

CAPÍTULO 4. HARDWARE

4.1. INTRODUCCIÓN

En los capítulos anteriores se ha descrito el sistema en general y cuál es el objetivo. La componente hardware que se ha diseñado exclusivamente para la realización de este proyecto no es excesivamente abundante.

El sistema completo, en lo que a hardware se refiere, consta de:

- Sonda de pH: Proporcionada por el hospital.
- Etapa de amplificación.
- Tarjeta de adquisición de datos.

Cada una tiene una función muy clara que seguidamente se reflejan.

4.2. SONDA DE PH

Esta sonda la comercializa la empresa Medical Measurement Systems (MMS) y el Hospital Infantil Universitario 'Virgen del Rocío' lleva mucho tiempo usándola para las pH-metrías esofágicas. Su número de referencia es el 819210.

Ante todo se debe aclarar por qué se ha considerado oportuna esta sonda y no otra para el estudio que nos ocupa. Hay muchos tipos de sonda, pero la que se usa es una la cual tiene dos sensores de pH, uno se coloca en el estómago y otro en el esófago. Un tercer sensor que proporciona la masa se pega con una pomada especial a la piel del paciente durante el estudio, de forma que la sonda ofrece como salida una diferencia de tensión en función del pH que está midiendo en ese momento (ver figura 4.2-1).

Otro tipo de sonda que se comercializa actualmente en el mercado tiene dicha masa en la punta del sensor al final del mismo. El problema que tiene es que, cuando se introduce en el estómago, puede que dicha masa se quede al aire sin tener contacto con nada debido a que, en la mayoría de los casos, el estómago está vacío.

Por este motivo, la sonda ofrece una lectura completamente errónea del pH, y el estudio no sirve absolutamente para nada. Gracias a la experiencia del personal del 'Virgen del Rocío', este tipo de errores se detectan, usando así la sonda más apropiada para el estudio que nos ocupa.

La hoja de especificaciones de la sonda utilizada ha sido requerida en muchas ocasiones a la empresa en cuestión, pero en ningún momento ha sido facilitada. De todos modos, sí nos han sido proporcionadas algunas características muy necesarias para el desarrollo de este proyecto.

Dichas características son:

- Tipo de transductor utilizado: Antimonio.
- Impedancia de entrada: $> 10^8 \Omega / 47\text{pF}$.
- Método de medida: Amplificación de voltaje.
- Sensibilidad: $-53\text{mV/pH} (\pm 1,5\text{mV})$ para una sonda nueva.
- Sensibilidad con la temperatura: $-1 \text{ mV}/^\circ\text{C}$.
- Rango de funcionamiento: 0 pH a 14 pH.
- Ancho de banda de la señal de salida: 1Hz.
- Corriente de entrada bias opamp: 50 pA típico a 25 °C.
- Tipo de conector: RJ-45 de 8 pines tipo Amp 1-215877-1.
 - pin 1,2,3 = no usado
 - pin 4 = pH2 (segundo sensor)
 - pin 5 = pH4 (no usado)
 - pin 6 = pH1 (primer sensor)
 - pin 7 = pH3 (no usado)
 - pin 8 = señal de masa

Como se puede observar, la sonda nos proporciona: una señal de masa para obtener una referencia, una señal pH 1 y una señal pH 2, donde una corresponde al pH del estómago y otra al pH del esófago.

Es lógico pensar que durante todo el diseño y realización del proyecto, será necesario realizar lo mismo por duplicado, uno para la señal de pH 1 y otro para pH 2, ya que se requieren ambas señales.

Algo muy importante en la elección de la sonda que nos ocupa ha sido sus reducidas dimensiones, ya que es algo complejo encontrar una sonda para los pacientes a los que está dirigido este Proyecto, como son los pacientes neonatos.

Para facilitar una idea de las dimensiones de esta sonda a la persona que está leyendo esta memoria, se muestra la foto de la figura 4.2-1.



Fig. 4.2-1: Sonda de pH

4.3. ETAPA DE AMPLIFICACIÓN

Como se puede observar por las especificaciones técnicas de la sonda anteriormente citada, el rango de nuestra señal es desde 0V hasta $-53\text{mV} \cdot 14 = -742\text{mV}$.

