RTOS			
	a 0.04 atm	a 0.05 atm	a 0.06 atm	a 0.07 atm	a 0.04 atm	a 0.05 atm	a 0.06 atm	a 0.07 atm
Valor de establecimiento real	0.0494	0.0583	0.0697	0.0801	0.0475	0.0572	0.0673	0.077
Desviación estándar según valor de establecimiento	0.003926	0.004791	0.004474	0.003945	0.003989	0.004412	0.004325	0.003743
Desviación estándar promedio por método de programación	0.004284				0.004117			
Máxima diferencia entre muestra y valor de establecimiento	0.009476	0.014285	0.013092	0.013639	0.010796	0.013194	0.013087	0.010539
Máxima diferencia entre muestra y valor de establecimiento promedio por método de programación	0.012623				0.011904			

Fuente: Elaboración propia

En la tabla 7, no sólo se calcula la desviación estándar, sino que también se calcula la máxima diferencia entre una muestra en tiempo de establecimiento y el mismo valor de establecimiento (con el cuidado de no incluir picos irregulares). De esta forma se puede visualizar más claramente qué tan desviada puede llegar a estar la señal de su valor deseado o de establecimiento. Con RTOS hay mayor diferencia entre el punto de establecimiento y el

máximo o mínimo valor durante el periodo de señal estable que sin RTOS, (0.012623 atm en comparación con 0.011904atm relativas) como también la hay comparando las desviaciones (0.004284atm en comparación con 0.004117atm relativas). Estos valores cuantitativos coinciden con las observaciones cualitativas que se pueden observar al comparar las gráficas de los diferentes casos (con y sin RTOS). Si bien, los valores parecen ser pequeños y muy cercanos, es importante recordar que se trabajan con puntos de operación tan bajos como 0.040 atm relativas; adicionalmente, el ruido aditivo creado por el ambiente, el sensor, osciloscopio etc., aportan magnitudes similares a ambos casos puesto que se trata del mismo arreglo de herramientas.

Otra característica positiva que se encuentra en el control sin RTOS es la regularidad en cuanto a los valores de establecimiento del control en cada presión dada, como se muestra en la tabla 8.

Tabla 8. Comparación de valores de establecimientos reales con y sin RTOS en atmósferas relativas de forma tabulada

Valor de Establecimiento Ideal (atm)	Valor de Establecimiento según Osciloscopio (atm)	
	Con RTOS	Sin RTOS
0.0400	0.0494	0.0475
0.0500	0.0583	0.0572
0.0600	0.0697	0.0673
0.0700	0.0801	0.0770

Fuente: Elaboración propia

Numéricamente, se puede apreciar en la tabla 8, que los valores de establecimiento sin RTOS, son mucho más constantes y predecibles que aquellos con el sistema RTOS. No sólo son más reglares, sino que también se acercan más al valor ideal de operación. Para visualizar mejor la diferencia, se grafican los valores de establecimiento, ideal, con RTOS y sin RTOS, en la Figura 100.

Figura 100. Comparación de valores de establecimientos reales con y sin RTOS en atmósferas relativas de forma graficada

Fuente: Elaboración propia

Una de las ventajas obtenidas con RTOS según García (2008) era la disminución de sobreimpulso. A continuación, en la tabla 9, se muestran los sobreimpulsos para cada presión para ambos casos con y sin RTOS.

Tabla 9. Comparación de los sobreimpulsos con y sin RTOS

	CON RTOS				SIN RTOS			
Presión teórica deseada (atm)	0.07	0.06	0.05	0.04	0.07	0.06	0.05	0.04
Presión máxima (atm)	0.1175	0.1114	0.1012	0.0869	0.1134	0.1052	0.0910	0.0746
Presión de establecimiento (atm)	0.0801	0.0697	0.0583	0.0494	0.0770	0.0673	0.0572	0.0475
Sobreimpulso	47%	60%	74%	76%	47%	56%	59%	57%

Fuente: Elaboración propia

En las presiones más altas no se presentó un aumento considerable en los sobreimpulsos al usar RTOS, pero a medida que la presión deseada para el tratamiento bajaba el sobreimpulso subía considerablemente (20% aproximadamente).

Las desviaciones estándar y oscilación adicional visible en las gráficas sirven para concluir que el sistema RTOS, aunque parezca óptimo y avanzado, no es la mejor alternativa para un sistema de control como el del equipo propuesto.

4.4. Programación del firmware del equipo propuesto

Las funciones principales de la cámara hiperbárica implementada son ayudar a estimular la neo-vascularización, lo que permite reducir el tiempo del proceso de cicatrización de la piel y, gracias a el control PID implementado, reducir el efecto de las fugas y mantener constante la presión de trabajo por la falta de un cierre hermético para el tratamiento localizado. Es importante mantener la presión de trabajo estable, ya que existen tratamientos rigurosos como el de las úlceras venosas que necesitan una presión de 0.02368 atm - 0.02631 atm relativas, pues más presión sería dañina (Heng, 1993) y una menor presión no cumpliría con los requerimientos del tratamiento. La aplicación del proyecto consiste en brindar un tratamiento eficaz manteniendo constantes los rangos de trabajo de la presión durante todo el tiempo que dure el mismo, según lo requerido por el experto; para ello, es necesario aplicar un controlador que elimine el error estacionario, tenga una respuesta rápida y, a fin de optimizar el procedimiento, también tenga un bajo sobreimpulso.

4.4.1. Descripción del diagrama de flujo de la programación

Para brindar un tratamiento de oxígeno hiperbárico tópico adecuado, se desarrolló un programa que cumpla con los requisitos establecidos como duración, presión de trabajo, monitoreo de humedad y temperatura por seguridad, entre otros.

Figura 101. Diagrama de flujo de la programación implementada

Fuente: Elaboración propia

El código propuesto cuenta con la función de programación del punto de operación y duración del tratamiento, mediante teclado, por el usuario. Además, incluye una pantalla LCD en la que se muestran las tres variables físicas (presión, temperatura y humedad) y la duración a tiempo real del tratamiento. Este diseño también cuenta con un sistema de alarma para la infra y sobre-presión, y un sistema de finalización automática del tratamiento.

A continuación, se explica detalladamente cada parte de la programación del microcontrolador, a través del desglose del diagrama de flujo mostrado en la Figura 101.

Figura 102. Diagrama de flujo de la inicialización del programa del microcontrolador

Fuente: Elaboración propia

En la Figura 102 se muestra la primera parte del diagrama de flujo, que corresponde a la inicialización. Inicialmente se encuentra la lectura de variables donde se inicializan variables de coeficientes de control, variables del temporizador, variables bandera, entre otras. Algunas variables inicializan con un valor de 0, como por ejemplo contadores o variables banderas. Las últimas indican un error al momento de ingresar la presión y duración del tratamiento.

Posteriormente se indica la función de los módulos del PIC y los componentes externos al mismo a utilizarse. Se dicta al microcontrolador que el módulo del terminal 17 será utilizado en modo PWM; por lo tanto, al indicar que el terminal 17 será una salida, habría una salida

indefinida al inicio del programa, por lo que se establece que su valor sea 0 momentáneamente para evitar el inconveniente. Para finalizar la inicialización, se hace saber al microcontrolador que se utilizarán un teclado y una pantalla LCD y se procede a mostrar en la misma el texto "DIOXICAM".

Figura 103. Diagrama de flujo del subprograma para el ingreso de la presión de establecimiento

Fuente: Elaboración propia

La función del subprograma mostrado en el diagrama de flujo de la Figura 103, es la obtención del valor de presión ingresado por teclado; este subprograma se le denomina en la programación como "etapa 1". Una vez ingresados la presión de trabajo (décima y centésima) se confirma que los valores ingresados sean los adecuados para el tratamiento, por ello, se muestra la pregunta "OK?" en la pantalla LCD. Si el usuario apretó el botón "NO" del teclado y desea corregir los valores se regresa a la pantalla del LCD para el ingreso de presión; en el caso que el usuario confirme que todo está bien al apretar el botón "SI", procederá a actuar el condicional de los límites de presión.

La condición es que el valor de la centésima de presión no sea menor a 3, ya que la presión mínima permitida es de 0.03 atm. Si todo está bien, un condicional "if" presentará una imagen de confirmación en la pantalla LCD y le dará al indicador "etapa" (encargada de establecer en qué etapa de la programación el usuario se encuentra) un valor de "2" para proceder a la etapa siguiente: Ingreso de duración. Si se presenta un error, una variable bandera se iguala a "1" y el condicional hará que aparezca un mensaje de "FUERA DE RANGO" en la pantalla y reiniciará de nuevo la etapa de ingreso de presión de trabajo.

Figura 104. Diagrama de flujo del subprograma para el ingreso del tiempo de tratamiento

Fuente: Elaboración propia

En la Figura 104, se muestra la sección del diagrama de flujo de la programación del microcontrolador que corresponde a la obtención del tiempo de duración del tratamiento deseado. Una vez ingresado el tiempo, aparece una pregunta de confirmación "OK?"; en caso de que el usuario presione "NO", se reinicia la etapa 2 para su corrección; en caso que presione "SI", se procede a realizar un análisis de la información ingresada a través de ciertas condiciones. La primera establece que si las decenas de hora son diferentes a 0 habrá error debido a que ningún tratamiento sobrepasaría las 9 horas. La segunda comprueba que no se

ingrese una decena de minuto y segundo superiores a 5 (los minutos y segundos van máximo hasta 59) y para que no se acepte ningún carácter que no sean números del 0 al 9. En este caso, si se escribe una duración que no corresponde al formato "HH:MM:SS", una variable bandera se iguala a "1" y aparece el siguiente mensaje de error "FUERA DE RANGO". En el caso que el ingreso de duración sea positivo, la variable "etapa" se hace "3" y se procede a la tercera y última etapa: Ejecución de tratamiento.

Figura 105. Diagrama de flujo de la ejecución del tratamiento

Fuente: Elaboración propia

En el siguiente segmento, mostrado en la Figura 105, se lleva a cabo la ejecución del tratamiento, denominada "etapa 3". Se muestra el mensaje "INICIANDO" en la pantalla LCD para indicar al usuario el inicio del tratamiento. Acto seguido, se habilita el módulo A/D y se

configura el reloj interno del PIC para establecer la frecuencia de conversión. Se indica al PIC cuál terminal del mismo debe leerse y hacer la conversión A/D mediante el comando "set_adc_channel" para cada uno de los 3 sensores (presión, temperatura, y humedad). El canal 0 del módulo ADC está designado al sensor de presión; el canal 1, al sensor de temperatura y el canal 3, al sensor de humedad.

El primer canal a leer es el canal 0. Una vez obtenida su lectura ADC, se la transforma a voltaje y, mediante su regla de correspondencia, a un valor de presión en atmósferas (este valor da inicio a lógica de la alarma de presión que se explicará más adelante). Como se tiene disponible el valor de la presión actual, se procede a escribir la condición para activar la alarma y a obtener los componentes de la ecuación de control. Para el control, se inicia calculando el error de la presión "eP" al restar el valor de la presión actual al valor de operación deseado "rP" (programado por el usuario).

Debido a que esta operación requiere del error pasado, al finalizar la iteración, se establece que el error actual de esa iteración será el error pasado de la siguiente iteración.

Por último, se dictan restricciones para la señal de control mediante límites superiores y mínimos, que encuentran establecidos al inicio del programa. Acto seguido, se ejecuta y establece que la salida del PWM (que hace del DAC) esté en función a la señal de control, aumentando o disminuyendo el *duty cycle* según la ecuación de control y tomando acción para llegar a la presión deseada.

Posteriormente se hacen las lecturas ADC y conversiones mediante reglas de correspondencias de los sensores de temperatura y humedad. Se imprime en la pantalla LCD, mediante el comando "printf", la presión, humedad, temperatura y un temporizador.

Para que el PIC reconozca que es momento de finalizar el tratamiento, se realiza una serie de condicionales que comparan la duración del tratamiento ingresado en la etapa 2 con el tiempo actual; si son iguales, se establece la salida PWM a cero, y a la variable "etapa" se le establece un valor de 4 para salir de la etapa actual y volver al programa principal, donde se presenta en el LCD el mensaje de "FIN DE TRATAMIENTO".

Figura 106. Lógica de la alarma de presión

Fuente: Elaboración propia

Entre la lectura del sensor de presión y el cálculo de la señal de control se encuentra la lógica de la alarma de presión, visualizado en la Figura 106. Considerando el tiempo de establecimiento igual a 100 segundos, se considera un tiempo de tolerancia de 2 minutos antes de que suene la alarma. Para ello se crea un condicional que, si se cumple que el tiempo es mayor a los 2 minutos, procede a comparar si la presión medida es menor que la presión de referencia menos 0.02 atm o si la presión medida es mayor que la presión de referencia más 0.02 atm. En caso de ser positivo, se activa la alarma mediante el PIN_D3 (terminal 22 del microcontrolador) en alto, y en el caso opuesto, se desactiva con el PIN_D3 en bajo.

Con la implementación del programa descrito, con la versión final del prototipo, se obtiene la respuesta de la Figura 107 del control PID para una presión de referencia de 0.06 atm:

Figura 107. Respuesta al PID con punto de operación en 0.06 atmósferas relativas

Fuente: Elaboración propia

Esta presenta las siguientes características: Un tiempo de establecimiento de 100 s, un sobreimpulso de 41.83% y valor de establecimiento en 0.0665 atm.

El código del programa completo se encuentra en el anexo 12.

CAPÍTULO 5. PRUEBAS, RESULTADOS Y VALIDACIÓN

Las pruebas funcionales se realizaron bajo las siguientes condiciones ambientales:

- Temperatura: 14 – 28 °C
- Presión: 1000 milibar
- Humedad: 80 – 88 %HR

Adicionalmente, se utilizó un osciloscopio con una frecuencia de muestreo de 500 MS/s, y un multímetro Fluke 287. Los certificados de calibración, de ambos equipos, se encuentran en los anexos 13 y 2, respectivamente.

5.1. Prueba de humedad

Por motivos de seguridad (prevenir incendios y no perjudicar las heridas expuestas de los pacientes) es necesario mantener una humedad por encima del 60% de humedad relativa. Se hizo una prueba para observar la humedad dentro del equipo durante el tratamiento con el oxígeno medicinal sin humedecedor (Figura 108). Estas medidas se obtuvieron al aplicar las reglas de correspondencia de la tabla 5.

Figura 108. Efecto del oxígeno sin humedecer en la humedad dentro de la cámara

Fuente: Elaboración propia

En la Figura 108, se observa como una curva de negro muestra una caída casi lineal hasta aproximarse un valor de 26 %HR. Esta situación resulta en una condición perjudicial para el paciente, como también riesgosa. Cabe mencionar que estas pruebas se hicieron con un extinguidor a la mano y lejos de material inflamable.

Inmediatamente se hizo una prueba de tratamiento, pero con el frasco humedecedor (Figura 109) y agua destilada para verificar la humedad dentro del ambiente.

Figura 109. Humedad dentro de la cámara con oxígeno humidificado

Fuente: Elaboración propia

La curva de la humedad tomó la forma de una curva S, comenzando en un valor de 26 %HR hasta subir y superar el 80% HR. Con estos resultados se concluyó que el uso del humedecedor es totalmente necesario; pues, según lo explicado en el inciso 3.1.3.3., es necesario mantener la humedad por encima del 60% para disminuir el riesgo de inflamabilidad.

5.2. Validación de diseño

Al ser un equipo médico, es importante que se fabrique y/o siga algunos estándares como medida de seguridad como los que se muestran a continuación:

5.2.1 Normas de construcción

El código ASME sección VIII, es un código internacional que brinda las reglas para la construcción de recipientes a presión. En este código se menciona que el grosor mínimo para recipientes de presión debe ser de 1/16 pulgadas de acero (Rodríguez, 2013). Este código lo

siguen los fabricantes de cámaras hiperbáricas e incluso los fabricantes para recipientes diseñados para presiones de hasta 3000 psi (Chugh, 2017). Para un equipo que trabaja principalmente con una presión de 0.04 atm relativas (0.587 psi aproximadamente), estos estándares son muy altos; no obstante, los cumple pues el grosor mínimo del equipo es de 1.5/16 pulgadas.

Otros criterios que fueron tomados en consideración para la construcción del equipo como por ejemplo el tipo de material para el cuerpo de la cámara. El acero inoxidable es una aleación de hierro y cromo usada en prácticas quirúrgicas desde los inicios del siglo XX. Es un metal adecuado para equipos médicos debido a su alta resistencia a la corrosión en contacto con fluidos: El cromo le brinda a la aleación la característica anticorrosiva. Adicionalmente, la ausencia de sulfuro en el acero inoxidable evita fomentar la corrosión del metal (JN Aceros, 2017).

Adicional a los criterios mencionados, se consideró también la forma de la estructura dentro de la cámara.

Inicialmente se consideró, como diseño preliminar, el mostrado en la Figura 110:

Figura 110. Diseño inicial de la cámara hiperbárica

Fuente: Elaboración propia

El problema con este diseño, de punto de vista sanitario, era que las esquinas formadas por los ángulos rectos eran perjudiciales puesto a que promovían y facilitaban la acumulación de suciedad. Es común encontrar esquinas en las casas, muebles o electrodomésticos y observar que la suciedad se almacena con facilidad y es mucho más difícil limpiar que las partes lisas o curvadas. Una empresa inglesa, llamada "Cutting Corners" se enfocó en reducir las esquinas en habitaciones mediante la aplicación de vinilo para reducir el almacenamiento e

hibernación de bacterias y crear un ambiente más estéril (Cosmetic Business, 2014). Basándose en el ISO 1464-4 que trata el diseño y construcción de salas blancas que sugiere que las uniones y esquinas no terminen en forma de punta sino en forma esférica o radial, Cutting Corners ideó un sistema para lograrlo con revestimiento de vinilo (Cleanroom technology, 2012). De forma similar, se aplicó la misma lógica para evitar la acumulación de suciedad y bacterias dentro del equipo al cambiar las esquinas del diseño, como se muestra en la Figura 111:

Figura 111. Diseño final de la cámara

Fuente: Elaboración propia

Finalmente, el chasis se modificó para agregarle una zona inclinada para facilitar el control del teclado y la visualización de los parámetros a través de una pantalla LCD. Se hicieron tapas protectoras para proteger las tarjetas de la interfaz tanto como las tarjetas de sensores y sensores aislados. El cuello de entrada se extendió para tener más área y poder ajustar mejor la manga a la cámara con una abrazadera. Estos cambios se visualizan en la Figura 112.

Figura 112. Diseño final implementado. Se agregaron cobertores, una válvula de bola y un manómetro de 0-250 mbar

Fuente: Elaboración propia

5.2.2 Portabilidad

Se buscó que el diseño de la cámara hiciera posible su traslado a postas médicas o viviendas rurales. Gracias a sus dimensiones, es posible su traslado en un asiento de copiloto en un auto para largas distancias o incluso cargarlo por partes (chasis, caja de potencia y tanque de oxígeno) durante tramos razonables. El peso del chasis (incluyendo el aro de caucho, manga de neopreno, abrazadera, y cobertores) es de 10.51 Kg. Este equipo se ha transportado en diversas ocasiones a instalaciones para realizar la certificación de los componentes a través de escaleras sin ningún inconveniente.

