



**Dispositivo medidor de volumen y flujo de bajo costo para bombas de infusión**

**Autor**

**Schneider Castillo Lemos**

**Trabajo de grado como requisito para la obtención del grado de Ingeniero Biomedico**

**Directores**

**Jose Navarro**

**Asesor Metodológico**

**Claudia Basto**

**Facultad de Ingenierias**

**Programa de Ingeniera Biomedica**

**Barranquilla**

**2021**

**Dispositivo medidor de volumen y flujo de bajo costo para bombas de infusión**

**Schneider Castillo Lemos**

**Directores**

**Jose Navarro**

**Asesor Metodológico**

**Claudia Basto**

**Facultad de Ingenierias**

**Programa de Ingeniera Biomedica**

**Barranquilla**

**2021**

## **Agradecimientos**

Por la culminación de este proyecto tecnológico agradezco especialmente a mi asesor el profesor José Navarro de la Corporación Universitaria Reformada, por su invaluable aporte en cada etapa de este proceso, a mi asesora metodológica Claudia Basto por guiarme en el desarrollo de este artículo, a mis amigas y compañeras de clase Dhana Martínez, Sofía García, Nikolls Coronell y Melissa Iguarán por su colaboración en el proceso de investigación.

## **Tabla de contenido**

Resumen.....	1
Abstract.....	1
Introducción.....	2
Metodología.....	5
Resultados.....	19
Análisis de Resultados.....	25
Conclusiones.....	26
Referencias.....	27

## Lista de figuras

<b>Figura 1.</b> <i>Explicación De Placa Arduino UNO.</i> .....	8
<b>Figura 2.</b> <i>Módulo I2C.</i> .....	9
<b>Figura 3.</b> <i>Pines De Modulo I2C</i> .....	10
<b>Figura 4.</b> <i>Hélice Del Sensor De Flujo.</i> .....	11
<b>Figura 5.</b> <i>Sensor De Efecto Hall</i> .....	11
<b>Figura 6.</b> <i>Ecuación Para Sensor De Efecto Hall</i> .....	12
<b>Figura 7.</b> <i>Sensor De Flujo Yf-S401</i> .....	12
<b>Figura 8.</b> <i>Esquema De Puente De Wheatstone</i> .....	14
<b>Figura 9.</b> <i>Módulo HX711 Para Celda De Carga.</i> .....	14
<b>Figura 10.</b> <i>Esquema De Conexión De Celda De Carga Al Microcontrolador</i> .....	15
<b>Figura 11.</b> <i>Ecuación Para Escala De Medición</i> .....	15
<b>Figura 12.</b> <i>Prueba De Validación Con 50g</i> .....	17
<b>Figura 13.</b> <i>Prueba De Validación Con 100g</i> .....	17
<b>Figura 14.</b> <i>Prueba De Validación Con 500g</i> .....	18
<b>Figura 15.</b> <i>Comparación Del Prototipo Con Patrón Analizador Actual</i> .....	24

## Lista de tablas

<b>Tabla 1.</b> <i>Prueba De Sensor De Flujo Con 900 ml/h</i> .....	19
<b>Tabla 2.</b> <i>Prueba De Sensor De Flujo Con 800 ml/h</i> .....	20
<b>Tabla 3.</b> <i>Prueba De Celda De Carga Con 50 ml</i> .....	21
<b>Tabla 4.</b> <i>Prueba De Celda De Carga Con 100 ml</i> .....	22
<b>Tabla 5.</b> <i>Prueba De Celda De Carga Con 500 ml</i> .....	23

# **Dispositivo medidor de volumen y flujo de bajo costo para bombas de infusión**

## **Low cost volume and flow measuring device for infusion pumps**

Schneider Castillo Lemos

Sexto semestre, Ingeniería Biomédica, Corporación Universitaria Reformada,  
[schneider.castillo@unireformada.edu.co](mailto:schneider.castillo@unireformada.edu.co)

### **RESUMEN**

Se desarrolló un dispositivo para el análisis de bombas de infusión en los trabajos de mantenimiento que se le realizan a estos equipos, esto con el fin de reducir la problemática existente con las bombas de infusión debido a la gran cantidad de eventos adversos que se generan por la implementación de estos equipos aun desconociendo si se encuentra trabajando en óptimas condiciones. Con este nuevo equipo se busca facilitar el proceso de mantenimiento para los técnicos, tecnólogos e ingenieros biomédicos que con frecuencia deben realizar estos procedimientos y no cuentan con los patrones analizadores de bombas de infusión debido a su elevado precio o no suelen trasladar estos equipos ya que son muy pesados y de gran tamaño.

#### **Palabras clave:**

Bomba de infusión, flujo, caudal, evento adverso, microcontrolador, sensor.