En un principio se barajó la idea de comprar una tarjeta de adquisición de datos que tuviese amplificación programable, en función de las necesidades, pero la diferencia de precio de una tarjeta con y sin amplificación programable es bastante considerable. Así que se optó por diseñar una etapa de amplificación previa a la tarjeta de adquisición de datos, lo cual sale bastante más económico.

Dicha tarjeta (cuyas especificaciones técnicas se detallarán posteriormente) requiere una señal analógica de entrada en el rango desde -5V hasta 5V . Como se ha comentado anteriormente, nuestra sonda tiene un rango desde 0V hasta -0.742V . Para ocupar todo el rango dinámico de la tarjeta de adquisición, se ha optado por sumar un offset en la amplificación [4]. A continuación se va a explicar dicho mecanismo. El circuito que viene a continuación es la etapa de amplificación que se ha diseñado. Dicha etapa, como se verá más adelante, se encuentra por duplicado, ya que se tienen dos entradas, siendo la primera pH 1 y la segunda pH 2.

Otro punto importante a añadir es que la alimentación de los integrados consiste en una alimentación diferencial. Dicha alimentación se ha conseguido a través de la tarjeta de adquisición de datos, debido a que la misma posee salida de alimentación diferencial $\pm 12V$ muy útil para nuestro fin.

Esta etapa de amplificación se puede visualizar en la figura 4.3-1.

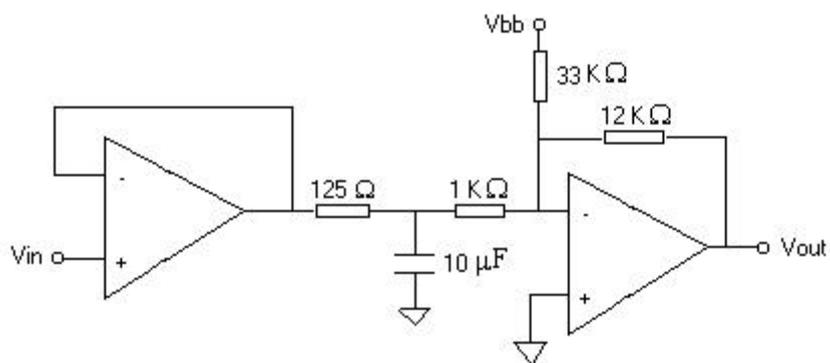


Fig. 4.3-1: Etapa de Amplificación

Seguidamente se irá explicando el circuito por partes [5,6].

4.3.1. SEGUIDOR DE TENSIÓN

El circuito de la figura 4.3-2 se caracteriza por la ecuación: $V_o = V_{in}$. Sin la existencia del seguidor, la sonda es incapaz de mantener el valor de tensión a su salida.

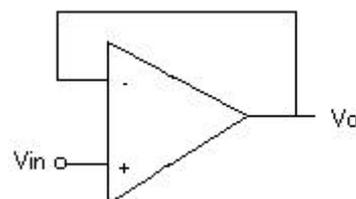


Fig. 4.3-2: Seguidor de tensión

4.3.2. FILTRO PASO-BAJO

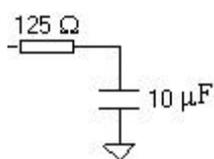


Fig. 4.3-3: Filtro LP

Con el filtro de la figura 4.3-3 se consigue eliminar todo el ruido posible sin perjudicar la señal de pH proporcionada por la sonda.

Para comprobar esto, se calcula la frecuencia de caída del filtro:

$$w = 2\pi f = \frac{1}{RC} = \frac{1}{125 * 10^{-3} * 10^{-6}} = 800 \Rightarrow f = 127.32 \text{ Hz}$$

(Ec: 4.3-1)

Por las especificaciones técnicas de la sonda, el ancho de banda de la señal que nos ocupa es 1Hz. La razón de hacer ese filtro con una frecuencia de caída de 127 Hz es que, como se trata de un filtro de primer orden, no se quiere ajustar mucho a la frecuencia de la señal. Además, con ese valor, se está eliminando un rango bastante amplio de ruido, consiguiendo así el objetivo del mismo.