Figura 113. Dimensiones de la cámara

Fuente: Elaboración propia

En la Figura 113, se muestran las dimensiones de la cámara propuesta, con el fin de que el pie del paciente tenga suficiente espacio para entrar, sin comprometer alguna herida y, al mismo tiempo, que la cámara tenga poco volumen para evitar el desperdicio de oxígeno.

Figura 114. Dimensiones de la caja de potencia

Fuente: Elaboración propia

La caja de potencia (Figura 114) se diseñó de tal forma que pudieran caber las dos baterías mencionadas previamente, con el fin de que por alguna ausencia eléctrica, no se interrumpa el tratamiento, o se requiera hacer uso de la cámara para un tratamiento de urgencia. Estas baterías en conjunto pesan 4.2 kg, por lo que el grosor de la fuente se hizo de 1.5/16 pulgadas de acero inoxidable para que resista el peso. Enteramente, incluidas las baterías la caja de potencia, pesa 10.3 kg; sin estas, pesa 6.10 Kg. En la seguridad de un ambiente urbano, no es necesario contar con las baterías. Por último, muchas postas en provincias ya cuentan con red eléctrica y el diseño de la caja podría disminuirse en tamaño si se considera no incluirla. Como visión a futuro se piensa inclusive incluir la fuente como parte del chasis debidamente aislada para presentar una mejor unidad y simplificar su uso.

El cilindro de oxígeno tiene un peso de 4.6 Kg totalmente lleno y una altura de 57.16 cm. Una bolsa de nylon con correas, presentada en la Figura 115, permite transportarlo fácilmente. La cámara junto con la caja de potencia y la bolsa del cilindro de oxígeno se han podido transportar sin problemas a las instalaciones necesarias para sus pruebas y certificaciones. Incluso en instalaciones con tanques de oxígeno ya disponibles solamente sería necesario transportar la cámara y la fuente de poder. La diferencia entre transportar una cámara hiperbárica y este equipo acentuaría la portabilidad que tiene este equipo con respecto a la cámara hiperbárica.

Figura 115. Bolsa de nylon que facilita el traslado de oxígeno

Fuente: Elaboración propia

5.2.3. Norma de seguridad

El equipo propuesto está designado a brindar un tratamiento a un paciente; por lo tanto, es recomendable validar la seguridad eléctrica del equipo. La FDA (Food & Drug Administration) de los Estados Unidos recomienda evaluar las cámaras médicas que brindan tratamientos de oxígeno tópico mediante al menos un estándar mencionado en el documento de guía (FDA, 2011). Uno de estos estándares es del American National Standards Institute (ANSI, 1993) "AAMI ES-1 Safe current limits for electromedical apparatus" que establece los límites seguros de corrientes en aparatos electro-médicos.

Este estándar brinda los límites de diferentes tipos de corrientes en diversos escenarios según el tipo de aparato o equipo médico; además, se indica que las pautas de seguridad y performance del mismo se hicieron con el fin de ser llevadas a cabo por el fabricante del equipo. Este equipo, se encuentra conectado a baterías o normalmente conectado a tierra y a la red eléctrica con un cable de poder SJT 16/3C VW-1; por lo tanto, según el estándar ANSI/AAMI ES1-1993 corresponde medir el "Enclosure risk current" (corriente de riesgo del recinto) y "Earth risk current" (corriente de riesgo de tierra). El primero corresponde a la corriente que fluye desde una parte conductiva del chasis a tierra y el segundo corresponde a la corriente que fluye por la conexión a tierra

Tabla 10. Resumen tabulado de las corrientes de recinto y tierra. Se muestra la corriente medida sobre la corriente máxima permitida

	Enclosure Risk		Earth Risk Current
Normal polarity	4.7 μ A / 100 μ A	Normal polarity	32.5 μ A / 500 μ A
reversed polarity	6.2 μ A / 100 μ A	reversed polarity	22.2 μ A / 500 μ A
ON	4.7 μ A / 100 μ A	ON	32.5 μ A / 500 μ A
OFF	4.8 μ A / 100 μ A	OFF	16.3 μ A / 500 μ A
Open GND	31.8 μ A / 300 μ A	Open S2	52.6 μ A / 1000 μ A
Closed GND	3 μ A / 100 μ A	Open S3	3.4 μ A / 1000 μ A
Short C. Double. Bar.	-	Short C. Double. Bar.	-

Fuente: Elaboración propia

Estas mediciones, presentadas en la Tabla 10, fueron realizadas con la carga de prueba de AAMI establecido en el estándar y medido con un multímetro calibrado (certificado de calibración adjunto en el anexo 2). Para realizar las pruebas correspondientes se realiza un circuito conformado de tres resistencias de precisión, un capacitor de mica y dos borneras, cuyos valores se muestran en el diagrama esquemático de la Figura 116.

Figura 116. Carga de prueba AAMI establecido por el estándar

Fuente: AAMI/ANSI

5.3. Validación de parámetros

Los parámetros de trabajo de la cámara hiperbárica deben ser los indicados por los médicos especialistas descritos anteriormente para su buen rendimiento durante los tratamientos y para el logro de los resultados deseados. Para ello, es necesario que nuestras herramientas de medición estén calibradas y certificadas.

5.3.1. Certificación de la presión

Para un tratamiento óptimo y para asegurar el buen funcionamiento del controlador diseñado, se debe garantizar llegar a la presión determinada por los médicos especialistas. Por ejemplo:

Se requiere un mínimo de 1.04 atm para la estimulación de neo-vascularización (Heng, 1993) o tratamientos de baja presión como congelaciones, quemaduras, post cirugías, úlceras de pie diabético (Madeyski, 2017a). Además, existen tratamientos rigurosos como el de las úlceras venosas que necesitan una presión de 0.02368 atm - 0.02631 atm, ya que más presión sería dañina (Heng, 1993).

La certificación y trazabilidad de la calibración del manómetro utilizado, realizadas por la empresa INMETRO, validada por INACAL, se encuentra en el anexo 3.

5.3.2. Certificación de la temperatura y humedad

Como recomendación del gerente general, Gerardo Prieto (2014), de Hyperbarisac (Oxicab), fábrica de cámaras hiperbáricas en Perú, se debe mantener una humedad mayor al 60% para disminuir riesgo de incendio. Además, según el Dr. Boguslva Fischer, la humedad mayor al 60% es de gran importancia, ya que el oxígeno dentro de la cámara tiene un efecto deshidratante en la piel del paciente; a su vez, se corrobora que una adecuada humedad previene el almacenamiento de cargas estáticas que podrían causar fuego y explosiones (Fischer, 1977). Por esto último, también es necesario monitorear que la temperatura también se encuentre en una temperatura ambiente o menor (National Fire Protection Association [NFPA], 2017).

La certificación y la trazabilidad de calibración de los sensores de temperatura y humedad utilizados, también se realizaron en la empresa INMETRO. Ver anexo 4.

5.3.3. Certificación de oxígeno

Según la codificación de regulaciones federales de la Food and Drug Administration (FDA, 2012), una cámara de oxígeno tópico con aplicación para las extremidades es un dispositivo que rodea la extremidad de un paciente y aplica oxígeno humidificado a una presión ligeramente mayor que la presión atmosférica para ayudar a la curación de úlceras crónicas de la piel, como las úlceras de presión.

Esto quiere decir que para este tipo de aplicaciones se le debe administrar al paciente oxígeno humidificado. Este prototipo utiliza un tanque que administra 99.5% de oxígeno a la cámara,

que previamente pasa por un humidificador para lograr cumplir con los requisitos establecidos.

Se realizó la certificación del oxígeno administrado en la empresa Oxígeno y Derivados, ver los anexos 5 y 6.

5.4. Validación del control

Como se explicó anteriormente, es imprescindible manejar una presión en un rango determinado según la condición médica a tratar. Adicionalmente, por comodidad del paciente, la cámara no cuenta con un cierre hermético, lo que ocasiona pequeñas fugas entre la extremidad y la manga de neopreno; por esta razón, es necesario contar con un controlador que compense estas fugas y mantenga la presión de trabajo constante.

Con el control PID diseñado, se realizan pruebas con distintos valores de establecimiento para verificar el correcto funcionamiento del mismo, las cuales se pueden evidenciar en el anexo 8.

En la Figura 117, se observa en forma de comparación; a la izquierda, el funcionamiento del control PID empleado para un valor de establecimiento deseado igual a 0.07 atm; a la derecha de la misma, la respuesta del control de lógica difusa diseñado por Kanagaraj y Sivashanmugam, con un valor programado de 1 lb/in² o 0.068 atm.

Figura 117. Comparación de respuestas de control. 117a Control PID. 117b Control de lógica difusa.

Fuente: Elaboración propia

Se observa que la señal de control PID tiene un sobreimpulso de 31.9%, tiempo de establecimiento de 100 segundos y un valor de establecimiento igual a 0.072 atm. Se logra mantener el valor de presión deseado, con una variación máxima de 0.01 atm.

La Figura 117 muestra que la respuesta de control obtenida con el método aplicado en este proyecto se encuentra más cerca al valor de establecimiento que con el control de lógica difusa implementado por Kanagaraj y Sivashanmugam. Como se puede apreciar en la respuesta del control con lógica difusa, el valor de las variaciones con respecto al valor deseado, en el régimen permanente, llegan a superar las 0.02 atm; lo cual es indeseable para un equipo médico como el propuesto, pues como se explica anteriormente, en el inciso 5.3.1, es importante que el valor de presión se mantenga lo más cercano posible al punto de operación programado.

En los siguientes incisos se muestran las diversas pruebas realizadas, como la adaptabilidad del sistema de control con extremidades de diferentes medidas, comparación del control elegido con los distintos controles (P, PD y PI) con un valor de presión deseado de 0.05 atm, la respuesta del control ante la pérdida de presión; también, se comprueba el sistema por medio de modelamiento matemático y se realizan pruebas de estabilidad.

5.4.1. Prueba de adaptabilidad

El equipo propuesto puede utilizarse en pacientes con distintas texturas; es decir que, indiferentemente del tamaño o grosor de sus extremidades, el control de la cámara hiperbárica debe entregar los mismos resultados. Con fines éticos, se decidió hacer la prueba con los creadores del equipo y no con personas con alguna condición médica, o ajenas al proyecto.

Figura 118. Control de presión programado a 0.07 atm con pierna del Autor 1

Fuente: Elaboración propia

Figura 119. Control de presión programado a 0.07 atm con pierna del Autor 2

Fuente: Elaboración propia

Figura 120. Control de presión programado a 0.04 atm con brazo del Autor 1

Fuente: Elaboración propia

Figura 121. Control de presión programado a 0.04atm con brazo del Autor 2

Fuente: Elaboración propia

Las cuatro gráficas presentadas muestran las respuestas del sistema en lazo cerrado con PID con extremidades de distintas medidas de diámetro. En la Figura 118 el grosor de la pierna del autor 1 fue de 51 cm y en la Figura 119 el grosor de la pierna del autor 2 fue de 48 cm; en ambos casos se utilizó una presión programada de 0.07 atm (1.07 ATA). Además, en la

Figura 120 el grosor del brazo del autor 1 fue de 29 cm y en la Figura 121 el grosor del brazo del autor 2 fue de 22 cm; en ambos casos se utilizó una presión programada de 0.04 atm (1.04 ATA)

Se observa que, a pesar de las diferencias debido al ruido o textura del autor, el control PID compensa las diferencias y controla la presión para que se establezca en la programada por el usuario, obteniendo, en los cuatro casos mostrados, un tiempo de establecimiento de 100 segundos aproximadamente. Además, para las pruebas realizadas en las extremidades inferiores (piernas), el valor de establecimiento para ambos casos es de 0.77 atm aproximadamente y, para las pruebas realizadas en las extremidades superiores (brazos), el valor de establecimiento para ambos casos es de 0.044 atm. Para las pruebas realizadas se usaron dos valores de establecimiento diferentes para comprobar que el controlador cumple su función para distintas presiones de trabajo.

Por otro lado, es importante mencionar que, para todas las pruebas realizadas, la manga de neopreno fue ajustada acorde al grosor de la extremidad, por medio de las correas de velcro, las cuales son una diferenciación con respecto a otras cámaras, según la reivindicación 1 mostrada en el anexo 14.

5.4.2. Comparación del control PID con control P

En la Figura 122, se observa que la señal de control P no tiene sobreimpulso en comparación con el control PID, ambas señales programadas a un valor de 0.05 atm (o 1.05 ATA).

Figura 122. Comparación de controles PID y P, con valor de presión programada de 0.05 atm

Fuente: Elaboración propia

En la figura, también se observa que el control P tiene una respuesta rápida ante una perturbación, que en este caso fue simulada abriendo la válvula tipo bola. Sin embargo, agrega un offset, resultando en una presión de 0.03 atmósferas inferiores a la presión de referencia. Este offset no es conveniente para el equipo propuesto, pues la presión de trabajo dentro de la cámara debe ser la misma que la indicada por los especialistas para tratar efectivamente la condición médica presentada.

5.4.3. Comparación del control PID con control PD

Figura 123. Comparación de controles PID y PD, con valor de presión programada de 0.05 atm

Fuente: Elaboración propia

En la Figura 123, se observa que el control PD, al igual que el control P, no presenta sobre impulso, pero agrega un offset, en este caso de 0.025 atmósferas por encima del valor de referencia que es 0.05 atm. Adicionalmente, se observa que una fuga, simulada abriendo la válvula tipo bola (o válvula de alivio), genera un cambio en el valor y tiempo de establecimiento, ya que antes de la perturbación este valor era de 0.075 atm y luego de la misma resulta en 0.070 atm aproximadamente y requiere de un mayor tiempo para establecerse; igualmente, ambos casos se mantienen lejanos al valor de la presión de trabajo programado. Por estas razones queda descartado el controlador proporcional derivativo, ya que se busca controlar las fugas existentes, manteniendo el valor de trabajo constante para ofrecer un tratamiento eficaz.

5.4.4. Comparación del control PID con control PI

Figura 124. Comparación de controles PID y PI, con valor de presión programada de 0.05 atm

Fuente: Elaboración propia

En la figura 124, se hace evidente que la señal de control PI requiere un mayor tiempo de establecimiento, en comparación a la señal del control PID, teniendo en cuenta que ambas señales programadas a un valor de 0.05 atm (o 1.05 ATA). Adicionalmente, el control PI presenta una respuesta lenta ante una fuga, provocando un tiempo de establecimiento mayor al inicial; también, se observa que la señal de este control presenta picos más pronunciados que los del controlador PID. Por estas razones, el tratamiento con un control PI no sería

óptimo, pues no se mantendría la presión de trabajo deseada el mayor tiempo posible y se generaría un desperdicio de oxígeno.

5.4.5. Validación del PID por prueba de compensación

Para verificar el funcionamiento del controlador PID, a un determinado tiempo se abre la válvula tipo bola del prototipo implementado, dejando escapar el oxígeno como se observa en la Figura 125. Al cerrar la válvula de alivio, el oxígeno vuelve a ser almacenado en la cámara y se observa la rápida acción del controlador para volver a su valor de establecimiento.

Figura 125. Compensación de fuga, generada por la apertura de la válvula de bola, debido al control PID, con presión de referencia de 0.07 atm

Fuente: Elaboración propia

Adicionalmente, para la señal antes de la perturbación los parámetros son un sobreimpulso de 38.3%, tiempo de establecimiento de 100 segundos y valor de establecimiento de 0.077 atm, aproximadamente; para la señal posterior a la perturbación se obtiene un sobreimpulso de 33.8%, tiempo de establecimiento de 96 segundos y valor de establecimiento de 0.077 atm, aproximadamente. Los valores obtenidos demuestran que, a pesar de la fuga presentada, se logra compensar la disminución de oxígeno para mantener el valor de presión estable.

5.4.6. Validación por modelo matemático

La comparación entre el control PID modelado por Simulink, utilizando el método del ángulo faltante, y el real, utilizando Ziegler-Nichols, se muestra en la Figura 126.

Figura 126. Superposición de la respuesta del PID del modelo matemático sobre la respuesta al PID real. Presión de trabajo: 0.06atm

Fuente: Elaboración propia

La señal del control PID real tiene un sobreimpulso de 44.8% y la señal del control simulada en Simulink tiene un sobreimpulso de 41.8%; ambos tienen un tiempo de establecimiento aproximado de 100 segundos y un valor de establecimiento de 0.067 atm (1.06 ATA). En ambas señales se puede apreciar cómo se establece el valor de presión deseado en la etapa de régimen permanente, esto debido a la componente integral que reduce el error del estado estacionario.

En conclusión, por la similitud de los parámetros mencionados previamente, es posible simular el sistema y respuesta del PID a través de un modelo matemático. Sin embargo, se observan diferencias entre las respuestas del control PID, ya que el sistema real cuenta con ruido al momento de muestrear y a la incertidumbre de los sensores.

5.4.7. Pruebas de estabilidad del sistema

Se verificará la estabilidad de los sistemas de control en lazo cerrado con control PID tanto para el caso del control con el método de ángulo faltante y el control mediante el método de Ziegler-Nichols.

5.4.7.1. Pruebas de estabilidad para el sistema con control basado en el método del ángulo faltante

A continuación, se analizará la estabilidad del sistema en lazo cerrado con control basado en el método de ángulo faltante mediante 3 métodos: polos en plano z , transformación bilineal para aplicar el criterio de Routh-Hurwitz, y criterio de Jury.

5.4.7.1.1. Estabilidad mediante los polos en el plano z

Para comprobar la estabilidad asintótica y la estabilidad BIBO del sistema en lazo cerrado (con el control PID simulado), se analizan las raíces de la ecuación característica en el plano z y se verifica si se encuentran dentro del círculo unitario. Esto se muestra en la Figura 127.

Para la función de transferencia del sistema en lazo cerrado,

$$M(z) = \frac{9.5173981642z^2 - 0.0018639981z + 9.1281531569 \times 10^{-4}}{z^3 - 1.5567801023z^2 + 2.1138268659z - 0.5570462066} \quad (5.1)$$

Se tienen los siguientes polos y ceros en el plano z :

Figura 127. Plano z con polos y ceros del sistema en lazo cerrado con el control obtenido mediante el método del ángulo faltante

Fuente: Elaboración propia

Polos:

$$z1 = 0.9997 + 0.0011i \quad (5.2)$$

$$z2 = 0.9997 - 0.0011i \quad (5.3)$$

$$z3 = 0.5574 \quad (5.4)$$

Ceros:

$$z4 = 0.9793 + 0.0125i \quad (5.5)$$

$$z5 = 0.9793 - 0.0125i \quad (5.6)$$

Los polos del sistema en lazo cerrado se encuentran dentro del círculo unitario; por lo tanto, se comprueba la estabilidad asintótica y BIBO.