### **ABSTRACT**

This article deals with the development of a device for the analysis of infusion pumps in the maintenance work carried out on these equipment, this in order to reduce the existing problems with infusion pumps due to the large amount of adverse events that are generated by the implementation of these teams even though it is not known if it is working in optimal conditions. With this new equipment, the aim is to facilitate the maintenance process for technicians, technologists and biomedical engineers who frequently have to perform these procedures and do not have the infusion pump analyzer standards due to their high price or do not usually move these equipment anymore. They are very heavy and large.

#### **Keywords:**

Infusion pump, flow or flow, adverse event, microcontroller, sensor.

## **1. Introducción**

Hoy en día, todos los centros destinados a brindar atención en salud cuentan con una considerable cantidad de bombas de infusión, las cuales son realmente relevantes al momento de tratar paciente. De esta manera, “Los dispositivos de infusión (bombas y controladores) constituyen uno de los dispositivos médicos que más abundan en los hospitales y en las clínicas de todo el mundo” (Khanna, S. & Zion, J., 2010).

Estos equipos ayudan a dosificar de manera más adecuada los medicamentos a los pacientes con rangos pequeños de flujo y volumen infundido, esto ayuda a evitar sobredosis en las personas atendidas. Actualmente las bombas de infusión hacen parte de la lista de los equipos que más eventos adversos presentan, lo cual, a pesar de no generar daños fatales a la vida, afecta la salud de los pacientes tratados con estos equipos. Por este motivo, es muy importante realizar el correcto mantenimiento a estos dispositivos, con una frecuencia que sea directamente proporcional al uso que se le da, para reducir la cantidad de eventos adversos que presentan regularmente las bombas de infusión.

Los dispositivos de infusión han sido el objetivo de muchos estudios clínicos en los que los errores humanos y los fallos tanto mecánicos como electrónicos han sido la causa principal del desacierto. De hecho, la FDA informó de 56,000 episodios adversos, más de 500 muertes y 87 retiradas de productos relacionados con dispositivos de infusión entre 2005 y 2009 tan solo en Estados Unidos. Las lecturas incorrectas obtenidas a partir de una bomba de infusión con un funcionamiento deficiente pueden poner en grave peligro la salud de los pacientes e incluso provocarles la muerte (Khanna, S., & Zion, J, 2010).

Para las pruebas de rendimiento de dispositivos de infusión actualmente existen equipos diseñados para analizar estas bombas de infusión, mismos que llegan a ser efectivos y precisos a la hora de medir los parámetros de las bombas de infusión, facilitando de esta manera a la población encargada de realizar los mantenimientos, ya sea preventivos o correctivos, incluso existen equipos que tienen la capacidad de analizar hasta cuatro (4) bombas de infusión de manera simultánea, lo cual es una gran ventaja en términos de tiempo de trabajo. Además, “es un dispositivo electrónicamente controlado y programado que permite entregar cantidades constantes y exactas de fluido en un periodo de tiempo especificado. Este dosifica el medicamento y puede ser introducido en el organismo por vías intravenosa, intramuscular o respiratorias.” (Rodríguez, H. & Pluas, H., 2009)

Por lo general, los equipos analizadores de bombas de infusión presentan un elevado costo lo cual los hace difícil de adquirir, generando que muy pocas empresas cuenten con este tipo de equipos, añadiendo su diseño poco portable y su gran peso. Esto lleva a los tecnólogos e ingenieros a realizar análisis volumétricos con ayuda de probetas al momento de verificar el correcto funcionamiento de las bombas de infusión. La realización de procedimientos alternos, tales como análisis volumétricos, pueden presentar errores con frecuencia, ya que es realizado sin ayuda de equipos especializados, lo cual genera más espacio para el error humano. Sin embargo, estos procedimientos son a menudo aplicados al momento de determinar el correcto funcionamiento de la bomba de infusión.

Por otro lado, la “gravimetría es un método analítico cuantitativo, es decir, que determina la cantidad de sustancia midiendo su peso” (Christian, G.D., 2009). Por medio del análisis gravimétrico es posible calcular el flujo en relación con el tiempo en el que se obtiene el volumen total del líquido. Es por esto que, al momento de comprobar el óptimo funcionamiento de los equipos de infusión, se utilizan recipientes graduados para conocer el valor exacto del volumen

infundido en un determinado tiempo; una vez se conocen estos valores, es posible conocer el caudal de la bomba de infusión en estos casos.

