



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

FACULTAD DE INGENIERÍA

**Automatización e instrumentación
de un simulador gástrico**

TESIS

Que para obtener el título de
Ingeniera Mecatrónica

P R E S E N T A

Montserrat Escalona Ortiz

DIRECTOR DE TESIS

Dr. Alberto Caballero Ruiz



Ciudad Universitaria, Cd. Mx., 2018

Este trabajo se desarrolló en el Instituto de Ciencias Aplicadas y Tecnología de la Universidad Nacional Autónoma de México. Fue apoyado por subvenciones CONACyT LN294415 e INFR294752 y DGAPA IN108015 y PE-106417. Los autores desean agradecer también a la empresa Fresenius Kabi Deutschland GmbH por el apoyo otorgado, así como a Marcos Velázquez-Valdes por su ayuda en la fabricación de algunas piezas mecánicas.

Agradecimientos

A mamá, por ser la luz guía de mi vida y la fortaleza de cada día. A mis hermanos Yadi y Diego, por estar conmigo en cada paso del camino. A ustedes tres dedico esta tesis con todo mi cariño.

Quiero expresar un profundo agradecimiento al Dr. Alberto Caballero, al Dr. Leopoldo Ruiz y al Dr. Gabriel Ascanio por ser quienes, con su excelencia, infinita paciencia y conocimientos me han conducido hasta este logro de mi vida académica. Agradezco la oportunidad de ser parte de este gran proyecto, así como el abrirme las puertas del laboratorio y brindarme su valioso apoyo. Toda mi admiración y respeto para ellos.

Quiero agradecer especialmente a mi tutor, el Dr. Alberto Caballero, pues como lo dijo uno de los grandes físicos de la historia, Isaac Newton, «Si he logrado ver más lejos, ha sido porque he subido a hombros de gigantes».

A mis compañeros y amigos del MADiT, Homero, Erick, Leo, Fer, Horacio, a la Dra. Yara Almanza, no solo por sus valiosas aportaciones en mi formación, sino por los buenos momentos compartidos y el apoyo recibido durante este proyecto. Ha sido para mí toda una experiencia el estar con un gran equipo en un gran laboratorio.

Detrás de una meta cumplida se encuentra el apoyo de personas maravillosas; no tengo palabras para agradecer a mi gran amigo Kanhi por estar al pie del cañón durante este proceso, por levantarme cada vez que fue necesario, por ser insistente hasta el cansancio y dedicar desvelos para que esta meta se cumpliera. A la doctora Fabiola Solorio y al Ing. Eduardo Reyes por el apoyo y el cariño que me han brindado. Y a Ernesto, por estar a mi lado desde que comenzó este proyecto, por ser motivo y por quererme en las buenas y en las malas.

A todos ustedes ¡GRACIAS!

Índice

Introducción	1
1. Antecedentes	2
1.1 Anatomía y fisiología del estómago	2
1.2 Funciones motoras del estómago	3
1.2.1 Mezcla y propulsión de alimentos en el estómago: el ritmo eléctrico básico de la pared gástrica	3
1.2.2 Tipos de movimientos en el tubo digestivo	3
1.2.3 Movimientos propulsivos: peristaltismo	3
1.2.4 Movimientos de mezcla	3
1.3 Sistemas simuladores de estómago	4
1.4 Sistemas de automatización e instrumentación en simuladores gástricos	13
2. Planteamiento del problema: automatización e instrumentación para el simulador gástrico desarrollado en MADiT	16
2.1 Objetivos y alcances	17
3. Marco teórico	18
3.1 Presión	18
3.2 pH	18
3.3 Temperatura	19
3.4 Instrumento de medición.	20
3.5 Definición de sensor	20
3.5.1 Tipos de señales de entrada	20
3.5.2 Tipo de variable entregada por el sensor	21
3.5.3 Sensores activos y pasivos	21
3.5.4 Principios de funcionamiento de sensores	21
3.5.5 Criterios de selección de un sensor	21
3.6 Actuadores	22
3.6.1 Clasificación.	22
3.6.2 Criterios de selección de un actuador	22
3.7 Actuadores suaves	22
4. Desarrollo	23
4.1 Sistema de automatización	26
4.1.2 Válvulas	27
Válvulas distribuidoras	27

4.2 Especificaciones del sistema	30
4.3 Sensores de presión	31
4.3.1 Sistemas de medición de presión en aplicaciones médicas	33
4.4 Pruebas con el sensor de presión	38
4.4.1 Pruebas con catéter precargado y sin precarga	39
4.5 Caracterizaciones del sensor de presión	39
4.5.1 Pruebas con catéter precargado de aire	39
4.5.2 Pruebas con catéter sin precarga de aire	40
4.6 Sensores de pH	48
4.7 Sensores de temperatura	51
4.7.1 Sistemas termoelectricos	51
Cálculo de resistencias para el amplificador operacional del sensor de pH y temperatura	55
4.8 Pruebas del sensor de pH y temperatura	56
4.9 Pruebas y caracterización del sensor de pH y temperatura	60
5. Pruebas y resultados	61
Pruebas de variación de pH dentro del simulador de estómago	62
Discusión	67
Conclusiones	69
Trabajo a futuro	69
Referencias	70
APÉNDICE A: 1. Pruebas con catéter precargado de aire	73
Curvas de comportamiento del sensor de presión para el catéter sin precarga, $G= 200$	79
Repetibilidad e histéresis del sensor de presión para $G= 800$	81
APÉNDICE B. Señales de voltaje generadas por el sensor de presión dentro del simulador	82
APÉNDICE C: Comparación de datos obtenidos por el sensor de pH y el pH-metro durante pruebas de neutralización de ácido	84
APÉNDICE D: Sensores de pH	85

Introducción

De acuerdo con el diccionario Collins, un simulador se define como “cualquier dispositivo o sistema que simula condiciones específicas o características de un proceso real o de una máquina, con propósitos de investigación o entrenamiento para operación” [1]. En el campo biomédico los simuladores se clasifican en dos categorías generales: los que están encaminados a la práctica quirúrgica y los modelos *in vitro*, cuyo propósito es el de replicar funciones de órganos con fines de estudios farmacéuticos, entre otros. La necesidad de desarrollar modelos *in vitro* surge de la complejidad que supone el observar el comportamiento de los modelos biológicos; hoy día existen estudios clínicos cuyos resultados muestran una aproximación de las condiciones de un órgano real, sin embargo, dichos estudios suelen ser de tipo invasivo, doloroso y en ocasiones costoso.

Este trabajo presenta el diseño e implementación de un sistema de automatización e instrumentación para un simulador de estómago distal, basado en actuador suave y desarrollado en el Laboratorio Nacional de Manufactura Aditiva y Digital (MADiT).

Se realiza un análisis de los mecanismos que simulan el comportamiento del estómago humano reportados hasta ahora y, con base en ello, se realiza la propuesta del sistema de automatización. Este último comprende el accionamiento del simulador mediante una combinación de un sistema neumático y uno hidráulico. De esta forma se consigue emular los movimientos peristálticos observados en el modelo biológico.

El sistema de instrumentación está enfocado en la lectura y registro de variables de interés como son presión, temperatura y pH. La medición de presión dentro del simulador se lleva a cabo mediante un catéter de manometría esofágica adaptado a una serie de sensores de presión manométrica. Las mediciones de pH y temperatura se llevan a cabo mediante un electrodo y un sensor de temperatura; durante el desarrollo del sistema de instrumentación se realizaron distintas pruebas y caracterizaciones con el fin de validar el funcionamiento del simulador de estómago distal.

El presente trabajo consta de cinco capítulos; el primer capítulo se refiere a los antecedentes, donde se realiza una revisión de las características anatómicas y fisiológicas del estómago humano, así como los modelos *in vitro* reportados hasta ahora que simulan al estómago. En el segundo capítulo se plantea la problemática a resolver, así como el objetivo general y los alcances del proyecto. El tercer capítulo incluye los conceptos teóricos base para el desarrollo del proyecto, como lo son las definiciones de presión, temperatura, pH así como definición y criterios de selección para sensores y actuadores. El cuarto capítulo muestra a detalle el desarrollo e implementación de los sistemas de automatización e instrumentación del simulador, mientras que en el capítulo cinco se muestran los resultados obtenidos y el análisis de los mismos.

1. Antecedentes

1.1 Anatomía y fisiología del estómago

El tubo alimentario está constituido principalmente por el esófago, el estómago y el intestino. El primero representa un conducto de paso mientras que el estómago, el intestino y las glándulas anexas intervienen en la digestión y en la excreción de las sustancias que no se han digerido [2].

El estómago (del griego *gaster*, vientre) presenta una porción cardial, un fondo, un cuerpo y una porción pilórica; dos curvaturas: mayor y menor; dos paredes: anterior y posterior, y dos orificios: cardias y píloro. La longitud media del estómago es de 25 cm, y su capacidad es de 1000 a 2000 cm³ variando en relación con la edad del individuo [2].

La cavidad del esófago se continúa con la del estómago por el cardias, en la unión de las curvaturas menor y mayor. La porción inmediatamente adyacente al estómago es la región cardial. Se distingue solamente por las glándulas típicas (cardiales) de su mucosa. No existe una línea externa definida que señale la separación entre la porción cardial y el fondo o el cuerpo. El *fondo* es la parte del estómago craneal a la entrada del esófago. Generalmente contiene aire deglutido (aproximadamente unos 50 cm³) y por lo tanto es visible en las radiografías simples de esta región. La mucosa del fondo tiene una estructura similar a la del cuerpo. Ambas porciones contienen glándulas gástricas propiamente dichas. El *cuerpo* del estómago es la parte comprendida entre el fondo y la porción pilórica. La *porción pilórica* del estómago es la zona tapizada por mucosa que contiene típicas glándulas pilóricas. Se subdivide en *antro* y *conducto pilórico*. El *píloro* es el orificio situado entre la primera porción del duodeno y del estómago, y está rodeado por el llamado *esfínter pilórico*. [2] En la figura 1 se muestra el esquema de la anatomía del estómago.

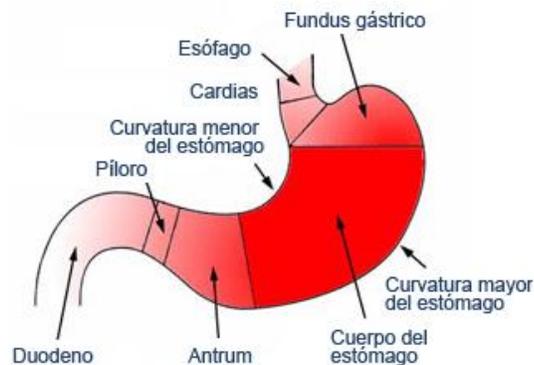


Figura 1. Anatomía del estómago [32]

En la capa muscular longitudinal los haces se extienden en sentido longitudinal por el tubo digestivo, mientras que en la capa circular lo rodean. En cada haz, las fibras musculares están conectadas eléctricamente unas a otras mediante un gran número de uniones intercelulares de hendidura, que permiten el paso de los iones de unas células a otras con escasa resistencia. Por lo tanto, las señales eléctricas que inician las contracciones musculares pueden viajar con rapidez de una fibra a otra dentro de cada haz [2].

1.2 Funciones motoras del estómago

Las funciones motoras del estómago son tres: 1) almacenamiento de grandes cantidades de alimentos hasta que puedan ser procesados en el estómago, el duodeno y el resto del intestino; 2) mezcla de estos alimentos con las secreciones gástricas hasta formar una papilla semilíquida llamada *quimo* y 3) vaciamiento lento del quimo desde el estómago al intestino delgado a un ritmo adecuado [3].

1.2.1 Mezcla y propulsión de alimentos en el estómago: el ritmo eléctrico básico de la pared gástrica

Cuando el estómago contiene alimentos, la parte superior o media de su pared inicia débiles ondas peristálticas que se dirigen hacia el *antro* siguiendo la pared gástrica con un ritmo de alrededor una cada 15 o 20 segundos. Conforme las ondas avanzan desde el cuerpo del estómago hacia el antro, aumentan de intensidad y algunas se hacen extraordinariamente intensas, dando lugar a potentes anillos peristálticos de constricción que impulsan el contenido antral hacia el píloro con una presión cada vez mayor [3].

1.2.2 Tipos de movimientos en el tubo digestivo

El tubo digestivo tiene dos tipos de movimientos: 1) movimientos de propulsión, que producen el desplazamiento de los alimentos a lo largo del mismo a una velocidad adecuada para su digestión y absorción y 2) movimientos de mezcla, que mantienen el contenido intestinal permanentemente mezclado. [3]

1.2.3 Movimientos propulsivos: peristaltismo

El movimiento básico propulsivo es el peristaltismo. Alrededor del intestino se crea un anillo de contracción que se desplaza hacia adelante, de forma análoga a cuando se colocan los dedos alrededor de un fino tubo distendido, se contraen los dedos y se deslizan a lo largo del mismo. Cualquier material situado delante del anillo se desplazará hacia adelante (Fig. 2). [3]

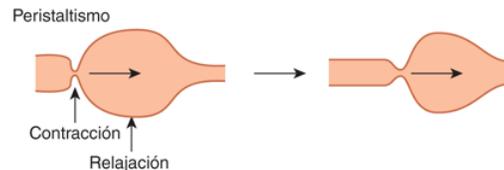


Figura 2. Ondas peristálticas [33]

1.2.4 Movimientos de mezcla

Los movimientos de mezcla son muy distintos en las diferentes regiones del tubo digestivo. En algunas zonas las contracciones peristálticas producen por sí mismas la mezcla de los alimentos. En otras zonas de la pared intestinal sobrevienen contracciones de constricción cada pocos centímetros. Estas contracciones suelen durar entre 5 y 30 segundos y van seguidas de nuevas constricciones en otros segmentos del intestino con lo que se logra segmentar el contenido intestinal (Figura 3). [3]

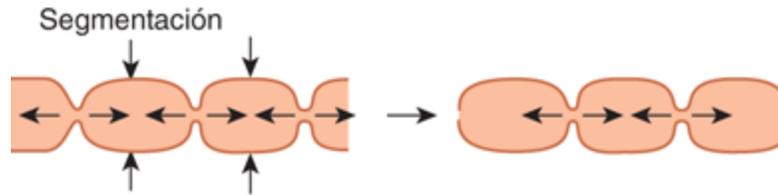


Figura 3. Contracciones de constricción o segmentación. [33]

Hasta ahora se revisaron las características anatómicas y fisiológicas del estómago humano; hoy en día existen mecanismos de simulación que buscan tener una aproximación a estas características con el fin de estudiar el comportamiento del estómago durante la digestión. Estos simuladores permiten la obtención de datos de interés para estudios clínicos, así como el estudio del comportamiento del estómago durante la ingesta y disolución de medicamentos.

A continuación se realiza una revisión de simuladores que han sentado las bases de este trabajo, así como los que se considera tienen una mejor aproximación a las características propias del modelo biológico.

1.3 Sistemas simuladores de estómago

Los sistemas actuales de simulación médica tienen su origen en la segunda mitad del siglo XX, escenario donde se identifican tres movimientos que impulsan su desarrollo: el primer movimiento se da gracias a la obra de Asmund Laerdal [4], cuyos trabajos en conjunto con médicos y fabricantes de juguetes desarrollaron un modelo de reanimación cardiopulmonar. El segundo movimiento se caracteriza por la creación del simulador *SIMone*TM desarrollado por Abrahamson y Denson a finales de los 60s en la Universidad de Harvard, el cual ya incluía sonidos respiratorios y ruidos cardíacos.

El tercer movimiento surge de la reforma educativa mundial implementada a finales del último siglo, en la cual se busca implementar nuevas estrategias de enseñanza mediante el uso de nuevas tecnologías. La simulación médica inicia en México en la década de los años 80 con algunos simuladores de alta fidelidad en universidades. Se crearon también centros de simulación enfocados al entrenamiento en reanimación cardiovascular básica y avanzada. En el área de gastroenterología se han realizado cursos sobre enfermedad por reflujo gastroesofágico y enfermedad inflamatoria intestinal. Además, es centro de entrenamiento certificado de la *World Gastroenterology Organisation*, en donde se provee entrenamiento teórico y práctico en técnicas avanzadas de gastroenterología, hepatología, motilidad gastrointestinal y endoscopia. [5]

Los simuladores quirúrgicos tienen como fin principal favorecer la adquisición de habilidades prácticas del estudiante antes de tener un primer contacto con el paciente.

En cuanto a los simuladores gástricos, la práctica se orienta principalmente a las maniobras y/o procedimientos que atienden distintos padecimientos, tal es el caso del modelo de V. Hernández [6], cuyo trabajo presenta el desarrollo de un simulador para el procedimiento de una endoscopia gástrica. Utilizan un modelo plástico de estómago que consta de un balón recubierto con caucho silicona y rodeada por una capa de espuma sintética (Fig. 4).

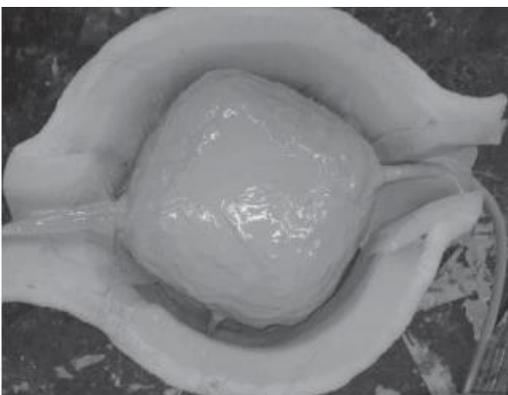


Figura 4. Modelo plástico del estómago [6]

La distensión estomacal es simulada en el balón con el ingreso y egreso de agua, la cual es controlada por una pequeña bomba. El agua se transporta desde un tanque a través de dos mangueras; cuando el balón comienza a llenarse, la distensión estomacal comienza a medirse con un sensor LVDT. La distensión estomacal se regula indirectamente mediante un controlador PI actuando sobre el flujo de la bomba.

Por otro lado, los simuladores encaminados a replicar funciones de diferentes órganos han tenido un importante desarrollo pese a la complejidad que implica asemejarse a los modelos biológicos. La construcción de este tipo de simuladores emplea diversas tecnologías que convergen en la aproximación de las condiciones de funcionamiento de los órganos. Por ejemplo, el modelo construido por Luciana Porcher y Daniel Thalmann [7] es empleado para simular deformaciones en músculos usando sistemas masa-resorte; también existen simuladores creados a partir de modelos matemáticos y simulados mediante software, tal es el caso de un modelado de la mecánica respiratoria en MCAT realizado por Segars Paul et al. en la Universidad del Norte de Carolina [8].

En los sistemas de simuladores gástricos, existen trabajos cuyo objetivo principal es determinar el comportamiento del estómago cuando se administra una cantidad de medicamento, o en su defecto, observar la disolución de alimentos. Algunos simulan el tracto gastrointestinal completo, tal es el caso del trabajo realizado por Ernesto Rivas Montoya [9], se trata de una simulación *in vitro* del tracto gastrointestinal *SimuGIT*. El simulador consta de tres partes; la primera es la construcción del estómago, posteriormente una simulación del duodeno y absorción intestinal. La simulación del estómago se lleva a cabo en un biorreactor de tanque agitado.

El tanque consta de una camisa de “refrigeración/calefacción” con agua para la estabilización de la temperatura, cuyo objetivo es mantener el tanque en condiciones similares a las del cuerpo humano (Figura 5). Las secreciones ácidas del estómago son simuladas con ácido clorhídrico. Sugiere que pueden ser usadas bombas auxiliares para dosificar otros reactivos. “El contenido del biorreactor se somete a agitación mediante un sistema de turbinas movidas por un servomotor que funciona a velocidad constante y regulable.”

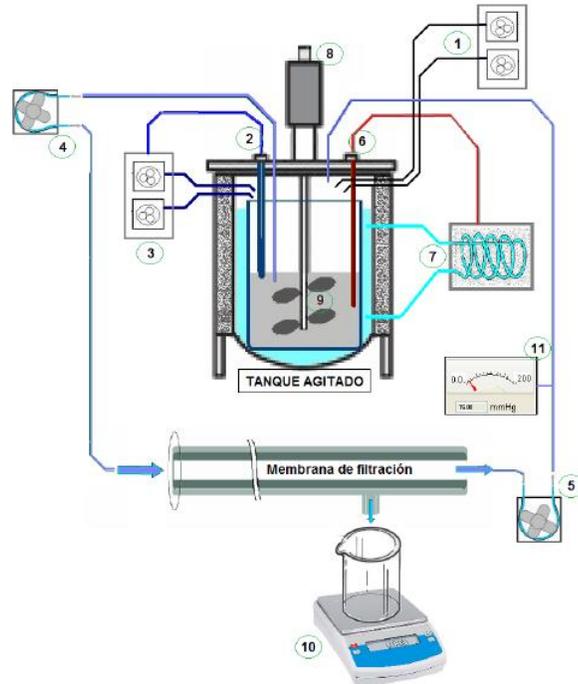


Figura 5. Arquitectura del prototipo simulador SIMUGIT. Se aprecian los elementos fundamentales, que son el reactor y el módulo de filtración [9].

El trabajo realizado por N. J. Dominy [10], se basa en la *geofagia*; que es la ingesta de porciones de suelo, arenas, tierras, etc., y en humanos es considerada como una disfunción metabólica, sin embargo, en algunos seres vivos tales como primates y otros organismos, la geofagia se considera como una función adaptativa. Es por esto que, en un sistema que simula el estómago humano se prueba la capacidad de absorción arenas con propiedades inhibidoras de digestión.

El modelo de simulación (*TNO*) consiste en cuatro compartimentos sucesivos (Fig. 6), simulando el estómago, el duodeno, yeyuno e íleon. Después de insertar los componentes dentro del compartimento gástrico, las soluciones gástricas se añaden mientras que el pH se mide y se controla de acuerdo a una curva predeterminada. Los compartimentos constan de dos unidades vidrio conectadas entre sí con paredes flexibles internas. Se utiliza agua para controlar la temperatura y es bombeada desde una cámara hasta fluir entre la pared de vidrio y la membrana flexible. La flexibilidad de las paredes se ajusta variando la presión del agua. Alternando la flexibilidad de las paredes se mezcla el quimo en cada compartimento.

Se implementan válvulas para simular los movimientos peristálticos que permiten el tránsito de comida a través de los compartimentos individuales.

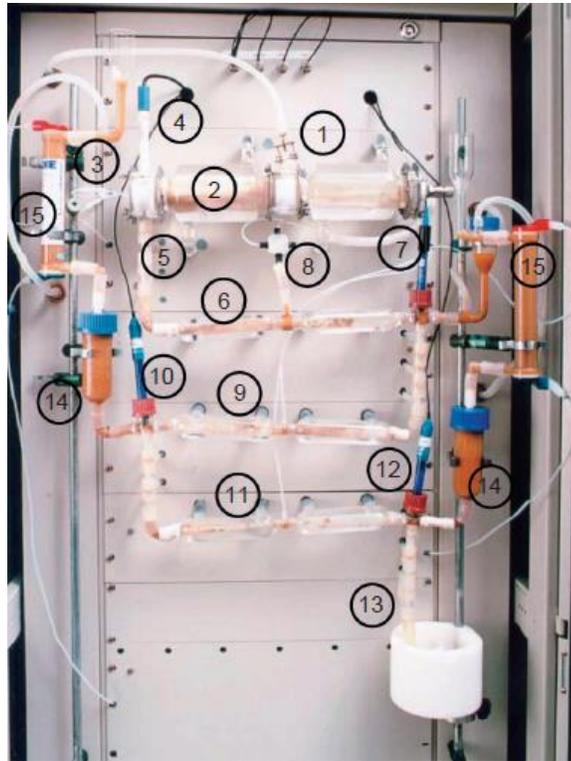


Figura 6. Modelo intestinal. (1) Compartimentos gástricos constituidos de dos unidades de vidrio con paredes interiores flexibles. (2) Movimientos peristálticos simulados. (3) Secreción de ácidos gástricos. (4) Electrodo para control de pH (5) Simuladores de píloro y esfínter. (6) Compartimento duodenal con movimientos peristálticos simulados. (7) Electrodo de control del pH duodenal [10].

Uno de los modelos desarrollados por F. Kong et al. [11] es un sistema constituido principalmente por una mesa giratoria y una cámara de vidrio (Fig. 7), conteniendo jugo gástrico artificial en el cual fueron añadidas partículas de alimentos; se aplicó cierta fuerza mecánica destructiva a las muestras de comida. Dicha fuerza mecánica fue medida simultáneamente usando un sensor de carga TA-XT2.

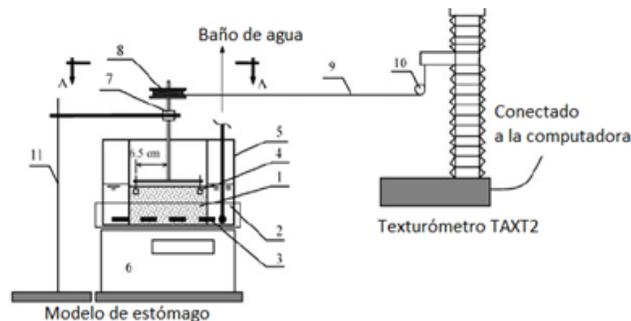


Figura 7. Diagrama del modelo de estómago y el sistema de medición de fuerza; (1) Jugo gástrico simulado a 37°, (2) Cámara llena de agua, (3) bobina de cobre, (4) Muestra de comida, (5) Cámara, (6) Mesa giratoria [11].

Por otro lado, en el trabajo desarrollado M. J. S. Wickhman et al. [12] se describe el funcionamiento de un modelo gástrico dinámico (*DGM*) construido principalmente para investigar los efectos biomecánicos y físicos del procesamiento de los alimentos y medicamentos administrados vía oral. El simulador trata de ser lo más cercano posible al modelo biológico; es capaz de procesar bebidas, alimentos previamente “masticados” y medicamentos. Opera a 37°C, temperatura similar a la del cuerpo. Genera una onda cíclica de mezcla en la parte principal del estómago; contiene ácidos, sales y enzimas que rodean al bolo gástrico; controla y mide la adición de dichos ácidos y los cambia automáticamente dependiendo del alimento que se encuentre en él. Cuenta con una frecuencia antral de 0.05 Hz y es autónomo una vez que arranca. En la figura 8 se observa el esquema del *DGM*.