5.4.7.1.2. Estabilidad mediante el método de transformación bilineal para el uso del criterio de Routh-Hurwitz

Aplicando la transformación bilineal a la ecuación característica del sistema en lazo cerrado con control basado en método del ángulo faltante, se obtiene la siguiente ecuación característica:

$$6.22766r^3 + 1.7718r^2 + 0.00054r + 3.33067 \times 10^{-16} = 0 \quad (5.7)$$

Y se realiza la tabulación de Routh-Hurwitz (Tabla 11):

Tabla 11. Tabulación de Routh-Hurwitz para el sistema en lazo cerrado con control obtenido mediante el método del ángulo faltante

		Coeficientes de r		
Potencias de r	r^3	6.22766	0.00054	0
	r^2	1.7718	3.33067×10^{-16}	0
	r^1	5.4×10^{-4}	0	0
	r^0	3.33067×10^{-16}	0	0

Determinantes

Fuente: Elaboración propia

Según lo descrito en la teoría de Routh-Hurwitz, en el inciso 2.18, se verifica que no hay cambios de signos en la primera columna; por lo tanto, ningún polo se encuentra en el semi plano derecho; en otras palabras, el sistema es estable.

5.4.7.1.3. Estabilidad mediante el criterio de Jury

Esta prueba consiste en que la ecuación característica discreta cumpla tres condiciones. El sistema en lazo cerrado actúa de forma estable y el criterio de Jury lo avala:

$$F(1) = 5.57 \times 10^{-7} > 0 \quad (5.8)$$

$$F(-1) = -6.227653175 < 0 \quad (5.9)$$

$$|a_0| < a_n \rightarrow 0.5570462066 < 1 \quad (5.10)$$

Como no se violó ninguna condición, el sistema no tiene raíces sobre o fuera del círculo unitario.

5.4.7.2. Pruebas de estabilidad para el sistema con control basado en Ziegler-Nichols

A continuación se analizará la estabilidad del sistema en lazo cerrado con control basado en Ziegler-Nichols mediante 3 métodos: polos en plano z , transformación bilineal para aplicar el criterio de Routh-Hurwitz, y criterio de Jury.

5.4.7.2.1. Estabilidad mediante los polos en el plano z :

Para comprobar la estabilidad asintótica y la estabilidad BIBO del sistema en lazo cerrado (con el control PID real), se analizan las raíces de la ecuación característica en el plano z y se verifica si se encuentran dentro del círculo unitario. Esto se muestra en la Figura 128.

Para la función de transferencia del sistema en lazo cerrado

$$M_1(z) = \frac{0.5924z^2 - 1.139z + 0.5477}{z^3 - 1.407z^2 - 0.1397z + 0.5477} \quad (5.11)$$

Se tienen los siguientes polos y ceros en el plano z :

Figura 128. Plano z con polos y ceros del sistema en lazo cerrado con el control obtenido mediante el método de Ziegler-Nichols

Fuente: Elaboración propia

Polos:

$$z_A = 0.9854 + 0.0187i \quad (5.12)$$

$$z_B = 0.9854 - 0.0187i \quad (5.13)$$

$$z_C = -0.5638 + 0.0000i \quad (5.14)$$

Ceros:

$$z_D = 0.9615 + 0.0002i \quad (5.15)$$

$$z_E = 0.9615 - 0.0002i \quad (5.16)$$

Los polos del sistema en lazo cerrado se encuentran dentro del círculo unitario; por lo tanto, se comprueba la estabilidad asintótica y BIBO.

5.4.7.2.2. Estabilidad mediante el método de transformación bilineal para el uso del criterio de Routh-Hurwitz

Aplicando la transformación bilineal a la ecuación característica del sistema en lazo cerrado con control basado en método de Ziegler-Nichols, se obtiene la siguiente ecuación característica:

$$1.7197r^3 + 6.18989r^2 + 0.0895354r + 0.000876326 = 0 \quad (5.17)$$

Y se realiza la tabulación de Routh-Hurwitz (Tabla 12):

Tabla 12. Tabulación de Routh-Hurwitz para el sistema en lazo cerrado con control obtenido mediante el método de Ziegler-Nichols

		Coeficientes de r		
Potencias de r	r^3	1.7197	0.0895354	0
	r^2	6.18989	0.000876326	0
	r^1	0.0892919356	0	0
	r^0	8.76326×10^{-4}	0	0

Determinantes

Fuente: Elaboración propia

Al igual que para el análisis de la estabilidad del control obtenido mediante el método del ángulo faltante, se verifican los signos en las filas de la primera columna de la tabla de Routh-Hurwitz y se observa que no hay cambios de signos; por lo tanto, todos los polos se encuentran en el semi plano izquierdo; el sistema es estable.

5.4.7.2.3. Estabilidad mediante el criterio de Jury

Siguiendo las condiciones de Jury obtenemos:

$$F(1) = 8.76 \times 10^{-4} > 0 \quad (5.18)$$

$$F(-1) = -1.7197023 < 0 \quad (5.19)$$

$$|a_0| < a_n \rightarrow 0.5477 < 1 \quad (5.20)$$

Se comprueba que el sistema no tiene raíces sobre o fuera del círculo unitario y se respalda su estabilidad.

Para la implementación del prototipo se decidió utilizar el control obtenido mediante el método del escalón de Ziegler-Nichols, debido a los polos obtenidos en el plano z, ya que se encuentran más alejados del círculo unitario que con el método del ángulo faltante.

5.5. Validación económica

A continuación, en la Tabla 15, se resumen los costos implicados para la realización de un equipo sin considerar la curva de aprendizaje (componentes, tarjetas, modificaciones adicionales debido a nuevas modificaciones).

Tabla 13. Resumen de costos de insumos y fabricación para la creación de un equipo nuevo

Resumen de costos (insumos y fabricación)		
Generales	S/.	4,112.41
Caja de potencia	S/.	400.50
Interface	S/.	147.00
Sensores	S/.	715.32
Total	S/.	5,375.23

Fuente: Elaboración propia

El costo total, al cambio actual, es de 1,656 USD. Se realiza el cambio para tener una mejor perspectiva al momento de definir un precio de venta al comparar los precios de equipos similares en el mercado. El detalle de los costos se puede encontrar en el anexo 7.

Se mencionó previamente que una cámara promedio, en Los Estados Unidos cuesta aproximadamente 125,00 USD. Por otro lado, las cámaras hiperbáricas diseñadas de Hyperbaric S.A.C. (Oxicab) cuestan 55,000 USD. La cámara hiperbárica portable más parecida al equipo propuesto y de menor precio que en el mercado es la cámara AOTI Hyper-Box System, costando 15,000 USD (sin incluir 750 USD en envío). Basado en estos precios, se establecería un precio de venta de 9,000 USD.

Un precio de 9,000 USD representa un ahorro de 6,000 USD, o un ahorro del 40% frente al equipo de menor precio actualmente. Existen beneficios adicionales del equipo propuesto frente a la competencia como lo son durabilidad (material duradero), punto de operación programable, control de presión mediante un PID robusto que compensa fugas, un chasis libre de esquinas para prevenir el almacenamiento de bacterias y se adapta a la pierna o brazo del paciente, entre otros, por los cuales un cliente no relacionaría un precio bajo con un equipo de baja calidad o de funciones/beneficios limitados.

CONCLUSIONES

Dadas las dimensiones del equipo de 30cm x 37.5 cm x 32.5 cm, un peso menor a 11Kg y que el tanque de oxígeno y fuente de poder se pueden llevar por separado, se demuestra que el equipo es **portable**.

Dadas las dimensiones del equipo, se permite que el prototipo ofrezca un tratamiento localizado y así evitar involucrar todo el cuerpo del paciente (incluidas vías aéreas) cuando no es necesario.

Debido a los componentes utilizados, el costo de producción del equipo propuesto nos permite establecer un precio inferior al mercado. La evidencia mostrada en la validación económica y anexo 7, demuestran que este prototipo es de **bajo costo**⁴.

Como se puede observar en la comparación de controles, en el inciso 5.4., el control más adecuado para el tratamiento ya que tiene el menor tiempo de establecimiento, menor sobreimpulso y mayor corrección de error es el control PID; por estas razones, se eligió este controlador para la aplicación del proyecto.

Con lo observado en el capítulo 5, inciso 5.1., se demuestra que el frasco humedecedor es necesario para un tratamiento que evite hacer daño al paciente debido a un ambiente muy seco producido por el oxígeno medicinal, pues con él se logra un porcentaje de **humedad mayor al 60%**.

Según los estudios cuantitativos realizados en el capítulo 4, se concluye que la programación del control PID sin RTOS presenta mejores resultados que el control con RTOS en tiempo de establecimiento, sobreimpulso y error de estado estacionario, para este prototipo.

Como se muestra en el anexo 8, se evidencia que el prototipo logra cumplir con los parámetros especificados por los especialistas mencionados en los diferentes capítulos del libro y, por lo tanto, está en capacidad de ofrecer un tratamiento eficaz para las úlceras según su etiología, según lo explicado en el inciso 1.2.

⁴En comparación a la competencia (AOTI y promedio de cámaras monoplasa)

Se asegura que los parámetros obtenidos en el uso del prototipo son los reales, mediante la certificación y calibración de los sensores y medidor utilizados.

Adicionalmente, al demostrar que se logran los parámetros deseados, se comprueba que los componentes y materiales utilizados son los adecuados para el funcionamiento del equipo y, por lo tanto, no es necesaria mayor inversión que la realizada para el objetivo de este proyecto.

Recomendaciones

- Conservar el equipo en un ambiente con temperatura de 20 – 30°C y humedad de 30 – 75 %HR.
- Calibración/certificación de sensores y manómetro de forma anual.
- Se recomienda utilizar siempre agua destilada en el humedecedor durante el tratamiento.
- Tener en consideración que el propósito de las baterías es evitar la interrupción de cualquier tratamiento, debido a algún posible corte de energía en el establecimiento. El tiempo de duración de las mismas es de 4 horas, según fabricante.
- Para prevenir sulfatación de las baterías, se recomendaría cargar y mantener cargadas las baterías lo más antes posible después de cada uso de la batería (Bunchmann, 2017).
- Tiempo de vida del equipo propuesto: Debido al diseño de tarjetas electrónicas por etapas funcionales, permite que no sea necesario reemplazar el equipo en su totalidad, sino que se cambien por partes de acuerdo a las siguientes condiciones:
 - Etapa de potencia: Se deberá revisar la tarjeta de potencia si por alguna razón el equipo no encendiera o los voltajes de salida de la fuente de poder no fueran los indicados en el inciso 3.1.1, que son 24 v y 5v, se deberá reemplazar por una nueva.
 - Etapa de interfaz y procesamiento: En esta etapa se encuentra la tarjeta que incluye al microcontrolador, pantalla LCD y teclado matricial. Si el equipo encendiera correctamente pero no se logra visualizar ningún carácter en el display LCD, se deberá reemplazar la pantalla, si esto no resolviera el problema, cambiar el microcontrolador. Por otro lado, si el display se enciende con normalidad y al presionar el teclado, no se visualiza el valor escogido en la pantalla, se deberá cambiar el teclado; en caso de que el problema persista, se deberá cambiar el microcontrolador. Si al cambiar el microcontrolador los problemas persisten, se recomienda reemplazar la tarjeta.
 - Etapa de adquisición: Es importante recordar que los componentes de esta etapa (sensor de temperatura y humedad) deben ser calibrados anualmente. También, verificar que los valores del sensor de presión concuerden con el manómetro (calibrado anualmente), caso contrario, cambiar la tarjeta del sensor de presión. Si durante el tratamiento los valores mostrados en el display (temperatura, presión y humedad) fueran anormales; por ejemplo, si se siente frío y la temperatura marca un valor alto o viceversa, cambiar el sensor LM35DZ; por otro lado, si el valor de humedad muestra una letra o si los parámetros no variaran a lo largo del tratamiento, cambiar el módulo KHM-10B. Si a pesar del cambio de los sensores, persisten los problemas, se deberá reemplazar la tarjeta principal de sensores.
 - Etapa de accionamiento: Si el valor de presión mostrado en el manómetro, durante el tratamiento, se queda en cero o si se mantiene por encima del valor programado, se recomienda cambiar la bobina de la electroválvula; si el problema persiste, cambiar la electroválvula.

- Chasis: Debido a que el material es acero inoxidable, su cambio solo será requerido al encontrarse algún orificio o corrosión del mismo.
- Manga de neopreno: Se deberá usar una manga distinta por paciente, sin importar la extremidad a tratar. Adicionalmente, la manga no tiene un tiempo de vida establecido, deberá cambiarse al presentar alguna apertura de cualquier tamaño. La manga es lavable.

Se recomienda que estas condiciones sean revisadas en cada mantenimiento preventivo que deberá tener una frecuencia anual y que antes de cualquier reemplazo de componente hayan sido revisadas todas las conexiones y cableado.

Limitaciones

- Para garantizar la presión de trabajo mínima requerida, operar el equipo en un ambiente de 1000 milibares (± 60 mbar).
- Tolerancia de presión de trabajo obtenida: ± 0.01 atm, con una desviación estándar de 0.0041.
- La recalibración de los componentes utilizados, se debe realizar bajo las siguientes condiciones:
 - Sensor de humedad: Cuando el error exceda el rango de $\pm 5\%$ HR (según el método de calibración en el anexo 3)
 - Sensor de temperatura: Cuando el error exceda el rango de $\pm 2^{\circ}\text{C}$ (según el anexo 3)
 - Manómetro: Cuando el error exceda el $\pm 10,0$ mbar (según anexo 4)
- Tiempo de vida de las baterías es de 5 años, según fabricante.
- La duración del tratamiento con un tanque de oxígeno tipo E y capacidad de 680L a 2,200 PSI, es de 50 minutos (± 5 min).
- Las condiciones ambientales en las que se realizaron las pruebas funcionales de la cámara hiperbárica fueron:
 - Temperatura: $14 - 28^{\circ}\text{C}$
 - Presión: 1000 milibar
 - Humedad: $80 - 88\% \text{HR}$

Propuesta de mejoras

- Utilizar electroválvula de acero inoxidable.
- Realizar pruebas del tratamiento con humanos para comprobar directamente la efectividad de la aplicación de la cámara.
- Agregar un nivel de acceso de opciones avanzadas, con el fin de que el usuario pueda modificar los valores de los coeficientes de control como medio de calibración manual.
- Se propone cambiar la válvula de bola por una válvula on/off para el escape automatizado por sobrepresión de oxígeno.
- Incluir diodos de protección para los componentes eléctricos (sensores y microcontrolador)

ANEXOS

ANEXO 1

Manual del usuario para: Cámara hiperbárica portátil, con control PID de presión

Fuente: Elaboración propia

ESPECIFICACIONES

Voltaje de entrada: 220V AC 60 Hz

Fusible de 3A.

Potencia máxima: 660 W

Cable de poder SJT 16/3C VW-1 con tierra.

Material del cuerpo de chasis de cámara: acero inoxidable

Peso de la caja fuente: 6.23 Kg

Peso de chasis con manga: 10.51 Kg

Dimensiones del cuerpo metálico de la cámara: 30cmx37cmx32cm

Grosor de chasis: 1.5/16 pulgadas

Material de la manga para extremidad: Neopreno

Grosor de la manga: 6mm

Microcontrolador: PIC18F4520

Regulador de flujo de oxígeno modelo CGA 870 a 50 psi

Flujo de trabajo: 15 LPM

Rango de operación del sensor de temperatura LM35DZ: 0 – 100°C (ver anexo 3)

Rango de operación del sensor de humedad KHM-10B: 20% HR – 100% HR(ver anexo 3)

Rango de operación del sensor de presión 40PC015G1A: 0 – 15 psi (ver anexo 11)

Rango de trabajo de presión: 0.03 – 0.09 atm

Rango de la señal piloto de la electroválvula proporcional: 0 – 10 V DC(ver anexo 10)

Modelo de bobina: 018Z0290

Modelo de válvula:032U8062

ESTRUCTURA

FIG.1

Fuente: Elaboración propia

FIG.2

Fuente: Elaboración propia

Fuente: Elaboración propia

Fuente: Elaboración propia

Fuente: Elaboración propia

Fuente: Elaboración propia

FIG.7

Fuente: Elaboración propia

LEYENDA

1. Aro de caucho
2. Boca de la cámara hiperbárica
3. Manga de neopreno
4. Abrazadera de acero
5. Humedecedor
6. Correas de velcro
7. Válvula de bola/ Válvula de alivio
8. Palanca de la válvula del tanque de oxígeno
9. Perilla del regulador de flujo
10. Cable de poder SJT 16/3C VW1 a 220V
11. Botón switch rojo (POWER)
12. Botón switch negro (BATTERY)
13. Pantalla LCD
14. Teclado matricial
15. Baterías recargables
16. Electroválvula proporcional Danfoss
17. Cánula
18. Cobertor de tarjetas electrónicas de sensores
19. Sensor de humedad
20. Sensor de temperatura
21. Sensor de presión
22. Regulador de flujo
23. Tanque de oxígeno
24. Microcontrolador

INSTRUCCIONES

Previo al tratamiento, el aro de caucho (1) debe estar colocado sobre la boca de la cámara (2) de forma que no quede expuesta la base de la boca. La manga de neopreno (3) debe encajarse encima de la boca de la cámara (2) y aro de caucho (1) asegurándose de que la apertura mayor de la manga de neopreno (3) cubra el caucho por completo. Posteriormente la abrazadera (4) debe ajustarse al máximo. Es importante que el frasco del humidificador (5) deba estar con un nivel adecuado de agua destilada (entre las líneas marcadas en el mismo frasco).

Para preparar al paciente para el tratamiento, se debe ingresar la extremidad (sea pierna o brazo) por la boca de la manga de neopreno (3) que está expuesta. Una vez posicionado, la manga (3) se ajusta hacia la extremidad con las correas (6). Se verifica que la válvula de bola (alivio) (7) de escape esté totalmente cerrada.

Una vez que el paciente está sujeto, se abre el tanque de oxígeno (23) girando la palanca de la válvula (8) del mismo y se gira la perilla (9) del regulador de flujo de oxígeno (22) hasta 15 LPM (litros por minuto). Se procede a enchufar el cable de poder (10) a la red eléctrica y se enciende la fuente mediante ambos botones, botón switch rojo (11) y botón switch negro (12) para asegurar de que las baterías (15) suministren energía en caso de apagones. En el caso que se use el equipo sin red eléctrica, solamente se utiliza el botón switch negro (12).

Una vez energizado el sistema, se encenderá la pantalla LCD (13) y el nombre del equipo aparecerá brevemente. Posteriormente, en la pantalla LCD (13) se visualizará la indicación para ingresar la presión deseada:

Fuente: Elaboración propia

La presión a ingresar será en atmósferas relativas y los tratamientos ofrecidos serán a baja presión, por lo que el cero se mostrará ingresado por defecto. Mediante el teclado matricial (14) se ingresa la presión deseada y se confirma con el botón de "SI".

