

EL OXÍGENO HIPERBÁRICO,



una terapia médica con futuro

The hyperbaric oxygen, a medical therapy with future

Carlos Perez-Vidal
José María Sabater-Navarro
Nicolás García-Aracil
Eduardo Fernández-Jover

Dr. en Tecnologías Industriales
Dr. Ingeniero Industrial
Dr. Ingeniero Industrial
Dr. en Medicina

Universidad Miguel Hernández
Universidad Miguel Hernández
Universidad Miguel Hernández
Universidad Miguel Hernández

Recibido: 29/05/09 • Aceptado: 19/10/09

ABSTRACT

- Nowadays hyperbaric medicine is not very widespread, due to the small number of hospitals, qualified for this kind of therapy on two basic points of view: equipment and specialized staff.
- This trend is being corrected progressively, by installing new cameras and by renewing the old ones: that entails the need for automating them and applying new techniques of monitoring and control.
- This fact could open a whole field of job opportunities for engineering, that should not be ignored.
- This paper begins with an introduction about hyperbaric medicine, then presents the automation of a research chamber (animal and celular), whose aim has been extrapolating the electronic control system and applying to a chamber for humane treatment.
- This process is performed paying special attention to the system reliability.
- Also, a large number of experiments have been done to validate the entire system, from the sensors and actuators' robustness to the control algorithms and medical protocols.
- **Keywords:** Hyperbaric medicine, decentralized control and automation, reliability of the hyperbaric chambers control.

RESUMEN:

La medicina hiperbárica no es muy común en la actualidad debido al escaso número de hospitales preparados para realizar este tipo de terapia en dos aspectos fundamentales, el equipamiento y el personal especializado.

Esta tendencia se está corrigiendo progresivamente instalando nuevas cámaras y renovando las obsoletas ya existentes, lo que deriva la necesidad de automatizar las mismas y aplicar las actuales técnicas de monitorización y control. Esto abre todo un campo de posibilidades de trabajo para diferentes especialidades de la ingeniería, que no conviene ignorar.

El presente artículo comienza haciendo una introducción a la medicina hiperbárica para, a continuación, presentar la automatización de una cámara de investigación animal (y celular) sobre la cual se ha trabajado para extrapolar el sistema electrónico de control para aplicarlo a una cámara para tratamiento humano, haciendo especial hincapié en la fiabilidad de su funcionamiento.

También se han realizado gran cantidad de experimentos para validar todo el sistema, desde la robustez de los sensores y actuadores hasta los algoritmos de control y protocolos médicos.

Palabras clave: Medicina hiperbárica, control y automatización descentralizada, fiabilidad en el control de cámaras hiperbáricas.

1. INTRODUCCIÓN

La medicina hiperbárica, también conocida como terapia con oxígeno hiperbárico (TOH) o *hyperbaric oxygen (HBO) therapy*, es el uso médico del oxígeno a presiones por encima de la presión atmosférica.

Esta disciplina es conocida desde hace décadas pero la investigación actual dedica pocos recursos a su desarrollo y aunque existe una gran cantidad de cámaras hiperbáricas, éstas escasamente se utilizan, debido a la poca formación del personal y a lo obsoleto de las mismas.

La mayor parte de estas cámaras hiperbáricas están controladas por auxiliares médicos que aplican

tratamientos siguiendo patrones o perfiles de presurización y despresurización de forma manual, con la consiguiente ausencia de repetibilidad en las sesiones que reciben los pacientes.

Para algunos tratamiento de las dolencias descritas en este artículo, la práctica general descrita (manual) es perfectamente válida, pero en los casos en los que se desean realizar tratamientos repetitivos, el control manual queda descartado completamente, teniendo que recurrir a la automatización del sistema para alcanzar la deseada precisión y repetibilidad.

Algunos casos evidentes de necesidad de experimentos controlados pueden ser la validación de diferentes tratamientos experimentales (como es el caso [1]) o el seguimiento de perfiles complejos de presurización/despresurización. En cualquier caso, se ha de monitorizar la humedad relativa y la temperatura, lo que requiere la existencia de un ayudante para el operador de cámara.

Tradicionalmente estas aplicaciones médicas han sido realizadas mayoritariamente por titulados de especialidades de Ciencias Físicas, estando los titulados de Ingeniería perfectamente capacitados para la realización de estas tareas que en la actualidad sufren un incremento notable de demanda y que no se deben dejar escapar como salida profesional por los titulados y las empresas de Ingeniería Industrial.

Es por ello que en este artículo se describe la automatización y el control de una pequeña cámara hiperbárica de 200 litros de volumen dedicada a la investigación en oxigenoterapia hiperbárica en animales y cultivos celulares, ubicada en el *Instituto de Bioingeniería* de la *Universidad Miguel Hernández* en **Elche**.

Con las pruebas y test obtenidos en este sistema experimental se pretende establecer una recomendación de partida para modernizar las antiguas cámaras hiperbáricas para tratamiento humano que existen en la actualidad (sobre todo cámaras hiperbáricas monoplasma).

TRASFONDO CLÍNICO, ¿QUÉ ES LA OXIGENOTERAPIA?