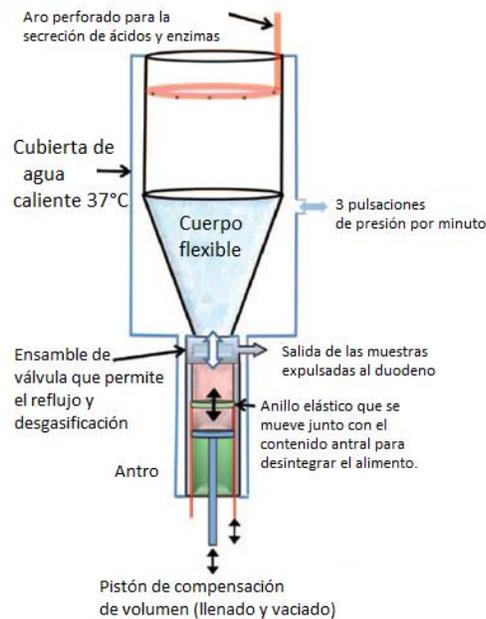


Figura 8. Esquema del *DGM*. La unidad replica el volumen interno del estómago humano promedio y opera en tiempo real dentro de los rangos de referencia fisiológicos [12].

El HGS es un modelo desarrollado por F. Kong et al. [13] se lleva a cabo en un recipiente de látex; externos a él se encuentran rodillos activados por motores (Fig. 9) que generan una onda continua en la pared de látex, simulando el movimiento peristáltico con la frecuencia y fuerza similares a las reportadas en estudios in vivo. Incorpora también secreciones gástricas, un control de temperatura que permite una aproximación al proceso dinámico de la digestión. La gran ventaja de este sistema es su control preciso de secreciones gástricas, como el vaciamiento del mismo; además que las fuerzas mecánicas aplicadas son ajustables.

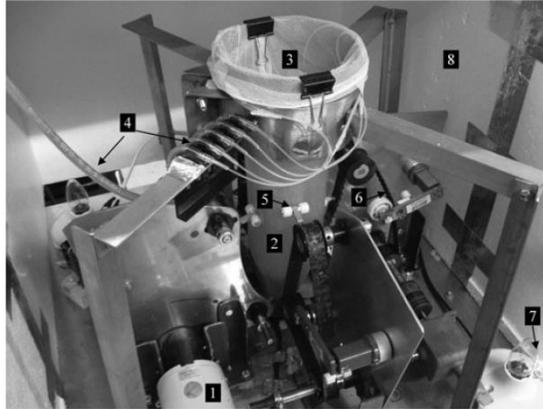


Figura 9. Esquema del HGS. 1) Motor, 2) revestimiento de látex, 3) malla, 4) tubos de secreción, 5) rodillos, 6) banda para rodillos, 7) lámpara para el control de temperatura, 8) aislamiento de espuma plástica [13]

Los simuladores gástricos mostrados son prototipos *in vitro* realizados en dispositivos como agitadores, reactores, tubos de vidrio, etcétera. Sin embargo, existen trabajos desarrollados en contenedores específicamente manufacturados con la forma “real” del estómago. Esto representa una gran ventaja pues la geometría del estómago es compleja; dicha geometría permite tener una mejor aproximación a las condiciones biológicas del funcionamiento del sistema gástrico.

Tal es el caso de los trabajos realizados por Susan Bellmann y Jan Lelieveld, con su dispositivo TIMagc [14]. Su trabajo se basa esencialmente en la anatomía y fisiología del estómago durante la ingesta de comida. El método de validación de este modelo fue la comparación los parámetros fisiológicos arrojados en los resultados con los medidos en el estómago humano. Dichos resultados muestran que en el TIMagc se presentan condiciones dinámicas precisas al igual que en el estómago. En la figura 10 puede observarse la anatomía del estómago del TIMagc señalando cada una de sus partes.

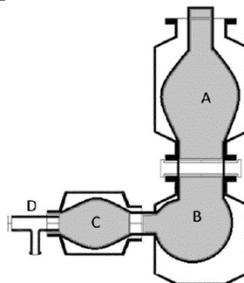


Figura 10. Esquema del TIMagc. A) Cuerpo gástrico, B) antrum proximal C) antrum distal D) esfínter pilórico [14].

La motilidad y en consecuencia el mezclado de alimentos ocurre en el antrum. La mezcla y la disolución de los alimentos son generados por ondas peristálticas que comienzan en la parte media del cuerpo y avanzan hasta llegar al esfínter pilórico. El ciclo de la onda antral puede dividirse en tres fases: a) propulsión: en esta fase, el contenido gástrico es empujado hacia el antrum distal (presionando el antrum proximal) mientras el píloro se encuentra cerrado.

La propagación de la onda antral es de aproximadamente 1.6-3mm/s; b) vaciado y mezclado: la sección media del antro se contrae empujando el contenido a través del píloro; y c) retropulsión: el antrum distal se contrae mientras el píloro permanece cerrado, empujando el contenido de vuelta al antrum proximal. Las contracciones de retropulsión entre el antrum proximal y distal generan la “destrucción” de los alimentos sólidos. En el TIMagc, las tres fases son simuladas de acuerdo a las características ya mencionadas, como se observa en la figura 11.

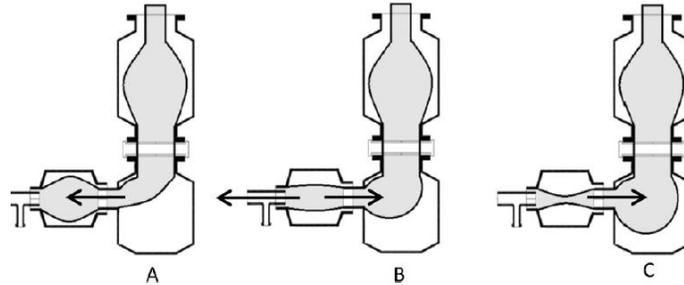


Figura 11. Simulación de la motilidad antral en el TIMagc: A) fase de propulsión, B) Vaciado y mezclado del contenido gástrico, C) Retropulsión [14]

Los perfiles de presión obtenidos del TIMagc durante las tres fases descritas con anterioridad se comparan en la siguiente figura (Fig. 12) con las medidas in vivo obtenidas con el sistema *Smart Pill*, el cual es un aditamento médico capaz de medir presión, temperatura y pH.

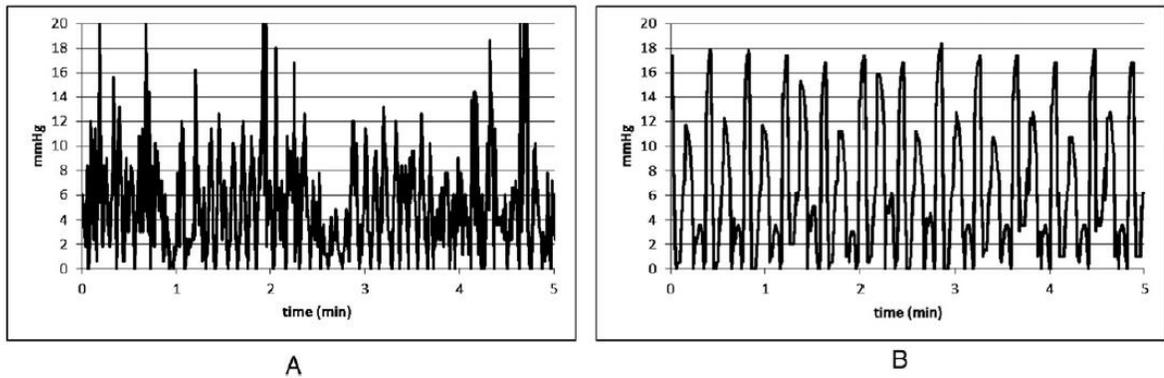


Figura 12. A) Perfiles de presión obtenidos con Smart Pill® en el antrum proximal del estómago humano y B) en el TIMagc [14]

El modelo de C. Liding et al. [15] hace referencia a un modelo *in vitro* “casi real” del estómago humano. El sistema accionado por cuerda *RD-IV-HSM* (Rope-Driven *In Vitro* Human Stomach Model) está compuesto por un modelo de estómago humano “suave” de silicón, un control de temperatura y un sistema de secreción y vaciado, como es mostrado en la figura 13.

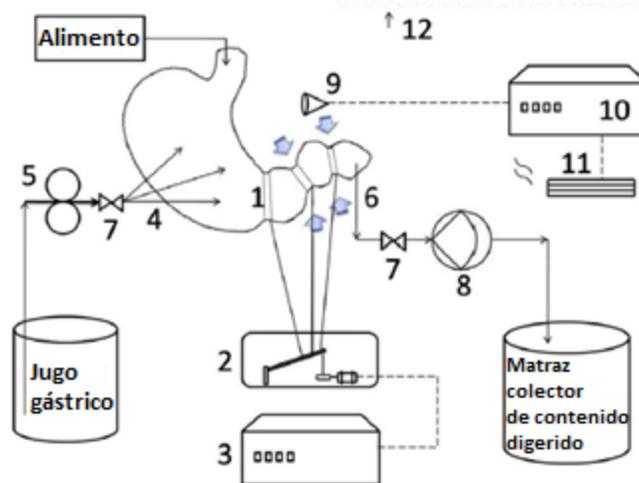


Figura 13. Estómago humano *in vitro* activado por cuerda; 1) estómago humano *in vitro*, 2) mecanismo activado por cuerda, 3) controlador de frecuencia, 4) tubos secretadores de jugo gástrico, 5) bomba peristáltica, 6) tubos de vaciado gástrico, 7) válvula check, 8) bomba de diafragma, 9) sensor de temperatura, 10) controlador de temperatura, 11) calentadores eléctricos [15].

El mecanismo activado por cuerda cuenta con un motor a pasos para crear las 3 contracciones por minuto, que es la frecuencia de contracción en el estómago humano. La temperatura es de 37°C y el sistema tarda aproximadamente 30 minutos en alcanzar dicha temperatura. Se midieron fuerzas en la zona del antro, 10 mm antes del píloro. Los valores obtenidos de 3.36 ± 0.59 N fueron suficientes para desintegrar partículas sólidas de comida; sin embargo, los estudios *in vivo* reportan valores de presión, por lo que no se puede concluir si estos valores de fuerza son adecuados.

Otro modelo simulador, el IMGS, desarrollado por L. Barros et al. [16] es una base significativa para sustentar esta tesis, pues es el prototipo más reciente, cuyo artículo fue publicado en octubre de 2016. Este sistema incorpora un estómago en forma de “J”, un sistema mecánico con frecuencia peristáltica y magnitud de fuerza reales y una reproducción de la curva de pH gástrica.

La fabricación del modelo consistió en usar un molde con la forma de un estómago humano realizado mediante un proceso de manufactura aditiva (impresión 3D). Se probaron diferentes materiales poliméricos que cumplieran con las características de I) resistencia mecánica para evitar que se rasgue, II) resistencia a ambientes ácidos, ya que el pH más bajo en el estómago es de 2, III) resistencia térmica a temperaturas alrededor de los 37°C, IV) elasticidad para mantener la pared del modelo durante pruebas mecánicas y V) durabilidad para uso repetido.

Se eligió como material látex natural líquido. La onda peristáltica es generada a partir de un sistema de pistones horizontales que ejercen una fuerza sobre el modelo de látex.

Los pistones son controlados desde un panel, para regular la frecuencia de cada par. Las mediciones de fuerza fueron realizadas durante una prueba de 90 minutos, arrojando un rango de resultados de 0.2 a 1.6 N. El sistema completo y el perfil de fuerzas registradas se muestran en la figura 14.

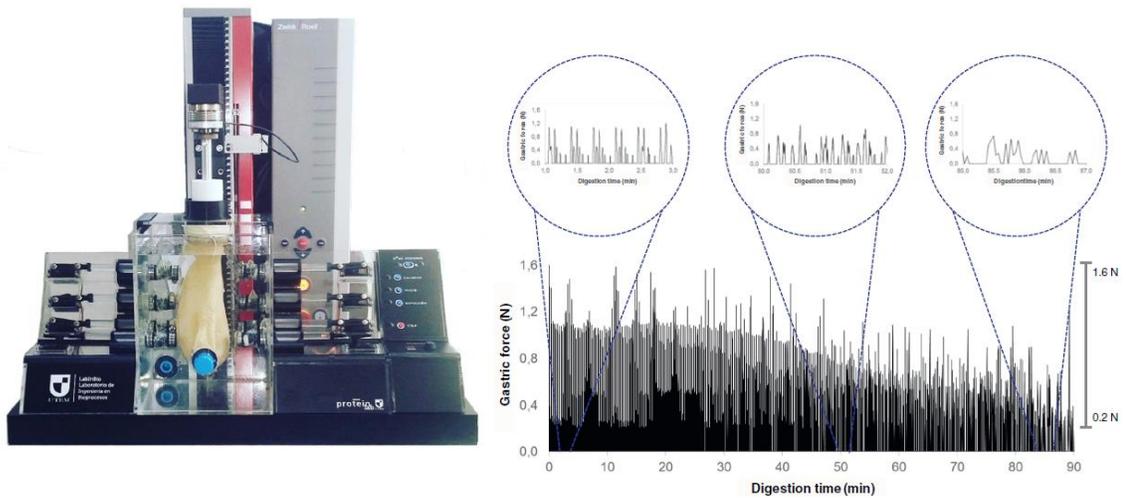


Figura 14. A) In Vitro Mechanical Gastric System B) Perfil de fuerzas obtenidas en un ensayo de 90 minutos [16]

1.4 Sistemas de automatización e instrumentación en simuladores gástricos

Con el fin de validar el funcionamiento de los modelos es importante revisar los sistemas que automatizan los simuladores gástricos reportados hasta ahora, así como los métodos empleados para medir sus variables de interés. La tabla siguiente resume la metodología de automatización y medición de variables empleadas en los simuladores gástricos revisados.

Tabla 1. Metodologías de automatización e instrumentación en simuladores gástricos

Modelo	Geometría	Automatización	Instrumentación
Biostat	Se trata de un biorreactor. No cumple con la geometría del modelo biológico	<ul style="list-style-type: none"> · Sistema de agitación por turbinas de disco tipo Rushton · Sistema de calentamiento de agua por medio de una resistencia de 600 W y recirculación de la misma 	<ul style="list-style-type: none"> · Medición de pH mediante un electrodo combinado de cristal acoplado a un circuito de entrada de alta impedancia. · Medición de presión mediante sensor tipo galga 26PCB
Simulador de estómago por mesa giratoria	Se trata de un reactor. No cumple con la geometría del modelo biológico	<ul style="list-style-type: none"> · Una mesa giratoria cumple la función de actuador principal; mezcla el contenido del reactor. · Una bobina de cobre se encarga de calentar agua para mantener el contenido a 37°C 	<ul style="list-style-type: none"> · Se miden fuerzas axiales mediante un texturómetro TAX-T2 obteniendo picos de 0.2N
SimuGIT	Se trata de un tanque agitado. No cumple con la geometría del modelo biológico	<ul style="list-style-type: none"> · Camisa de calefacción con agua · Secreciones ácidas simuladas mediante ácido clorhídrico 	<ul style="list-style-type: none"> · Se reportan datos específicos del comportamiento de una sustancia (macelignan) agregada al simulador.
TNO	Lo configuran dos cámaras de vidrio en forma horizontal. No cumple con la geometría del modelo biológico	<ul style="list-style-type: none"> · Paredes flexibles internas; la presión y temperatura se controla mediante el bombeo de agua · Válvulas generan movimientos peristálticos 	<ul style="list-style-type: none"> · Mide y controla pH desde un electrodo. El valor de pH alcanzado es de 1.5 · Opera a 37°C
Modelo gástrico dinámico (Dynamic Gastric)	Se trata de una camisa cónica flexible. No cumple con la geometría del modelo biológico	<ul style="list-style-type: none"> · Actuador basado en un pistón que mueve un anillo plástico dentro de una cámara que simula el antro 	<ul style="list-style-type: none"> · Opera a 37°C · Una presión externa bombea agua y masajea la camisa flexible

<i>Model DGM)</i>			en forma cíclica
Simulador gástrico humano (Human Gastric Simulator HGS)	Se trata de una camisa flexible en forma cilíndrica. No cumple con la geometría del modelo biológico	<ul style="list-style-type: none"> · 12 rodillos verticales activados por motores generan una onda continua en la pared de látex · Mantiene la temperatura por medio de dos bombillas de 60W · Contracciones cíclicas a una frecuencia de 0.05 Hz 	<ul style="list-style-type: none"> · Opera a 37°C · Utiliza un sensor de temperatura tipo termostato · Mide presión por medio de una pera de caucho adaptada a un manómetro digital; convierten dicho valor en fuerza mediante un texturómetro, la fuerza máxima medida en el HGS fue de 3.39± 0.95N · El pH medido durante la digestión fue de 4.7, y el valor final alcanzado durante una prueba de 200 min fue de 1.35
TIMagc	Lo configuran dos cámaras de vidrio independientes acopladas en forma de J. Es el primer modelo que incorpora la geometría del estómago	<ul style="list-style-type: none"> · Las contracciones están dadas por circulación de agua entre los contenedores de vidrio y las paredes flexibles · El vaciamiento gástrico se lleva a cabo mediante la apertura y cierre de una válvula 	<ul style="list-style-type: none"> · Opera a 37°C · Realiza la medición de pH por medio de un electrodo · Las fuerzas de contracción son reguladas mediante sensores que miden la presión en el agua, alcanzando valores entre 2 y 18 mmHg

<p>Modelo in vitro de estómago humano activado por cuerdas (RD-IV-HSM)</p>	<p>Se trata de una membrana de silicón en forma de J. Cumple con la geometría del modelo biológico</p>	<ul style="list-style-type: none"> · La fuerza mecánica utilizada para generar los movimientos peristálticos fue generada por un sistema activado por cuerdas, estos es, uno de los extremos de tres cuerdas son atados al modelo de silicón, a 10, 50 y 90 mm del píloro respectivamente. Los otros extremos son atados a una barra perforada. Cuando un motor a pasos gira el cable entre la barra y su eje, la barra se mueve hacia abajo y genera que las cuerdas presionen el modelo de silicón · Regulación de temperatura mediante un termostato 	<ul style="list-style-type: none"> · Opera a 37°C · Mide presión en la zona pilórica mediante una pera de caucho adaptada a un manómetro; mediante un texturómetro se obtuvo la relación entre presión y fuerza, arrojando un valor de 3.36± 0.59 N · El valor mínimo de pH reportado es de 1.99
<p>Sistema mecánico gástrico in vitro (In vitro mechanical gastric system IMGS)</p>	<p>Se trata de una membrana de látex en forma de “J”. Cumple con la geometría requerida</p>	<ul style="list-style-type: none"> · La onda peristáltica es generada a partir de un sistema de pistones horizontales que ejercen una fuerza sobre el modelo de látex. · Los pistones son controlados desde un panel, para regular la frecuencia de cada par. · Control de temperatura mediante un termostato WB20 	<ul style="list-style-type: none"> · Opera a 37°C · Medición de fuerzas mediante un texturómetro obteniendo valores de 0.2 a 1.6 N · El valor mínimo de pH reportado es de 2

De la tabla anterior es posible identificar los sistemas de automatización de diferentes simuladores gástricos. La forma de accionamiento es diferente entre ellos. Algunos operan de forma mecánica, otros de manera hidráulica; implementan sistemas de automatización para generar la mezcla del contenido gástrico y realizan mediciones de fuerza o presión, temperatura y pH. Sin embargo, puede observarse que no todos replican la onda peristáltica observada en el modelo biológico. Además, no todos los simuladores logran tener una aproximación a la geometría real del estómago. Es por ello que en el trabajo desarrollado por F. Donis [17] se aborda el tema de la geometría de un modelo de simulador de estómago y se plantea el principio de funcionamiento basado en un actuador suave.

2. Planteamiento del problema

Un simulador gástrico funcional debe contar con características lo más cercanas posibles a las observadas en el modelo biológico. Por esto, es fundamental el desarrollo e implementación de un mecanismo que permita generar automáticamente el tipo de movimiento observado en el estómago, como es una onda peristáltica, además un sistema de instrumentación capaz de medir variables de interés como temperatura, presión y pH con el fin de validar su funcionamiento.

De los sistemas revisados anteriormente, seis de ellos no cumplen con la geometría propia del órgano humano; los modelos *Biostat*, *SimuGIT* y el simulador por mesa giratoria emplean vasos agitadores que funcionan como contenedores. El modelo por mesa giratoria reporta valores de fuerza cercanos a los 0.2 N, sin embargo, la variable que más se adapta a las necesidades de investigación es la presión. El modelo *HGS* reporta valores medidos de fuerza durante la digestión de 3.39 ± 0.95 N y un valor mínimo de pH de 1.35; el *IMGS* reporta valores de fuerza de 1.6 N y un pH de 2. Este último incorpora la geometría en forma de “J”, al igual que los modelos *RD-IV-HSM* y el *TIMagc*. El simulador *TIMagc* reporta valores de presión entre los 2 y 18 mmHg, medidos en sus paredes internas. Los simuladores anteriores realizaron pruebas de desintegración de alimentos, así como pruebas de vaciamiento gástrico y disolución de medicamentos.

La importancia de desarrollar un mecanismo de accionamiento e instrumentación para un simulador radica en evaluar si su comportamiento asemeja las condiciones reales de un estómago humano.

Dentro del ámbito de simuladores gástricos, en el Laboratorio Nacional de Manufactura Aditiva y Digital (MADiT) se desarrolla un modelo cuyo principio de funcionamiento está basado en un actuador suave. Se compone de dos partes, dos cámaras en forma de “J” que se unen mediante una junta tri clamp; la parte superior está encaminada a simular el antro pilórico mientras la parte inferior emula la zona previa al esfínter pilórico (Fig. 15).

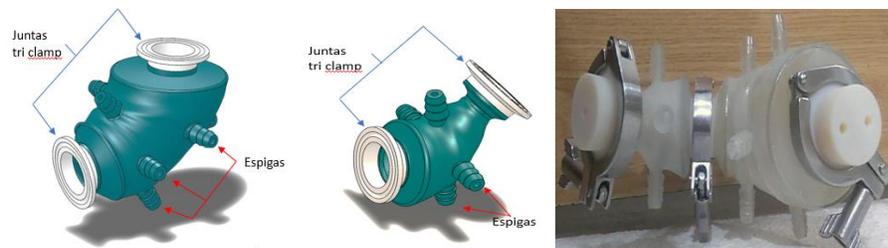


Figura 15. Modelo de estómago en software de diseño y modelo fabricado por manufactura aditiva [17]

Ambas cámaras fueron construidas por métodos de manufactura aditiva y fabricadas del fotorolímico Veroclear¹.

¹ Veroclear es un fotorolímico PolyJet transparente utilizado para simular acrílico. Ofrece resistencia, rigidez, elongación y resistencia al impacto, y la capacidad de mezclarse con otros materiales para una variedad de opacidades, tonalidades y durezas. Permite la visualización de componentes internos. Rango de operación de temperatura: 45-50°C <http://www.stratasys.com/es-mx/materials/search/veroclear>

La configuración del simulador consiste en adaptar una membrana de látex (condones) dentro de cada una de las cámaras y sellar los extremos superior e inferior. Gracias a las espigas con las que cuenta cada cámara es posible presurizar la parte interna y con ello generar contracciones en la membrana de látex.

Tomando como base en el principio de funcionamiento del simulador de estómago, en el presente trabajo se propone desarrollar un sistema de automatización para generar movimiento en el actuador suave del simulador, así como desarrollar un sistema de instrumentación capaz de medir datos de presión, pH y temperatura.

2.1 Objetivos y alcances

Objetivo general

- Automatizar e instrumentar un simulador gástrico

Alcances

- Investigar sobre las características anatómicas y fisiológicas del estómago humano
- Investigar acerca de sistemas de simulación que replican funciones de órganos humanos
- Investigar acerca de mecanismos y modelos que asemejan el comportamiento del estómago distal
- Analizar el mecanismo que replica el comportamiento del estómago distal desarrollado en MADiT
- Proponer y desarrollar un sistema para la automatización del modelo desarrollado en MADiT
- Proponer y desarrollar un sistema de instrumentación que mida variables tales como presión, temperatura y nivel de pH en el modelo
- Implementar ambos sistemas (automatización e instrumentación) dentro del modelo de estómago
- Proponer un protocolo de pruebas para validar el funcionamiento
- Implementar el protocolo de pruebas
- Analizar los resultados obtenidos
- Proponer mejoras para el modelo de estómago

3. Marco teórico

En esta sección se establecen las bases teóricas empleadas para desarrollar los sistemas de automatización e instrumentación del modelo simulador de estómago. Se definen las variables físicas que serán medidas, así como los métodos de sensado de las mismas y el método de automatización implementado.

3.1 Presión

En simuladores gástricos la presión es un parámetro sumamente importante, puesto que sin ella el proceso de mezcla y disolución de los alimentos no se llevaría a cabo; de esta forma los movimientos peristálticos están directamente relacionados con la presión.

Puede definirse a la presión como “la fuerza normal que ejerce un fluido por unidad de área. Se habla de presión sólo cuando se trata de gas o líquido, mientras que la contraparte de la presión en los sólidos es el *esfuerzo normal*” [18]. Para conocer la presión real en una posición determinada, también llamada “presión absoluta”, es necesario medir respecto al vacío absoluto, sin embargo, los instrumentos de medición calibran con respecto a la presión atmosférica. De esta forma, la presión obtenida en estos instrumentos se denomina “presión manométrica”, que es la diferencia entre la presión absoluta y la presión atmosférica (Fig. 16).

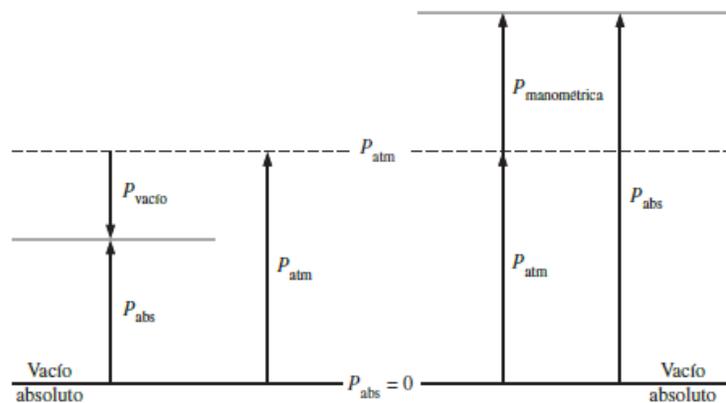


Figura 16. Presiones absoluta, de vacío y manométrica [18]

Con base en la figura 16, se pueden establecer las siguientes relaciones de presión:

$$P_{manométrica} = P_{absoluta} - P_{atm}$$

$$P_{vacío} = P_{atm} - P_{abs}$$

3.2 pH

El pH (potencial de hidrógeno) es un parámetro que denota la concentración de iones de hidrógeno en una solución, en otras palabras, es un indicador de la acidez de una sustancia. Se calcula como el logaritmo negativo de la concentración de iones de hidrógeno en una solución acuosa.