Fuente: Elaboración propia

Una vez ingresada la presión de trabajo, aparecerá una pantalla de confirmación:

Fuente: Elaboración propia

Si se desea corregir la presión de trabajo, se puede pulsar el botón "NO" y volverá la pantalla anterior. En caso que la presión sea la correcta, pulse el botón "SI" y aparecerá un mensaje de confirmación "OK!" indicando que todo marcha bien:

Fuente: Elaboración propia

En caso que la presión no sea permitida, se mostrará un mensaje de error:

Fuente: Elaboración propia

Y se regresará a la pantalla inicial. A continuación, aparecerá la indicación para ingresar la duración del tratamiento,

Fuente: Elaboración propia

De igual que con el caso de presión, mediante el teclado matricial (14) se ingresan los valores. Nuevamente al finalizar el ingreso de la duración aparecerá una pantalla de confirmación:

Fuente: Elaboración propia

Si se desea corregir la duración del tratamiento, se puede pulsar el botón "NO" y volverá la pantalla anterior.

Fuente: Elaboración propia

En caso que sea afirmativo y presione el botón "SI" y el sistema detecte una duración inexistente, por ejemplo "00:63:00", aparecerá la pantalla de error:

Fuente: Elaboración propia

En el caso que la duración ingresada esté fuera del rango establecido, se indicará mediante la siguiente pantalla:

Fuente: Elaboración propia

En caso que la confirmación de la duración sea positiva y dicha duración sea válida, se procederá a iniciar el tratamiento; de lo contrario, se volverá a pedir la duración. Al iniciar el tratamiento, aparecerá brevemente la pantalla de inicio de tratamiento:

Fuente: Elaboración propia

Y se mostrará en pantalla la presión, humedad, temperatura y cronómetro en tiempo real:

Fuente: Elaboración propia

Una vez finalizado el tratamiento, automáticamente el equipo dejará de introducir oxígeno a la cámara y en la pantalla LCD (13) se visualizará la pantalla de fin de tratamiento:

Fuente: Elaboración propia

Para retirar al paciente, se procederá por abrir la válvula de bola (7) para permitir la despresurización de la cámara. Luego se procede a desajustar las correas (6) y retirar la extremidad del paciente. Una vez concluido el tratamiento debe apagarse la fuente mediante los botones correspondientes del mismo, girar la perilla del regulador de flujo (9) oxígeno a 0 LPM y cerrar el tanque de oxígeno (23) mediante su válvula de palanca (8).

Para cargar las baterías (15), usar los botones switch rojo (11) y switch negro (12) de la fuente mientras estén conectados a la red eléctrica. Si los dos botones mencionados no están activados, las baterías no se cargarán.

ANEXO 2

Certificado de calibración del multímetro utilizado en las pruebas de seguridad eléctrica ANSI/AAMI ES1

FERRIER S.A.

Pág. 01

CERTIFICADO DE CALIBRACIÓN No. 17-587

Cliente: PHILIPS PERUANA S.A.
Equipo: MULTIMETRO DIGITAL TRUE RMS MARCA FLUKE
Modelo: 287 N/S 38540073

Nosotros, FERRIER S.A. con domicilio en Jr. Pietro Torrigiano 166- SAN BORJA, declaramos que este producto ha sido calibrado en conformidad con los estándares de calidad sugeridos por FLUKE INTERNATIONAL CORPORATION, y con la respectiva trazabilidad a NIST (The National Institute of Standards and Technology-USA).

FECHA DE CALIBRACION: 29 de Mayo de 2017
LUGAR DE CALIBRACION: Laboratorio de FERRIER S.A.

METODO Y PATRON DE MEDICION UTILIZADOS:
Determinación del error por comparación con nuestro Multicalibrador Marca FLUKE modelo 5522A N/S 2714904 con trazabilidad a patrones NIST.

Certificado de Calibración: CERTIFICATE NUMBER 228429

CONDICIONES DE CALIBRACION:
Humedad relativa: 63%
Temperatura : 24°C

CONCLUSION:
Los errores encontrados en todas las funciones del instrumento no superaron las tolerancias establecidas por el fabricante.
La incertidumbre de la medición ha sido determinada con un factor de cobertura $K = 2$ para un nivel de confianza de 95%.

OBSERVACIONES Y RECOMENDACIONES:
FLUKE CORPORATION recomienda la calibración anual del equipo.
FERRIER S.A.

Ing. Alberto Huatuco Ramírez
Responsable de Calibración

Ing. Ciro S. Núñez Bravo
Gerente

ANTONELLA HARO
Ingeniero de Servicio

FERRIER S.A.	Teléfonos	E-mail	Web
Jr. Pietro Torrigiano 166 - SAN BORJA R.U.C. 20414675761	4750505 / 2268056 / 2232015 / 4753639 2232132 / Ventas: RPM: #822158	ferrier@ferriersa.com.pe	www.ferriersa.com.pe

Fuente: Propia

ANEXO 3

Certificado de calibración del sensor de temperatura y humedad

INMETRO		ISO/IEC 17025
Instrumentación y Gestión en Metrología		
Área de Metrología Laboratorio de Temperatura		CERTIFICADO DE CALIBRACIÓN NÚMERO LTI-00167-2017 Expediente: N° 00002-IM-2017 Página 1 de 2
Fecha de recepción:	8 de abril de 2017	<p>Este certificado de calibración es trazable a patrones nacionales o internacionales, los cuales realizan las unidades de acuerdo con el Sistema Internacional de Unidades (SI).</p> <p>Los resultados del certificado se refieren al momento y condiciones en que se realizaron las mediciones.</p> <p>El usuario está en la obligación de recalibrar el instrumento a intervalos adecuados, los cuales deben ser elegidos con base en las características del trabajo realizado y el tiempo de uso del instrumento.</p> <p>INMETRO S.A.C. no se responsabiliza de los perjuicios que pueda ocasionar el uso inadecuado de este instrumento, ni de una incorrecta interpretación de los resultados de la calibración aquí declarados.</p>
Objeto de Calibración:	DIOXICAM	
Marca del sensor:	National Semiconductor (Temperatura) / Electrónica HI FI (Humedad)	
Modelo:	LM35DZ (Temperatura) / KHM-10B (Humedad)	
Serie / Identificación:	No indica / LTIX-1223(*)	
Procedencia:	USA	<p>Este certificado de calibración no podrá ser reproducido parcialmente, excepto con autorización previa por escrito del laboratorio que lo emite.</p> <p>El certificado de calibración sin firma y sello carece de validez.</p>
Ubicación:	No indica	
Alcance de indicación:	0 °C a 100 °C (para temperatura) 20 % HR a 100 % HR (para el humedad)	
División mínima:	1 °C ; 1 % HR	
Solicitante:	PAOLA ANTONELA HARO DAVILA	
Dirección:	AV. TOMAS MARSANO N° 2645 - SURQUILLO, LIMA.	
Fecha de calibración:	8 de abril de 2017	
Lugar de calibración:	Laboratorio de Temperatura - Área de Metrología Jr. Antisuyo 280, Urb. Zarate, San Juan de Lurigancho, Lima.	
Método de calibración:	Comparación directa con patrones de temperatura y humedad certificadas, comparación realizada en un medio temperatura y humedad controlada.	
Condiciones ambientales:		
Temperatura inicial:	20,7 °C	Humedad relativa inicial: 60,3 %
Temperatura final:	20,6 °C	Humedad relativa final: 60,5 %
Sello	Fecha de emisión	Aprobado por:

	8 de abril de 2017	Ing. America Pauca Curasma Gerencia del Servicio de Metrología
<small>ESTE DOCUMENTO SOLO PUEDE SER DIFUNDIDO COMPLETAMENTE Y SIN MODIFICACIONES, LOS REPLACOS O MODIFICACIONES REQUIEREN LA AUTORIZACIÓN DE INMETRO.</small>		
<small>ANTISUYO Nro. 280 - ZARATE - S.J.L. - Lima 36, Teléfono: (511) - 4596856 / Nextel: 2*1068 / RPM: #969997005 / Celular: 995383358 Web: www.inmetrosac.com / e-mail: calibraciones@inmetrosac.com / ventas@inmetrosac.com / inmetro.sac@gmail.com</small>		

Fuente: Propia

Área de Metrología
Laboratorio de Temperatura

CERTIFICADO DE CALIBRACIÓN**NÚMERO LTI-00167-2017**

Expediente: N° 00002-IM-2017

Página 2 de 2

Patrones de referencia

Patrón utilizado	Número de certificado / Informe	Trazabilidad de referencia
Termohigrómetro	LT - 325 - 2016	INACAL-DM

Resultados de medición**Para el termómetro - In door**

Indicación del Termómetro (°C)	Corrección (°C)	T.C.V. (°C)	Incertidumbre (°C)
25	-1,36	23,64	0,26

La temperatura convencionalmente verdadera (T.C.V.) es el resultado de la relación:

T.C.V.: Temperatura Convencionalmente Verdadera

T.C.V. = Indicación del termómetro + Corrección

Para el higrómetro

Indicación del Higrómetro (% HR)	Corrección (% HR)	HR.C.V. (% HR)	Incertidumbre (% HR)
65	3,06	68,06	2,22
70	3,00	73,00	4,54
80	-2,41	77,59	2,22

La humedad relativa convencionalmente verdadera (HR.C.V.) es el resultado de la relación:

HR.C.V.: Humedad Relativa Convencionalmente Verdadera

HR.C.V. = Indicación del higrómetro + Corrección

Observaciones

Se adjunta una etiqueta autoadhesiva con la indicación "CALIBRADO".

El tiempo de estabilización no fue menor a 30 minutos.

IncertidumbreLa incertidumbre expandida de la medición que se presenta esta basada en una incertidumbre estándar multiplicado por un factor de cobertura $k=2$, el cual proporciona un nivel de confianza de aproximadamente 95 %.

La incertidumbre expandida de medición fue calculada a partir de los componentes de incertidumbre de los factores de influencia en la calibración. La incertidumbre indicada no incluye una estimación de variaciones a largo plazo.

FIN DEL DOCUMENTO

Fuente: Propia

TRAZABILIDAD DEL PATRÓN

INACAL
Instituto Nacional
de Calidad
Metrología

Certificado de Calibración

LT - 325 - 2016

Laboratorio de Temperatura

Página 1 de 4

Expediente	89100
Solicitante	INMETRO S.A.C.
Dirección	Jr. Antisuyo N° 280 - Urb. Zárate - Lima
Instrumento de Medición	TERMOHIGROMETRO
Indicación	DIGITAL
Intervalo de Indicación	40,00 °C a 99,99 °C ; 100 °C a 104,4 °C ; 10,00 %hr a 95,00 %hr (*)
Resolución	0,01 °C ; 0,1 °C ; 0,01 %hr
Marca	TRACEABLE
Modelo	4080
Procedencia	NO INDICA
Número de Serie	160250299
Fecha de Calibración	2016-05-24 al 2016-05-27

Este certificado de calibración documenta la trazabilidad a los patrones nacionales, que realizan las unidades de medida de acuerdo con el Sistema Internacional de Unidades (SI)

La Dirección de Metrología custodia, conserva y mantiene los patrones nacionales de las unidades de medida, calibra patrones secundarios, realiza mediciones y certificaciones metrológicas a solicitud de los interesados, promueve el desarrollo de la metrología en el país y contribuye a la difusión del Sistema Legal de Unidades de Medida del Perú. (SLUMP).

La Dirección de Metrología es miembro del Sistema Interamericano de Metrología (SIM) y participa activamente en las Intercomparaciones que éste realiza en la región.

Con el fin de asegurar la calidad de sus mediciones el usuario está obligado a recalibrar sus instrumentos a intervalos apropiados.

Este certificado de calibración sólo puede ser difundido completamente y sin modificaciones. Los extractos o modificaciones requieren la autorización de la Dirección de Metrología del INACAL.
Certificados sin firma y sello carecen de validez.

Fecha	Responsable del Área de Electricidad y Termometría	Responsable del laboratorio
2016-05-27	EDWIN FRANCISCO GUILLEN MESTAS	BILLY QUISPE CUSIPUMA

Instituto Nacional de Calidad - INACAL
Dirección de Metrología
Calle Las Camelias N° 815, San Isidro, Lima - Perú
Telf.: (01) 640-8820 Anexo 1501
Email: metrologia@inacal.gob.pe
Web: www.inacal.gob.pe

Fuente: Propia

INACAL
Instituto Nacional
de Calidad
Metrología

Certificado de Calibración LT – 325 – 2016

Laboratorio de Temperatura

Página 2 de 4

Método de Calibración

Calibración por comparación empleando cámaras de humedad y temperatura ambientales con condiciones controladas

Lugar de Calibración

Laboratorio de Higrometría
Calle De La Prosa N° 150, San Borja - Lima

Condiciones Ambientales

Temperatura	22 °C ± 2 °C
Humedad Relativa	50 % ± 5 %

Patrones de referencia

Trazabilidad	Patrón utilizado	Certificado de calibración
Patrones de referencia de la Dirección de Metrología	Termohigrómetro con incertidumbre de 0,8 %hr a 1,4 %hr	LT-212-2014 Marzo 2014
	Termómetro Digital con incertidumbre de 0,012 °C a 0,022 °C	LT-068-2016 Enero 2016

Observaciones

(*) Dato tomado de su manual.

Con fines de identificación se ha colocado una etiqueta autoadhesiva de la Dirección de Metrología - INACAL.
Las temperaturas convencionalmente verdaderas mostradas en los resultados de medición son las de la Escala Internacional de Temperatura de 1990 (International Temperature Scale ITS-90).

Instituto Nacional de Calidad - INACAL
Dirección de Metrología
Calle Las Camelias N° 815, San Isidro, Lima – Perú
Telf.: (01) 640-8820 Anexo 1501
email: metrologia@inacal.gob.pe
WEB: www.inacal.gob.pe

Fuente: Propia

TRAZABILIDAD DEL PATRÓN

INACAL
Instituto Nacional
de Calidad

Metrología

Certificado de Calibración

LT – 325 – 2016

Laboratorio de Temperatura

Página 3 de 4

Resultados de Medición

PARA EL TERMOMETRO

INDICACION DEL TERMOMETRO (°C)	TEMPERATURA CONV. VERDADERA (°C)	CORRECCION (°C)	INCERTIDUMBRE DE MEDICION (°C)
15,19	15,14	-0,05	0,35
25,10	25,10	0,00	0,23
30,08	30,12	0,04	0,23

La temperatura convencionalmente verdadera (TCV) resulta de la relación:

$TCV = \text{Indicación del termómetro} + \text{corrección}$

PARA EL HIGROMETRO

INDICACION DEL HIGROMETRO (%hr)	HUMEDAD RELATIVA CONV. VERDADERA (%hr)	CORRECCION (%hr)	INCERTIDUMBRE DE MEDICION (%hr)
42,11	40,01	-2,10	1,77
63,67	60,37	-3,30	2,06
78,89	75,35	-3,54	2,04

La humedad relativa convencionalmente verdadera (HCV) resulta de la relación:

$HCV = \text{Indicación del higrómetro} + \text{corrección}$

Nota 1.- El tiempo mínimo de estabilización fue al menos de 30 minutos.

Nota 2.- La identificación **THP002-IM** está inscrita en una etiqueta adherida al instrumento de medición.

Nota 3.- El sensor del termohigrómetro tiene similares características que el indicador, marca: Traceable, modelo: 4080 y número de serie: 160250299.

Instituto Nacional de Calidad - INACAL
Dirección de Metrología
Calle Las Camelias N° 815, San Isidro, Lima – Perú
Telf.: (01) 640-8820 Anexo 1501
email: metrologia@inacal.gob.pe
WEB: www.inacal.gob.pe

Fuente: Propia

INACAL
Instituto Nacional
de Calidad
Metrología

Certificado de Calibración LT – 325 – 2016

Laboratorio de Temperatura

Página 4 de 4

Incertidumbre

La incertidumbre reportada en el presente certificado es la incertidumbre expandida de medición que resulta de multiplicar la incertidumbre estándar combinada por el factor de cobertura $k=2$. La incertidumbre fue determinada según la "Guía para la Expresión de la Incertidumbre en la Medición", segunda edición, julio del 2001 (Traducción al castellano efectuada por Indecopi, con autorización de ISO, de la GUM, "Guide to the Expression of Uncertainty in Measurement", corrected and reprinted in 1995, equivalente a la publicación del BIPM JCGM:100 2008, GUM 1995 with minor corrections "Evaluation of Measurement Data - Guide to the Expression of Uncertainty in Measurement").

La incertidumbre expandida de medición fue calculada a partir de los componentes de incertidumbre de los factores de influencia en la calibración. La incertidumbre indicada no incluye una estimación de variaciones a largo plazo.

Recalibración

Los resultados son válidos en el momento de la calibración. Al solicitante le corresponde disponer en su momento la ejecución de una recalibración, la cual está en función del uso, conservación y mantenimiento del instrumento de medición o a reglamentaciones vigentes.

DIRECCION DE METROLOGIA

El Servicio Nacional de Metrología (actualmente la Dirección de Metrología del INACAL), fue creado mediante Ley N° 23560 el 6 enero de 1983 y fue encomendado al INDECOPI mediante Decreto Supremo DS-024-93 ITINCI.

El 11 de julio 2014 fue aprobada la Ley N° 30224 la cual crea el Sistema Nacional de Calidad, y tiene como objetivo promover y garantizar el cumplimiento de la Política Nacional de Calidad para el desarrollo y la competitividad de las actividades económicas y la protección del consumidor.

El Instituto Nacional de Calidad (INACAL) es un organismo público técnico especializado adscrito al Ministerio de Producción, es el cuerpo rector y autoridad técnica máxima en la normativa del Sistema Nacional de la Calidad y el responsable de la operación del sistema bajo las disposiciones de la ley, y tiene en el ámbito de sus competencias: Metrología, Normalización y Acreditación.

La Dirección de Metrología del INACAL cuenta con diversos Laboratorios Metrológicos debidamente acondicionados, instrumentos de medición de alta exactitud y personal calificado. Cuenta con un Sistema de Gestión de la Calidad basado en las Normas ISO Guía 34 e ISO/IEC 17025 con lo cual se constituye en una entidad capaz de brindar un servicio integral, confiable y eficaz de aseguramiento metrológico para la industria, la ciencia y el comercio.

La Dirección de Metrología del INACAL cuenta con la cooperación técnica de organismos metrológicos internacionales de alto prestigio tales como: el Physikalisch-Technische Bundesanstalt (PTB) de Alemania; el Centro Nacional de Metrología (CENAM) de México; el National Institute of Standards and Technology (NIST) de USA; el Centro Español de Metrología (CEM) de España; el Instituto Nacional de Tecnología Industrial (INTI) de Argentina; el Instituto Nacional de Metrología (INMETRO) de Brasil; entre otros.

SISTEMA INTERAMERICANO DE METROLOGIA- SIM

El Sistema Interamericano de Metrología (SIM) es una organización regional auspiciado por la Organización de Estados Americanos (OEA), cuya finalidad es promover y fomentar el desarrollo de la metrología en los países americanos. La Dirección de Metrología del INACAL es miembro del SIM a través de la subregión ANDIMET (Bolivia, Colombia, Ecuador, Perú y Venezuela) y participa activamente en las Intercomparaciones realizadas por el SIM.