La idea de elaborar un prototipo capaz de medir volumen y flujo nace luego de conocer las ventajas y desventajas mencionadas anteriormente, un dispositivo que tiene la facilidad de medir estos dos factores realmente relevantes en equipos de infusión. Este prototipo cuenta con unos componentes de un valor muy inferior si lo comparamos con los analizadores de bombas de infusión tradicionales. Además, el prototipo presenta un peso y tamaño inferior a los anteriores. De esta manera, este prototipo puede representar una gran ayuda, ya que es fácil de adquirir, fácil de transportar y muestra los datos medidos casi en tiempo real, facilitando y optimizando así el trabajo de los tecnólogos e ingenieros al momento de realizar el mantenimiento correspondiente. Además, gracias a este prototipo será más sencillo realizar los mantenimientos a bombas de infusión con una mayor frecuencia.

Este proyecto tuvo como objetivo general diseñar y elaborar un dispositivo de bajo costo capaz de medir el flujo y volumen en bombas de infusión. Para lograr el objetivo general, se desarrollaron tres (3) objetivos específicos:

- Diseñar un analizador de flujo y volumen más económico que los analizadores actuales.
- Elaborar un dispositivo menos pesado que los analizadores actuales.
- Validar las mediciones de flujo y volumen en tiempo real.

Todo esto nos lleva a la siguiente pregunta de investigación: ¿Cómo se diseña y elabora un dispositivo de bajo costo capaz de medir el flujo y volumen en bombas de infusión?

## **2. Metodología**

Para poder llevar a cabo el objetivo general de este proyecto, es necesario el desarrollo ordenado de los tres objetivos específicos planteados. Por esta razón la metodología se divide en el desarrollo paso a paso de cada uno de los objetivos.

Para el desarrollo del diseño de un dispositivo medidor de volumen y flujo se necesitan dispositivos cuya características principales sean las de medir los valores que a este proyecto concierne. Por lo tanto, es necesario el uso de sensores que estén diseñados para medir estas magnitudes presentes al momento de realizar infusiones con bombas de infusión en el área médica.

Con el fin de realizar este prototipo con un tamaño reducido y compacto, además de ser poco pesado, el equipo cuenta con pantallas LCD para visualizar las mediciones sin necesidad de equipos de apoyo o realizar cálculos matemáticos por parte de los usuarios de las bombas de infusión. El uso de estas pantallas permite observar las mediciones de forma constante y en tiempo real para poder hacer un seguimiento constante de las dos variables que se analizan con este proyecto. Este equipo está basado en una celda de carga que sirve para medir el volumen que está siendo infundido en función del tiempo programado en la bomba de infusión, a esta celda se le añade un recipiente para la recolección del fluido luego de ser bombeado.

Como alternativa, este equipo cuenta con un sensor medidor de flujo instantáneo que puede ser conectado directamente al equipo de macro-goteo con el cual se realiza la infusión. Este sensor mide la velocidad con la que el fluido pasa a través de él para comparar el caudal respecto al mostrado por la bomba de infusión. Para la captación, conversión y cálculo de las señales enviadas por los sensores, además de controlar los mensajes mostrados en las pantallas LCD, se utilizan micro controladores de la plataforma Arduino. Para los sensores y pantalla se utiliza una placa de Arduino, esta lleva programada los mensajes de la pantalla principal y las señales de los sensores.

Para realizar mediciones y pruebas en tiempo programado es necesario contar con un temporizador integrado al proyecto, para esto es necesario utilizar otro microcontrolador. Para este proceso no es necesario implementar muchos elementos, por esta razón este microcontrolador es de un tamaño inferior al microcontrolador principal. Esta placa se conecta directamente a la placa principal para así poder realizar los cálculos de volumen y flujo respectivamente en el tiempo deseado por el usuario. Estos programas brindan la posibilidad de visualizar los datos a través de computadoras con apoyo de un software exclusivo para las placas Arduino. En este mismo software se realiza la programación para los microcontroladores.

Por último, se necesitan pulsadores para poder seleccionar el tipo de sensor que se va a utilizar, en este caso, un pulsador para la celda de carga y un pulsador para el sensor de flujo. Además, para el temporizador, se necesitan pulsadores para programar el tiempo ya sea en minutos o segundos, dependiendo de la necesidad del usuario.

Luego de conocer los componentes con los cuales se obtiene el diseño de este dispositivo, es necesario conocer el principio de funcionamiento de cada uno de estos componentes para así poder elaborar un prototipo funcional. La base de este equipo, al igual que la mayoría de los equipos electrónicos, son los microcontroladores, este equipo cuenta en su tarjeta principal con un micro controlador AT Mega 328 que se encarga de enviar y recibir las señales del resto de componentes del dispositivo medidor de flujo y volumen para bombas de infusión.