La escala de pH nos permite clasificar fácilmente distintas sustancias de acuerdo a su valor de pH; es una escala logarítmica negativa.

$$pH = -\text{Log}[H^+]$$

Significa que el pH cambia 1 unidad por cada factor de 10 en el cambio de la concentración de H^+ . El signo negativo del logaritmo indica que hay una relación inversa entre el pH y los iones de hidrógeno: cuando el pH aumenta, H^+ disminuye y viceversa (Fig. 17). [19]

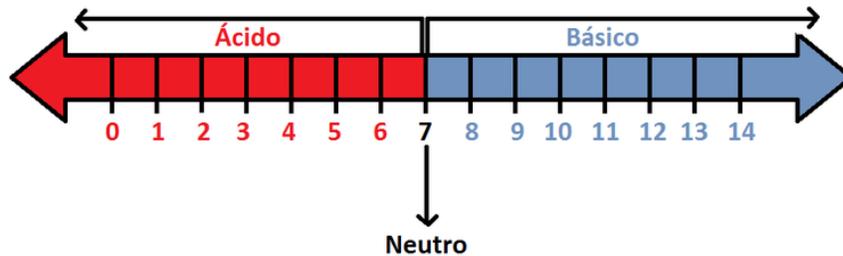


Figura 17. Escala de pH [19]

3.3 Temperatura

Se define a la temperatura como la cantidad de energía térmica en una escala determinada. Es también “la medida de la energía cinética de las partículas que componen al sistema” [20]. Existen diferentes escalas de medición de la temperatura que se basan en dos puntos reproducibles, como el punto de fusión y ebullición del agua.

- Escala en grados Celsius ($^{\circ}C$)

Divide el intervalo de temperatura entre el punto de fusión del agua y el punto de ebullición en 100 partes, es decir, entre $0^{\circ}C$ y $100^{\circ}C$ respectivamente.

- Escala en grados Fahrenheit ($^{\circ}F$)

Divide el intervalo de temperatura entre el punto de fusión del agua y el punto de ebullición en 180 partes, correspondientes a $32^{\circ}F$ y $212^{\circ}F$.

- Escala en grados Kelvin [K]

Esta es una escala de medición absoluta, es decir, la temperatura mínima en esta escala es el cero absoluto, $0 K$.

- Escala en Ranking [R]

Es la escala de temperatura termodinámica donde $0^{\circ}F$ corresponden a $459.6 R$.

3.4 Instrumento de medición.

Es posible tener una medida de las variables de interés mediante el uso de instrumentos de medición. Un instrumento de medición es aquel que sirve para medir una variable física y debe incluir medios de comunicación a un observador. (Fig. 30)

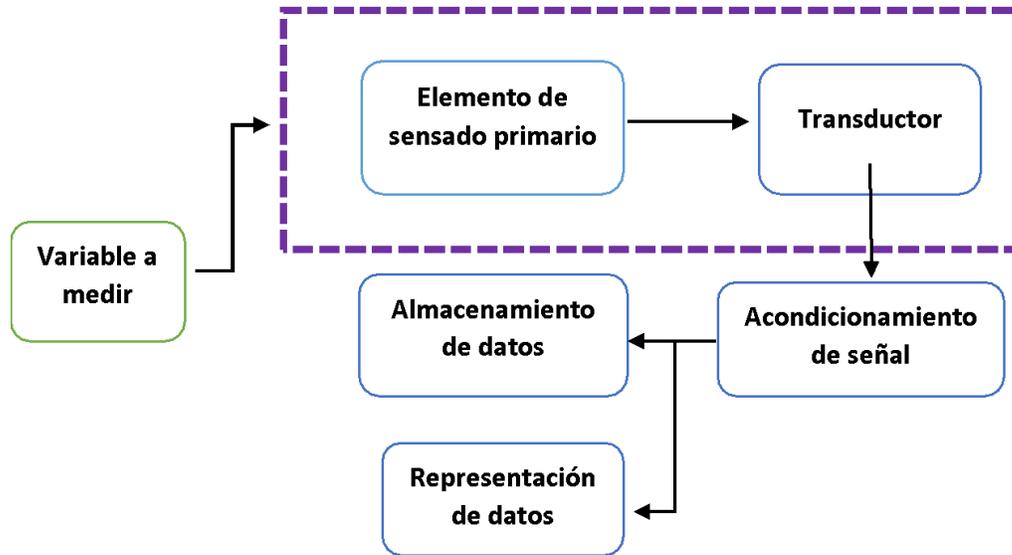


Figura 30. Sistema típico de sensado

3.5 Definición de sensor

“Un sensor es un dispositivo que, al exponerse a un fenómeno físico (temperatura, desplazamiento, fuerza, etc.), produce una señal proporcional de salida (eléctrica, mecánica, magnética, etc.)”. [21]

Es común escuchar el término “transductor” como sinónimo de “sensor”, sin embargo, un sensor es aquel dispositivo que responde a cambios en la variable física y un transductor transforma dichos cambios en otra variable.

La clasificación de los sensores atiende a diferentes características:

- Atendiendo al tipo de señal de entrada
- Atendiendo a la variable entregada por el sensor
- Atendiendo al principio físico de su funcionamiento
- Atendiendo a la naturaleza de la señal eléctrica generada
- Por su aplicación

3.5.1 Tipos de señales de entrada

Los tipos de señales de entrada de un sensor son:

- Mecánica: longitud, área, volumen, masa, flujo, fuerza, torque, presión, longitud de onda, velocidad, aceleración, posición.
- Térmica: temperatura, calor, flujo de calor, etc.
- Eléctrica: voltaje, corriente, carga, resistencia, inductancia, capacitancia.
- Magnética: intensidad de campo, permeabilidad, momento magnético.
- Radiación: intensidad, longitud de onda, polarización, reflectancia, refracción.
- Química: composición, concentración, oxidación/potencial; porcentaje de reacción, pH.

3.5.2 Tipo de variable entregada por el sensor

Sensores analógicos: son sensores cuya respuesta es continua a lo largo del tiempo

Sensores digitales: sensores cuya salida es una señal discreta en el tiempo. Dependen del tiempo de muestreo y la resolución del convertidor ADC.

3.5.3 Sensores activos y pasivos

Los sensores activos son aquellos que no requieren de una fuente de energía adicional. Generan directamente una señal eléctrica en respuesta a un estímulo externo.

Por otro lado, los sensores pasivos son los que requieren de una fuente de excitación externa. El sensor modifica la señal de excitación para proveer una salida.

3.5.4 Principios de funcionamiento de sensores

Algunos principios físicos de funcionamiento de sensores se enlistan a continuación:

- Resistivos
- Inductivos
- Capacitivos
- Electrostrictivos
- Fotoeléctricos
- Efecto Hall
- Piroeléctricos
- Piezoresistivos

3.5.5 Criterios de selección de un sensor

Existen diferentes tipos de sensores, incluso para medir la misma variable, sin embargo, es conveniente establecer criterios para seleccionar el sensor que cumpla con las especificaciones requeridas. Se enlistan a continuación los factores que se deben considerar en el momento de seleccionar un sensor:

- Variable a medir
- Principio de operación
- Rango de medición
- Ambiente de trabajo
- Tipo de encapsulado
- Rango de temperatura de operación
- Resolución
- Velocidad de muestreo
- Demanda de potencia
- Tiempo de operación
- Vida útil
- Disponibilidad en el mercado

3.6 Actuadores

Un actuador es un dispositivo capaz de modificar una variable física dentro de un sistema, ya que genera una fuerza, movimiento, flujo, calor, etc., es decir, “actúa” sobre el sistema en cuestión. Esto lo logra a partir de una fuente de alimentación y generalmente, un sistema de acoplamiento [22].

3.6.1 Clasificación.

Los actuadores se clasifican de acuerdo al tipo de energía que generan. También pueden clasificarse como binarios y continuos [22] o por el tipo de desplazamiento que realizan, esto es, si son lineales o rotatorios.

Generalizando, se clasifican de la siguiente forma:

- Eléctricos
- Electromecánicos
- Electromagnéticos
- Neumáticos
- Hidráulicos

3.6.2 Criterios de selección de un actuador

De igual forma que con los actuadores, existen ciertos criterios que suelen tomarse en cuenta a la hora de seleccionar un actuador:

- Dependiendo de la variable que se quiere modificar
- El tipo de energía que se quiere producir
- Rango de operación
- Tipo de alimentación
- Velocidad de respuesta
- Eficiencia
- Curvas de comportamiento

3.7 Actuadores suaves

Los actuadores suaves pertenecen a un área de investigación emergente, que tiene un gran campo de aplicaciones, especialmente en robótica. Están fabricados de materiales *suaves* o flexibles (como un silicón) y pueden generar movimientos preestablecidos; cuentan con múltiples grados de libertad, lo que los hacen capaces de simular “bio-movimientos” [23]

Los actuadores suaves hoy en día son implementados en variados campos, por ejemplo, en el área biomédica como músculos artificiales (Fig. 18a), y en la robótica como robots manipuladores (Fig. 18 b) y de búsqueda (Fig. 18 c).



Figura 18. Actuadores suaves implementados como músculos artificiales (a), robots manipuladores (b) y robots de búsqueda (c) [23, 34, 35]

4. Desarrollo

Para entender el funcionamiento del simulador, se toma como ejemplo el experimento realizado por F. Donis [17] en el cual, un globo lleno de agua que simula el estómago se presiona con una mano y posteriormente con la otra, alternando la presurización y simulando la actividad contráctil. (Fig. 18)



Figura 18. Experimento de simulación de actividad contráctil en el estómago [17]

Posteriormente, el experimento se realizó acoplando un condón de látex dentro de un molde tubular de vidrio, con dos cámaras circulares (A y B) y un par de espigas. Al interior del condón se agregó yogurt para simular el bolo alimenticio. Los extremos del molde fueron sellados con tapones de caucho y mediante una configuración de una llave de tres vías, un manómetro y una pera de baumanómetro se presurizó el modelo de vidrio. (Fig. 19)

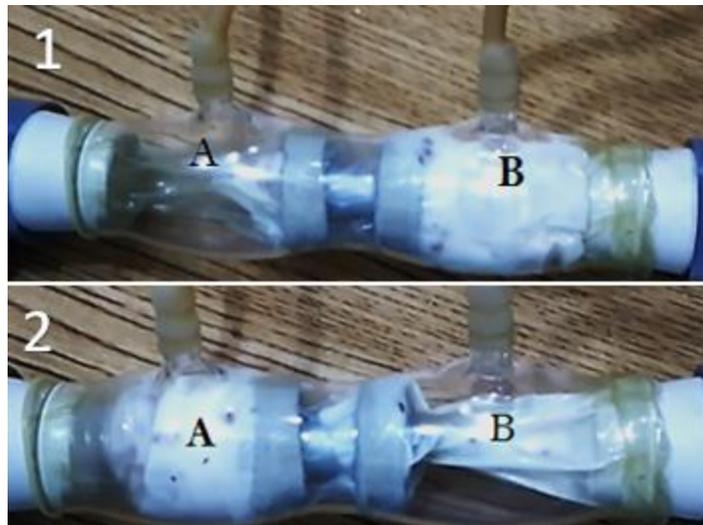


Figura 19. 1) Compresión en la región A, 2) compresión en la región B [17]

Puesto que dichos experimentos validaron el accionamiento para la actividad contráctil, se implementó el mismo experimento en el modelo de estómago, realizando la siguiente configuración: los condones de látex se acoplaron dentro de las cámaras del simulador y los extremos superior e inferior se sellaron con juntas *triclamp*. Mangueras flexibles fueron conectadas a las espigas del simulador y por la distribución de las mismas se dividió el estómago en las secciones A, B y C (Fig. 20)



Figura 20. Configuración de pruebas para la generación de la onda peristáltica

Para generar las contracciones sobre los condones de látex, la secuencia de presurización de las peras se resume en la tabla 2, donde, “-“ quiere decir que la entrada de aire debe permanecer cerrada; “+” significa que el aire está entrando a la cámara. Y “se mantiene” quiere decir que la pera está cerrada y por lo tanto se mantiene presurizada.

Tabla 2: Secuencia propuesta para el accionamiento del simulador

	A	B	C
1	+	-	-
2	-	+	+
3	+	+	-
4	+	-	Se mantiene
5	Se mantiene	+	-
1	Se mantiene	-	+
2	-	+	Se mantiene
3	+	-	Se mantiene

Con la finalidad de establecer si la secuencia establecida es la adecuada, se procedió a realizar la prueba experimental anterior, llenando las membranas flexibles con un fluido de color rojo para poder visualizar el movimiento del líquido dentro del estómago. (Fig. 21)

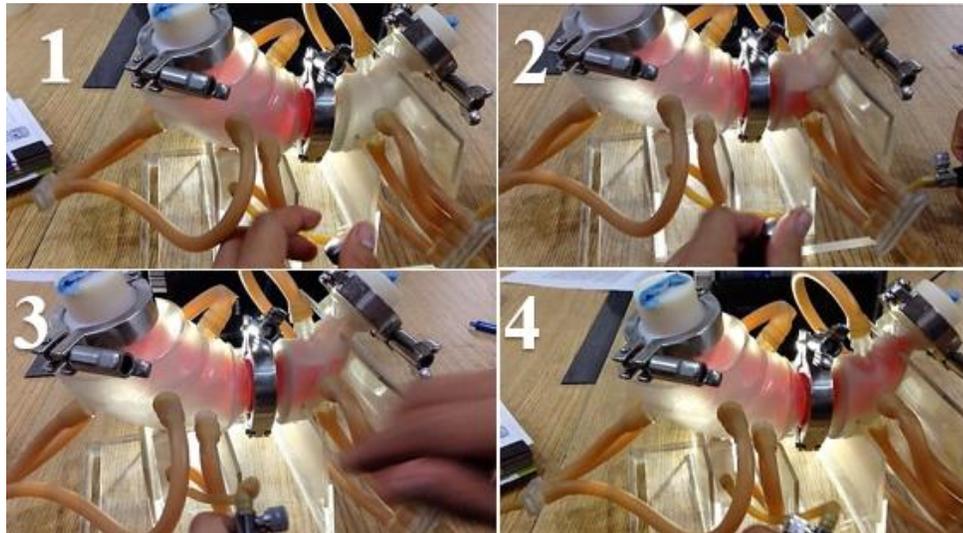


Figura 21. Pruebas de secuencia para la presurización de la membrana flexible. [17]

Ya que se estableció la secuencia de presurización para la actividad contráctil del simulador gástrico, es necesario establecer los pasos a seguir para generar el accionamiento automático del modelo y posteriormente implementar métodos de sensado para validar el funcionamiento del mismo. La figura 22 muestra un desglose general de los subsistemas que compondrían al simulador.



Figura 22. Diagrama de flujo de sistema de automatización e instrumentación

4.1 Sistema de automatización

A continuación se realiza una propuesta para automatizar la generación de la onda peristáltica en el actuador suave del simulador.

La propuesta consiste en lo siguiente: utilizando el principio de complianza (que se define como una medida de la capacidad con la que una estructura o sustancia se pueden deformar o una medida de la capacidad de un órgano hueco puede ser distendido) se diseñaron dos cámaras cilíndricas de 5.08 cm de diámetro y 50 cm de altura. Ambas cuentan con un orificio (racor) tanto en la parte lateral superior como inferior (Fig. 23). Éstas son llenadas con agua hasta la mitad. Se propone agua como medio de accionamiento debido a la viabilidad del control de su temperatura comparado con aire.

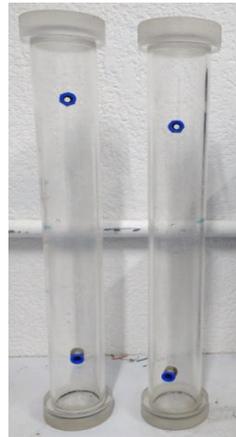


Figura 23. Cámaras de complianza

Dichas cámaras, al ser presurizadas desde una toma de aire, desplazarán el volumen de agua hacia los compartimentos del modelo de estómago. Alternando la presurización de las cámaras de complianza, se obtendría una contracción en la membrana flexible posicionada dentro del estómago (Fig. 24 A y B).

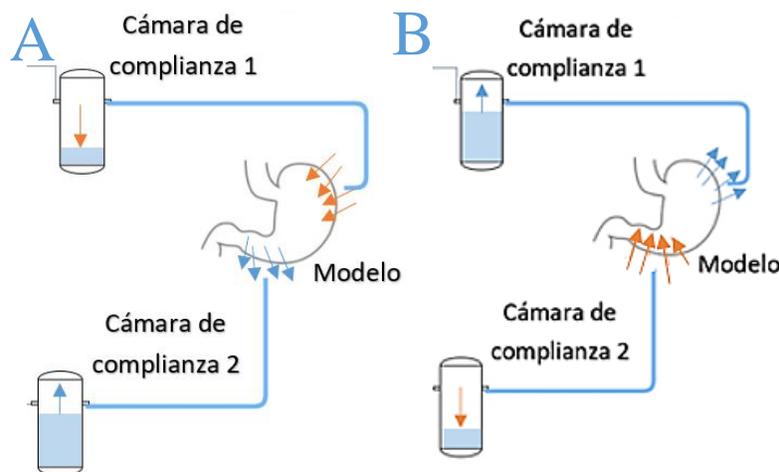


Fig 24. Presurización alternada de las cámaras de complianza del sistema

Para alternar la presurización de las cámaras, se propuso habilitar dos electroválvulas conectadas a una toma de aire. La selección de las válvulas adecuadas se basó en la siguiente información.

4.1.2 Válvulas

Las válvulas, también conocidas como mandos neumáticos, regulan la puesta en marcha, el paro y la dirección, así como la presión o el caudal de un fluido. Según su función, se dividen en 5 grupos [24]:

- a) Válvulas de vías o distribuidoras
- b) Válvulas de bloqueo
- c) Válvulas de presión
- d) Válvulas de caudal
- e) Válvulas de cierre

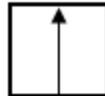
Válvulas distribuidoras

Determinan el camino que ha de tomar el flujo. Su representación gráfica está dada por una simbología que nos indica el funcionamiento de la misma:

La cantidad de cuadros yuxtapuestos indica la cantidad de posiciones de la válvula distribuidora



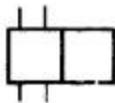
El funcionamiento se representa esquemáticamente dentro del interior de los cuadros. Las líneas representan tuberías o conductos. Las flechas, el sentido de circulación del fluido.



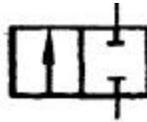
Las posiciones de cierre dentro de las casillas se representan mediante líneas transversales. La unión de conductos o tuberías se representan mediante un punto.



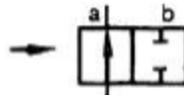
Las conexiones (entradas y salidas) se representan por medio de trazos unidos a la casilla que esquematiza la posición de reposo o inicial



La otra posición se obtiene desplazando lateralmente los cuadros hasta que las conexiones coincidan



Las posiciones pueden distinguirse por medio de letras minúsculas



En la tabla 3 se describen a detalle la denominación de algunos tipos de válvulas así como su funcionamiento y simbología.

Tabla 3: Tipos de válvulas, funcionamiento y simbología

Denominación	Descripción	Símbolo
<p>3/2- vías</p> <p>N° de vías N° de posiciones</p>	<p>En primera posición de conexión, entrada cerrada, p. e. un cilindro de simple efecto a escape o conectado a una conducción de pilotaje</p> <p>En reposo, entrada abierta, conectada la utilización</p>	
4/2- vías	Con dos posiciones de conexión, p. e., para cilindros de doble efecto	
5/2- vías	Con dos posiciones de conexión, p. e., para cilindros de doble efecto	
3/3- vías	Con posición central cerrada y tres posiciones	
4/3- vías	<p>Con posición central a depósito y 2 posiciones de distribución</p> <p>Con posición central, salidas a escape y 2 posiciones de distribución</p>	
5/3- vías	Con posición central cerrada y 2 posiciones de distribución	

Debido a que se necesita presurizar y despresurizar una cámara, se seleccionaron electroválvulas de 3 vías y dos posiciones, normalmente cerradas y activadas por solenoide. Puesto que las electroválvulas se activan mediante un solenoide de 12V es necesaria una fuente de alimentación externa; para ello ambas se conectan a un módulo de relevadores (A) que, a su vez, son controlados desde un microcontrolador arduino uno (B) (Fig. 25). El tiempo de presurizado puede ser ajustado programando la activación de los relevadores desde el microcontrolador.

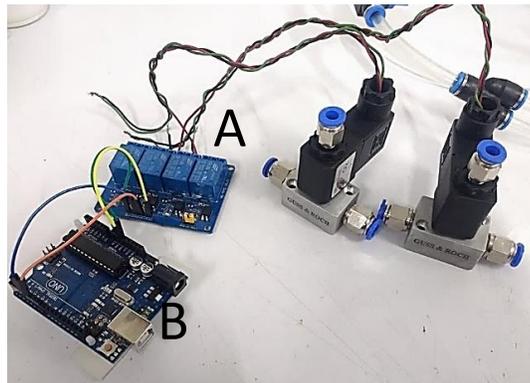


Figura 25. Arreglo de electroválvulas con relevadores y microcontrolador

La configuración propuesta del sistema de accionamiento neumático-hidráulico se muestra en la figura 26. Como puede observarse, una unidad de mantenimiento regula la presión de la toma de aire a la que están conectadas las electroválvulas y que posteriormente presurizan las cámaras de complianza.

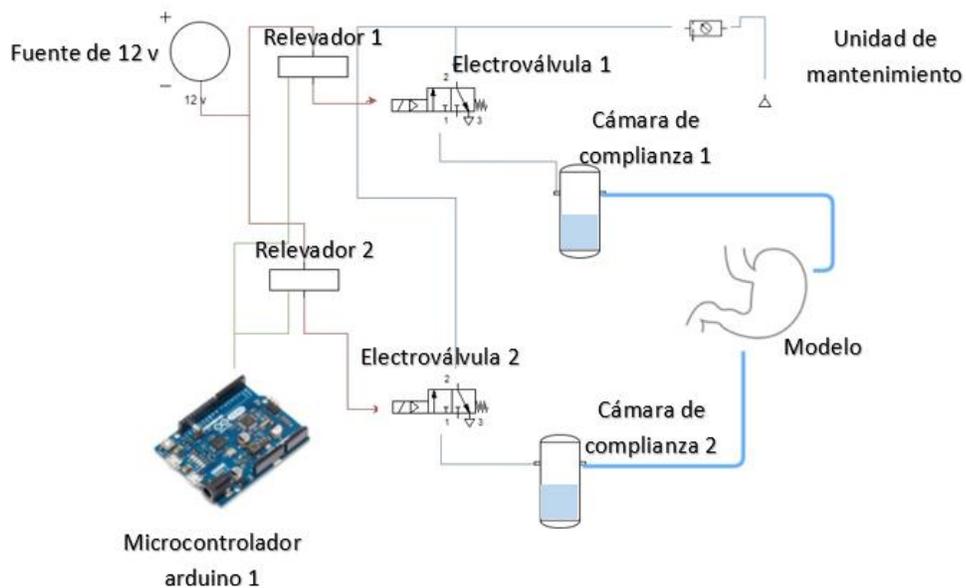


Figura 26. Sistema de automatización del simulador de estómago distal

Al realizar las primeras pruebas de funcionamiento del sistema de automatización integrando las cámaras de complianza controladas por las electroválvulas se encontró la secuencia adecuada para el funcionamiento; sin embargo, después de algunos ciclos las membranas de látex sufrieron rupturas. Al revisar el sistema se encontró que se rompían en el punto donde la junta *triclamp* une las cámaras del modelo. Esto se debió a que, al tener una longitud estándar y al acoplarlas dentro del simulador, las membranas de látex quedaban tensas y después de unos ciclos de funcionamiento, fallaban. Es por ello que se propuso la fabricación de un actuador suave con las características requeridas por el sistema, esto es, que tuviera una forma de “J”, que fuera resistente a medios ácidos ($\text{pH} \approx 2$) y a temperaturas cercanas a los 37°C , así como la capacidad de expandirse y comprimirse.

El actuador se fabricó utilizando un molde con la geometría necesaria, fabricada por manufactura aditiva. El molde fue recubierto con silicón de tipo comercial, marca Ecoflex que tiene la característica de ser un elastómero traslúcido y que tiene una base de platino, haciéndolo altamente flexible. Una vez que el silicón curó, se procedió a desmoldar la membrana con la ayuda de fécula de maíz evitando desgarres en la misma. (Fig. 27)



Figura 27. Fabricación de actuador suave: molde recubierto de silicón y extracción de la membrana [17]

4.2 Especificaciones del sistema

Una vez establecidos los criterios de selección de un sensor basados en sus características, además de revisar la clasificación de los mismos, se identifican las condiciones del proyecto bajo las cuales un sensor debe operar.

- Se identifican tres variables, que son: presión, temperatura y pH.
- Intervalos de medición: el intervalo de presión manométrica se encuentra entre los 0 y 30 mmHg.
Para la medición de temperatura: $37^\circ\text{C} \pm 1^\circ\text{C}$.
Para el pH: 1.5 y 7.
- Condiciones de operación
El sensor de presión debe estar inmerso en el modelo, por lo tanto, debe ser resistente a medios húmedos.
- Resolución
Para la presión: 1 mmHg
Para la temperatura: 1°C
Para el pH: 0.5

- Tiempo de operación
El tiempo de operación mínimo es de 60 minutos

A continuación, se realiza una búsqueda y revisión de sensores y actuadores que pueden cumplir con los requerimientos del sistema.

4.3 Sensores de presión

Los tipos comunes de sensor de presión son sensores basados en puente, amplificados o piezoeléctricos. La presión es medida al convertir el fenómeno físico en una forma intermedia, como desplazamiento, el cual puede ser medido por un transductor. [22]

Sensores Basados en Puente

Los sensores basados en puente Wheatstone o tensión son una manera común de medir desplazamiento. Los sensores de puente son usados para aplicaciones de alta y baja presión y pueden medir presión absoluta, manométrica y diferencial [22]. Cuando no hay presión, el puente se encuentra balanceado, por lo tanto, la salida de voltaje es 0.