Instituto Nacional de Calidad - INACAL
Dirección de Metrología
Calle Las Camelias N° 815, San Isidro, Lima – Perú
Telf.: (01) 640-8820 Anexo 1501
email: metrologia@inacal.gob.pe
WEB: www.inacal.gob.pe

Fuente: Propia

ANEXO 4

Certificado de calibración del manómetro

ISO/IEC 17025
Instrumentación y Gestión en Metrología		
Área de Metrología Laboratorio de Presión		CERTIFICADO DE CALIBRACIÓN NÚMERO LPI-00267-2017 Expediente: N° 00002-IM-2017
		Página 1 de 2
Fecha de recepción:	8 de abril de 2017	Este certificado de calibración es trazable a patrones nacionales o internacionales, los cuales realizan las unidades de acuerdo con el Sistema Internacional de Unidades (SI).
Objeto de Calibración:	MANÓMETRO DE DEFORMACIÓN ELÁSTICA	
Marca / Fabricante:	DYNAMIC	Los resultados del certificado se refieren al momento y condiciones en que se realizaron las mediciones.
Modelo:	No indica	
Serie / Identificación:	No indica / LPIX-5075 (*)	El usuario está en la obligación de recalibrar el instrumento a intervalos adecuados, los cuales deben ser elegidos con base en las características del trabajo realizado y el tiempo de uso del instrumento.
Procedencia:	No indica	
Ubicación:	No indica	INMETRO S.A.C. no se responsabiliza de los perjuicios que pueda ocasionar el uso inadecuado de este instrumento, ni de una incorrecta interpretación de los resultados de la calibración aquí declarados.
Alcance de indicación:	0 mbar a 250 mbar; 0 inH ₂ O a 100 inH ₂ O	
Resolución:	5 mbar; 2 inH ₂ O	Este certificado de calibración no podrá ser reproducido parcialmente, excepto con autorización previa por escrito del laboratorio que lo emite.
Clase de exactitud:	No indica	
Diámetro de rosca:	1/4" NPT	El certificado de calibración sin firma y sello carece de validez.
Diámetro de caja:	63 mm	
Posición de trabajo:	Vertical	
Solicitante:	PAOLA ANTONELLA HARO DAVILA	
Dirección:	AV. TOMAS MARSANO N° 2645 - SURQUILLO - LIMA.	
Fecha de calibración:	8 de abril de 2017	
Lugar de calibración:	Laboratorio de Presión - Área de Metrología Jr. Antisuyo 280, Urb. Zarate, San Juan de Lurigancho, Lima, r, Lima.	
Método de calibración:	Tomando como referencia el procedimiento PC-004 "Procedimiento para la calibración de manómetros, vacuómetros y manómetros de trabajo de deformación elástica", 1ra. Edición, Junio - 2000, SNM-INDECOPI.	
Condiciones ambientales:		
Temperatura inicial:	20,4 °C	Humedad relativa inicial: 64,2 %
Temperatura final:	20,7 °C	Humedad relativa final: 64,2 %
Sello	Fecha de emisión	Aprobado por:
8 de abril de 2017	Ing. Américo Pauca-Correa Gerencia del Servicio de Metrología
<small>ESTE DOCUMENTO SOLO PUEDE SER DIFUNDIDO COMPLETAMENTE Y SIN MODIFICACIONES, LOS EXTRACTOS Y MODIFICACIONES REQUIEREN LA AUTORIZACIÓN DE INMETRO.</small>		
<small>Jr. ANTISUYO Nro. 280 - ZARATE - S.J.L. - Lima 36, Teléfono: (511) - 4596856 / Nextel: 2*1068 / RPM: #969997005 / Celular: 995363358 Web: www.inmetrosac.com / e-mail: calibraciones@inmetrosac.com / ventas@inmetrosac.com / inmetro.sac@gmail.com</small>		

Fuente: Propia

Área de Metrología
Laboratorio de Presión

CERTIFICADO DE CALIBRACIÓN
NÚMERO LPI-00267-2017

Expediente: N° 00002-IM-2017

Página 2 de 2

Patrones de referencia

Patrón utilizado	Número de certificado	Trazabilidad de referencia
Módulo de Presión	LFP-235-2016	INACAL - DM

Resultados de medición

Indicación Mánometro a Calibrar (mbar)	Indicación Instrumento Patrón		Error			Incertidumbre (mbar)
			De Indicación		De Histéresis (mbar)	
	Ascenso (mbar)	Descenso (mbar)	Ascenso (mbar)	Descenso (mbar)		
0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,8
50	51,2	50,9	-1,2	-0,9	0,3	0,8
100	102,3	100,8	-2,3	-0,8	1,5	0,8
150	151,6	149,7	-1,6	0,3	1,9	0,8
200	201,5	200,7	-1,5	-0,7	0,8	1,1
250	257,3	257,3	-7,3	-7,3	0,0	1,1

MÁXIMO ERROR ABSOLUTO DE INDICACIÓN:	7,3 mbar
MÁXIMO ERROR ABSOLUTO DE HISTÉRESIS:	1,9 mbar

El error máximo permitido para el manómetro a calibrar de clase de exactitud 4,0 es $\pm 10,0$ mbar.

Observaciones

Se colocó una etiqueta autoadhesiva con la indicación "CALIBRADO".

(*) Identificación asignada por INMETRO S.A.C., grabada en una etiqueta adherida en el objeto de calibración.

Incertidumbre

La incertidumbre expandida de la medición que se presenta esta basada en una incertidumbre estándar multiplicado por un factor de cobertura $k=2$, el cual proporciona un nivel de confianza de aproximadamente 95 %.

La incertidumbre expandida de medición fue calculada a partir de los componentes de incertidumbre de los factores de influencia en la calibración. La incertidumbre indicada no incluye una estimación de variaciones a largo plazo.

FIN DEL DOCUMENTO

Fuente: Propia

TRAZABILIDAD DEL PATRÓN

INACAL
Instituto Nacional
de Calidad
Metrología

Certificado de Calibración

LFP - 235 - 2016

Laboratorio de Fuerza y Presión

Página 1 de 4

Expediente	89098	Este certificado de calibración documenta la trazabilidad a los patrones nacionales, que realizan las unidades de medida de acuerdo con el Sistema Internacional de Unidades (SI)
Solicitante	INMETRO S.A.C.	
Dirección	Jr. Antisuyo N° 280 - Urb. Zárate - Lima	La Dirección de Metrología custodia, conserva y mantiene los patrones nacionales de las unidades de medida, calibra patrones secundarios, realiza mediciones y certificaciones metrológicas a solicitud de los interesados, promueve el desarrollo de la metrología en el país y contribuye a la difusión del Sistema Legal de Unidades de Medida del Perú. (SLUMP).
Instrumento de Medición	MODULO DE PRESION	
Intervalo de Indicación	0 psi a 30 psi (0 kPa a 207 kPa)	La Dirección de Metrología es miembro del Sistema Interamericano de Metrología (SIM) y participa activamente en las Intercomparaciones que éste realiza en la región.
Resolución	0,001 psi	
Clase de Exactitud	0,05 % FS (*)	Con el fin de asegurar la calidad de sus mediciones el usuario está obligado a recalibrar sus instrumentos a intervalos apropiados.
Marca	FLUKE	
Modelo	700P05	
Número de Serie	6125503	
Procedencia	NO INDICA	
Fecha de Calibración	2016-07-04	

Este certificado de calibración sólo puede ser difundido completamente y sin modificaciones. Los extractos o modificaciones requieren la autorización de la Dirección de Metrología del INACAL. Certificados sin firma y sello carecen de validez.

Fecha	Responsable del Area de Mecánica	Responsable del laboratorio
2016-07-04	ALDO QUIROGA ROJAS	LEONARDO DE LA CRUZ GARCIA

Instituto Nacional de Calidad - INACAL
Dirección de Metrología
Calle Las Camelias N° 815, San Isidro, Lima - Perú
Telf.: (01) 640-8820 Anexo 1501
Email: metrologia@inacal.gob.pe
Web: www.inacal.gob.pe

Fuente: Propia

INACAL
Instituto Nacional
de Calidad
Metrología

Certificado de Calibración LFP – 235 – 2016

Laboratorio de Fuerza y Presión

Página 2 de 4

Método de Calibración

Determinación de los errores de indicación e histéresis por el método de comparación directa entre los valores de indicación del instrumento bajo calibración y los valores dados por una balanza de presión patrón.

Lugar de Calibración

Laboratorio de Fuerza y Presión
Calle De la Prosa N° 150 - San Borja, Lima

Condiciones Ambientales

	INICIO	FINAL
Temperatura	20,5 °C	20,3 °C
Humedad Relativa	60,2 %	60,3 %
Presión Atmosférica	996,5 mbar	996,6 mbar

Patrones de referencia

Trazabilidad	Patrón utilizado	Certificado de calibración
Patrón de Referencia del Centro Nacional de Metrología de México (CENAM)	Balanza de Presión LFP 01 005 Clase 0,005 %	INACAL/DM-LFP-213-2016 DE 2016-05-20

Observaciones

Con fines de identificación se ha colocado una etiqueta autoadhesiva de color verde INACAL - DM.
Utilizar el pascal o sus múltiplos y submúltiplos como unidad de medida de presión dentro del Sistema Legal de Unidades de Medida del Perú (SLUMP).

(*) Información tomada de su manual.

Instituto Nacional de Calidad - INACAL
Dirección de Metrología
Calle Las Camélias N° 815, San Isidro, Lima – Perú
Telf.: (01) 640-8820 Anexo 1501
email: metrologia@inacal.gob.pe
WEB: www.inacal.gob.pe

Fuente: Propia

TRAZABILIDAD DEL PATRÓN

INACAL
Instituto Nacional
de Calidad
Metrología

Certificado de Calibración LFP – 235 – 2016

Laboratorio de Fuerza y Presión

Página 3 de 4

Resultados de Medición

Indicación Instrumento Patrón		Indicación Instrumento a Calibrar		Error de Indicación			Incertidumbre
		Ascenso (psi)	Descenso (psi)	Ascenso (psi)	Descenso (psi)	Histeresis (psi)	
0	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,001
21	2,992	2,991	2,993	-0,001	0,001	0,002	0,002
41	5,985	5,982	5,985	-0,003	0,000	0,003	0,003
62	8,977	8,974	8,976	-0,003	-0,001	0,002	0,002
83	11,970	11,967	11,971	-0,003	0,001	0,004	0,003
103	14,963	14,962	14,964	-0,001	0,001	0,002	0,002
124	17,955	17,956	17,957	0,001	0,002	0,001	0,002
144	20,948	20,950	20,952	0,002	0,004	0,002	0,002
165	23,941	23,945	23,946	0,004	0,005	0,001	0,002
186	26,933	26,938	26,939	0,005	0,006	0,001	0,002
206	29,926	29,933	29,933	0,007	0,007	0,000	0,002

MAXIMO ERROR ABSOLUTO DE INDICACION:	0,007 psi
MAXIMO ERROR ABSOLUTO DE HISTERESIS:	0,004 psi

El error máximo permitido para el instrumento a calibrar de alcance 0 psi a 30 psi de clase de exactitud 0,05 % F.S es de $\pm 0,015$ psi

Dispositivo Indicador	
Marca	FLUKE
Modelo	725
N° de serie	2071054
Procedencia	USA

Instituto Nacional de Calidad - INACAL
Dirección de Metrología
Calle Las Camelias N° 815, San Isidro, Lima – Perú
Telf.: (01) 640-8820 Anexo 1501
email: metrologia@inacal.gob.pe
WEB: www.inacal.gob.pe

Fuente: Propia

INACAL
Instituto Nacional
de Calidad
Metrología

Certificado de Calibración LFP – 235 – 2016

Laboratorio de Fuerza y Presión

Página 4 de 4

Incertidumbre

La incertidumbre reportada en el presente certificado es la incertidumbre expandida de medición que resulta de multiplicar la incertidumbre estándar combinada por el factor de cobertura $k=2$. La incertidumbre fue determinada según la "Guía para la Expresión de la Incertidumbre en la Medición", segunda edición, julio del 2001 (Traducción al castellano efectuada por Indecopi, con autorización de ISO, de la GUM, "Guide to the Expression of Uncertainty in Measurement", corrected and reprinted in 1995, equivalente a la publicación del BIPM JCGM:100 2008, GUM 1995 with minor corrections "Evaluation of Measurement Data - Guide to the Expression of Uncertainty in Measurement").

La incertidumbre expandida de medición fue calculada a partir de los componentes de incertidumbre de los factores de influencia en la calibración. La incertidumbre indicada no incluye una estimación de variaciones a largo plazo.

Recalibración

Los resultados son válidos en el momento de la calibración. Al solicitante le corresponde disponer en su momento la ejecución de una recalibración, la cual está en función del uso, conservación y mantenimiento del instrumento de medición o a reglamentaciones vigentes.

DIRECCION DE METROLOGIA

El Servicio Nacional de Metrología (actualmente la Dirección de Metrología del INACAL), fue creado mediante Ley N° 23560 el 6 enero de 1983 y fue encomendado al INDECOPI mediante Decreto Supremo DS-024-93 ITINCI.

El 11 de julio 2014 fue aprobada la Ley N° 30224 la cual crea el Sistema Nacional de Calidad, y tiene como objetivo promover y garantizar el cumplimiento de la Política Nacional de Calidad para el desarrollo y la competitividad de las actividades económicas y la protección del consumidor.

El Instituto Nacional de Calidad (INACAL) es un organismo público técnico especializado adscrito al Ministerio de Producción, es el cuerpo rector y autoridad técnica máxima en la normativa del Sistema Nacional de la Calidad y el responsable de la operación del sistema bajo las disposiciones de la ley, y tiene en el ámbito de sus competencias: Metrología, Normalización y Acreditación.

La Dirección de Metrología del INACAL cuenta con diversos Laboratorios Metrológicos debidamente acondicionados, instrumentos de medición de alta exactitud y personal calificado. Cuenta con un Sistema de Gestión de la Calidad basado en las Normas ISO Guía 34 e ISO/IEC 17025 con lo cual se constituye en una entidad capaz de brindar un servicio integral, confiable y eficaz de aseguramiento metrológico para la industria, la ciencia y el comercio.

La Dirección de Metrología del INACAL cuenta con la cooperación técnica de organismos metrológicos internacionales de alto prestigio tales como: el Physikalisch-Technische Bundesanstalt (PTB) de Alemania; el Centro Nacional de Metrología (CENAM) de México; el National Institute of Standards and Technology (NIST) de USA; el Centro Español de Metrología (CEM) de España; el Instituto Nacional de Tecnología Industrial (INTI) de Argentina; el Instituto Nacional de Metrología (INMETRO) de Brasil; entre otros.

SISTEMA INTERAMERICANO DE METROLOGIA- SIM

El Sistema Interamericano de Metrología (SIM) es una organización regional auspiciado por la Organización de Estados Americanos (OEA), cuya finalidad es promover y fomentar el desarrollo de la metrología en los países americanos. La Dirección de Metrología del INACAL es miembro del SIM a través de la subregión ANDIMET (Bolivia, Colombia, Ecuador, Perú y Venezuela) y participa activamente en las Intercomparaciones realizadas por el SIM.

Instituto Nacional de Calidad - INACAL
Dirección de Metrología
Calle Las Camelias N° 815, San Isidro, Lima – Perú
Telf.: (01) 640-8820 Anexo 1501
email: metrologia@inacal.gob.pe
WEB: www.inacal.gob.pe

Fuente: Propia

ANEXO 5

Ficha técnica del oxígeno suministrado por la empresa OXIGENO MEDICINAL LINDE a OXIGENO Y DERIVADOS (Aprobado por el ministerio de Sanidad, Política Social e Igualdad)

FICHA TÉCNICA	
1. NOMBRE DEL MEDICAMENTO	
OXIGENO MEDICINAL LINDE, gas medicinal criogénico, 99.5% v/v, en recipientes criogénicos móviles	
2. COMPOSICIÓN CUALITATIVA Y CUANTITATIVA	
Oxígeno (O ₂) más del 99,5% v/v de O ₂ . Para excipientes ver sección 6.1.	
3. FORMA FARMACÉUTICA	
Gas para inhalación. Gas medicinal criogénico. El oxígeno es un gas incoloro e inodoro.	
4. DATOS CLÍNICOS	
4.1 Indicaciones terapéuticas	
<ul style="list-style-type: none">- Tratamiento de las hipoxias de etiología diversa que precisan una oxigenoterapia normobárica o hiperbárica.- Alimentación de los respiradores en anestesia - reanimación.- Vector de los medicamentos para inhalación administrados mediante nebulizador.	
4.2 Posología y forma de administración	
<u>Posología</u> La posología depende del estado clínico del paciente. La dosis de oxígeno debe ajustarse de acuerdo con los requisitos individuales de cada paciente y teniendo en cuenta el riesgo de intoxicación por oxígeno (véase 4.9.). La oxigenoterapia tiene como objetivo, en cualquier caso, mantener una presión arterial parcial de oxígeno (PaO ₂) superior a 60 mm Hg (es decir, 7,96 kPa) o una saturación de oxígeno en la sangre arterial superior o igual a 90%, ajustando la fracción de oxígeno en el gas inspirado (FiO ₂). Se deberá evaluar la terapia con oxígeno de forma continua y medir el efecto del tratamiento a través del valor PaO ₂ o de la saturación de oxígeno arterial (SpO ₂). Si el oxígeno se administra diluido en otro gas, su concentración mínima en el aire inspirado debe ser del 21%, es decir la fracción inspirada (FiO ₂) debe ser del 21%, pudiendo llegar hasta una concentración del 100%. • Oxigenoterapia normobárica: - Con ventilación espontánea: Paciente con insuficiencia respiratoria crónica: el oxígeno debe administrarse a un flujo bajo de entre 0,5 y 2 litros / minuto, variable en función de los resultados obtenidos en la gasometría. Paciente con insuficiencia respiratoria aguda: el oxígeno debe administrarse a un flujo de entre 0,5 y 15 litros / minutos, variable en función de los resultados obtenidos en la gasometría. • Oxigenoterapia hiperbárica: La duración de las sesiones en una cámara hiperbárica a una presión de 2 a 3 atmósferas (es decir, entre 2,026 y 3,039 bar), es de entre 90 minutos y 2 horas. Estas sesiones pueden repetirse entre 2 y 4 veces al día en función de las indicaciones y del estado clínico del paciente.	

ANEXO 6

Boleta de pago de recarga de oxígeno en OXIGENO Y DERIVADOS

WILFREDO HUERTADO GUZADO RUC: 1010748350 Serie 0001 del 71001 al 75000 Aut. 12835559023 F.I. 01-04-2017

OXIGENO^{S.R.L.}
& DERIVADOS

Dirección Administrativa: Av. República de Panamá 5603 - Miraflores - Lima
Dirección Fiscal: Calle Los Nogales 148, La Molina - Lima
Telf. 446-8018 (24 Horas) / 241-9218 (Oficina)
Movistar: 999 956 889 (24 Horas)
www.oxigenoyderivados.com.pe

R.U.C. N° 20254355322

BOLETA DE VENTA

0001 - N° 073702
001-0073702

FECHA: **16 de Octubre de 2017**

SEÑORES: **CASTANEDA PAULINO JOSE LUIS**

DIRECCIÓN: **AV MANUEL OLGUIN # 853 DPTO 103**

CONTRATO: **Contrato # 12178**

GUIA: **46198403**

SANTIAGO DE SURCO - LIMA

CANT.	UNID.	DESCRIPCION	P. UNIT.	P. TOTAL
0.5	M3	OXIGENO MEDICINAL (01 CARGA)CI #	15.00	S/ 24.00

OXIGENO^{S.R.L.}
& DERIVADOS

SON: VEINTICUATRO SOLES con 00/100

CANCELADO

Fecha: 16/10/17

TOTAL S/ 24.00

SIRVASE ABONAR EN LA SIGTE. CTA. CTE.:

BCP S/. 194-1065749-0-39

BBVA S/. 138-0100026385-53

SCOTIABANK S/. 5219930

p. OXIGENO Y DERIVADOS S.R.L.