El tratamiento con oxígeno hiperbárico es un tipo de terapia no invasiva. El paciente respira una concentración de oxígeno mucho más alta de la normal mientras permanece en una cámara presurizada a una presión mayor que la presión atmosférica habitual. El proceso involucra la administración de oxígeno sistémico a presiones dos o tres veces superiores a la atmosférica. La ventaja del tratamiento con oxígeno hiperbárico radica en la factibilidad que presenta el plasma sanguíneo (que es el líquido donde flotan los glóbulos rojos) de permitir la dilución del oxígeno, incrementando de diez a quince veces la concentración de este elemento, lo que produce un incremento cuatro veces mayor de difusión de oxígeno desde los capilares funcionales a las células, independientemente de que el nivel de oxígeno llevado por la hemoglobina de los glóbulos rojos permanezca igual. Entre los efectos beneficiosos de la terapia hiperbárica con oxígeno destacan [2]:

- La revitalización y neo-vascularización de las células, en especial de las lejanas a los capilares afectadas por hipoxia.
- La acción antimicrobiana, la terapia con oxígeno hiperbárico produce inhibición e inactivación de las toxinas en infecciones por *Clostridium perfringens* (gangrena gaseosa), a la vez que elimina bacterias anaeróbicas. Favorece la fagocitosis y la lisis oxidativa de los leucocitos. Potencia la actividad de los aminoglucósidos. Tiene un efecto postantibiótico prolongado cuando se lo combina con tobramicina para combatir la *Pseudomona aeruginosa*.
- Efecto vasoconstrictor y antiinflamatorio: produce constricción vascular con lo que se evita la extravasación de líquidos desde los capilares, disminuyendo los edemas. Lo singular es que este efecto se establece sin hipoxia.
- Efecto de presión directa, se fundamenta en la Ley de Boyle: a mayor presión, menor volumen de un gas, sea intravascular o libre. Así se justifica el tratamiento con oxígeno hiperbárico en la enfermedad por descompresión y embolismo gaseoso, casi siempre asociada al buceo, provocada por burbujas de nitrógeno, que se verían reducidas y disueltas por la simple presurización.

No cabe duda del efecto benéfico de la terapia en las siguientes enfermedades [3]:

- Embolismo aéreo.
- Anemia aguda por pérdida de sangre.
- Intoxicación por monóxido de carbono.
- Intoxicación por cianuros.
- Enfermedad descompresiva.
- Gangrena gaseosa.
- Pyoderma gangrenosum - Ulcera de Melaney.
- Injerto de tejidos.
- Inhalación de humos.

ESTADO DE LA TÉCNICA

La fabricación de cámaras hiperbáricas es una actividad desarrollada desde hace más de medio siglo, los fabricantes construyen cámaras plenamente fiables, además en el caso de las cámaras dedicadas a uso humano tienen que pasar unas severas pruebas de homologación antes de su puesta en servicio. En cuanto a la automatización, apenas unos pocos fabricantes (como Hiper-Tech [8]) comercializan sistemas de control automático de la presión en las cámaras, mientras, prácticamente en la totalidad de las mismas, el control se suele realizar mediante un operador que actúa manualmente sobre las válvulas.

Las cámaras para oxigenoterapia se pueden dividir en dos grandes grupos, las monoplasa y las multiplaza.

Las cámaras multiplaza se sitúan generalmente en hospitales y en ellas, y, como su propio nombre indica, hay cabida para varias personas. Se suelen presurizar con aire comprimido de alta pureza. A su vez, los pacientes respiran oxígeno 100% a través de máscaras tipo aviadador. De esta forma se consigue el mismo efecto que si la cámara estuviese presurizada con oxígeno, salvo las molestias propias que implica que el paciente lleve la máscara.

Las cámaras más completas constan de varias salas: quirófano, pasos para alimentos, pre-cámaras de presurización, sistemas de aire acondicionado y calefacción, así como medidas de seguridad para la extinción de incendios; por otro lado permiten la presencia de personal médico durante los tratamientos, ventaja muy apreciada dentro del sector sanitario. Un ejemplo de este tipo de cámaras es la existente en el Hospital Perpetuo Socorro de Alicante [9].

En las monoplasa solo cabe una persona, por lo tanto hace inviable cualquier intervención sobre el paciente durante el tratamiento (como por ejemplo ponerle una vía). En el pasado estas cámaras se presurizaban con oxígeno, lo que ha dado lugar a aislados casos de accidente por ignición. Su coste y necesidades de espacio son menores, el paciente debe estar tumbado, por lo que es habitual que se sienta menos cómodo.

También existen cámaras no orientadas a humanos, ya sean para tratamientos veterinarios [10], o, como la objeto de este artículo, para fines de investigación y/o experimentación animal/celular.

En cuanto a la monitorización de la calidad del aire, la determinación de la presión y temperatura en el interior de las cámaras no plantea ningún problema, ya que existen infinidad de fabricantes que comercializan sensores para estas condiciones, no obstante determinar la concentración de los gases y humedad relativa es más complejo, ya que la variación de presión afecta directamente a las variaciones físico-químicas empleadas para determinar las concentraciones de los gases. En el mercado se pueden encontrar algunos fabricantes (como Teledyne [11] y Analox [12]), que comercialicen soluciones instrumentadas para determinar dichas concentraciones.

Al automatizar el proceso, el sistema de control se ocupa de reproducir el perfil programado con gran precisión, así como de registrar todas las medidas de forma automática, como se puede ver en este artículo.

2. TOXICIDAD DE LOS GASES EN ENTORNOS HIPERBÁRICOS

El aire es una mezcla de diferentes gases que pueden actuar o modificar su comportamiento de modo individual en función de los cambios de presión [4]. Dependiendo de la presión parcial a que se respiren, pueden ocasionar diversas alteraciones. En los rangos de presiones empleados en las cámaras hiperbáricas pueden ocasionar problemas el N₂ y el O₂:

- Narcosis por nitrógeno [5]

Conocida como narcosis o borrachera de las profundidades. El nitrógeno tiene efecto tóxico cuando se respira a una presión parcial de 3.95 ATA (atmósferas absolutas), lo que ocurre respirando aire a una presión de 5 ATA (5 ATA x 0.79). En

los experimentos médicos que se realizan actualmente en el *Instituto de Bioingeniería* no se produce este efecto, debido a que los tratamientos son con 10% de oxígeno.