“El microcontrolador ATmega328 está destinado a artistas, diseñadores, aficionados y cualquier persona interesada en crear objetos o entornos interactivos (Yeole, A. R., Bramhankar, S. M., Wani, M. D., & Mahajan, M. P., 2015). Consta de las siguientes especificaciones

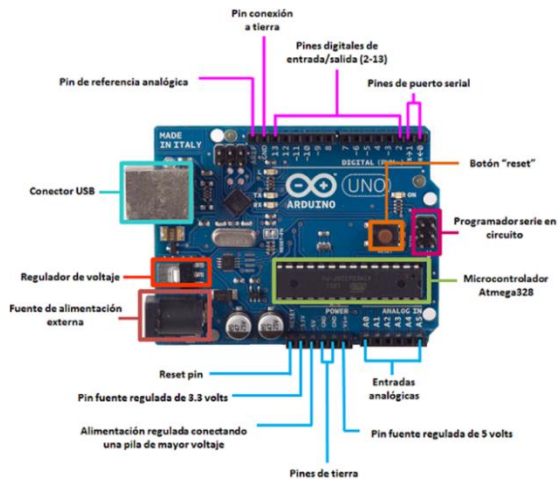
- Microcontrolador AVR de 28 pines
- Memoria de programa flash: 32 Kbytes

- Memoria de datos EEPROM: 1 Kbytes
- Memoria de datos SRAM: 2 Kbytes
- Pines de E / S: 23
- Temporizadores: dos de 8 bits / uno de 16 bits
- Convertidor A / D: Seis canales de 10 bits
- PWM: seis canales
- RTC: Sí con oscilador independiente
- MSSP: Soporte maestro y esclavo SPI e I<sup>2</sup>
- USART: Sí”

Este microcontrolador va integrado una placa de Arduino UNO donde se distribuyen los puertos de conexión y sobre la cual se conectan los sensores, pulsadores y pantallas LCD. Además, esta placa se alimenta con cinco voltios de corriente directa (5V DC) y esta misma distribuye el voltaje de alimentación a todos los elementos que se encuentren conectados a la placa.

## Figura 1.

### *Explicación De Placa Arduino UNO.*



Como se muestra en la imagen, la placa presenta diferentes secciones en las cuales se conectan las diferentes partes del equipo medidor de flujo y volumen (Alfaro, G., 2016).

Las entradas analógicas y digitales son los puertos de los cuales dispone la placa para recibir o enviar señales, la placa Arduino UNO cuenta con seis (6) entradas análogas y once (11) entradas digitales. Generalmente los dispositivos que van conectados a los puertos análogos de la placa trabajan con un voltaje de cinco voltios (5V). Sin embargo, hay puertos disponibles con voltajes distintos en caso de presentar un componente que trabaje con un voltaje menor, como el puerto '3V3'. Para equipos que trabajen con voltajes mayores a cinco voltios es necesario añadir fuentes con el voltaje deseado teniendo la precaución de evitar el paso de ese voltaje a la placa de Arduino para no generar daños en el circuito.

La placa cuenta con tres (3) puertos de conexión a tierra notificados como 'GND', dos pines de comunicación externa con los cuales se puede establecer conexión con dispositivos bluetooth, GPS, entre otros, estos puertos son el TX (1) para enviar datos y RX (0) para recibirlos.

Para su alimentación cuenta con dos conectores, ambos son de cinco voltios y se realizan de forma alámbrica, principalmente por el puerto USB tipo B, este se puede conectar a corriente alterna por medio de un transformador de cinco voltios a corriente directa. Por último, la placa cuenta con un botón de reset para reiniciar todo el proceso previamente programado en el microcontrolador.

Como se mencionó anteriormente, para la visualización de los datos, se implementan displays LCD, una para mostrar las mediciones en tiempo real de los sensores de presión y de flujo respectivamente y otra para visualizar la cuenta regresiva del temporizador. Estos displays en su presentación básica ocupan una considerable cantidad de pines, esto puede complicar su aplicación con la placa Arduino debido a que disminuye la cantidad de componentes que pueden implementarse en el mismo circuito.

Para los displays mencionados anteriormente, con el fin de simplificar la conexión de sus pines de control existe un módulo que reduce a solo cuatro (4) pines el total de sus conexiones.

## **Figura 2.**

*Módulo I2C.*

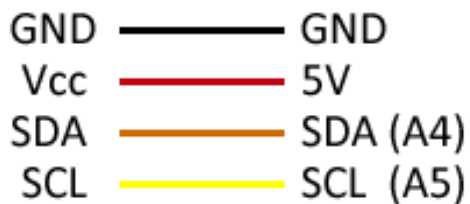


“El controlador de LCD I2C es un dispositivo que nos permite controlar una pantalla a través del bus I2C, usando únicamente dos cables (Llamas, L., 2016).” Este bus se conecta directamente a

los pines del display LCD para simplificarlo únicamente a los pines de alimentación y los pines de control.

### Figura 3.

#### *Pines De Modulo I2C*



Los dos primeros conectores (GND) y (Vcc) sin los pines de alimentación indican la conexión a tierra y que el módulo trabaja con cinco voltios de corriente directa. Los pines de datos se conectan a los pines análogos A4 y A5 los cuales ya están predeterminados para conectar estos dos. El puerto SDA es a través del cual se envían los datos y el puerto SCL es para el reloj.