USUARIO

Fuente: Propia

ANEXO 7

Costos para fabricación del equipo propuesto

General					
Insumo /Servicio	Precio (PEN)	Precio (USD)	Cantidad	Total	Empresa
Bota de acero. Inox	S/. 800.00		1	S/. 800.00	FABRICACIONES Y SERVICIOS INOX
Tapa + cobertores (sensores y interfaz) + soldadura nipples, pernos, manija, aro de borde	S/. 400.00		1	S/. 400.00	FABRICACIONES Y SERVICIOS INOX
Tapa nueva + ensanahmiento de boca acero inox.	S/. 200.00		1	S/. 200.00	FABRICACIONES Y SERVICIOS INOX
Modificación: sellar huecos de humedad/temp + perforar hueco en parte superior	S/. 60.00		1	S/. 60.00	FABRICACIONES Y SERVICIOS INOX
Termoretractil 2mm (1 metro)	S/. 1.25		2	S/. 2.50	Master KITS
Termoretractil 1mm (1 metro)	S/. 0.60		1	S/. 0.60	LEDBLINK S.A.C.
agua destilada 1 Lt	S/. 6.91		1	S/. 6.91	Farmacia Universal
Manómetro rango 0 -250 mbar vertical caja negra con rosca de bronce	S/. 175.00		1	S/. 175.00	FERRETERIA INDUSTRIAL "SANTA ROSA"
Abrazadera de acero 226/214	S/. 25.00		1	S/. 25.00	Thalia
Manga de nepreno 8mm	S/. 90.00		1	S/. 90.00	AQUASPORT

Fuente: Elaboración propia

Anillo plano 2x40 y 1x50 (alto 55mm pared 3mm diámetro: 215 mm)	S/. 140.00		1	S/. 140.00	HBV Servicios Generales E.I.R.L.
Electrovalvula proporcional Danfoss 0-10v		\$530.00	1	S/. 1,669.50	ELECTRO PNEUMATIC INTERNATIONAL S.A.C (EPNISAC)
O-ring 3x2.5 mm (DI: 3mm CS: 2.5mm)nitrilo	S/. 0.50		8	S/. 4.00	LA CASA DEL ORING S.A.C.
Corredera de caucho en U (5/16 o 3/8) (1 metro)	S/. 5.00		1	S/. 5.00	T&F Rubber Industrial S.A.C.
Stickers Dioxiam para caja de potencia	S/. 30.00		1	S/. 30.00	Peru car Diseño y equipamiento
Stickers Dioxiam para cobertor y teclado	S/. 15.00		1	S/. 15.00	Peru car Diseño y equipamiento
Niple 1/4 acerdo inox	S/. 4.50		3	S/. 13.50	M&CONECTORES NEUMÁTICOS
Conector niple 1/4 Tee	S/. 6.50		1	S/. 6.50	M&CONECTORES NEUMÁTICOS
Reductor 1/2 a 1/4	S/. 6.00		1	S/. 6.00	M&CONECTORES NEUMÁTICOS
Frasco Humedecedor c/ Tapa Metálica	S/. 25.00		1	S/. 25.00	REPRESENTACIONES "BRIAL"
Cánula de 2 metros	S/. 10.00		1	S/. 10.00	
Tanque Cilindro tipo E más	S/. 374.00		1	S/. 374.00	OXIGENO Y DERIVADOS
Correas de velcro	S/. 13.90		1	S/. 13.90	SODIMAC
Diss hembra 9/16" a 1/8"	S/. 15.00		1	S/. 15.00	ETRAMED IMPORT S.A.C.
adaptador 1/8" NPT a 1/4 macho NPT	S/. 10.00		1	S/. 10.00	
adapatador 1/4" macho NPT a DISS macho	S/. 15.00		1	S/. 15.00	
Subtotal				S/. 4,112.41	

Fuente: Elaboración propia

Caja de potencia						
Tarjeta de potencia (capa	S/. 35.00		1	S/. 35.00	Jobareci E.I.R.L	
Regulador LM350K	S/. 6.00		1	S/. 6.00	Master KITS	
Capacitor 2200uF 63v	S/. 3.50		1	S/. 3.50	Multitec Electronica	
Capacitor 470uF 16v	S/. 0.20		1	S/. 0.20	Master KITS	
Capacitor 470uF 35v	S/. 0.50		1	S/. 0.50	Master KITS	
Capacitor 1000uF 35v	S/. 1.40		2	S/. 2.80	Master KITS	
Diodo D1N4004	S/. 0.20		2	S/. 0.40	Master KITS	
Diodo D1N5404 3A	S/. 0.30		1	S/. 0.30	Master KITS	
LM7805 TO-220	S/. 1.00		1	S/. 1.00	Master KITS	
Resistencia de carbón 500	S/. 0.10		1	S/. 0.10	Master KITS	
Resistencia de película metálica 9.1k ohms 1/4 W	S/. 1.00		1	S/. 1.00	LEDBLINK S.A.C.	
Bornera verde 2p	S/. 0.50		1	S/. 0.50	SINGAPUR ELECTRONICS E.I.R.L.	
Bornera negra 2p	S/. 2.20		2	S/. 4.40	Multitec Electronica	
Disipador para TO-3	S/. 3.00		2	S/. 6.00	Master KITS	
Disipador para TO-220	S/. 0.50		1	S/. 0.50	Master KITS	
2N2222 metal	S/. 1.80		1	S/. 1.80	Master KITS	
cable automotriz #20 por	S/. 1.00		3	S/. 3.00	Multitec Electronica	
cable automotriz #22 por	S/. 0.70		9	S/. 6.30	Multitec Electronica	
Puente diodo rectificador	S/. 3.50		1	S/. 3.50	Master KITS	
Transformador 220V 3 A - 15V 0 15V	S/. 25.00		1	S/. 25.00	TESLA ELECTRONICA INDUSTRIAL	
micro rosca connector 3p	S/. 4.40		1	S/. 4.40	Multitec Electronica	
micro rosca connector 5p	S/. 4.80		1	S/. 4.80	Multitec Electronica	
Batería 12V 7AH	S/. 45.00		2	S/. 90.00	Master KITS	
fusible euro 3A	S/. 0.30		1	S/. 0.30	Multitec Electronica	
Portafusible	S/. 1.00		1	S/. 1.00	Multitec Electronica	
Caja de potencia con asa	S/. 190.00		1	S/. 190.00	FABRICACIONES Y SERVICIOS INOX	
Conector Faston	S/. 0.40		8	S/. 3.20	Multitec Electronica	
Resistencia de carbón 0.68 ohms 3 W	S/. 2.00		1	S/. 2.00	Multitec Electronica S.R.L.	
cable de poder SJT 16/3C	S/. 3.00		1	S/. 3.00	Calle Leticia	
Subtotal				S/. 400.50		

Fuente: Elaboración propia

Interface						
Tarjeta interfaz (doble	S/. 60.00		1	S/. 60.00	Jobareci E.I.R.L	
PIC18F4520	S/. 23.00		1	S/. 23.00	Hi-Fi/LEDBLINK S.A.C.	
Zocalos DIP40	S/. 0.50		2	S/. 1.00	Master KITS	
Connector mini fit Jr molex	S/. 2.30		2	S/. 4.60	Multitec Electronica	
Resistencia de película metálica 100k ohms 1/4 W	S/. 1.00		2	S/. 2.00	LEDBLINK S.A.C.	
Resistencia de película metálica 1k ohms 1/4 W	S/. 1.00		1	S/. 1.00	LEDBLINK S.A.C.	
Resistencia de película metálica 13k ohms 1/4 W	S/. 1.00		1	S/. 1.00	LEDBLINK S.A.C.	
Resistencia de carbón 4.7k	S/. 0.10		1	S/. 0.10	Master KITS	
Resistencia de carbón 1k	S/. 0.10		1	S/. 0.10	Master KITS	
Resistencia de carbón 10k	S/. 0.10		2	S/. 0.20	Master KITS	
Resistencia de carbón 100k	S/. 0.10		1	S/. 0.10	Master KITS	
Capacitor 1uF 50v	S/. 0.10		1	S/. 0.10	Master KITS	
Pulsador	S/. 0.20		1	S/. 0.20	Master KITS	
Cristal cerámico 4MHz	S/. 0.50		1	S/. 0.50	Master KITS	
Capacitor cerámico 22pf	S/. 0.10		2	S/. 0.20	Master KITS	
Zocalos DIP8	S/. 0.10		1	S/. 0.10	Master KITS	
Espadin Hembra	S/. 0.80		1	S/. 0.80	Master KITS	
Dual Opamp Integrado	S/. 1.00		1	S/. 1.00	Master KITS	
Pantalla LCD 2x20 (cod.	S/. 30.00		1	S/. 30.00	BORA IMPORT S.A.C.	
Teclado 4x4	S/. 21.00		1	S/. 21.00	Master KITS	
Subtotal				S/. 147.00		

Fuente: Elaboración propia

Tarjeta de sensores					
Zocalos DIP6	S/. 0.10		2	S/. 0.20	SINGAPUR ELECTRONICS E.I.R.L.
Bornera Negra 3p	S/. 3.20		2	S/. 6.40	Multitec Electronica
Connector mini fit Jr molex	S/. 2.00		2	S/. 4.00	Multitec Electronica
Tarjeta de sensores (capa	S/. 7.50		1	S/. 7.50	Jobareci E.I.R.L.
Tarjeta de presion sola	S/. 10.00		1	S/. 10.00	Jobareci E.I.R.L.
Capacitor 47 uF 16v	S/. 0.20		1	S/. 0.20	Master KITS
Capacitor 1uF 16v	S/. 0.10		1	S/. 0.10	Master KITS
Resistencia de carbón 75	S/. 0.10		1	S/. 0.10	LEDBLINK S.A.C.
Resistencia de carbón 100k	S/. 0.10		1	S/. 0.10	Master KITS
Sensor de temperatura	S/. 5.00		1	S/. 5.00	Master KITS
Sensor de presion Honeywell 40PC015G1a		\$205.37	1	S/. 646.92	Element14
Módulo Sesnsor de	S/. 25.00		1	S/. 25.00	LEDBLINK S.A.C.
Cable mini molex 51021	S/. 1.20		1	S/. 1.20	Multitec Electronica
cable JST-PH-3.0 3 pines hembra hembra	S/. 3.00		1	S/. 3.00	CENTRO ELECTRONICO LETICIA
placa (galleta)	S/. 1.00		1	S/. 1.00	Master KITS
micro rosca connector 4p	S/. 4.00		1	S/. 4.00	Multitec Electronica
O-ring DI:14mm CS: 2.5mm	S/. 0.60		1	S/. 0.60	VALUE IMPORT E.I.R.L.
Subtotal				S/. 715.32	

Fuente: Elaboración propia

Sumando los subtotales anteriores, el costo total de un equipo nuevo es de S/. 5,375.23.

ANEXO 8

Gráficas de control obtenidas, con diferentes valores de establecimiento programados

Gráfica de control PID de presión de oxígeno programado a 0.03 atm, con manga de neopreno:

Fuente: Elaboración propia

Gráfica de control PID de presión de oxígeno programado a 0.04 atm, con manga de neopreno:

Fuente: Elaboración propia

Gráfica de control PID de presión de oxígeno programado a 0.05 atm, con manga de neopreno:

Fuente: Elaboración propia

Gráfica de control PID de presión de oxígeno programado a 0.06 atm, con manga de neopreno:

Fuente: Elaboración propia

ANEXO 9

Título de patente de modelo de utilidad del presente equipo

Registro de la Propiedad Industrial

Dirección de Invenciones y Nuevas Tecnologías

TÍTULO N° 0887

La Dirección de Invenciones y Nuevas Tecnologías del Indecopi certifica que por mandato de la Resolución N° 002847-2017/DIN-INDECOPI de fecha 15 de diciembre de 2017, ha quedado inscrita en el Registro de Patentes de Modelos de Utilidad, el siguiente modelo:

Denominación : CÁMARA HIPERBÁRICA PORTABLE PARA EL TRATAMIENTO DE ÚLCERAS EN EXTREMIDADES DEL CUERPO CAUSADAS POR LA DIABETES

Clasificación : A61G 10/00; A61G 10/02; A61N 1/372

Solicitud : 001158-2017

Fecha de Presentación : 27 de junio de 2017

Titulares : José Luis CASTAÑEDA PAULINO; Paola Antonella HARO DÁVILA

País : Perú

Inventores : José Luis CASTAÑEDA PAULINO; Paola Antonella HARO DÁVILA

Vigencia : 27 de junio de 2027

MANUEL CASTRO CALDERON
Director de Invenciones y
Nuevas Tecnologías
INDECOPI

Fuente: Propia

ANEXO 10

Hoja técnica de la bobina 018Z0290 de la electroválvula Danfoss

Folleto técnico

Válvulas solenoides, tipo EV260B

Característica de caudal según la señal

Bobina de tipo BK

Sin convertidor de señal

La versión básica consta de una válvula con una bobina para corriente continua pulsante. La tensión de alimentación de 24 V c.c. puede obtenerse a partir de corriente alterna con rectificación de onda completa. La válvula comienza a abrirse cuando la bobina recibe una corriente de, aproximadamente, 300 mA, y se abre por completo cuando la bobina recibe una corriente de, aproximadamente, 600 mA. La relación entre la corriente que recibe la bobina y el caudal entre los dos puntos exteriores es directamente proporcional.

Bobina de tipo BM

Con convertidor de señal y señal piloto de 0 – 10 V La relación entre la señal piloto y el caudal es directamente proporcional en todo el rango de regulación.

Bobina de tipo BL

Con convertidor de señal y señal piloto de 4 – 20 mA La relación entre la señal piloto y el caudal es directamente proporcional en todo el rango de regulación.

ANEXO 11

Hoja técnica del sensor de presión Honeywell serie 40PC

40PC Series

Fully signal conditioned pressure transducer

Honeywell

PRESSURE RANGE SPECIFICATIONS

(unless otherwise noted, $V_s = 5.00\text{ V}$, $R_L > 100\text{ k}\Omega$, $t_{amb} = 25^\circ\text{C}$)

Part number	Operating pressure range	Proof pressure ¹	Sensitivity (typ.)
40PC001B2A	0 ... $\pm 50\text{ mmHg}$	170 mmHg	40.0 mV/mmHg
40PC008G2A	0 ... 300 mmHg	650 mmHg	13.33 mV/mmHg
40PC015G2A	0 ... 15 psig	45 psi	266.7 mV/psi
40PC015V2A	0 ... -15 psig	30 psi	-266.7 mV/psi
40PC030G2A	0 ... 30 psig	60 psi	133.3 mV/psi
40PC100G2A	0 ... 100 psig	200 psi	40.0 mV/psi
40PC150G2A	0 ... 150 psig	300 psi	25.7 mV/psi
40PC250G2A	0 ... 250 psig	500 psi	16.0 mV/psi
40PC500G2A	0 ... 500 psig	1000 psi	8.0 mV/psi

Specification notes:

1. Proof pressure is the maximum pressure which may be applied without causing damage to the sensing element.
2. Non-linearity - the maximum deviation of measured output at constant temperature, from "Best Straight Line" through three points (offset pressure, full scale pressure and 1/2 full scale pressure).
3. Thermal effects tested and guaranteed in the specified temperature ranges relative to 25°C . All specifications shown are relative to 25°C .
4. Span is the algebraic difference between lowest and highest specified pressure.
5. Total accuracy is the maximum deviation from the 25°C reference transfer function at any pressure or temperature over the specified ranges. This calculation includes null, span, linearity, hysteresis, repeatability, null shift and span shift.
6. Response time for 0 to full-scale pressure step change, readings taken at 10 % and 90 % of full-scale pressure.