- Intoxicación por Oxígeno [6]

El oxígeno puede empezar a tener efectos tóxicos cuando su presión parcial alcanza los 1.8 ATA, si bien existen tablas que tabulan el tiempo de exposición permitido en función de la presión parcial. Esa presión se alcanza:

- Respirando oxígeno puro a 1.8 ATA ó
- Empleando aire a 9 ATA (9 ATA x 0.21= 1.89 ATA)

Puede manifestarse como:

- Intoxicación aguda (efecto **Paul Bert**), la hiperoxia produce afectación neurológica y la clínica es similar a una crisis convulsiva de tipo epiléptico. El tratamiento consiste en retirar al paciente del ambiente hiperóxico y vigilar que las convulsiones no produzcan lesiones traumáticas o compromiso respiratorio.
- Intoxicación crónica (efecto **Lorrain-Smith**), por presión parcial de oxígeno superior a la atmosférica y mantenida durante horas. Produce alteración pulmonar con síntomas de afectación respiratoria-neumonía

irritativa. Su aparición limita el empleo de oxígeno puro o de mezclas enriquecidas, en función de las horas de exposición.

Esto afecta a los tratamientos, que según [1] han de ser de 15 minutos de presurización lineal, 60 minutos de valle a 2.2 ATA y 15 minutos de despresurización lineal.

3. RIESGO DE INCENDIO EN AMBIENTES SOBREOXIGENADOS

El oxígeno es un elemento “comburente”, y como tal, en su presencia tiene lugar la combustión, cuyas condiciones para su iniciación y mantenimiento están determinadas por el denominado triángulo del fuego [7].

El oxígeno se encuentra en la atmósfera en una proporción, en volumen, del 21%, y con dicho porcentaje, si las condiciones son adecuadas, se puede iniciar y mantener la combustión de muchos materiales. Ahora bien, a medida que la concentración de oxígeno va aumentando, la situación se vuelve más crítica, y a partir de concentraciones en el aire superiores al 25%, muchos materiales pueden arder, incluso algunos de ellos con carácter explosivo. Por otro lado, cuando el oxígeno se encuentra a presión, el riesgo se acrecienta, ya que la presión juega un papel importante al aumentar la velocidad de la reacción de combustión.

En caso de incendio las consecuencias también son mayores, debido a que se desprende más calor durante la combustión de los materiales.

Por lo tanto es necesario ser muy cuidadosos a la hora de seleccionar los materiales a emplear para minimizar o eliminar el riesgo de ocasionar un incendio, de forma que la posibilidad de que éste se produzca sea baja.

A nivel práctico se han seleccionado todos los sensores y actuadores especiales para uso en ambiente enriquecido de oxígeno, y todos los materiales utilizados son ignífugos.

4. MATERIALES Y MÉTODOS

Este apartado se divide en Materiales (elementos utilizados en el desarrollo) por una parte y en Métodos (procedimiento seguido en el trabajo) por otra.

4.1. MATERIALES

4.1.1. Cámara hiperbárica

La cámara hiperbárica utilizada está fabricada por *Iberco* [13] (modelo IB-45, de 200 litros de capacidad) en chapa de acero de 6mm de espesor y está originalmente controlada por medio de válvulas manuales para la presurización y despresurización; está dotada de : manómetro analógico escalado hasta 12 ATA, indicador de caudal de entrada, válvula de seguridad calibrada a 5 ATA (se abre de forma automática cuando se llega a esta presión), ventanillas de metacrilato transparentes para visualización del interior, dos compuertas ovaladas de acceso y numerosos pasamuros para cableado, canalizaciones y sensores (ver Fig. 1). Su peso aproximado es de unos 80 kg y las medidas exteriores son

126.7cm (largo) x 87.7cm (alto) x 42.2cm (ancho) contando los elementos adicionales de la parte superior y las patas.

La manipulación de la cámara requería de la intervención de un experto operador. El hecho de que el control sea manual dificulta la repetibilidad de los experimentos y no es posible la obtención de detallados registros de las condiciones en su interior, lo que dificulta el uso de nuevos tratamientos.

4.1.2. Software de desarrollo, *LabVIEW*®

LabVIEW [14] constituye un sistema de programación gráfica para aplicaciones que involucren adquisición, control, análisis y presentación de datos. Las ventajas que proporciona el empleo de *LabVIEW* se resumen en las siguientes:

- Se reduce el tiempo de desarrollo de las aplicaciones en comparación con plataformas de tipo C++, ya que es gráfico, intuitivo y relativamente fácil de utilizar.
- Disponibilidad de gran cantidad de librerías para el procesamiento de datos y señales, incluyendo almacenaje y conectividad.

La Fig. 2 muestra el flujograma del funcionamiento de la aplicación. En ella se puede observar los modos de funcionamiento “manual” y “automático” junto con las transiciones entre ellos. El diseño de este flujograma se ha realizado en colaboración con el personal especializado de *Medibarox* [9] para conseguir un comportamiento lo más parecido posible a los paneles de control de las cámaras reales.

4.1.2. Tarjeta de adquisición de datos

La tarjeta utilizada en este sistema es la *National Instruments*® NI-USB-6008, que establece el nexo de unión entre el PC industrial y su entorno. La elección de dicha tarjeta ha venido determinada por su número de entradas/salidas y por su conectividad. Su conexión USB garantiza la integración en un armario eléctrico de control y el ser de bajo coste permite contener el gasto de duplicar todos los sistemas electrónicos críticos (hay que tener en cuenta que por fiabilidad todos los elementos cruciales para el funcionamiento son duplicados para reducir las repercusiones de un posible fallo).