Sensores de presión resistivos

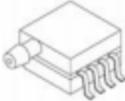
Están conformados por dos partes: la primera es un material resistivo aplicado a una película. El segundo es una serie de contactos aplicados a otra película. El material resistivo sirve para hacer una ruta resistiva entre las dos películas. Cuando se aplica una fuerza se incrementa la conductividad debido al contacto entre las dos películas.

Sensores piezoeléctricos

Emplean un cristal piezoeléctrico (es decir, que cambia su resistencia eléctrica al ser sometido a algún esfuerzo mecánico), que genera una diferencia de potencial al ser deformado. La ventaja de este tipo de sensores es su rápida respuesta. Tiene una salida de alta impedancia, por lo que algunos sensores incluyen un amplificador interno.

La tabla 4 muestra la información obtenida después de una búsqueda de sensores de presión que podrían ser funcionales para el simulador de estómago.

Tabla 4: Sensores de presión

Sensor	Rango	Ambiente de trabajo	Temperatura de trabajo	Resolución	Encapsulado
Sensor resistivo FSR	150 psi	Ambientes secos sin humedad	-30°C a 70°C	1.5 psi	
SM5G-GG	15 psi	Aire	-40°C a 125°C	90 mv/psi	
Galga extensiométrica	10 N	No húmedos	-	-	
Sensor mpx2010	10 kPa	Aire	0°C a 85°C	2.5 mv/kPa	
Sensor 2SMPP-02	37 kPa	Aire	0°C a 50°C	1mv/10 mmHg	

4.3.1 Sistemas de medición de presión en aplicaciones médicas

Con la finalidad de observar cómo se mide presión en el tracto digestivo, se realizó una búsqueda de sistemas empleados con este fin.

Existen instrumentos de medición capaces de obtener valores de presión tanto en esófago como en estómago, sin embargo, parte de estos instrumentos son invasivos y requieren procedimientos que llegan a ser dolorosos para los pacientes. Por otro lado, durante la revisión de simuladores gástricos existentes hasta ahora, se identificaron sistemas de medición de presión cuyo propósito es validar y comparar los valores obtenidos contra los registrados en modelos *in vivo*.

Uno de estos instrumentos es el *Smart Pill*® (SP) [25]: se trata de una píldora en forma de cápsula de dimensiones comunes (cilíndrica, de 26.8 mm de largo y 13 mm de diámetro) (Fig. 28).

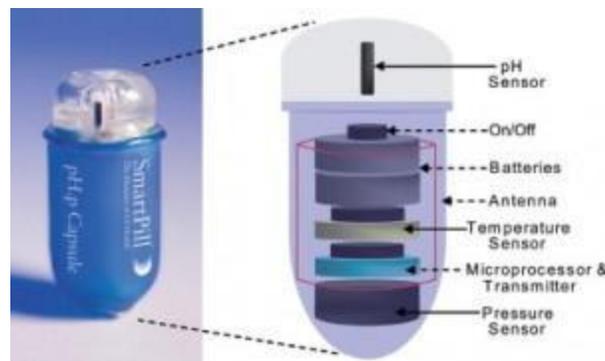


Figura 28. SmartPill [25].

La SP contiene en su interior sensores de presión, temperatura y pH, y permite enviar la información colectada por dichos sensores a una frecuencia de 434 MHz hasta un receptor.

El software de este sistema procesa la información recibida y despliega gráficas con los datos obtenidos. Una de las grandes ventajas de este sistema es que la información puede ser monitoreada en “tiempo real” o después de la realización del estudio, además de ser un instrumento no invasivo.

A pesar de las grandes ventajas de este sistema, su accesibilidad es limitada debido a su alto costo (aprox. 36,000 USD). Además, esta píldora es de un solo uso, pues una vez encendida no es posible apagarla y la vida útil de su batería es de 5 días aproximadamente.

Por otro lado, se encuentran los catéteres de estado sólido y los perfundidos en agua. Ambos están considerados dentro de los métodos de manometría de alta resolución (HRM por sus siglas en inglés) pero su funcionamiento es diferente entre ellos. Los HRM constan de un catéter de manometría que contienen o están conectados a una serie de transductores de presión que emiten una señal acondicionada por circuitos y finalmente interpretados como datos de presión. (Fig. 29 A)

En la manometría de estado sólido los sensores de presión se encuentran dentro del catéter y por lo tanto son un sistema de medición directa, sin embargo, son más propensos a ser dañados y son de carácter invasivo [26].

Los catéteres perfundidos en agua (Fig. 29 B) cuentan con varios canales de presión distribuidos a lo largo del catéter, abiertos al lumen esofágico por pequeños agujeros. Cada canal está conectado a un transductor externo que registra los cambios de presión. Un flujo continuo de agua con presión constante y velocidad (determinada por el fabricante del dispositivo) se genera a través del catéter mediante una bomba neumática. Cuando un orificio del catéter se ocluye por una contracción del músculo esofágico, el aumento de la presión del agua dentro de la perfusión capilar se transmite al transductor externo correspondiente [26]. Por lo tanto, los catéteres perfundidos en agua suelen ser más baratos y más accesibles en el mercado, sin embargo, suelen tener mayores tiempos de acondicionamiento que los catéteres de estado sólido.



Figura 29. A) Catéter de manometría esofágica de estado sólido; B) Catéter perfundido en agua

Ya que la medición de presión en aplicaciones médicas se realiza dentro del modelo biológico y la presión dentro del modelo es una variable de interés, se propone un método de sensado indirecto para el simulador gástrico.

Se propuso utilizar un catéter de manometría esofágica cargado de aire, modelo GIM-6000E (Fig. 30), que es un catéter de 120 cm de largo; en su extremo inferior consta de 4 pequeñas cámaras en forma de globo, con una separación de 5 cm entre ellas. Cada cámara se conecta a través de un microcanal a un conector roscado. Estas cámaras desplazan una cantidad de aire de acuerdo con la presión ejercida sobre ellas.

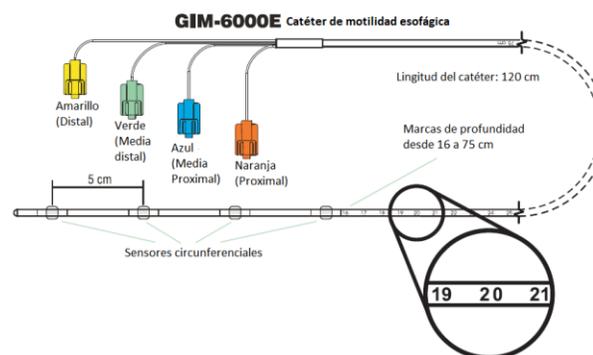


Figura 30: Catéter de manometría esofágica

Con el fin de medir la presión que ejerce el desplazamiento de aire de los globos del catéter, de la tabla de sensores de presión se seleccionó el sensor de presión manométrica 2SMPP-02, que es un sensor de tipo piezoresistivo. Tiene un rango de operación de 0 a 37 kPa (0-277.52 mmHg), con un valor porcentual de histéresis de 0.5 y no-linealidad de 0.8. El sensor se polariza con una fuente constante de corriente de 100 μ A CD, para posteriormente amplificar la señal de salida [27]. Dicha señal, cuyo rango es de 0 a 27 mV, tiene un comportamiento casi lineal, con cambios de 1 mv por cada 10 mmHg (Fig. 31).

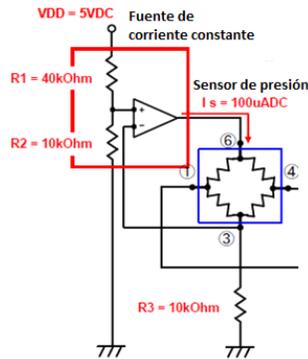


Figura 31. Diagrama del circuito recomendado para el 2SMPP-02

Como puede observarse, la señal de salida del sensor de presión es pequeña, del rango de los mV. Por esto se implementó una etapa de amplificación para dicha señal.

Se propuso la aplicación de un amplificador operacional de instrumentación INA826 [28], ya que es un amplificador de entrada diferencial de bajo costo. Utiliza una resistencia externa (R_G) para la variación de su ganancia y se polariza con ± 1.5 v a ± 18 v y una corriente de 200 μ A (Fig. 32).

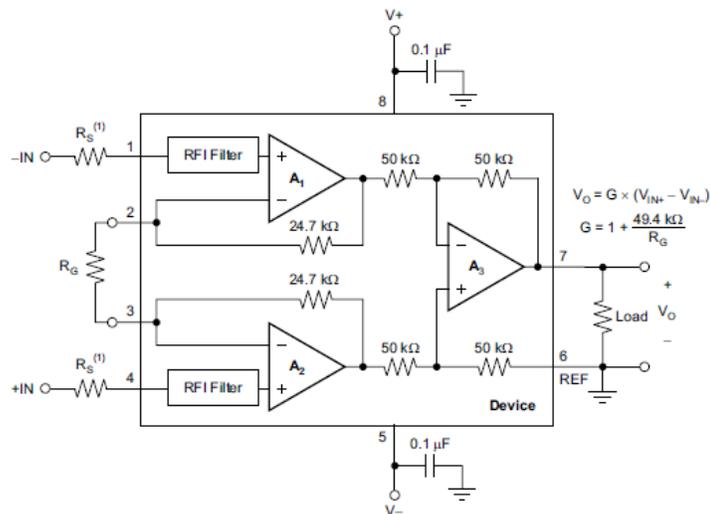


Figura 32. Amplificador de instrumentación de propósito general INA826

Con base en el intervalo de presiones dentro del estómago obtenido en estudios *in vivo*, así como en el modelo TIMagc (0-50 mmHg) [14] y considerando la resolución de presión requerida por el sistema (1 mmHg), se procedió a realizar el cálculo de la resistencia de ganancia para el INA826. El valor de la resistencia se obtiene a partir de las siguientes ecuaciones:

$$V_{out} = G \cdot (V_{in+} - V_{in-}) \dots (1)$$

$$G = 1 + \frac{49.4k\Omega}{R_G} \dots (2)$$

Donde:

V_{out} = Voltaje de salida del amplificador

V_{in+} = Voltaje de entrada positivo

V_{in-} = Voltaje de entrada negativo

G = ganancia del amplificador operacional

R_G = resistencia externa

De acuerdo a la hoja de especificaciones del sensor de presión, por cada 10 mmHg su salida es de 1 mv. Por lo tanto, para 50 mmHg:

$$V_{in+} - V_{in-} = 5 \text{ mV} \dots (3)$$

Además, con el fin de tener un voltaje dentro del rango requerido por un convertidor analógico digital del microcontrolador al que posteriormente dicha señal será transmitida:

$$V_{out} = 4.5 \text{ V} \dots (4)$$

Entonces, la ganancia del amplificador operacional está dada por:

$$G = \frac{V_{out}}{V_{in+} - V_{in-}} = \frac{4.5 \text{ V}}{5 \text{ mV}} = 900$$

De la ecuación (2):

$$R_G = \frac{49.5 \text{ k}\Omega}{(G - 1)} = \frac{49.5 \text{ k}\Omega}{(900 - 1)} 54.94\Omega$$

Se seleccionó una resistencia de 56Ω por ser el valor comercial más cercano a la resistencia de ganancia externa.

Una vez que se realizaron los cálculos correspondientes de la resistencia de ganancia para el amplificador, se procedió a la fabricación y pruebas de los circuitos del sensor de presión.

El primer sistema consta de una PCB con el circuito del sensor de presión, adaptado a una pieza con microcanales internos de diámetro 0.7 mm en forma de T, fabricada por manufactura aditiva (Fig. 33A). El orificio frontal de la pieza se unió a la boquilla del sensor utilizando cianocrilato de modo que no existieran fugas de aire [29].

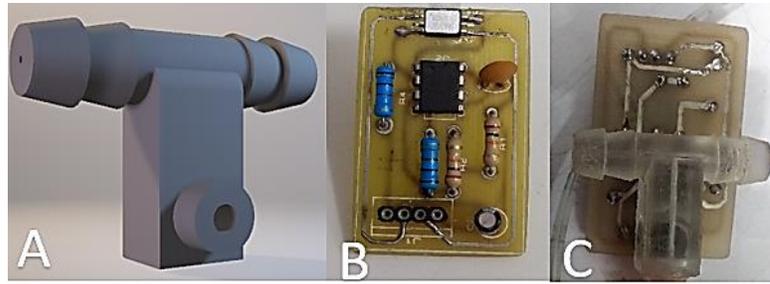


Figura 33. A) Pieza fabricada por manufactura aditiva, B) Tarjeta del sensor, C) ensamble final

El propósito de las espigas horizontales es permitir la medición de la presión que ingresa al sensor, conectando mediante mangueras flexibles en extremo un manómetro y en el otro extremo una pera de goma [29]. (Fig. 34)

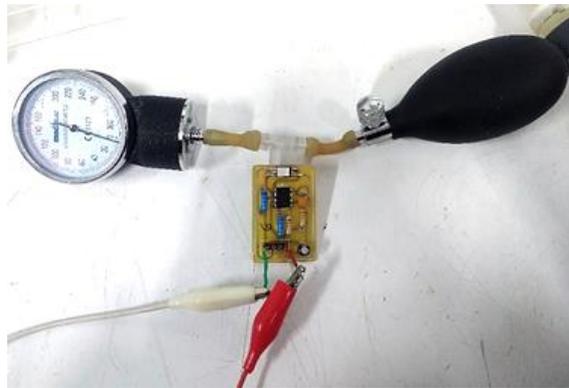


Figura 34. Configuración para pruebas del sensor de presión

Para el circuito de amplificación, en las entradas del AO INA826, se implementaron un par amplificadores como de seguidores de voltaje con el fin de tener un acople de impedancias y obtener una señal más estable. Por otro lado, al tratarse con una señal proveniente de un sensor es importante considerar las características de voltaje de offset. Por esta razón se implementó una compensación de voltaje en el pin de Referencia del INA826 (Fig. 35).

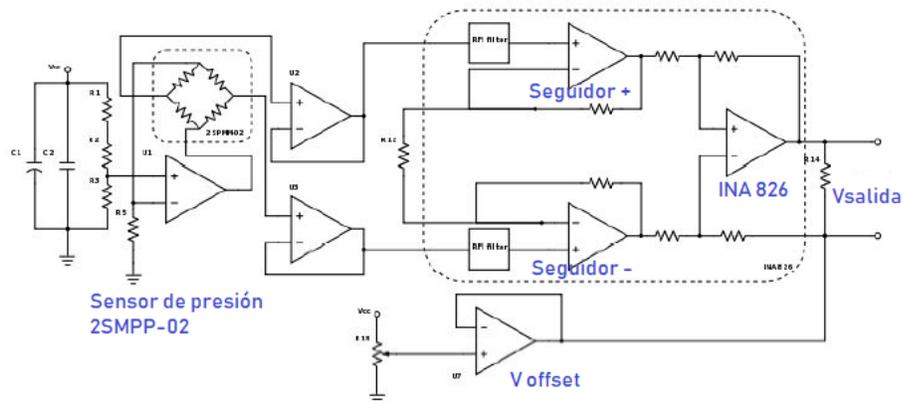


Figura 35. Etapa de amplificación y compensación de offset para el INA826

4.4 Pruebas con el sensor de presión

Para conocer el comportamiento del sensor 2SMPP-02, al inicio de la prueba se polarizó el circuito y se midió el voltaje con la pera abierta, es decir, a presión atmosférica. El voltaje de offset obtenido fue de -0.003V.

Mediante una pieza roscada de material de uso médico, se adaptó la pieza en forma de T con el catéter (Fig. 36).



Figura 36. Adaptación del catéter con el circuito del sensor de Presión

Los extremos de la pieza en forma de T fueron sellados con cianocrilato para evitar fugas de aire.

En una cámara tubular de presurización se introdujo el catéter cargado con aire de modo que los cuatro globos se encontraran dentro del tubo (1) y se selló la tapa con un tapón de silicón (2). El manómetro y la pera fueron adaptados mediante una conexión rápida a la entrada de aire de la cámara de presurización como se observa en la figura 37 (3):

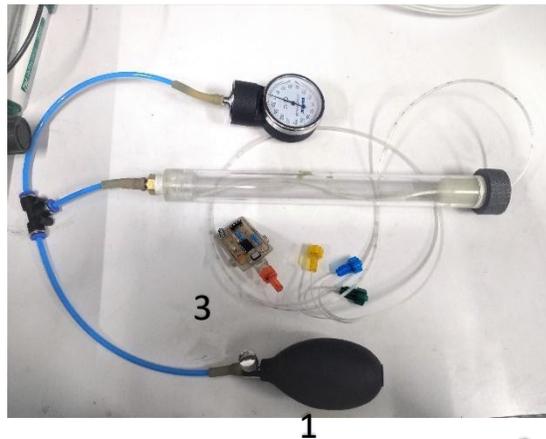


Figura 37. Cámara de presurización para pruebas

Una vez que se tuvo la configuración anterior, el sensor se conectó a la etapa de amplificación y se probaron diferentes resistencias para variar la ganancia externa del amplificador INA826 y conocer el comportamiento del sensor de presión.

4.4.1 Pruebas con catéter precargado y sin precarga

Se realizaron dos tipos de pruebas: las primeras en las que el catéter fue precargado con aire a 30 ± 1 , 40 ± 1 , 50 ± 1 , 60 ± 1 y 70 ± 1 mmHg y posteriormente se presurizó la cámara de pruebas de forma gradual, aumentando de 10 en 10 mmHg registrando una medición de voltaje por cada aumento de presión. Una vez que se alcanzaron los 90 mmHg en la cámara, se comenzó a despresurizar gradualmente hasta llegar al valor inicial. Para la siguiente prueba, el catéter no fue precargado con aire y el procedimiento de presurización de la cámara fue el mismo.

Gracias a este tipo de pruebas es posible obtener un porcentaje de histéresis del sensor, así como observar la repetibilidad del mismo.

4.5 Caracterizaciones del sensor de presión

4.5.1 Pruebas con catéter precargado de aire

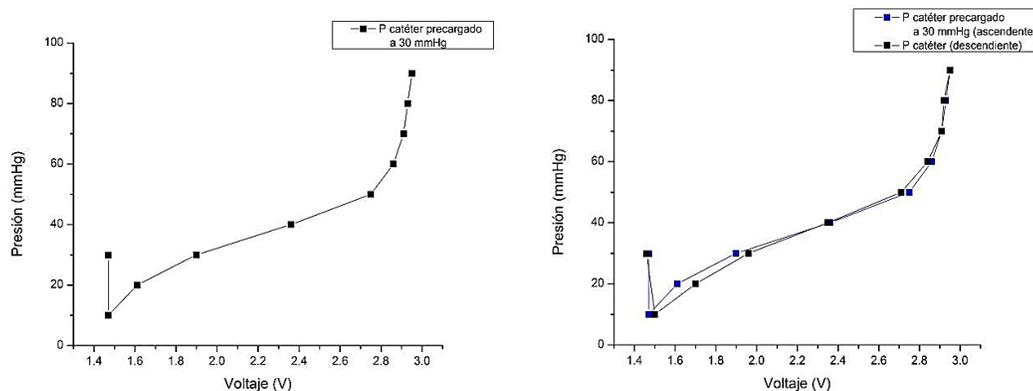
Las figuras siguientes muestran los resultados de un evento por cada nivel de precarga del catéter. En las tablas se muestran tres columnas: la primera con la información de presión, la segunda muestra los valores de voltaje registrados durante la presurización gradual de la cámara de pruebas y la tercera muestra la despresurización de la misma hasta volver al punto inicial.

En este caso, muestran los valores de voltaje obtenidos cuando el catéter fue precargado a 30, 40 y 50 mmHg. En el apéndice A se enlistan las tablas completas de resultados de esta prueba.

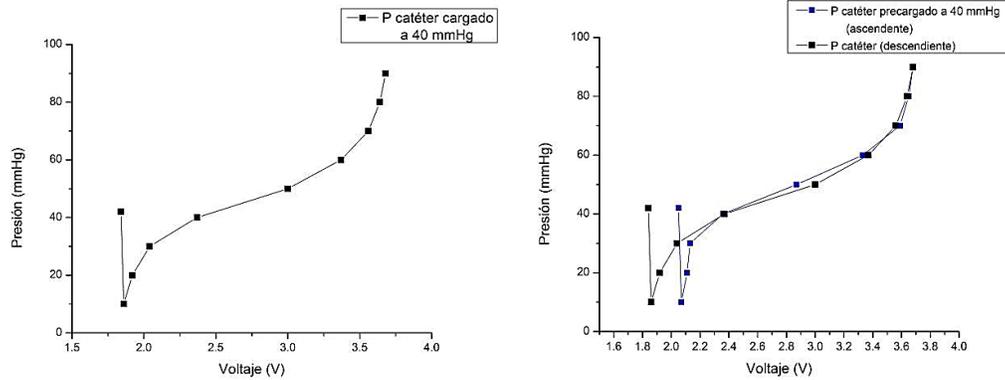
Tablas 5. Valores de voltaje para presurización del catéter cargado de aire

mmhg	vout1	vout2	mmhg	vout1	vout2	mmhg	vout1	vout2
30	1.5	1.25	41	2.05	1.77	51	2.55	2.3
10	1.5	1.45	10	2.07	1.77	10	2.56	2.33
20	1.55	1.53	20	2.07	1.83	20	2.56	2.36
30	1.76	1.75	30	2.11	1.95	30	2.58	2.48
40	2.13	2.16	40	2.35	2.36	40	2.7	2.76
50	2.6	2.63	50	2.83	2.91	50	3	3
60	2.87	2.82	60	3.31	3.32	60	3.5	3.63
70	2.94	2.89	70	3.56	3.5	70	3.77	3.77
80	2.98	2.96	80	3.61	3.6	80	3.77	3.77
90	2.99	2.99	90	3.63	3.63	90	3.77	3.77

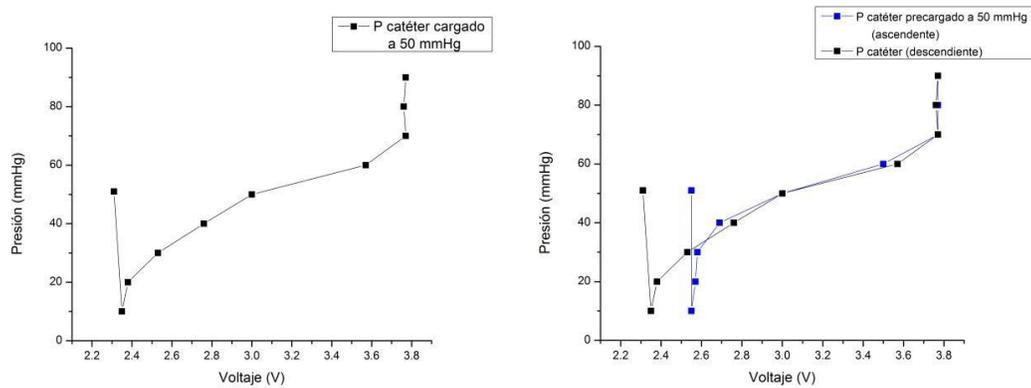
Las gráficas siguientes (1, 2, 3) muestran las curvas de comportamiento del sensor de acuerdo a la precarga del catéter, así como su gráfica de histéresis:



Gráfica 1. Curvas de comportamiento para el catéter cargado de aire a 30 mmHg



Gráfica 2. Curvas de comportamiento para el catéter cargado de aire a 40 mmHg



Gráfica 3. Curvas de comportamiento para el catéter cargado de aire a 50 mmHg

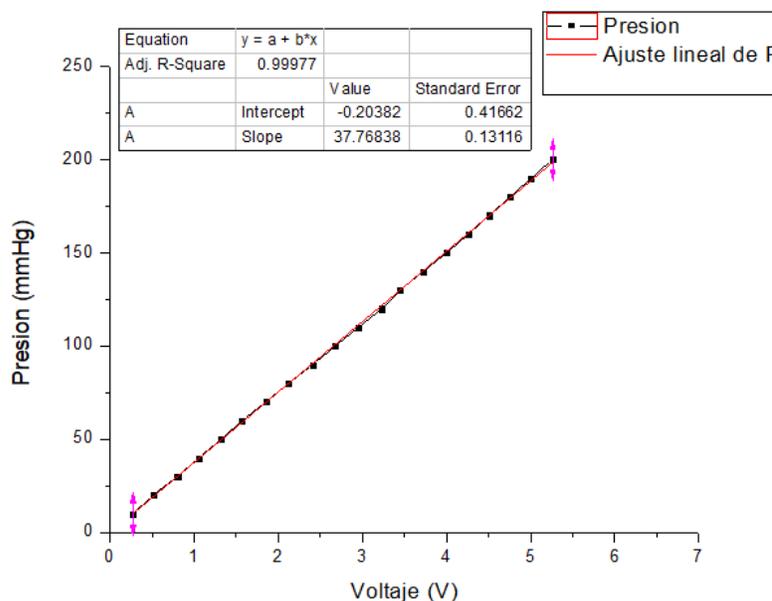
4.5.2 Pruebas con catéter sin precarga de aire

Estas pruebas se llevaron a cabo sin presurizar los canales del catéter. Para una ganancia $G=200$ se realizó un muestreo de 15 eventos. La tabla 6 muestra los primeros 5 eventos registrados para el sensor de presión. La tabla completa puede ser consultada en el apéndice A, sección 2.

Tabla 6. Primeros cinco eventos de presurizado del catéter

P [mmHg]	Vout1	Vout2	Vout3	Vout4	Vout5
10	0.27	0.23	0.24	0.24	0.25
20	0.51	0.49	0.5	0.5	0.5
30	0.8	0.74	0.74	0.75	0.75
40	1.05	1	1	1	1
50	1.32	1.25	1.26	1.29	1.3
60	1.57	1.52	1.53	1.54	1.54
70	1.85	1.82	1.83	1.84	1.85
80	2.12	2.09	2.09	2.1	2.1
90	2.41	2.37	2.37	2.38	2.39
100	2.68	2.63	2.55	2.66	2.66
110	2.95	2.91	2.9	2.93	2.94
120	3.23	3.18	3.2	3.2	3.2
130	3.45	3.45	3.45	3.45	3.45
140	3.72	3.71	3.69	3.72	3.75
150	4	3.99	3.98	3.97	4
160	4.26	4.21	4.19	4.21	4.23
170	4.5	4.46	4.47	4.47	4.5
180	4.76	4.74	4.72	4.75	4.75
190	5	4.97	4.95	4.97	4.98
200	5.26	5.21	5.22	5.22	5.23
210	5.52	5.46	5.46	5.46	5.46
220	5.75	5.7	5.69	5.68	5.68
230	5.99	5.95	5.94	5.93	5.93
240	6.22	6.12	6.1	6.11	6.11
250	6.43	6.34	6.33	6.3	6.32

En la gráfica 4 se muestra la curva de comportamiento del sensor de presión para una de las pruebas sin precarga del catéter. Puede observarse un comportamiento lineal al no tener precarga de aire en el catéter. Las gráficas completas pueden ser consultadas en el apéndice A sección 3.