ANEXO 12

Programación del microcontrolador

```
#include "18F4520.H"
#define adc=10
#define fuses XT,NOWDT
#define use delay (clock=4000000)
#include "kbd.c"
#include "lcd.c"
#define BYTE TRISC = 0x87

void main()
{
    ///////////////VARIABLES E INICIALIZACION (ETAPA 0)

    ///////////////Variables de tiempo/////////////////
    int hora_dec=0;
    int hora_un=0;
    int min_dec=0;
    int min_un=0;
    int seg_dec=0;
    int seg_un=0;

    //Variables de sensores de humedad y temperatura///
    float hume;
    float temp;
    //////////////////////////////////////

    ///////////////Variables generales/////////////////
    int16 valorADC;
    int cond=1;
    char tecla;
    int k=0;
    int etapa;
    int wrong = 0;
    int wrong2 = 0;
    //////////////////////////////////////

    ///////////////Variables de control/////////////////
    int16 control;
    float a,b,c;
    float rF,eF,iF,dF,yF,uF,iP0,eP0,iP_1,eP_1;
    float max,min;
    min=0.0;
    max=1000.0;
    iP_1=0.0;
    eP_1=0.0;
    a=867.68;
    b=17.354;
    c=10846.0;
    //////////////////////////////////////
```

Fuente: Elaboración propia

```

////////// Inicialización//////////
setup_ccp1(ccp_pwm);
if (etapa !=3)
set_pwm1_duty(0);
lcd_init();
output_low(PIN_D3);
kbd_init();
port_b_pullups(TRUE);
etapa = 1;
lcd_putc("\f      DIOXICAM      ");
delay_ms(1500);
//////////

//////////(FIN DE ETAPA 0)

//////////INGRESO DE PRESION (ETAPA 1)
  lcd_putc("\fIngresar la presion:\n      0.   atm");
  lcd_gotoxy(11,2);

  do
  {

    if (wrong==1)
    { lcd_putc("\fIngresar la presion:\n      0.   atm");
      lcd_gotoxy(11,2);
      wrong =0; k=0;
    }

    if (k<2)
    { tecla=kbd_getc();
      if(tecla!=0)
      {
        lcd_putc(tecla);
        write_eeprom(k,tecla-0x30);
        k=k+1;
      }
    }

    if (k==2)
    { lcd_gotoxy(1,1);
      lcd_putc("OK?      ");
      tecla=kbd_getc();

      if(tecla!=0)
      {
        if(tecla=='B')//# NO
        {wrong=1;}

        else if (tecla=='A')
        { //if (read_eeprom(0)!=0) wrong=1;
          if (read_eeprom(0)==0 & read_eeprom(1)<4)wrong=1;
          else if (read_eeprom(0)==0 & read_eeprom(1)>9)wrong=1;
        }
      }
    }
  }

```

Fuente: Elaboración propia

```

        if (wrong==0)
        {
            lcd_putc("\f          OK!          ");
            delay_ms(700);
            etapa=2;

        }

        else if (wrong==1)
        {
            lcd_putc("\f  FUERA DE RANGO  ");
            delay_ms(500);
        }

    }

    else
    {
    }

}

while(etapa==1);

rP = read_eeprom(0)*0.1 + read_eeprom(1)*0.01;
////////////////////////////////////(FIN DE ETAPA 1)

////////////////////////////////////INGRESO DEL TIEMPO (ETAPA 2)
lcd_putc("\fIngresar la duracion:\n          :  :");
lcd_gotoxy(7,2);

do
{
    if (wrong==1)
    { lcd_putc("\fIngresar la duracion:\n          :  :");
      lcd_gotoxy(7,2);
      wrong=0;wrong2=0; k=2;
    }

    if (k<8)
    {tecla=kbd_getc();
      if (tecla!=0)
      {
          lcd_putc(tecla);
          write_eeprom(k,tecla-0x30);
          if (k==3)
          lcd_gotoxy(10,2);
          if (k==5)
          lcd_gotoxy(11+2,2);
          k=k+1;
      }
    }
}

```

Fuente: Elaboración propia

```

if (k==8)
{
  lcd_gotoxy(1,1);
  lcd_putc("OK?");
  tecla=kbd_getc();

  if(tecla!=0)
  {
    if(tecla=='B')
    {wrong=1;}

    else if (tecla=='A')
    {
      /////condiciones de duración
      if (read_eeprom(2)!=0)wrong=1;
      else if (read_eeprom(4)>=6 | read_eeprom(6)>=6)wrong2=1;
      else if (read_eeprom(5)>9 | read_eeprom(7)>9)wrong2=1;

      if (wrong==0 & wrong2==0)
      {
        lcd_putc("\f      INICIANDO      ");
        delay_ms(500);
        setup_timer_2(t2_div_by_4,249,1);
        setup_adc_ports(all_analog);
        etapa=3;
        wrong = 0;
      }

      else if (wrong==1)
      {
        lcd_putc("\f    FUERA DE RANGO    ");
        delay_ms(500);
      }

      else if (wrong2==1)
      {
        lcd_putc("\f      ERROR      ");
        wrong=1;
        delay_ms(500);
      }
    }

    else
    {
    }
  }
}

while(etapa==2);
//////////(FIN DE ETAPA 2)

//////////CONTROL PID Y RELOJ (ETAPA 3)

```

Fuente: Elaboración propia

```

do
{

//////////////////// control PID //////////////////////

setup_adc(ADC_CLOCK_INTERNAL);
set_adc_channel(0);

valorADC=read_adc(); //lectura de la teclaion

if (valorADC <111)
valorADC = 111;

yP=((5*valorADC/1023.0)*15/4 - 2.07)/(14.6959488);

if (wrong ==1 & etapa==3)
{
if (yP<=(rP-0.02) | yP>=(rP+0.02))output_high(PIN_D3);
else
output_low(PIN_D3);
}

eP=rP-yP;
iP=b*eP+iP0;
dP=c*(eP-eP0);
uP=iP+a*eP+dP;

if (uP>max)
uP=max;

else
{
if (uP<min)
uP=min;
}

control = uP;
set_pwm1_duty(control);
iP0=iP;
eP0=eP;
////////////////////

//////////////// display y control //////////////////
if (cond==94)
{
set_adc_channel(1);
valorADC=read_adc();
temp=(5*valorADC /1023.0)*(100.0/13.9);

set_adc_channel(2);
valorADC=read_adc();

```

Fuente: Elaboración propia


```

    if ( valorADC < 339){hume = ((5.0*valorADC)/(1023.0))*(100.0/3.0)-20.0;}
    else if (valorADC > 338 & valorADC < 472)
    {hume = ((5.0*valorADC)/(1023.0))*(50.0)-50.0;}
    else {hume = (1.0/17.0)*(1000.0*((5.0*valorADC)/(1023.0))-1210.0);}

lcd_gotoxy(1,1);
printf(lcd_putc, "\fP:%4.2f  Ti:%d%d:%d%d:%d%d\nHu: %2.0f  Temp: %3.0f\xDFC", yP,
hora_dec, hora_un,
min_dec, min_un, seg_dec, seg_un, hume, temp);

    if (min_un>=2) wrong = 1;

    if (hora_dec==read_eeprom(2) & hora_un==read_eeprom(3) & min_dec==read_eeprom(4)
& min_un==read_eeprom(5) & seg_dec==read_eeprom(6)
& seg_un==read_eeprom(7))

    {set_pwm1_duty(0);
    etapa=4;
    output_low(PIN_D3);
    }

seg_un= seg_un + 1;
if (min_dec==5 & min_un==9 & seg_dec==5 & seg_un==10){hora_un++;min_dec=0;min_un=0;
seg_dec=0;seg_un=0;}
if (min_un==9 & seg_dec==5 & seg_un==10){min_dec++;min_un=0;seg_dec=0;seg_un=0;}
if (seg_dec==5 & seg_un==10){min_un++;seg_dec=0;seg_un=0;}
if (seg_un==10){ seg_dec++; seg_un=0;}
delay_ms(4);
cond=1;
}
    cond++;
    delay_ms(5);
    }
    while (etapa==3);
//////////

//////////(FIN DE ETAPA 3)

lcd_putc("\fFIN DE TRATAMIENTO");
delay_ms(30000);

} //FIN

```

Fuente: Elaboración propia

ANEXO 13

Certificado de calibración del osciloscopio utilizado

Certificate of Calibration

Certificate No:	20160621005		
Manufacturer:	SIGLENT TECHNOLOGIES CO., LTD		
Product Type:	Digital Storage Oscilloscope		
Model:	SDS1052DL+	Serial NO.:	SDS10BA2162079

Calibrated /Test Item: Appearance Test, Function Test, Performance Test and Safety Test			
Temperature:	23±5℃	Humidity:	< 70% RH
Calibrated Date:	Jun-21-2016		
Calibration Equipments:			
Model	Description	Serial NO.	
FLUKE 9500B	High Performance Oscilloscope Calibrator	261467730	
Agilent E4421B	ESG Series Signal Generator	US40051020	

Calibration Technician:

Checked by:

Note: The certificate applies only to this Oscilloscope.
Without permission, may not be part of the copy of the certificate.

Fuente: Propia

ANEXO 14

Examen de patentabilidad

Indecopi
INSTITUTO NACIONAL DE DEFENSA DE LA
COMPETENCIA Y DE LA PROTECCIÓN DE LA
PROPIEDAD INTELECTUAL
Calle de la Prosa N° 104 – San Borja

**DIRECCIÓN DE INVENCIÓNES Y
NUEVAS TECNOLOGÍAS**
12 DIC 2017
RECIBIDO

Examen de patentabilidad	
KOE	079-2017/A

Expediente	001158-2017/DIN	Fecha de ingreso	2017-06-27
		Fecha de presentación	2017-06-27

Solicitud internacional PCT	n.º	
	Fecha	

Solicitante(s)	JOSÉ LUIS CASTAÑEDA PAULINO
	PAOLA ANTONELLA HARO DÁVILA

Prioridad(es)	Fecha de prioridad(es)

Modalidad de protección	Patente de Invención (Decisión 486/art. 45)	
	Modelo de Utilidad (Decisión 486/art. 45 concordante con art. 85)	X
Título	«Cámara hiperbárica portable para el tratamiento de úlceras en extremidades del cuerpo causadas por la diabetes»	

Referencia(s)	Examen de patentabilidad VVH 005-2017
----------------------	---------------------------------------

Opositor(es)	
---------------------	--

1. Textos a analizar	Originalmente presentado	Modificaciones	Fecha	Ampliación ¹ (Decisión 486/art. 84)	
				SI	NO
Memoria descriptiva	X	X	2017-10-25		X
Figura(s)	X	X	2017-10-25		X
Reivindicación(es)	1 a 7	1	2017-11-07		X
Resumen	X				
Listado de secuencias	-				
Otros ²	-				

¹ En caso de que las modificaciones realizadas impliquen una ampliación total de lo originalmente presentado, esta nueva documentación modificada no será tomada en cuenta y toda opinión final emitida se realizará en función a la documentación original.

² Constituye una ampliación parcial.

³ Esto es: argumentos, resultados de ensayos, cuadros comparativos, etc.

Oposición	-				
Respuesta a oposición	-				

	Si	No
2. No invenciones y excepciones a la patentabilidad (Decisión 486/art. 15, 20 y/o 82 ³)	<input type="text"/>	<input type="text" value="1"/>
3. Usos (Decisión 486/art. 14 ⁴ y 21)	<input type="text"/>	<input type="text" value="1"/>
4. Unidad de invención ⁵ (Decisión 486/art. 25)	<input type="text" value="1"/>	<input type="text"/>

5. Requisitos a evaluar	Cumple	No cumple
5.1 Para solicitud fraccionaria		
No amplía divulgación de la solicitud inicial (Decisión 486/art. 36)	<input type="text"/>	<input type="text"/>
Reivindicaciones: No genera doble protección de la solicitud inicial (D.L. 1075/art. 29)	<input type="text"/>	<input type="text"/>
5.2 Suficiencia, claridad, concisión y soporte		
Memoria descriptiva (Decisión 486/art. 28)	<input type="text" value="X"/>	<input type="text"/>
Reivindicaciones (Decisión 486/art. 30)	<input type="text" value="1"/>	<input type="text"/>
5.3 Novedad (Decisión 486/art. 16)	<input type="text"/>	<input type="text"/>
5.4 Nivel inventivo (Decisión 486/art. 18)	<input type="text"/>	<input type="text"/>
5.5 Aplicación industrial (Decisión 486/art. 19)	<input type="text"/>	<input type="text"/>
5.6 Para modelos de utilidad (Decisión 486/art. 81 ³)	<input type="text" value="1"/>	<input type="text"/>

6. Análisis y opinión escrita acerca de los requerimientos considerados en los numerales anteriores
6.1 Cita(s) y documentación consideradas para la emisión del examen

³ En los casos de patentes de modelo de utilidad.

⁴ Interpretación por el Tribunal de Justicia de la Comunidad Andina que, a la luz del Proceso n° 89-A-2000 considera patentables los productos o los procedimientos, mas no los usos.

⁵ En caso se encuentre más de un concepto inventivo en la presente solicitud y se identifique más de un grupo de reivindicaciones relacionados con dichos conceptos inventivos, se procederá con el análisis respecto al primer grupo encontrado.

Antecedente(s) relevante(s) del estado de la técnica:

D1= MXNL04000099A de fecha 14 de Abril del 2005

(https://worldwide.espacenet.com/publicationDetails/originalDocument?CC=MX&NR=NL04000099A&KC=A&FT=D&ND=3&date=20050414&DB=&locale=en_EP)

(HUGO ALEJANDRO ORTA MEDINA)

"Cámara Hiperbárica para tratamiento de pie diabético electrónicamente operada"

6.2 Formulación de opinión y argumentos respecto al (a los) punto(s)

Respecto al título

La solicitante, mediante escrito de fecha 25 de octubre de 2017, cambia el título a: "Cámara hiperbárica portable para el tratamiento de úlceras en extremidades del cuerpo causadas por la diabetes", por estar más acorde con lo solicitado.

Respecto al numeral 5.6 (Modelos de utilidad)

Con respecto a la novedad:

La reivindicación 1 se diferencia del documento D1 en que comprende:

- una manga de neopreno (3) sujetado mediante un aro de caucho (1) y una abrazadera de acero (4), y con ranuras para inserción de unas correas elásticas (6), con las que se ajustan hacia la extremidad, una vez posicionado la extremidad dentro de la manga de neopreno (3), la cual permite un tratamiento localizado, mientras que en D1 describe un tratamiento generalizado ya que la unidad neuroestimuladora (4.7) estimula los músculos de la pierna hasta el pie, a través de impulsos eléctricos.
- Un tanque de oxígeno (23) puro medicinal, cuyo principal componente es una electroválvula proporcional (16), además cuenta con regulador de flujo de oxígeno (22) y con frasco humedecedor (5), la cual se diferencia del documento D1 en el funcionamiento de la válvula y en que no divulga el uso de un tanque de oxígeno ni humedecedor, ya que en D1 permite el ingreso de oxígeno puro al 100% mediante el funcionamiento de una válvula relevadora de presión (1.6).
- Un control electrónico del tipo PID a base de microcontrolador (24), que proporciona una programación exacta de los niveles de presión, temperatura y humedad que requiere el paciente, diseñado para compensar las fugas de oxígeno que puedan existir, además controla la apertura de la electroválvula proporcional (16) para suministrar oxígeno a la cámara hiperbárica, la cual se diferencia del documento D1 en el uso de la válvula solenoide (4.4), la cual se apertura mediante un método de control electrónico simple de encendido y apagado (ON/OFF), realizado por el módulo electrónico (4.3), mientras que en R1 la electroválvula proporcional (16) se encarga de suministrar oxígeno a la cámara hiperbárica según dicte el control electrónico del tipo PID (24), asegurando mayor precisión al momento de mantener una presión estable, evitando los efectos negativos de un tratamiento con presión oscilante.
- un cable de poder (10), para suministro de energía y con redundancia mediante baterías (15) que suministran energía en caso de apagones, en cambio D1 en caso de apagones permite proveer de energía sólo a la unidad neuroestimuladora (4.7), mientras que en R1 se usa para suministrar energía a toda la cámara hiperbárica por ser portable.
- un sensor de humedad (19), del tipo analógico y resistivo, que se encuentra en la parte superior de la cámara hiperbárica, la cual se diferencia del documento D1 en que no describe nada sobre un sensor de humedad.

Por tanto, la reivindicación 1 es novedosa.

Con respecto a la ventaja técnica:

Conforme se describen en las páginas 1, 2, 3, 4, 7 y 8 de la memoria, lo solicitado permite un tratamiento localizado en vez de generalizado, y una mayor precisión al momento de mantener una presión estable, evitando los efectos negativos de un tratamiento con presión oscilante, y compensando las fugas de oxígeno que pueda existir durante el tratamiento de forma más precisa.

Por lo tanto, la única reivindicación presentada el 07 de noviembre de 2017, **cumple** con los requisitos establecidos en el **artículo 81** de la **Decisión 486** de la Comisión de la Comunidad Andina.

7 Conclusión(es)	Firma:
La única reivindicación, presentada el 07 de noviembre de 2017, cumple con los requisitos establecidos en el artículo 81 de la Decisión 486 de la Comisión de la Comunidad Andina.	Karlin Ortega Estacio Examinador de Patentes CIP 115436

Referencias bibliográficas

- 40PC015G1A. (2018). Recuperado de <http://pdf1.alldatasheet.com/datasheet-pdf/view/282083/SENSORTECHNICS/40PC015G1A.html> [Consulta: 15 de enero de 2018].
- Aero Specialties. (2015). *Pressure Regulator Parts*. Recuperado de <https://www.aerospecialties.com/aviation-ground-support-equipment-gse-products/aircraft-oxygen-service-equipment/oxygen-cart-parts-supplies-tools/o2-pressure-regulator-parts/o2-hex-nipple-14-x-14-npt-brass/> [Consulta: 16 de mayo de 2017].
- Alfaro, Jorge. (2014). *Cómo funciona un transmisor de presión?* Recuperado de <http://es.scribd.com/doc/242218726/Como-funciona-un-transmisor-de-presion-pdf> [Consulta: 12 de abril de 2016].
- Alfaro, Víctor. (2006). *Identificación de modelos de orden reducido a partir de la curva de reacción del proceso*. Recuperado de <http://revistas.ucr.ac.cr/index.php/cienciaytecnologia/article/download/2647/2598> [Consulta: 14 de enero de 2017].
- Almudena, María. (2006). *Estudio y análisis de sensores y actuadores piezoeléctricos para aplicaciones geométricas*. Recuperado de http://www.ieee-pels-ies.es/Pels/Pdf/Tesis/Tesis_Almudena_Sanchez.pdf [Consulta: 21 de marzo de 2016].
- American National Standards Institute. (2013). *Safe Current Limits For Electromedical Apparatus*. Recuperado de http://pels.edv.uniovi.es/pels/pels/Pdf/Tesis/Tesis_Almudena_Sanchez.pdf [Consulta: 9 de julio de 2017].
- Analog Devices. (2004). *Voltage Output Temperature Sensor with Signal Conditioning*. Recuperado de <http://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/AD22100.pdf> [Consulta: 11 de junio de 2015].
- Applied Home Healthcare Equipment. (2013). *Oxygen cylinder sizes and info*. Recuperado de <https://applied-inc.com/oxygen-cylinder-sizes-and-info> [Consulta: 12 de septiembre de 2015].
- Applied Measurements Ltd. (2014). *What is ratiometric output?* Recuperado de <https://appmeas.co.uk/resources/pressure-measurement-notes/what-is-ratiometric-output/> [Consulta: 11 de junio de 2015].
- Arantegui, Javier. (2010). *Control de procesos*. Recuperado de http://web.udl.es/usuaris/w3511782/Control_de_procesos/Unidades_files/apuntes_10-11.pdf [Consulta: 10 de junio de 2016].

- Association of Occupational Therapists of Ireland. (2010). *Topical wound oxygen therapy (two) single-use sacral unit*. Recuperado de <https://aotinc.net/wp-content/uploads/2013/12/TWO2-Clinical-Evidence-Overview-Dec-2015.pdf> <https://aotinc.net/wp-content/uploads/2013/12/TWO2-Clinical-Evidence-Overview-Dec-2015.pdf> [Consulta: 13 de febrero de 2015].
- Association of Occupational Therapists of Ireland. (2016). *Reusable extremity systems*. Recuperado de <https://aotinc.net/products/reusable/> [Consulta: 16 de septiembre de 2017].
- Baromedical. (2014). *Hyperbaric chamber technology explained*. Recuperado el 27 de abril de 2015, de <http://baromedical.ca/hyperbaric-chamber-technology.php> [Consulta: 27 de abril de 2016].
- Biotechnomedica. (2011, octubre 17). *Explicación Génesis I*. Recuperado de <https://www.youtube.com/watch?v=r93ISwBkHgz&t=13>
- Biotechnomedica. (2014a). *Cámaras hiperbáricas monoplaza modelo génesis*. Recuperado de http://biotechnomedica.com/index.php?option=com_content&view=article&id=24%3Acamaras-hiperbaricas-monoplaza-modelo-genesis&catid=6%3Acamaras&Itemid=13 [Consulta: 26 de abril de 2015].
- Biotechnomedica. (2017). *Inhalación de 15 veces más oxígeno en cámara monoplaza Biotechnomédica*. Recuperado de <http://biotechnomedica.com/> [Consulta: 14 de septiembre de 2017].
- Blanchfield, Deidre. (2017). *Oxygen tank*. Recuperado de <http://www.madehow.com/Volume-7/Oxygen-Tank.html> [Consulta: 12 de agosto de 2017].
- Bunchmann, Isidor. (2017). BU-403: *Charging lead acid*. Recuperado de http://batteryuniversity.com/learn/article/charging_the_lead_acid_battery [Consulta: 3 de agosto de 2017].
- Bürkert. (2007) *2/2-Way Proportional Valve Low-Δp*. Recuperado el 11 de noviembre de 2014, de http://www.process-controls.com/Burlington_Pump/bp_pdf/Burkert/DS6024-Standard-US-EN.pdf [Consulta: 3 de agosto de 2017].
- CGA 870. (2017). Recuperado de <http://www.1800wheelchair.com/product/cga-870-oxygen-regulator-0-15-lpm-barb-outlet/> [Consulta: 14 de agosto de 2017].
- Chugh, Ankit. (2017). *ASME boiler and pressure vessel code*. Recuperado el 12 de noviembre, de http://www.pipingguide.net/2012/03/asme-boiler-and-pressure-vessel-code.html#disqus_thread [Consulta: 12 de noviembre de 2017].
- Cleanroom Technology. (2012). *Cutting corners reduces hibernation of bacteria in clean rooms*. Recuperado de https://www.cleanroomtechnology.com/news/article_page/Cutting_Corners_reduces_hibernation_of_bacteria_in_cleanrooms/82066 [Consulta: 17 de marzo de 2017].