Las válvulas son un elemento fundamental de la aplicación: de su diámetro y geometría depende, entre otros factores, el caudal de aire introducido en la cámara y por lo tanto la velocidad de presurización



Fig. 1: Cámara hiperbárica de investigación animal/celular

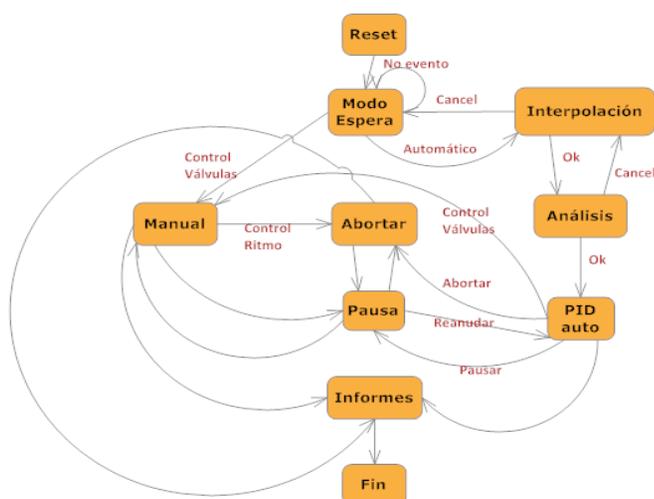


Fig. 2: Segmento de código de programa realizado con LabVIEW®

4.1.3. Sensor de presión

El sensor de presión utilizado es del fabricante *Aplisens*®, concretamente el modelo PCE-28 con salida de 4-20mA para poder detectar el posible fallo del cable. Como sensor de presión redundante se utiliza un *ADZ-Nagano*® [15], en concreto el modelo ADZ-S-10, el cual también cuenta con salida de corriente de 4-20mA.

4.1.4. Sensor de temperatura y humedad

La medida de temperatura y humedad se realiza con un sensor mixto del fabricante *Status*®, en concreto con el modelo SEM165, especial para su utilización en cámaras hiperbáricas.

Este sensor no está duplicado, debido a que un fallo en el mismo no influye en la integridad de las personas o de las instalaciones, sino solamente en el nivel de confort y en el registro de datos.

4.1.5. Sensores de O₂

El sistema completo dispone de dos sensores de oxígeno no redundantes.

El primero está instalado en el laboratorio donde se encuentra la cámara y sirve para detectar un posible escape de oxígeno, que podría ser perjudicial para el personal sanitario: se trata del modelo EC-24 de la marca GIG®.

El segundo sensor de oxígeno se encuentra en el interior de la cámara y realiza la lectura de concentración parcial de O₂ gracias a una canalización realizada al efecto. El elemento de medida utilizado es el 100HYP de *Analox*®. Este elemento se conecta directamente a la tarjeta NI-USB-6008 utilizada mediante el conector tipo *jack* que dispone en su lateral derecho.

4.1.6. Válvulas

Las válvulas son un elemento fundamental de la aplicación: de su diámetro y geometría depende, entre otros factores (ver [16]), el caudal de aire introducido en la cámara y por lo tanto la velocidad de presurización. Una especificación fundamental, que debe cumplir el sistema, es controlar el ritmo de presurización y despresurización, por lo tanto es necesario usar electro-válvulas proporcionales.

Las electro-válvulas de caudal empleadas son el modelo MPYE-5-1/8-HF-010 B de *Festo*®. Estas válvulas son válvulas neumáticas comerciales de carrete, según [16] no están construidas perfectamente ajustadas dado que el aire no es un buen lubricante y la sensibilidad a la suciedad sería muy grande. Es por ello que, alrededor de la posición central del carrete, se tendrán fugas hacia todas las salidas, y de éstas hacia el exterior. Por ello se ha colocado una válvula todo/nada para cerrar la admisión. El modelado de este fenómeno se encuentra en el trabajo de *S. Ning* [17].

La ausencia de lubricante en el interior de la válvula es de gran importancia, debido a que la mayoría de los lubricantes no son aptos para uso en ambientes sobreoxigenados, lo que se evita al no existir dicho lubricante.

Esta válvula es de 5 vías (y dos posiciones), pero se están utilizando sólo una entrada y una salida para la apertura y el cierre controlado de O₂, como se puede ver en el esquema de la Fig. 3. Como se indica en [16], las vías son sub-ajustadas



(como de forma ambigua indica el fabricante), lo que implica un pérdida de fluido en todo momento y obliga a poner la válvula todo/nada que se muestra en la Fig. 3. El término sub-ajustada hace referencia a que en la posición central la válvula tiene escapes desde la fuente de presión hacia las dos salidas, mientras que una válvula sobre-ajustada tendría las dos vías taponadas en esa posición. Hay que tener en cuenta que, debido a las tolerancias en la fabricación, todas las válvulas son sub-ajustada o sobre-ajustada, no existiendo el ajuste perfecto.

4.1.7. Silenciadores

El ruido es un factor crítico, ya no solo porque genere un gran nivel de estrés en los animales situados en el interior de la cámara, sino porque en ausencia de silenciadores la presión sonora es tan intensa que incluso podría llegar a provocar daños auditivos. En el caso de uso humano de la cámara, la pérdida de confort sería considerable en el mejor de los casos. Por ello se han empleado los siguientes elementos en el interior y exterior de la cámara:

- En la toma de admisión se ha situado un silenciador de alto rendimiento de la casa Festo® LFU 1/4, cuya característica principal es la reducción de 40dB del ruido del escape.
- En el colector de escape se ha situado un silenciador más pequeño, en concreto la referencia 165004 de Festo. Cabe comentar que el escape durante la despresurización de la cámara se realiza al exterior del edificio, a una chimenea sobre la cubierta del mismo.