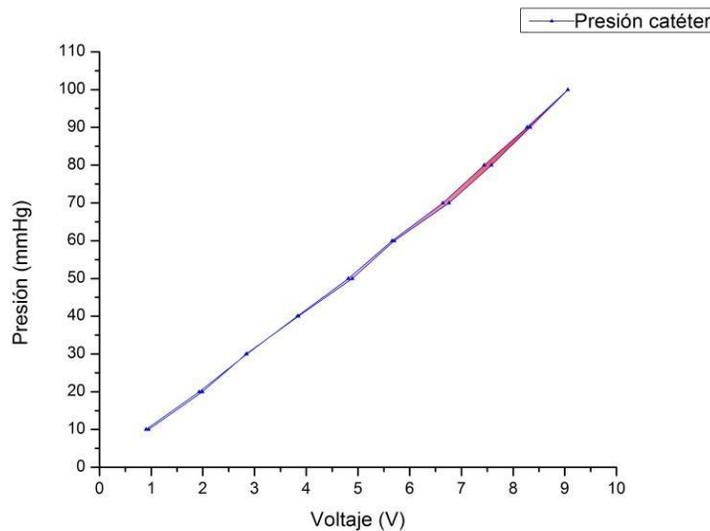
Gráfica 4. Curva de comportamiento para el catéter sin precarga

Para una ganancia $G=800$, se obtuvieron los siguientes resultados de repetibilidad e histéresis; la tabla 7 consta de dos columnas: la primera donde se despliegan los datos de presión mientras se presuriza la cámara de pruebas de manera ascendente (azul claro) y cuando se comienza la despresurización de forma gradual (gris claro); la segunda columna muestra los datos de voltaje a la salida del sensor correspondientes al valor de presión leído en el manómetro.

Los datos completos de esta prueba pueden consultarse en el apéndice A sección 4.

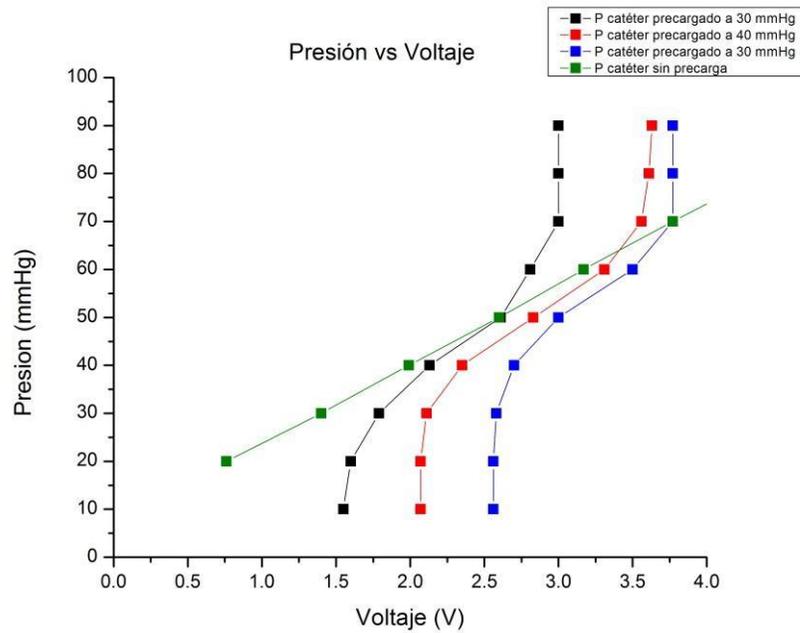
Tabla 7. Datos de pruebas para una $G=1000$ con catéter sin precarga

P [mmHg]	Vout1
10	0.9
20	1.93
30	2.85
40	3.83
50	4.81
60	5.66
70	6.64
80	7.44
90	8.27
100	9.06
90	8.33
80	7.58
70	6.76
60	5.7
50	4.89
40	3.85
30	2.84
20	1.99
10	0.95



Gráfica 5. Histéresis para un evento de presurizado-despresurizado de la cámara de pruebas con el catéter sin carga de aire

Una vez que se probó la respuesta del sensor de presión de dos formas distintas, es decir, con el catéter presurizado y sin presurizar, se compararon sus curvas de comportamiento por cada nivel de precarga del catéter (gráfica 6), para elegir la forma en que se introduciría al simulador de estómago:



Gráfica 6. Curvas de comportamiento del sensor de presión para diferentes niveles de precarga en el catéter

Tras realizar pruebas al sensor de presión, se procedió a fabricar una tarjeta para cada canal del catéter, es decir, 4 circuitos para el sensor de presión y 4 etapas de amplificación para los mismos. (Fig. 38, 39)

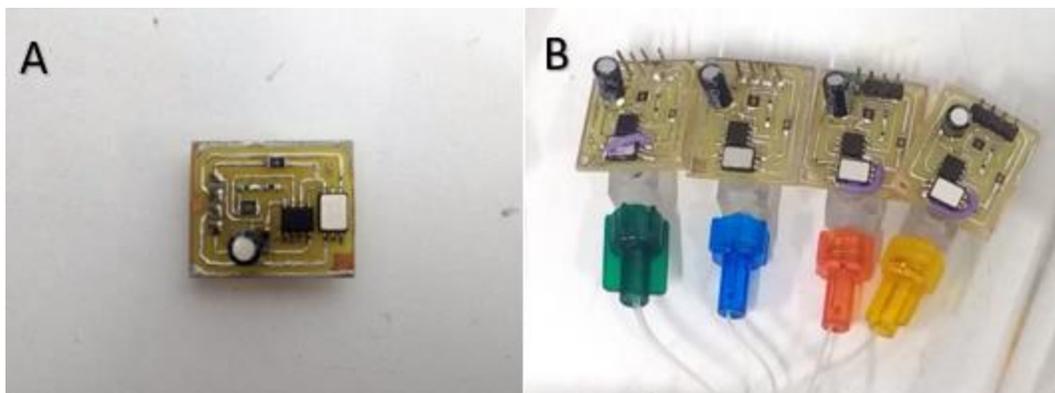


Figura 38. A) Circuito final del sensor de presión. B) 4 sensores, uno para cada canal del catéter

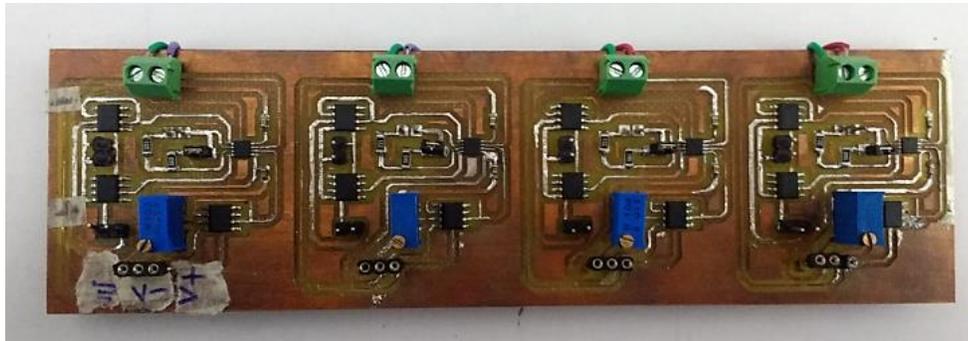


Figura 39. Cuatro etapas de amplificación, una para cada sensor

Como puede observarse en la gráfica 6, las curvas de comportamiento del sensor sugieren que éste tiene comportamiento casi lineal y un mejor desempeño cuando el catéter no está precargado. Debido a esto, se optó por modificar la pieza que adapta el catéter con el sensor de presión. (Fig. 40)

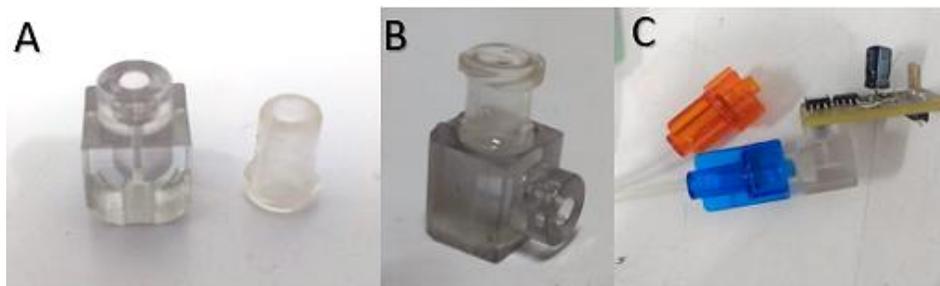


Figura 40. A y B) Pieza modificada para adaptar el catéter con el sensor de presión. C) Configuración final catéter-sensor

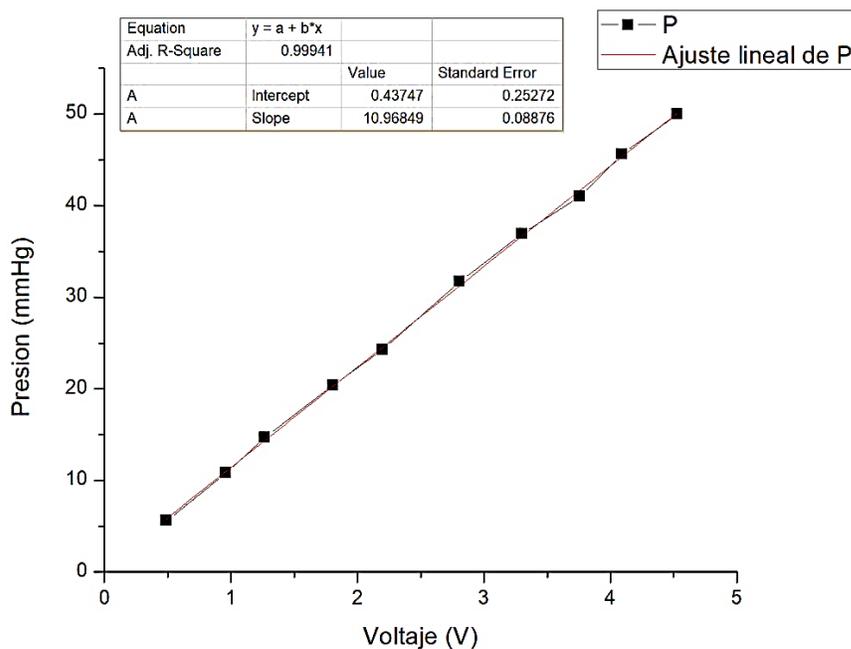
Posterior a ello, se realizaron pruebas de presurizado y registro de voltaje para la ganancia requerida por el simulador. Puesto que la resistencia comercial seleccionada fue de 56 Ohms, la ganancia final establecida fue $G= 883.14$.

Con base en los resultados obtenidos de la caracterización, mediante un software de análisis matemático se obtuvieron las rectas de comportamiento de cada uno de los sensores. Gracias a estas rectas es posible obtener el valor de presión leído en el sensor. La caracterización de cada uno de los 4 sensores correspondientes a los canales de lectura del catéter de manometría esofágica con una ganancia del amplificador operacional $G=883.14$ arrojó los siguientes resultados:

Tabla 8. Valores de voltaje del primer evento de caracterización de 4 sensores de presión

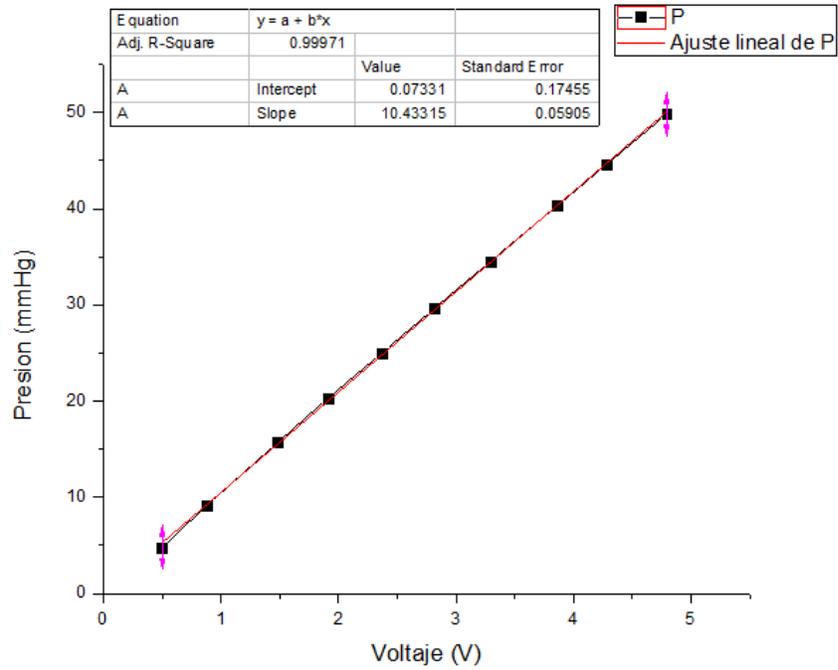
S1		S2		S3		S4	
P[mmHg]	Voltaje [V]						
5.6	0.49	4.8	0.499	4.5	0.476	5.1	0.538
10.8	0.96	9.2	0.882	12.4	1.23	9	0.907
14.7	1.27	15.7	1.482	17.4	1.7	16	1.59
20.4	1.81	20.3	1.91	19.3	1.894	21	2.08
24.3	2.2	25	2.37	25.8	2.52	25.3	2.487
31.7	2.81	29.6	2.81	31	3.024	29	2.83
36.9	3.3	34.5	3.29	34.9	3.408	36.3	3.57
41	3.76	40.3	3.86	40	3.946	39.3	3.89
45.6	4.09	44.6	4.28	45.7	4.481	45.9	4.54
50	4.53	49.8	4.79	53.1	5.24	51.1	5.07

Ya que el comportamiento entre cada sensor difiere, fue necesario obtener una curva de comportamiento para cada uno de éstos (Gráficas 7, 8, 9, 10) y, de esta forma, obtener la ecuación que relaciona el voltaje entregado por el sensor con la presión.



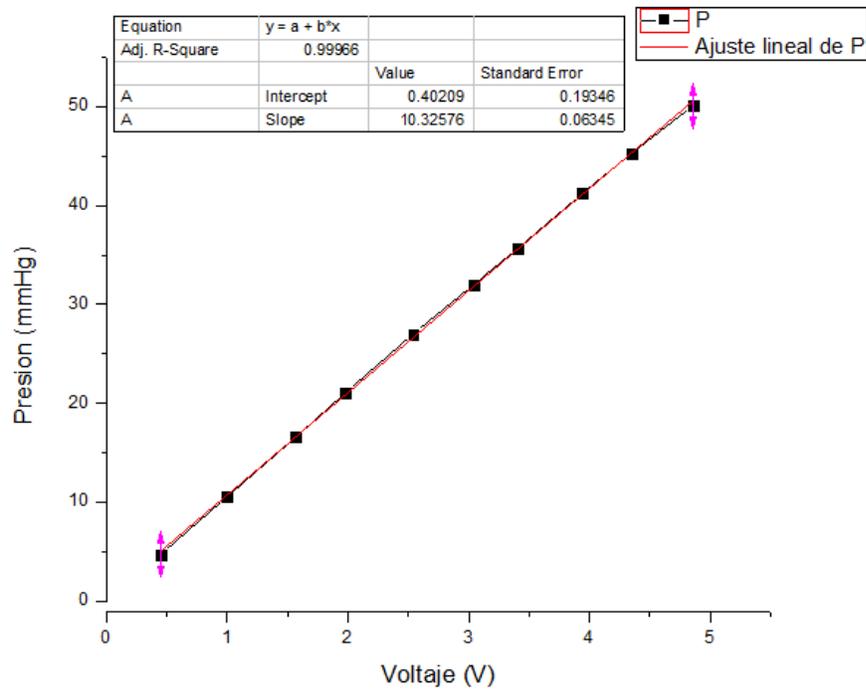
$$P = (V * 10.96849) + 0.4374$$

Gráfica 7. Curva de comportamiento y ecuación para el sensor de presión 1, S1



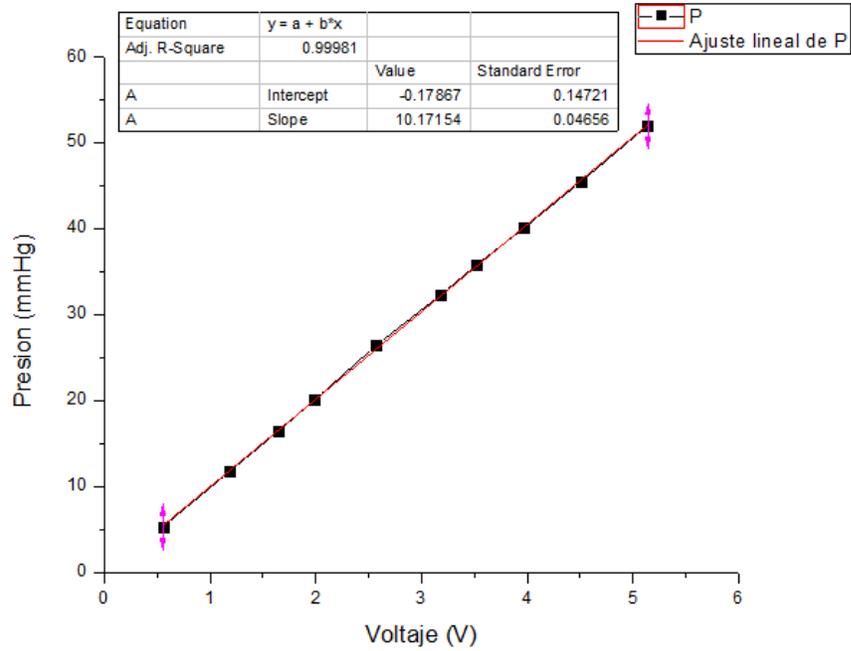
$$P = (V * 10.43315) + 0.07331$$

Gráfica 8. Curva de comportamiento y ecuación para el sensor de presión 2, S2



$$P = (V * 10.32576) + 0.40209$$

Gráfica 9. Curva de comportamiento y ecuación para el sensor de presión 3, S3



$$P = (V * 10.17154) - 0.17867$$

Gráfica 10. Curva de comportamiento y ecuación para el sensor de presión 4, S4

Con la realización de estas pruebas se puede validar el funcionamiento para el sistema de medición de presión con base en los resultados obtenidos de las caracterizaciones.

4.6 Sensores de pH

La medición de pH dentro del simulador gástrico tiene un papel muy importante puesto que determina si las condiciones de acidez son válidas para el funcionamiento del mismo. Por ello se realiza una breve revisión de sensores de pH que pueden ser funcionales para el simulador gástrico.

Electrodo de vidrio

Se considera que, un sensor de pH consta de dos partes fundamentales:

- Un electrodo sensitivo (generalmente una membrana de vidrio)
- Un electrodo de referencia [30]

Tienen un principio de funcionamiento electroquímico, pues al poner en contacto dos líquidos con diferentes concentraciones de hidrógeno, generalmente uno de ellos contenido dentro de una membrana de vidrio para evitar que ambos se mezclen, se produce una pequeña diferencia de potencial debido a la diferencia de iones entre ambos líquidos. Un sensor de pH mide la diferencia de potencial entre el electrodo de medición, que es la membrana de vidrio, y el electrodo de referencia. (Fig. 41). [30]

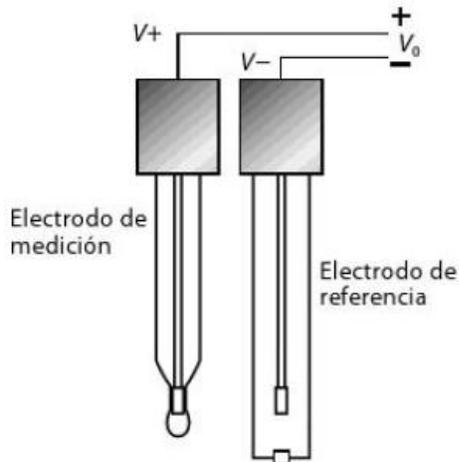


Figura 41: Arquitectura de un medidor de pH

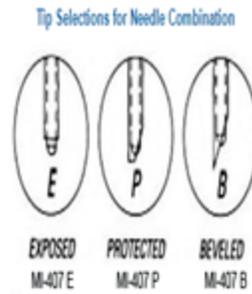
A continuación se realiza una revisión de los tipos de sensores de pH. En el apéndice D se muestra la tabla completa de selección de sensor.

Tabla 9: electrodos de medición de pH y sus características

Sensor	Especificaciones	Encapsulado
<p>Orion™ Economy Series pH Combination Electrodes</p>	<ul style="list-style-type: none"> · Intervalo de pH: 0 a 12 · Temperatura de funcionamiento (métrico): 0° a 80°C · Material Epóxico · Longitud (métrico): 15cm · Longitud del cable (métrico): 1m · Tipos de conector U.S. Standard · Diámetro del cuerpo (métrico): 6mm · Diámetro del tapón (métrico): 10mm · Tipo Non-refillable, semi-micro · proporciona lecturas estables para pH 0,01 en menos de 30 segundos. 	 <p>Orion™ Economy Series pH Combination Electrodes</p>
<p>Electrodo combinado de pH Orion 9103BNWP</p>	<ul style="list-style-type: none"> · Material: cuerpo de vidrio. · Rango de pH: de 0 a 14. Intervalo de temperatura: de 0° a 90 °C. · Tipo de referencia: Ag/AgCl. · Unión: cerámica. Dimensiones: 120 x 12 mm · Precisión de pH: 0,02. Longitud de punta: 6,5 x 100 mm · Solución de llenado: 4M KCl con Ag/AgCl, Orion N.º de cat. 900011 · Diámetro del cabezal: 16 mm · proporciona lecturas estables para pH 0,01 en menos de 30 segundos. 	 <p>Electrodo combinado de pH Orion 9103BNWP</p>

**MI-407 Needle
pH
Microelectrode**

- Longitud total: 9.8 cm
- Diámetro exterior: 6.5 mm
- Diámetro de la aguja: 0.8 mm
- Tiempo de respuesta: 10 to 15 segundos
- Profundidad de inmersión: 1.0 mm
- Sensibilidad: pH 0 to 14
- Rango de temperatura: -5°C to 100° C
- Longitud de la aguja 6.4 cm



**MI-506
Esophageal pH
Microelectrode**

- Longitud: 3m
- Diámetro: 1.8 mm
- Diámetro del electrodo 1.3 mm
- Rango de pH: 0 a 14
- Tiempo de respuesta: 5 to 15 segundos
- Profundidad de inmersión: 1.0 mm
- Ruido: max 0.03 pH
- Rango de temperatura: 15°C a 50° C
- Resistencia eléctrica: 1500 MOhms at 25oC
- Esterilización: Químico o gas



**In lab flex-
micro**

- Tipo de sensor: Electrodo de pH combinado
- Intervalo de medición: pH 0 – 14
- Intervalo de temperatura: 0 °C – 80 °C
- Cable y conectores: 1,0 m BNC
- Sistema de referencia: ARGENTHAL™ con trampa Ag⁺
- Electrolito de referencia: Gel
- Tipo de vidrio de la membrana: Vidrio en U
- Resistencia de la membrana (25 °C): < 600 MΩ
- Material del eje: Epoxi
- Diámetro del eje: 6 mm
- Longitud del eje: 180 mm
- Sensor de temperatura: No
- Eje flexible



4.7 Sensores de temperatura

Existen varios métodos de medición de temperatura, por ende, podemos encontrar diferentes tipos de transductores cuyo principio de funcionamiento varía de acuerdo a la aplicación requerida. Generalmente los sensores de temperatura se clasifican en tres categorías de acuerdo con el medio utilizado para realizar la medición:

- Termómetros: de líquido (alcohol y mercurio) en vidrio y bimetálico
- Sistemas termales: líquidos orgánicos, vapor orgánico, gas y mercurio
- Termoeléctricos: termistor, termopar, bulbo de resistencia eléctrica y pirómetro

4.7.1 Sistemas termoeléctricos

Son los transductores que relacionan la variación de energía térmica con una variación equivalente en una señal eléctrica. [30]

Termistor.

Se trata de una resistencia construida de un material semiconductor que varía su resistividad en función de los cambios de la energía térmica. Existen dos grupos de termistores: los de coeficiente de temperatura negativo (NTC) y los de coeficiente de temperatura positivo (PTC).

Termopar o termocupla.

Consiste en un par de conductores metálicos, unidos entre sí conformando un circuito; las uniones están sometidas a diferentes temperaturas y bajo estas condiciones se genera una corriente eléctrica que fluye a través del circuito. Si se abre el circuito se genera una fuerza conocida como *termoelectromotriz*

RTD (Resistance Temperature Detector)

Como su nombre lo indica, es un dispositivo que varía su resistencia eléctrica de acuerdo con los cambios de temperatura que registra. Su principio de funcionamiento se basa en el puente de Wheatstone.

Circuitos integrados

Existen circuitos integrados cuyo principio de funcionamiento se basa en diodos. Son de uso simplificado y poseen diferentes ventajas ante los otros sistemas de medición [30].

La tabla 10 proporciona información relevante de los tipos de sensores de temperatura revisados hasta ahora, para así facilitar la selección del mismo.

Tabla 10. Tipos de sensores de temperatura [30]

Sensor	Ventajas	Desventajas
Termistor	Alta salida Rápido Alta sensibilidad Implementación fácil	No lineal Rango de temperaturas limitado Requiere de fuente de corriente Autocalentamiento
Termopar	Implementación simple Bajo costo Amplio rango de temperaturas	No lineal Bajo voltaje Requiere referencia Baja estabilidad Baja sensibilidad
RTD	Alta estabilidad Alta precisión	Alto costo Lento Requiere fuente de corriente Poco cambio en la resistencia
Circuito Integrado	Alta linealidad Alta salida Bajo costo	Rango de temperatura limitado a $<250^{\circ}\text{C}$ Requiere fuente de alimentación Lento

Puesto que el estómago humano durante la digestión se considera un ambiente ácido, el sistema de medición de pH debe ser capaz de leer valores entre 1.5 y 7. La resolución requerida es de 0.5 unidades de pH.

De la tabla de sensores de pH se seleccionó el electrodo In Lab flex micro, ya que su rango de operación (de 0 a 14) cumple con el valor requerido. Además, cuenta con un eje flexible (hasta 15°) y su diámetro es de 6 mm, lo que permitió posicionarlo en la zona pilórica.