- Colegio Médico del Perú. (2017). *Manejo multidisciplinario de pie diabético*. Recuperado de <http://cmp.org.pe/wp-content/uploads/2017/08/CursoPreCongreso-PieDiabetico.pdf> [Consulta: 20 de agosto de 2017].
- Comer, Mike. (2011). *Hyperbaric chambers, should you buy your own?* Recuperado de <https://www.thewca.com/blog/201106/hyperbaric-chambers-should-you-buy-your-own> [Consulta: 14 de setiembre de 2017].
- Compañía Peruana de Estudios de Mercados y Opinión Pública. (2017). *Perú: Población 2017*. Recuperado el 19 de noviembre 2017, de http://cpi.pe/images/upload/paginaweb/archivo/26/mr_poblacion_peru_2017.pdf [Consulta: 19 de setiembre de 2017].
- Cooperative Institute Meteorological Satellite Studies. (2017). *What is matlab?* Recuperado de <http://cimss.ssec.wisc.edu/wxwise/class/aos340/spr00/whatismatlab.htm> [Consulta: 11 de noviembre de 2017].
- Copeland, Karen, & Pruvit, Angie. (2017). A retrospective chart review of chronic wound patients treated with topical oxygen therapy. Recuperado de <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5421512/> [Consulta: 13 de setiembre de 2017].
- Cypress Semiconductor Corporation. (2011). *Top 10 emc design considerations*. Recuperado el 3 de noviembre 2016, de <http://www.cypress.com/file/106951/download> [Consulta: 13 de noviembre de 2017].
- Danfoss. (2010). *Proportional Solenoid Valve, type ev260b 6b – 20b without signal converter*. Recuperado de http://files.danfoss.com/technicalinfo/dila/04/IC.PD.200.O5.02_EV260B.pdf [Consulta: 2 de marzo de 2016].
- Danfoss. (2015). *Válvulas solenoides proporcionales servo-accionadas de 2 vías*. Recuperado de http://files.danfoss.com/technicalinfo/dila/04/IC.PD.200.O5.05_EV260B.pdf [Consulta: 2 de marzo de 2016].
- Das, Apurba. (2012). *Signal Conditioning* (1era ed.). Dordrecht: Springer.
- Derk, Francis, & Griffiths, Mike. (2013). *The use of topical wound oxygen in a complicated post-surgical transmetatarsal amputation with incision and drainage of the foot*. Recuperado de <https://www.slideshare.net/EWMA/ep463-2> [Consulta: 2 de marzo de 2017].
- Devaraj y Srisakthi. (2014). *Hyperbaric Oxygen Therapy – Can It Be New Era in Dentistry?* Recuperado de <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3972582/> [Consulta: 5 de mayo de 2017].
- Ecprojects. (2014, enero 8). *What is an operational amplifier (op-amp) -ec-projects*. Recuperado de <https://www.youtube.com/watch?v=DmylrqSD3aA>

- EeAcademy. (2015, octubre 11). *Op-amp inverting y non-inverting amplifier, op-amp buffer circuit (w subtitles)*. Recuperado de <https://www.youtube.com/watch?v=v6-0TZMsQ4>
- Federación Internacional de Diabetes. (2013). *Atlas de la diabetes de la FDI*. Recuperado de http://www.idf.org/sites/default/files/SP_6E_Atlas_Full.pdf [Consulta: 20 de julio de 2015].
- Festo. (2014). *Directional Control Valves: 5/3-way proportional valve, direct actuated*. Recuperado de <http://www.festo-didactic.com/int-en/services/symbols/fluid-power-pneumatics/valves/directional-control-valves-5-3-way-proportional-valve,directactuated.htm?fbid=aW50LmVuLjU1Ny4xNy4zMjQ4LjY1OTk> [Consulta: 7 de noviembre de 2014].
- Fischer, Boguslav. (1977). *Low pressure hyperbaric chamber*. Recuperado de <https://patents.google.com/patent/US4003371> [Consulta: 14 de febrero de 2015].
- Food and Drug Administration. (2011). *Guidance for industry and FDAstaff – class ii special controls guidance document: topical oxygen chamber for extremities*. Recuperado de <https://www.fda.gov/downloads/MedicalDevices/DeviceRegulationandGuidance/GuidanceDocuments/UCM252364.pdf> [Consulta: 12 de julio de 2017].
- Food and Drug Administration. (2012). *Code of regulations*. Recuperado de <https://www.gpo.gov/fdsys/pkg/CFR-2012-title21-vol8/pdf/CFR-2012-title21-vol8.pdf> [Consulta: 8 de junio de 2017].
- GAGE CRIB WORLDWIDE. (2013). *Rp vs. G British standard pipe parallel*. Recuperado el 16 de mayo de 2015, de <http://www.ring-plug-thread-gages.com/ti-bs-Rp-vs-G.htm> [Consulta: 14 de febrero de 2015].
- García, Eduardo. (2008). *Compilador c, ccs y simulador Proteus para microcontroladores PIC* (1era ed.). Ciudad de México: Alfaomega. [Consulta: 14 de febrero de 2015].
- García, Francisco, Pancorbo, Pedro, Verdú, José, Soldevilla Javier, Rodríguez, Manuel, Gago, Manuel...Rueda, Justo. (2007). *Eficacia de los productos para el tratamiento de las úlceras por presión: una revista sistemática con meta-análisis*. Recuperado de http://scielo.isciii.es/scielo.php?script=sci_arttext&pid=s1134-928x2007000100006 [Consulta: 3 de setiembre de 2014].
- Gordillo, Gayle, & Sen, Chandan. (2003). *Revisiting the essential role of oxygen in wound healing*. Recuperado de <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12946829> [Consulta: 6 de julio de 2016].
- GrupoInit. (2016). *Software craftsmanship init services*. Recuperado de <http://theinit.com/2016/06/software-craftsmanship-init-services/> [Consulta: 29 de setiembre de 2017].

- Guíasalud. (2008). *Guía práctica clínica sobre diabetes tipo 2*. Recuperado de http://www.guiasalud.es/egpc/diabetes/completa/apartado11/pie_diabetico.html [Consulta: 3 de mayo de 2015].
- GWR Medical Inc. (2017a). *TO2 Topical oxygen therapy for non-healing wounds*. Recuperado de <http://www.topicaloxygen.com/> [Consulta: 13 de septiembre de 2017].
- GWR Medical Inc. (2017b). *Success stories*. Recuperado de <http://www.topicaloxygen.com/success-stories> [Consulta: 13 de septiembre de 2017].
- Heeger, David. (2007). *Linear systems theory*. Recuperado de <http://www.cns.nyu.edu/~david/handouts/linear-systems/linear-systems.html> [Consulta: 1 de junio de 2017].
- Heng, Madalene. (1993). *Topical Hyperbaric Therapy for Problem Skin Wounds*. Recuperado de <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8349920> [Consulta: 10 de octubre de 2015]
- Instituto Nacional de Estadística e Informática. (2017). *Evolución de la pobreza monetaria en el Perú, 2016*. Recuperado de https://www.inei.gob.pe/media/cifras_de_pobreza/evolucion-de-la-pobreza-2016-10-de-mayo-presentacion.pdf [Consulta: 3 de septiembre de 2017].
- International Organization for Standardization. (2008). *Fluid power systems and components*. Recuperado de <https://www.iso.org/obp/ui/#iso:std:iso:5598:ed-2:v1:en> [Consulta: 18 de noviembre de 2014].
- JN ACEROS. (2017). *Acero inoxidable y titanio en implantes quirúrgicos*. Recuperado de <http://www.jnaceros.com.pe/blog/acero-inoxidable-titanio-implantes-quirurgicos/> [Consulta: 18 de noviembre de 2017].
- Kanagaraj, N., & Sivashanmugam, Palani. (2006). *An embedded fuzzy controller for real time pressure control*. Recuperado de <https://ieeexplore.ieee.org/document/4237834/> [Consulta: 5 de julio de 2018].
- Keim, Robert. (2016). *Turn your PWM into a DAC*. Recuperado de <https://www.allaboutcircuits.com/technical-articles/turn-your-pwm-into-a-dac/> [Consulta: 4 de junio de 2017].
- Kemper, Guillermo. (2014). *Presentación PowerPoint del curso procesamiento digital de imágenes y señales*. Lima: universidad peruana de ciencias aplicadas.
- Kuo, Benjamin. (1996). *Sistemas de control automático*. México: Prentice Hall Hispanoamericana.
- Leach, Richard, Rees, P., y Wilmshurst, Peter. (1998). *ABC of oxygen*. Recuperado de <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1114115/> [Consulta: 3 de marzo de 2016].

- Madeyski, Paolo. (2017a). *Cámara normobárica*. Recuperado de <http://www.cameramadeyski.it/es/ulcosan-new/>[Consulta: 13 de setiembre de 2017].
- Madeyski, Paolo. (2017b). *Ulcosan new 2*. Recuperado de <http://www.cameramadeyski.it/en/product/ulcosan/>[Consulta: 16 de setiembre de 2017].
- Madeyski, Paolo. (2017c). *Normobarica chamber*. Recuperado de <http://www.cameramadeyski.it/en/ulcosan-new-or-normobaric-madeyski-chamber/>[Consulta: 16 de setiembre de 2017].
- Maguiña, Ciro. (2002). *Actualización de terapia con oxígeno hiperbárico*. Recuperado de http://sisbib.unmsm.edu.pe/bvrevistas/fofia/vol13_n3_2002/terapia_oxigeno.htm[Consulta: 29 de abril de 2015].
- Mazzone, Virginia. (2002). *Controladores PID*. Recuperado de <http://www.eng.newcastle.edu.au/~jhb519/teaching/caut1/Apuntes/PID.pdf>[Consulta: 2 de noviembre de 2014].
- Medical Necessity Criteria Committee. (2017). *Necessity criteria hyperbaric oxygen therapy*. Recuperado de https://www.modahealth.com/pdfs/med_criteria/HyperbaricOxygen.pdf[Consulta: 12 de noviembre de 2017].
- Medequip Depot. (2015). *6060 Hudson rci – teleflex gasket, 3100 humid (10/pkg), 10/cs*. Recuperado de <http://www.medequipdepot.com/6060-hudson-rci-teleflex-gasket-3100-humid-10-pkg-10-cs/>[Consulta: 12 de mayo de 2015].
- Microchip. (2017). *MPLAB X Integrated development environment (ide)*. Recuperado de <http://www.microchip.com/mplab/mplab-x-ide>[Consulta: 15 de setiembre de 2017].
- Mutluoglu, Mesut, Cakkalkurt, Aslican, Uzun, Gunalp, & Aktas, Samil.(2014). *Topical oxygen for chronic wounds: A pro/con debate*. Recuperado de <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4495745/#>[Consulta: 13 de setiembre de 2017].
- National Fire Protection Association. (2017). *All about fire*. Recuperado de <http://www.nfpa.org/News-and-Research/News-and-media/Press-Room/Reporters-Guide-to-Fire-and-NFPA/All-about-fire>[Consulta: 8 de setiembre de 2017].
- National Semiconductor. (1998). *Adjustable regulators*. Recuperado de <http://www.htmldatasheet.com/nsc/lm150k.htm>[Consulta: 13 de setiembre de 2015].
- Nezami, Mohammad. (2017). *The physiology of hyperbaric oxygen therapy*. Recuperado de http://www.medhyperbaric.com/Physiology_of_Hyperbaric.html[Consulta: 9 de agosto de 2017].

- Núñez, Fernando. (2007). *Acciones de control*. Recuperado de http://catarina.udlap.mx/u_dl_a/tales/documentos/lep/nunez_e_f/capitulo1.pdf [Consulta: 2 de setiembre de 2017].
- Ogata, Katsuhiko. (2010). *Ingeniería de control moderna* (5ª ed.). Madrid: pearson educación S.A.
- Parker Hannifin Corp. (2013). *Válvulas eléctricas proporcionales*. Recuperado de 2014, de <http://ph.parker.com/mx/es/electric-proportional-valves> [Consulta: 5 de noviembre de 2014].
- Patrick JMT. (2008, agosto 30). *The definite integral – understanding the definition*. Recuperado de <https://www.youtube.com/watch?v=LkdodHMcBuc>
- Proakis, John, & Manolakis, Dimitris. (2007). *Tratamiento digital de señales* (4ª ed.). Madrid: Pearson S.A.
- PQS Technology. (2008). *Proportional directional control valve dn06*. Recuperado de <http://pqstechnology.cz/en/directional-control-valves/proportional/proportional-directional-control-valve-dn06> [Consulta: 7 de noviembre de 2014].
- Rodriguez, Paola, Felix, Frances, Woodley, David, & Shim, Elisabeth. (2008). The role of oxygen in wound healing a review of the literature. Recuperado de <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18513296> [Consulta: 10 de septiembre de 2016].
- Rootmath. (2011, junio 24). *2.1 – Definition of the derivative*. Recuperado de <https://www.youtube.com/watch?v=ynxQukKwl-Y>
- Sami, Mohammed, & Visioli, Antonio. (2013). *Digital Control Engineering* (2nd ed.). Waltham: Elsevier Inc.
- Sarce, Renato. (2011). *Neumática proporcional*. Recuperado de <https://renatosarce.files.wordpress.com/2011/11/cap8-neumatica-proporcional.pdf> [Consulta: 14 de noviembre de 2014].
- Sechrist. (2010). *Our history*. Recuperado de <http://www.sechristusa.com/our-history.html> [Consulta: 21 de marzo de 2015].
- Spyropoulos, George. (2017). *2nd order system*. Recuperado de <http://www.ee.surrey.ac.uk/Projects/CAL/control/2ndOrderSys.htm> [Consulta: 4 de julio de 2017].
- Superintendencia Nacional de Salud. (2015). *Listado de establecimientos registrados en el RENIPRESS*. Recuperado de <http://app20.susalud.gob.pe:8080/registro-renipress-webapp/listadoEstablecimientosRegistrados.htm?action=mostrarBuscar#no-back-button> [Consulta: 13 de abril de 2016].

- Tawfick, Wael, & Sultan, Sherif. (2012). *Technical and clinical outcome of topical wound oxygen in comparison to conventional compression dressings in the management of refractory nonhealing venous ulcers*. Recuperado de <https://aotinc.net/wp-content/uploads/2013/12/TWO2-Clinical-Evidence-Overview-Dec-2015.pdf> [Consulta: 16 de setiembre de 2017].
- Techtrixinfo. (2014, mayo 15). *Animation / How schematic symbols for control valves is derived / How 3 position 4 port valve works*. Recuperado de <https://www.youtube.com/watch?v=yIot4shcOkE&index=4&list=PLq2kznAOMEX83SUOdZ5xnSZvVif6qiekh>
- Texas Instruments. (2009). *Precision voltage-to-current converter/transmitter*. Recuperado de <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/xtr110.pdf> [Consulta: 12 de mayo de 2015].
- Thackham, Jennifer, Sean, McElwain, & Long, Robert. (2008). *The use of hyperbaric oxygen therapy to treat chronic wounds: A review*. Recuperado de <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18471250> [Consulta: 5 de noviembre de 2017].
- Trivedi, Aditya. (2016). *Does charging phone slowly affect battery life?* Recuperado de <https://www.quora.com/Does-charging-phone-slowly-affect-battery-life> [Consulta: 3 de julio de 2015].
- UCprojects. (s.f.). *Difference between interfacing character 16x2 lcd in 4-bit and 8-bit mode with microcontroller*. Recuperado de <https://www.microcontroller-project.com/lcd-in-4-bit-mode-and-8-bit-mode.html> [Consulta: 27 de julio de 2016].
- Universidad Nacional de Tucumán. (2014). *Control de procesos*. Recuperado de http://www.herrera.unt.edu.ar/controldeprocesos/tema_3/tp3a.pdf [Consulta: 3 de noviembre de 2014].
- University of California San Francisco. (2013). *Diameter index safety systems (diss)*. Recuperado de <http://aam.ucsf.edu/article/diameter-index-safety-system-diss> [Consulta: 13 de mayo de 2015].
- Van den Broeck, Christian. (2007). *Introduction to LCD programming*. Recuperado de <http://www.8052mcu.com/tutlcd2.php> [Consulta: 4 de diciembre de 2015].
- Vignoni, José. (2005). *Válvulas de control*. Recuperado de http://www.ing.unlp.edu.ar/electrotecnia/procesos/apuntes/Valvulas_de_control.pdf [Consulta: 14 de noviembre de 2014].
- W2aew. (2013a, enero 26). #75: *Basics of op-amp circuits - a tutorial on how to understand most op-amp circuits*. Recuperado de <https://www.youtube.com/watch?v=K03Rom3Cs28>
- W2aew. (2013b, marzo 28). #85: *Basics of r2r ladder DAC / digital analog conversion, tutorial r-2r DAC thevenin superposition*. Recuperado de <https://www.youtube.com/watch?v=AulX1OM7RwE&t=499s>

- Wang, Peter. (2007). *Effective use of filter capacitors to clean up voltage source signals in portable consumer designs*. Recuperado de <http://www.embedded.com/design/real-time-and-performance/4007179/1/Effective-use-of-filter-capacitors-to-clean-up-voltage-source-signals-in-portable-consumer-designs> [Consulta: 7 de diciembre de 2016].
- Wayne, Bequette. (2002). *Process control: understanding dynamic behavior*. Recuperado de <http://www.informit.com/articles/article.aspx?p=32090&seqNum=11> [Consulta: 17 de mayo de 2017].
- WIKAI. (2018). *Liquid-filled pressure guage: protection against vibrations, pulsation and pressure spikes*. Recuperado de https://www.wika.us/solutions_common_uses_liquid_filled_gauges_en_us.WIKA [Consulta: 20 de mayo de 2018].
- Wren, James. (2008). *What are db, noise floor y dynamic range?* Recuperado de <http://blog.prosig.com/2008/04/14/what-is-db-noise-floor-dynamic-range/> [Consulta: 8 de agosto de 2017].