



Universidad Autónoma de Querétaro.

Facultad de Ingeniería.

Maestría en Ingeniería de Calidad y Productividad.

Estudio experimental y modelo de regresión sobre el error de medición de caudal pulsátil en canales con diámetro pequeño.

TESIS

Que como parte de los requisitos para obtener el grado de

Maestro en Ingeniería de Calidad y Productividad

Presenta

José Antonio Gómez Hurtado

Dirigido por:

Dr. Suresh Thenozhi

Dr. Suresh Thenozhi

Presidente

Firma

Dra. Aurora Femat Díaz

Secretario

Firma

M.I. Javier García Pérez

Vocal

Firma

Dr. Edwin Geovanny Vergara

Suplente

Firma

MAP. José Agustín Martínez Rodríguez

Suplente

Firma

Querétaro, Qro. México

Mayo 2024

La presente obra está bajo la licencia:
<https://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/deed.es>



CC BY-NC-ND 4.0 DEED

Atribución-NoComercial-SinDerivadas 4.0 Internacional

Usted es libre de:

Compartir — copiar y redistribuir el material en cualquier medio o formato

La licenciatario no puede revocar estas libertades en tanto usted siga los términos de la licencia

Bajo los siguientes términos:

 **Atribución** — Usted debe dar [crédito de manera adecuada](#), brindar un enlace a la licencia, e [indicar si se han realizado cambios](#). Puede hacerlo en cualquier forma razonable, pero no de forma tal que sugiera que usted o su uso tienen el apoyo de la licenciatario.

 **NoComercial** — Usted no puede hacer uso del material con [propósitos comerciales](#).

 **SinDerivadas** — Si [remezcla, transforma o crea a partir](#) del material, no podrá distribuir el material modificado.

No hay restricciones adicionales — No puede aplicar términos legales ni [medidas tecnológicas](#) que restrinjan legalmente a otras a hacer cualquier uso permitido por la licencia.

Avisos:

No tiene que cumplir con la licencia para elementos del material en el dominio público o cuando su uso esté permitido por una [excepción o limitación](#) aplicable.

No se dan garantías. La licencia podría no darle todos los permisos que necesita para el uso que tenga previsto. Por ejemplo, otros derechos como [publicidad, privacidad, o derechos morales](#) pueden limitar la forma en que utilice el material.

Dedicatorias

A Dios.

Agradecimientos

A Dios por su amor infinito y por permitirme sonreír ante todos mis logros que son resultado de su ayuda.

A mis padres, su amor y aliento inquebrantable han sido mi fuente de inspiración y motivación a lo largo de este viaje.

A mi madre Graciela por su apoyo incondicional y oraciones bastas.

A mi padre Antonio por darme su temple y paciencia siempre.

A Arlette por darme su amor, ánimo, escucha y paciencia total.

A mi asesor, el Dr. Suresh Thenozhi, por su orientación experta y dedicación.

A mis maestros por sus invaluables enseñanzas.

A la Universidad Autónoma de Querétaro y al Consejo Nacional de Humanidades, Ciencia y Tecnología (CONAHCYT) por su generoso respaldo financiero.

¡Gracias!

CONTENIDO

Resumen.....	18
Abstract	20
1 Introducción	22
1.1 Planteamiento del problema	22
1.2 Justificación.....	24
2 Antecedentes.....	26
2.1 Sistemas de medición	26
2.2 Dispositivos sensores	27
2.2.1 Sensores de tipo ultrasónico.....	27
2.2.2 Sensores de tipo térmico	28
2.3 Sistemas de generación de flujo	29
2.4 Soluciones económicas en bombas pulsantes.....	30
2.5 Variables relevantes en flujo pulsátil	31
2.6 Enfoque integral en la medición de flujo pulsátil.....	33
3 Marco teórico.....	36
3.1 Caudal pulsátil	36
3.2 Sensores	39
3.3 Principio de medición.....	39
4 Hipótesis y Objetivos.....	42
4.1 Hipótesis	42
4.2 Objetivo general	42
4.2.1 Objetivos específicos	42
5 Metodología.....	44

5.1	Generación de flujo	45
5.1.1	Bomba de jeringa	46
5.1.2	Controles	48
5.2	Medición de flujo con sensor	55
5.2.1	Conexiones eléctricas.....	55
5.2.2	Diagrama de flujo de comunicación de sensor	56
5.2.3	Manejo de información	58
5.3	Medición de flujo con balanza	59
5.3.1	Método gravimétrico.....	60
5.3.2	Manejo de información	60
5.3.3	Efectuar una medición.....	61
5.4	Diferencia de medición	62
5.5	Plan experimental	63
5.6	Límites de medición de los factores de estudio.....	66
6	Resultados	68
6.1	Análisis tipo I	68
6.2	Límites del prototipo	70
6.3	Factores de estudio	75
6.4	Análisis de varianzas	79
6.5	Supuestos del ANOVA	83
6.6	Regresión lineal	86
6.7	Mejor ANOVA.....	88
6.8	Regresión lineal mejor ANOVA	91
6.9	Modelo estadístico.....	92

7	Conclusiones.....	94
8	Referencias.....	96
9	Anexos	100
9.1	Código de control de motorreductor.....	100
9.2	Código de comunicación de sensor	101
9.3	Código de análisis estadístico en R	103
9.4	Gráficas de observaciones experimentales	105

Índice de cuadros

Cuadro 1: Lista de materiales.....	45
Cuadro 2: Registros de medición del sensor.....	58
Cuadro 3: Combinación de niveles con base en notación numérica.....	64
Cuadro 4: Niveles de factores de estudios en términos de ecuación 6.....	66
Cuadro 5: Niveles de factores de estudios equivalentes.....	66
Cuadro 6: Resumen de Resultados del Análisis Tipo I.....	69
Cuadro 7: Límites particulares de componentes de prototipo.....	72
Cuadro 8: Límites generales de prototipo.....	74
Cuadro 9: Plan experimental.....	81
Cuadro 10: Análisis de varianzas.....	82
Cuadro 11: Pruebas de los supuestos del anova.....	85
Cuadro 12: Resumen de la regresión lineal.....	87
Cuadro 13: Coeficientes del modelo.....	88
Cuadro 14: Mejor ANOVA.....	89
Cuadro 15: Regresión lineal “mejor ANOVA”	91
Cuadro 16: Coeficientes del modelo.....	92

Índice de figuras

Figura 1: Flujo pulsátil.....	36
Figura 2: Flujo oscilatorio.....	37
Figura 3: Flujo constante.....	37
Figura 4: Principio de medición del sensor.....	39
Figura 5: Diagrama general de metodología.....	44
Figura 6: Componentes de una bomba de jeringa.....	46
Figura 7: Actuador lineal eléctrico.....	47
Figura 8: Motorreductor Pololu.....	48
Figura 9: Parámetros T y W para una señal periódica.....	49
Figura 10: Valores de 'y' para PWM.....	51
Figura 11: Pulsos PWM variando de forma senoidal.....	51
Figura 12: Conexiones eléctricas de controles.....	52
Figura 13: Diagrama de generación de flujo variable.....	54
Figura 14: Conexiones eléctricas de sensor de flujo.....	56
Figura 15: Diagrama de flujo para comunicación con sensor.....	57
Figura 16: Balanza analítica U.S. Solid.....	59
Figura 17: Flujo variable y flujo promedio	62

Figura 18: Gráfica de Resultados del Análisis Tipo I.....	68
Figura 19: Gráfica de tratamiento 1.....	75
Figura 20: Gráfica de tratamiento 10.....	76
Figura 21: Gráfica de tratamiento 19.....	76
Figura 22: Gráfica de tratamiento 20.....	77
Figura 23: Gráfica de tratamiento 21.....	78
Figura 24: Gráfica de tratamiento 22.....	78
Figura 25: Gráfica de tratamiento 25.....	79
Figura 26: Gráfica de observación 24.....	80
Figura 27: Gráfica de efectos de Amplitud, Velocidad y Frecuencia.....	83
Figura 28: Gráfica de normalidad.....	84
Figura 29: Gráfica de residuos.....	84
Figura 30: Efectos de amplitud y velocidad.....	89
Figura 31: Gráfica de normalidad de “mejor ANOVA”.....	90
Figura 32: Gráfica de residuos de “mejor ANOVA”.....	90
Figura 33: Observación 1.....	105
Figura 34: Observación 2.....	105
Figura 35: Observación 3.....	106
Figura 36: Observación 4.....	106

Figura 37: Observación 5.....	107
Figura 38: Observación 6.....	107
Figura 39: Observación 7.....	108
Figura 40: Observación 8.....	108
Figura 41: Observación 9.....	109
Figura 42: Observación 10.....	109
Figura 43: Observación 11.....	110
Figura 44: Observación 12.....	110
Figura 45: Observación 13.....	111
Figura 46: Observación 14.....	111
Figura 47: Observación 15.....	112
Figura 48: Observación 16.....	112
Figura 49: Observación 17.....	113
Figura 50: Observación 18.....	113
Figura 51: Observación 19.....	114
Figura 52: Observación 20.....	114
Figura 53: Observación 21.....	115
Figura 54: Observación 22.....	115
Figura 55: Observación 23.....	116

Figura 56: Observación 24.....	116
Figura 57: Observación 25.....	117
Figura 58: Observación 26.....	117
Figura 59: Observación 27.....	118
Figura 60: Observación 28.....	118
Figura 61: Observación 29.....	119
Figura 62: Observación 30.....	119
Figura 63: Observación 31.....	120
Figura 64: Observación 32.....	120
Figura 65: Observación 33.....	121
Figura 66: Observación 34.....	121
Figura 67: Observación 35.....	122
Figura 68: Observación 36.....	122
Figura 69: Observación 37.....	123
Figura 70: Observación 38.....	123
Figura 71: Observación 39.....	124
Figura 72: Observación 40.....	124
Figura 73: Observación 41.....	125
Figura 74: Observación 42.....	125

Figura 75: Observación 43.....	126
Figura 76: Observación 44.....	126
Figura 77: Observación 45.....	127
Figura 78: Observación 46.....	127
Figura 79: Observación 47.....	128
Figura 80: Observación 48.....	128
Figura 81: Observación 49.....	129
Figura 82: Observación 50.....	129
Figura 83: Observación 51.....	130
Figura 84: Observación 52.....	130
Figura 85: Observación 53.....	131
Figura 86: Observación 54.....	131

Resumen

El propósito de esta investigación es abordar el desafío de medir tasas de flujo pulsátil pequeñas, inferiores a 20 ml/min. A pesar de la amplia variedad de medidores de flujo comerciales, la oferta se vuelve escasa y muy costosa para tuberías con un diámetro inferior a 20 mm ya que se requieren dispositivos igualmente pequeños. Las bombas también enfrentan este problema. Por esta razón, el progreso en la medición de flujo pulsátil ha sido lento. El objetivo principal de esta tesis es investigar el efecto de la Amplitud, la Velocidad de flujo y la Frecuencia de oscilación, en el error de medición. Para lograrlo se presenta el diseño y la construcción de un prototipo que consta de dos partes principales: el sistema de generación de flujo y el sistema de medición. Este último permite cuantificar un flujo de agua mediante dos métodos: sensor de flujo y gravimetría, siendo esta última realizada con una balanza analítica. Se presenta un diseño factorial de tres factores, cada uno con tres niveles, para contrastar los métodos. Finalmente, se reporta el análisis estadístico que describe el impacto de los factores de estudio en el error de medición. El error de medición se define en este trabajo como la diferencia de medida entre la balanza analítica y el sensor. Como resultado, tanto la amplitud como la velocidad ejercen un impacto significativo en el error de medición; es decir, a medida que la velocidad de flujo y la amplitud aumentan, el error también se incrementa. Además, se destaca que la frecuencia de oscilación no tiene un efecto significativo en este sistema. Se sugiere mejorar el sistema de generación de flujo para trabajos futuros. Este estudio puede ser de utilidad para el desarrollo de sistemas de medición de flujo variable.

Palabras clave: flujo pulsátil, error de medición, diseño factorial, sistema de medición, bomba de jeringa.

Abstract

The purpose of this research is to address the challenge of measuring small pulsatile flow rates, below 20 ml/min. Despite the wide variety of commercial flow meters, the supply becomes scarce and very expensive for pipes with a diameter smaller than 20 mm, as equally small devices are required. Pumps also face this issue. Consequently, progress in pulsatile flow measurement has been slow, particularly for small pipes. The main objective of this thesis is to investigate the effect of Amplitude, Flow velocity, and Oscillation frequency on measurement error. To achieve this, the design and construction of a prototype comprising two main parts are presented: the flow generation system and the measurement system. The latter allows quantifying water flow through two methods: a flow sensor and gravimetry, with the latter performed using an analytical balance. A factorial design with three factors, each with three levels, is presented to compare the methods. Finally, a statistical analysis is reported, describing the impact of the study factors on measurement error. Measurement error is defined in this work as the difference between the measurements obtained from the analytical balance and the sensor. As a result, both amplitude and velocity have a significant impact on measurement error; in other words, as flow velocity and amplitude increase, the error also increases. Furthermore, it is highlighted that oscillation frequency does not have a significant effect on this system. Improving the flow generation system is suggested for future work. This study may be useful for the development of variable flow measurement systems.

Keywords: pulsatile flow, measurement error, factorial design, measurement system, syringe pump.

CAPÍTULO I

1 Introducción

El flujo pulsátil es un flujo periódico que oscila en torno a un valor promedio no igual a cero (Dincau et al., 2020). Está presente en diversas aplicaciones fisiológicas, ambientales e industriales; su cuantificación sigue siendo un desafío en desarrollo (Hemmat et al., 2021) debido a las limitaciones tecnológicas y la naturaleza pulsátil del flujo. Una forma de medirlo es mediante un elemento sensor. Si bien existe una gran variedad de medidores de flujo comerciales, el suministro se vuelve escaso y muy costoso para tuberías con un diámetro pequeño de menos de 20 mm (Zhao et al., 2020) ya que se necesitan dispositivos igualmente pequeños (Zhu et al., 2021). Las bombas enfrentan el mismo problema (Jenke et al., 2017); por esta razón, el progreso en la medición de flujo pulsátil ha sido lento. Por lo tanto, hace falta más conocimiento sobre el error de medición que tienen los medidores de flujo para flujos pulsátiles.

Esta investigación surge de la necesidad de comprender mejor el error de medición de flujo pulsátil. La contribución de este trabajo es colaborar al acervo de conocimientos de medición de flujo pulsátil al proporcionar el diseño y construcción de un sistema de generación de flujo, así como el sistema de medición mediante dos métodos: sensor de flujo y método de gravimetría. Además, se incluye un análisis estadístico que describe el impacto de la velocidad de flujo, de la amplitud y de la frecuencia de oscilación, en el error de medición.

1.1 Planteamiento del problema

La medición precisa de flujo en sistemas con tuberías de diámetro pequeño y la experimentación con fluidos pulsátiles son aspectos fundamentales en diversas áreas de

investigación y aplicación, que abarcan desde la ingeniería biomédica hasta la instrumentación industrial. En este contexto, el presente trabajo se centra en el desarrollo e integración de un sistema para generar y medir flujo pulsátil, con el objetivo de investigar y comprender el error de medición asociado al comportamiento de fluidos en condiciones específicas.

La cuantificación de flujo pulsátil es un reto en desarrollo principalmente por las limitaciones tecnológicas y la naturaleza de este tipo de caudal. Aunque existe una amplia variedad de medidores de flujo comerciales, la oferta es escasa y costosa para tuberías con diámetros menores a 20 mm, ya que se necesitan dispositivos igualmente pequeños. Las bombas de flujo pulsátil enfrentan el mismo problema, lo que ha ralentizado el progreso de medición. En este contexto, es crucial abordar la necesidad de más conocimiento sobre el error de medición que presentan los medidores de flujo en flujos pulsátiles y el desarrollo de sistemas de generación pulsátil, especialmente en tuberías de diámetro reducido.

El control eficiente de un motorreductor y la comunicación confiable con sensores son elementos cruciales que sientan las bases para la operación precisa de un sistema mecánico encargado de generar pulsaciones en el flujo y simular condiciones pulsátiles. Además, el diseño factorial podría proporcionar una mejor comprensión de cómo variables como la amplitud (A), la velocidad (V) y la frecuencia (F) pueden tener un impacto significativo en el error de medición. En conjunto, la correcta integración de estos elementos, el control del motorreductor, la comunicación con sensores y el análisis estadístico, resulta esencial para garantizar la validez y confiabilidad de los resultados obtenidos en experimentos que involucren fluidos pulsátiles.

Este trabajo aborda los desafíos técnicos asociados con la implementación de los sistemas de generación de flujo y medición. Asimismo, pretende contribuir al avance en la comprensión del error de medición debido al comportamiento del flujo pulsátil para el método de medición implementado.

1.2 Justificación

La investigación y desarrollo de un prototipo para generar y medir flujo pulsátil se presentan como una empresa importante en el ámbito de la investigación científica y la aplicación práctica en diversos campos, desde la ingeniería biomédica hasta la instrumentación industrial. La justificación de este trabajo se fundamenta en varios aspectos clave:

- **Relevancia en investigación biomédica e industrial:** La medición precisa del flujo en sistemas con tuberías de diámetro pequeño es crucial en aplicaciones biomédicas, donde la monitorización de fluidos corporales pulsátiles, como la sangre, es esencial. En paralelo, en la instrumentación industrial, la capacidad de medir con precisión el flujo en tuberías de diámetros reducidos tiene aplicaciones en el control de procesos y la eficiencia operativa.
- **Limitaciones tecnológicas actuales:** La oferta limitada y el alto costo de medidores de flujo y bombas de flujo pulsátil comerciales para tuberías con diámetros menores a 20 mm representan una barrera para la investigación en este campo. La escasez de dispositivos apropiados para estas dimensiones dificulta la experimentación y la obtención de datos precisos en sistemas de flujo pulsátil.
- **Comprepción del error de medición:** El estudio del error de medición asociado al comportamiento del flujo pulsátil representa una contribución al campo. La implementación del diseño factorial en el análisis estadístico busca comprender cómo variables como la amplitud, la velocidad y la frecuencia impactan el error de medición. Esta metodología permite una evaluación más profunda y rigurosa de los resultados experimentales, mejorando la calidad y confiabilidad de la investigación.

En conjunto, la justificación de este trabajo se sustenta en la necesidad imperante de superar las limitaciones tecnológicas actuales, abordar desafíos técnicos específicos y avanzar en la comprensión del error de medición en flujos pulsátiles.

CAPÍTULO II

2 Antecedentes

Este capítulo se sumerge en la complejidad intrínseca de la medición de flujo pulsátil, donde la precisión y estabilidad son elementos críticos. Se enfoca en los avances significativos alcanzados en dos componentes fundamentales de este proceso: los dispositivos sensores y las bombas de generación de flujo pulsátil. En el ámbito de los sensores, se exploran a fondo tecnologías innovadoras como los caudalímetros miniaturizados de tipo ultrasónicos y calorimétricos. A pesar de su utilidad, la miniaturización sigue presentando desafíos, especialmente en el contexto de tuberías de diámetro reducido, lo que motiva la búsqueda de soluciones para mejorar la precisión. Además, se destaca el papel crucial de las tecnologías microelectromecánicas (MEMS) en la creación de caudalímetros térmicos compactos, abordando así la limitada oferta comercial para aplicaciones en tuberías de diámetro pequeño. Por otro lado, se aborda la necesidad de generar flujo pulsátil de manera controlada y económica. Aquí, la literatura evidencia la tendencia hacia soluciones accesibles y programables, como las bombas de flujo pulsátil controladas por microcontroladores Arduino.

En resumen, este capítulo proporciona una visión detallada de los progresos y desafíos en la medición de flujo pulsátil, destacando la convergencia de avances en sensores y bombas hacia soluciones más económicas, compactas y controladas, esenciales para el desarrollo continuo de investigaciones en este campo.

2.1 Sistemas de medición

Una forma de medir flujo es a través de un sistema de medición que se refiere a la colección de operaciones, instrumentos de medición, hardware, software y personal calificado para asignar un número a la característica que está siendo medida, algunos de los retos que involucra la medición de caudal es el hecho de crear un flujo estable como en el

caso de los sistemas de dosificado que requieren suministrar una cantidad precisa de fluido; la combinación adecuada de sensores de flujo y bombas puede contribuir a la mejora de la precisión de dosificado (Jenke et al., 2017).

El sistema de medición en la investigación de flujo pulsátil es crucial para garantizar resultados precisos y confiables. Este sistema se compone de dispositivos sensores diseñados específicamente para la aplicación y el tipo de fluido, siendo los caudalímetros miniaturizados, los protagonistas. La miniaturización, aunque avanza, presenta desafíos, especialmente en tuberías de diámetro reducido. La aplicación de tecnologías microelectromecánicas (MEMS) se destaca en la creación de caudalímetros térmicos compactos, abordando la limitada variedad comercial para tuberías de diámetro pequeño.

2.2 Dispositivos sensores

El elemento más importante del sistema de medición es el elemento sensor, los medidores de flujo se diseñan para una aplicación y tipo de fluido, se distinguen principalmente por su principio de medición. La miniaturización de los medidores de flujo está ganando terreno, los caudalímetros más utilizados para tuberías diminutas son de tipo Coriolis, ultrasónicos y calorimétricos, aunque el medidor tipo Coriolis es muy utilizado y tiene una alta precisión, su miniaturización sigue siendo costosa. En el caso de fluidos tóxicos o corrosivos, los medidores ultrasónicos y calorimétricos tienen ventajas debido a que no entran en contacto directo con el fluido (Zhu et al., 2021); las aplicaciones médicas son el mejor representante de esto (Sawada et al., 2018).

2.2.1 Sensores de tipo ultrasónico

Los sensores de flujo de tipo ultrasónico tienen la capacidad de medir flujo bidireccional e incluso pulsátil, su principal componente son arreglos de matrices de transductores que generalmente son de efecto piezoelectrónico; debido a las limitantes de manufactura los arreglos de transductores casi siempre tienen un tamaño considerable, esa es la razón por la cual es difícil medir flujo en tuberías con diámetro pequeño menor a 10 mm (Zhu et al., 2021), debido a lo anterior se ha trabajado en desarrollar nuevos sensores capaces de medir en este tipo de tuberías.

Zhu et al. (2021) mencionan que a través de la manufactura tipo sistema microelectromecánico (MEMS por sus siglas en inglés) logran desarrollar un nuevo caudalímetro con un rango de medición de 0.515 l/min hasta 3.40 l/min con un error de medición máximo de 3 % en una tubería de 8 mm de diámetro, aunado a esto, la investigación reporta el uso de interpolación para reducir la frecuencia de muestreo de 2.5 GHz a 20 MHz sin reducir la precisión de la medición, con esto se logra reducir de manera significativa los requerimientos de hardware del sistema de medición.

Los sensores de tipo ultrasónico han sido investigados para mediciones en tuberías con diámetro pequeño, sin embargo, a pesar de que tienen grandes ventajas de medición como son su tiempo de respuesta rápido y la ausencia de pérdida de presión, tienen una baja precisión cuando se trata de tuberías con dimensiones de diámetro menor a 20 mm (Huang et al., 2019 y Zhao et al., 2020). Huang et al. proponen un nuevo método para ampliar las posibilidades de este tipo de sensores para tuberías de 15 mm de diámetro. En su investigación resaltan las ventajas de usar un medidor de tipo calorimétrico como referencia para probar su nuevo método, de manera general refieren que los medidores de tipo calorimétrico son mejores para medir velocidad de caudal lenta de 0.01 m/s y garantizan una precisión de hasta 2 % en comparación al ultrasónico que sólo alcanza de manera generalizada trabajar con velocidades de hasta 0.2 m/s.

2.2.2 Sensores de tipo térmico

Respecto a los caudalímetros de tipo térmico, comercialmente existe una limitada variedad para aplicaciones de medición de flujo en tuberías de diámetro pequeño comparada con la oferta que existe de sensores de flujo para tuberías con diámetros normales (Zhao et al., 2020), es por eso que en la investigación de Zhao se reporta el diseño, fabricación, operación, calibración y rendimiento de un nuevo caudalímetro térmico de tipo tiempo de vuelo, su realización se hizo posible gracias a la manufactura tipo MEMS que son técnicas y procesos que permiten diseñar y crear dispositivos cuyas dimensiones se encuentran en el orden de los micrómetros. En esta investigación, el movimiento del fluido es generado a través de una jeringa de alta precisión y reporta una calibración de sensor de tipo medidor-medidor a través del método gravimétrico.

Debido a la posibilidad de manufactura de bajo costo y forma compacta lograda con la tecnología MEMS, los caudalímetros de tipo térmico son adecuados para mediciones de flujo en tuberías con diámetro pequeño (Mahvi et al., 2019), existen tres tipos: anemómetros, calorimétricos y de tiempo de vuelo, de estos tres tipos, Mahvi et al. desarrollaron un nuevo sensor de tipo tiempo de vuelo para medir velocidades de líquido refrigerante; mediante la técnica medidor-medidor comparan las mediciones del nuevo sensor contra las mediciones de un sensor de tipo Coriolis, mediante la ley de propagación de errores calcularon la incertidumbre de medición obteniendo que el nuevo sensor pudo medir 87.1 % de los datos recopilados con un margen de $\pm 5\%$ correspondiente a velocidades de entre 2 mm/s y 20 mm/s.

Una dificultad adicional que refiere al tamaño del diámetro del canal es cuando el tipo de flujo a medir es de tipo pulsátil, de acuerdo a Jenke, la característica más importante para la medición de flujo pulsátil es la velocidad de lectura del caudalímetro (Jenke et al., 2017), el sensor calorimétrico y de presión diferencial son adecuados ya que tiene un tiempo de lectura rápido; en su estudio evalúa la habilidad de medir flujo pulsátil de dos tecnologías en sistemas de dosificado: sensor de flujo basado en presión diferencial y sensor de tipo calorimétrico, reportaron que dependiendo del flujo promedio requerido o volumen definido los sensores de presión diferencial lograron una precisión de más de 5 % y para el sensor calorimétrico de más de 6 %.

2.3 Sistemas de generación de flujo

Para la generación del movimiento del fluido, se ha encontrado que de manera general se utilizan las jeringas de alta precisión, Batista et al. (2020) utilizan la Guía para la Expresión de la Incertidumbre en la Medida (GUM por sus siglas en inglés) donde proponen un método gravimétrico para cuantificar el error de medición de caudal volumétrico de agua desde 1000 $\mu\text{l}/\text{h}$ hasta 1 $\mu\text{l}/\text{h}$ suministrado por una jeringa de alta precisión en diferentes condiciones experimentales, sus resultados refieren que los errores de medición debido al uso de jeringas de polipropileno son considerablemente mayores que aquellos obtenidos con jeringas rígidas de vidrio (Batista et al., 2020).

Para las mediciones de flujo pulsante una manera de crear el movimiento del fluido es hacerlo mediante una bomba que simule el efecto pulsante, en el campo médico algunos investigadores prefieren contar con este tipo de bombas ya que permiten hacer experimentación *in vitro*, los experimentos *in vitro* simulan sistemas cardiovasculares complicados con bombas de sangre, vasos y válvulas, pero sin sujetos humanos ni animales, son un medio efectivo para establecer las características estructurales o hemodinámicas de dispositivos médicos antes de que se aprueben en animales o se utilicen en la práctica clínica, por lo tanto, dichos experimentos están libres de problemas éticos y presentan grandes ahorros de costos en comparación con los experimentos *in vivo* (Kim et al., 2020).

Un reto similar al de los sensores enfrentan las bombas de este tipo de caudal pulsante, comercialmente la oferta es escasa y altamente costosa, existen algunas como ViVitro SuperPump, CardioFlow 5000 MR y 1400 Series Harvard Apparatus cuyos costos van desde los \$15,000 hasta los \$50,000 dólares, debido a esto y a las características a veces tan específicas de las investigaciones, los investigadores prefieren utilizar bombas de tipo pulsante fabricadas por ellos mismos, Kim, et al. desarrollan una nueva bomba de flujo pulsante utilizando un servomotor y un pistón con el cual logra replicar las formas de onda de flujo con una precisión de error cuadrático medio de 0.64 l/min y un costo de aproximadamente \$8,300 dólares.

2.4 Soluciones económicas en bombas pulsantes

La literatura refiere trabajos donde las bombas de flujo pulsante pueden ser programadas a través de un microcontrolador Arduino, una de ellas es la de Drost donde desarrolla un sistema asequible y compacto de flujo pulsante a través de una bomba de engranajes, la tubería tiene un diámetro de 5 mm y longitud de 500 mm. Esta es la configuración más sencilla posible para estudiar el flujo laminar continuo o pulsátil completamente desarrollado, hasta un número de Reynolds de 2000 (Drost et al., 2018), el sistema resultante es capaz de producir la forma de onda pulsátil con menos del 3.6 % de error, el costo total del sistema es de 380 dólares aproximadamente.

Existe un gran interés de generar un flujo de tipo pulsante y de suministrarlo de manera estable, una manera de lograr esta estabilidad es a través de un controlador

Proporcional Integral Derivativo (PID por sus siglas en inglés), Najjari propone el uso de tarjeta Arduino ya que ofrece la suficiente precisión y robustez, además que en comparación a otro tipo de controladores este tipo de sistema es asequible para la mayoría de los investigadores. El canal utilizado tiene un diámetro de 12.7 mm y entra dentro de la categoría de canal con diámetro pequeño. El caudal es producido a través de una bomba de engranajes, un medidor de tipo ultrasónico es usado para monitorear el caudal suministrado en tiempo real, a través de la modulación por ancho de pulsos (PWM por sus siglas en inglés) suministra el voltaje a la bomba. Su investigación demuestra que si el caudal deseado es bajo en señal de frecuencia tanto el controlador PID como el iterativo pueden producir resultados precisos, en cuyo caso se prefiere el segundo debido a la simplicidad, en caso de un caudal con alta frecuencia y gran amplitud, se prefiere el controlador PID porque el iterativo no puede producir un suministro de caudal exacto. El costo aproximado de este tipo de sistema es de 80 dólares. (Najjari et al., 2017)

2.5 Variables relevantes en flujo pulsátil

Respecto al flujo pulsátil, es importante conocer las variables qué tienen más posibilidades de impactar de manera significativa en la medición, algunas de estas se encuentran en los modelos físicos de este tipo de caudal, la literatura menciona algunos modelos, aunque siguen existiendo dificultades para describir su comportamiento debido a los fenómenos complejos de este tipo de flujo (Hemmat et al., 2021). En ocasiones, el modelado depende de la aplicación como cuando el caudal fluye a través de una tubería posicionada verticalmente al que se ha propuesto definirlo a través del desplazamiento recorrido por el fluido mediante $y = |a| \sin \omega t$ (Amaratunga et al., 2019), donde a es la amplitud del desplazamiento, t es el tiempo y ω es la frecuencia de oscilación. Algunos otros lo definen en función de la velocidad (Hemmat et al., 2021) o de un gradiente de presión (Dincau et al., 2020). En la literatura se reportan el tiempo y la frecuencia osculatoria, de esta manera, se pueden recabar las primeras dos variables que pueden impactar en la medición de flujo pulsátil.

Blythman realizó estudios de amplitud y fase como características de un flujo pulsante en un canal rectangular con flujo laminar, mediante las técnicas de análisis

paramétrico, velocimetría de imagen por partículas (PIV por sus siglas en inglés) y simulaciones de flujo dinámico (CFD por sus siglas en inglés) por computadora. En su trabajo se encuentra que amplitudes y fases de los parámetros del esfuerzo cortante de la pared aumentan con la frecuencia, aunque la amplitud y la fase del gradiente de presión aumentan a un ritmo más rápido debido a los altos esfuerzos de inercia. El autor menciona que la amplitud y la fase son características de variables de respuesta como gradiente de presión, velocidad, esfuerzo cortante, entre otras. (Blythman, 2018).

A diferencia de Blythman, Amaratunga utilizó la técnica de velocimetría de imagen de partículas (PIV por sus siglas en inglés) para investigar de manera no invasiva los perfiles dinámicos de velocidad de flujos oscilantes newtonianos y no newtonianos a través de un canal posicionado verticalmente con velocidad promedio de flujo cero, cabe destacar que el perfil de velocidad a diferencia de la velocidad, representa las velocidades en la dirección del caudal, en una sección transversal del mismo. En su trabajo concluye que la tecnología PIV brinda resultados prometedores para las distribuciones de velocidad en altas frecuencias para fluidos newtonianos y no newtonianos. (Amaratunga et al., 2019)

Una variable más a tomar en cuenta es la velocidad de flujo. Para cuantificarla cuando el caudal es sanguíneo y de tipo pulsátil, se ha usado la técnica de imágenes de contraste de puntos láser (LSCI por sus siglas en inglés). Esta tecnología mide la velocidad del flujo y propone un nuevo modelo llamado evaluación del triángulo de puntos (STA por sus siglas en inglés) que permite explicar de manera integral las características de la velocidad del flujo pulsátil para imitar la arteria coronaria a través de tres índices, el índice de flujo de puntos (SFI por sus siglas en inglés), el índice de flujo medio (MFI por sus siglas en inglés) y el índice de pulsatilidad (PI por sus siglas en inglés). (Yuan et al., 2021)

Existen algunas investigaciones para evaluar la precisión de medidores de flujo de tipo pulsátil, el trabajo de Hudson pone a prueba un caudalímetro ultrasónico de efecto Doppler para mediciones no invasivas mediante método de comparación medidor-medidor, para rangos de flujo volumétrico de 60 ml/min a 750 ml/min la concordancia del primer medidor con respecto a su referencia (sensor de tiempo de tránsito) fue buena con un

coeficiente de correlación de Pearson de 0.97 y valor $p < 0.0001$ con sesgo a la izquierda de -4.2 %. (Hudson et al., 2017)

En conclusión, se pueden identificar once variables que tienen posibilidades de impactar de manera significativa la medición de flujo pulsátil: amplitud, velocidad de flujo, frecuencia de oscilación(ω), fase, tiempo (t), número de Womersley (Wo), gradiente de velocidad (ΔV), gradiente de presión (Δp), temperatura, número de Reynolds (Re) y el número de Strouhal, de manera generalizada prevalece el uso de caudalímetros de tipo no invasivos (Amaratunga et al., 2019; Blythman, 2018; Yuan et al., 2021 y Hudson et al., 2017), la razón de hacer uso de mediciones no invasivas es que algunos trabajos están dirigidos a investigar aplicaciones de flujo sanguíneo además, otro motivo es la miniaturización de los sensores para medir el flujo en este tipo de tuberías.

2.6 Enfoque integral en la medición de flujo pulsátil

Para lograr una medición precisa de flujo pulsátil, es crucial llevar a cabo un análisis exhaustivo que abarque varios aspectos interrelacionados. La evaluación detallada del sistema encargado de generar el caudal pulsátil constituye el primer paso esencial. La velocidad de respuesta del sistema, junto con la elección cuidadosa del sensor, también se erige como un elemento crítico en la búsqueda de resultados fidedignos. La interacción entre estos componentes resalta la necesidad de un enfoque holístico que considere no solo la generación del flujo sino también la capacidad del sistema para capturar con precisión las variaciones pulsátiles.

Las variables previamente identificadas se erigen como factores determinantes que pueden incrementar de manera sustancial el margen de error si no se gestionan adecuadamente. Asimismo, el componente económico cobra importancia, ya que el costo total del sistema de medición no solo impacta la viabilidad financiera del proyecto, sino que también influye en la accesibilidad y adopción generalizada de estas tecnologías. La búsqueda de soluciones económicas y eficientes destaca la importancia de equilibrar la calidad de las mediciones con la asequibilidad del sistema.

En conclusión, la medición efectiva de flujo pulsátil se perfila como un desafío multidimensional que requiere una atención meticulosa desde la generación del flujo hasta la

elección específica de sensores. La consideración detallada de las variables influyentes se traduce en una mayor precisión y eficiencia global del sistema de medición. Este enfoque integral sienta las bases para el desarrollo de tecnologías más avanzadas y accesibles en el ámbito de la medición de flujo pulsátil.

CAPÍTULO III

3 Marco teórico

3.1 Caudal pulsátil

El flujo pulsátil se observa en varios fenómenos naturales e industriales, tiene una gran variedad de aplicaciones como son la medición de flujo sanguíneo, motores de combustión interna, motor de jet a pulsos, transferencia de calor, etc. (Hemmat et al., 2021). El flujo pulsátil es un flujo periódico que oscila alrededor de un valor medio que no es igual a cero; los flujos oscilatorios son una categoría específica de flujos pulsátiles, que tienen sólo un componente oscilatorio con cero componentes promediados en el tiempo. Mientras que los flujos constantes son invariantes en el tiempo, los flujos pulsátiles presentan una nueva escala de tiempo asociada con la oscilación del flujo (Dincau et al., 2020). Las Figuras 1, 2 y 3 reportan flujos de tipo pulsátil, oscilatorio y constante respectivamente.

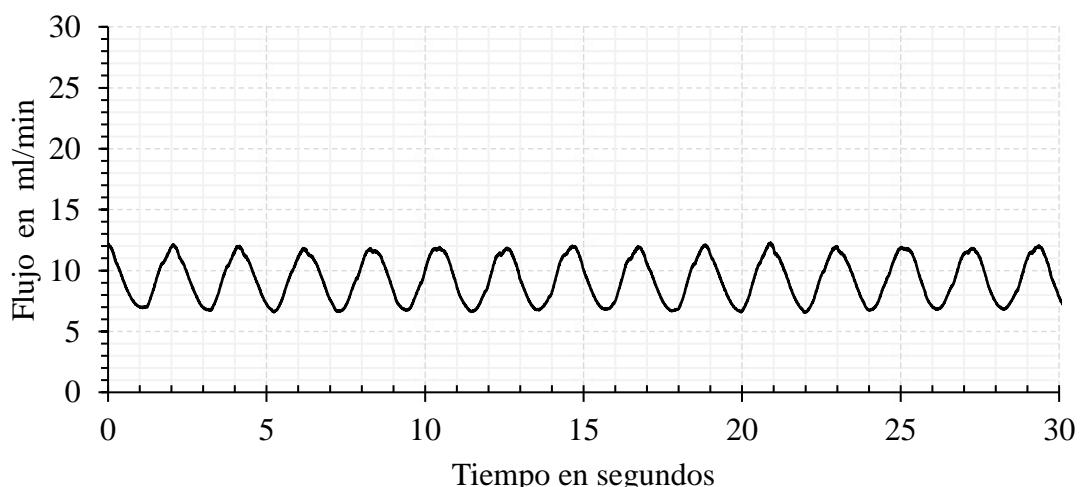


Figura 1: Flujo pulsátil.