El desarrollo del sistema de medición de pH está basado en el Reporte de Aplicación ANI852 de Texas Instruments [31], el cual toma las siguientes consideraciones:

- Si el sensor es activo o pasivo, unipolar o bipolar, si entrega corriente o voltaje a la salida
- Linealidad
- Rango de operación
- Fuente de impedancia

Atendiendo a dichas consideraciones:

- ✓ El electrodo de pH es del tipo pasivo, puesto que no necesita una fuente externa de alimentación.
- ✓ Se considera bipolar porque la salida del electrodo puede variar por encima o debajo del punto de referencia (0V)
- ✓ Produce una salida de voltaje que es linealmente dependiente del pH de la solución que está siendo probada

✓ La fuente de impedancia de un electrodo es muy alta, debido a que el delgado bulbo de vidrio tiene una alta resistencia ($10M\Omega < R < 100M\Omega$). Esto significa que el electrodo solo puede ser monitoreado por un dispositivo de alta impedancia.
 El cálculo de pH se realiza con base en la función de transferencia del electrodo de pH [30]:

$$pH(x) = pH(s) + \frac{(E_S - E_x)F}{RT \ln(10)}$$

Donde:

pH(x): es el pH desconocido

pH(s): es el pH de una solución estándar = 7

E_S : es el potencial eléctrico del electrodo de referencia

E_x : es el potencial eléctrico del electrodo de pH

F: es la constante de Faraday; $F = 9.6485309 \times 10^4 \text{ C mol}^{-1}$

R: es la constante universal de gas ideal; $R = 8.314510 \text{ JK}^{-1} \text{ mol}^{-1}$

T: es la temperatura en Kelvin (K)

La función de transferencia sugiere que mientras el pH de la solución incrementa, el voltaje del electrodo disminuye. Además, la sensibilidad incrementa linealmente con la temperatura (Fig. 42).

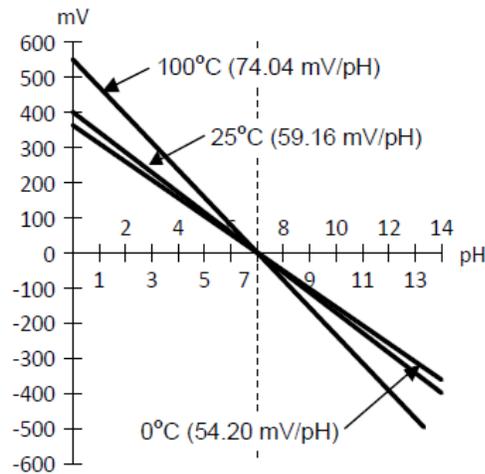


Figura 42. Función de transferencia del electrodo de pH: conforme el pH de la solución aumenta, el voltaje disminuye [30].

La propuesta de Texas Instruments para el circuito de medición de pH es el siguiente:

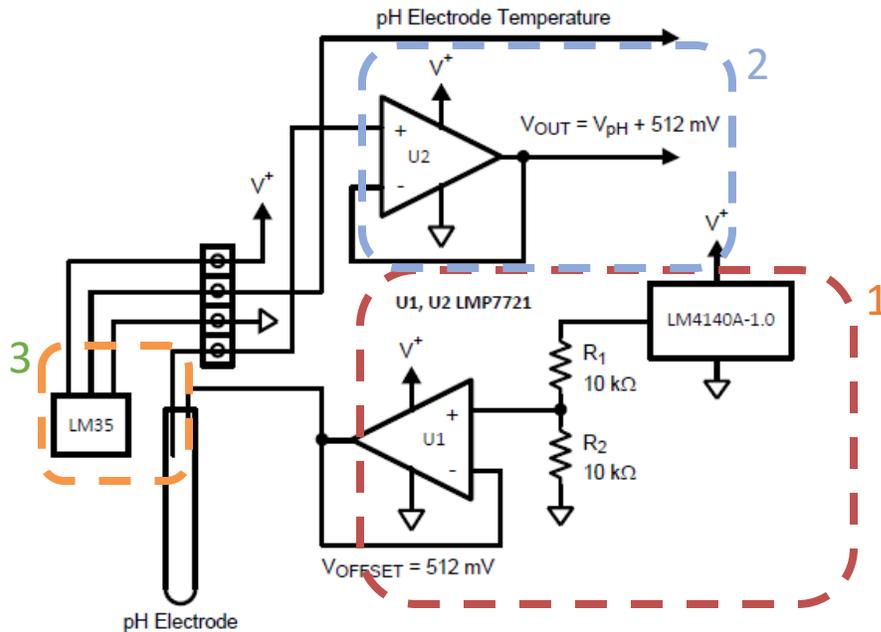


Figura 43. Propuesta del circuito de medición de pH [30]

El bloque 1 se trata de una compensación de offset: al tratarse de un sensor bipolar y como se observa en la gráfica de la función de transferencia del electrodo, cuando se tienen niveles de pH superiores al valor de referencia ($\text{pH}=7$), el voltaje del electrodo es negativo.

Esto puede ser contraproducente si es que se requiere obtener el valor de pH mediante un convertidor analógico-digital, ya que éste sólo admite voltajes positivos.

El amplificador operacional U1 realiza una compensación de *offset* de 512 mV, esto gracias al circuito integrado LM4140A-1.0, que es una referencia de voltaje de precisión; produce a la salida exactamente 1.024V y al ser divididos mediante un divisor de voltaje, suministra 512 mV en el amplificador U1; éste al tener una configuración de seguidor de voltaje con ganancia unitaria, polariza al electrodo de referencia del electrodo de pH con los 512 mV (*bias voltage*) a una baja impedancia. Por otro lado, el electrodo que se encarga de realizar la medición del pH de la sustancia, produce un voltaje por encima de estos 512 mV. Es así como el circuito cambia la señal bipolar del electrodo de pH en una señal unipolar [31].

El bloque 2 consiste en un amplificador operacional U2 que, al tener una configuración de seguidor de voltaje, en su salida proporciona el voltaje de electrodo de pH. Por su configuración, es posible agregar un par de resistencias para modificar su ganancia si es que se requiere. [30]

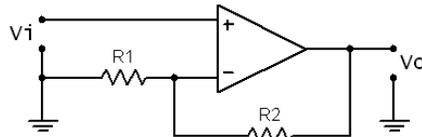
Puesto que el valor de pH depende también de la temperatura, el bloque 3 incorpora un sensor lineal de temperatura LM35, que, al variar 1°C , su salida se incrementa 10 mV.

Cálculo de resistencias para el amplificador operacional del sensor de pH y temperatura

Considerando que, idealmente, el electrodo de pH produce 59.16 mV por unidad de pH a 25°C.

La configuración de amplificador operacional a utilizar es la no inversora:

$$G = \frac{R_2}{R_1} + 1$$



$$V_{out} = V_{in}(G)$$

$$V_{out} = V_{in} \left(\frac{R_2}{R_1} + 1 \right)$$

Se tiene:

$V_{out} = 4.5V$; esto debido al rango de voltaje admitido por el convertidor ADC

$V_{in} = 807.8mV$; para un valor de pH=2

Si se establece que $R_1 = 100\Omega$:

$$R_2 = \left[\left(\frac{4.5V}{0.8078V} \right) - 1 \right] * 100 \approx 457\Omega$$

El valor de resistencia comercial más cercano a este valor es el de 470Ω, por lo tanto:

$$V_{out} = 0.8078 V \left(\frac{470\Omega}{100\Omega} + 1 \right) = 4.60446 V$$

Dicho valor de voltaje se encuentra en el rango aceptado por el ADC.

Lo mismo sucede para el sensor de temperatura:

Si se establece que $R_1 = 1K\Omega$ y para 37°C, el LM35 tendrá una salida de 370mV

$$R_2 = \left[\left(\frac{4.5V}{0.370V} \right) - 1 \right] * 1000 \approx 11,162.16\Omega$$

El valor de resistencia comercial más cercano a este valor es el de 10KΩ, por lo tanto:

$$V_{out} = 0.37 V \left(\frac{10,000\Omega}{1000\Omega} + 1 \right) = 4.07 V$$

Dicho valor de voltaje también se encuentra en el rango aceptado por el ADC. Se procedió entonces a realizar la fabricación del circuito medidor de pH (Fig. 44):

Como método de validación del funcionamiento del sensor, se utilizó un medidor de pH Oaktron 2100 con las siguientes características:

Intervalo de pH:	0.00 a 14.00
Resolución:	0.001/0.01 pH
Rango de temperatura:	-5°C a 105°C

Se calibró el medidor de pH del laboratorio y se inició el procedimiento de titulación volumétrica. Las mediciones del medidor de pH y sensor se realizaron a la par.

El procedimiento consistió en lo siguiente:

- Se preparó una solución de ácido clorhídrico 0.01 M a partir de una solución concentrada.
- Se preparó una solución de hidróxido de sodio 0.01 M a partir de hojuelas
- Se midió con una probeta 20 ml de la solución de ácido clorhídrico 0.01 M. Posteriormente se vació en un vaso de precipitado de 250 ml y se colocó sobre la plancha de un soporte universal. Con las pinzas del soporte universal, sobre el vaso de precipitados que contenía el ácido clorhídrico, se sujetó la bureta con 25 ml de la solución de hidróxido de sodio (Fig. 46)
- Con ambos instrumentos, el pH-metro y el sensor de pH, se midió el valor de pH inicial del ácido. Se registró dicho valor y se comenzó a añadir 1 ml de base contenida en la bureta al vaso. Se midió el pH del vaso con ambos instrumentos.
- Se repitió el paso anterior hasta llegar a un volumen total de base de 40 ml. Posteriormente se comparó la curva del pH-metro con la del sensor, así como con la curva de valoración teórica.

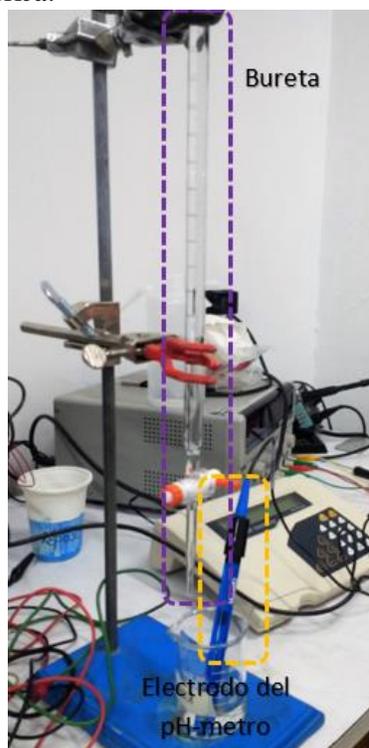


Figura 46. Proceso de titulación volumétrica

Los valores de pH arrojados tanto por el programa en LabView y el pHmetro fueron registrados para después ser comparados.

El LM35 es un sensor de temperatura con una precisión calibrada de 1°C y un rango que abarca desde -55° a +150°C. La salida es lineal y equivale a 10mV/°C. Algunas de las características más importantes de este encapsulado son:

- Está calibrado directamente en grados Celsius.
- La tensión de salida es proporcional a la temperatura.
- Tiene una precisión garantizada de 0.5°C a 25°C.
- Baja impedancia de salida.
- Baja corriente de alimentación (60uA).
- Bajo costo.

Para la implementación se realizó un ajuste para la temperatura ambiente, puesto que el requerimiento del sistema es de 37°C.

Se realizó el siguiente procedimiento:

- Se midió la diferencia de potencial entre las terminales positiva y negativa del LM35 a temperatura ambiente (20°C), la cual fue de 0.278 (V).
- Para una temperatura de 96 °C (temperatura de ebullición del agua en la Ciudad de México) se tiene que $\Delta V = 1.038$.
- Realizando la ecuación de una recta con dos puntos se obtiene lo siguiente:

$$m = \frac{y_1 - y_2}{x_1 - x_2} = \frac{96 - 20}{1.038 - 0.278} = 100 \dots (1.1)$$

$$y = 100(V) + b \dots (1.2)$$

$$b = 20 - (100 * 0.278) = -7.8 \dots (1.3)$$

$$\therefore y = 100(V) - 7.8 \dots (1.4)$$

Los datos de temperatura se despliegan en una pantalla LCD de 16x2. Para la adquisición de datos se utilizó un microcontrolador PIC16F887 cuyo convertidor analógico digital (ADC) cuenta con las siguientes características:

- 14 canales IO
- Hasta 10 bits de resolución (es la cantidad de bits que se utilizan para dividir la señal analógica)
- Voltajes de referencia externos con soporte de 3[V] a 5[V]

El procedimiento para la lectura de datos en el convertidor ADC se describe a continuación:

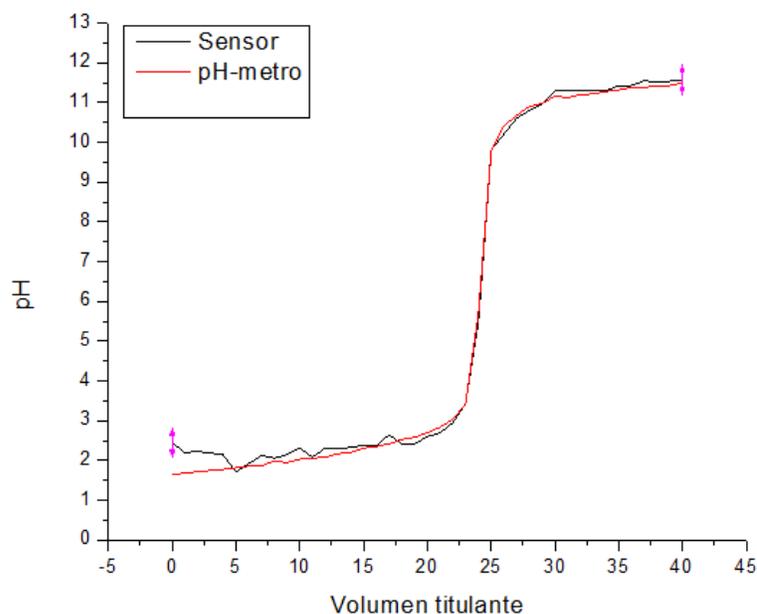
Se obtiene la diferencia de potencial entre las terminales del sensor y se obtiene la resolución:

```
set_adc_channel(sensor1_pos); //selecciona la terminal positiva del sensor 1
delay_us(10); //espera 10 uS
SENPOS=read_adc(); //y lo lee y guarda en SENPOS
set_adc_channel(sensor1_neg); //selecciona terminal negativa
delay_us(10); //Espera 10uS
SENNEG= read_adc(); //lo lee y guarda en SENNEG
SEN=(SENPOS-SENNEG)*5.0/1023.0; //Resta la lectura del pin negativo del positivo y convierte a V
```


4.9 Pruebas y caracterización del sensor de pH y temperatura

Como se menciona en la sección de pruebas, se registraron los valores de pH arrojados tanto por el sensor como por el pH-metro del laboratorio durante las pruebas de neutralización de ácido clorhídrico. Se compararon ambos valores, con el fin de utilizar el pH-metro como método de validación de los resultados del sensor. La tabla completa de estos resultados se muestra en el **apéndice C tabla pH**.

La gráfica 11 muestra la comparación entre los valores obtenidos por el pH-metro y los valores obtenidos con el sensor de pH.



Gráfica 11. Comportamiento de ambos sensores durante la caracterización

Por otro lado, se compararon los valores obtenidos con la curva de valoración teórica (Fig. 48):

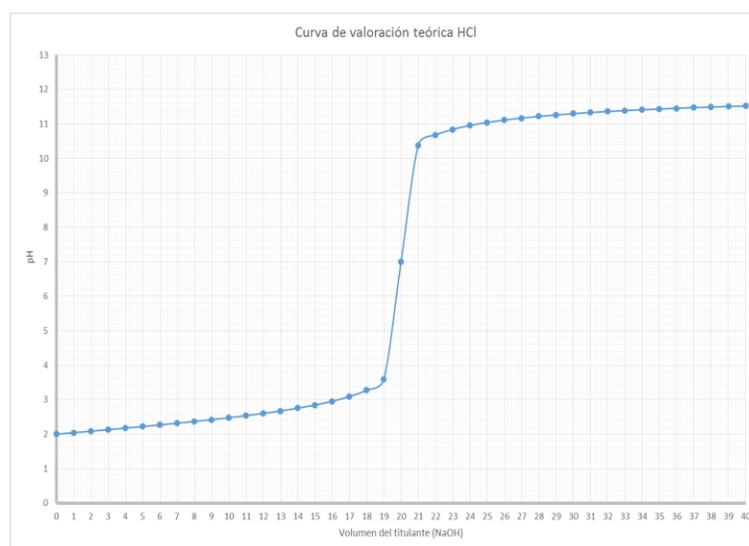


Figura 48. Curva de valoración teórica para el ácido clorhídrico 0.01 M.

5. Pruebas y resultados

Para validar el funcionamiento del simulador de estómago se realizaron las siguientes pruebas:

- a) Pruebas de sensado de presión dentro del simulador
- b) Pruebas de variación y medición de pH y desintegración de alimento dentro del simulador

La metodología para las pruebas de presión consiste, en primera instancia, en el armado del simulador. Posteriormente se introduce el catéter de manometría esofágica por la tapa superior o inferior; al realizar este paso se agrega un poco de agua para facilitar su posicionamiento. Una vez colocado el catéter se procede a completar el llenado de las cámaras de complianza y a su vez, ambas partes del estómago. Las membranas internas se llenan con un aproximado de 300 ml de agua.

Una vez que el catéter es visible a contra luz dentro del estómago, se verifica que los cuatro sensores o globos del mismo están distribuidos a lo largo del simulador. Los canales del catéter se conectan a los 4 sensores de presión 2SMPP-02. Por su parte, los sensores se conectan a una fuente de alimentación de 5V y la etapa de amplificación es polarizada con ± 10 V. Se mide el voltaje a la salida de la etapa de amplificación y se ajusta a 0V con la etapa de compensación de offset. Esto debido a que existe una columna de agua ejerciendo presión en el catéter, y, por ende, a la salida de la amplificación hay un voltaje entregado por los sensores (Fig. 49).

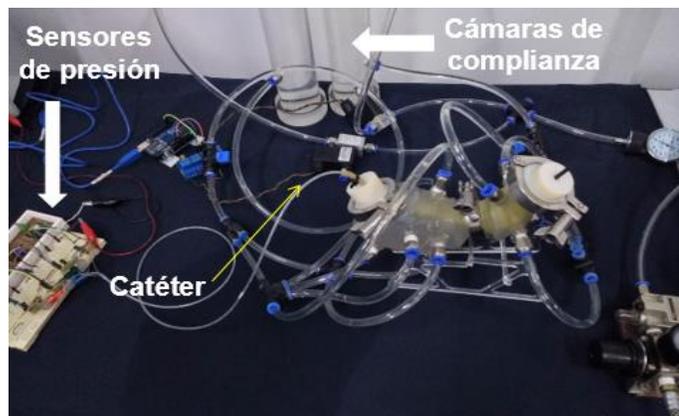


Figura 49. Catéter de manometría dentro del modelo de estómago

Al tener una columna de agua ejerciendo presión en el catéter, el sensor registró un voltaje que fue ajustado a 0V gracias a la compensación de offset implementada en el circuito de amplificación. Siendo así, se puso en marcha el accionamiento del simulador. Para tener un registro de los valores de voltaje dentro del simulador, se conectó el circuito a una tarjeta de adquisición de datos National Instruments DAQ USB-6008 y mediante un programa en LabView (Fig. 50), dichos datos se guardaron en un documento de texto para ser analizados posteriormente.

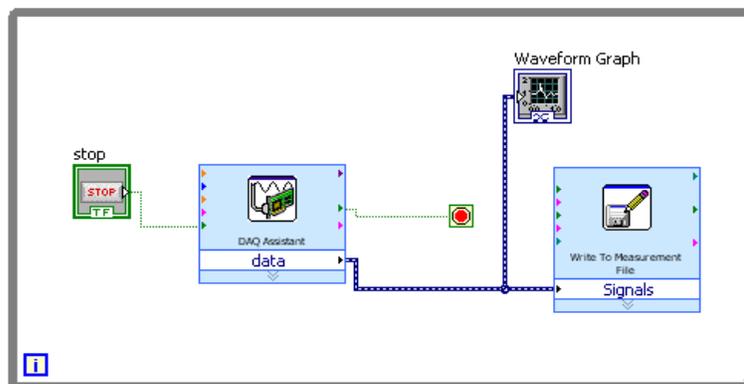


Figura 50. Bloque de adquisición de datos en LabView para el sensor de presión

Ya que los sensores se encuentran conectados al osciloscopio y polarizados, se activan las electroválvulas para tener la actividad peristáltica deseada. La frecuencia de accionamiento de las electroválvulas fue programada en el microcontrolador Arduino para tener tres contracciones por minuto, sin embargo, puede ser modulada.

De acuerdo a las curvas de caracterización de los sensores y a la ecuación obtenida de ésta, el nivel de voltaje nos indicaría aproximadamente 20 mmHg dentro del simulador de estómago.

La señal obtenida en el osciloscopio es un indicador del efecto creado sobre los actuadores suaves con el sistema de automatización.

Pruebas de variación de pH dentro del simulador de estómago

Las pruebas de variación de pH con alimento dentro del simulador siguieron un protocolo de seguridad al tratarse con elementos químicos peligrosos, como lo es el ácido clorhídrico. Dicho protocolo está descrito en el documento adjunto al final de esta tesis.

La prueba de variación y adquisición de datos de pH consistió en lo siguiente:

Se agrega una porción de fruta (melón) picada al simulador (Fig. 51 a). El electrodo se inserta al simulador por la tapa inferior (Fig. 51 b). Ya que se introdujo el electrodo, se conecta al circuito, que se polariza con 5V; la salida del circuito se conecta a la tarjeta de adquisición de datos que a su vez despliega los valores de pH medidos en la interfaz de LabView.

Se realizan mediciones de pH del melón y, luego de tener el valor de pH iniciales, se agregan 25 ml de HCl al simulador. Se accionan las electroválvulas para iniciar las contracciones en los actuadores suaves. A partir de este punto, se activa la lectura y adquisición de datos con la DAQ USB-6008 y a la par, con una pipeta, se agrega 1 ml de ácido por minuto al interior del simulador, esto durante 83 minutos.

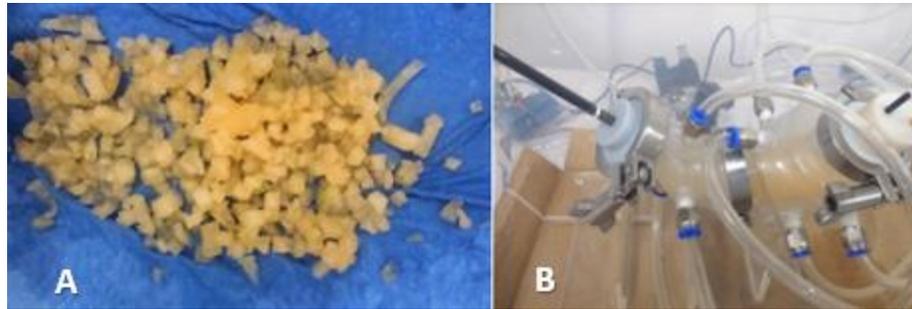


Figura 51. A) tamaño inicial de la muestra, B) Electrodo dentro del simulador

En el siguiente apartado se reportan los resultados obtenidos durante el periodo de pruebas para el simulador de estómago distal. La primera sección se enfoca en los valores de presión que se registraron durante la puesta en marcha del simulador, mientras que la segunda sección muestra los valores obtenidos por el sensor de pH y temperatura durante las pruebas de titulación volumétrica, así como pruebas de ingreso de ácido clorhídrico al simulador.

Presión dentro del simulador

Se realizaron diferentes registros gráficos del patrón de voltaje en un osciloscopio ajustando la frecuencia y la amplitud de la onda (Apéndice B). En la figura 52, se muestra uno de los patrones de voltaje obtenidos durante un periodo de prueba. Se configuró la medición a 1V por división, con una frecuencia de 0.1 Hz. Como se puede observar, $\Delta V = 1.76$ V. Un aproximado de 19.74 mmHg para el sensor S1.

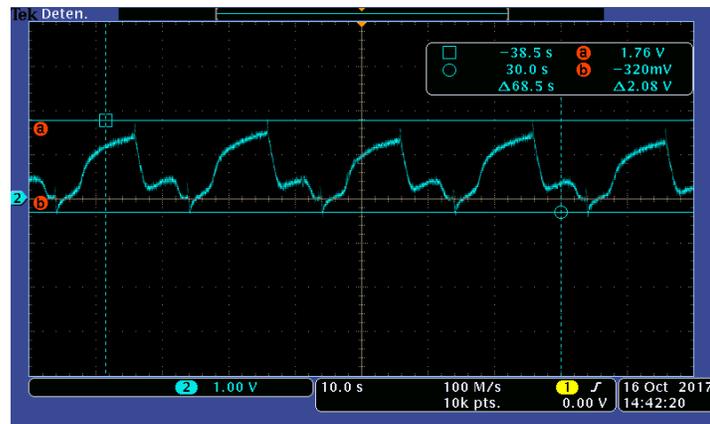


Figura 52. Patrón de voltaje entregado por el sensor de presión S1 durante pruebas

Utilizando la ecuación que relaciona el voltaje con la presión, se graficaron dichos valores se obtuvo la siguiente gráfica (Fig. 53), para 100 segundos:

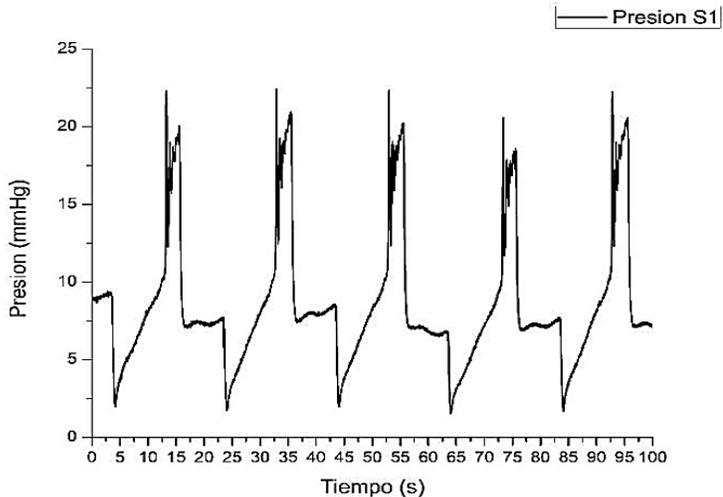


Figura 53. Patrón de presión entregado por el sensor de presión S1 durante pruebas

La figura 54 muestra los patrones de presión obtenidos en los 4 canales del catéter.