Gracias a los módulos I2C se liberan varios pines de la placa de Arduino en la cual se pueden conectar los sensores aplicados en este proyecto, el sensor de flujo utilizado para este dispositivo es el modelo yf-401 y el sensor de deformación o celda de carga con capacidad de 5kg. El sensor de flujo consiste en una pequeña estructura plástica que en su interior contiene una pequeña hélice que gira proporcionalmente a la velocidad con la que el fluido pasa a través de ella, en su parte superior la hélice porta consigo un pequeño imán.

**Figura 4.**

*Hélice Del Sensor De Flujo.*



El funcionamiento se basa en su sensor de efecto hall “Este efecto consiste en la aparición de un campo eléctrico transversal al sentido de la corriente que circula por una muestra conductora cuando ésta se encuentra en un campo magnético.” (Atorino et al., 2009).

**Figura 5.**

*Sensor De Efecto Hall*



Es gracias a este efecto que se puede medir la rapidez con la que el fluido pasa a través del dispositivo, la hélice con cada giro hace girar a su vez al imán que lleva adherido para generar el campo magnético que es detectado por el sensor de efecto hall en cada uno de los giros.

Para la caracterización del sensor de flujo se requieren varios ensayos, de esta manera se conoce la cantidad de veces el sensor de efecto hall detecta el campo magnético generado por el imán con un caudal determinado.

### **Figura 6.**

#### *Ecuación Para Sensor De Efecto Hall*

$$f(Hz) = K \cdot Q(l/min) \Rightarrow Q(l/min) = \frac{f(Hz)}{K}$$

Con la formula anterior es posible determinar la constante ‘K’ al conocer la frecuencia (f) con la que el sensor detecta el campo magnético y el caudal (Q) con el que el fluido hace girar la hélice interna del equipo (Llamas, L., 2016). Para este procedimiento se debe realizar cada ensayo en un tiempo y flujo establecidos por el usuario para así poder comparar la frecuencia en cada prueba y tener un valor ‘K’ más acertado y así obtener mediciones más exactas con este sensor.

### **Figura 7.**

#### *Sensor De Flujo Yf-S401*

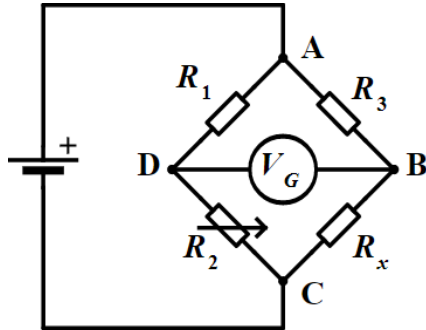


Este sensor cuenta con una sencilla instalación al contar únicamente con tres cables, por medio del cable rojo recibe alimentación, esta debe ser de cinco voltios (5v) según sus especificaciones, por medio del cable negro se conectan a tierra (GND) y para transmitir en forma de señales eléctricas las constantes mediciones utiliza el cable amarillo. Para la medición directa del volumen infundido por la bomba de infusión se utiliza una celda de carga, este componente funciona como un sensor de deformación por lo que envía señales eléctricas en relación con la presión que sea sometido este sensor. La celda de carga funciona por medio de una galga extensiométrica “Estos dispositivos son transductores pasivos, que, aplicados sobre un espécimen, permiten medir la fuerza ejercida sobre él a partir de la deformación resultante.”(Rodríguez, Et al., 2007).

Además, “su principio de funcionamiento se basa en el efecto piezorresistivo de metales y semiconductores, según el cual, su resistividad varía en función de la deformación a la que están sometidos, el material de que está hecho y el diseño adoptado” (Rodríguez, Et al., 2007). Cuando se ejerce una presión sobre la celda de carga se produce una pequeña deformación en la galga extensiométrica, esto genera una variación en la resistencia de la galga debido a su efecto piezorresistivo. La variación en la resistencia de la galga es calculada por medio de un puente de Wheatstone. En este sentido, “el circuito de Puente de Wheatstone consiste en cuatro elementos resistivos con excitación de voltaje aplicado en las puntas del puente.” (Trujillo Sanchez, S., 2018).