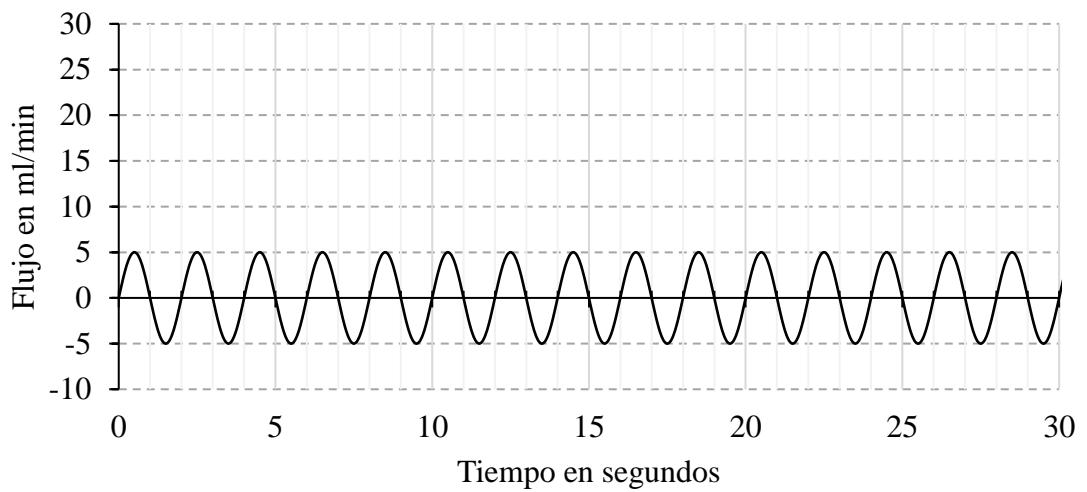


Figura 2: Flujo oscilatorio.

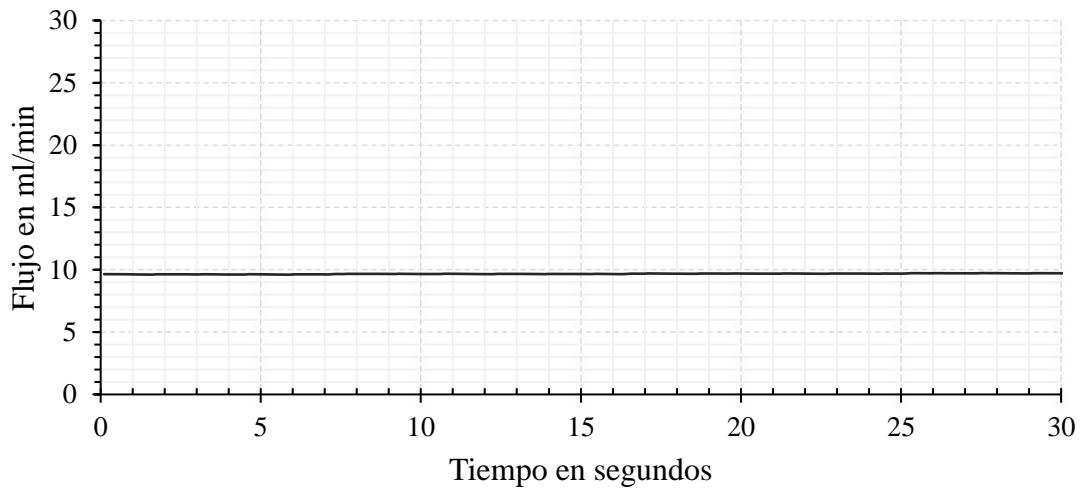


Figura 3: Flujo constante

Los flujos pulsátiles pueden ser impulsados por un campo armónico oscilante externo mediante una diferencia de presión en el tiempo, cuando esto sucede, el comportamiento del caudal puede ser expresado como en la ecuación (1).

$$\Delta p = \Delta p_0 + \delta p e^{i\omega t} \quad (1)$$

Donde Δpo es una presión promediada en el tiempo, δp denota la amplitud de la presión de oscilación, ω es la frecuencia de oscilación y t es el tiempo.

Con esta expresión podemos definir el comportamiento de diferentes tipos de caudal. Cuando $\delta p \neq 0$, es de tipo pulsátil (Figura 1) y cuando $\Delta po = 0$, el flujo es de tipo oscilatorio y tiene un valor promedio de presión igual a cero (Figura 2). Cuando $\delta p = 0$, la variación de la presión en el tiempo desaparece y muestra un comportamiento de flujo constante (Figura 3),

El número de Reynolds (1842 ~ 1912) es usado para predecir la transición del flujo de laminar a turbulento; para un caudal que fluye a través de una estructura cilíndrica se define de manera común no única como en la ecuación (2).

$$Re = UD/\nu \quad (2)$$

Donde U es la velocidad del fluido, D es el diámetro del cilindro y ν es la viscosidad cinemática. Para número de Reynolds menor que 2000 se considera flujo laminar, entre 2000 y 4000 se considera en transición y mayor a 4000 se considera turbulento.

El número de Womersley (1907 ~ 1958) denotado por Wo es un número adimensional que relaciona la frecuencia del flujo pulsante con los efectos de la viscosidad y se define como en la ecuación (3).

$$Wo = \frac{\omega L^2}{u} \quad (3)$$

Donde L es el radio de la tubería, ω es la frecuencia de oscilación y u es la viscosidad cinemática. En el caso de que Wo sea menor que 1, los efectos de la viscosidad dominan mientras que la frecuencia es adecuadamente pequeña el perfil de velocidad parabólico tiene suficiente oportunidad para desarrollarse durante un ciclo.

Cuando Wo es mayor que 1, en particular para números de Womersley mayores que 20 (Dincau et al., 2020), los efectos de la frecuencia dominan. En esta condición, la frecuencia es suficiente para provocar un perfil de velocidad más aplanado.

3.2 Sensores

El sensor de flujo es el elemento a través del cual se puede estimar la tasa de flujo, los más utilizados para canales con diámetro pequeño son de tipo Coriolis, ultrasónico y térmico. El sensor de flujo de transporte térmico detecta la tasa de disipación de calor del fluido; puede emplearse para medir desplazamientos de gas o líquido muy pequeños. (Fraden, 2016)

3.3 Principio de medición

La tecnología del sensor se basa en un microsensor térmico unido a la parte exterior del canal de flujo para una medición a través de la pared. Este sensor está completamente aislado de los medios, sin partes móviles ni obstáculos en el camino del flujo.

La figura 4 muestra el principio de medición térmico del sensor utilizado en este trabajo. Un elemento resistencia se encuentra en el centro de una membrana estable a la presión, y un sensor de temperatura se monta simétricamente aguas arriba y aguas abajo de este en la dirección del flujo. Cualquier flujo a través de esta membrana provoca la transferencia térmica de calor al sensor de temperatura aguas abajo, generando así una señal precisamente mensurable debido a la diferencia resultante en la temperatura.

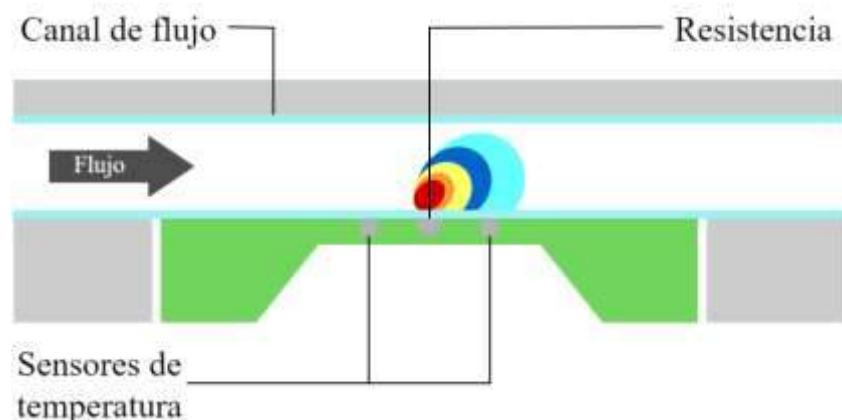


Figura 4: Principio de medición del sensor.

$$\Delta Q = kl \left(1 + \sqrt[2]{\frac{2\pi\rho c d v}{k}} (t_s - t_f) \right) \quad (4)$$

La pérdida de calor es medida por los sensores de temperatura y se convierte en flujo ΔQ a través de la ecuación 4 donde k y c son la conductividad térmica y el calor específico de un fluido a una presión determinada, ρ es la densidad, l y d son la longitud y el diámetro del segundo sensor de temperatura, t_s es la temperatura de la superficie del segundo sensor, t_f es la temperatura del primer sensor (temperatura del fluido), y v es la velocidad del fluido.

CAPÍTULO IV

4 Hipótesis y Objetivos

4.1 Hipótesis

La Amplitud, la Velocidad de flujo y la Frecuencia de oscilación tienen un impacto significativo en el error de medición de flujo pulsátil en un sistema de medición que consiste en una bomba de tipo jeringa y dos métodos de medición de flujo: sensor y balanza analítica.

4.2 Objetivo general

Generar un análisis estadístico que evalúe el impacto de la Amplitud, la Velocidad de flujo, y la Frecuencia de oscilación de un flujo pulsátil en el error de medición de un prototipo, el cual consiste en una bomba de tipo jeringa y dos métodos de medición: sensor flujo y balanza analítica, a través de un diseño factorial 3³.

4.2.1 Objetivos específicos

- Diseñar y construir un sistema de generación de flujo de tipo jeringa capaz de producir diferentes tasas de flujo de agua variable.
- Desarrollar un sistema de medición que tenga la capacidad de cuantificar el flujo a través de dos métodos: sensor de flujo y técnica de gravimetría, esta última a través de una balanza analítica para determinar el error de medición mediante la comparación de ambas mediciones.

Realizar un análisis estadístico mediante un diseño factorial 3³, a fin de evaluar el efecto que tienen los factores Amplitud, Velocidad de flujo y Frecuencia de oscilación en el error de medición de flujo pulsátil.

CAPÍTULO V

5 Metodología

En este capítulo se describe la metodología para construir un prototipo que permite medir flujo a través de dos métodos. El prototipo consta de tres partes principales, como reporta la Figura 5. La primera parte es la generación de flujo, la segunda es la medición de éste a través de un sensor conectado a la computadora y la tercera estima el cambio de volumen a través del tiempo por medio de una balanza analítica. Para la generación de flujo se usa una jeringa médica controlada por una bomba. El sensor envía una cantidad de mediciones por segundo a la computadora y la balanza recibe el fluido y genera un archivo indicando la masa y la hora de la medición. Los materiales utilizados en esta investigación se describen en el Cuadro 1.

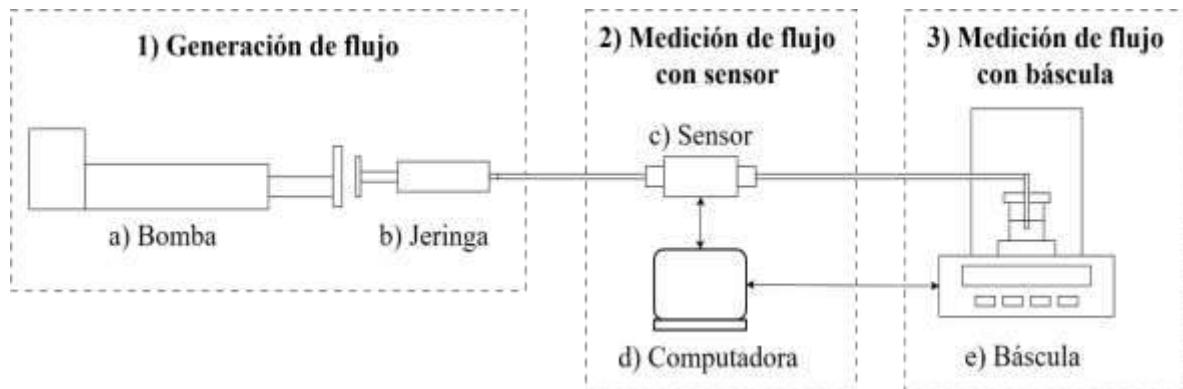


Figura 5: Diagrama general de metodología.

Cuadro 1: Lista de materiales.

Materiales	Cantidad	Descripción	Número de Serie
Actuador lineal	1	Actuador de 4 pulgadas de carrera marca MAOPINER	CC-21-35
Motor CD	1	Motor de escobillas marca Pololu de 530 RPM	4741
Controlador de motor	1	Controlador de Motor BTS7960 de 43A	B0B5L72V52
Jeringa	1	Jeringa médica marca Terumo	60 ml
Manguera	1	Sonda gastrointestinal de 2.66 mm de diámetro exterior	Levin 8FR V-707
Sensor	1	Sensor de flujo marca Sensirion	SLF3S-1300F
Microcontrolador	2	Arduino Uno	A000066
Computadora	1	Leonovo Legion 5	PF3JQ5V0
Balanza Analítica	1	Balanza U.S. Solid 300 g de 1 mg de precisión	USS-DBS00058
Agua destilada	1	Agua destilada marca Alcomex	7501842800504

5.1 Generación de flujo

En esta sección, se describe el método utilizado para construir un sistema de generación de flujo tipo bomba de jeringa. Se abordan las técnicas específicas de construcción y funcionamiento de la bomba, así como el papel del actuador y motorreductor. Además, se introduce la modulación por ancho de pulso (PWM) para controlar la velocidad y lograr diferentes tasas de flujo, tanto constantes como variables. Se describen los aspectos técnicos relacionados con los controles, que incluyen el algoritmo de control y las conexiones eléctricas del microcontrolador Arduino.

5.1.1 Bomba de jeringa

Las bombas de jeringa son dispositivos que se utilizan para administrar pequeñas cantidades de líquido de manera precisa. Este proceso implica expulsar el líquido de la jeringa a medida que el émbolo avanza, impulsado por un mecanismo propulsor. Para generar este movimiento de inyección, se empleó un actuador lineal eléctrico, que convierte el movimiento rotativo del motor en un movimiento lineal de empuje. Los controles regulan la velocidad de rotación del motor. El diámetro de la jeringa y la velocidad con la cual se avanza el émbolo determinan la tasa de flujo. Finalmente, el líquido es expulsado a través de una manguera.

La Figura 6 muestra un diagrama de los componentes de una bomba de jeringa, los cuales son: el motor, el mecanismo propulsor, los controles, la jeringa y la manguera.

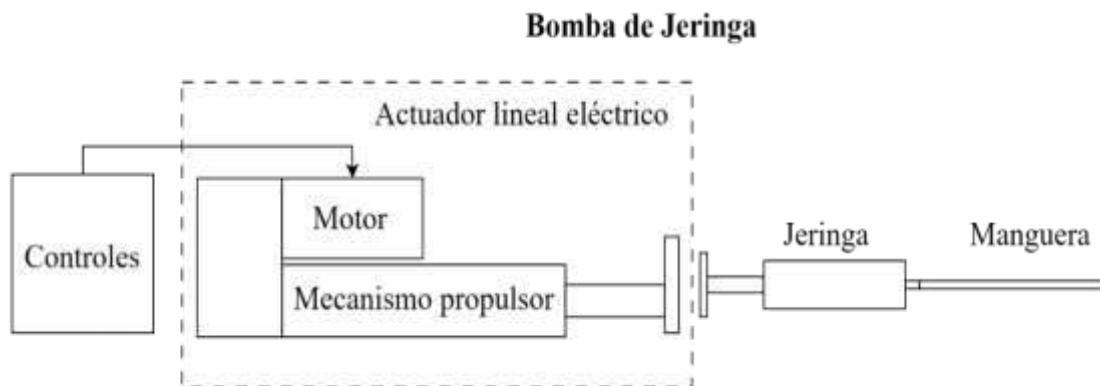


Figura 6: Componentes de una bomba de jeringa.

Como mecanismo propulsor se empleó un actuador lineal eléctrico de la marca MAOPINER, con una carrera de 4 pulgadas (modelo CC-21-35) y una velocidad de 10 mm/s. El motor original del actuador se reemplazó por un motorreductor de 12 V de corriente continua de la marca Pololu de 530 rpm (modelo 4741).

La jeringa médica utilizada es de la marca Terumo, con una capacidad de 60 ml, y se conecta a una manguera que corresponde a una sonda gastrointestinal (modelo Levin 8FR V-707), que tiene un diámetro externo de 2.66 mm y un diámetro interno de 1.6 mm. Los detalles de los controles se proporcionarán en la sección 10.1.2.

5.1.1.1 Actuador lineal eléctrico

El actuador lineal eléctrico convierte la rotación del motor en un movimiento lineal de empuje utilizando una caja de engranes como se muestra en la Figura 7. La entrada de esta caja se conecta al eje del motor, y la salida se conecta al mecanismo propulsor. Se sustituyó el motor original por un motorreductor de la marca Pololu de 12 V de corriente continua. Este cambio implicó realizar modificaciones en el eje del nuevo motorreductor para adaptarlo a la caja de engranes del actuador, además de trabajar en su fijación. Los detalles del motorreductor se proporcionarán en la sección 5.1.1.2.

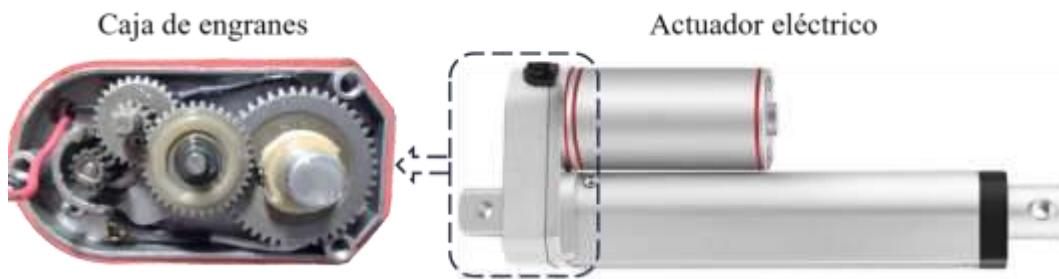


Figura 7: Actuador lineal eléctrico.

5.1.1.2 Motorreductor

Un motorreductor es un dispositivo mecánico que combina un motor eléctrico y una caja de engranes en una unidad compacta. Su función principal es convertir la alta velocidad de rotación y el bajo torque de un motor eléctrico en una velocidad de rotación más baja, pero con un torque mayor. Esto es útil en aplicaciones donde se requiere un control preciso del movimiento.

El motorreductor de la marca Pololu modelo 4741 de 12 V de corriente continua consta de un potente motor que gira a 10,000 rpm y una caja de engranes de 18.75:1. La Figura 8 muestra esta configuración, la cual proporciona una velocidad de 530 rpm y al mismo tiempo proporciona un alto torque de 8.5 kg·cm.

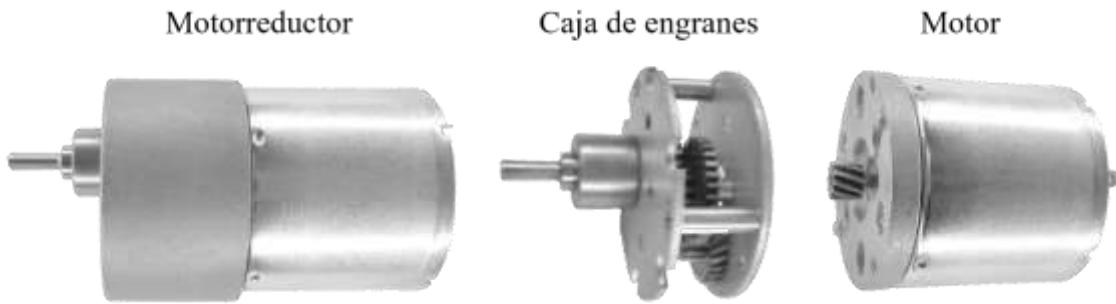


Figura 8: Motorreductor Pololu.

5.1.2 Controles

En esta sección, se abordará el método PWM (Modulación por Ancho de Pulso) y cómo se empleó para simular una onda senoidal. Esta técnica posibilitó el control de la bomba de tipo jeringa, permitiendo generar diferentes tasas de flujo. En este contexto, se presenta el algoritmo específico que controló el PWM, permitiendo que el motor siguiera un patrón de movimiento senoidal con aceleraciones y desaceleraciones suaves y controladas. Asimismo, se menciona cómo modificar la amplitud y la frecuencia de las tasas de flujo. Finalmente, se describen las conexiones eléctricas entre el motorreductor y el microcontrolador.

5.1.2.1 Método de modulación por ancho de pulsos

El método PWM (Modulación por Ancho de Pulso, por sus siglas en inglés) convierte una señal digital periódica en una señal analógica al cambiar el ciclo de trabajo, es decir, la proporción de tiempo en estado alto o encendido en comparación con el tiempo en estado bajo o apagado. Se utilizó este método para regular la velocidad de rotación del motorreductor, ya que la velocidad de avance del émbolo de la jeringa y su diámetro son factores determinantes de la tasa de flujo. La capacidad de controlar la velocidad de rotación del motorreductor permite obtener diversas tasas de flujo según sea necesario.

El ciclo de trabajo de una señal periódica D se define a través del cociente entre el ancho relativo de su parte positiva W y el periodo de la señal T, tal como se muestra en la ecuación 1. Una señal configurada con un ciclo de trabajo del 50% reducirá aproximadamente el voltaje promedio que se presenta a una carga en un 50%. La Figura 9 muestra los parámetros W y T para una señal periódica de voltaje.

$$D = \frac{W}{T} \quad (5)$$

Donde,

D es el ciclo de trabajo.

W Tiempo en que la función es positiva.

T Periodo de la señal.

Un dispositivo capaz de utilizar PWM mantendrá el ciclo trabajo que defina el usuario y se puede programar para variar el ancho de los pulsos, como se explicará en la sección 5.1.2.2.

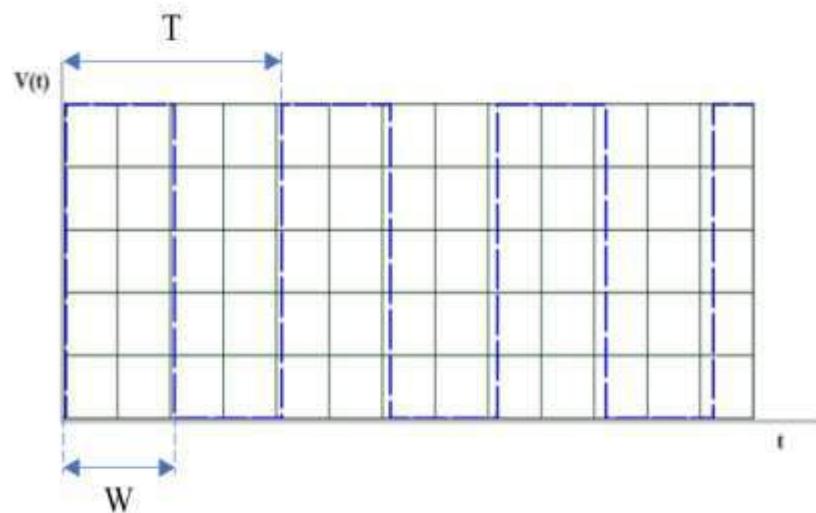


Figura 9: Parámetros T y W para una señal periódica.

5.1.2.2 Método de modulación senoidal de PWM

Para generar una onda senoidal utilizando modulación por ancho de pulsos se utilizó un algoritmo que permite obtener una serie de pulsos de ancho variable en uno de los puertos del microcontrolador. Se crearon los valores de amplitud de la onda senoidal para un ciclo completo de 2π radianes a través de la función trigonométrica seno como reporta la ecuación 6.

$$y = A * (\operatorname{sen}(Fx) + 1) + V \quad (6)$$

Donde,

A representa la amplitud de la onda,

F representa la frecuencia,

V representa el desplazamiento de la onda en el eje de las ordenadas.

Este cálculo matemático se incorporó en el código de control del motorreductor, dentro de un ciclo repetitivo. El valor 1 se utilizó para desplazar la onda seno una unidad de tal forma que estuviera en el rango de valores positivos. El coeficiente A representa la amplitud de la onda, dado que el PWM tiene un valor máximo de 255, el valor máximo del coeficiente A es de 128. El coeficiente V, por su parte, permitió desplazar la onda en el lado positivo de las ordenadas, permitiendo un mayor control sobre la posición de la onda senoidal resultante. Finalmente, el coeficiente F permitió modificar la frecuencia de la onda.

La figura 10 exhibe los valores que adquiere la variable 'y' a lo largo de un ciclo completo. Estos valores experimentan una variación de naturaleza senoidal y cubren todo el rango del PWM, lo que significa que el valor máximo de la onda se correspondió con 255, que constituye el valor máximo permitido por el PWM. Esta forma de onda provocó que el motorreductor acelerara y desacelerara de manera suave y periódica. Como resultado, el fluido experimentó una tasa de flujo variable de la misma naturaleza.

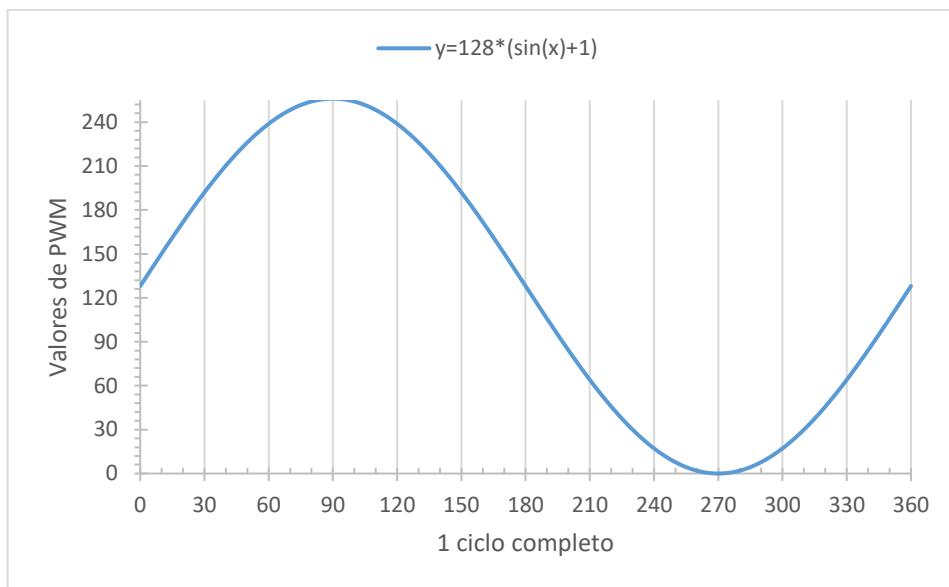


Figura 10: Valores de ‘y’ para PWM.

Para generar los pulsos de PWM se ajustó el ciclo de trabajo de acuerdo con los valores de la variable ‘y’. Al repetir el proceso para cada valor de ‘y’ se crea una secuencia de pulsos PWM que se sumarán para simular una onda senoidal como se muestra en la Figura 11.

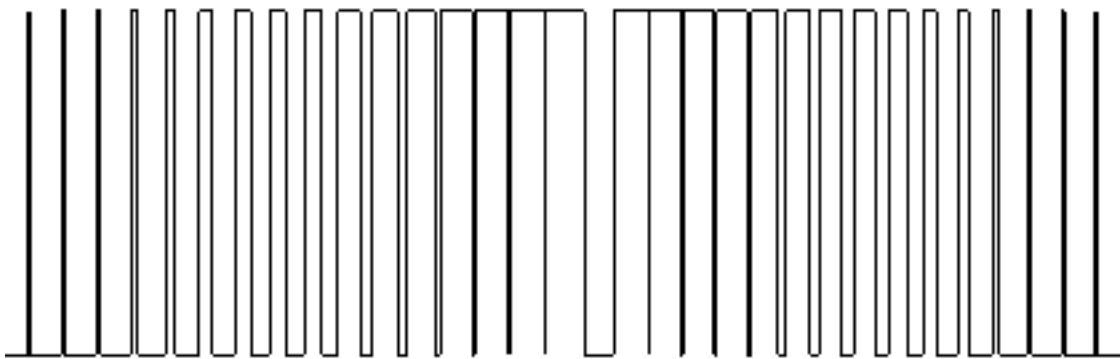


Figura 11: Pulsos PWM variando de forma senoidal.

Este método permitió controlar el avance de la jeringa de tal manera que el flujo se variara de forma periódica de acuerdo con los valores de la función matemática ingresados en el PWM. Para hacer una analogía, modificando la amplitud y frecuencia de la ecuación, se puede ajustar la amplitud y la frecuencia de la tasa de flujo. Además, mediante la variable de velocidad (V), se desplaza la tasa de flujo para incrementar o decrementar su caudal.

5.1.2.3 Conexiones eléctricas de controles

Las conexiones eléctricas de los controles se muestran en la Figura 12. Se utilizó el controlador de motor BTS7960B en conjunto con un microcontrolador Arduino Uno para controlar el motorreductor. Los módulos basados en BTS7960B son controladores diseñados para motores de corriente continua de alta potencia que suministran hasta 43 amperios de corriente.

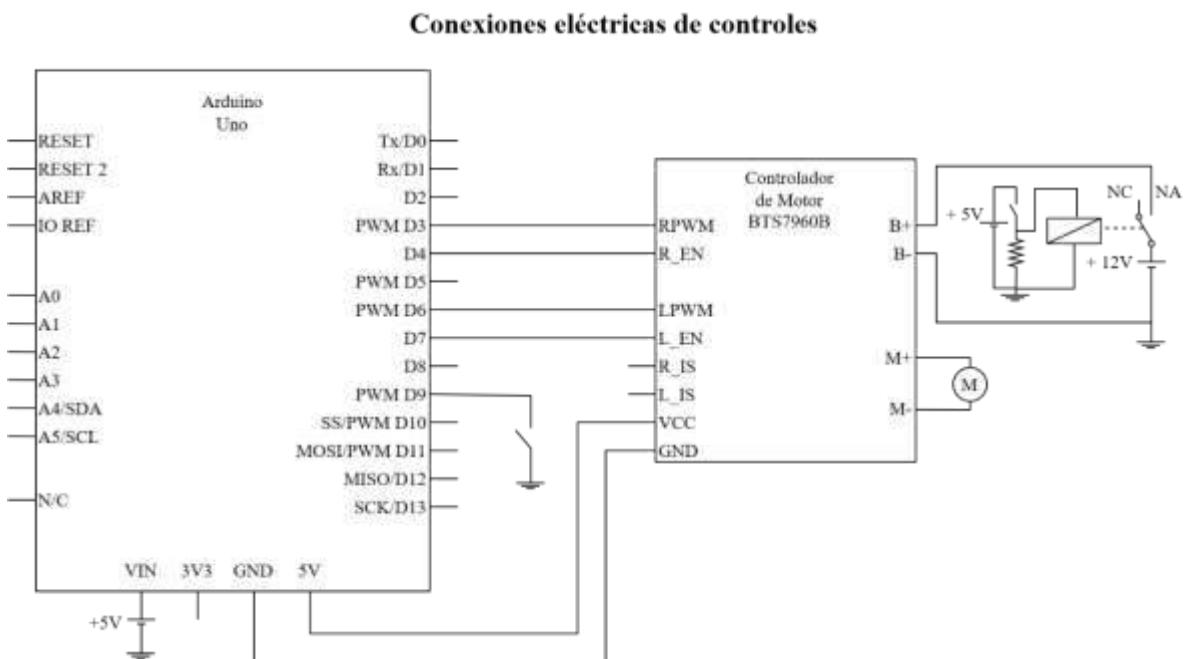


Figura 12: Conexiones eléctricas de controles.

5.1.2.4 Algoritmo de control

Esta etapa de control permitió ajustar la velocidad de giro del motorreductor para producir diferentes tasas de flujo. El diagrama de flujo de la Figura 13 describe el control del motorreductor mediante el uso del controlador de motor BTS7960B y un botón para cambiar el sentido de giro permitiendo así decidir si la bomba inyectaba o retrocedía. Cuando el botón no se presiona, el pin del microcontrolador se mantiene en estado alto debido a la resistencia pull-up.

Se empleó la modulación por ancho de pulsos (PWM) para modificar la velocidad de giro del motor, donde la velocidad máxima se alcanza con un ciclo de trabajo del PWM de

255 y la velocidad mínima con un ciclo de trabajo de 0. Este rango de trabajo permitió configurar las diferentes velocidades de avance y por consecuencia las tasas de flujo. Se definieron las variables para los pines del microcontrolador Arduino y se configuraron como salidas para habilitar el motorreductor y generar la señal PWM y como entrada para la selección de sentido de giro.

En la función principal del programa, se declaró la variable 'y' como se muestra en la ecuación 2. Se llevó a cabo el control del motorreductor en función del estado del botón. Si el botón no era presionado, se establece el valor de salida del PWM en el pin 3 con el valor contenido en la variable 'y', mientras que el PWM del pin 6 se establece en 0. Esta configuración pone el actuador eléctrico en modo avance, permitiendo la inyección de un flujo variable y periódico. Si deseamos modificar la tasa de flujo variable, basta con ajustar los parámetros de la ecuación 2 para alterar el valor de la variable 'y'.

Cuando el botón era presionado, se aplicaba un PWM con un valor constante de 255, que se utilizó para hacer que el motorreductor girara en la dirección opuesta a máxima velocidad. De esta manera, se pudo retroceder la jeringa y posicionarla para una nueva prueba. Finalmente, se colocó una pausa de tiempo de milisegundos antes de regresar a la función principal y repetir las instrucciones. El código se encuentra adjunto en la sección 8.1 de anexos.

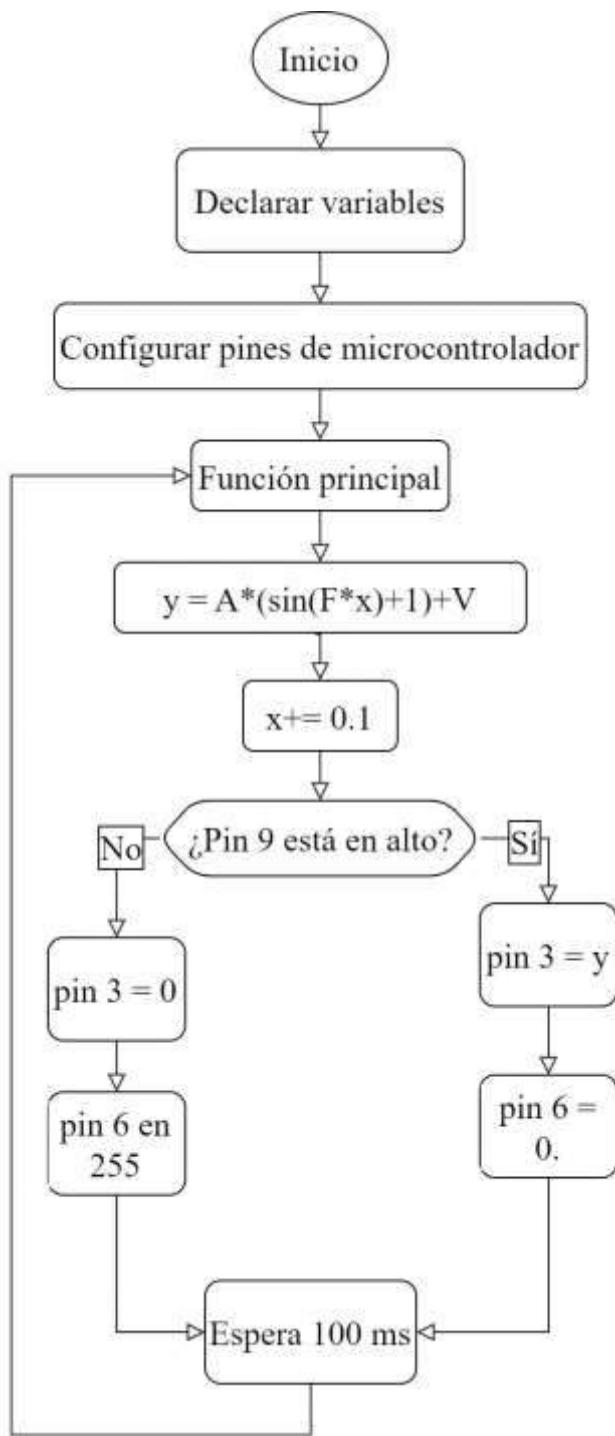


Figura 13: Diagrama de generación de flujo variable.

5.2 Medición de flujo con sensor

En esta sección, se aborda el primer método de medición, que se refiere al sensor de flujo. Se describen las conexiones eléctricas del sensor al sistema de control Arduino, junto con un diagrama de flujo que ilustra el proceso de comunicación. Finalmente, se reporta como se obtienen y almacenan los datos en archivos de texto.

Se utilizó un sensor de flujo de la marca Sensirion (modelo SLF3S-1300F), posicionado aproximadamente a 260 mm desde la salida de la bomba. Este sensor es bidireccional y con un rango de medición de ± 40 ml/min. Su frecuencia máxima de muestreo es de 200 Hz, lo que asegura una captura efectiva de datos en tiempo real. El microcontrolador Arduino adquiere los datos del sensor a través del protocolo de comunicación I2C (por sus siglas en inglés) y a su vez envía la información a una computadora para su análisis.

5.2.1 Conexiones eléctricas

Las conexiones eléctricas entre el sensor de flujo y el microcontrolador Arduino se establecieron mediante el protocolo de comunicación I2C. Los cables de datos SDA y SCL del sensor se conectaron a los pines de transmisión (Rx) y recepción (Tx) del Arduino respectivamente. Esta interfaz permitió la comunicación entre el sensor y el microcontrolador, y la transferencia de datos de medición.

Se incorporó un botón conectado al pin 9 del Arduino. Cuando se presiona este botón, se inicia el proceso de medición del sensor de flujo. Esta configuración proporcionó un control sobre la adquisición de las mediciones para el monitoreo del experimento. Las conexiones eléctricas del sensor de flujo se muestran en la Figura 14.