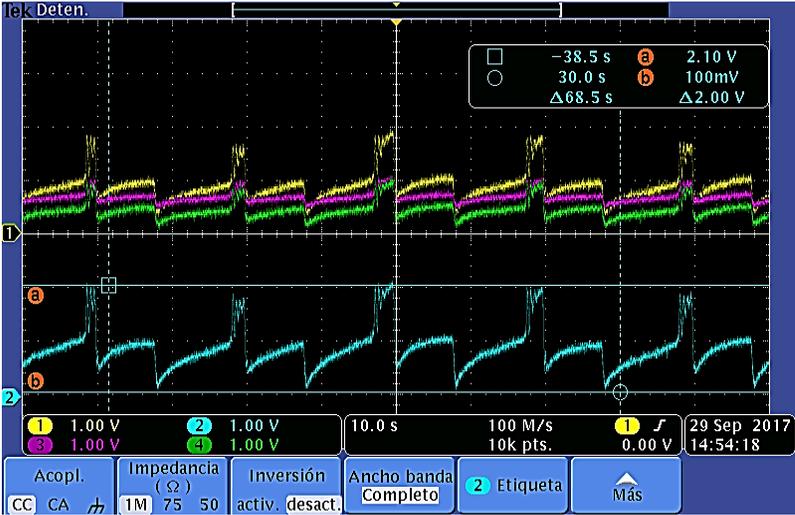


Figura 54. Perfiles de presión en 4 canales del catéter dentro del simulador

Variación de pH dentro del simulador

Los valores de pH medidos en la fruta, para 20 segundos, fueron los siguientes:

Tabla 11. Valores de pH medidos en fruta

Tiempo [S]	pH
0	7.246769
1	7.23176
2	7.328975
3	7.381254
4	7.455939
5	7.50826
6	7.530602
7	7.597861
8	7.859359
9	7.38861
10	7.411093
11	7.538116
12	7.426074
13	7.343823
14	7.620472
15	7.306498
16	7.097167
17	7.082225
18	7.044836
19	7.134519
20	7.02242

Conforme se fue agregando 1 ml por minuto de ácido clorhídrico al simulador, se midió el nivel de pH dentro del mismo. La figura 55 muestra la gráfica de valores de pH durante 83 minutos.

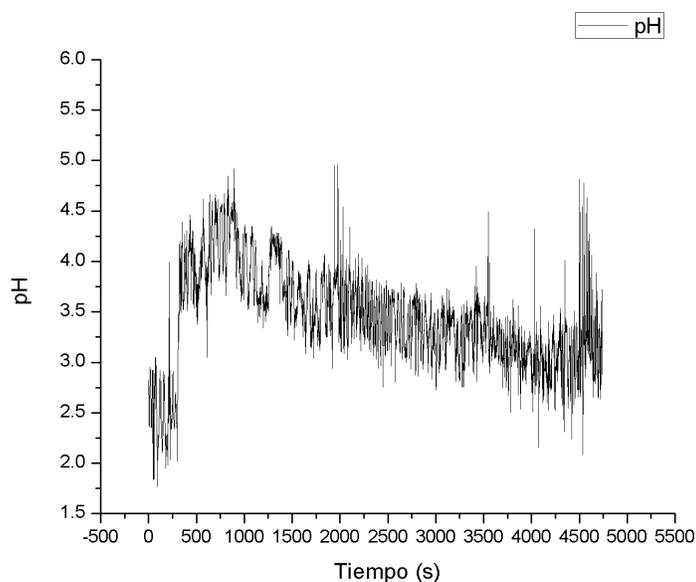


Figura 55. Datos de pH registrados durante las pruebas de variación con ácido clorhídrico

La muestra de fruta al final de la prueba se muestra en la figura 56:

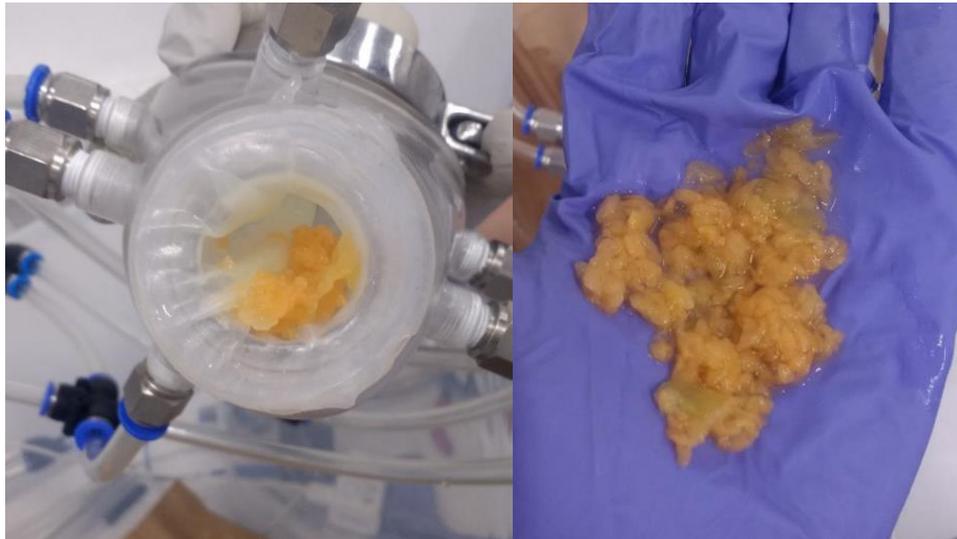


Figura 56. Muestra de melón al final de la prueba

Discusión

Sistema de automatización

El sistema de automatización implementado consta de dos partes: una neumática y una hidráulica. Esta combinación permite manipular las variables de interés del sistema, por ejemplo, la presión ejercida sobre la columna de agua de las cámaras de complianza es ajustada desde el regulador de la unidad de mantenimiento. Además, es posible tener un control del tiempo de accionamiento de las electroválvulas que permiten el paso de aire a las cámaras de complianza y, por lo tanto, de la frecuencia de las contracciones en las membranas.

Una de las ventajas que presenta este sistema en comparación con otros modelos como el DGM [12] y el SimuGIT [9], es que se genera un movimiento contráctil similar a una onda peristáltica en el actuador suave. En el modelo DGM no se replica meramente la actividad contráctil [2], puesto que, por su configuración vertical, el pistón acoplado en la parte inferior sólo aplica una fuerza axial al contenido gástrico. El modelo SimuGIT no presenta una actividad contráctil, pues se trata de un vaso con agitador que mezcla el contenido gástrico; el modelo presentado por F. Kong et. al. [11] se trata de una cámara de vidrio sobre una mesa giratoria, por lo que tampoco presenta un movimiento de peristaltismo.

Sistema de instrumentación

Los resultados obtenidos durante la etapa de pruebas muestran que el sensor de presión 2SMPP-02 tiene un comportamiento lineal, sin embargo, puede observarse en las gráficas 1, 2 y 3 que el hecho de precargar el catéter afecta directamente la linealidad. Por ello, las pruebas dentro del modelo se realizaron con el catéter sin precarga.

El perfil de presión obtenido durante la puesta en marcha, comparado con el perfil obtenido por el equipo SmartPill durante un estudio *in vivo* se muestra a continuación (Fig. 57):

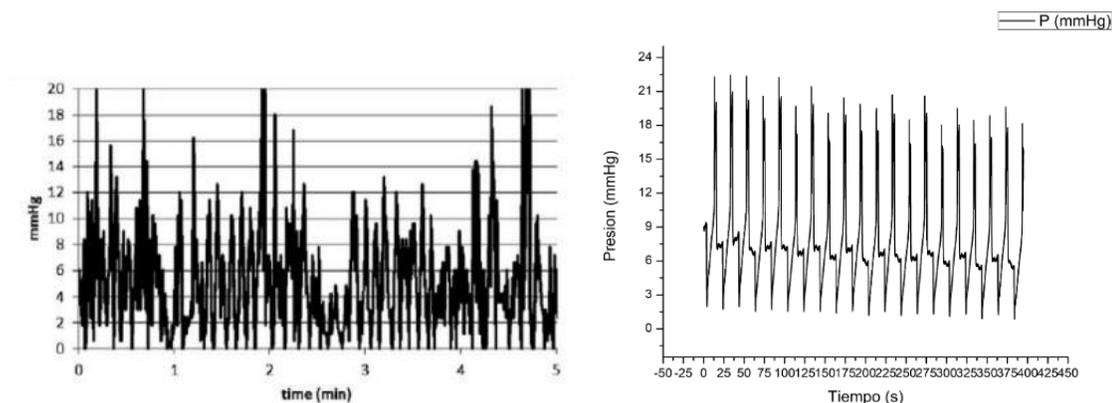


Figura 57. Perfil de presión obtenido por una SmartPill® en un estudio *in vivo* (izquierda) y perfil de presión obtenido por el sistema basado en catéter de manometría esofágica en el simulador de estómago distal

Es importante mencionar que la SmartPill se mueve continuamente por el tracto digestivo y el estómago, contrario a esto, los sensores del catéter de manometría esofágica utilizado en este modelo se mantienen fijos en una posición. El perfil que se muestra en la imagen es el obtenido por el sensor situado en la parte pilórica del simulador.

A continuación se muestra un acercamiento del perfil de presión obtenido en estudios in vivo (Fig. 58 a), el TIMagc (Fig. 58 b), y el obtenido por el simulador desarrollado en MADiT (Fig. 58 c).

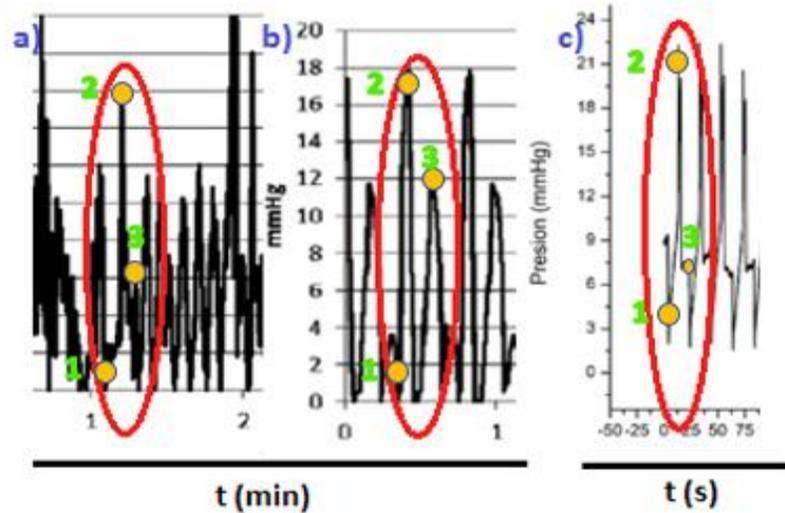


Figura 58. a) Perfil de presión obtenido por una Smart Pill, b) perfil obtenido por el TIMagc, c) Perfil obtenido por el simulador desarrollado en MADiT

La motilidad y, por ende, el mezclado de los alimentos con los jugos gástricos se lleva a cabo en el antro pilórico [14]. Los picos resaltados en rojo corresponden a la fase III del ciclo antral, también conocido como *retropulsión*. En esta fase, mientras la onda peristáltica avanza hacia la parte distal del estómago, el esfínter pilórico se cierra, empujando de regreso el contenido gástrico. La contracción entre la parte proximal y la parte distal generan la desintegración de alimentos. Puede observarse en las gráficas una similitud del fenómeno que ocurre durante la retropulsión.

También puede observarse en la gráfica 59 c que existen las tres contracciones por minuto, como en el modelo biológico. Es importante mencionar que otros simuladores miden fuerzas por medio de texturómetros; el sistema desarrollado en este trabajo mide presión manométrica.

En cuanto al sistema de medición de pH, una de las características principales del electrodo seleccionado para medir pH dentro del simulador es que es más delgado que otros electrodos comerciales, pues su diámetro exterior es de 6 mm; mientras que otros electrodos varían entre los 12 y 18 mm. Además, ofrece hasta 15 grados de flexibilidad. Esto permitiría colocar el electrodo en la zona pilórica del simulador y poder realizar las mediciones de pH en ese punto, que es de particular interés, pues es en esta parte que se lleva a cabo la desintegración física y química de los alimentos.

Por el momento, en el simulador no se cuenta con un control de temperatura, es decir, el agua del sistema se encuentra a temperatura ambiente. Esto influye sobre los resultados de las pruebas de variación de pH con HCl. Sin embargo, las muestras de alimento al final de la prueba muestran que existe una desintegración dentro del simulador (Fig. 56).

Conclusiones

En este trabajo se presenta una descripción de las características anatómicas y fisiológicas del estómago, así como una revisión de los modelos *in vitro* que buscan replicar las características propias del modelo biológico.

Como parte del desarrollo de un simulador de estómago distal se desarrolló un sistema que automatiza el movimiento y la generación de ondas peristálticas dentro del modelo, así como un sistema de instrumentación que mide variables de interés como son presión, temperatura y pH.

Como parte de este trabajo, se logró obtener una actividad contráctil automatizada en el simulador, que a su vez permitió la obtención del patrón de presión esperado. Gracias a esto es posible tener un punto de comparación entre los resultados obtenidos en este proyecto y los resultados de un simulador más completo, como lo es el TIMagc.

Por otro lado, la regulación de flujo de aire y el control del tiempo de presurizado de las cámaras de complianza permiten que este sea un sistema flexible si se deseara cambiar los rangos de presión con fines de estudio farmacéutico. Sumado a esto, el sistema de sensado de presión permite variar la ganancia de la etapa de amplificación y con ello obtener lecturas de presión mayores.

Por su principio de funcionamiento electroquímico, los sensores de pH son vulnerables a factores como temperatura, lo que ocasiona que el sensor de pH desarrollado en el proyecto presente cierta inestabilidad. Sin embargo, al realizar la caracterización del mismo a la par de un pH-metro de laboratorio se presentaron valores similares entre ambos sensores.

Cabe mencionar que los métodos de Manufactura Aditiva implementados en MADiT fueron el medio para obtener un simulador con la geometría similar al modelo biológico de estómago humano. Además, la fabricación de las membranas flexibles internas fue posible gracias a la manufactura de un molde en forma de J. Esta característica es de suma importancia, ya que con anterioridad fueron utilizadas membranas de látex rectas, que, durante el accionamiento del simulador, solían romperse por la presión interna.

Trabajo a futuro

Como actividades futuras encaminadas a la mejora del simulador de estómago distal se sugieren las siguientes:

- Diseño y fabricación de filtros para los circuitos de sensado de presión, temperatura y pH
- Diseño e implementación de un control de temperatura del sistema, capaz de mantener este parámetro dentro de los $37^{\circ}\text{C} \pm 1^{\circ}\text{C}$
- Implementación de un sistema automático de adición de ácido clorhídrico al simulador
- Diseño e implementación de un mecanismo de vaciamiento gástrico
- Desarrollo de una interfaz de usuario

Referencias

- [1] D. Collins, *Definición de "Simulador"*, 2018.
- [2] E. Gardner, D. J. Gray y R. O'rahilly, *Anatomía*, México: Salvat Editores, 1967.
- [3] C. Guyton y J. E. Hall, *Tratado de fisiología médica*, Elsevier, 2006.
- [4] P. Bradley, «History of simulation in medical education and possible future directions,» *Med Educ*, nº 3, pp. 254-262, 2006.
- [5] J. C. Serna Ojeda, D. Borunda-N y G. Domínguez-C, «La simulación en Medicina. La situación en México,» [En línea]. Available: <http://www.medigraphic.com/pdfs/circir/cc-2012/cc123p.pdf>. [Último acceso: 8 Noviembre 2016].
- [6] V. Hernández Quiceno, G. Obregón Henao y A. F. Gonzáles Ramírez, «Modelo de un simulador de la maniobra de la endoscopia gástrica basado en video,» *Revista Ingeniería Biomédica*, vol. III, nº 5, pp. 101-105, 2009.
- [7] L. Porcher Nedely D. Thalmann , *Real time muscle deformations using mass-spring systems*, VD Switzerland: EPFL Swiss Federal Institute of Technology.
- [8] P. Segars W., D. Lalush S. y B. Tsui M. W. , «Modeling Respiratory Mechanics in the MCAT and Spline-Based MCAT Phantoms,» *IEEE Transactions on nuclear science*, vol. VIII, nº 1, p. 89, 2001.
- [9] E. Rivas Montoya , *Desarrollo de un prototipo simulador del tracto gastrointestinal mediante reactores químicos automatizados (tesis doctoral)*, Universidad de Málaga., 2014.
- [10] N. J. Dominy, E. Davoust y M. Minekus , «Adaptative function of soil consumption: an in vitro study modeling the human stomach and small intestine,» *The journal of Experimental Biology, The Netherlands*, vol. 207, nº 2, pp. 319-324, 2003.
- [11] F. Kong y R. P. Singh, «A Model Stomach System to Investigate Disintegration Kinetics of Solid Foods during Gastric Digestion,» *Journal of Food Science*, vol. 73, nº 5, pp. E202-E210, 2008.
- [12] M. J. S. Wickhman , R. M. Faulks , J. Mann y G. Mandalari , «The Design, Operation and Application of a Dynamic Gastric Model,» *Leatherhead Food Research*, pp. 15-22, 2012.
- [13] F. Kong y R. P. Singh, «A Human Gastric Simulator (HGS) to Study Food Digestion in Human Stomach,» *Journal of food science*, vol. 73, nº 9, pp. 627-635, 2010.
- [14] . S. Bellmann, . J. Lelieveld, T. Gorissen , M. Minekus y R. Havenaar, «Development of an advanced in vitro model of the stomach and its evaluation versus human gastric physiology,» *Food Research International*, vol. 88, pp. 191-198, 2016.

- [15] C. Liding , X. Yufen , F. Tinting, L. Zhenkai, W. Peng, W. Xuee y C. Xiao Dong, «Gastric emptying and morphology of a ‘near real’ in vitro human stomach model (RD-IV-HSM),» *Journal of food engineering*, vol. 183, pp. 1-8, 2016.
- [16] L. Barros, C. Retamal , H. Torres , N. R. Zúñiga y E. Troncoso, «Development of an in vitro mechanical gastric system (IMGS) with realistic peristalsis to assess lipid digestibility,» *Food research International*, vol. 90, pp. 216-225, 2016.
- [17] L. F. Donis Rabanales, *Estudio hidrodinámico in vitro del flujo gástrico*, UNAM, Ed., Ciudad de México, 2018.
- [18] Y. A. Cengel y M. A. Boles, *Termodinámica*, Séptima ed., McGraw Hill.
- [19] «KhanAcademy,» [En línea]. Available: <https://es.khanacademy.org/science/chemistry/acids-and-bases-topic/acids-and-bases/a/ph-poh-and-the-ph-scale>. [Último acceso: 11 Diciembre 2017].
- [20] M. D. L. Cortes Ibarra y R. Garibay Sánchez, «Biblioteca UPIBI,» [En línea]. Available: <http://www.biblioteca.upibi.ipn.mx/Archivos/Material%20Didactico/Apuntes%20para%20la%20asignatura%20de%20instrumentaci%C3%B3n%20y%20control/cap2.pdf>. [Último acceso: 11 Diciembre 2017].
- [21] R. H. Bishop, «Sensors,» de *Mechatronics: an introduction*, Texas, Taylor & Francis, 2006, pp. 121-124.
- [22] N. Instruments, «Fundamentos de medida de presión».
- [23] A. Miriyev, K. Stack y H. Lipson, «Soft material for soft actuators,» *Nature*, 19 Septiembre 2017.
- [24] *Apuntes de neumática básica*.
- [25] S. Maqbool, H. P. Parkman y F. K. Friedgenberg, «Wireless Capsule Motility: Comparison of the SmartPill GI Monitoring System with Scintigraphy for Measuring Whole Gut,» *Digestive Diseases and Sciences*, vol. 54, nº 10, pp. 2167-2174, 2009.
- [26] D. Burgos-Santamaría, C. M. C.-H. Almudena Marinero, T. Pérez-Fernández, T. R. López-Salazar y C. Santander, «Normal values for water-perfused esophageal high-resolution manometry,» *Revista Española de Enfermedades Digestivas*, vol. 107, nº 6, pp. 354-358, 2015.
- [27] Omron, *Aplication note No. MDMK-13-0184. Usage of pressure sensor 2SMPP-02*.
- [28] Texas Instruments, *INA826 Precision, 200-µA Supply Current, 3-V to 36-V Supply, SBOS562F*, Revisado Julio 2016.
- [29] M. Ramírez Calera, *Desarrollo de un sistema de sensado para un simulador de esófago*, 2016.

- [30] L. Germán Corona Ramírez, G. S. Abarca Jiménez y J. Mares Carreño, *Sensores y actuadores. Aplicaciones con Arduino*, Grupo Editorial Patria, 2014, pp. 174-179.
- [31] Texas, Instruments, «AN-1852 Designing With pH Electrodes,» 2013
- [32] Anatomía del estómago, [En línea], disponible en: <http://iqaquiron.com/portal/cirugia-del-cancer/>, [último acceso: 03/09/2018]
- [33] Ondas peristálticas y movimientos de segmentación, [En línea], disponible en: <https://accessmedicina.mhmedical.com/content.aspx?bookid=1800§ionid=125150655>, [último acceso: 03/09/2018]
- [34] *Robótica suave*, Imagen tomada el 13/08/2018 desde: <https://computerhoy.com/noticias/life/fabrican-musculo-artificial-que-puede-revolucionar-robotica-suave-48476>
- [35] *Soft Robot*, Imagen tomada el 13/08/2018 desde: <https://www.extremetech.com/extreme/252811-stanford-soft-robot-grow-like-vine-disaster-search-rescue>

APÉNDICE A: 1. Pruebas con catéter precargado de aire

Precarga: 30 mmHg

mmhg	vout1	vout2
30	1.5	1.25
10	1.5	1.45
20	1.55	1.53
30	1.76	1.75
40	2.13	2.16
50	2.6	2.63
60	2.87	2.82
70	2.94	2.89
80	2.98	2.96
90	2.99	2.99

Evento 1

mmhg	vout1	vout2
30	1.5	1.33
10	1.55	1.41
20	1.6	1.6
30	1.79	1.78
40	2.13	2.21
50	2.61	2.62
60	2.81	2.888
70	3	2.98
80	3	3
90	3	3

Evento 2

mmhg	vout1	vout2
31	1.55	1.36
10	1.56	1.43
20	1.6	1.58
30	1.82	1.82
40	2.1	2.15
50	2.61	2.66
60	2.95	2.93
70	3	3
80	3	3
90	3	3

Evento 3

mmhg	vout1	vout2
29.81	1.47	1.46
10	1.47	1.5
20	1.61	1.7
30	1.9	1.96
40	2.36	2.35
50	2.75	2.71
60	2.86	2.84
70	2.91	2.91
80	2.93	2.92
90	2.95	2.95

Evento 4

mmhg	vout1	vout2
30	1.5	1.38
10	1.5	1.46
20	1.61	1.66
30	1.9	2
40	2.37	2.4
50	2.8	2.8
60	2.93	2.93
70	3	2.99
80	3	3
90	3	3

Evento 5

Precarga: 40 mmHg

mmhg	vout1	vout2
41	2.05	1.77
10	2.07	1.77
20	2.07	1.83
30	2.11	1.95
40	2.35	2.36
50	2.83	2.91
60	3.31	3.32
70	3.56	3.5
80	3.61	3.6
90	3.63	3.63

Evento 1

mmhg	vout1	vout2
42	2.05	1.84
10	2.07	1.86
20	2.11	1.92
30	2.13	2.04
40	2.36	2.37
50	2.87	3
60	3.33	3.37
70	3.59	3.56
80	3.65	3.64
90	3.68	3.68

Evento 2

mmhg	vout1	vout2
44	2.2	1.99
10	2.2	2
20	2.23	2
30	2.26	2.16
40	2.44	2.5
50	2.96	3
60	3.44	3.44
70	3.72	3.69
80	3.76	3.76
90	3.76	3.76

Evento 3

mmhg	vout1	vout2
41	2.05	1.7
10	2.05	1.77
20	2.06	1.9
30	2.17	2.11
40	2.48	2.47
50	2.96	2.97
60	3.3	3.28
70	3.46	3.4
80	3.5	3.48
90	3.53	3.53

Evento 4

mmhg	vout1	vout2
40	1.99	1.65
10	2	1.73
20	2.01	1.88
30	2.13	2.13
40	2.46	2.47
50	2.92	2.95
60	3.27	3.24
70	3.43	3.33
80	3.45	3.38
90	3.45	3.45

Evento 5

Precarga: 50 mmHg

mmhg	vout1	vout2
51	2.55	2.3
10	2.56	2.33
20	2.56	2.36
30	2.58	2.48
40	2.7	2.76
50	3	3
60	3.5	3.63
70	3.77	3.77
80	3.77	3.77
90	3.77	3.77

Evento 1

mmhg	vout1	vout2
51	2.55	2.31
10	2.55	2.35
20	2.57	2.38
30	2.58	2.53
40	2.69	2.76
50	3	3
60	3.5	3.57
70	3.77	3.77
80	3.77	3.76
90	3.77	3.77

Evento 2

mmhg	vout1	vout2
50	2.5	2.31
10	2.55	2.34
20	2.57	2.45
30	2.58	2.55
40	2.77	2.76
50	3	3
60	3.5	3.58
70	3.76	3.76
80	3.77	3.77
90	3.77	3.77

Evento 3

mmhg	vout1	vout2
51	2.55	2.32
10	2.55	2.35
20	2.57	2.4
30	2.58	2.55
40	2.77	2.77
50	3	3
60	3.48	3.53
70	3.77	3.76
80	3.77	3.77
90	3.77	3.77

Evento 4

mmhg	vout1	vout2
51	2.57	2.4
10	2.57	2.42
20	2.58	2.45
30	2.6	2.58
40	2.77	2.8
50	3	3
60	3.5	3.51
70	3.77	3.77
80	3.77	3.77
90	3.77	3.77

Evento 5

Precarga: 60 mmHg

mmhg	vout1	vout2
60	3	2.82
10	3	2.84
20	3	2.88
30	3	2.91
40	3.06	3.05
50	3.24	3.28
60	3.54	3.57
70	3.77	3.77
80	3.77	3.77
90	3.77	3.77