4.3.3. AMPLIFICADOR

Primeramente se van a visualizar las ecuaciones del amplificador de la figura 4.3-4, de forma que, con posterioridad, se pueda comprobar la doble funcionalidad del mismo.

Para ello, se van a definir las siguientes variables:

- i_1 : Intensidad que circula por la resistencia de $1K\Omega$ desde V_{in} hasta el amplificador.
- i_2 : Intensidad que circula por la resistencia de $12K\Omega$ desde el amplificador hasta V_{out} .
- i_3 : Intensidad que circula por la resistencia de $33K\Omega$ desde V_{bb} hasta el amplificador.

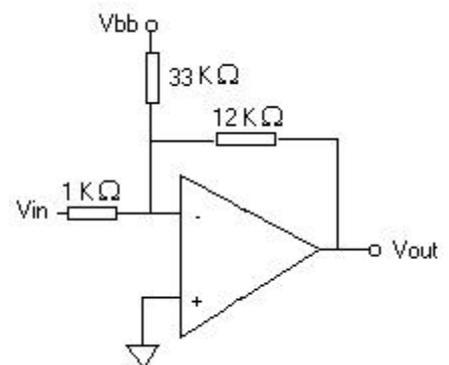


Fig. 4.3-4: Amplificador

Las ecuaciones que definen dicho circuito son:

$$\left. \begin{aligned} V_{bb} &= 12V \\ V_{in} &= i_1 * 1K\Omega \\ V_{out} &= -i_2 * 12K\Omega \\ V_{bb} &= i_3 * 33K\Omega \\ i_2 &= i_1 + i_3 \end{aligned} \right\} \text{(Ec: 4.3-2)}$$

$$V_{out} = -(i_1 + i_3) * 12K\Omega = -\left(\frac{V_{in}}{1K\Omega} + \frac{V_{bb}}{33K\Omega}\right) * 12K\Omega = -12 * V_{in} - \frac{144}{33} = -12 * V_{in} - 4.3636 \text{ (Ec: 4.3-3)}$$

A la vista de las ecuaciones, se puede comprobar lo que se dijo al inicio de este apartado. Primeramente se observa que el factor de amplificación es 12, y después que se ha introducido un offset de $-\frac{144}{33}V \cong -4.3636V$.

Gracias a ese offset, se ha optimizado el rango dinámico de entrada a la tarjeta de adquisición de datos.

Ahora habrá que estudiar los tres circuitos en su conjunto debido a que, como es evidente, habrá una influencia entre unos y otros, modificándose levemente las ecuaciones anteriormente descritas.

El circuito que resulta a baja frecuencia (eso es, poniendo el condensador como un circuito abierto) es:

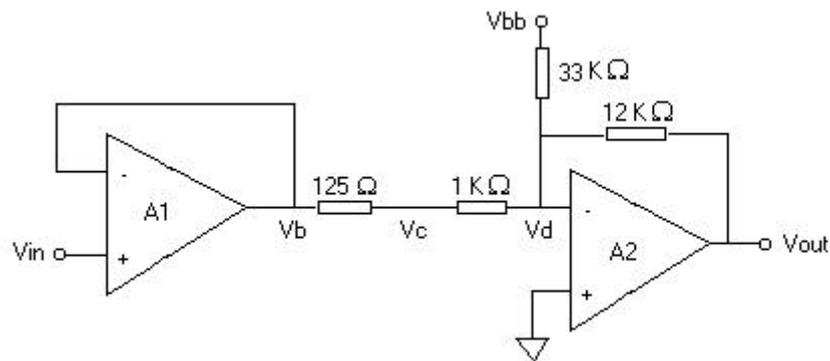


Fig. 4.3-5: Etapa de amplificación a baja frecuencia

De nuevo se definen una serie de variables que se necesitan:

- i_1 : Intensidad que circula por las resistencias 125Ω y $1K\Omega$ desde A1 hasta A2.
- i_2 : Intensidad que circula por la resistencia de $12K\Omega$ desde el amplificador A2 hasta Vout.
- i_3 : Intensidad que circula por la resistencia de $33K\Omega$ desde Vbb hasta el amplificador A2.