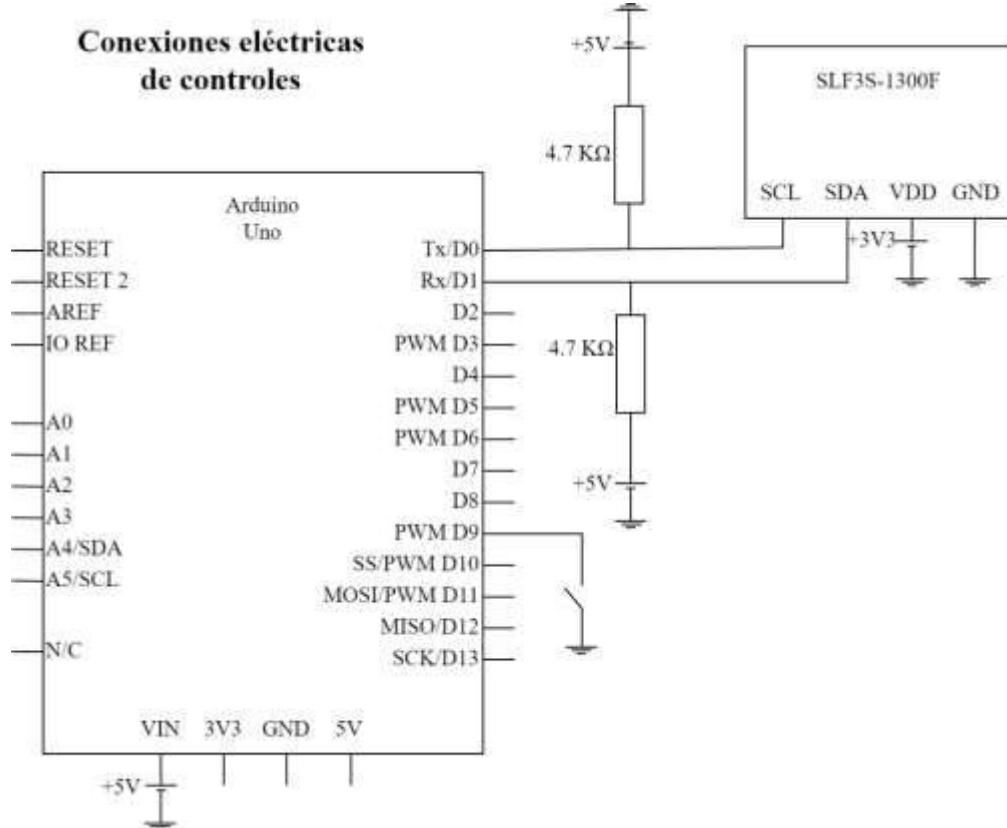


Figura 14: Conexiones eléctricas de sensor de flujo.

5.2.2 Diagrama de flujo de comunicación de sensor

La Figura 15 refiere la metodología de comunicación del sensor. Se realiza la configuración inicial del programa y se inicia la comunicación serial a una velocidad de 115,200 baudios. Se inicializa el sensor. Una vez que el sensor está listo, se envía un comando para comenzar a medir. A continuación, se inicia un bucle que se ejecuta mientras un botón conectado al pin 9 esté presionado, es decir, mientras se mantenga en estado alto. Durante este bucle, se verifica si existen datos en el bus I2C para ser leídos. Si no hay datos disponibles o están incompletos, el programa informa sobre un error en la lectura de la medición de flujo.

Si hay datos disponibles en el bus I2C y están completos, el programa procede a leer los datos de flujo, temperatura y tiempo transcurrido entre mediciones. Luego, estos datos se envían por el puerto serie para su visualización. Además, se introduce un retraso de tiempo antes de la próxima medición. Este retraso controla la frecuencia de muestreo de los datos

del sensor. Finalmente, al final del bucle, se verifica el estado del botón y se envía un comando de paro de medición al dispositivo si no se han producido errores durante la ejecución del programa. El código de para obtención de datos del sensor se encuentra en la sección 8.2 de anexos.

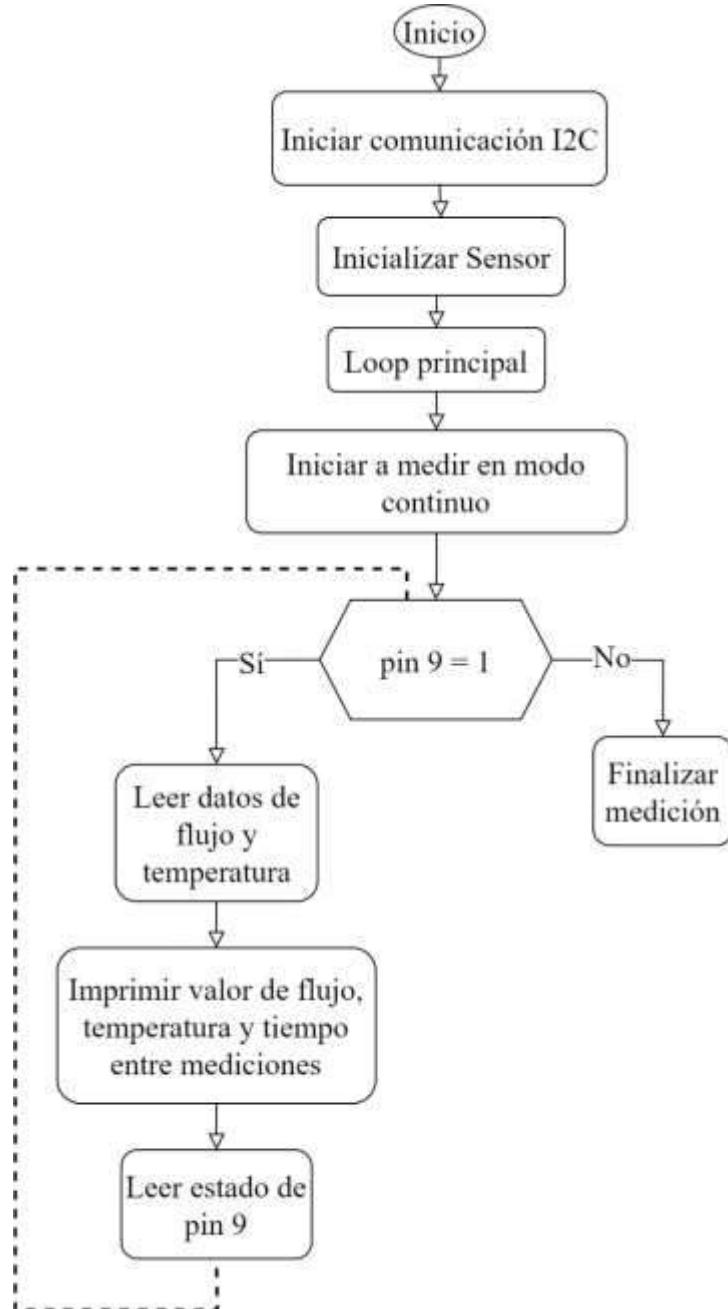


Figura 15: Diagrama de flujo para comunicación con sensor

5.2.3 Manejo de información

El microcontrolador recibe los datos de las mediciones del sensor y los transmite a la computadora a través de un puerto serie, también conocido como puerto COM en sistemas Windows. En el código, se establece una velocidad de transmisión de 115,200 baudios. En la computadora, se utiliza el programa CoolTerm, que es una terminal serie gratuita, para establecer una conexión con el puerto COM virtual del Arduino. Cuando el microcontrolador envía datos, estos se reflejan en la terminal serie de la computadora. El programa registra los datos en un archivo de texto.

El archivo de texto tiene tres columnas de datos como se presenta en el Cuadro 2. La primera columna corresponde al caudal en mililitros por minuto (ml/min), la segunda a la temperatura en grados Centígrados, y la tercera al tiempo en milisegundos entre cada medición. Para analizar la información de manera efectiva, se importaron los datos a Excel configurando el delimitador como espacio.

ml/min	°C	ms
13.27	26.25	21
13.88	26.13	20
14.62	26.01	20
17.34	25.89	20
24.43	25.80	20
31.04	25.67	20
36.72	25.55	20
39.99	25.40	20
41.08	25.20	21
41.21	25.09	19

Cuadro 2: Registros de medición del sensor.

5.3 Medición de flujo con balanza

Esta sección describe el segundo método de medición, el cual corresponde al método gravimétrico y se llevó a cabo mediante el uso de una balanza analítica. Se mide la masa del fluido y se relaciona con la densidad para calcular el flujo al considerar el volumen y el instante en que se toma la medición.

Una balanza analítica es un instrumento de medición de alta precisión utilizado para determinar con exactitud la masa de objetos. Estas balanzas están diseñadas específicamente para proporcionar mediciones precisas y son esenciales en entornos de laboratorios. La Figura 16 muestra la balanza analítica de U.S. Solid (modelo USS-DBS00058) que se utilizó en esta investigación. Esta balanza tiene una capacidad de 300 gramos y una precisión de 1 miligramo (0.001 gramos), permite restar el peso recipiente y medir únicamente la masa neta del objeto. Además, para proteger las mediciones de influencias externas como el viento y las vibraciones, está equipada con un vidrio protector. También cuenta con un puerto serial que permite la transferencia de datos.



Figura 16: Balanza analítica U.S. Solid.

5.3.1 Método gravimétrico

Para aplicar el principio de gravimetría en la medición del flujo se mide la masa inicial del contenedor. Luego, el fluido se dirigió a través del sistema durante un intervalo de tiempo. Al concluir el período de medición, se procede a medir nuevamente la masa del contenedor, proporcionando la masa final. A continuación, se calcula la masa neta del fluido que ha atravesado el sistema durante el período de medición anterior, restando la masa final de la masa inicial. Este volumen se calcula dividiendo la masa entre la densidad como en la ecuación 7. Finalmente, el flujo volumétrico se calculó como en la ecuación 8.

$$Volumen = \frac{Masa}{Densidad} \quad (7)$$

$$Flujo\ volumétrico = \frac{Volumen}{Tiempo} \quad (8)$$

5.3.2 Manejo de información

La comunicación serie es un método de transmisión de datos en el que los bits se envían secuencialmente a través de un solo canal de comunicación. La balanza analítica utiliza el protocolo serie RS-232 o USB. En este trabajo se estableció la conexión física conectando un cable USB desde el puerto de la balanza al puerto correspondiente de la computadora.

Antes de iniciar la comunicación, se configura la balanza analítica para habilitar la transmisión de datos a través de la comunicación serie. La balanza envía los datos de las mediciones a la computadora en forma de tramas de bits secuenciales, con una velocidad de transmisión configurada a 9600 baudios. En la computadora, se utilizó el programa RealTerm, una terminal serie gratuita, para recibir y registrar los datos de la balanza. RealTerm capturó y registró la hora y las mediciones de la balanza analítica, almacenándolas en un archivo de

texto .log. Esto posibilitó la creación de un registro cronológico de las mediciones, que resultó útil para el seguimiento y el análisis de los datos obtenidos.

5.3.3 Efectuar una medición

El sensor de flujo y la balanza se conectaron a una computadora desde la cual se podían adquirir simultáneamente los datos. Antes de efectuar una medición, la balanza era calibrada con una pieza maestra de 200 g incluida por fabricante. Una vez calibrada, se colocó y pesó el recipiente para contener el fluido a medir. Una vez obtenido el peso del recipiente, se estableció la balanza en cero para no considerar su masa. A continuación, se procedió a suministrar el caudal dentro del recipiente de la balanza y a purgar las mangueras para eliminar cualquier posibilidad de aire que pudiera haberse acumulado. Finalmente, se estableció nuevamente la balanza en cero para no considerar la masa del fluido.

El sistema debía estar en condiciones adecuadas, con la manguera dentro del fluido del recipiente, con el objetivo de que el caudal no golpeara directamente al recipiente y se evitaran lecturas falsas debido al impacto. Una vez que el sistema estaba en condiciones de realizar una prueba, se presionaba un botón para comenzar la medición con ambos métodos al mismo tiempo. Para finalizar la medición basta con volver a presionar el botón.

5.4 Diferencia de medición

Para calcular la diferencia de medición entre ambos métodos, se obtuvo el error de medida como en la ecuación 9. El valor de la balanza se consideró el valor verdadero puesto que ésta tiene una mayor resolución. Debido a la variabilidad de la tasa de flujo, se tomó el flujo volumétrico promedio como se muestra en la Figura 17 como refiere la línea azul.

$$\text{Error de medida} = \text{Valor medido} - \text{Valor verdadero} \quad (9)$$

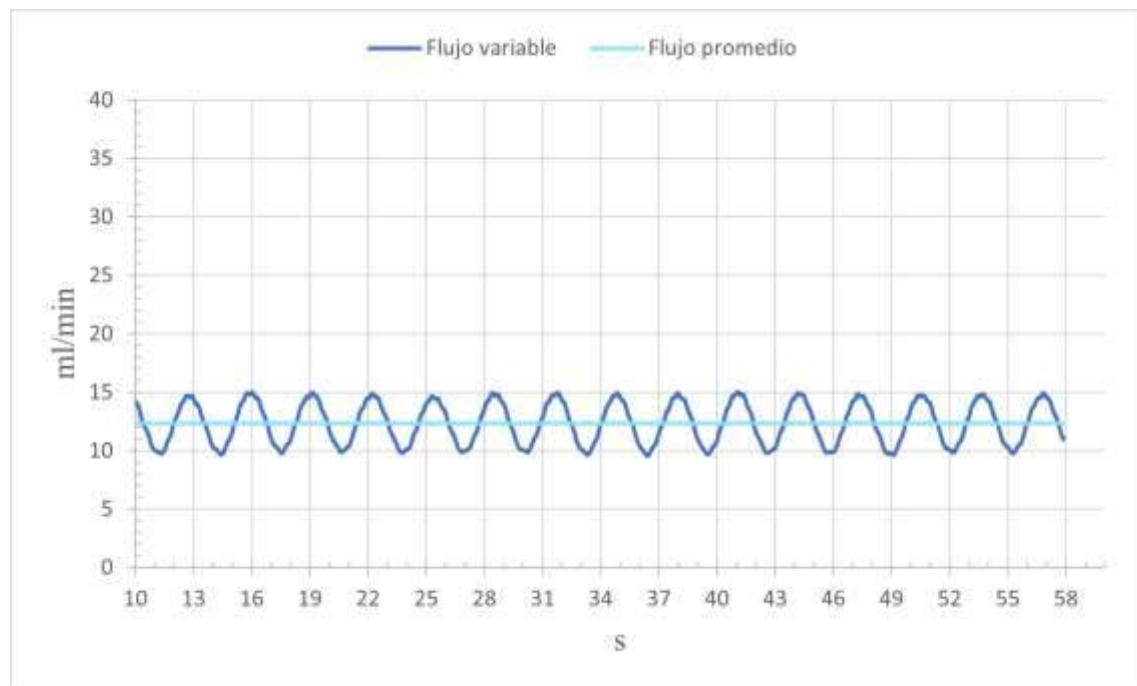


Figura 17: Flujo variable y flujo promedio

5.5 Plan experimental

El Diseño de Experimentos (DOE) permite probar hipótesis en una investigación ya que se pueden establecer diferentes valores a las variables de interés. Facilita la identificación de relaciones causa-efecto, la determinación de la influencia de las variables independientes sobre los resultados (variables dependientes) y la evaluación de la significancia estadística de las diferencias observadas. El análisis estadístico de este estudio se llevó a cabo utilizando el software R Studio, el cual es de licencia gratuita. El código utilizado en el análisis (diseño factorial y regresión lineal) se encuentra disponible en la sección 8.3 de anexos.

Un diseño factorial 3^3 se aplicó para conocer el impacto de la variable Amplitud, Velocidad y Frecuencia de la tasa de flujo pulsátil en el error de medición del sensor de flujo. Se exploraron las combinaciones posibles de los niveles de los tres factores, un total de 27 combinaciones distintas: En cada una de estas combinaciones, se midió y registró la respuesta del experimento. Se trabajó con flujos menores a 20 ml/min y con frecuencias bajas de manera similar al trabajo de Najjari et al. (2017).

Se realizó un diseño de experimentos para estudiar el efecto de tres factores con tres niveles cada uno, constó de $2^3 = 3 \times 3 \times 3 = 27$ tratamientos diferentes. Se realizó un total de 2 réplicas, en total 54 observaciones. Con este diseño se estudiaron tres efectos principales (A, V y F) así como las interacciones dobles entre amplitud y velocidad (A:V), amplitud y frecuencia (A:F), velocidad y frecuencia (V:F), y la interacción triple entre amplitud, velocidad y frecuencia (A:V:F). El Cuadro 4 muestra todas las combinaciones posibles de niveles utilizando la codificación numérica, donde 1 representa el nivel bajo, 2 el nivel medio y 3 el nivel alto. La primera columna refiere el número de observación.

Cuadro 3: Combinación de niveles con base en notación numérica.

Observación	Amplitud	Velocidad	Frecuencia
1	1	1	1
2	1	1	2
3	1	1	3
4	1	2	1
5	1	2	2
6	1	2	3
7	1	3	1
8	1	3	2
9	1	3	3
10	2	1	1
11	2	1	2
12	2	1	3
13	2	2	1
14	2	2	2
15	2	2	3
16	2	3	1
17	2	3	2
18	2	3	3
19	3	1	1
20	3	1	2
21	3	1	3
22	3	2	1
23	3	2	2
24	3	2	3
25	3	3	1
26	3	3	2
27	3	3	3

La hipótesis nula para los factores amplitud, velocidad y frecuencia es:

- Ho: Amplitud = 0
- Ha: Efecto Amplitud $\neq 0$

- Ho: Velocidad = 0
- Ha: Efecto Velocidad $\neq 0$

- Ho: Efecto de Frecuencia = 0
- Ha: Frecuencia $\neq 0$

Esta hipótesis se probó mediante la técnica de análisis de varianzas, donde la variación total o suma de cuadrados totales (SCT) se puede descomponer mediante la suma de cuadrados de los factores, de las interacciones y del error (SCE) como muestra la ecuación 10.

$$SCT = SC_a + SC_v + SC_f + SC_{av} + SC_{af} + SC_{vf} + SC_{avf} + SC_e \quad (10)$$

Regresión lineal

Para terminar, se realizó la regresión lineal que permite conocer si los factores del modelo tienen un impacto significativo en el error, como muestra la ecuación 11.

$$y = P_0 + \sum B_i X_i + \sum E_i \quad (11)$$

Donde,

Y_i Representa la variable de respuesta (error de medición).

P_0 Representa la línea base, es decir, el nivel de la respuesta cuando $X_i = 0$.

B_i Representa los coeficientes del factor de entrada X_i e interacciones.

E_i Representa el error aleatorio.

5.6 Límites de medición de los factores de estudio

El Cuadro 4 reporta los factores de estudio y sus correspondientes niveles en términos de la ecuación 6: $y = A * (\operatorname{sen}(Fx) + 1) + V$. Para una mayor facilidad, se trabajará exclusivamente con estos niveles basados en la ecuación 6; sin embargo, como referencia el Cuadro 5 muestra sus equivalencias.

Cuadro 4: Niveles de factores de estudios en términos de ecuación 6.

Factor	Niveles		
	Bajo	Medio	Alto
Amplitud	10	15	20
Velocidad	22	33	44
Frecuencia	1	2	3

- **Amplitud:** Los niveles de amplitud (A) bajo, medio y alto se establecieron en 10, 15 y 20 respectivamente. El nivel bajo equivale a aproximadamente 4 ml/min, el nivel medio a 6 ml/min y el alto a 8 ml/min.
- **Velocidad:** Los niveles de velocidad (V) bajo, medio y alto se establecieron en 22, 33 y 44 respectivamente. El nivel bajo equivale a una velocidad promedio de aproximadamente 0.17 mm/s, el nivel medio a 0.23 mm/s y el alto a 0.29 mm/s.
- **Frecuencia:** Los niveles de frecuencia (F) bajo, medio y alto se establecieron en 1, 2 y 3 respectivamente. El nivel bajo equivale a una frecuencia de 0.16 Hz, el nivel medio a 0.32 Hz y el alto a 0.64 Hz.

Cuadro 5: Niveles de factores de estudios equivalentes.

Factor	Niveles		
	Bajo	Medio	Alto
Amplitud	4 ml/min	6 ml/min	8 ml/min
Velocidad	40.36 mm/s	61.46 mm/s	80.60 mm/s
Frecuencia	0.16 Hz	0.32 Hz	0.64 Hz

CAPÍTULO VI

6 Resultados

6.1 Análisis tipo I

Para confirmar la confiabilidad de los métodos de medición, se realizó un análisis del sistema de medición tipo I, centrándose específicamente en el método de la balanza analítica ya que el sensor de flujo cuenta con su certificado de calibración y datos de precisión, exactitud y repetibilidad. La Figura 18 muestra la gráfica del análisis y el Cuadro 6 reporta el resumen de resultados. Los detalles de estas pruebas y los resultados se presentan a continuación.

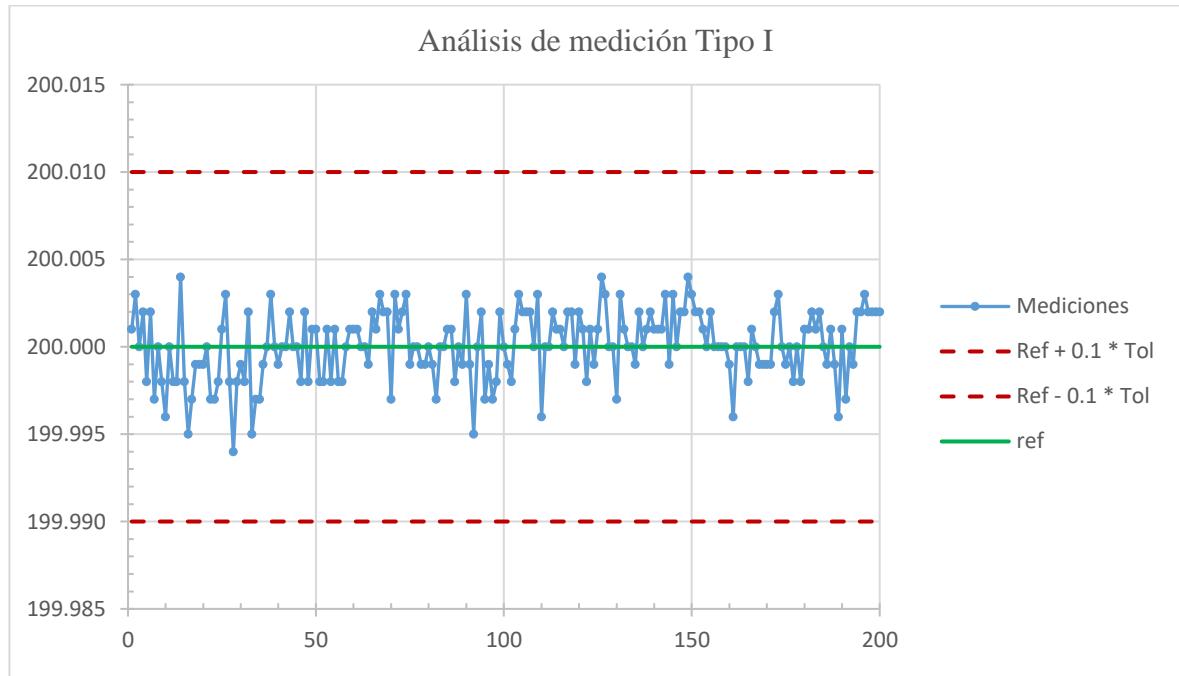


Figura 18: Gráfica de Resultados del Análisis Tipo I

Cuadro 6: Resumen de Resultados del Análisis Tipo I

Parámetro	Valor
Referencia	200 g
Tolerancia	0.1 g
Promedio	200 g
Desviación estándar	0.001956
6 veces la desviación estándar	0.011735
Numero de mediciones	200
Sesgo	0.00006
Valor T	0.4338
P valor	0.6649
Grados de libertad	199
Cg	1.7042
Cgk	1.6940

- **Referencia:** La referencia utilizada fue una masa de 200 g, la cual se midió 200 veces, con una tolerancia establecida de 0.1. Esto significa que se esperaba que las mediciones estuvieran dentro del rango de 199.9 a 200.1 unidades para considerarse precisas y confiables.
- **Promedio y Desviación Estándar:** El promedio de las mediciones fue de 200 g, lo cual indica una buena precisión en torno al valor de referencia. La desviación estándar calculada fue de 0.001956 unidades, lo que muestra una baja variabilidad entre las mediciones y una alta precisión.
- **Sesgo:** El sesgo calculado fue de 0.00006 unidades, lo que indica una tendencia insignificante hacia arriba o hacia abajo en las mediciones en comparación con el valor de referencia.

- **Valor T y P valor:** El valor T calculado fue de 0.4338, y el P valor asociado fue de 0.6649. Estos resultados indican que no hay suficiente evidencia para rechazar la hipótesis nula, que establece que el sesgo es igual a cero. En contraste, la hipótesis alternativa plantea que el sesgo es diferente de cero. Esto sugiere que las diferencias observadas pueden atribuirse al azar y no tienen significancia estadística.
- **Índices de Capacidad del Proceso (Cg y Cgk):** Los valores Cg y Cgk fueron de 1.7042 y 1.6940 respectivamente, lo que indica una buena capacidad del proceso para producir resultados dentro de las especificaciones establecidas.

En resumen, los resultados del análisis tipo I muestran una alta precisión, exactitud y repetibilidad en las mediciones realizadas, respaldando la confiabilidad del método de medición utilizado en el estudio. Los valores de sesgo, valor T, P valor, grados de libertad y los índices de capacidad del proceso confirman la validez y la calidad de los datos obtenidos.

6.2 Límites del prototipo

Esta sección aborda los límites de operación del prototipo, centrándose en las limitaciones específicas de sus componentes: el sistema de generación de flujo, que incluye el motor, la jeringa y la tubería, así como el sistema de medición mediante dos métodos, la balanza y el sensor. Además, explora cómo estas limitaciones particulares se relacionan con las limitaciones generales de su rendimiento. La información resumida sobre los límites operativos del prototipo se encuentra en los cuadros 7 y 8. Estos cuadros detallan las limitaciones específicas de los componentes del prototipo y sus características generales de rendimiento respectivamente.

Límites particulares

- **Tarjeta Arduino:** El Arduino se comunica con el sensor mediante el puerto serial a través de la interfaz I2C, operando a velocidades de hasta 115200 baudios. También controla al motor de la bomba mediante PWM con una frecuencia máxima de 490 Hz. La

generación de flujo es de tipo lazo abierto, es decir, el control de la bomba se basa en comandos preestablecidos sin retroalimentación para realizar ajustes durante la operación.

- **Motor:** El motor, que constituye la parte principal del sistema de generación de flujo, provoca el movimiento dinámico del fluido mediante una aceleración y desaceleración controlada. La frecuencia máxima indica cuántas veces puede alcanzar su velocidad máxima y luego disminuir hasta detenerse en un período de tiempo determinado, se ha determinado en 0.64 Hz para este sistema.
- **Jeringa:** La jeringa de plástico médica tiene una capacidad de 60 ml y un diámetro interno de 29.28 mm.
- **Tubería:** La tubería tiene un diámetro interno de 1.6 mm.
- **Balanza:** La balanza abarca un rango de medición desde 20 miligramos (mg) hasta 300 gramos (g), asegurando una precisión de lectura de 0.001 gramos (1 milígramo). Su repetibilidad es de ± 0.002 gramos, lo que garantiza resultados consistentes en mediciones repetidas. Además, la balanza cuenta con una pieza de 200 gramos para calibrarla cuando se requiera.
- **Sensor de Flujo:** El sensor viene calibrado y certificado de fábrica para trabajar con agua (H_2O) y alcohol isopropílico (IPA), sin posibilidad de recalibración. Su capacidad de medición abarca un rango completo de ± 40 ml/min con una frecuencia de muestreo máxima de 200 Hz, especialmente útil para flujos variables. En términos de precisión y repetibilidad tiene una tolerancia de $\pm 5\%$ y $\pm 0.5\%$ del valor medido, respectivamente, aplicable a tasas de flujo inferiores a ± 20 ml/min.

Cuadro 7: Límites particulares de componentes de prototipo.

Componente	Característica	Valor
Tarjeta Arduino	Velocidad Serial	115200 baudios
	Interfaz	I2C
	Frecuencia PWM	490 Hz
	Tipo de control	Lazo abierto
Motor	Velocidad	530 rpm
	Frecuencia	0.64 Hz
Jeringa	Capacidad	60 ml
Tubería	Diámetro interno	1.6 mm
Balanza	Capacidad	20 mg- 300 g
	Precisión	0.001 g
	Repetibilidad	0.002 g
Sensor	Capacidad	± 5 ml/min
	Precisión	± 5 % del valor medido
	Repetibilidad	± 0.5 % del valor medido

Limites generales

- **Flujo constante máximo:** En el caso particular de generar flujos constantes, el valor máximo es de 30 ml/min, lo cual es suficiente dado que el sensor de flujo trabaja dentro del rango de ± 40 ml/min. Este valor no solo depende de la capacidad del sensor sino también de la velocidad de giro del motor y de la capacidad de la jeringa.
- **Flujo pulsátil**
 - **Frecuencia de oscilación del flujo pulsátil:** El prototipo puede generar una frecuencia de oscilación entre un mínimo de 0.16 Hz y un máximo de 0.64 Hz. Estos valores están determinados por el motor; si se le ordena superar el límite máximo de

frecuencia, el motor no logra acelerar hasta la velocidad máxima deseada ni disminuir hasta el nivel establecido. Esto resulta en una reducción en la amplitud del flujo pulsátil, ya que el motor no puede mantener el ritmo deseado debido a sus limitaciones. Además, la frecuencia de oscilación del flujo también está determinada por el sensor, el cual tiene una frecuencia máxima de muestreo de 200 Hz.

- **Amplitud del flujo pulsátil:** La amplitud mínima es de 4 ml/min y la máxima es de 10 ml/min, este rango de oscilación indica cuánto varía el flujo entre sus valores máximos y mínimos dentro de un período determinado, generalmente asociado con un ciclo o frecuencia específica.
- **Flujo pulsátil máximo:** En el caso del flujo pulsátil, se determinó que el flujo máximo que puede generar el prototipo es de 20 ml/min debido a las características de precisión del sensor y a la preferencia por minimizar el margen de error. Según el sensor de flujo, para flujos iguales o inferiores a ± 20 ml/min, el error es de $\pm 5\%$ del valor medido, manteniéndose constante en este rango. Sin embargo, a medida que el flujo aumenta más allá de ± 20 ml/min, el error también aumenta gradualmente, alcanzando $\pm 10\%$ del valor medido cuando el flujo llega a ± 40 ml/min. Es importante destacar que el valor de flujo pulsátil máximo se refiere al valor más alto de flujo leído cuando la oscilación alcanza su valor máximo; no debe confundirse con el flujo promedio.
- **Velocidad de flujo:** Este término se refiere a la velocidad constante del fluido a partir de la cual el flujo comienza a oscilar. El valor máximo de velocidad de flujo que puede generar el prototipo es de aproximadamente 80 mm/s, determinado por la ecuación $y = A * (\text{sen}(Fx) + 1) + V$, donde V es igual a 44 para una velocidad de 80 mm/s. Este valor está influenciado de igual forma por el diámetro de la tubería de 1.6 mm.
- **Volumen máximo:** La bomba puede dispensar hasta 60 ml de líquido en una sola operación, limitada por el tamaño de la jeringa médica utilizada.

Cuadro 8: Límites generales de prototipo.

Tipo de Flujo	Característica	Valor
Flujo constante	Flujo constante máximo	30 ml/min
Flujo pulsátil	Frecuencia de oscilación	0.64 Hz
	Amplitud de flujo	4 – 10 ml/min
	Flujo pulsátil máximo	20 ml/min
	Velocidad de flujo	80 mm/s
	Volumen máximo	60 ml

6.3 Factores de estudio

En las figuras 19 a 25 se presentan los resultados de evaluar un factor a la vez en sus tres niveles. Las gráficas de todas las combinaciones se omitirán en esta sección y se colocarán como anexos. Las figuras 18, 19 y 20 ilustran el flujo pulsátil correspondiente a tres niveles diferentes de amplitud: bajo (10), intermedio (15) y alto (20). Se mantuvieron constantes los valores de frecuencia (1) y velocidad (22). En los gráficos, el eje de las abscisas representa el tiempo en segundos, mientras que el eje de las ordenadas refleja la medición de flujo en ml/min. Todas las gráficas tienen una duración de prueba de un minuto. Cada figura presenta tanto la gráfica de flujo obtenida por la balanza como la del sensor.

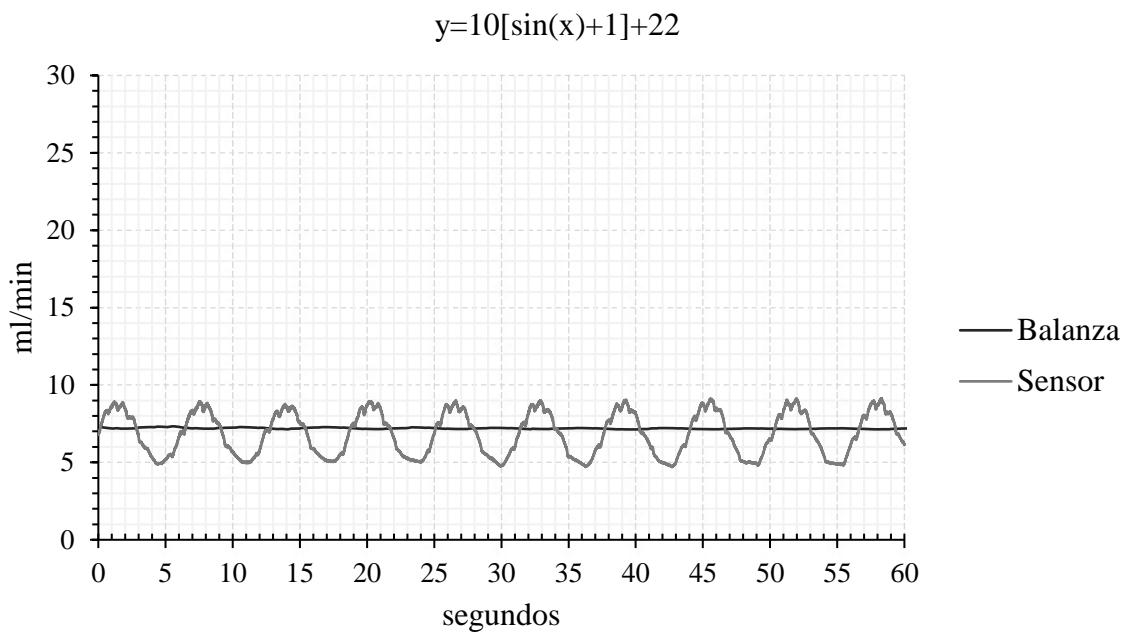


Figura 19: Gráfica de tratamiento 1.

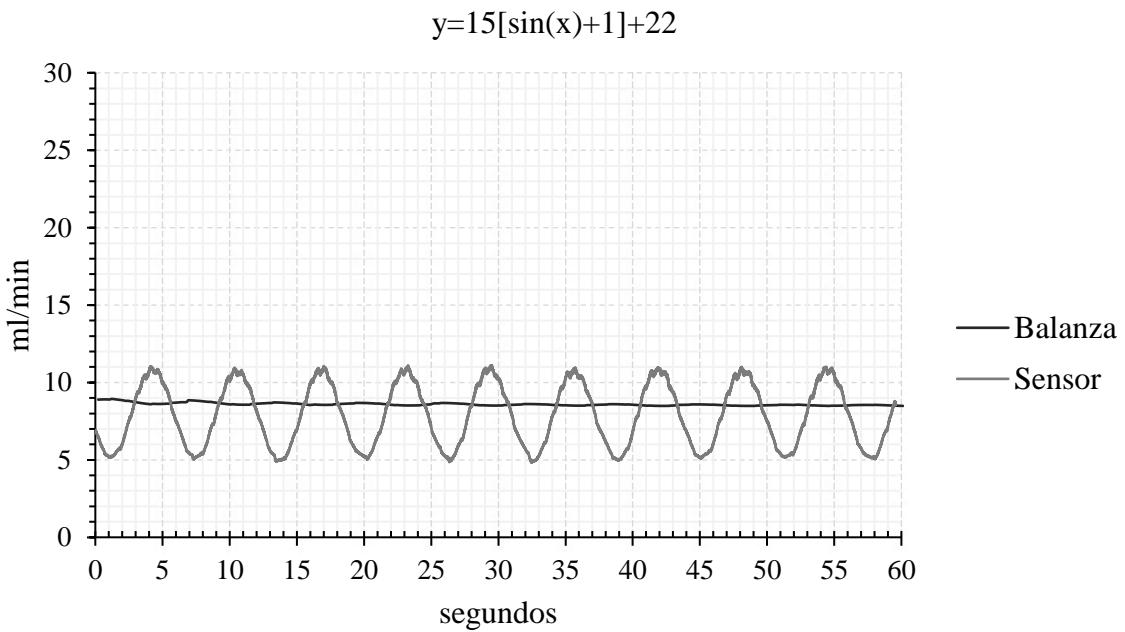


Figura 20: Gráfica de tratamiento 10.

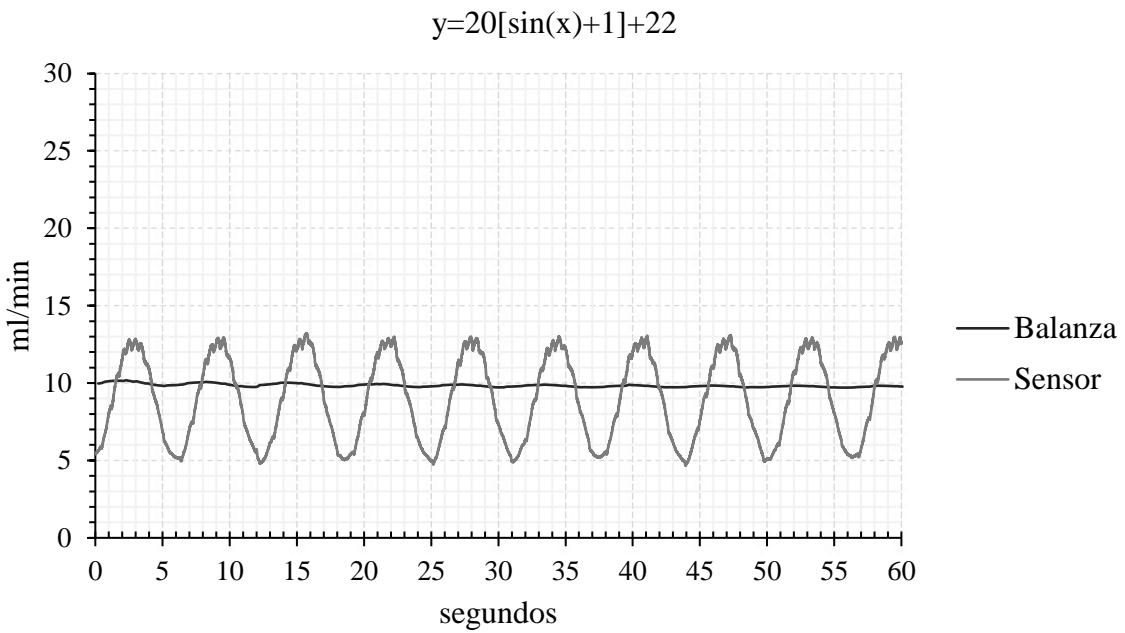


Figura 21: Gráfica de tratamiento 19.