**Figura 8.**

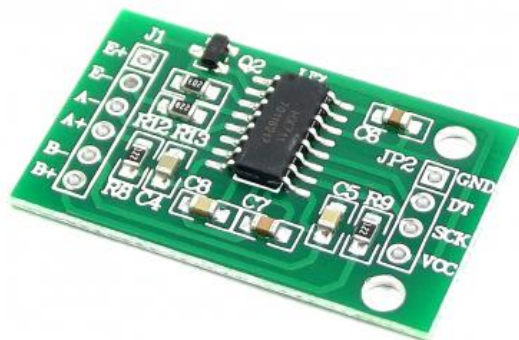
*Esquema De Puente De Wheatstone*



En la figura 8 se puede ver el esquema de un puente de Wheatstone en el cual  $R_x$  es el valor de la resistencia variable de la celda de carga, las resistencias  $R_1$  y  $R_3$  son de valor conocido y la resistencia  $R_2$  se puede ajustar a conveniencia dependiendo el tipo de medición. Este cálculo de la variación de la resistencia va integrado a un módulo HX711 a través del cual se instala el sensor para captar las señales que este envía al microcontrolador.

**Figura 9.**

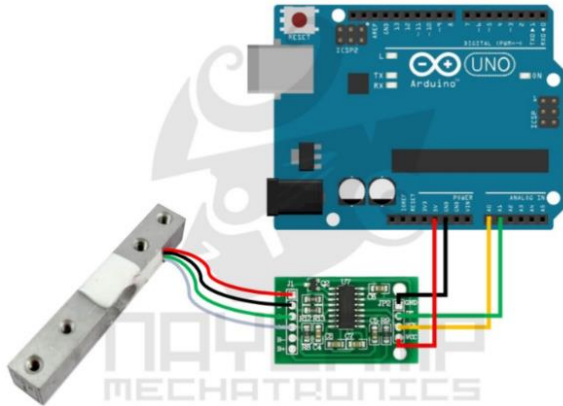
*Módulo HX711 Para Celda De Carga*



A este módulo se conecta el sensor de deformación para alimentarlo y captar las presiones a las que está siendo sometido.

**Figura 10.**

*Esquema De Conexión De Celda De Carga Al Microcontrolador*



El HX711 se conecta en los puertos analógicos para transmitir las señales, el puerto DT (dato) a través del A1 y el SCK (reloj) al puerto analógico A0 (Naylamp, 2015).

Para la caracterización de este sensor se realiza una única prueba en la cual se determina la escala a la que se quiere medir con una masa de valor conocido, por medio de la ecuación mostrada en la figura 11.

**Figura 11.**

*Ecuación Para Escala De Medición*

$$ESCALA = \frac{\text{Valor de Lectura}}{\text{Peso Real}}$$

El valor resultante de esta ecuación se añade a la programación para obtener una lectura de los datos en la escala deseada. Para la validación del dispositivo medidor de volumen y flujo se realizan ensayos para conocer si el equipo cuenta con un funcionamiento óptimo, probando en repetidas ocasiones con el mismo para así verificar si el equipo puede llegar a ser útil al momento de realizar trabajos de mantenimiento a las bombas de infusión.

Gracias a la experiencia adquirida en este extenso proceso de ensayo y error, al momento de analizar las bombas de infusión se encuentra que estos equipos no trabajan con un flujo constante, las bombas de infusión por lo general realizan su trabajo con un caudal promedio a lo largo del tiempo de infusión que ha sido programado previamente. Estas máquinas al momento de impulsar el fluido que será inyectado al paciente presentan flujos instantáneos superiores al programado, luego de esto, si se analizan los siguientes flujos instantáneos se puede notar que estos son inferiores al programado con el fin de compensar el caudal antes mencionado.

Por esta razón a este equipo se le añade un temporizador con el cual se hace el cálculo del flujo promedio en un tiempo programado de medición, ya que no es recomendable fijarse únicamente en el flujo instantáneo medido en la bomba de infusión porque existe la posibilidad de encontrarse con medidas un poco alejadas de las esperadas y se puede llegar a tener conclusiones equivocadas sobre el funcionamiento del equipo de infusión.

De igual manera con este nuevo dispositivo también se pueden visualizar las mediciones instantáneas durante el proceso, se pueden observar las variaciones en el volumen y flujo entregados por la bomba de infusión en repetidas ocasiones desde el momento en que se inicia la medición hasta que esta finaliza. Con el sensor de deformación se puede realizar el proceso por gravimetría, por lo tanto, con este se puede ver el incremento del volumen gradualmente conforme avanza la infusión. En relación con el tiempo programado, se calcula en paralelo el flujo por medio de una operación matemática integrada a la programación del microcontrolador. De la misma

manera se realiza el trabajo con el sensor de flujo, este es capaz de medir el flujo instantáneo y con esto se calcula el volumen constante conforme el tiempo previamente programado va avanzando. Para la validación del sensor de deformación se utilizaron unas pesas calibradas con una masa conocida para así poder comprobar si las mediciones son correctas, para las pruebas de validación del sensor de deformación se utilizaron masas de cincuenta gramos (50 g), cien gramos (100 g) y quinientos gramos (500 g).