4.1.8. Esquema neumático

En la Fig. 3 se muestra el esquema neumático correspondiente al montaje experimental realizado. Los elementos que se pueden ver en esta figura son:

- Regulador de presión: Permite fijar una presión de alimentación adecuada para el resto de componentes (reduce la presión de salida de la botella de O_2 , que es de 200 ATA).
- Válvula todo o nada: De tipo servopilotada normalmente cerrada, permite cortar totalmente la alimentación de oxígeno.
- Válvula proporcional de entrada: Regula el caudal de admisión, si bien en reposo presenta pérdidas entre sus vías, éstas son compensadas por el regulador PID programado.
- Cámara hiperbárica: Con silenciadores en la admisión de oxígeno.
- Válvula proporcional de escape: Regula el caudal de escape para la despresurización. En su salida dispone de un nuevo silenciador.

Los componentes se han conectado entre sí por medio de racores y tubo especial antiestático especial para instalaciones con gases inflamables para incrementar la seguridad.

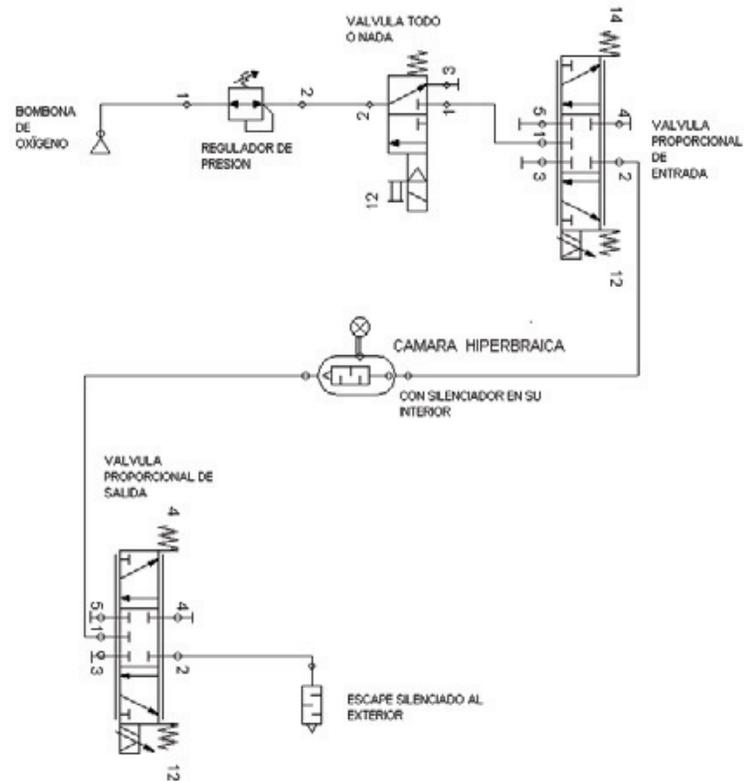


Fig. 3: Esquema neumático del montaje experimental

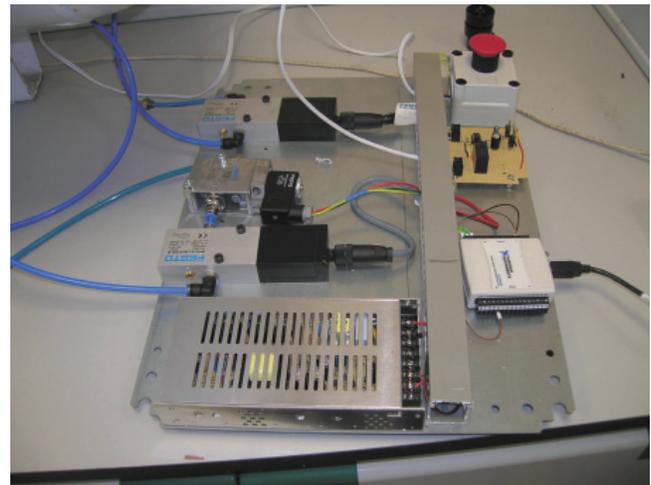


Fig. 4: Elementos de control

4.2. MÉTODOS

Según [16], el flujo másico de aire a través de un orificio de área variable es una función altamente no lineal, dependiente fundamentalmente de las presiones de entrada y salida, de la geometría del orificio y el área del mismo. En la literatura esta función se define de diversas formas con mayor o menor grado de precisión, cuyos resultados finales son similares [18][19][20]. Uno de los más empleados es la aproximación que se hace en la norma internacional ISO-6358 (*Pneumatic fluid power / Components using compressible fluids / Determination of flow-rate characteristics*) por ser un modelo mucho más sencillo que el de las leyes físicas con resultados matemáticos muy similares.

Según la norma ISO-6358 el flujo volumétrico de un gas a través de un orificio, dado en litros normalizados por minutos (NI/min), está dado por la ecuación (1).

$$Q_v = \begin{cases} K Ae P_{ent} \sqrt{\frac{273}{T}} & 0 < r < r_c \quad (1) \\ K Ae P_{ent} \sqrt{\frac{273}{T}} \sqrt{1 - \left(\frac{r - r_c}{1 - r_c}\right)^2} & r \geq r_c \quad (2) \end{cases}$$

$$r = \frac{P_{sal}}{P_{ent}}$$

siendo P_{ent} y P_{sal} las presiones absolutas de entrada y salida del orificio (en Pa), Ae el área efectiva del mismo (en m^2), K una constante proporcional $K=113.2$ (NI)/(min \cdot m 2 ·Pa), T la temperatura de trabajo (en grados Kelvin) y r_c la razón de presión crítica que define si la región de trabajo es sónica $0 < r < r_c$ o subsónica $r > r_c$. La constante r_c depende, entre otros factores, de la geometría del orificio [18], para la válvula Festo® MPYE-5-1/8-HF tiene un valor de 0.3 y el orificio efectivo real, determinado experimentalmente, no supera los 10mm 2 .