Las figuras 22 y 23 muestran los niveles de frecuencia intermedio (2) y alto (3) respectivamente. En este caso, los valores de amplitud se mantuvieron constantes en 20, al igual que el de velocidad (22).

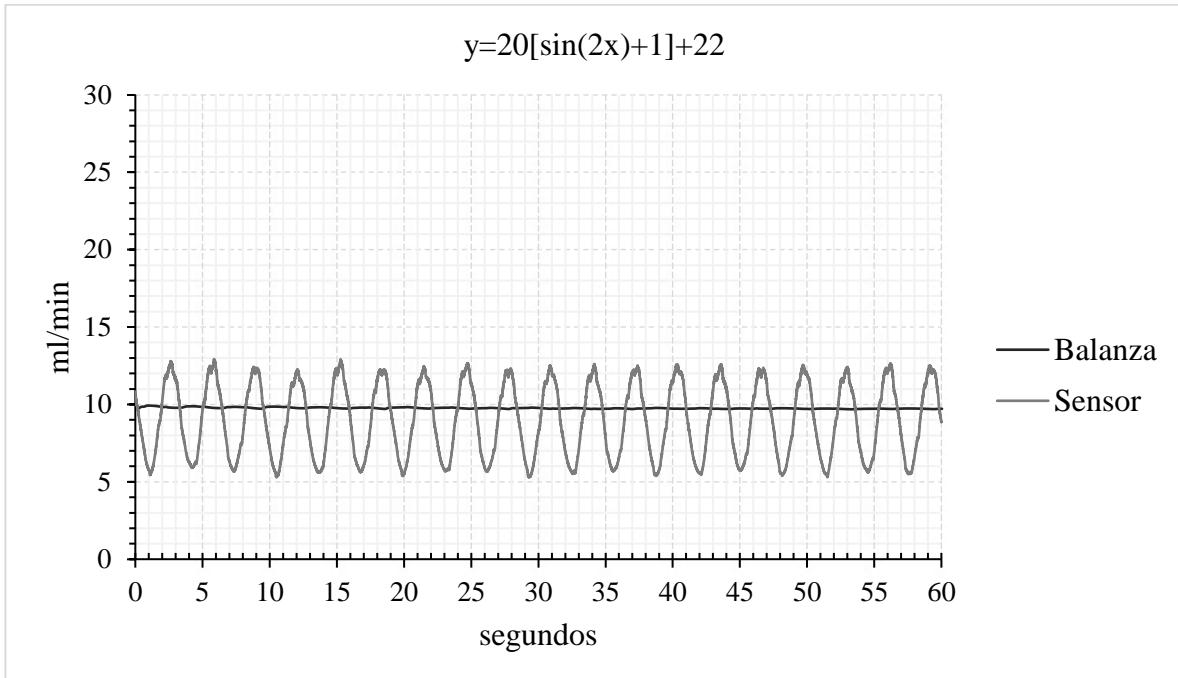


Figura 22: Gráfica de tratamiento 20.

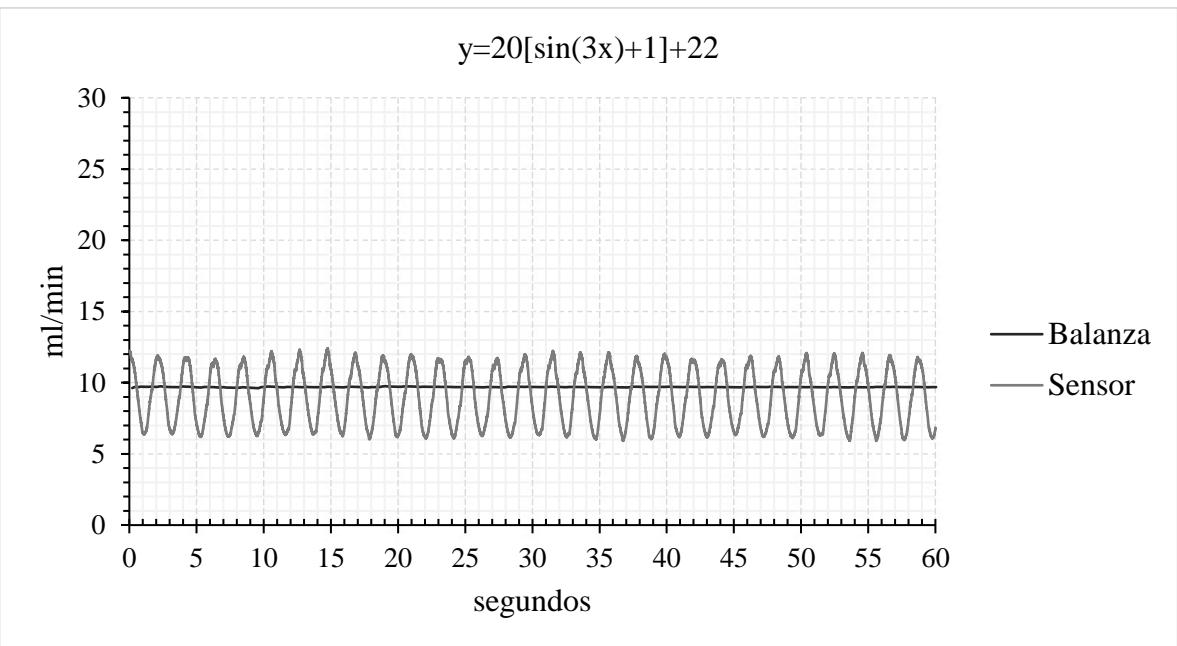


Figura 23: Gráfica de tratamiento 21.

Finalmente, las figuras 24 y 25 muestran el aumento de velocidad, pasando de un nivel intermedio (33) a uno alto (44), respectivamente, manteniendo constantes los valores de amplitud (20) y frecuencia (1).

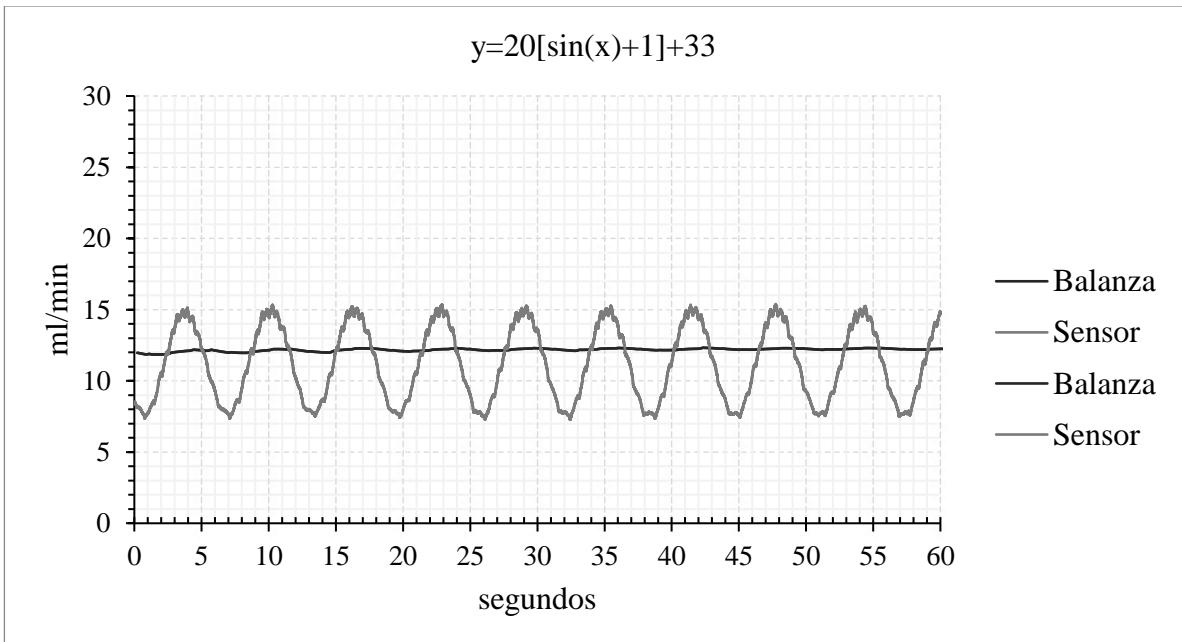


Figura 24: Gráfica de tratamiento 22.

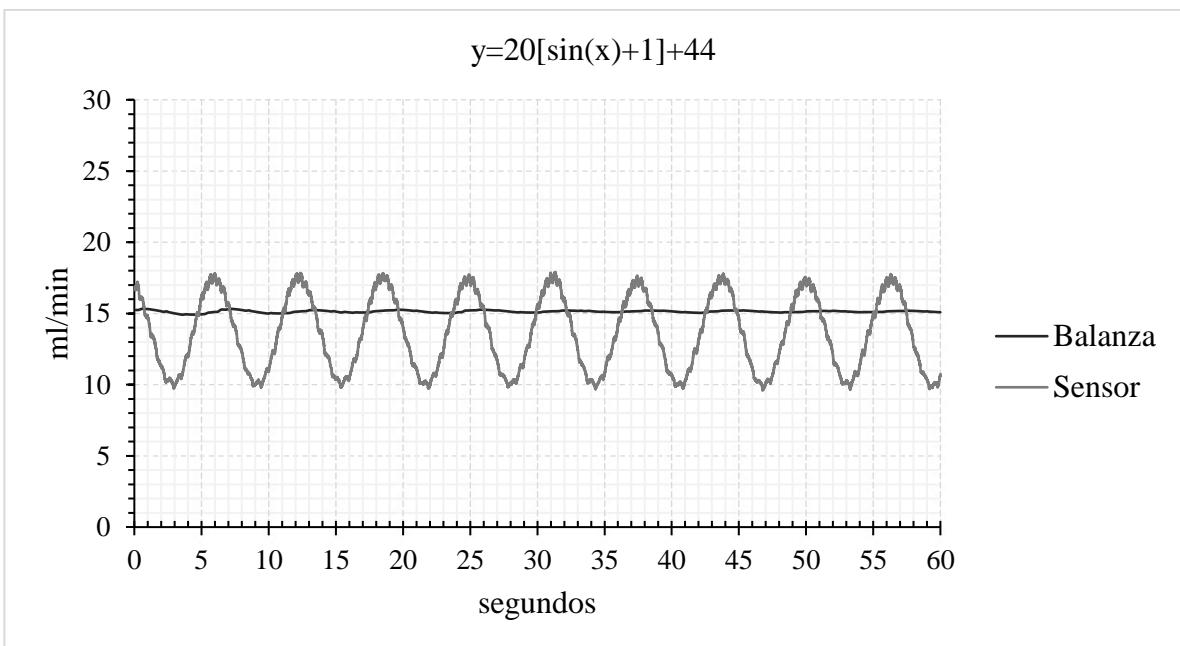


Figura 25: Gráfica de tratamiento 25.

6.4 Análisis de varianzas

El Cuadro 9 presenta el plan experimental de un diseño factorial 3^3 que implica la variación sistemática de tres factores independientes, cada uno en tres niveles diferentes, con dos réplicas para cada combinación de niveles de los factores. Los factores de interés se identifican como Amplitud, Velocidad y Frecuencia. La variable de respuesta es la diferencia en la medida de flujo registrada entre la balanza y el sensor, registrada como error 1 para la primera réplica y error 2 para la segunda. El número total de observaciones por cada réplica es de 27, lo que suma un total de 54 observaciones. El factor de Amplitud se exploró en niveles de 10, 15 y 20. Por su parte, el factor de Velocidad fue examinado a través de niveles de 22, 33 y 44. Finalmente, el factor de Frecuencia se evaluó en 1, 2 y 3. Además, se incluye los resultados obtenidos de cada prueba experimental en la columna Error 1 y Error 2 correspondiente a la réplica 1 y 2 respectivamente.

Las gráficas correspondientes a cada prueba experimental se encuentran detalladas en la sección 8.4 de los anexos, por ejemplo, la Figura 26 reporta la observación 24, correspondiente a una amplitud alta de 20, una frecuencia alta de 3 y una velocidad media de 33. En dicha figura, la línea azul representa el flujo registrado por el sensor, mientras que la

Línea punteada roja indica su valor promedio. La línea gris claro, por otro lado, representa el flujo medido por la balanza, y la línea punteada negra corresponde al flujo promedio de la balanza. La discrepancia entre ambas líneas punteadas refleja el error de medición, el cual se resume en el Cuadro 5 para cada una de las observaciones.

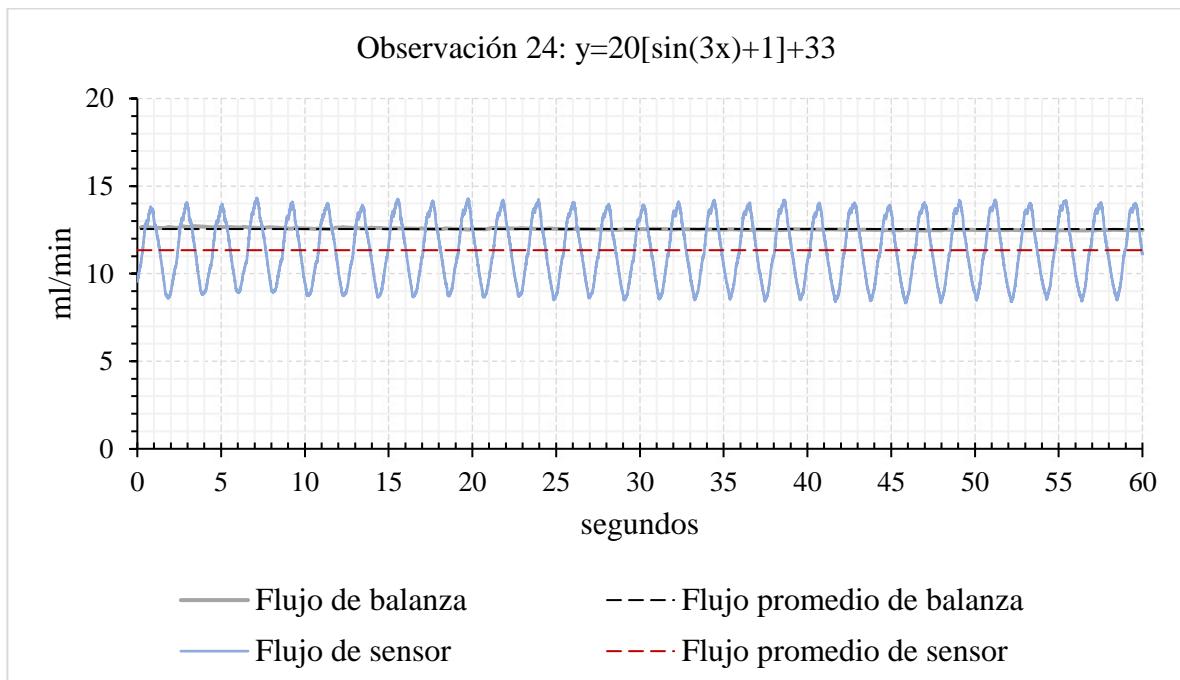


Figura 26: Gráfica de observación 24.

Cuadro 9: Plan experimental.

Observaciones	Amplitud	Velocidad	Frecuencia	Error 1	Error 2
1	10	22	1	0.344	0.410
2	10	22	2	0.418	0.619
3	10	22	3	0.617	0.303
4	10	33	1	0.637	0.919
5	10	33	2	0.221	0.886
6	10	33	3	0.726	0.722
7	10	44	1	0.819	0.771
8	10	44	2	1.076	0.633
9	10	44	3	1.127	1.224
10	15	22	1	0.728	0.885
11	15	22	2	0.544	0.759
12	15	22	3	0.551	0.699
13	15	33	1	0.947	1.310
14	15	33	2	0.787	0.017
15	15	33	3	0.936	1.196
16	15	44	1	1.644	0.437
17	15	44	2	1.431	0.856
18	15	44	3	1.499	0.746
19	20	22	1	0.855	0.604
20	20	22	2	0.784	0.416
21	20	22	3	0.708	0.535
22	20	33	1	0.977	1.079
23	20	33	2	1.005	0.883
24	20	33	3	1.207	0.779
25	20	44	1	1.530	1.280
26	20	44	2	1.503	1.198
27	20	44	3	1.578	1.386

El cuadro 10 reporta los resultados del análisis de varianzas del experimento, refiere que el factor significativo es la amplitud con un p valor de 0.01 y la velocidad con un p valor de .000029. El efecto de la frecuencia no resultó significativo ni los efectos de las interacciones dobles y triple.

Cuadro 10: Análisis de varianzas.

	Grados de libertad	Suma de cuadrados	Cuadrados medios	Valor F	Valor p
A	2	0.95837	0.47918	5.4571	0.01022*
V	2	2.76270	1.38135	15.7313	2.955e-05***
F	2	0.20298	0.10149	1.1558	0.32989
A:V	4	0.20885	0.05221	0.5946	0.66955
A:F	4	0.12660	0.03165	0.3604	0.83451
V:F	4	0.33657	0.08414	0.9582	0.44623
A:V:F	8	0.31871	0.03984	0.4537	0.87731
Residuos	27	2.37084	0.08781		

La Figura 27 muestra claramente la relación entre los niveles de amplitud y el error de medición en el estudio. En general, se observa que a medida que la amplitud aumenta, hay un incremento en el error de medición en todos los casos. Esta tendencia es más pronunciada cuando la velocidad de flujo también aumenta.

Es interesante notar que no se observa ningún efecto evidente debido al factor frecuencia en el error de medición. Esto indica que, dentro del rango de frecuencias estudiado, la variación en la frecuencia no parece tener un impacto significativo en el error de medición. Estos hallazgos son coherentes con el análisis de varianza realizado, lo que refuerza la validez de los resultados. En resumen, se puede concluir que, en el contexto de este estudio, la amplitud y la velocidad de flujo son factores importantes que influyen en el error de medición, mientras que la frecuencia no muestra un efecto discernible en las condiciones evaluadas.

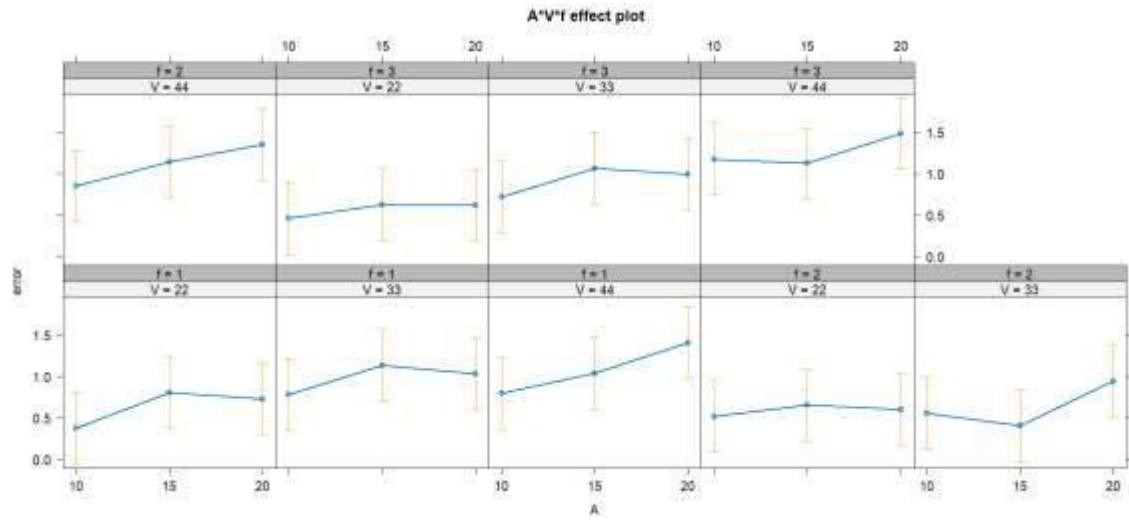


Figura 27: Gráfica de efectos de Amplitud, Velocidad y Frecuencia.

6.5 Supuestos del ANOVA

Para que los resultados del análisis de varianza sean considerados válidos, es necesario cumplir con tres supuestos fundamentales: normalidad de los residuos, homocedasticidad e independencia. La Figura 28 presenta la gráfica de residuos que son las diferencias entre los valores observados y los valores predichos. Se observa que los residuos siguen una distribución normal, cumpliendo así con el supuesto de normalidad. Además, la Figura 29 refiere que se satisface el supuesto de homocedasticidad, ya que la dispersión de los residuos parece constante a lo largo de la gráfica. Asimismo, se evidencia la independencia de los residuos ya que estos se distribuyen de manera aleatoria sin mostrar ningún patrón discernible.

Estos hallazgos respaldan la validez del análisis de varianzas, ya que los supuestos críticos se cumplen según la evaluación gráfica de los residuos. Además, la confirmación de estos supuestos contribuye a fortalecer la confianza en la robustez y fiabilidad de las conclusiones derivadas del análisis estadístico.

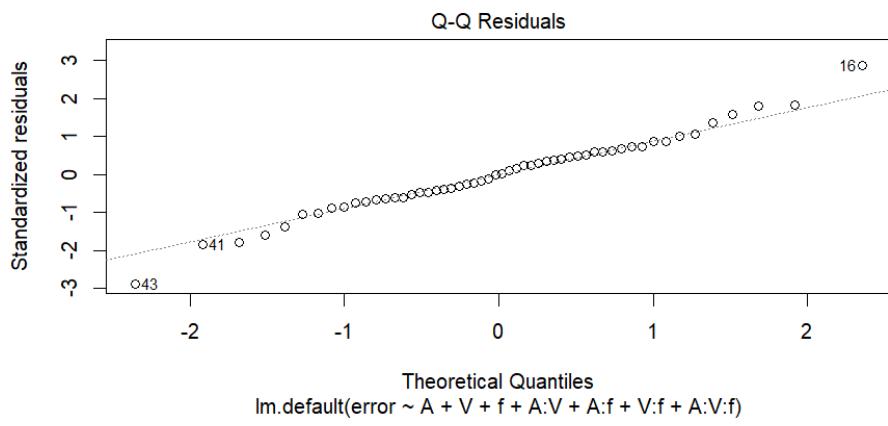


Figura 28: Gráfica de normalidad.

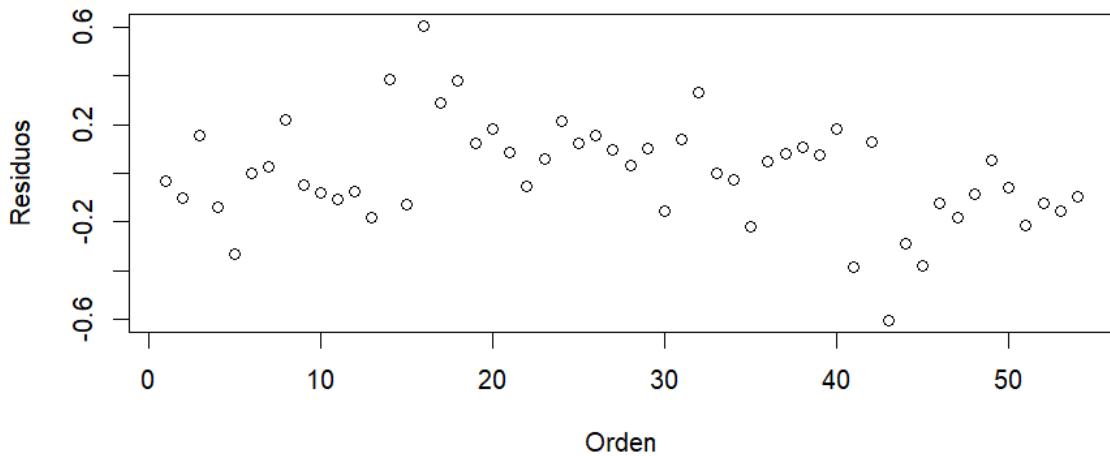


Figura 29: Gráfica de residuos.

Además de la evaluación gráfica, se presentan los resultados de las pruebas de los supuestos de Shapiro-Wilk y Bartlett, detallados en el Cuadro 11. La primera columna indica el tipo de prueba realizada, la segunda columna muestra el resultado del p-valor, y finalmente, en la tercera columna, se indica si se cumple o no con el supuesto evaluado por dicha prueba.

La prueba de Shapiro Wilk se utiliza para evaluar la hipótesis nula de que una muestra proviene de una población con una distribución normal. En general un p valor menor que el

nivel de significancia (0.05) lleva a rechazar la hipótesis nula de normalidad. En este estudio el p valor es de 0.748 lo que es mayor que 0.05. Podemos concluir que no hay suficiente evidencia para rechazar la hipótesis nula, y se podría considerar que los datos siguen una distribución normal.

En la prueba de Bartlett para la homocedasticidad, la hipótesis nula establece que las varianzas de las muestras son iguales. El valor p obtenido en la prueba se utiliza para evaluar esta hipótesis. Si el p valor es mayor que el nivel de significancia (0.05): No hay suficiente evidencia para rechazar la hipótesis nula. En este caso, se podría aceptar que las varianzas de las muestras son iguales.

En este estudio, observamos que se cumple el supuesto de homocedasticidad para los factores de amplitud y frecuencia, con p-valores de 0.381 y 0.9627, respectivamente. Sin embargo, no se cumple para la velocidad, ya que el p-valor asociado es 0.1259. A pesar de esta ligera desviación de los supuestos, el ANOVA es lo suficientemente robusto como para considerar válidas las conclusiones derivadas de él.

Cuadro 11: Pruebas de los supuestos del anova.

Pruebas de los supuestos	P valor	Resultado
Prueba de Shapiro Wilk	p = 0.748	Cumple
Prueba de Barlett para Amplitud	p = 0.3681	Cumple
Prueba de Barlett para Velocidad	p = 0.1259	No cumple
Prueba de Barlett para Frecuencia	p = 0.9627	Cumple

6.6 Regresión lineal

El modelo de regresión lineal se llevó a cabo en el programa R utilizando la función lm(error ~ A + V + F + A:V + A:F + V:F + A:V:F, datos), la cual considera que la variable error depende de la amplitud (A), la velocidad (V), la frecuencia (F), así como las interacciones dobles entre amplitud y velocidad (A:V), amplitud y frecuencia (A:F), velocidad y frecuencia (V:F), y la interacción triple entre amplitud, velocidad y frecuencia (A:V:F).

El Cuadro 12 presenta un resumen de la regresión lineal. En la primera columna, se muestran las variables incluidas en el modelo de regresión. La segunda columna exhibe el valor estimado, que corresponde a la estimación del coeficiente asociado a cada variable en el modelo. La tercera columna proporciona el error estándar del estimado del coeficiente. La cuarta columna presenta el valor t calculado, indicando cuántas desviaciones estándar se encuentra la estimación del coeficiente respecto al valor nulo (cero). Finalmente, la quinta columna presenta el valor p asociado a cada coeficiente, el cual indica la probabilidad de observar un valor t tan extremo o más extremo si la verdadera estimación del coeficiente fuera cero. Los valores p son críticos para evaluar la significancia estadística de cada coeficiente. Un valor p menor 0.05 sugiere que el coeficiente es estadísticamente significativo. En esta tabla, los coeficientes con valores p bajos son más propensos a considerarse significativos.

Cuadro 12: Resumen de la regresión lineal.

Variable	Estimado	Error estándar	Valor t	P valor
Intercepto	0.37716	0.20953	1.800	0.083
A15	0.42980	0.29633	1.450	0.158
A20	0.35192	0.29633	1.188	0.245
V33	0.40094	0.29633	1.353	0.187
V44	0.41784	0.29633	1.410	0.170
f2	0.14155	0.29633	0.478	0.637
f3	0.08287	0.29633	0.280	0.782
A15:V33	-0.07954	0.41907	-0.190	0.851
A20:V33	-0.10228	0.41907	-0.244	0.809
A15:V44	-0.18432	0.41907	-0.440	0.664
A20:V44	0.25801	0.41907	0.616	0.543
A15:f2	-0.29677	0.41907	-0.708	0.485
A20:f2	-0.27037	0.41907	-0.645	0.524
A15:f3	-0.26463	0.41907	-0.631	0.533
A20:f3	-0.19045	0.41907	-0.454	0.653
V33:f2	-0.36635	0.41907	-0.874	0.390
V44:f2	-0.08240	0.41907	-0.197	0.846
V33:f3	-0.13699	0.41907	-0.327	0.746
V44:f3	0.29743	0.41907	0.710	0.484
A15:V33:f2	-0.20459	0.59265	-0.345	0.733
A20:V33:f2	0.41184	0.59265	0.695	0.493
A15:V44:f2	0.34073	0.59265	0.575	0.570
A20:V44:f2	0.15654	0.59265	0.264	0.794
A15:V33:f3	0.25663	0.59265	0.433	0.668
A20:V33:f3	0.20981	0.59265	0.354	0.726
A15:V44:f3	-0.03396	0.59265	-0.057	0.955
A20:V44:f3	-0.11285	0.59265	-0.190	0.850

Los coeficientes del modelo regresión se muestran en el cuadro 13. El modelo de regresión lineal presenta un Coeficiente R cuadrado múltiple de 0.6746. Esto indica que alrededor del 67.46% de la variabilidad total en la variable dependiente puede ser explicada por las variables independientes incluidas en el modelo. El coeficiente R cuadrado ajustado es 0.3612 y sugiere que, ajustando el R cuadrado para estos factores, alrededor del 36.12% de la variabilidad sigue siendo explicada por el modelo. El estadístico F tiene un valor de 2.153, se utiliza para evaluar si al menos una de las variables independientes tiene un efecto significativo sobre la variable dependiente. Cuanto mayor sea el valor del estadístico F, más

evidencia hay en contra de la hipótesis nula de que todos los coeficientes de regresión son cero. En este caso, con un p valor asociado de 0.02627, podríamos rechazar la hipótesis nula y concluir que al menos una de las variables independientes es significativa en el modelo.

Cuadro 13: Coeficientes del modelo

Coeficientes de modelo	Valor
Coeficiente R cuadrado múltiple	0.67460
Coeficiente R cuadrado ajustado	0.36120
Estadístico F	2.153
P valor de modelo	0.02627 *

Ningún coeficiente de la regresión lineal resultó significativo al considerar su valor p con un nivel de significancia del 95%. Además, los coeficientes de R cuadrado muestran diferencias significativas. Esta situación puede ocurrir cuando muchos factores e interacciones resultan no significativos. Por lo tanto, se sugiere buscar un mejor modelo al excluir del ANOVA los elementos no significativos y pasarlos al error.

6.7 Mejor ANOVA

El análisis de varianza anterior fue útil, ya que indicó de manera temprana que los factores de Amplitud y Velocidad son significativos. También señaló que el factor de Frecuencia, así como todas las interacciones, no son significativas. Además, el modelo de regresión lineal, a pesar de ser significativo con un valor p de 0.026, menor a 0.05, resultó con coeficientes de R cuadrado muy diferentes. Por lo tanto, se sugiere buscar el mejor modelo de ANOVA para mejorar el estudio y fortalecer las conclusiones.

El Cuadro 14 presenta el "mejor ANOVA", que es la versión actualizada del anterior al retirar los elementos no significativos. En este caso, se refuerzan los factores significativos: la amplitud con un p-valor menor que el anterior, específicamente de 0.002927, y la velocidad con un p-valor menor que el anterior, específicamente de 0.000000784. Sin embargo, es importante señalar que, en este caso, el valor de los residuos aumentó de 27 a 49.

Cuadro 14: Mejor ANOVA.

	Grados de libertad	Suma de cuadrados	Cuadrados medios	Valor F	Valor p
A	2	0.9584	0.47918	6.5871	0.002927 **
V	2	2.7627	1.38135	18.9887	7.84e-07 ***
Residuos	49	3.5645	0.07275		

La Figura 30 muestra el efecto de los factores de estudio, que son amplitud y velocidad, excluyendo la frecuencia. Ambas gráficas representan el error en el eje de las ordenadas, mientras que en el eje de las abscisas se informan los niveles de amplitud para la primera gráfica y los de velocidad para la segunda. Para el primer caso, al aumentar la amplitud aumenta el error, además, al contrastar los niveles 10 y 20, se puede apreciar que no hay traslape, lo que sugiere que los niveles 10 y 20 son estadísticamente significativos. En el segundo caso, se observa que al aumentar la velocidad, el error de medición se incrementa en mayor magnitud. Al contrastar las combinaciones entre niveles, es decir, 22 y 33, 33 y 44, y 22 y 44, se puede observar que no existe traslape entre ellos. Esto sugiere que el factor velocidad es significativo e incrementa el error de medición en mayor medida que el factor amplitud.

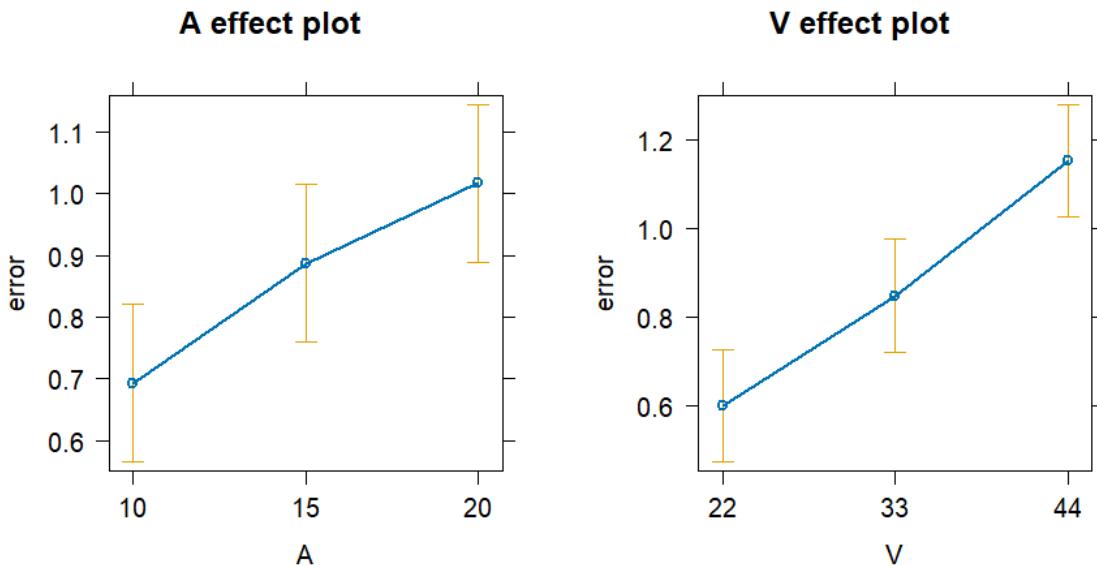


Figura 30: Efectos de amplitud y velocidad.

Finalmente, las gráficas 31 y 32 del nuevo ANOVA reportan el cumplimiento de los supuestos de normalidad, homocedasticidad e independencia.

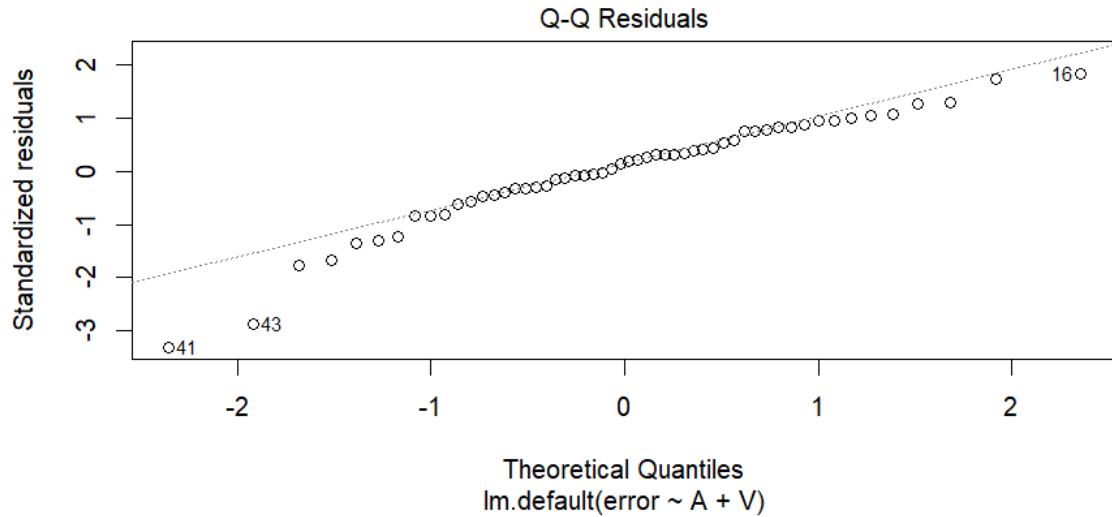


Figura 31: Gráfica de normalidad de “mejor ANOVA”.