**Figura 12.**

*Prueba De Validación Con 50g*



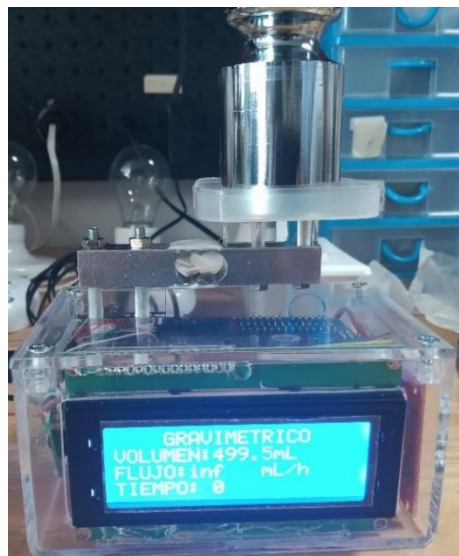
**Figura 13.**

*Prueba De Validación Con 100g*



**Figura 14.**

*Prueba De Validación Con 500g*



### 3. Resultados

A continuación, se muestran los resultados obtenidos de las mediciones con el sensor de flujo y la celda de carga. Se realizaron pruebas con el sensor de flujo para caudales de novecientos y ochocientos mililitros por hora (900 ml/h y 800 ml/h), para la celda de carga utilizaron volúmenes de cincuenta, cien y quinientos mililitros (50ml-100ml-500ml).

**Tabla 1.**

*Prueba De Sensor De Flujo Con 900 ml/h*

	<b>Flujo programado en la bomba de infusión</b>	<b>Flujo medido con el sensor de flujo</b>	<b>Flujo medido con el patrón</b>
1	900 ml/h	896.6 ml/h	899.2ml/h
2	900 ml/h	896.2 ml/h	898.8ml/h
3	900 ml/h	897.1 ml/h	899.7ml/h
4	900 ml/h	903.3 ml/h	900 ml/h

5	900 ml/h	896.6 ml/h	900.2ml/h
6	900 ml/h	898.8 ml/h	899.8ml/h
7	900 ml/h	903.1 ml/h	900.1ml/h
8	900 ml/h	897.8 ml/h	899.5ml/h
9	900 ml/h	897.7 ml/h	900 ml/h
1	900 ml/h	898.2	899.8ml/h
0		ml/h	

---

**Tabla 2.**

*Prueba De Sensor De Flujo Con 800 ml/h*

<b>Flujo programado en la bomba de infusión</b>	<b>Flujo medido con el sensor de flujo</b>	<b>Flujo medido con el patrón</b>
---	--	---

1	800 ml/h	802.4 ml/h	799.8 ml/h
2	800 ml/h	798.3 ml/h	799.9 ml/h
3	800 ml/h	798.3 ml/h	799.8 ml/h
4	800 ml/h	797.6 ml/h	800.2 ml/h
5	800 ml/h	797.9 ml/h	800.2 ml/h
6	800 ml/h	798.3 ml/h	798.9 ml/h
7	800 ml/h	799.1 ml/h	799.5 ml/h
8	800 ml/h	802.3 ml/h	800 ml/h
9	800 ml/h	803.1 ml/h	799.4 ml/h
1	800 ml/h	799.2 ml/h	801.1 ml/h
0			

**Tabla 3.**

*Prueba De Celda De Carga Con 50 ml*

<b>Volumen conocido</b>	<b>Volumen medido con la celda de carga</b>	<b>Volumen medido con patrón</b>
-------------------------	---	----------------------------------

1	50 ml	49.8 ml	50.1 ml
2	50 ml	50 ml	50.2 ml
3	50 ml	52.1 ml	50.1 ml
4	50 ml	50 ml	50.1 ml
5	50 ml	49.9 ml	50 ml
6	50 ml	49.8 ml	50 ml
7	50 ml	51.1 ml	50 ml
8	50 ml	50.4 ml	50.2 ml
9	50 ml	50 ml	50 ml
10	50 ml	50.8 ml	50 ml

**Tabla 4.**

*Prueba De Celda De Carga Con 100 ml*

	<b>Volumen conocido</b>	<b>Volumen medido con la celda de carga</b>	<b>Volumen medido con patrón</b>
1	100 g	98.6 g	100 g

2	100 g	99.2 g	100 g
3	100 g	102.1 g	100.1 g
4	100 g	100.5g	100 g
5	100 g	98.6 g	100 g
6	100 g	99.6 g	100.1 g
7	100 g	101.2 g	100 g
8	100 g	100.1 g	100 g
9	100 g	100.1 g	100 g
10	100 g	100.3 g	100 g