Y sus ecuaciones son las que siguen:

$$\left. \begin{aligned}
 Vb &= Vin \\
 Vd &\cong 0V \\
 Vbb &= 12V \\
 Vb - Vd &= Vb = Vin = i_1 * (125\Omega + 1K\Omega) \\
 Vbb &= i_3 * 33K\Omega \\
 Vd - Vout &= -Vout = i_2 * 12K\Omega \\
 i_1 + i_3 &= i_2
 \end{aligned} \right\} \quad (\text{Ec: 4.3-4})$$

$$Vout = -i_2 * 12K\Omega = -(i_1 + i_3) * 12K\Omega = -\left(\frac{Vin}{1125\Omega} + \frac{Vbb}{33K}\right) * 12K\Omega = -\frac{12000}{1125} Vin - \frac{144}{33}$$

(Ec: 4.3-5)

$$Vout = -10.67 * Vin - 4.3636$$

(Ec: 4.3-6)

Con esta ecuación final se comprueba que, aunque el valor del offset sigue siendo el mismo, el factor de amplificación se ha visto ligeramente modificado. Esto es debido a la resistencia del filtro LP.

Para que el circuito se vea afectado lo menos posible, ha sido necesario que la resistencia del filtro LP (125Ω en el caso que nos ocupa) sea despreciable frente a la resistencia de $1K\Omega$. De esta manera, la atenuación en el punto Vc no es problema (como sería de esperar si la resistencia del filtro no fuese despreciable frente a la resistencia de $1K\Omega$).

Para justificar esto, se puede comprobar que, en la figura 4.3-1, la resistencia de $1K\Omega$ está conectada a tierra virtual a través del amplificador, por lo cual se produce un divisor de tensión con la resistencia de 125Ω .

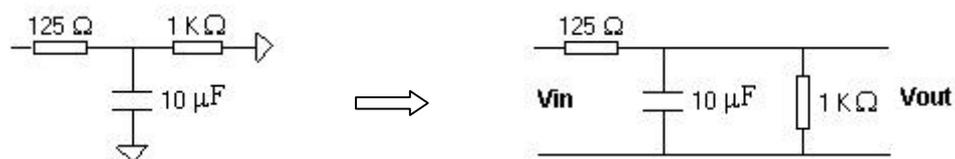


Fig. 4.3-6: Justificación: 125Ω despreciable frente a $1K\Omega$

Para que la tensión que cae en la resistencia de 125Ω sea muy pequeña e influya en la medida lo menos posible, es necesario que dicha resistencia sea despreciable frente a la de $1K\Omega$.

Una vez se tiene la ecuación final, se comprueba que:

$$\left. \begin{array}{l} V_{in} = 0V(0pH) \Rightarrow V_{out} = -4.3636V \\ V_{in} = -0.742V(14pH) \Rightarrow V_{out} = 3.5535V \end{array} \right\} \text{ (Ec: 4.3-7)}$$

Se puede observar que el offset no es exactamente simétrico, pero no es problema debido a que la conversión posterior a pH se realiza vía software, solucionándose cualquier contrariedad.

Para la creación de la placa, se hizo el siguiente layout:

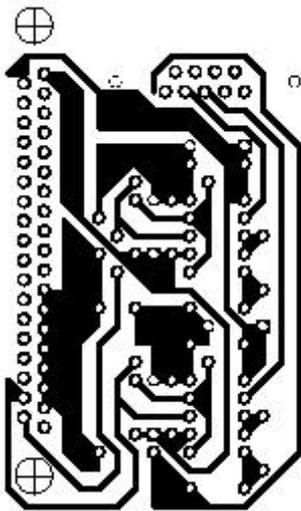


Fig. 4.3-7: Layout del circuito

Quedando la placa definitiva como se muestra a continuación.