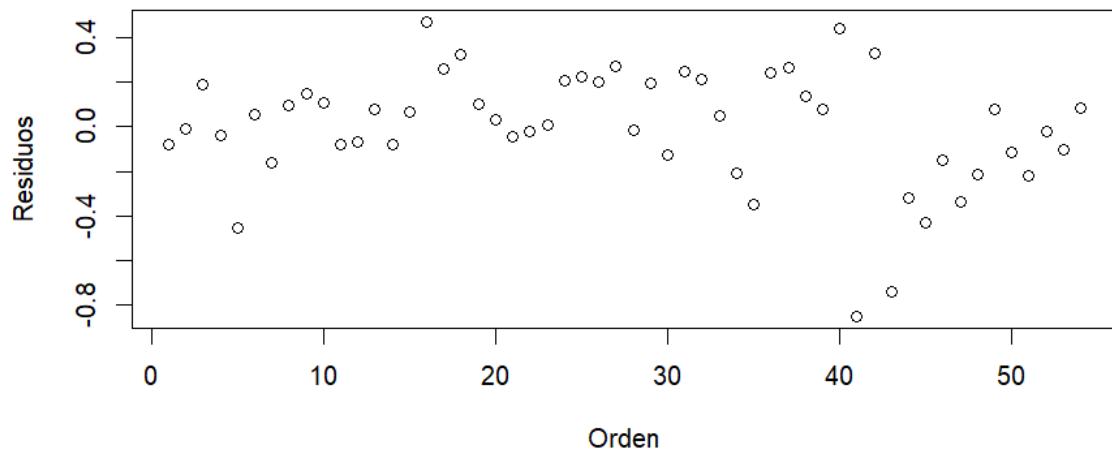


Figura 32: Gráfica de residuos de “mejor ANOVA”.

6.8 Regresión lineal mejor ANOVA

El modelo de regresión lineal del “mejor ANOVA” se llevó a cabo en el programa R utilizando la función lm(error ~ A + V, datos), la cual considera que la variable error depende únicamente de la amplitud (A) y la velocidad (V).

El Cuadro 15 presenta un resumen de la nueva regresión lineal, donde se evalúan los coeficientes de diferentes variables predictoras. Se observa que el intercepto tiene un valor estimado de 0.42605 con un error estándar de 0.08207 y un valor t de 5.191, siendo altamente significativo con un p valor de 4.00e-06. Entre las variables predictoras, A15 muestra un valor estimado de 0.19458, con un valor t de 2.164 y un p valor de 0.035340, indicando significancia a un nivel del 95%. A su vez, A20 tiene un valor estimado de 0.32415, con un valor t de 3.606 y un p valor de 0.000728, mostrando una significancia más robusta. Las variables V33 y V44 también presentan estimados significativos, con valores de 0.24741 y 0.55303, respectivamente, y p valores de 0.008284 y 1.37e-07, indicando una fuerte significancia estadística. En resumen, estos resultados sugieren que las variables A20, V44 y el intercepto son especialmente relevantes en la predicción del fenómeno estudiado, mientras que A15 y V33 también aportan significativamente al modelo. Podemos concluir entonces con mayor certeza que el aumento de la amplitud y de la velocidad tendrán un efecto significativo de aumento del error.

Cuadro 15: Regresión lineal “mejor ANOVA”

Variable	Estimado	Error estándar	Valor t	P valor
Intercepto	0.42605	0.08207	5.191	4.00e-06***
A15	0.19458	0.08990	2.164	0.035340*
A20	0.32415	0.08990	3.606	0.000728***
V33	0.24741	0.08990	2.752	0.008284**
V44	0.55303	0.08990	6.151	1.37e-07***

Los coeficientes del modelo de regresión se muestran en el cuadro 16. El modelo presenta un coeficiente R cuadrado múltiple de 0.5107. Esto indica que alrededor del 51.07% de la variabilidad total en la variable dependiente puede ser explicada por las variables

independientes incluidas en el modelo. El coeficiente R cuadrado ajustado es 0.4708 y sugiere que, ajustando el R cuadrado para estos factores, alrededor del 47.08% de la variabilidad sigue siendo explicada por el modelo. El estadístico F tiene un valor de 12.79, se utiliza para evaluar si al menos una de las variables independientes tiene un efecto significativo sobre la variable dependiente. Cuanto mayor sea el valor del estadístico F, más evidencia hay en contra de la hipótesis nula de que todos los coeficientes de regresión son cero. En este caso, con un p valor asociado 3.345e-07, podríamos concluir que el modelo es significativo.

Cuadro 16: Coeficientes del modelo.

Coeficientes de modelo	Valor
Coeficiente R cuadrado múltiple	0.5107
Coeficiente R cuadrado ajustado	0.4708
Estadístico F	12.79
P valor de modelo	3.345e-07***

6.9 Modelo estadístico

Como resultado final el modelo estadístico que representa el impacto de la amplitud y la velocidad en el error de medición es:

$$y = 0.426 + 0.19A_{15} + 0.32A_{20} + 0.24V_{33} + 0.55V_{44} + \varepsilon \quad (12)$$

Donde $\varepsilon \sim N(0, 0.2697)$, el término ε tiene una distribución normal con media 0 y una desviación estándar de 0.2697.

CAPÍTULO VII

7 Conclusiones

En este trabajo se generó un análisis estadístico para evaluar el impacto de la Amplitud, la Velocidad y la Frecuencia de oscilación de un flujo pulsátil en el error de medición de un prototipo, el cual consistió en una bomba de tipo jeringa y dos métodos de medición: sensor de flujo y balanza analítica, a través de un diseño factorial 3³. El análisis estadístico generado determinó, con un nivel de confianza del 95%, que tanto la Amplitud (p-valor de 0.0029) como la Velocidad (p-valor de 7.84x10-07) tienen un impacto significativo en el aumento del error de medición del flujo pulsátil, como lo demuestra un p-valor < 0.05 en prototipo evaluado. Sin embargo, la Frecuencia (p-valor de 0.329) no muestra una incidencia significativa, con un p-valor > 0.05 según el diseño factorial 3³, lo que origina una aceptación parcial de la hipótesis planteada para este sistema.

Al profundizar en las variables Amplitud y Velocidad, se observó un incremento en el error de medición conforme la amplitud aumenta, especialmente cuando también se incrementa la velocidad de flujo, lo que resalta la importancia de considerar estas variables de manera conjunta en futuros estudios. Esta conclusión no excluye la necesidad de mejorar ciertos aspectos del sistema de generación de flujo y medición tales como la velocidad de respuesta del motor y la frecuencia de muestreo del sensor para continuar investigando el efecto de la Frecuencia de oscilación de un flujo pulsátil en niveles más amplios con el fin de obtener conclusiones más robustas sobre esta variable. Además, es crucial realizar validaciones experimentales en diferentes escenarios, considerando la variabilidad que puede surgir en entornos diversos.

Lo más importante de la generación de este análisis estadístico fue comprender cómo el error de medición se relaciona con el comportamiento del flujo pulsátil a través del diseño factorial porque contribuye a la generación de conocimiento de medición de este tipo de flujos en tuberías de diámetro pequeño, lo cual es crucial debido a las numerosas aplicaciones donde la precisión de la medida es fundamental para el control de procesos y la eficiencia operativa, además que podría contribuir al desarrollo de sistemas de generación y medición de flujo pulsátil.

Lo que más ayudo a generar este análisis estadístico fue la construcción de un banco de pruebas que consistió en un sistema de generación de flujo y un sistema de medición que utilizaba dos métodos: sensor de flujo y balanza analítica. Esto permitió generar y variar, a través de una función matemática, diferentes tasas de flujo pulsátil y obtener los datos experimentales. Lo más difícil en la generación del análisis estadístico fue la construcción del banco de pruebas por dos razones. La primera es que los investigadores se enfrentan a los desafíos técnicos y limitaciones tecnológicas de construir bombas de flujo pulsátil de diseño propio, ya que adquirir una de tipo comercial resulta casi imposible debido a los altos costos, además de que son escasas y muchas veces los límites de operación y variables de estudio no se ajustan a las necesidades de la investigación. La segunda es la limitada oferta comercial y los altos costos de los sensores de flujo pulsátil para tuberías de diámetro pequeño, ya que, a diferencia de un sensor de flujo convencional, se requieren sensores igual de diminutos y con muy rápida frecuencia de muestreo para obtener mediciones que reflejen lo más cercanamente posible la realidad, dado que algunas de las características principales de este flujo son su variación periódica y frecuencia de oscilación.

8 Referencias

Amaratunga, M., Rabenjafimanantsoa, H. A., & Time, R. W. (2019). Comparison of oscillatory flow conditions in Newtonian and non-Newtonian fluids using PIV and high-speed image analysis. *Flow Measurement and Instrumentation*, 70.

<https://doi.org/10.1016/j.flowmeasinst.2019.101628>

Batista, E., Sousa, J. A., Cardoso, S., & Silvério, V. (2020). Experimental testing for metrological traceability and accuracy of liquid microflows and microfluidics. *Flow Measurement and Instrumentation*, 71.

<https://doi.org/10.1016/j.flowmeasinst.2020.101691>

Blythman, R., Alimohammadi, S., Persoons, T., Jeffers, N., & Murray, D. B. (2018). Parametric analysis of laminar pulsating flow in a rectangular channel. *Heat and Mass Transfer*, 54(8), 2177–2186.

<https://doi.org/10.1007/s00231-017-2196-z>

Breytenbach, J. H. (2004). Correct and effective vaccination of poultry. *International Poultry Production*, 12(4), 17.

Dincau, B., Dressaire, E., & Sauret, A. (2020). Pulsatile Flow in Microfluidic Systems. *Small*, 16(9).

<https://doi.org/10.1002/smll.201904032>

Drost, S., de Kruif, B. J., & Newport, D. (2018). Arduino control of a pulsatile flow rig. *Medical Engineering and Physics*, 51, 67–71.

<https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2017.10.006>

Fraden, J. (2016). Handbook of Modern Sensors (pp. 458-475). Springer, Cham.

<https://doi.org/10.1007/978-3-319-19303-8>

Ghouila-Houri, C., Gallas, Q., Garnier, E., Merlen, A., Viard, R., Talbi, A., & Pernod, P. (2017). High temperature gradient calorimetric wall shear stress micro-sensor for flow separation detection. *Sensors and Actuators A: Physical*, 266, 232–241.

<http://dx.doi.org/10.1016/j.sna.2017.09.030>

Hemmat Esfe, M., Bahiraei, M., Torabi, A., & Valadkhani, M. (2021). A critical review on pulsating flow in conventional fluids and nanofluids: Thermo-hydraulic characteristics. *International Communications in Heat and Mass Transfer*, 120.

<https://doi.org/10.1016/j.icheatmasstransfer.2020.104859>

Huang, T., Ye, L., Hu, Y., & Song, K. (2019). A novel flowrate measurement method for small-diameter pipeline based on bidirectional acoustic resonance. *Flow Measurement and Instrumentation*, 70.

<https://doi.org/10.1016/j.flowmeasinst.2019.101656>

Hudson, J. M., Williams, R., Milot, L., Wei, Q., Jago, J., & Burns, P. N. (2017). In Vivo Validation of Volume Flow Measurements of Pulsatile Flow Using a Clinical Ultrasound System and Matrix Array Transducer. *Ultrasound in Medicine and Biology*, 43(3), 579–585.

<https://doi.org/10.1016/j.ultrasmedbio.2016.10.008>

Jenke, C., Rubio, J. P., Kibler, S., Häfner, J., Richter, M., & Kutter, C. (2017). The combination of micro diaphragm pumps and flow sensors for single stroke based liquid flow control. *Sensors (Switzerland)*, 17(4).

<https://doi.org/10.3390/s17040755>

Kim, J., Lee, Y., Choi, S., & Ha, H. (2020). Pulsatile flow pump based on an iterative controlled piston pump actuator as an in-vitro cardiovascular flow model. *Medical Engineering and Physics*, 77, 118–124.

<https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2019.10.020>

Mahvi, A. J., El Fil, B., & Garimella, S. (2019). Accurate and inexpensive thermal time-of-flight sensor for measuring refrigerant flow in minichannels. *International Journal of Heat and Mass Transfer*, 132, 184–193.

<https://doi.org/10.1016/j.ijheatmasstransfer.2018.11.133>

Najjari, M. R., & Plesniak, M. W. (2017). PID controller design to generate pulsatile flow rate for in vitro experimental studies of physiological flows. *Biomedical Engineering Letters*, 7(4), 339–344.

<https://doi.org/10.1007/s13534-017-0049-9>

Sawada, R., Nogami, H., Inoue, R., & Higurashi, E. (2018). Blood flow sensor with built-in contact pressure and temperature sensor. 2018 Symposium on Design, Test, Integration & Packaging of MEMS and MOEMS (DTIP), 1–4.

WeRIdo Lee. (06 de Febrero de 2017). What is Womersley Number [video]. Youtube.
<https://www.youtube.com/watch?v=dG9vE2K0h2k&t=2s>

Yuan, Y., Bi, Y., Gao, X. C., & Gao, W. N. (2021). Pulsatile Flow Measurement by a Speckle Triangle Assessment. *Frontiers in Physics*, 9, 1-6.

<https://doi.org/10.3389/fphy.2021.785540>

Zhao, P., Gan, R., & Huang, L. (2020). A microfluidic flow meter with micromachined thermal sensing elements. *Review of Scientific Instruments*, 91(10), 105006.

<https://doi.org/10.1063/1.5131662>

Zhu, K., Chen, X., Qu, M., Yang, D., Hu, L., & Xie, J. (2021). Non-Contact Ultrasonic Flow Measurement for Small Pipes Based on AlN Piezoelectric Micromachined Ultrasonic Transducer Arrays. *Journal of Microelectromechanical Systems*, 30(3), 480–487.

<https://doi.org/10.1109/JMEMS.2021.3066408>

9 Anexos

9.1 Códido de control de motorreductor

```
1 int R_EN = 4;
2 int RPWM = 3;
3 int L_EN = 7;
4 int LPWM = 6;
5 int BOTON_1 = 9;
6 int velocidad, A, f, V;
7 float x,y;
8
9 void setup(){
10
11  pinMode (BOTON_1, INPUT_PULLUP);
12
13  pinMode(R_EN, OUTPUT);
14  pinMode(RPWM, OUTPUT);
15  pinMode(L_EN, OUTPUT);
16  pinMode(LPWM, OUTPUT);
17
18  digitalWrite(R_EN, HIGH);
19  digitalWrite(L_EN, HIGH);
20
21  x = 0;
22  A = 86;
23  F = 2;
24  V = 18;
25
26 }
27
28 void loop(){
29  y = A*(sin(F*x)+1)+V;
30  x += .1;
31  if(digitalRead(BOTON_1) == HIGH){
32    analogWrite(RPWM, y);
33    analogWrite(LPWM, 0);
34  }
35  else{
36    analogWrite(RPWM, 0);
37    analogWrite(LPWM, 255);
38  }
39  delay(100);
40 }
```

9.2 Código de comunicación de sensor

```
1 #include <Wire.h>
2 const int ADDRESS = 0x08;
3 const float SCALE_FACTOR_FLOW = 500.0;
4 const float SCALE_FACTOR_TEMP = 200.0;
5 int BOTON_8 = 9, x, FM = 4;
6
7 void setup()
8 {
9     pinMode(BOTON_8, INPUT);
10    int ret;
11    Serial.begin(115200);
12    Wire.begin();
13    do{
14        Wire.beginTransmission(0x00);
15        Wire.write(0x06);
16        ret = Wire.endTransmission();
17        if (ret != 0){
18            Serial.println("Error al enviar el comando de reinicio,
19 reintentando...");
20            delay(500);
21        }
22    }
23    while (ret != 0);
24    delay(50);
25 }
26
27 void loop()
28 {
29     int ret;
30     uint16_t aux_value;
31     uint16_t sensor_flow_value;
32     uint16_t sensor_temp_value;
33     int16_t signed_flow_value;
34     int16_t signed_temp_value;
35     float scaled_flow_value;
36     float scaled_temp_value;
37     byte aux_crc;
38     byte sensor_flow_crc;
39     byte sensor_temp_crc;
40     static unsigned long ultimaMedicion;
41     unsigned long tiempoActual;
42     unsigned long tiempoEntreMediciones;
43
44     Wire.beginTransmission(ADDRESS);
45     Wire.write(0x36);
46     Wire.write(0x08);
47     ret = Wire.endTransmission();
48 }
```

```

49     if (ret != 0){
50         Serial.println("Error al enviar el comando de medición en
51 modo continuo");
52     } else {
53         x = digitalRead(BOTON_8);
54         ultimaMedicion = 0;
55         while(x == 1){
56             tiempoActual = millis();
57             tiempoEntreMediciones = tiempoActual - ultimaMedicion;
58             Wire.requestFrom(ADDRESS, 9);
59             if (Wire.available() < 9){
60                 Serial.println("Error al leer la medición del
61 flujo");
62             }
63             sensor_flow_value = Wire.read() << 8;
64             sensor_flow_value |= Wire.read();
65             sensor_flow_crc = Wire.read();
66             sensor_temp_value = Wire.read() << 8;
67             sensor_temp_value |= Wire.read();
68             sensor_temp_crc = Wire.read();
69             aux_value = Wire.read() << 8;
70             aux_value |= Wire.read();
71             aux_crc = Wire.read();
72             signed_flow_value = (int16_t) sensor_flow_value;
73             scaled_flow_value = ((float) signed_flow_value) /
74 SCALE_FACTOR_FLOW;
75             Serial.print(scaled_flow_value);
76             Serial.print(" ");
77             signed_temp_value = (int16_t) sensor_temp_value;
78             scaled_temp_value = ((float) signed_temp_value) /
79 SCALE_FACTOR_TEMP;
80             Serial.print(scaled_temp_value);
81             Serial.print(" ");
82             Serial.print(tiempoEntreMediciones);
83             Serial.println("");
84             x = digitalRead(BOTON_8);
85             delay(FM);
86             ultimaMedicion = tiempoActual;
87         }
88         Wire.beginTransmission(ADDRESS);
89         Wire.write(0x3F);
90         Wire.write(0xF9);
91         ret = Wire.endTransmission();
92         if (ret != 0){
93             Serial.println("Error de envío de comando de paro de
medición");
94         }
95     }
96 }

```

9.3 Código de análisis estadístico en R

```
1 library(sjPlot)
2 library(effects)
3
4 A <- c(10,10,10,10,10,10,10,10,10,
5       15,15,15,15,15,15,15,15,15,
6       20,20,20,20,20,20,20,20,20,
7       10,10,10,10,10,10,10,10,10,
8       15,15,15,15,15,15,15,15,15,
9       20,20,20,20,20,20,20,20,20)
10 A <- as.factor(A)
11
12 V <- c(22,22,22,33,33,33,44,44,44,
13       22,22,22,33,33,33,44,44,44,
14       22,22,22,33,33,33,44,44,44,
15       22,22,22,33,33,33,44,44,44,
16       22,22,22,33,33,33,44,44,44,
17       22,22,22,33,33,33,44,44,44)
18 V <- as.factor(V)
19
20 f <- c(1,2,3,1,2,3,1,2,3,1,2,3,1,2,3,
21       1,2,3,1,2,3,1,2,3,1,2,3,1,2,3,
22       1,2,3,1,2,3,1,2,3,1,2,3,1,2,3,
23       1,2,3,1,2,3,1,2,3)
24 f <- as.factor(f)
25
26 error <- c(0.344371266,0.418211845,0.616899414,
27       0.636958521,0.221068868,0.726434434,
28       0.819050674,1.075783939,1.126718228,
29       0.7284437,0.544434629,0.551199476,
30       0.947173378,0.787004929,0.936248123,
31       1.644263282,1.431162485,1.498870523,
32       0.854511779,0.784232102,0.708394647,
33       0.976640207,1.005453872,1.207105992,
34       1.529553339,1.502570126,1.577632789,
35       0.409943482,0.619211243,0.303152751,
36       0.919232344,0.885529462,0.721514506,
37       0.770946111,0.632528478,1.223882065,
38       0.885474333,0.759053544,0.699193716,
39       1.309543411,0.017401327,1.196216868,
40       0.436702868,0.856033098,0.745525577,
41       0.603649837,0.416302602,0.534603299,
42       1.078838654,0.883368317,0.778846555,
43       1.280319405,1.197963164,1.386233839)
44
45 datos <- data.frame(A,V,f,error)
46
47 regresion_general <- lm(error~A+V+f+A:V+A:f+V:f+A:V:f,datos)
48 anova(regresion_general)
```

```
49
50 plot(allEffects(regresion_general))
51 allEffects(regresion_general)
52
53 plot(regresion_general,2)
54 plot (regresion_general$residuals, xlab = "Orden", ylab = "Residuos")
55
56 shapiro.test(residuals(regresion_general))
57
58 bartlett.test(error~A,datos)
59 bartlett.test(error~V,datos)
60 bartlett.test(error~f,datos)
61
62 summary(regresion_general)
63
64 plot_model(regresion_general, type = "est", show.values = T)
65 plot_model(regresion_general, type = "int")
66 plot_model(regresion_general, type = "diag")
67
68 #####regresion 6
69 regresion_general6 <- lm(error~A+V,datos)
70 anova(regresion_general6)
71
72 plot(allEffects(regresion_general6))
73 plot(regresion_general6,2)
74 plot (regresion_general6$residuals, xlab = "Orden", ylab = "Residuos")
75
76 shapiro.test(residuals(regresion_general6))
77 summary(regresion_general6)
```

9.4 Gráficas de observaciones experimentales

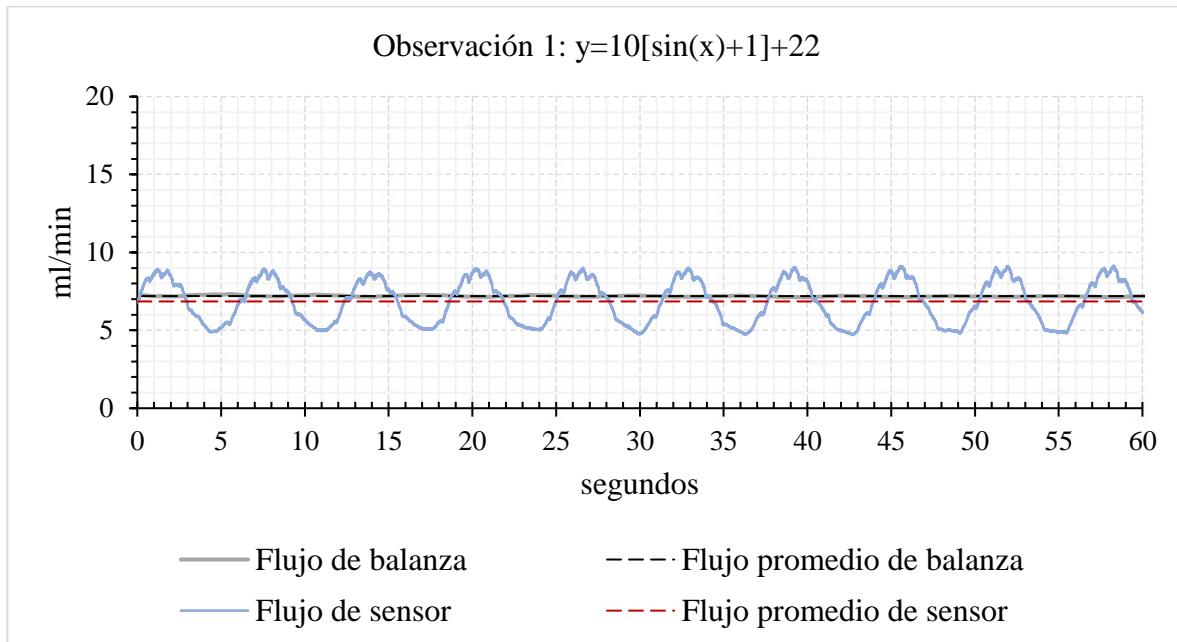


Figura 33: Observación 1.

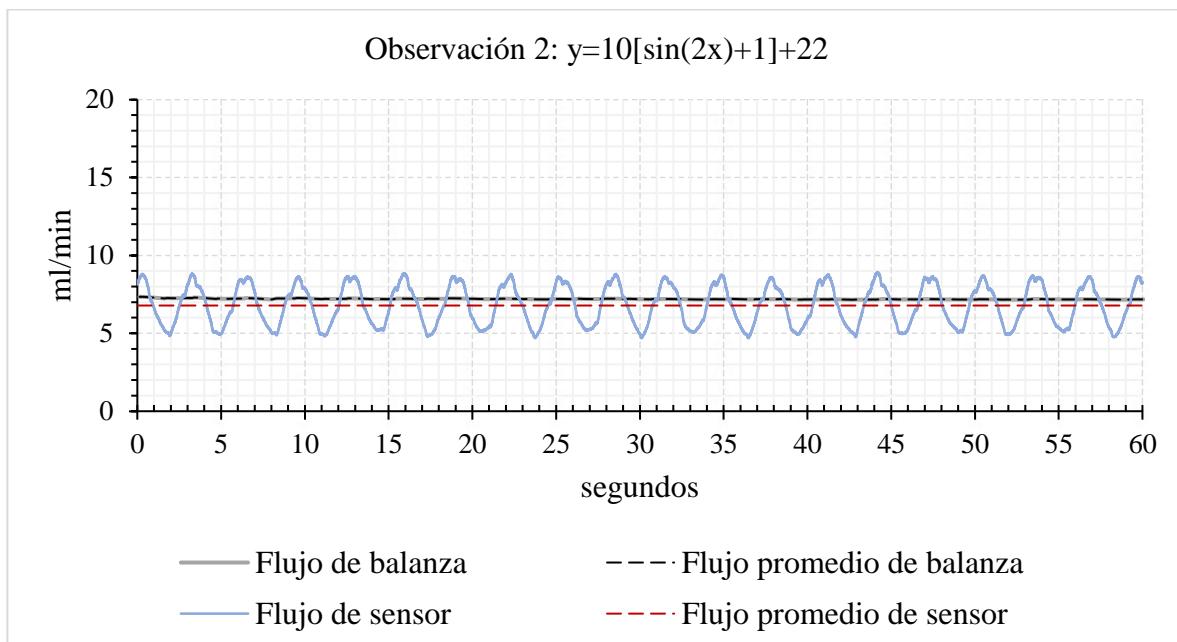


Figura 34: Observación 2.

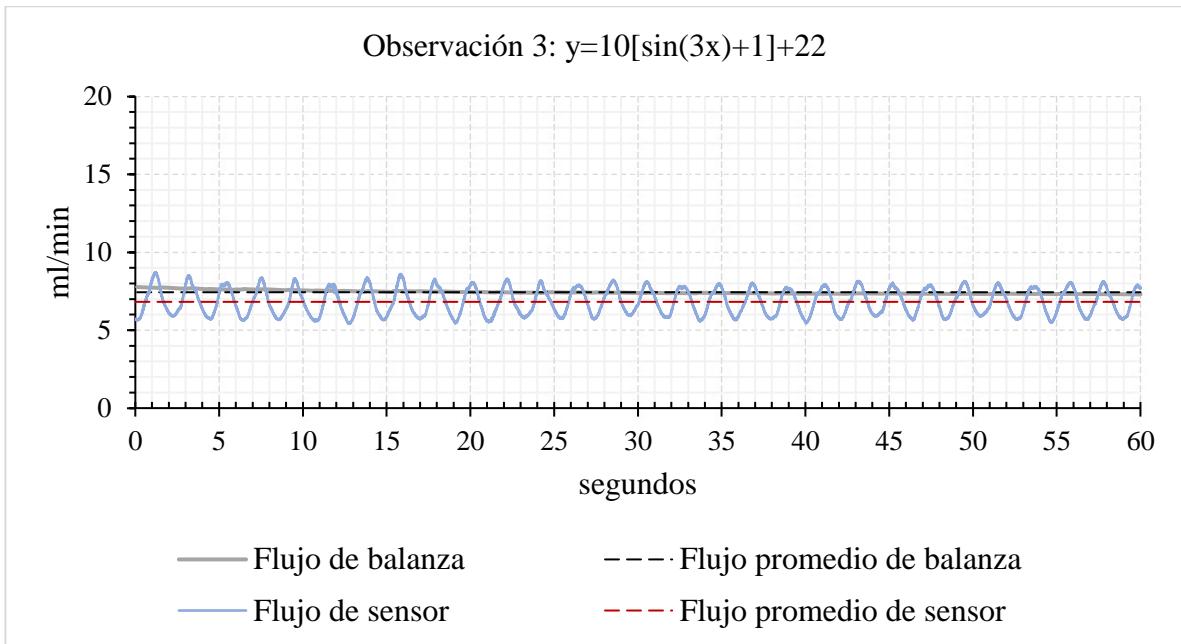


Figura 35: Observación 3.

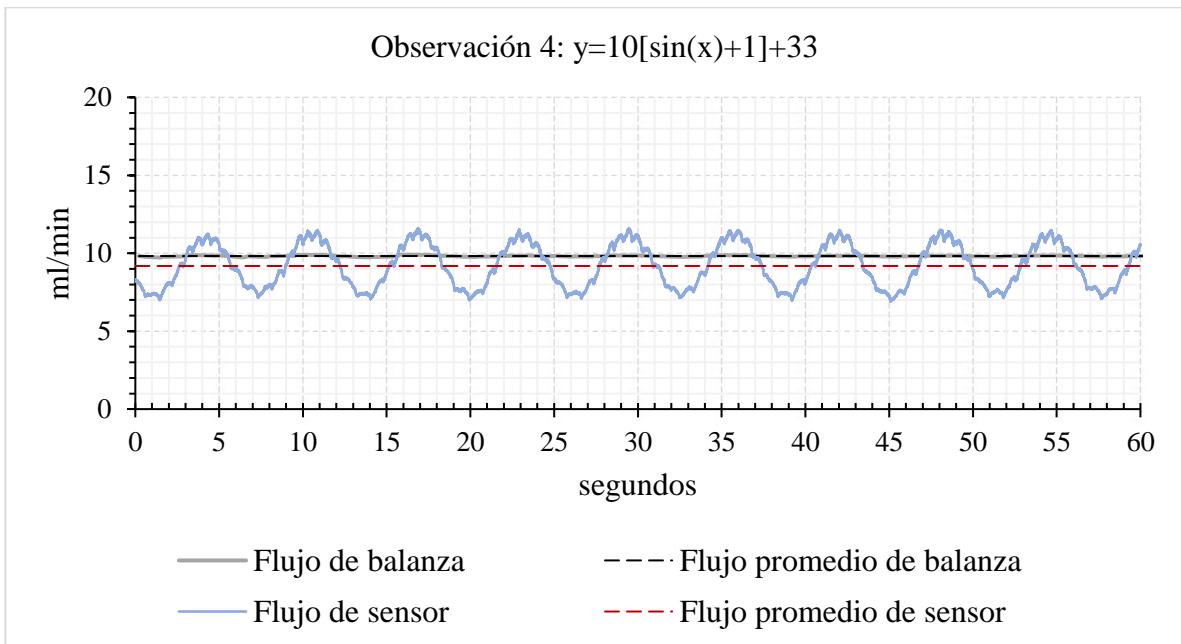


Figura 36: Observación 4.

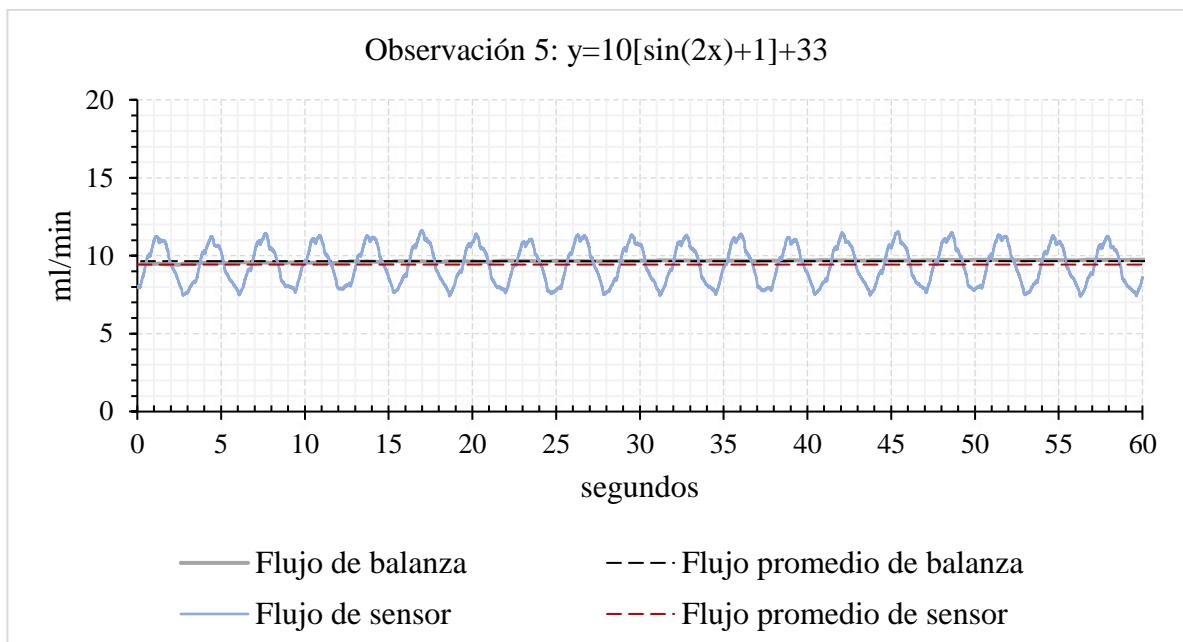


Figura 37: Observación 5.

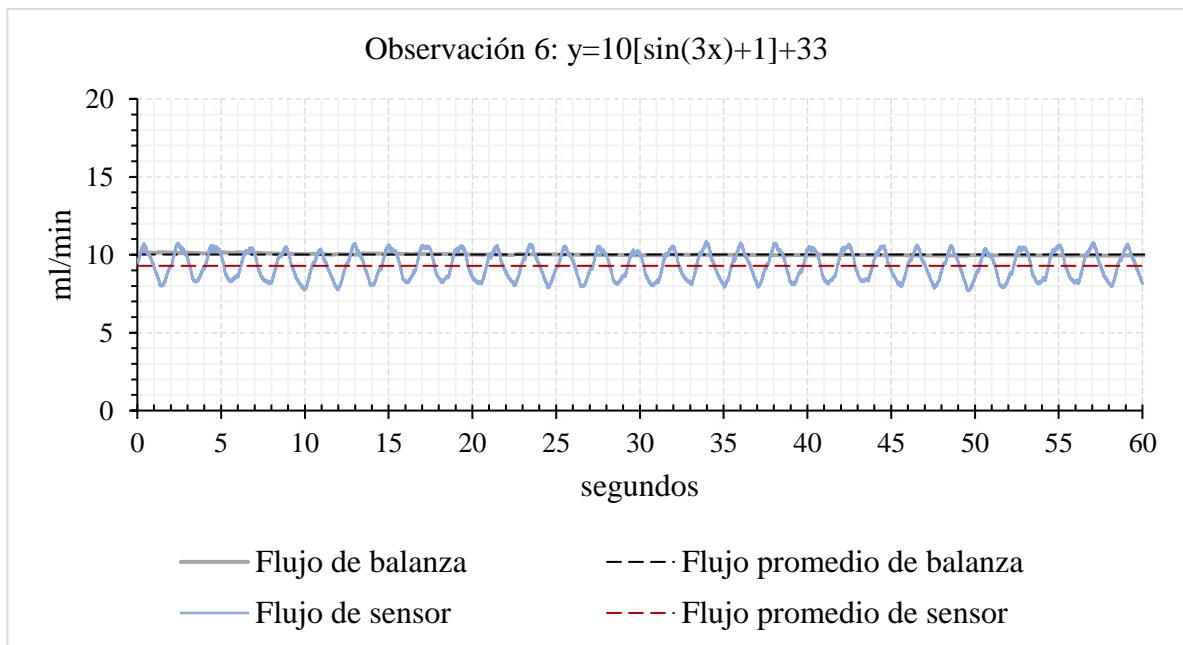


Figura 38: Observación 6.

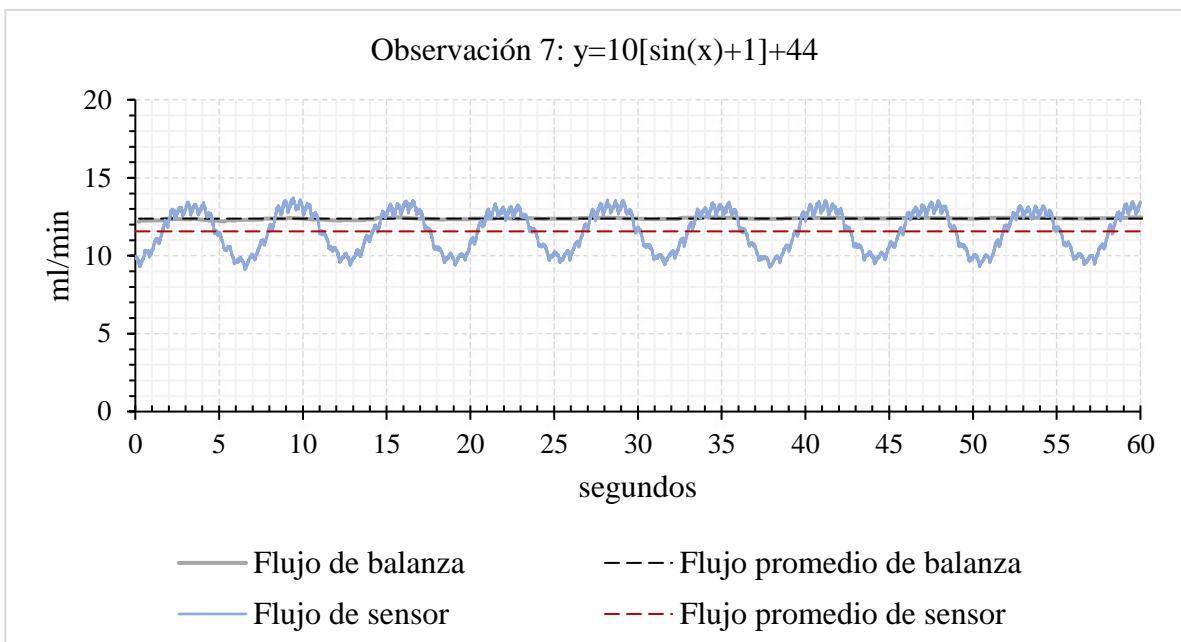


Figura 39: Observación 7.