El ritmo máximo de variación de presión en la cámara R_{max}^{vp} viene determinado por el caudal que pueden suministrar las válvulas (C_{max}^{MPYE} si se desprecia la resistencia que ofrecen los tubos y silenciadores), y la capacidad de la cámara (V): $R_{max}^{vp} = C_{max}^{MPYE} / V$

Teniendo esto en cuenta, se deduce que la velocidad de presurización, tiende a cero conforme se aproxima la presión de la cámara a la presión de alimentación, si bien esto no supone un problema ya que es posible fijar la presión de alimentación por encima de la máxima presión que se pretenda alcanzar durante el tratamiento.

El caso de la despresurización, sí que supone un pequeño inconveniente, ya que cuanto menor es la diferencia de presión entre la cámara y el exterior, menor es el ritmo, y a no ser que se conecte el escape a una toma de vacío o se incremente enormemente el diámetro de la válvula de salida, se cometerá un pequeño error al redondear la bajada de la despresurización. Afortunadamente los ritmos de los tratamientos médicos de despresurización son tan bajos que no hacen necesaria ninguna de las medidas descritas.

4.2.1. Control y supervisión de la cámara

El control de la cámara hiperbárica se realiza con dos ordenadores industriales iguales (redundancia) como el que se puede ver en la Fig. 5 y éstos se controlan de forma remota para permitir que todo el sistema se pueda manejar desde una sala anexa, incrementando la seguridad frente a un improbable accidente en la cámara.

Si bien los ordenadores se controlan de forma remota (y también local), la sala completa está dotada de cámaras de video para saber lo que sucede en todo momento dentro y fuera de la cámara hiperbárica.



Fig. 5: Ordenador industrial utilizado para el control de la cámara hiperbárica

4.2.2. Diseño de un control PID mediante LabVIEW

Un controlador PID (Proporcional Integral Derivativo) es un sistema de control que, mediante un actuador, es capaz de mantener una variable del proceso en el valor deseado. Es uno de los métodos de control más frecuentes dentro de la regulación automática clásica [23]. El algoritmo matemático de un PID típico se puede expresar por la siguiente ecuación (3).

$$v_{out} = K_p e(t) + K_I \int e(t) dt + K_D \frac{de(t)}{dt} \quad (3)$$

donde $e(t)$ es el error y K_p , K_I , K_D son los coeficientes de las acciones proporcional integral y derivativa respectivamente. La representación gráfica del algoritmo [(ecuación (3))] de control se muestra en la Fig. 6.

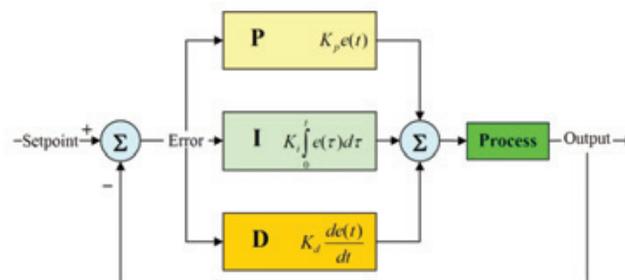


Fig. 6: Diagrama del pid implementado para el control

LabVIEW dispone de una Toolbox para implementar y ajustar controles PID, pero esa Toolbox no está por defecto en el paquete de LabVIEW utilizado (7.1), por lo que se ha



optado por implementar el código del PID a partir de [21]. Calculado el regulador a partir del modelo presentado en [16], se obtienen los valores de $K_p=12$, $K_i=0.05$ y $K_d=0.1$.

Esos valores se han comprobado en experimentos para saber si el comportamiento de la cámara hiperbárica sigue el perfil de referencia deseado con entradas de tipo escalón de diferentes valores y con perfiles de tratamiento médico. En la Fig. 7 se puede ver el perfil de presión de referencia a seguir (color verde) y la presión actual (rojo) de la figura superior. En la parte inferior de la figura, se pueden ver el registro de humedad, la temperatura y la concentración de oxígeno en la sala donde se encuentra la cámara.

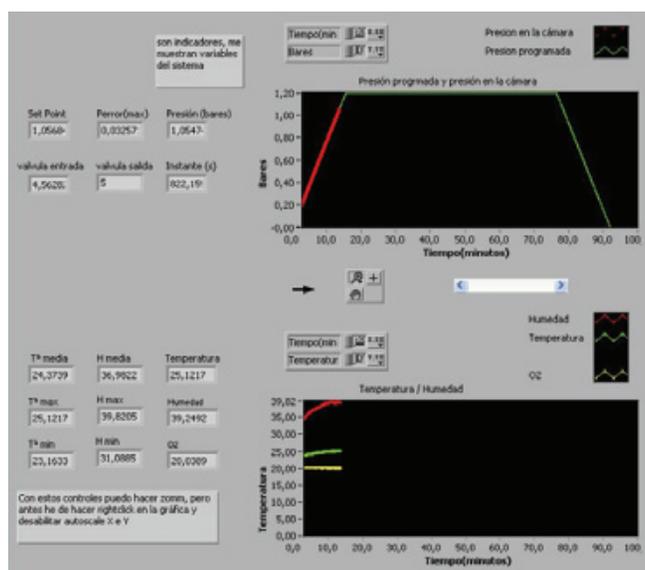
Esta figura (Fig. 7) muestra un tratamiento típico, en el que se fija una presión de trabajo valle (zona plana) en 2.2 ATA durante 60 minutos, con una tasa de presurización lineal de 0 a 2.2 ATA en 15 minutos (y la misma tasa para la despresurización). Con estos datos, el ordenador de control calcula el perfil y, como se observa, el sistema no tiene ningún problema para seguir con el ritmo de presurización marcado. Una vez se ha alcanzado la presión de valle deseada, ésta se estabiliza con un error menor del 0.5% en todos los casos.