Fig. 4.3-8: Placa definitiva

Por último indicar que el integrado utilizado en la realización del circuito diseñado para este Proyecto Fin de Carrera ha sido el OP270GP, cuyas especificaciones técnicas serán reflejadas en el ANEXO I. En dichas especificaciones se recomienda poner condensadores en las alimentaciones, los cuales han sido incluidos en el diseño final como es lógico.

4.4. TARJETA DE ADQUISICIÓN DE DATOS

La elección de la tarjeta más adecuada a nuestras necesidades fue algo compleja, debido a que se requería que fuese económica en primer lugar, y, además, ampliable, ya que el Proyecto de Investigación en el que se incluye así lo requiere [7]. Por este motivo se puede observar como dicha tarjeta tiene bastantes más elementos de los que se necesitan en este Proyecto Fin de Carrera.

Una vez todos los datos fueron barajados, la tarjeta que se consideró óptima fue la PCI-DAS08, de Measurement Computing Corporation.

Las características principales de dicha tarjeta son [21]:

- Muy bajo coste
- 8 entradas analógicas
- Resolución de 12 bits A/D
- Rango de entrada de $\pm 5V$
- Tres contadores de 16 bits
- I/O digitales de 7 bits (4 salidas y 3 entradas)
- Muestreo: 40KHz



Fig. 4.4-1: PCI-DAS08 [21]

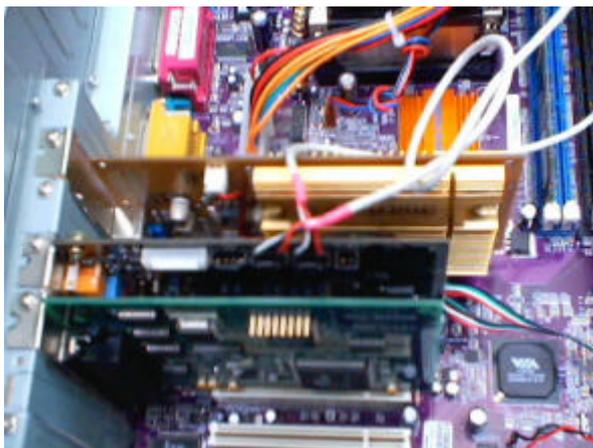


Fig. 4.4-2: Conexión de la tarjeta PCI-DAS08

Como se ha indicado anteriormente, la PCI-DAS08 también dispone de una fuente de alimentación diferencial de $\pm 12V$ la cual ha sido utilizada para la alimentación de los amplificadores en la etapa de amplificación previa. Esto ha sido de mucha ayuda, porque ha evitado la realización de una fuente de alimentación diferencial.

Gracias a la conexión de la tarjeta a través del bus PCI y de su sencilla instalación, el manejo de la misma ha sido bastante simple. En el ANEXO II se puede visualizar el manual de usuario proporcionado por Measurement Computing.

4.4.1. SOFTWARE DE CONTROL DE LA TARJETA DE ADQUISICIÓN DE DATOS

Caben destacar distintas aplicaciones que se han utilizado para el manejo de la tarjeta de adquisición de datos.

Para el gobierno de la tarjeta, se tienen: el programa **Instacal**, con el cual se detectan posibles fallos tanto en el hardware previo como en la tarjeta conectada al bus PCI, y la **Universal Library for HP VEE**, gracias a la cual se han podido ordenar los momentos exactos de toma de datos de las señales deseadas.

4.4.1.1. INSTACAL

Lo primero que se ha de realizar, después de la conexión de la tarjeta en el bus PCI y de la configuración de los drivers de la misma, es una comprobación de que la tarjeta está bien conectada y de que el ordenador la ha reconocido. Esto se efectúa con el programa que nos ocupa.