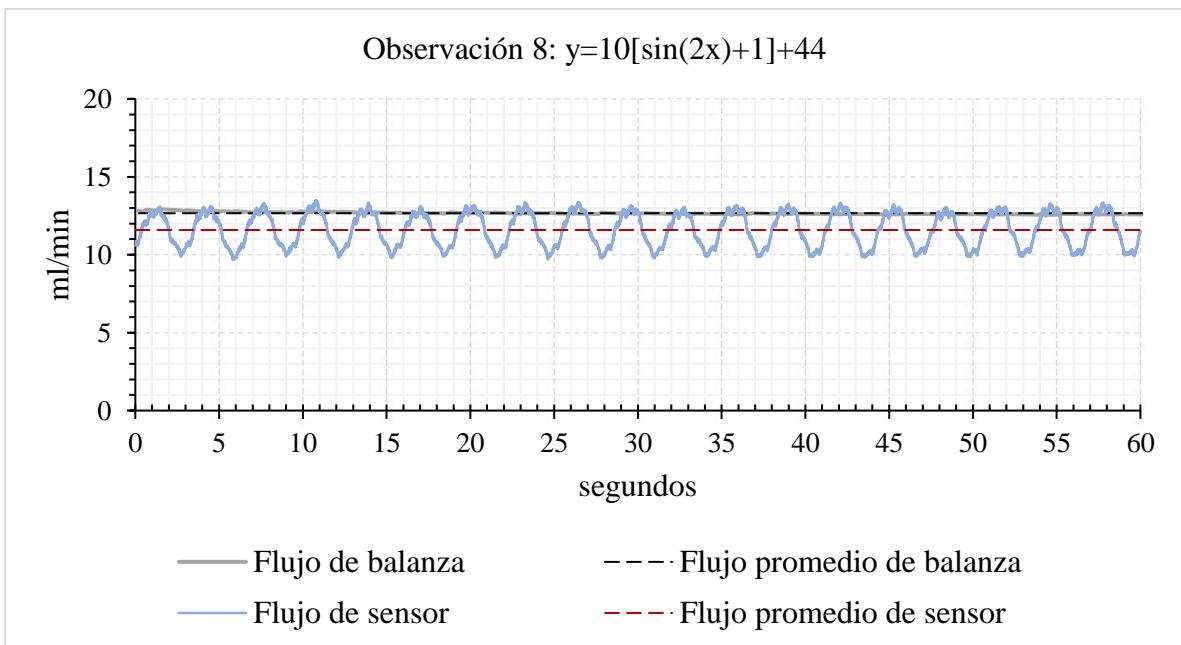


Figura 40: Observación 8.

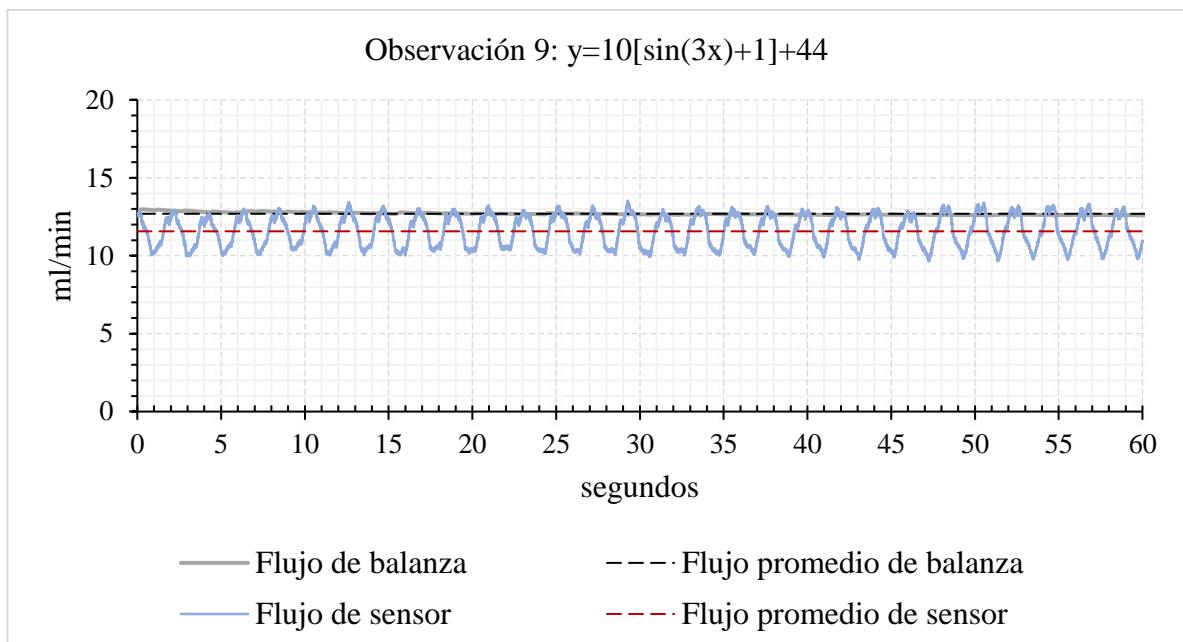


Figura 41: Observación 9.

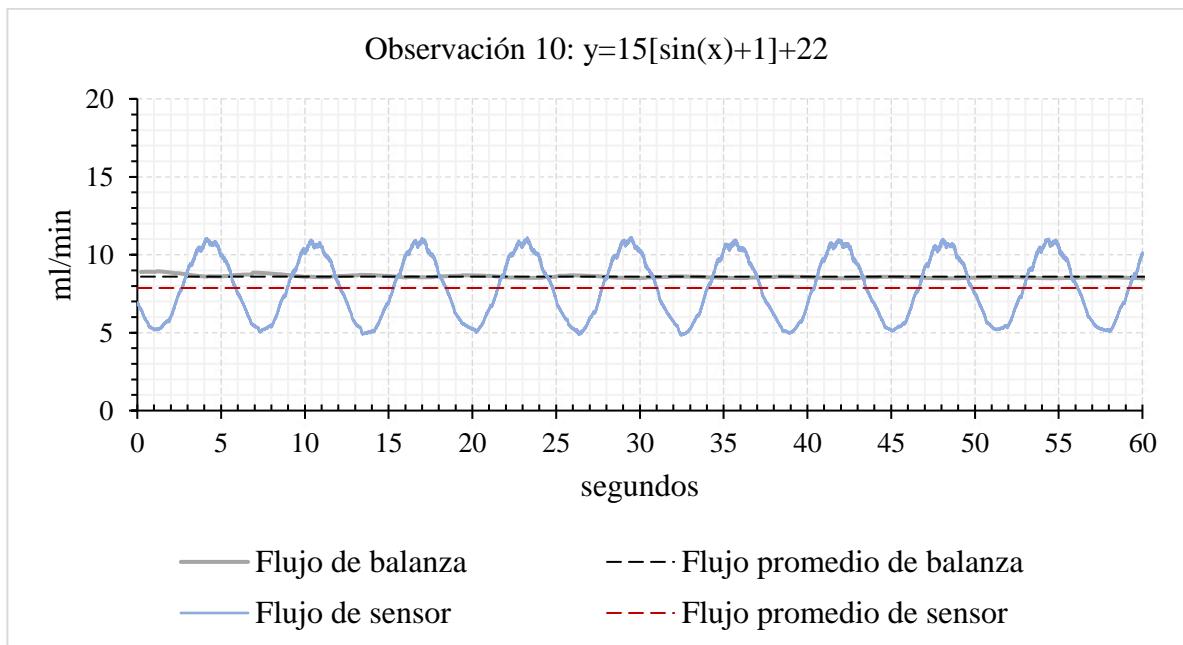


Figura 42: Observación 10.

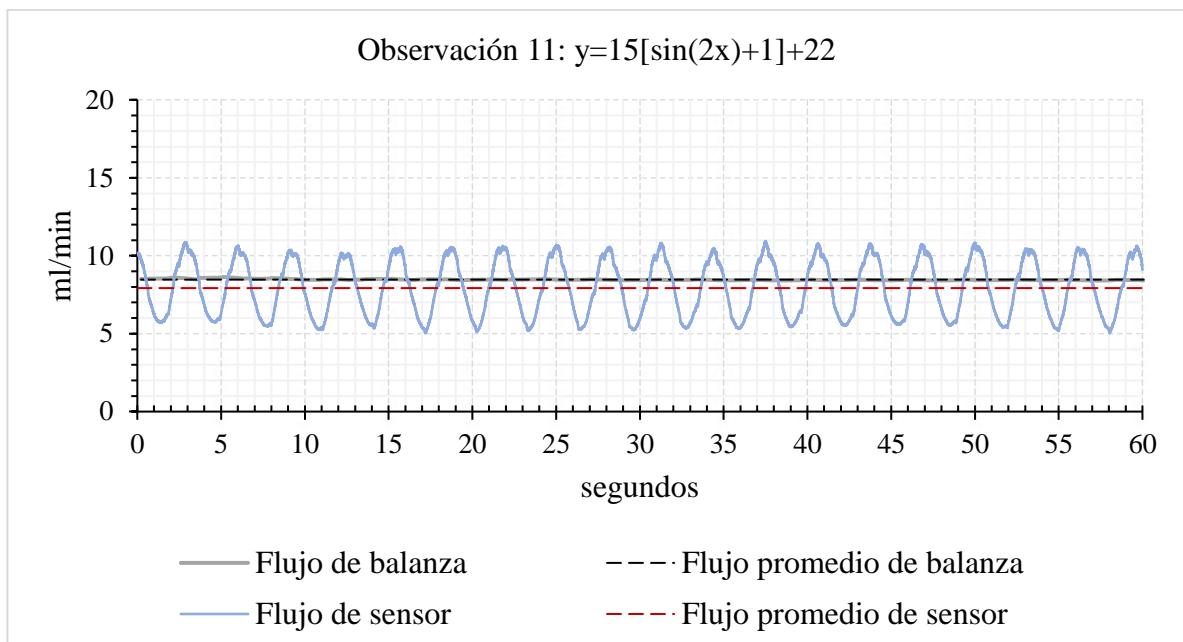


Figura 43: Observación 11.

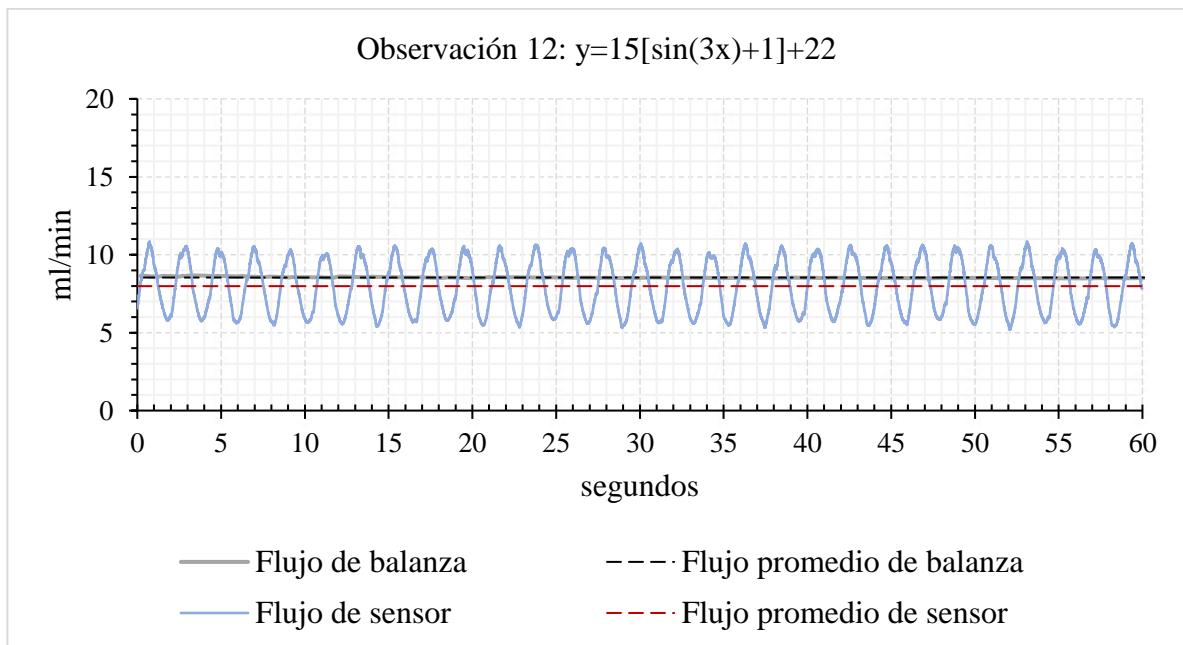


Figura 44: Observación 12.

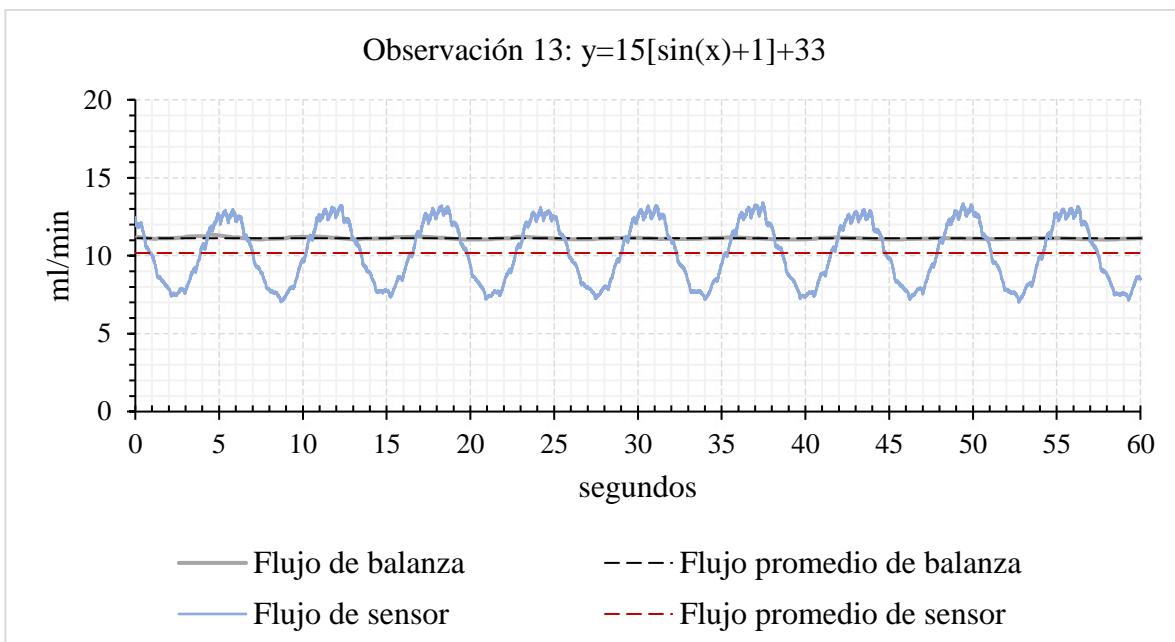


Figura 45: Observación 13.

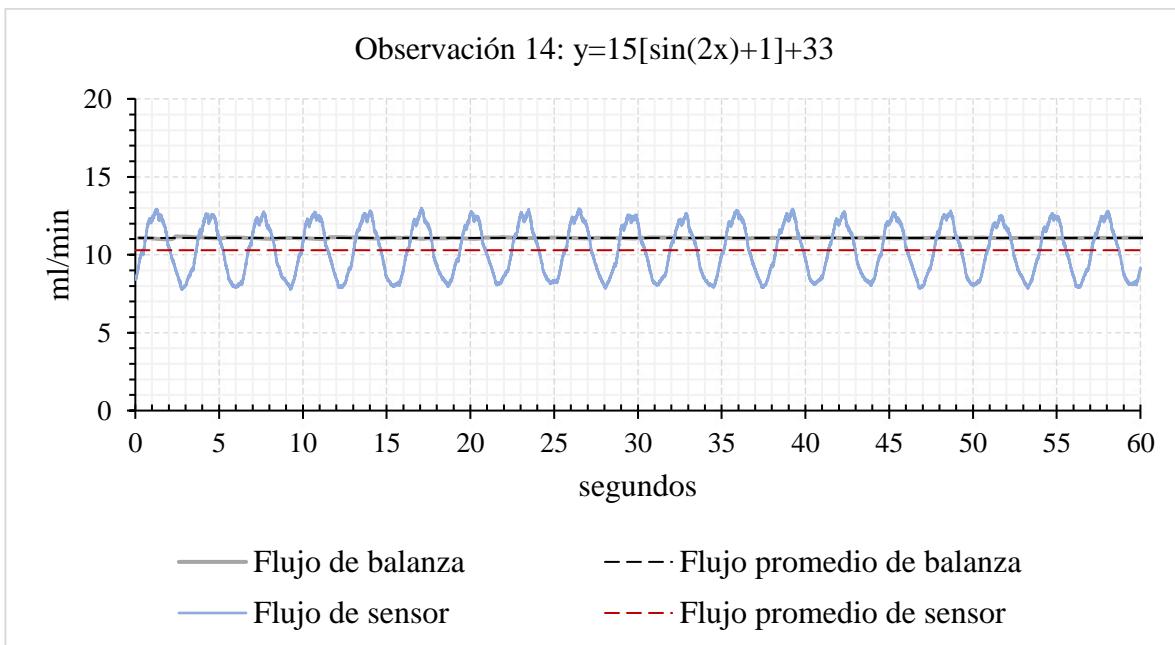


Figura 46: Observación 14.

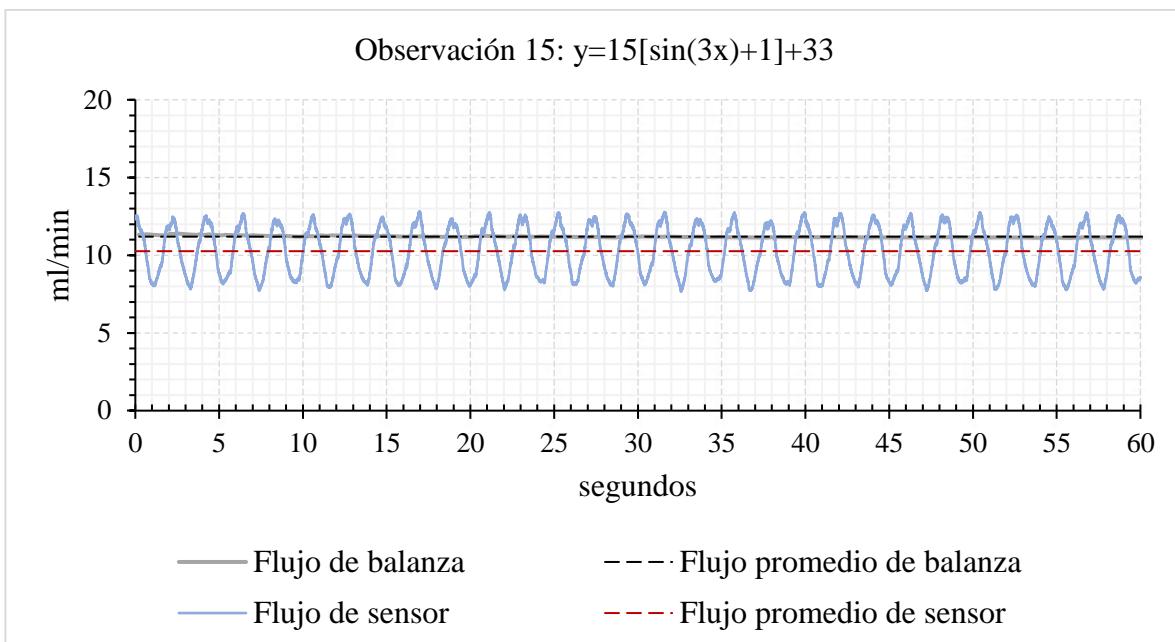


Figura 47: Observación 15.

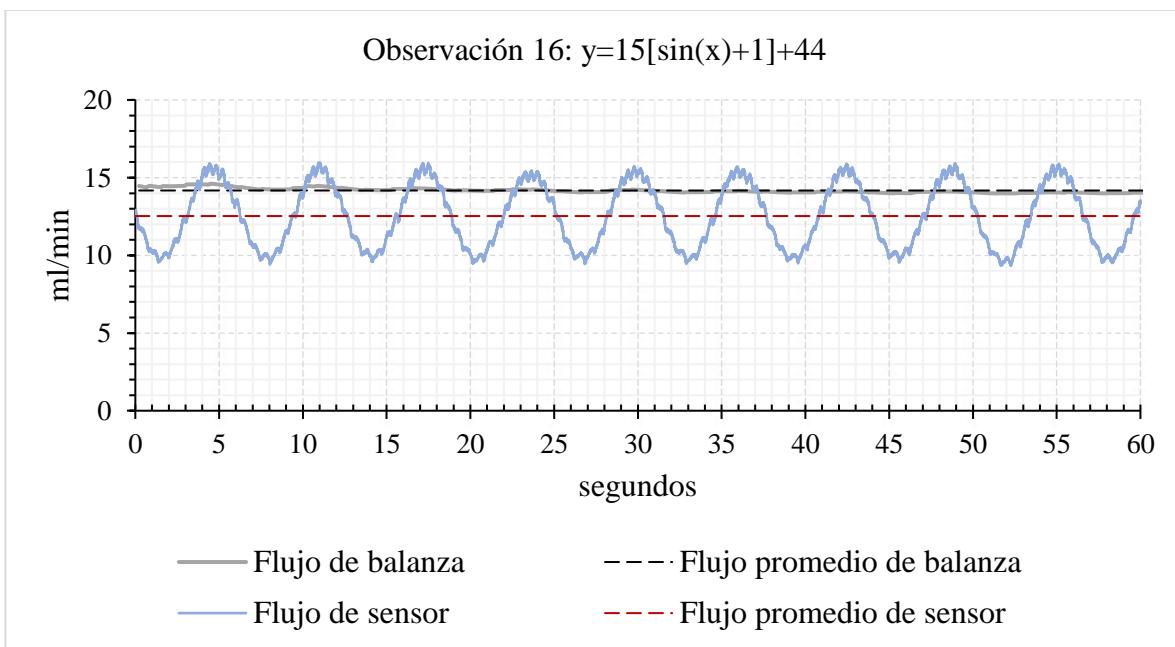


Figura 48: Observación 16.

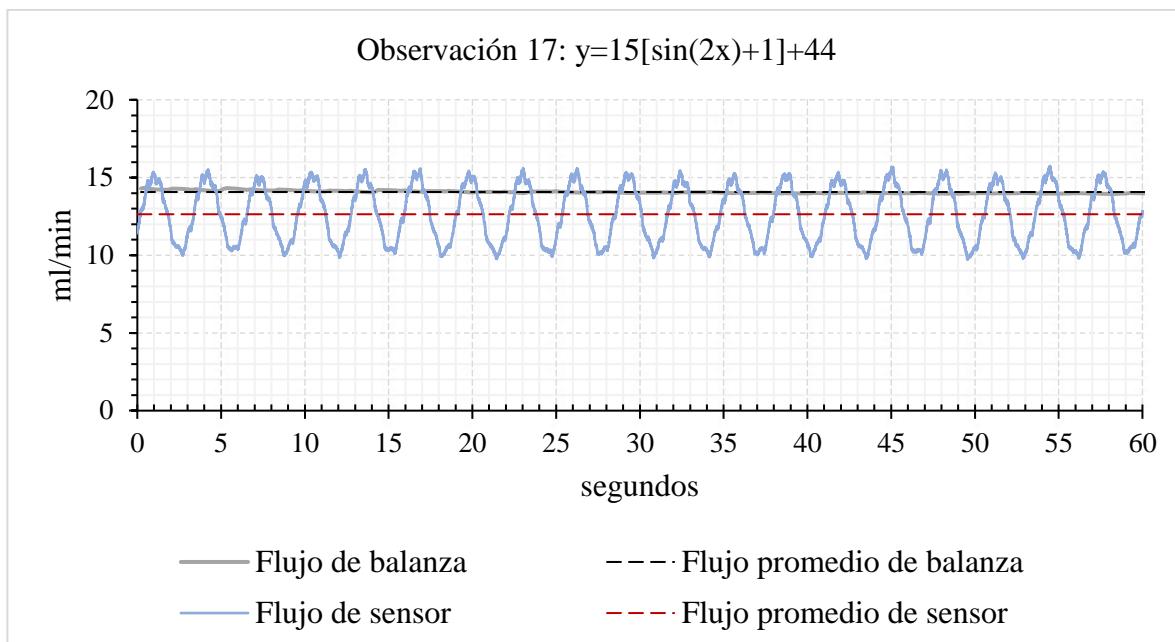


Figura 49: Observación 17.

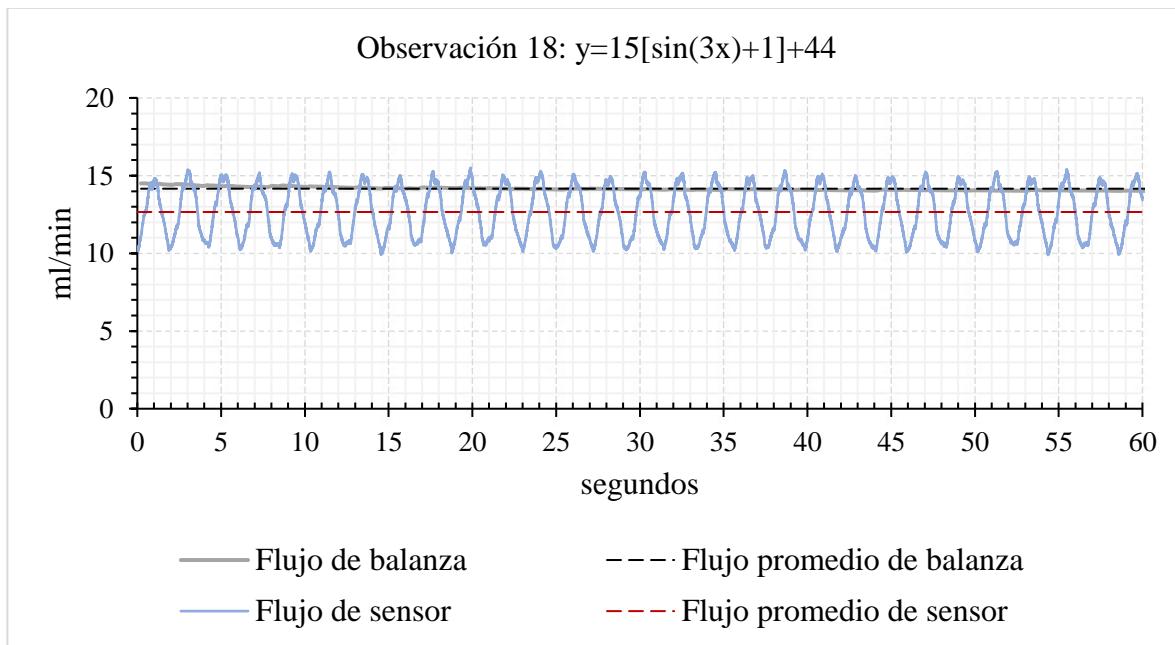


Figura 50: Observación 18.

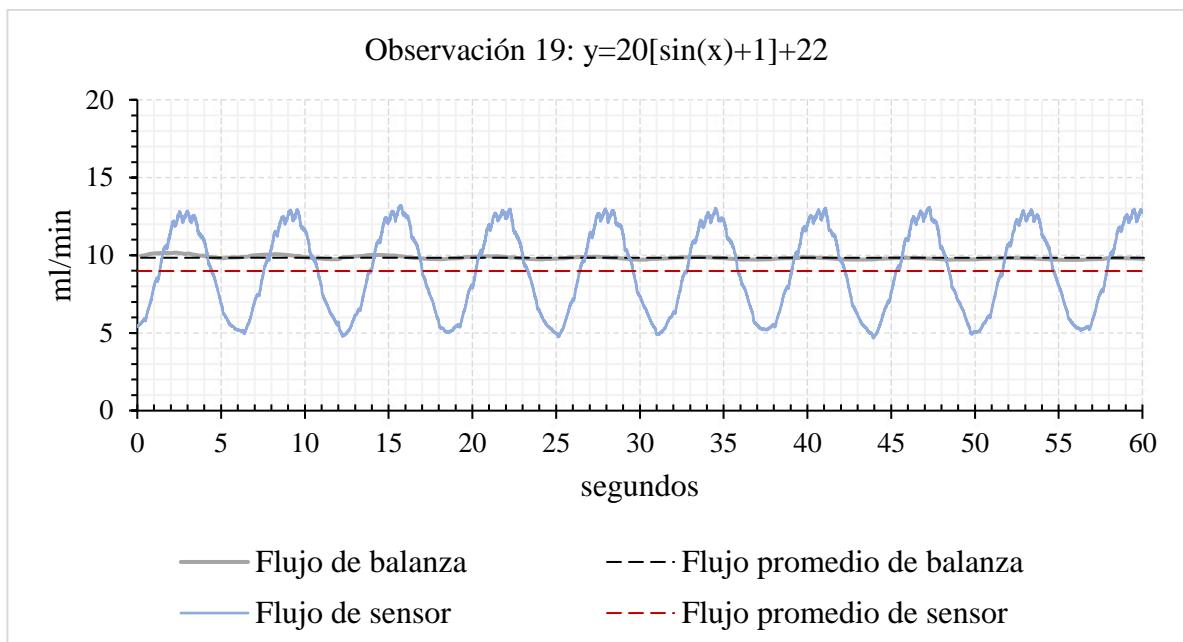


Figura 51: Observación 19.

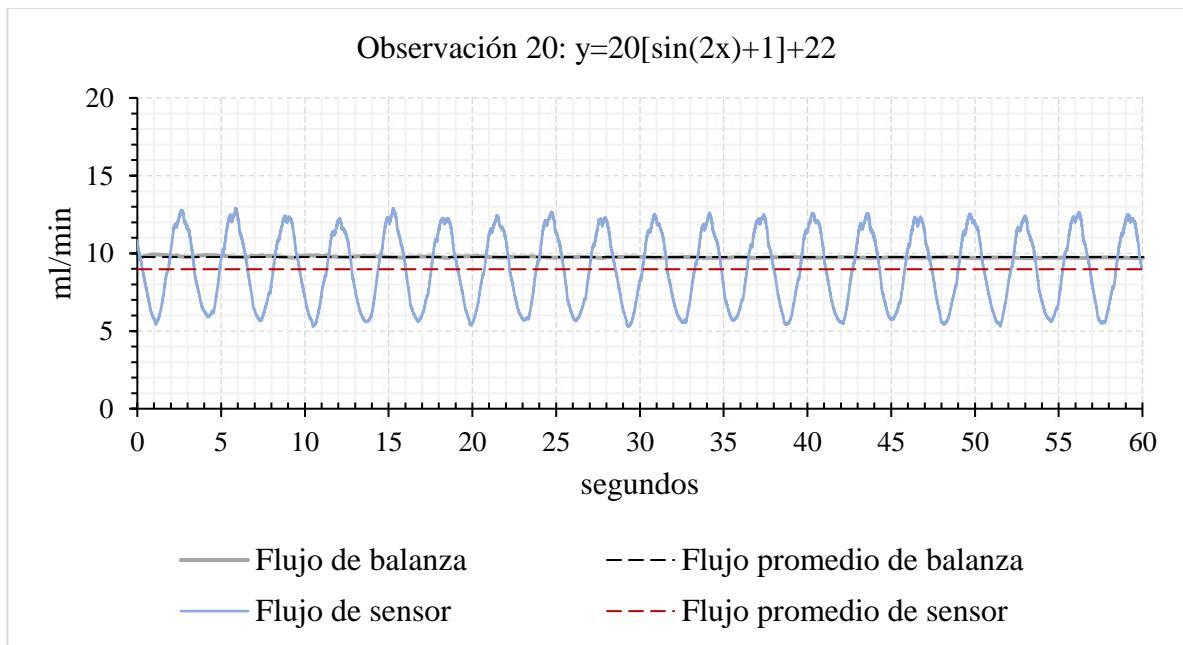


Figura 52: Observación 20.

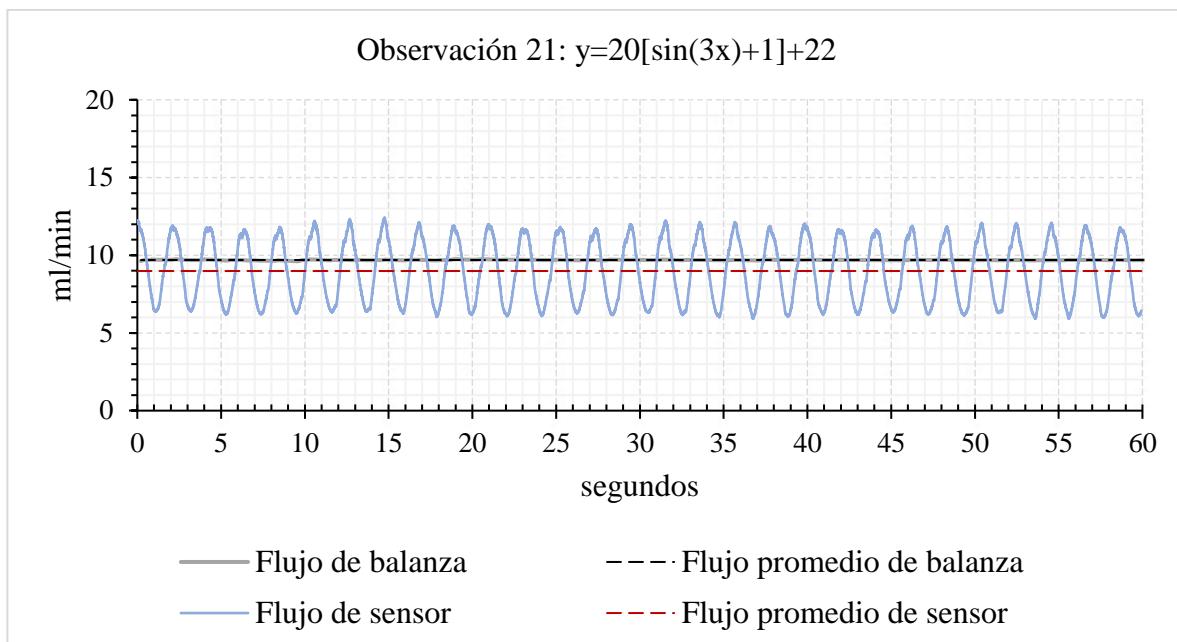


Figura 53: Observación 21.

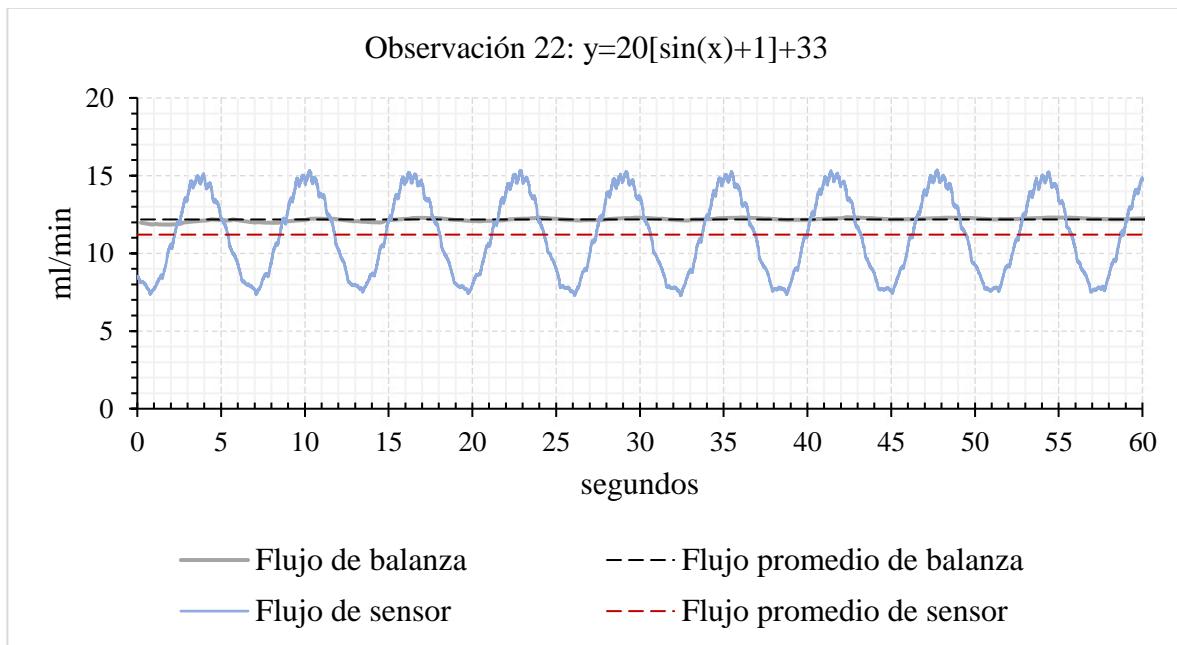


Figura 54: Observación 22.

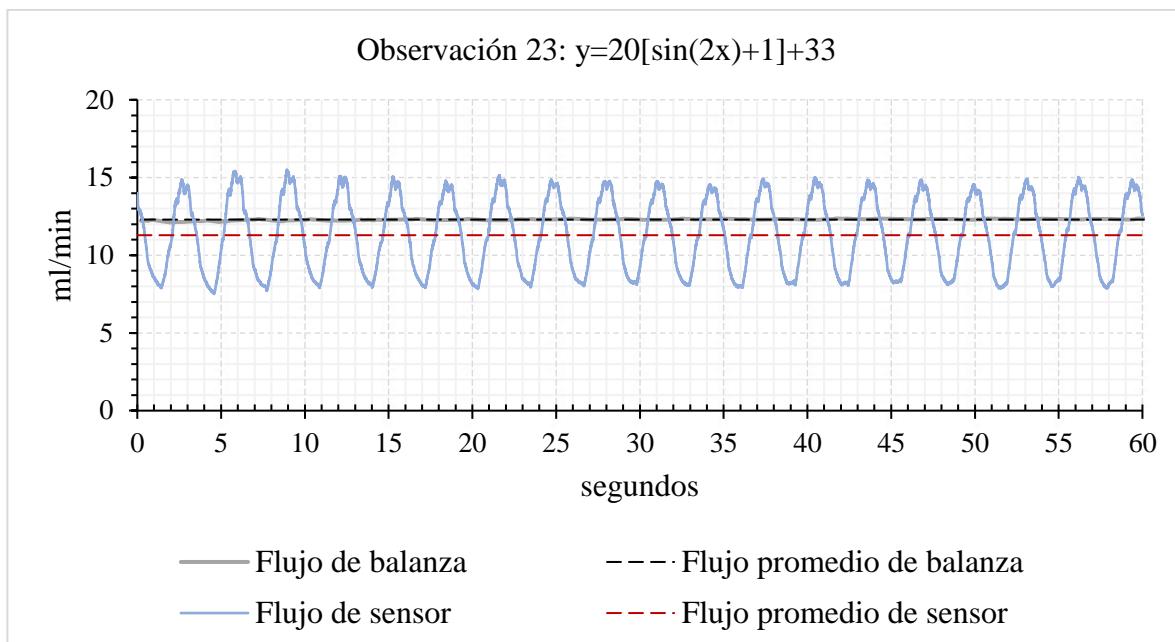


Figura 55: Observación 23.