4.2.3. Modos de funcionamiento e interfaz gráfica

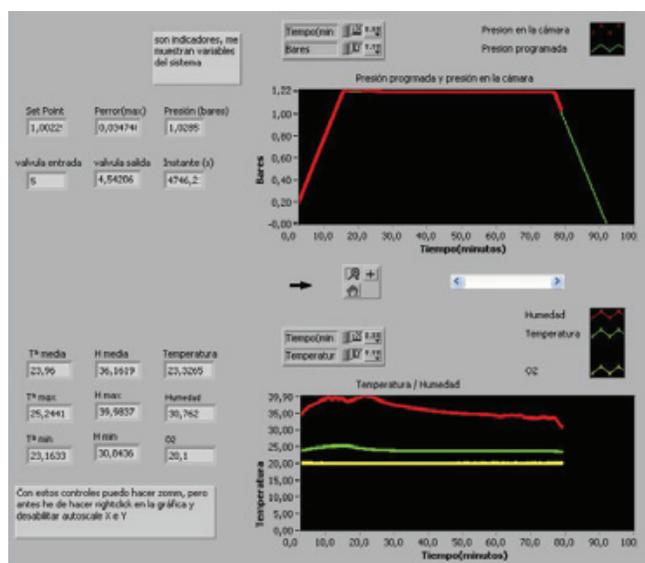
La aplicación está constituida como una máquina de estados (ver Fig. 2) para pasar a los diferentes modos de funcionamiento del sistema. En el modo automático el usuario define un perfil de presión, realiza el tratamiento y

por último le pregunta si desea guardar en un archivo los datos registrados durante el mismo. El tratamiento puede ser modificado mediante las opciones que se le presentan al operador durante el mismo, mientras que en el modo manual el usuario controla directamente el voltaje aplicado sobre las válvulas proporcionales o el ritmo de presurización de la cámara. Las interfaces gráficas son intuitivas y amigables (ver Fig. 7).





(a)



(b)

Fig. 7: (A) comportamiento de la cámara hiperbárica durante la presurización (t=15 min.)
(B) comportamiento de la cámara durante la despresurización (t=80 min.)

5. RESULTADOS

El resultado de este trabajo es un sistema automático capaz de controlar de forma automática la presión y registrar temperatura, humedad y concentración de oxígeno en el interior de la cámara hiperbárica durante un tratamiento programado por personal médico especializado.

La Tabla 1 muestra las principales características del sistema obtenido. Como se puede observar, el tiempo de establecimiento refleja la no linealidad del comportamiento del sistema, debido a que, si fuera lineal el tiempo de establecimiento, tendría que ser el mismo.

Error medio	0.05%
Error máximo	0.15%
Variación de T ^a	22-25.5°C
Variación de humedad relativa	30-40%
Tiempo. establecimiento 0-1 ATA	45 seg.
Tiempo. establecimiento 0-2 ATA	90 seg.
Tiempo. establecimiento 0-3 ATA	135 seg.
Periodo de muestreo	1 seg.

Tabla 1. CARACTERÍSTICAS PRINCIPALES DEL SISTEMA DE CONTROL

La Fig. 7(b) muestra el seguimiento de perfil de uno de los experimentos realizados (parte superior), donde se puede ver el perfil de presión en un tratamiento estándar. También se puede ver la monitorización de diferentes variables (parte inferior) de interés para el análisis de los resultados. En concreto se puede ver la humedad (ROJO), la temperatura (VERDE) y la concentración de oxígeno en el laboratorio (AMARILLO). Esta concentración de oxígeno representa la concentración en el laboratorio, no en el interior de la cámara. Se trata de un sistema de monitorización para detectar escapes de O₂.

Las primeras pruebas de uso de esta cámara hiperbárica se están realizando para hacer un estudio de tratamiento de la *retinosis pigmentaria*.

Los experimentos con ratones para el tratamiento de esta enfermedad degenerativa, que en la actualidad se están realizando, arrojan resultados esperanzadores. Los ratones afectados por esta patología (denominados RD10 por tener este gen alterado) se han tratado con un perfil de 15 minutos de presurización, 60 minutos de valle a 2.2 ATA y 15 minutos de despresurización (como el que se puede ver en la Fig. 7(a)).

Hasta el momento no se ha podido llegar a una conclusión definitiva de los avances obtenidos en la enfermedad; es necesario seguir los rigurosos procedimientos médicos para poder describir las mejoras alcanzadas. Está previsto tener información clara del avance realizado aproximadamente en un año, cuando se publicará la mejora obtenida con esta cámara hiperbárica con los ratones de tipo RD10 frente a los C57 de control (ratones normales).

6. CONCLUSIONES

El objetivo fundamental de este trabajo ha sido la construcción del sistema de control de una cámara hiperbárica, cumpliendo todos los criterios de seguridad y fiabilidad actualmente vigentes. Este objetivo se ha alcanzado de forma satisfactoria.

La fiabilidad de servicio ha sido una prioridad durante todo el tiempo de realización del trabajo. El uso de sensores redundantes se convierte por tanto en una necesidad, sobre todo en el caso de la presión. Es más, durante las primeras pruebas (antes de la existencia del sensor doble), un fallo en el sensor principal provocó una rampa de presión constante

y el disparo de la válvula (automática) de seguridad de 5 ATA para liberar la presión.