---

**Tabla 5.**

*Prueba De Celda De Carga Con 500 ml*

	<b>Volumen conocido</b>	<b>Volumen medido con la celda de carga</b>	<b>Volumen medido con patrón</b>
1	500 ml	500.3 ml	500.1 ml
2	500 ml	500.1 ml	500 ml
3	500 ml	499.2 ml	500.1 ml

4	500 ml	499.1 ml	500.1 ml
5	500 ml	500.5 ml	500.1 ml
6	500 ml	500 ml	500 ml
7	500 ml	499.2 ml	500 ml
8	500 ml	499.3 ml	500 ml
9	500 ml	499.2 ml	500 ml
10	500 ml	500.1 ml	500.1 ml

---

**Figura 14.**

*Comparación Del Prototipo Con Patrón Analizador Actual*



#### **4. Análisis de resultados**

Se puede observar según los resultados que el dispositivo funciona de manera eficiente, arrojando valores de medición muy próximos a los valores medidos con patrones calibrados, también se obtuvo un prototipo menos pesado, de menor tamaño y más económico que el patrón analizador de bombas de infusión utilizado en parte del desarrollo de esta experiencia. Con una inversión de aproximadamente trescientos cincuenta mil pesos colombianos, la elaboración de este dispositivo requiere de una inversión muy inferior al costo de los analizadores presentes actualmente en el mercado.

## **5. Conclusiones**

Se diseñó y elaboró un equipo capaz de medir flujo y volumen que puede implementarse para el análisis de bombas de infusión, cuenta con las propiedades necesarias para realizar trabajos de mantenimiento. El dispositivo es ligero y de tamaño reducido, lo cual favorece al técnico, tecnólogo o ingeniero biomédico al momento de necesitar trasladar este equipo de un lado a otro. Por otra parte, la elaboración de este dispositivo en comparación a los patrones presentes en el mercado es de bajo costo, esto beneficia a las empresas que no cuentan con equipos para el análisis de bombas de infusión por un bajo presupuesto.

## Referencias

Alfaro, G. (2016). *Pines de placa arduino*. [Figura 1]. 2020, octubre 30, de Arduino programación Recuperado de <https://sites.google.com/site/arduinoprogramacion/home/pines-de-placa-arduino>

Atorino, J. I., Bortolín, L. P., Rodríguez, E., Farías, R. O., & Eduardo, R. (2009). Experimentos con un sensor de efecto Hall. *Latin-American Journal of Physics Education*, 3(3), 17.

Christian, G. D. (2009). *Química Analítica*. D.F. McGraw - Hill.

Khanna, S. & Zion J. (2010). *Pruebas de rendimiento de dispositivos de infusión*. 2020, octubre 30, de Fluke

Biomedical. [https://www.flukebiomedical.com/sites/default/files/resources/6003942\\_6150\\_ENG\\_A\\_W.PDF](https://www.flukebiomedical.com/sites/default/files/resources/6003942_6150_ENG_A_W.PDF)

Llamas, L. (2016). *Conectar un display LCD Hitachi a arduino por bus I2C*. [Figura 2]. 2020, octubre 30, de Luis Llamas - Ingeniería, informática y diseño Recuperado de <https://www.luisllamas.es/arduino-lcd-i2c/>

Llamas, L. (2016). *Medir caudal y consumo de agua con arduino y caudalímetro*. [Figura 6]. 2020, octubre 30, de Luis Llamas - Ingeniería, informática y diseño. Recuperado de <https://www.luisllamas.es/caudal-consumo-de-agua-con-arduino-y-caudalimetro/>

Naylamp. (2015). *Tutorial transmisor de celda de carga HX711*, [Figura 9]. Balanza Digital. 2020, octubre 30, de Naylamp mechatronics. Recuperado de [https://naylampmechatronics.com/blog/25\\_tutorial-trasmisor-de-celda-de-carga-hx711-ba.html](https://naylampmechatronics.com/blog/25_tutorial-trasmisor-de-celda-de-carga-hx711-ba.html)

Rodríguez, E. J. A., Ocampo, J. W. M., & Ortega, C. A. S. (2007). *Medidores de deformacion por resistencia: galgas extensiométricas*. *Scientia et Technica*, 1(34).

Rodríguez, H. & Pluas, H. (2009). *Normas para el mantenimiento preventivo de equipos médicos en los hospitales y clínicas del país*. Escuela superior politécnica del litoral. <https://www.dspace.espol.edu.ec/retrieve/128842/D-39920.pdf>

Yeole, A. R., Bramhankar, S. M., Wani, M. D., & Mahajan, M. P. (2015). *Smart phone controlled robot using Atmega328 microcontroller*. *International Journal of Innovative Research in Computer and Communication Engineering*, 3(1), 352-356.

Trujillo Sanchez, S. (2018). *Diseño e implementación de una balanza electrónica en base al microcontrolador PIC 16LF877* (Bachelor's thesis, Espol).