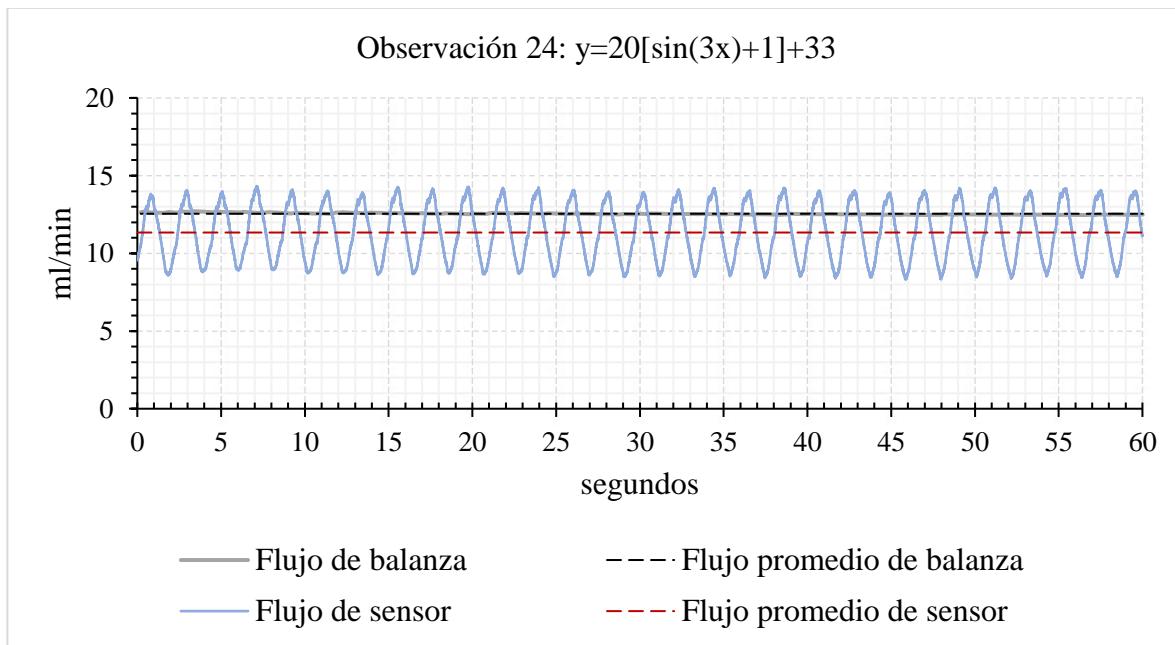


Figura 56: Observación 24.

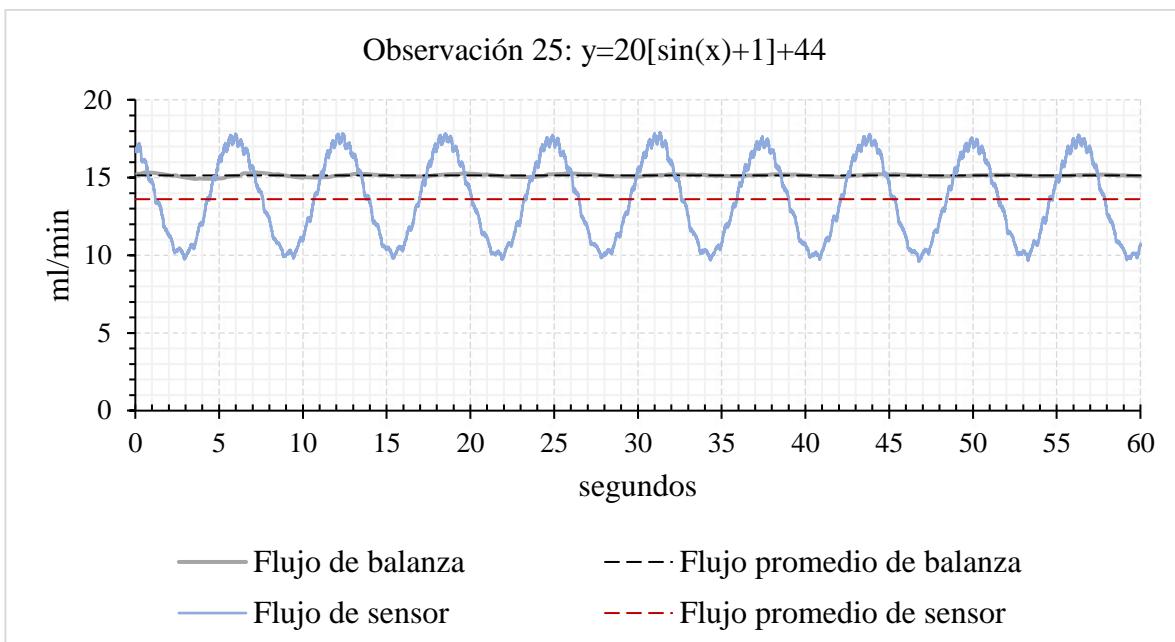


Figura 57: Observación 25.

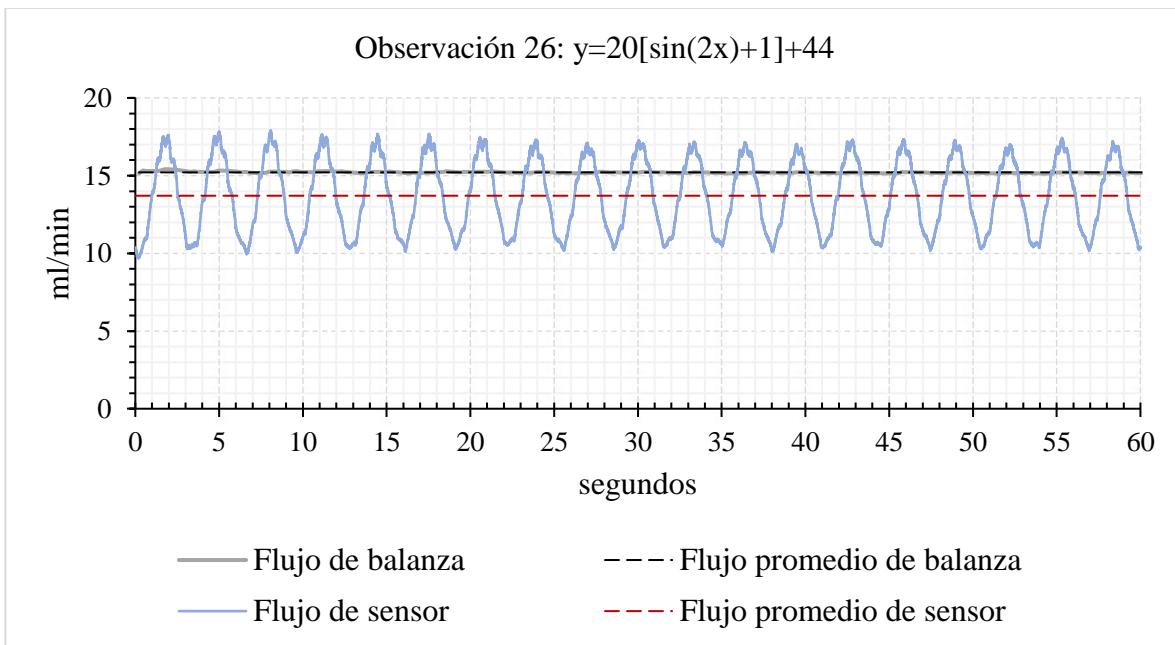


Figura 58: Observación 26.

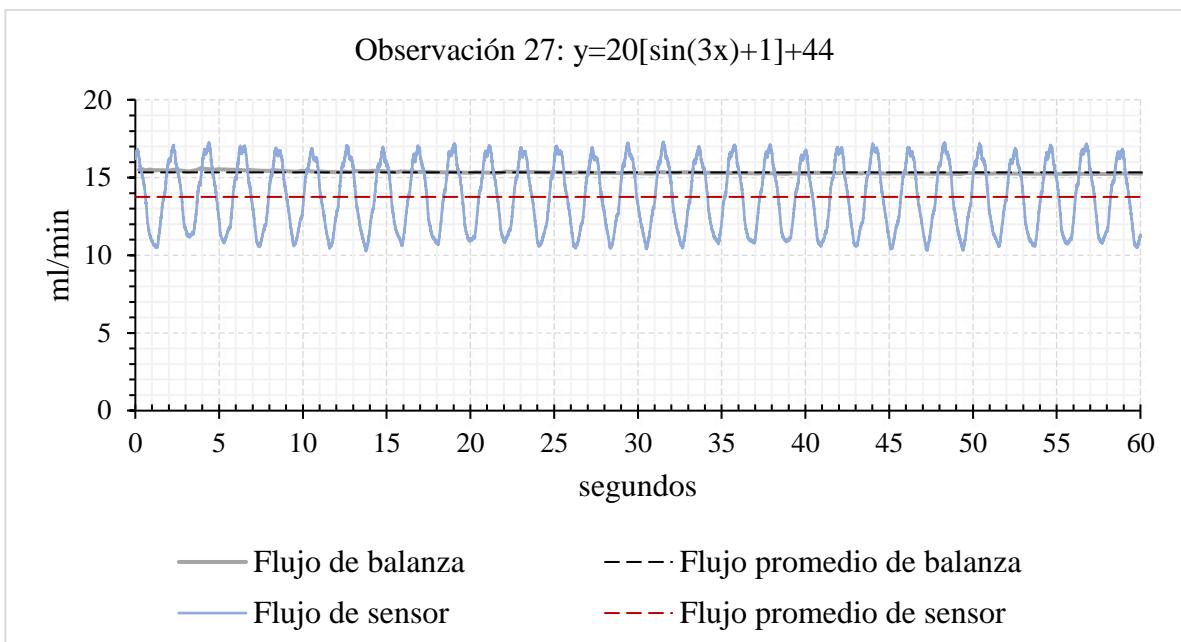


Figura 59: Observación 27.

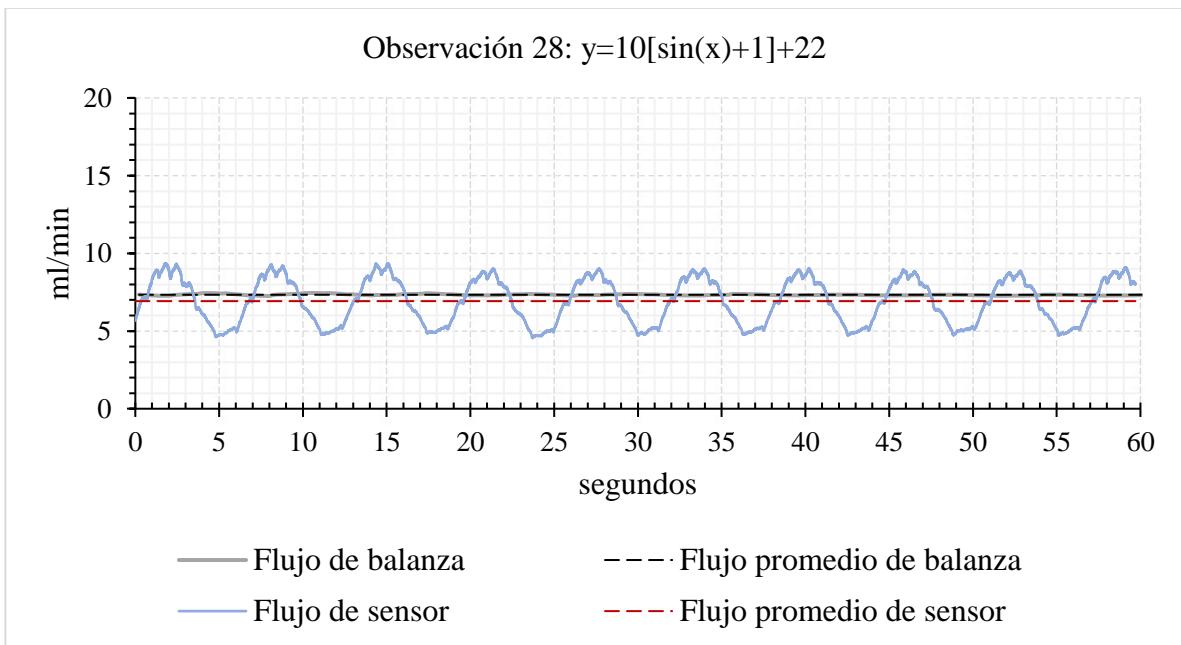


Figura 60: Observación 28.

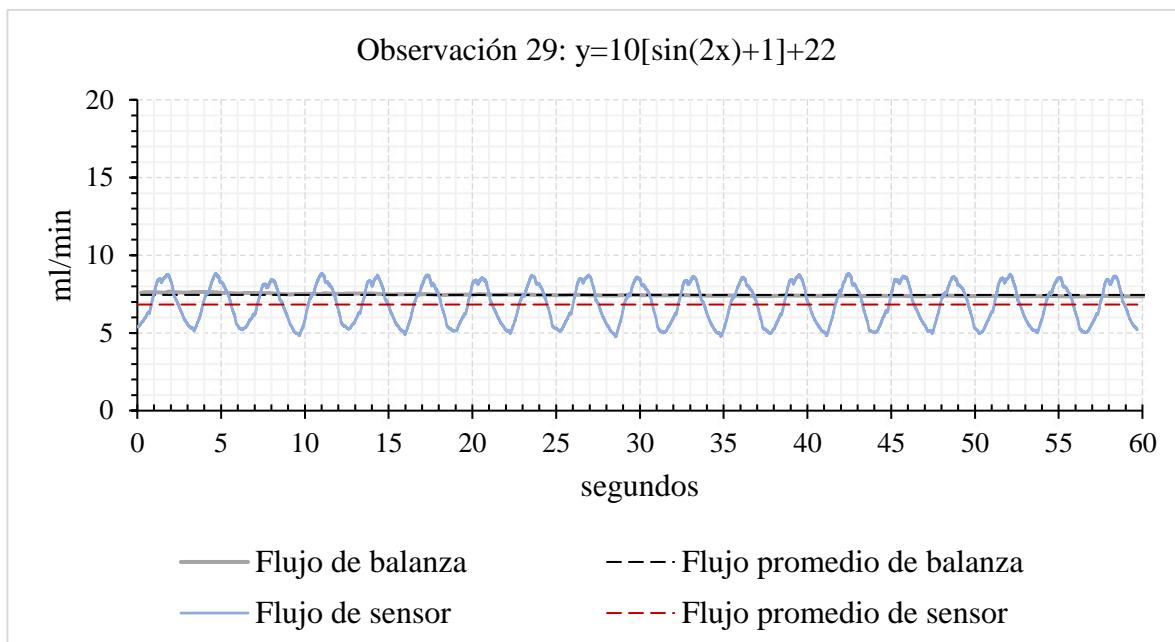


Figura 61: Observación 29.

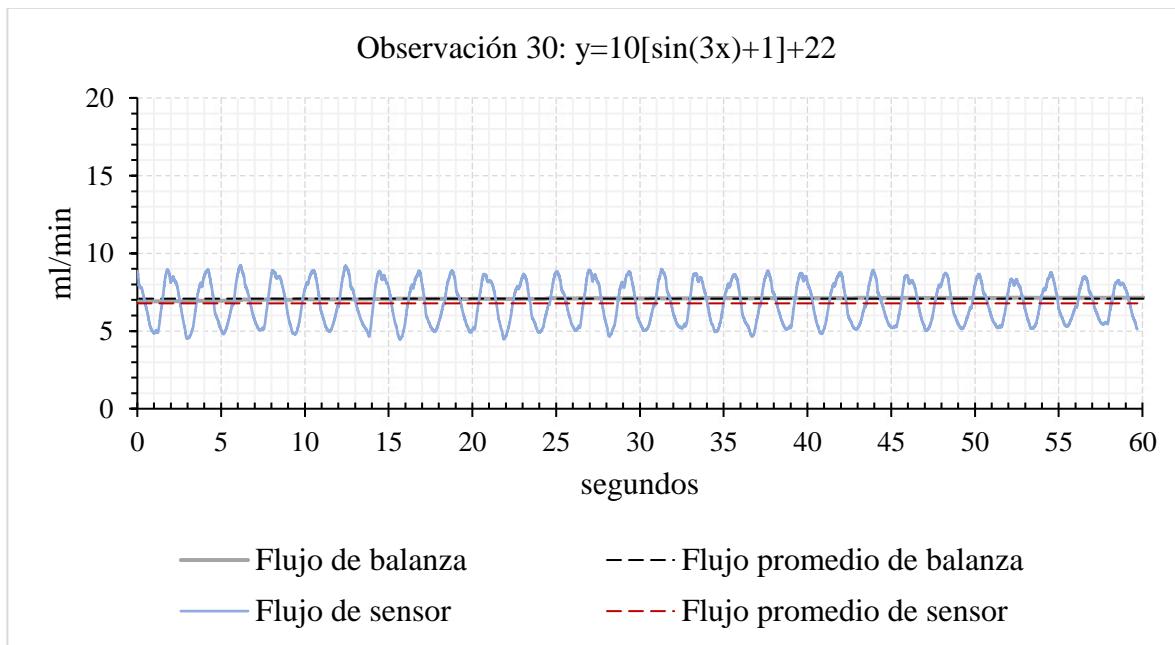


Figura 62: Observación 30.

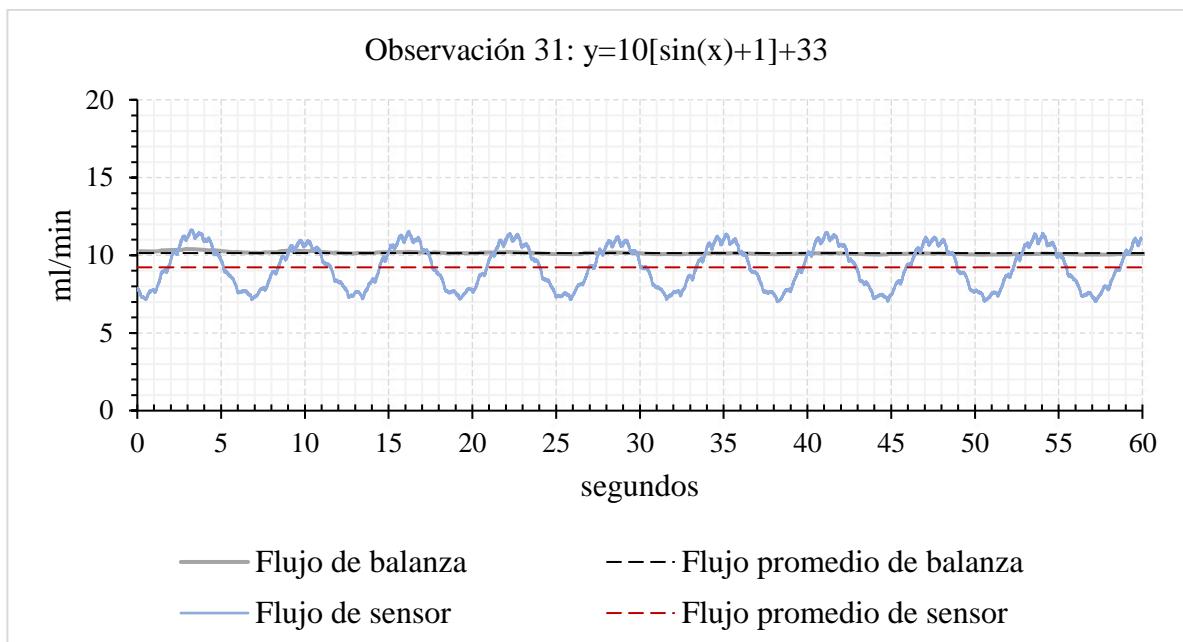


Figura 63: Observación 31.

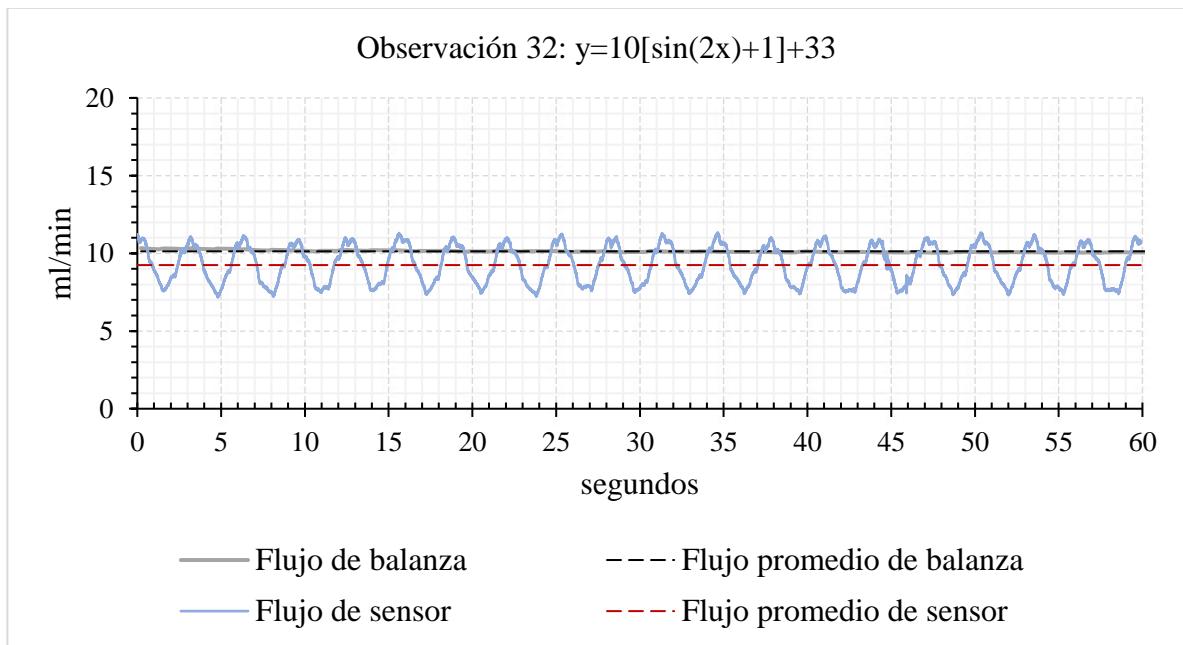


Figura 64: Observación 32.

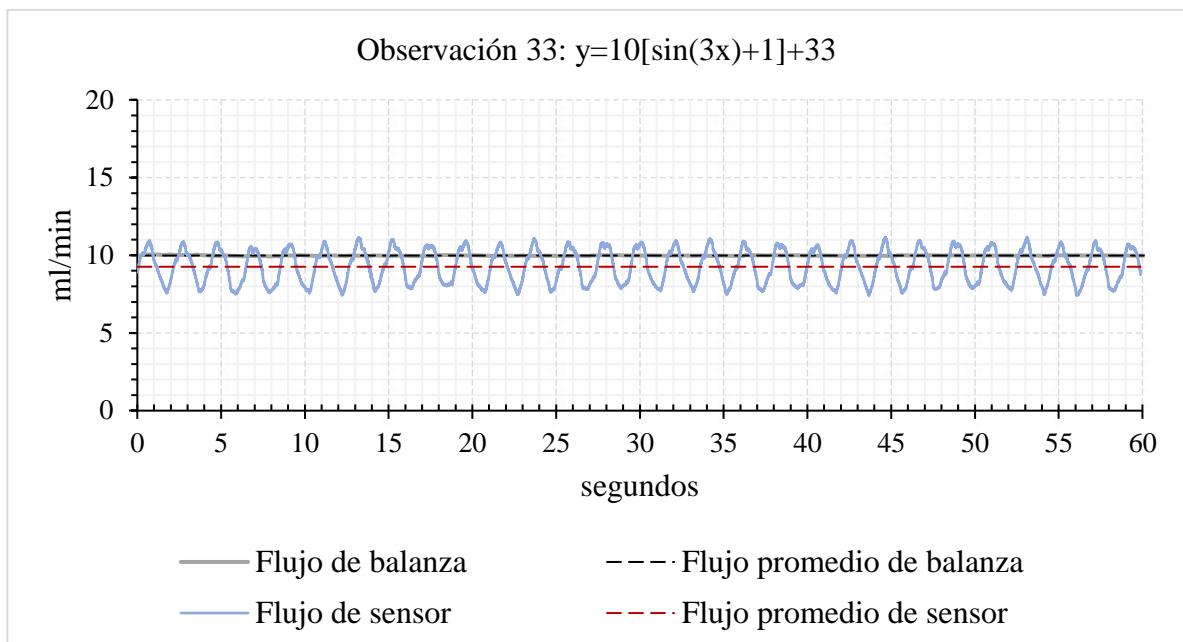


Figura 65: Observación 33.

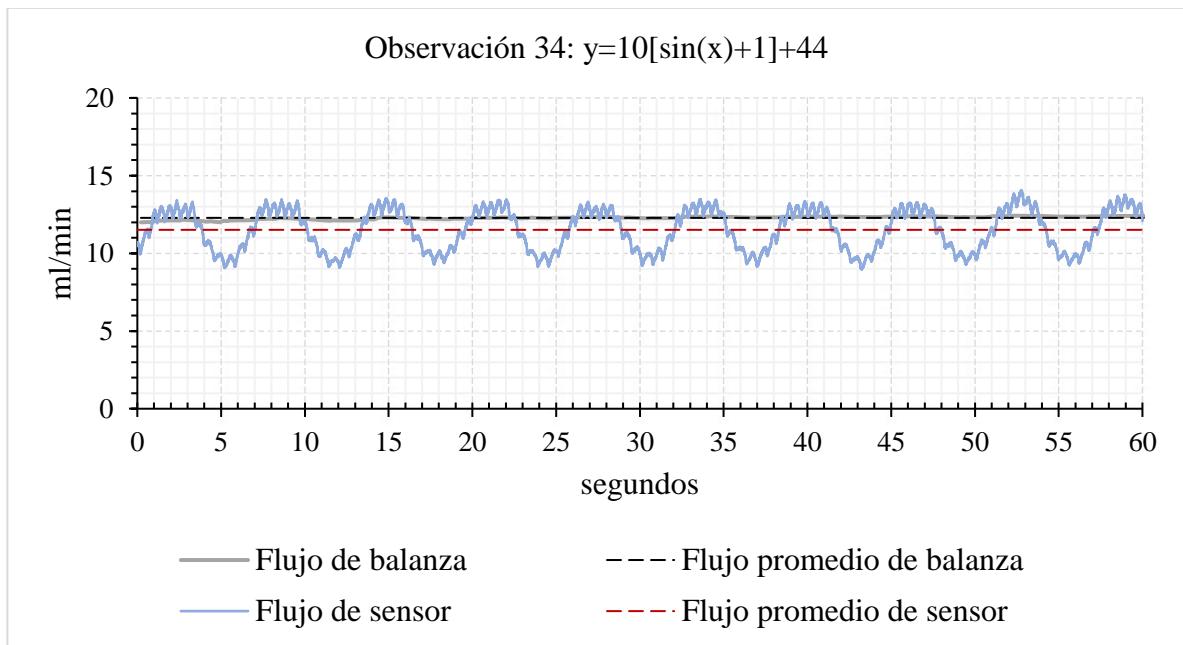


Figura 66: Observación 34.

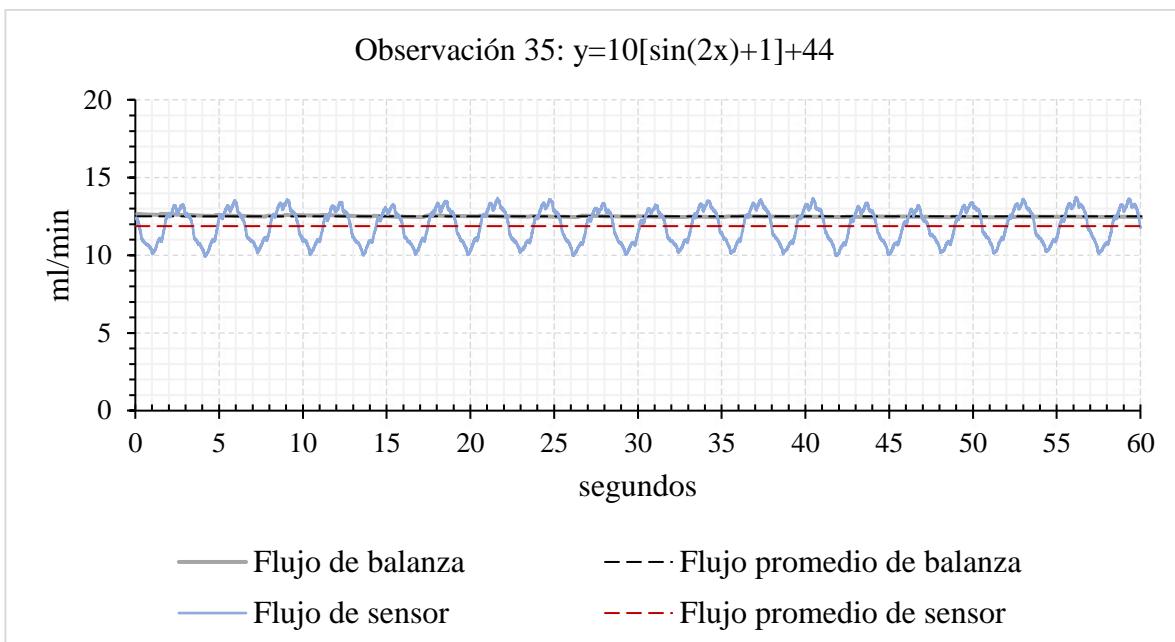


Figura 67: Observación 35.

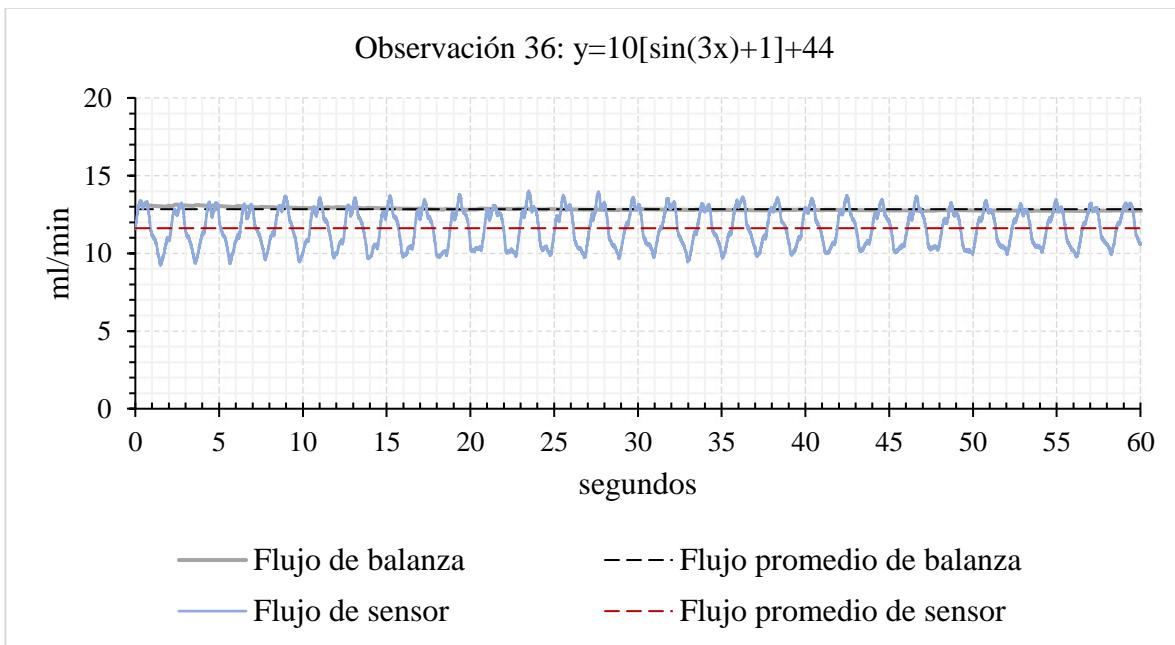


Figura 68: Observación 36.

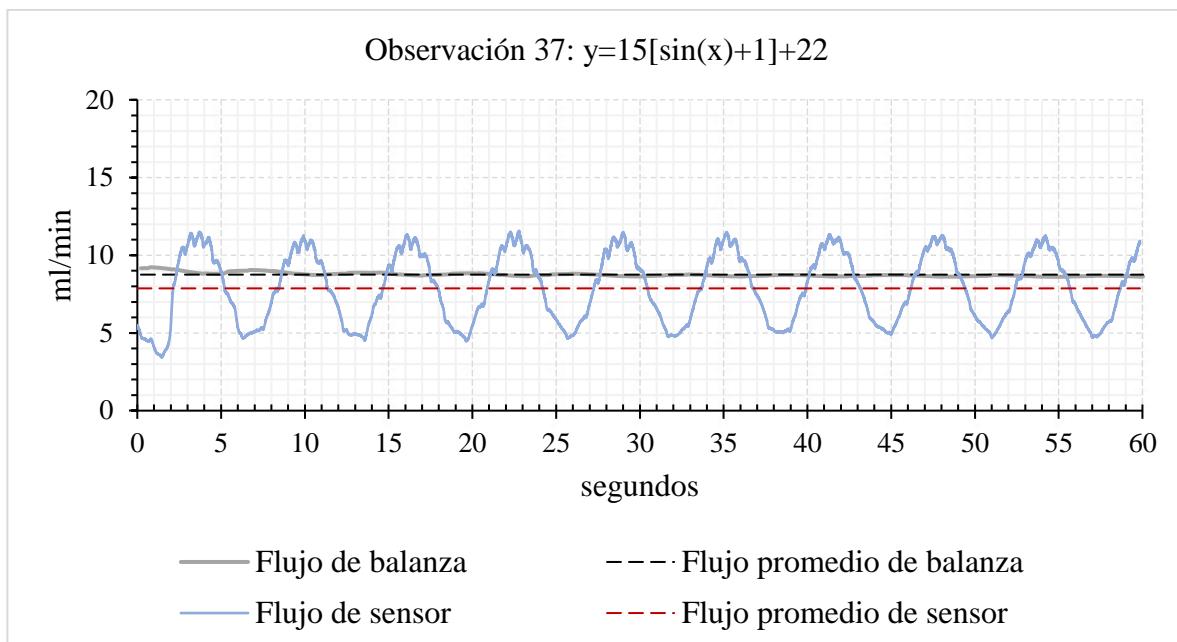


Figura 69: Observación 37.

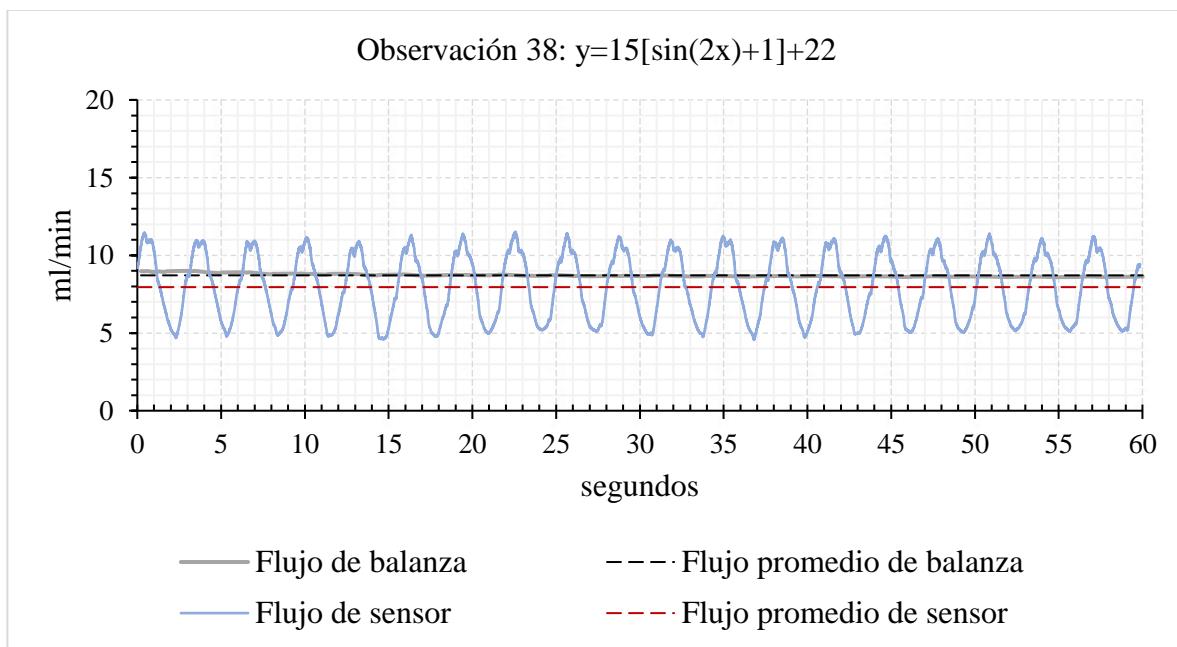


Figura 70: Observación 38.