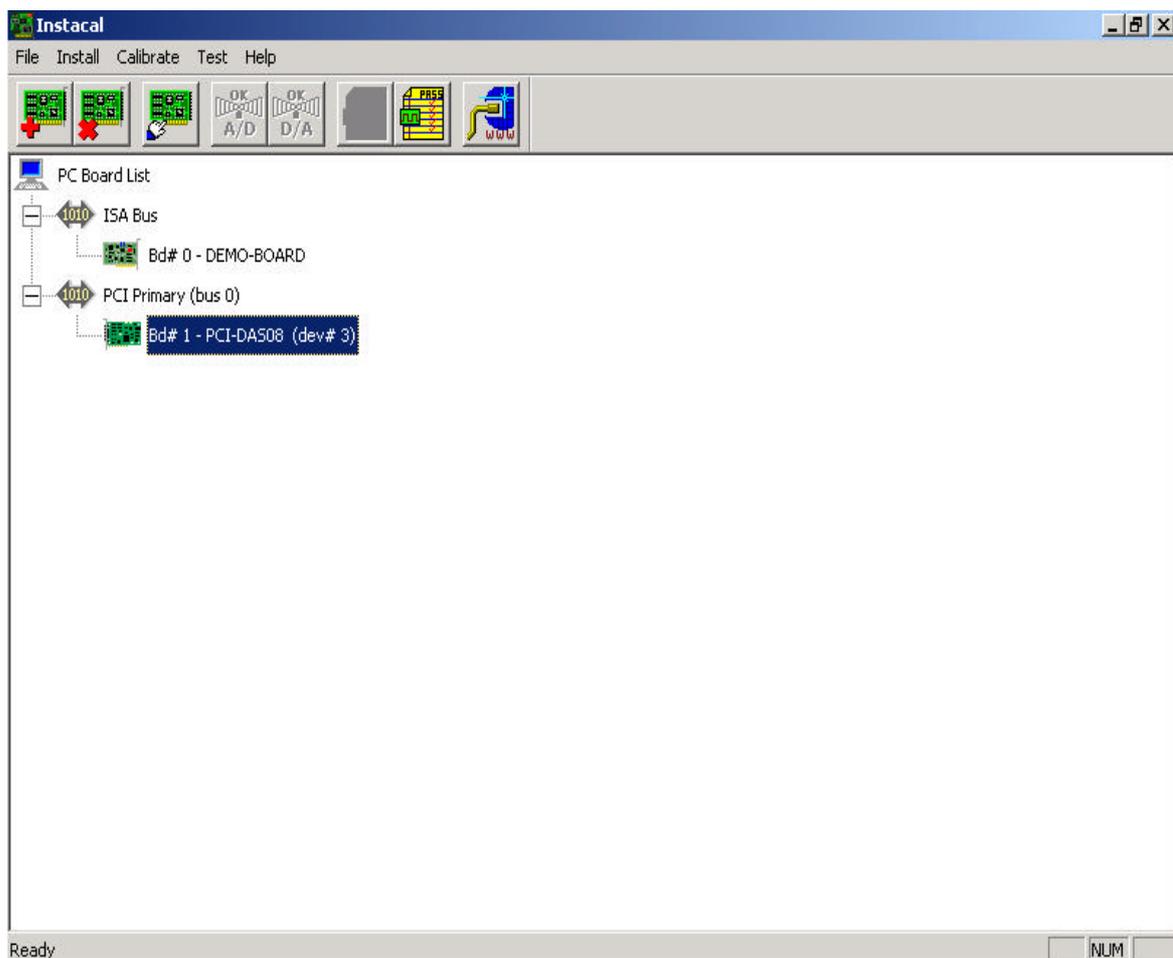


Fig. 4.4-3: Comprobación de la correcta configuración de la PCI-DAS08

Dicho programa otorga un número de puerto a la tarjeta instalada el cual servirá para referirnos a la PCI-DAS08 cuando así se requiera. En este caso, el número de puerto es el 1.