Este fallo no se puede producir en el uso de la cámara hiperbárica con humanos, por lo que el sensor redundante y la monitorización por parte de personal humano se hace imprescindible.

La misma conclusión es aplicable al resto de elementos del sistema, sobre todo al computador de control: éste ha de estar duplicado en modo de control monitorizado, de forma que, si uno de ellos falla, el otro entra en funcionamiento, sustituyendo al primero.

Con este artículo se pretende dar una guía concreta (incluyendo material específico con marcas y modelos) de cómo modernizar la gran cantidad de cámaras hiperbáricas obsoletas existentes en la actualidad, debido a que muchas de ellas (usadas tanto en sanidad como en defensa) se encuentran en un lamentable estado de abandono y obsolescencia.

7. AGRADECIMIENTOS

Este trabajo no hubiera sido posible sin varias personas que han colaborado en diferentes aspectos. Los autores desean agradecer su colaboración a: Antonio Salinas de *Medibarox S.A.*, Vicente Morcillo (Ingeniero de Telecomunicaciones), Alejandro García (estudiante de la *Universidad Miguel Hernández*), Sonia Andreu (técnico del *Instituto de Bioingeniería*) y Markus Bongard y Cristina Marín Monerris (personal investigador de la *Universidad Miguel Hernández*).

8. BIBLIOGRAFÍA

- [1] Vingolo EM, Pelaia P, Forte R, Rocco M, Giusti C, Rispoli E. "Does hyperbaric oxygen (HBO) delivery rescue retinal photoreceptors in retinitis pigmentosa?". *Documenta Ophthalmologica*. Vol.97 p.33-39
- [2] Gallar F. *Medicina Subacuática e Hiperbárica*. Ministerio de Trabajo y seguridad Social. 1995. ISBN: 84-86817-09-9
- [3] UHMS. The Undersea and Hyperbaric Medical Society. Consultada el 27 de agosto de 2009, <http://www.uhms.org/>
- [4] Cristóbal JL. *Prevención y actuación en accidentes subacuáticos*. Spanish Society of Marine Medicine. Consultada el 27 de agosto de 2009, <http://www.semm.org/cursos/intogas.html>
- [5] Rahn H, Rokitka MA. "Narcotic potency of N₂, A, and N₂O evaluated by the physical performance of mouse colonies at simulated depths". *Undersea Baromedical Research*. Vol.3-1 p.25-34.
- [6] Acott C. "Oxygen toxicity: A brief history of oxygen in diving". *Journal of the South Pacific Underwater Medicine Society*. Vol.29-3 p.150-155.
- [7] NTP 630: Riesgo de incendio y explosión en atmósferas sobreoxigenadas, Ministerio de trabajo y asuntos Sociales. Consultada el 27 de agosto de 2009, <http://www.insht.es>
- [8] Hipertech LTD. Consultada el 27 de agosto de 2009, <http://www.hiper-tech.com/>
- [9] Medibarox S.A. Consultada el 27 de agosto de 2009, <http://www.medibarox.com/>
- [10] Equineox Technologies Limited. Consultada el 27 de agosto de 2009, <http://www.equineox.com/index2.html>.
- [11] Teledyne instruments. Consultada el 27 de agosto de 2009, <http://www.teledyne-ai.com/>
- [12] Analox. Consultada el 27 de agosto de 2009, <http://www.analox.net/>
- [13] Ibérica de Suministros y Construcciones IBERCO S.A. Consultada el 27 de agosto de 2009, <http://www.iberco.com/incas.htm>
- [14] Lázaro AM, del Río J. *LabVIEW 7.1. Programación Gráfica para el Control de Instrumentación*. Thomson, 2005. 326p. ISBN: 84-9732-391-2
- [15] ADZ Nagano GMBH. Consultada el 27 de agosto de 2009, <http://www.adz.de/>
- [16] Rubio-Rodríguez AE. "Modelación, identificación y control de actuadores lineales electro neumáticos para aplicaciones industriales". PhD Tesis. Universidad Central "Marta Abreu" de Las Villas, Facultad de Ingeniería Eléctrica. Departamento de Automática y Sistemas Computacionales. 2004.
- [17] Ning S, Bone G. "High steady-state accuracy pneumatic servo positioning system with PVA/PV control and friction compensation". *ICRA '02. IEEE International Conference on Robotics and Automation on Washington DC*. Vol.129-3 p.308-315
- [18] Belgharbi M, Thomasset D, Scavarda S, Sesmat S. "Analytical model of the flow stage of a pneumatic servo-distributor for simulation and nonlinear control". *Scandinavian International Conference on Fluid Power*. Tampere, Finland. 1999.
- [19] ISO-6358, Pneumatic fluid power / Components using compressible fluids / Determinations of flow-rate characteristics. 1989.
- [20] Tressler JM, Clement T, Kazerooni H, Lim M. "Dynamic behavior of pneumatic systems". *ICRA '02. IEEE International Conference on Robotics Automation on Washington DC*. Vol.129-3 p.3248-3253
- [21] Alia MAK, Zalata MKA. "A closed-loop temperature control system by utilizing a LabVIEW custom-design pid controller". Faculty of Engineering Technology Al-Balqa Applied University. Amman, Jordan. 2004.
- [22] Gary W. Johnson, 1994. *LabVIEW Graphical Programming*. 4ª edición. New York. U.S.A. McGraw-Hill Inc. 2006. 591p. ISBN: 978-00-714-5146-8
- [23] Rodríguez-Rubio et al. "Ingeniería de Control". *DYNA Ingeniería e Industria*. Vol.77-3 p.20-26