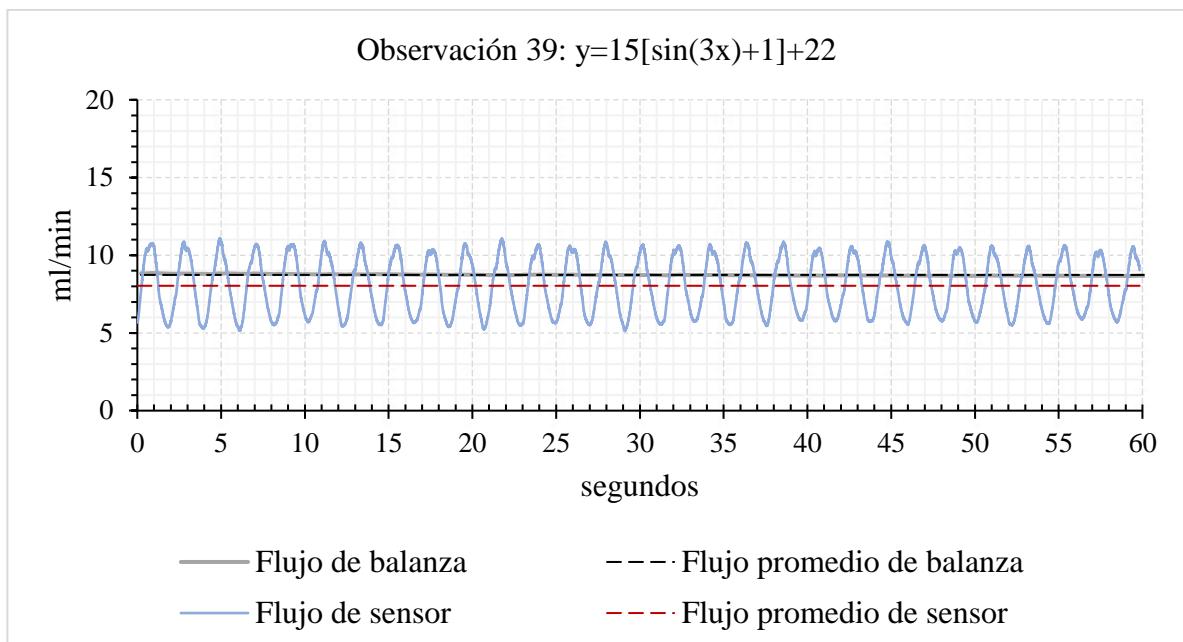


Figura 71: Observación 39.

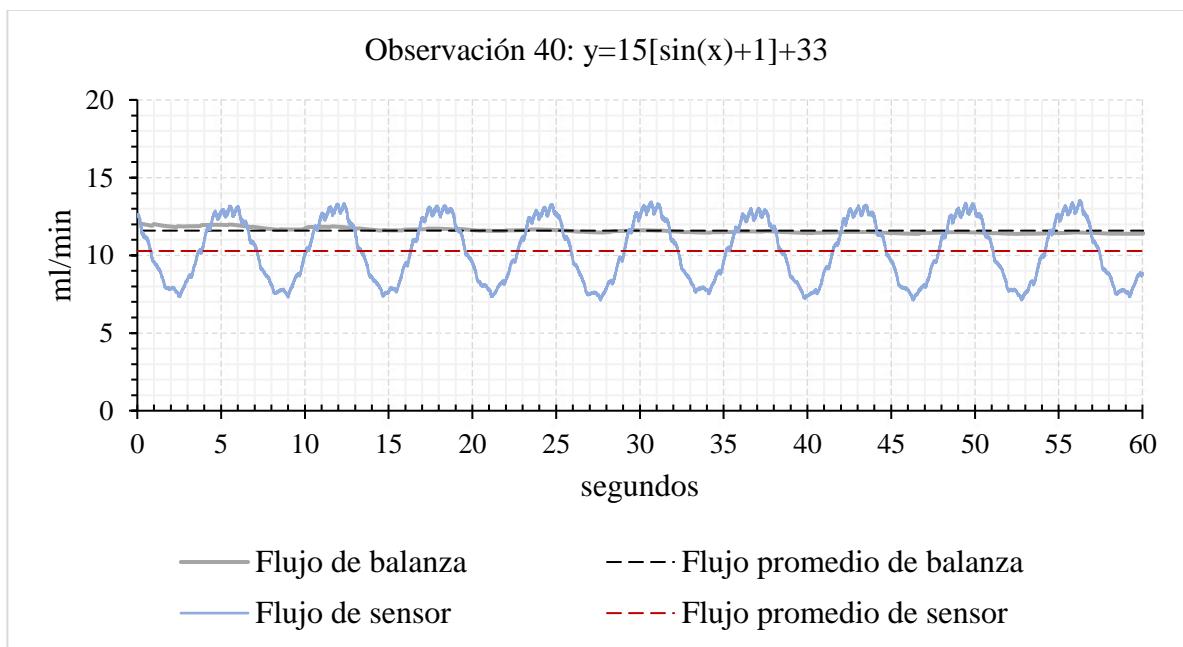


Figura 72: Observación 40.

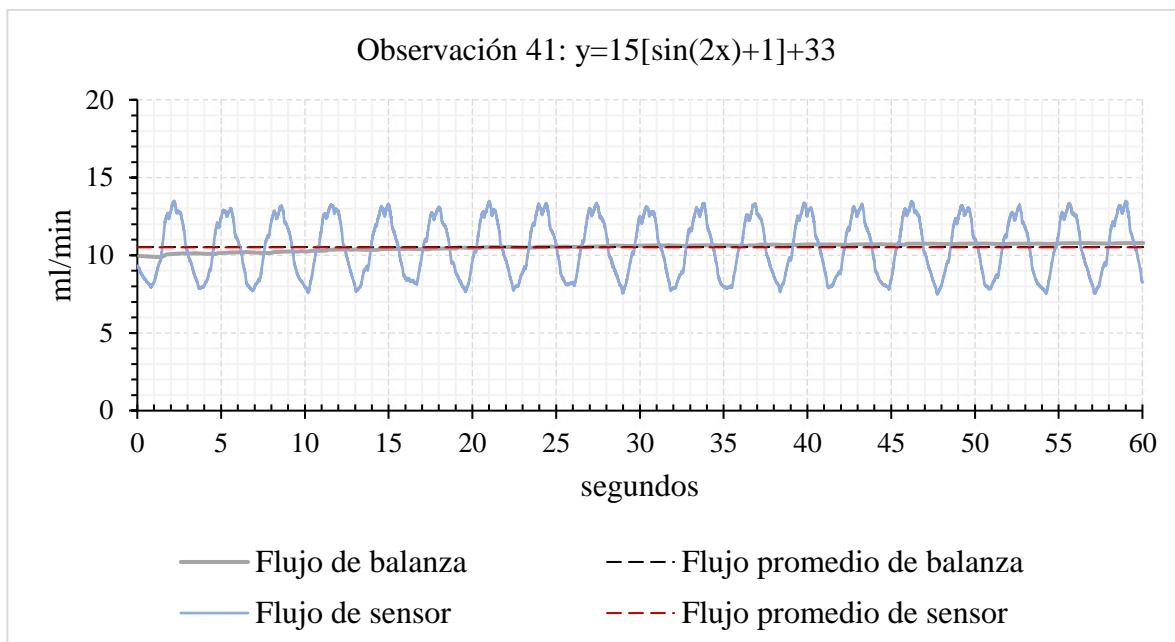


Figura 73: Observación 41.

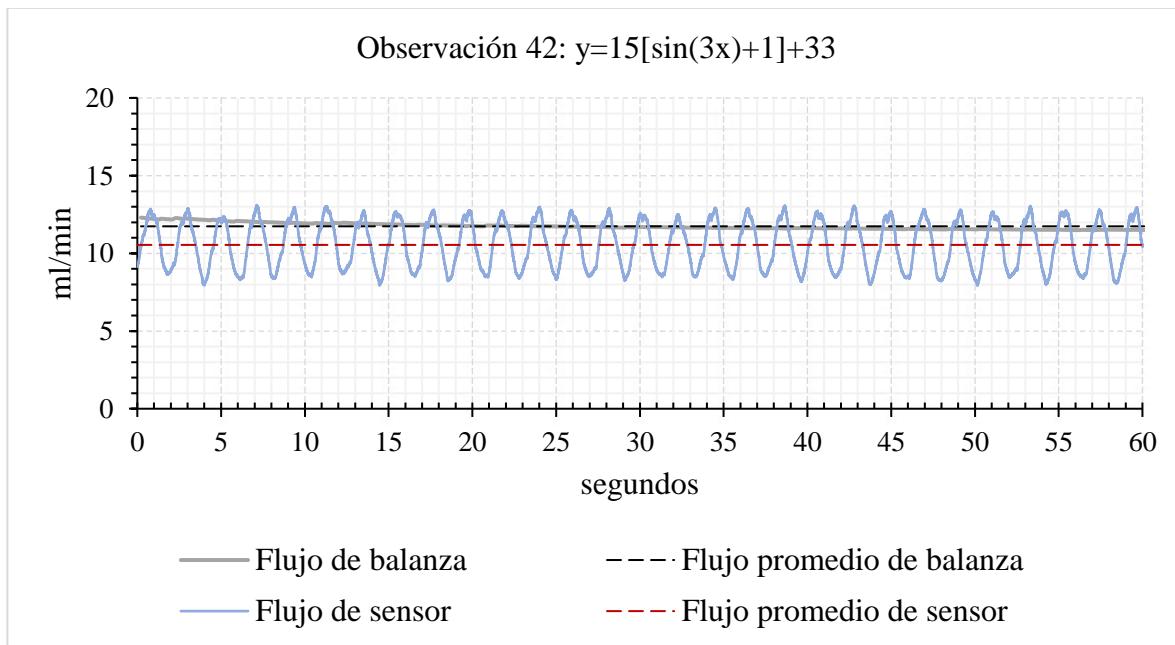


Figura 74: Observación 42.

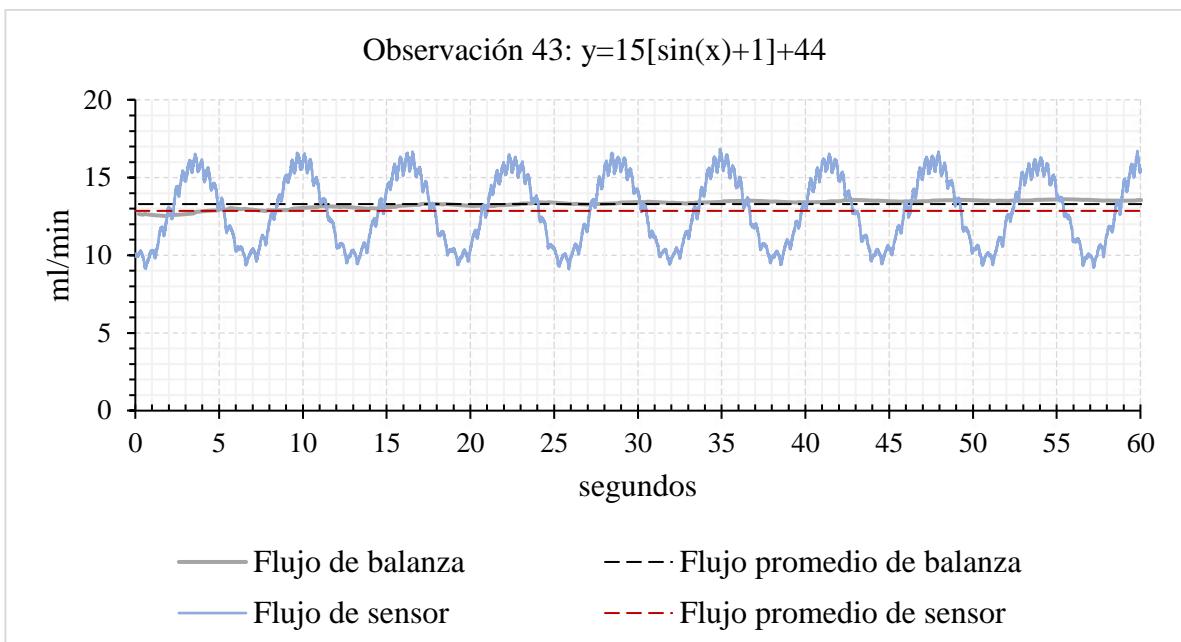


Figura 75: Observación 43.

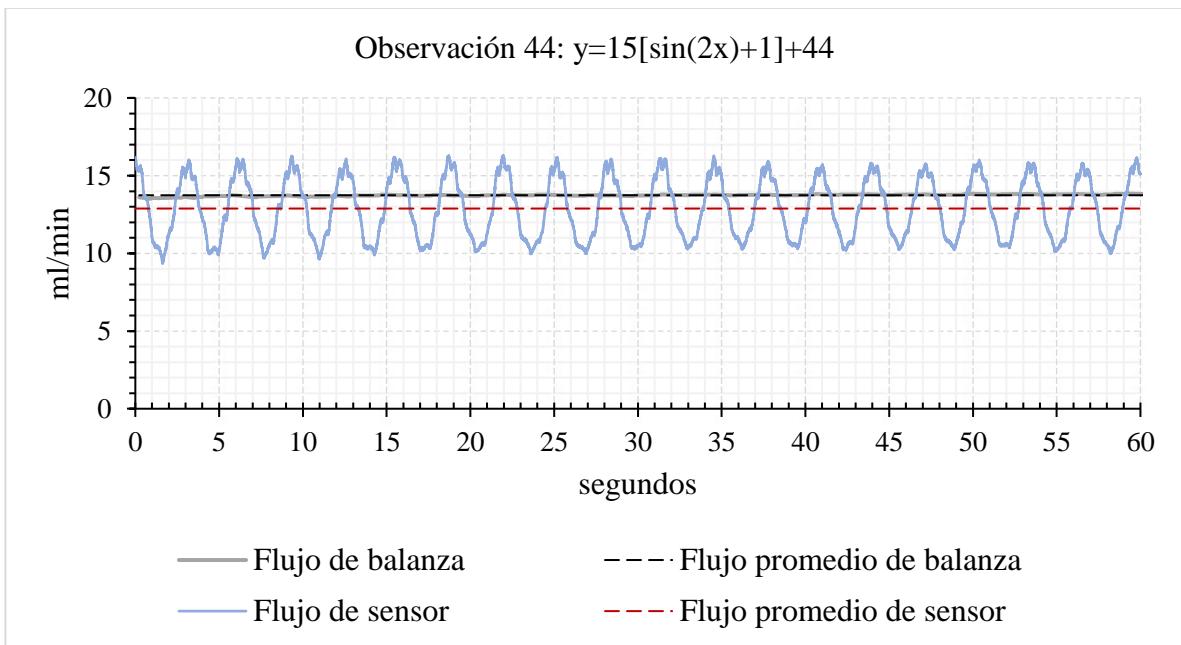


Figura 76: Observación 44.

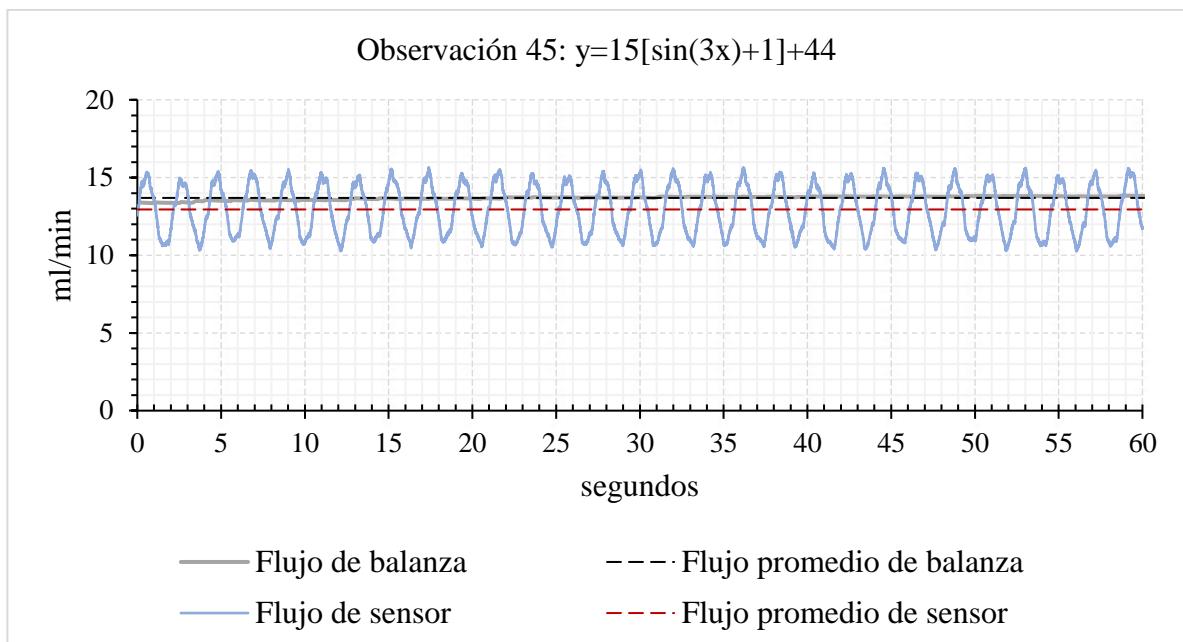


Figura 77: Observación 45.

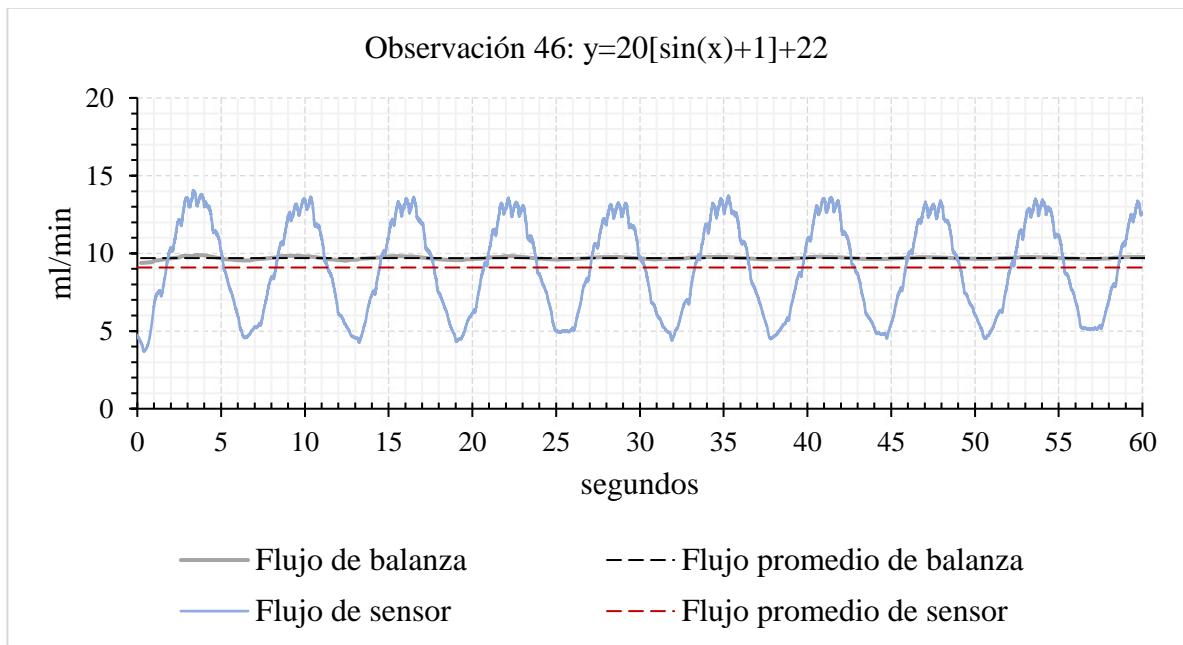


Figura 78: Observación 46.

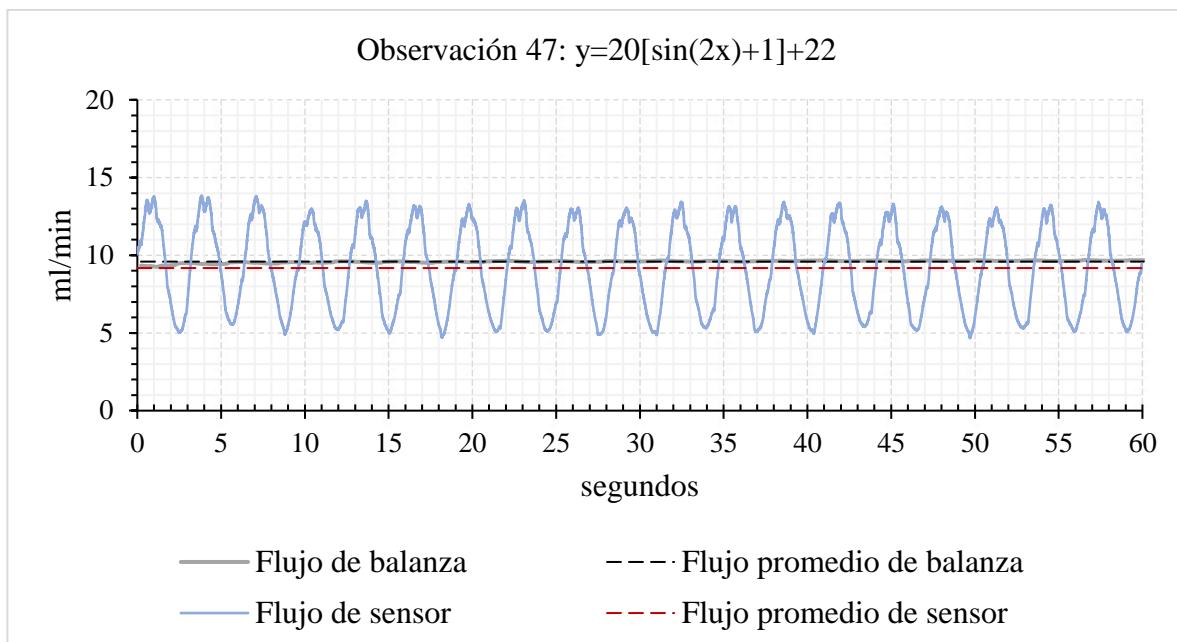


Figura 79: Observación 47.

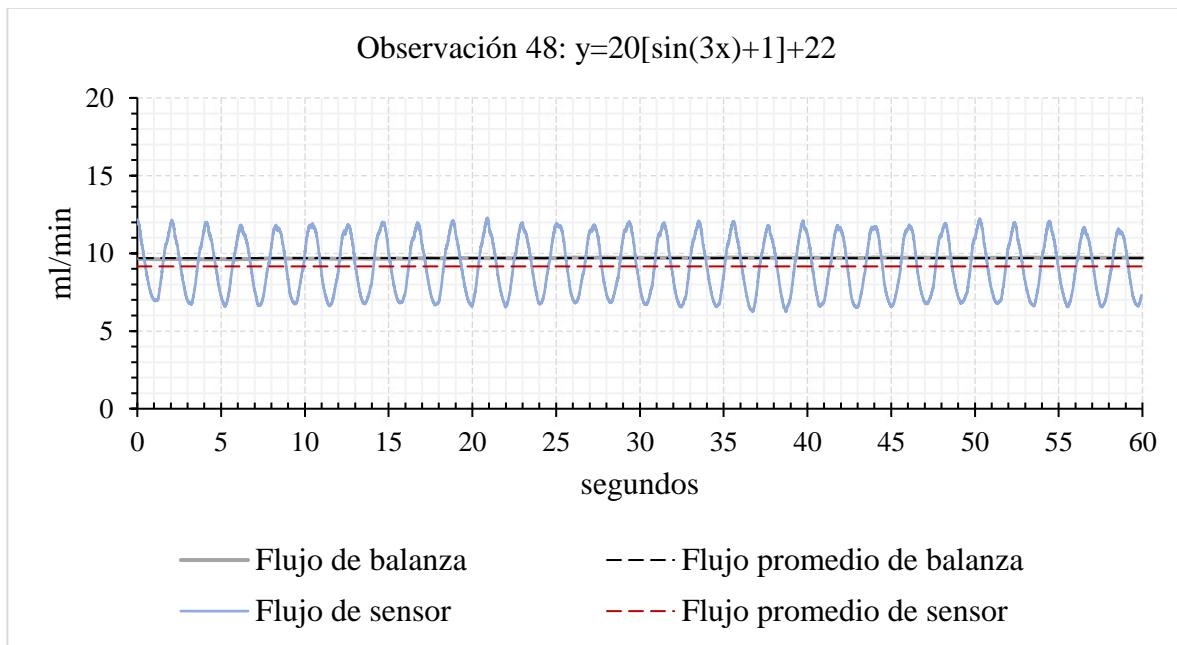


Figura 80: Observación 48.

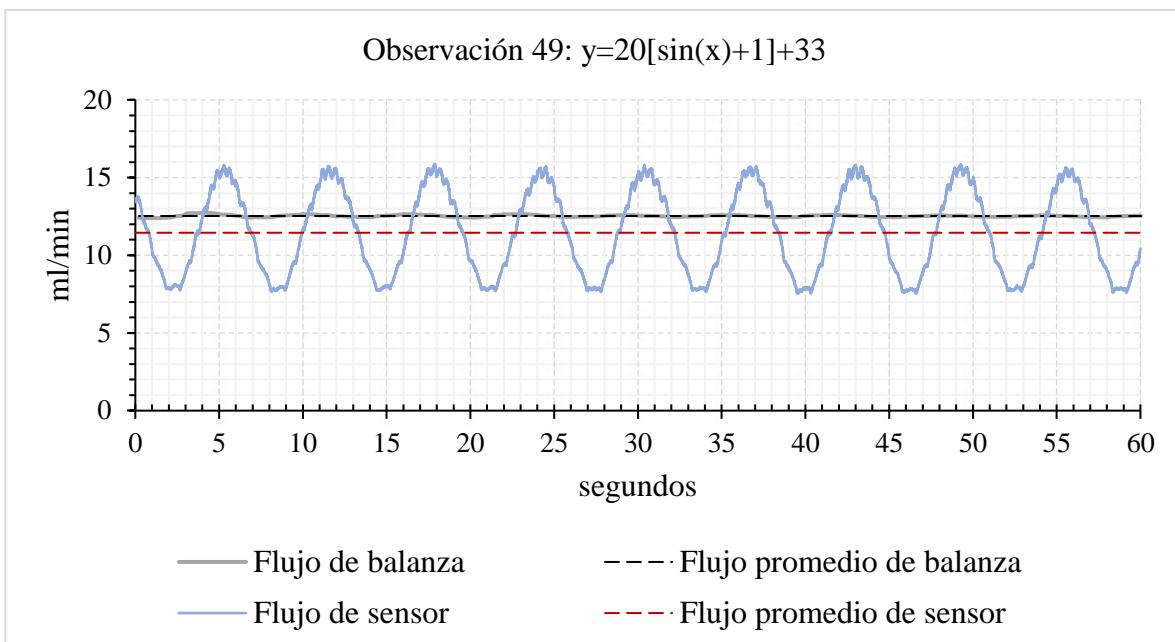


Figura 81: Observación 49.

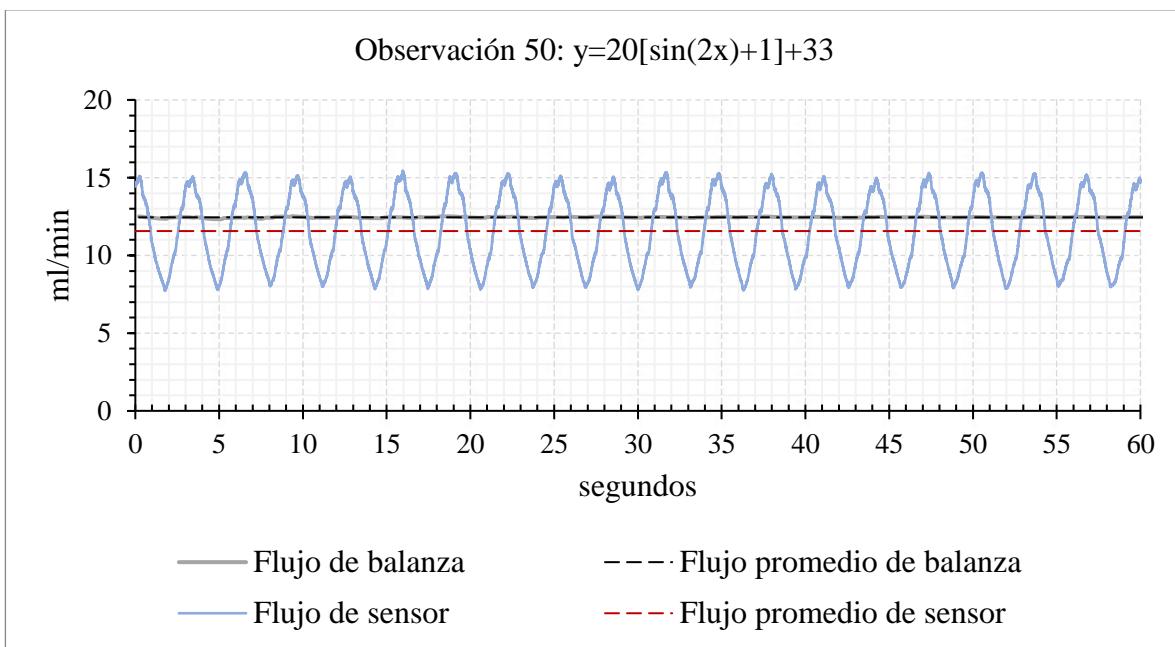


Figura 82: Observación 50.

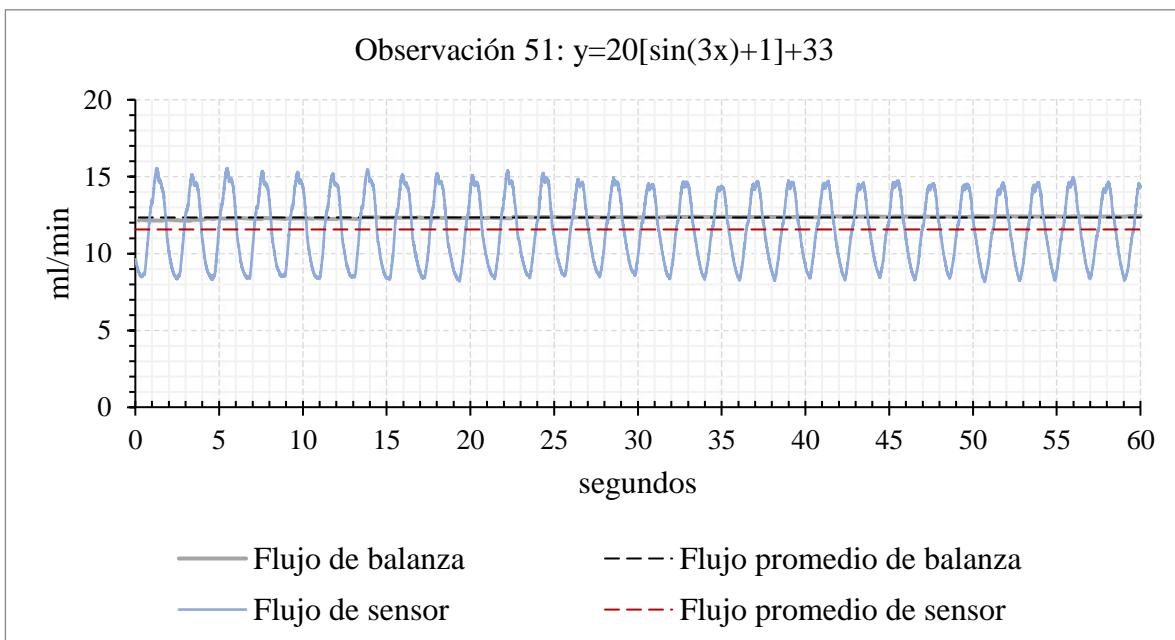


Figura 83: Observación 51.

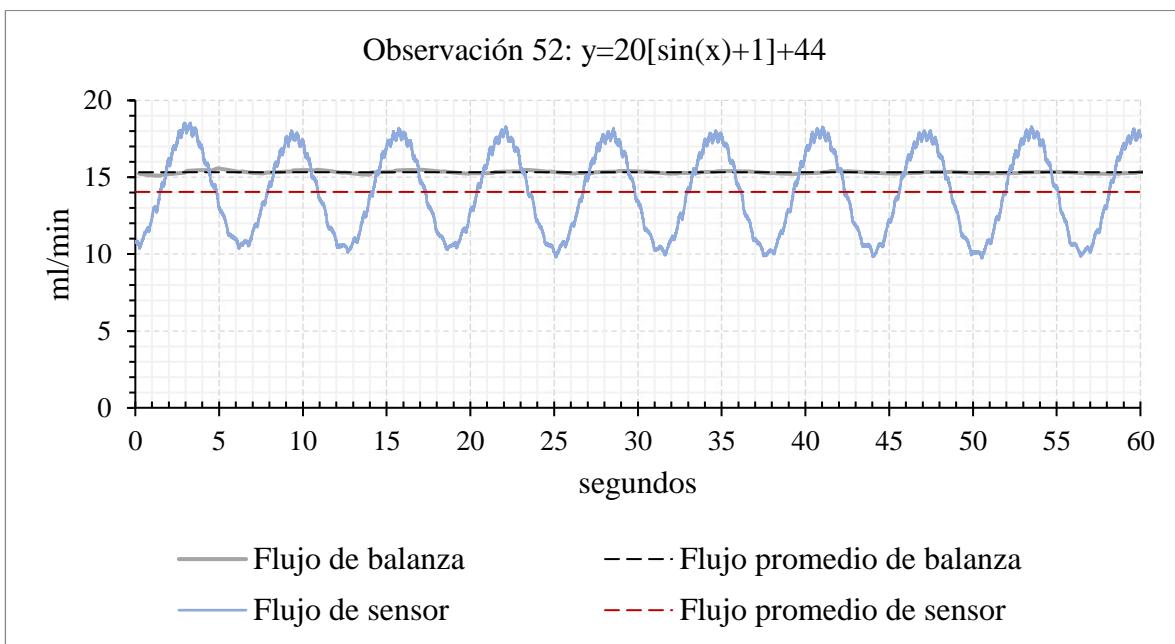


Figura 84: Observación 52.

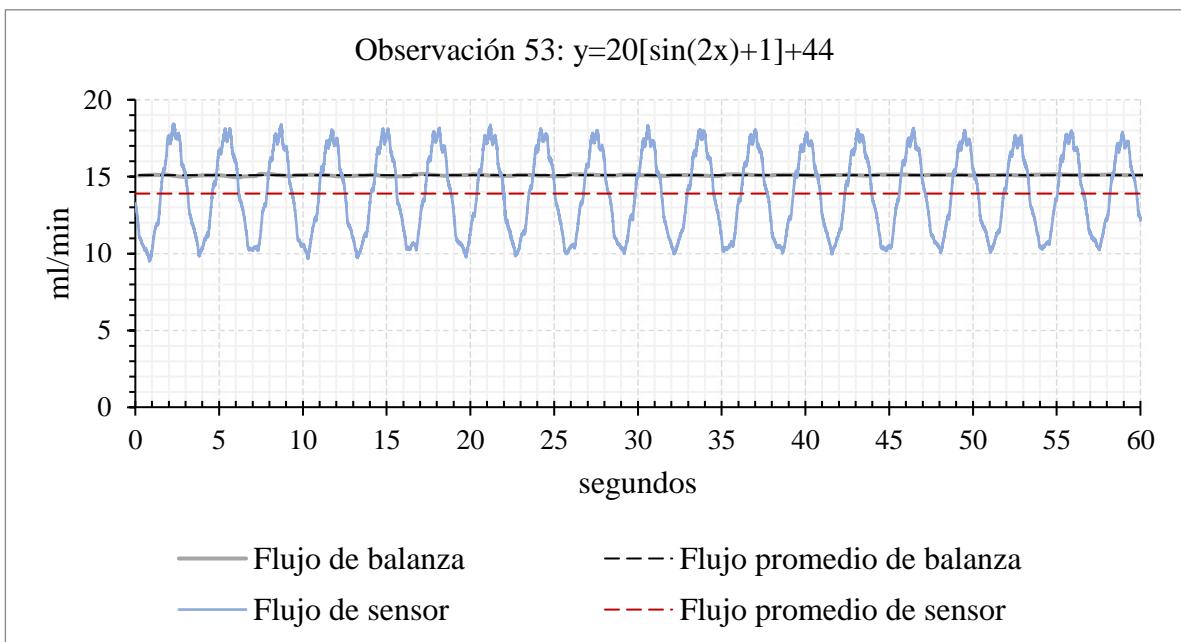


Figura 85: Observación 53.

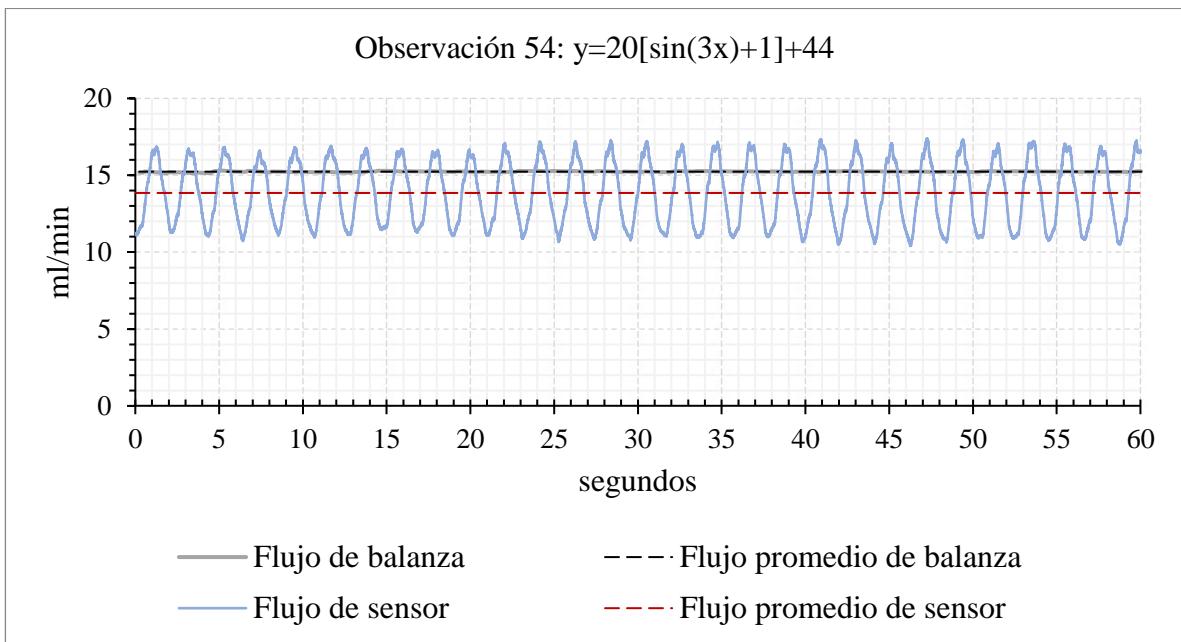


Figura 86: Observación 54.