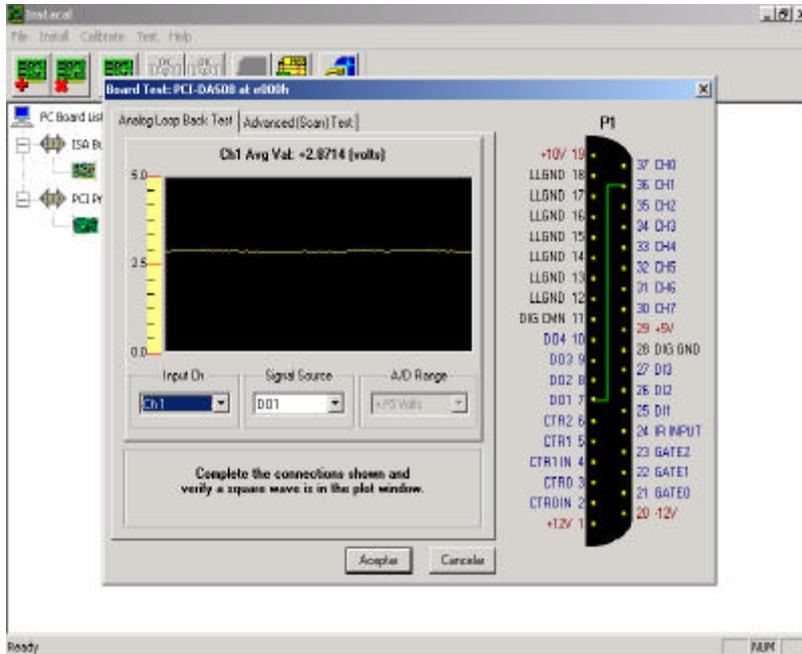


Fig. 4.4-4: Test a la tarjeta de adquisición de datos

El programa Instacal (suministrado por la empresa que ha vendido la tarjeta) proporciona la facilidad de realizar un test a la misma, el cual nos aporta la posibilidad de comprobar en cada momento que sea necesario, si la tarjeta se encuentra en perfecto estado.

Además, indica, cuando así se le requiere, el nivel de tensión que está recibiendo por cualquiera de sus entradas, pudiendo comprobar si el hardware que se ha creado está funcionando correctamente o, por el contrario, hay algún problema. Esta herramienta ha sido de muchísima ayuda en el desarrollo del proyecto.

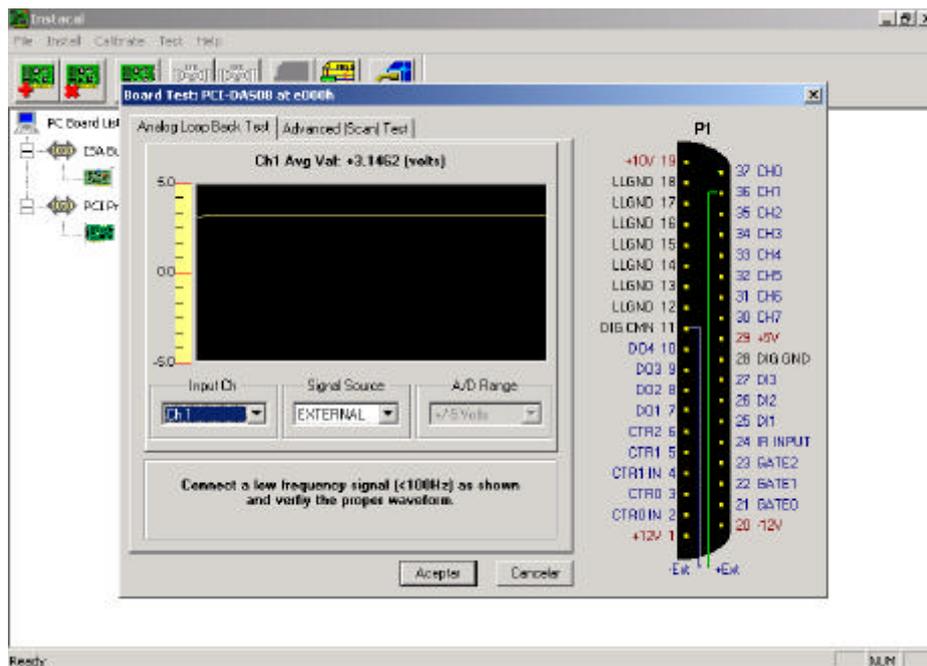


Fig. 4.4-5: Visualización del nivel de tensión a la entrada