Evento 1

mmhg	vout1	vout2
60	3	2.86
10	3	2.88
20	3	2.91
30	3	2.96
40	3.1	3.1
50	3.3	3.34
60	3.55	3.59
70	3.77	3.77
80	3.77	3.76
90	3.77	3.77

Evento 2

mmhg	vout1	vout2
60	3	2.8
10	3	2.85
20	3	2.89
30	3	2.89
40	3.08	3.04
50	3.24	3.24
60	3.54	3.58
70	3.77	3.76
80	3.77	3.77
90	3.77	3.77

Evento 3

mmhg	vout1	vout2
60	3	2.75
10	3	2.78
20	3	2.82
30	3	2.88
40	3.05	3.02
50	3.24	3.26
60	3.53	3.57
70	3.77	3.76
80	3.77	3.77
90	3.77	3.77

Evento 4

mmhg	vout1	vout2
60	3	2.4
10	3	2.42
20	3	2.45
30	3.06	2.58
40	3.24	2.8
50	3.57	3
60	3.5	3.61
70	3.77	3.77
80	3.77	3.77
90	3.77	3.77

Evento 5

Precarga: 70 mmHg

mmhg	vout1	vout2
70	3.53	3.26
10	3.54	3.29
20	3.56	3.31
30	3.56	3.35
40	3.56	3.43
50	3.63	3.55
60	3.83	3.8
70	4.2	4.2
80	4.6	4.7
90	4.9	4.9

mmhg	vout1	vout2
70	3.5	3.22
10	3.6	3.24
20	3.59	3.27
30	3.59	3.3
40	3.6	3.38
50	3.64	3.55
60	3.83	3.78
70	4.2	4.21
80	4.6	4.75
90	5	5

Evento 1

mmhg	vout1	vout2
70	3.5	3.24
10	3.55	3.26
20	3.55	3.29
30	3.55	3.32
40	3.56	3.43
50	3.66	3.53
60	3.83	3.84
70	4.21	4.26
80	4.7	4.75
90	5	5

Evento 2

mmhg	vout1	vout2
70	3.5	3.26
10	3.5	3.28
20	3.53	3.31
30	3.53	3.36
40	3.54	3.47
50	3.64	3.57
60	3.83	3.8
70	4.2	4.18
80	4.7	4.76
90	5	5

Evento 1

mmhg	vout1	vout2
70	3.5	3.23
10	3.5	3.24
20	3.5	3.25
30	3.5	3.44
40	3.55	3.53
50	3.64	3.6
60	3.83	3.8
70	4.2	4.75
80	4.7	3.77
90	5	5

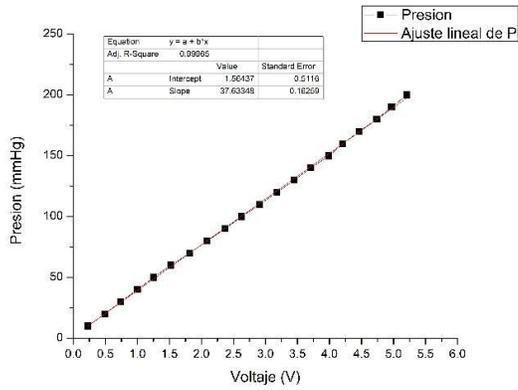
Evento 2

Evento 5

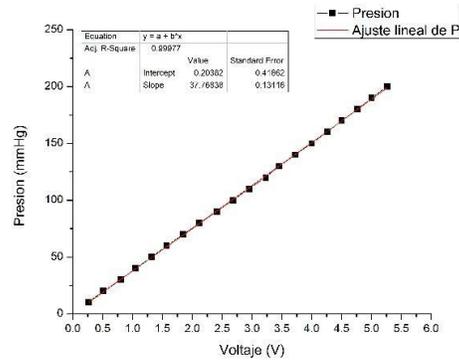
Pruebas sin precarga de aire en el catéter. Ganancia G=200

P [mmHg]	Vout1	Vout2	Vout3	Vout4	Vout5	Vout6	Vout7	Vout8	Vout9	Vout10	Vout11	Vout12	Vout13	Vout14	Vout15
10	0.27	0.23	0.24	0.24	0.25	0.25	0.25	0.25	0.24	0.24	0.25	0.25	0.25	0.25	0.25
20	0.51	0.49	0.5	0.5	0.5	0.5	0.5	0.5	0.5	0.5	0.5	0.5	0.5	0.5	0.5
30	0.8	0.74	0.74	0.75	0.75	0.76	0.76	0.77	0.75	0.75	0.75	0.75	0.75	0.76	0.76
40	1.05	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
50	1.32	1.25	1.26	1.29	1.3	1.31	1.32	1.3	1.3	1.32	1.32	1.32	1.32	1.32	1.32
60	1.57	1.52	1.53	1.54	1.54	1.55	1.55	1.56	1.55	1.56	1.57	1.56	1.59	1.6	1.59
70	1.85	1.82	1.83	1.84	1.85	1.85	1.86	1.85	1.85	1.86	1.86	1.86	1.87	1.87	1.88
80	2.12	2.09	2.09	2.1	2.1	2.1	2.13	2.11	2.11	2.13	2.13	2.12	2.11	2.14	2.1
90	2.41	2.37	2.37	2.38	2.39	2.39	2.4	2.4	2.38	2.4	2.42	2.42	2.4	2.42	2.43
100	2.68	2.63	2.55	2.66	2.66	2.66	2.68	2.67	2.66	2.68	2.7	2.66	2.69	2.7	2.69
110	2.95	2.91	2.9	2.93	2.94	2.93	2.95	2.94	2.93	2.95	2.96	2.96	2.95	2.94	2.95
120	3.23	3.18	3.2	3.2	3.2	3.21	3.22	3.24	3.22	3.24	3.23	3.23	3.22	3.23	3.22
130	3.45	3.45	3.45	3.45	3.45	3.46	3.48	3.46	3.48	3.5	3.49	3.47	3.49	3.48	3.48
140	3.72	3.71	3.69	3.72	3.75	3.72	3.73	3.72	3.73	3.75	3.75	3.74	3.72	3.73	3.73
150	4	3.99	3.98	3.97	4	4	4	3.99	4	4	4	4	4	4	4
160	4.26	4.21	4.19	4.21	4.23	4.23	4.23	4.22	4.23	4.25	4.25	4.25	4.22	4.23	4.22
170	4.5	4.46	4.47	4.47	4.5	4.5	4.49	4.48	4.49	4.5	4.5	4.5	4.45	4.48	4.46
180	4.76	4.74	4.72	4.75	4.75	4.76	4.75	4.73	4.72	4.75	4.74	4.74	4.72	4.7	4.69
190	5	4.97	4.95	4.97	4.98	4.98	4.96	4.96	4.95	4.96	4.96	4.96	4.94	4.93	4.92
200	5.26	5.21	5.22	5.22	5.23	5.22	5.22	5.2	5.19	5.19	5.19	5.19	5.18	5.17	5.17
210	5.52	5.46	5.46	5.46	5.46	5.45	5.42	5.42	5.43	5.42	5.42	5.42	5.4	5.4	5.38
220	5.75	5.7	5.69	5.68	5.68	5.66	5.64	5.63	5.62	5.62	5.61	5.63	5.62	5.62	5.59
230	5.99	5.95	5.94	5.93	5.93	5.9	5.89	5.85	5.82	5.81	5.82	5.81	5.79	5.79	5.74
240	6.22	6.12	6.1	6.11	6.11	6.09	6.05	6	6	5.98	5.96	5.99	5.96	5.91	5.92
250	6.43	6.34	6.33	6.3	6.32	6.33	6.22	6.18	6.17	6.15	6.12	6.14	6.14	6.9	6

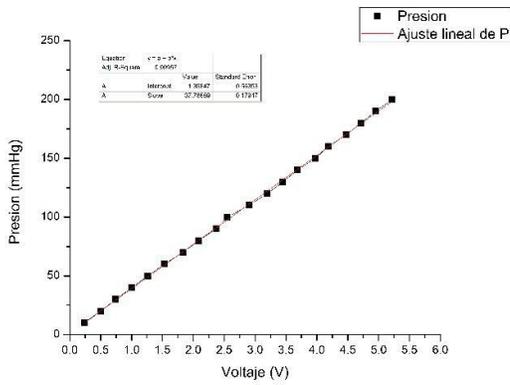
Curvas de comportamiento del sensor de presión para el catéter sin precarga, G= 200



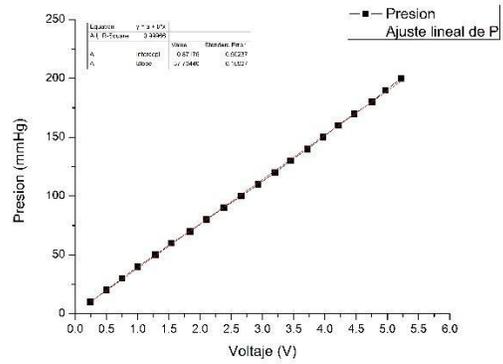
Evento 1



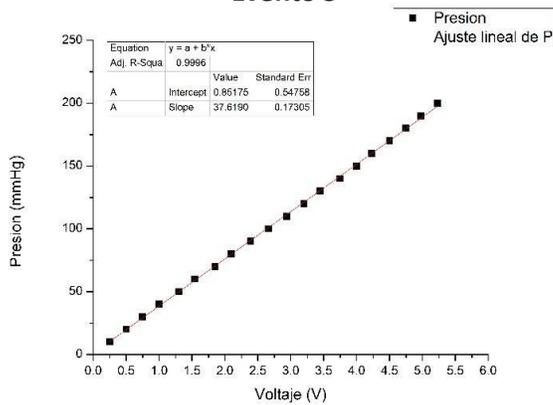
Evento 2



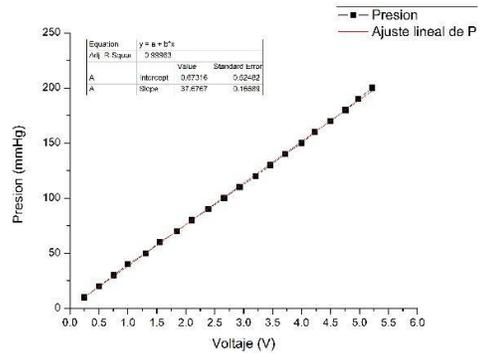
Evento 3



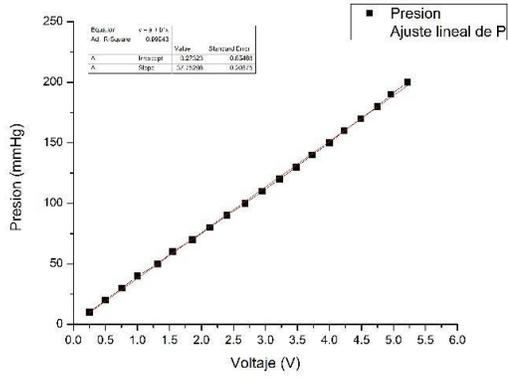
Evento 4



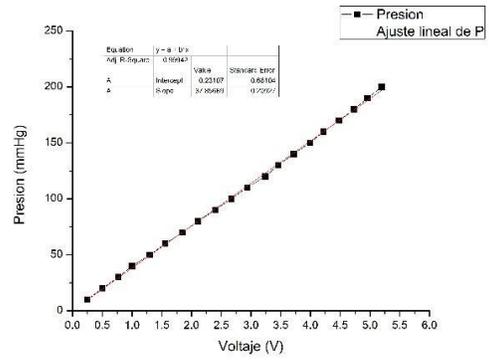
Evento 5



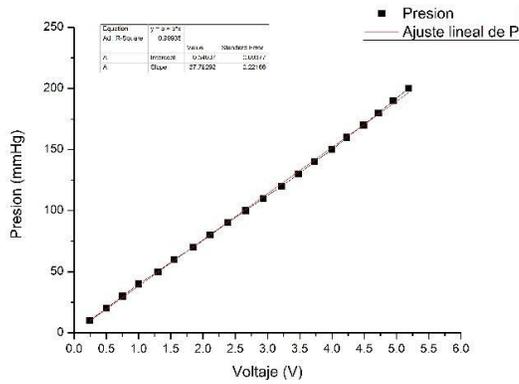
Evento 6



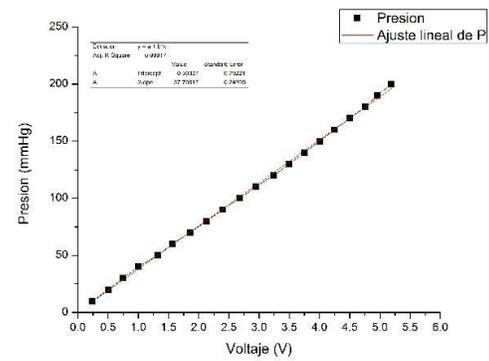
Evento 7



Evento 8



Evento 9

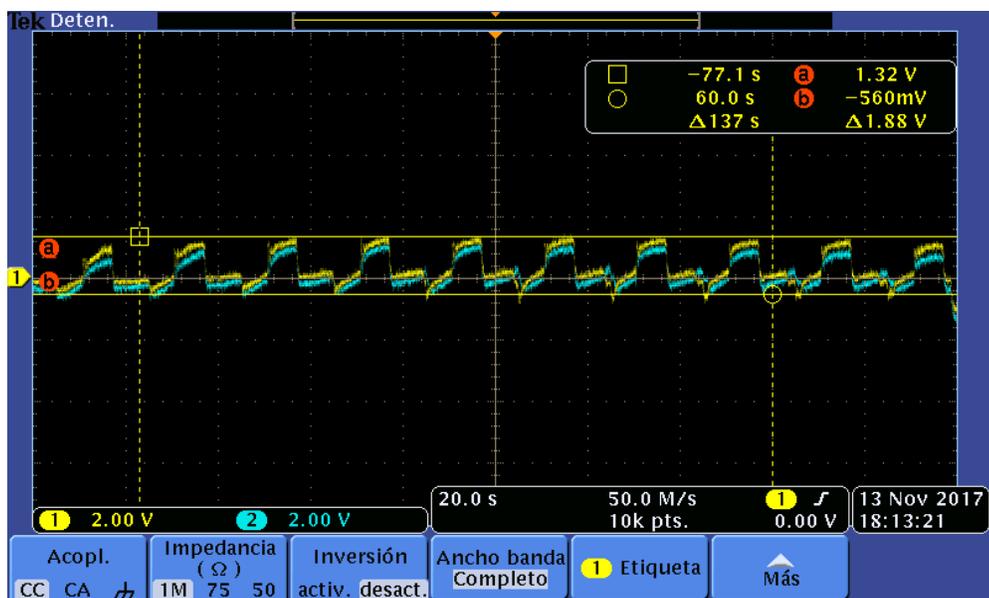
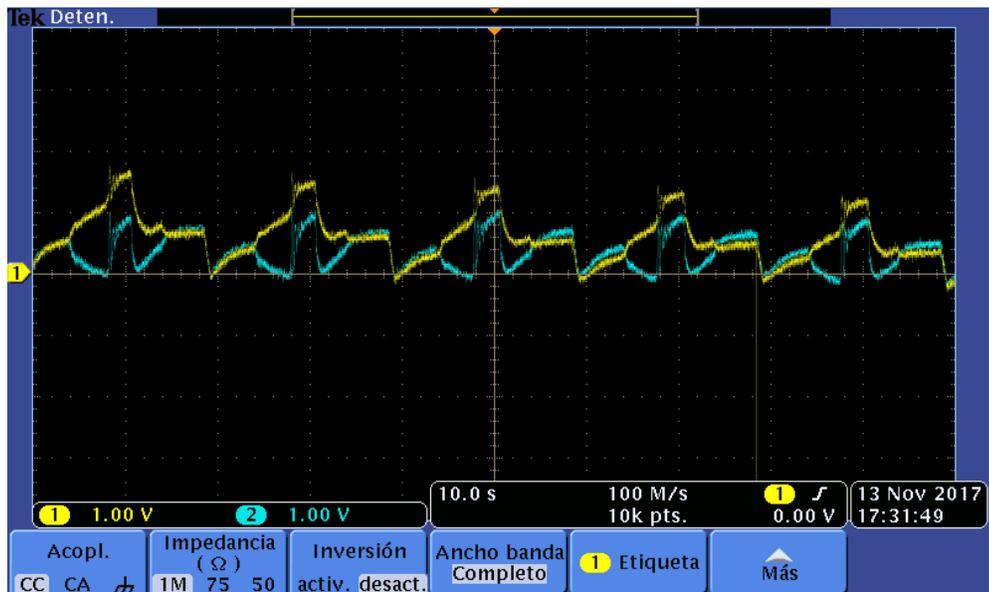


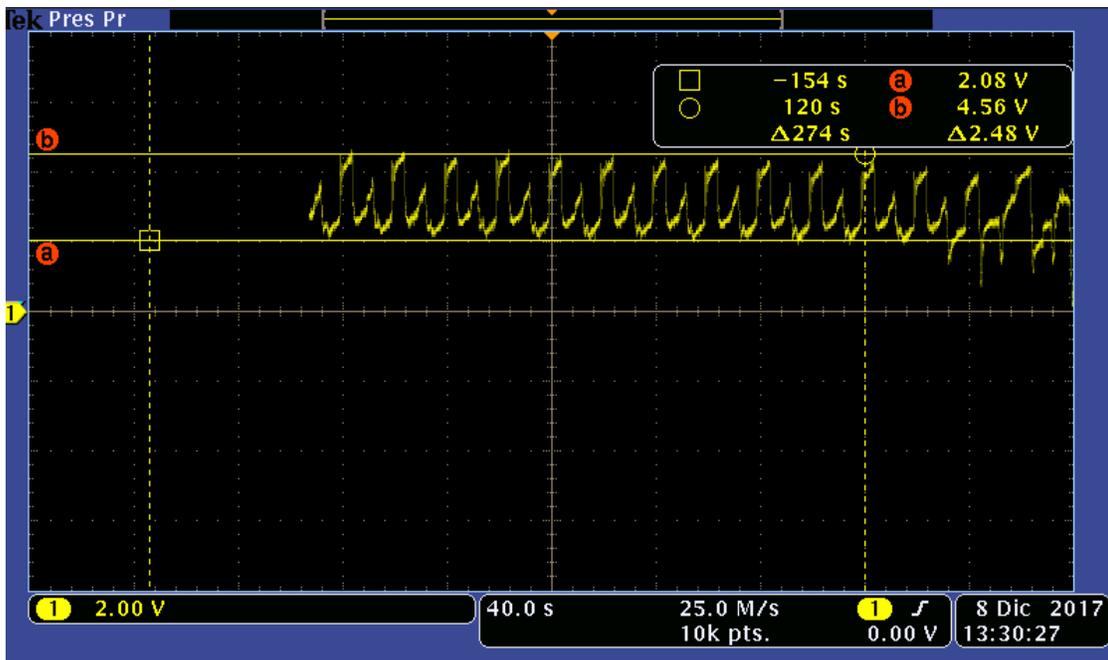
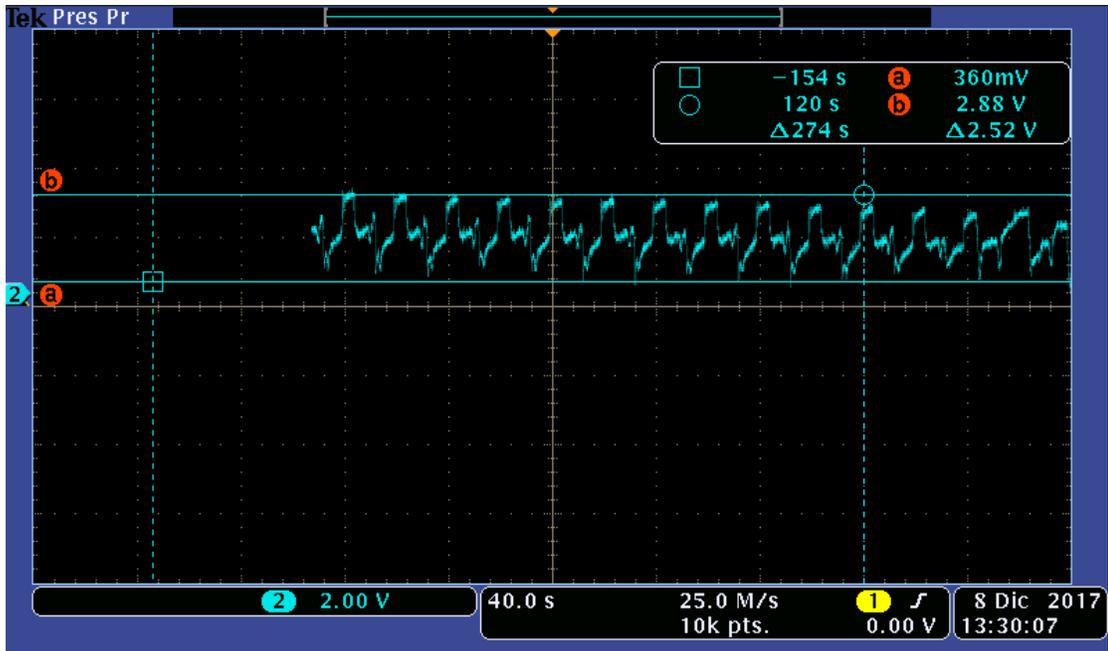
Evento 10

Repetibilidad e histéresis del sensor de presión para G= 800

P [mmHg]	Vout1	Vout2	Vout3	Vout4	Vout5	Vout6	Vout7
10	0.9	0.92	0.96	0.95	0.92	0.95	0.94
20	1.93	1.99	2.01	2.04	1.99	1.98	2
30	2.85	2.88	2.85	2.89	2.86	2.84	2.87
40	3.83	3.84	3.84	3.83	3.77	3.79	3.8
50	4.81	4.81	4.78	4.81	4.8	4.75	4.77
60	5.66	5.67	5.66	5.64	5.64	5.63	5.63
70	6.64	6.64	6.61	6.6	6.57	6.58	6.56
80	7.44	7.4	7.41	7.38	7.37	7.33	7.33
90	8.27	8.26	8.24	8.22	8.15	8.14	8.12
100	9.06	9.04	8.98	8.94	8.93	8.9	8.8
90	8.33	8.32	8.24	8.24	8.22	8.17	8.1
80	7.58	7.5	7.47	7.5	7.43	7.44	7.43
70	6.76	6.7	6.77	6.64	6.65	6.7	6.56
60	5.7	5.72	5.75	5.74	5.74	5.62	5.69
50	4.89	4.81	4.78	4.89	4.8	4.77	4.8
40	3.85	3.81	3.86	3.78	3.8	3.85	3.81
30	2.84	2.92	2.86	2.83	2.84	2.82	2.84
20	1.99	1.94	1.95	1.95	1.92	1.94	1.97
10	0.95	1	0.95	0.92	0.95	0.94	0.93

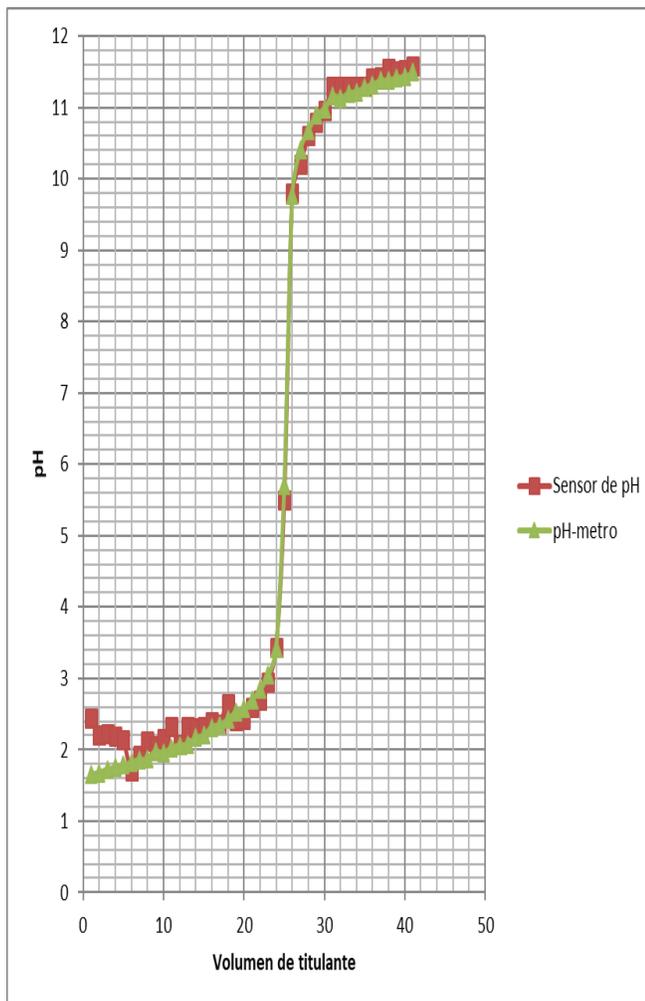
APÉNDICE B. Señales de voltaje generadas por el sensor de presión dentro del simulador





APÉNDICE C: Comparación de datos obtenidos por el sensor de pH y el pH-metro durante pruebas de neutralización de ácido

NaOH		
Vol [ml]	Sensor	pH-metro
0	2.45	1.66
1	2.2	1.674
2	2.23	1.724
3	2.19	1.75
4	2.14	1.78
5	1.71	1.82
6	1.92	1.86
7	2.13	1.87
8	2.06	1.98
9	2.15	1.95
10	2.32	2.03
11	2.08	2.06
12	2.32	2.08
13	2.3	2.17
14	2.33	2.2
15	2.39	2.316
16	2.36	2.35
17	2.65	2.42
18	2.41	2.53
19	2.42	2.58
20	2.6	2.7
21	2.7	2.84
22	2.95	3.04
23	3.44	3.42
24	5.5	5.7
25	9.8	9.77
26	10.2	10.41
27	10.61	10.68
28	10.8	10.9
29	10.96	10.98
30	11.3	11.16
31	11.3	11.13
32	11.3	11.2
33	11.3	11.22
34	11.3	11.28
35	11.42	11.32
36	11.43	11.38
37	11.55	11.38
38	11.52	11.42
39	11.54	11.43
40	11.58	11.49



APÉNDICE D: Sensores de pH

Sensor	Especificaciones	Encapsulado
Semimicro electrodo combinado de pH Orion™ 8193BN ROSS™	Descripción <ul style="list-style-type: none"> • Material: cuerpo de vidrio. • Rango de pH: de 0 a 14. • Intervalo de temperatura: de 0° a 100 °C. • Unión: cerámica. • Dimensiones: 165 de largo (diámetro de 12 mm con 70 mm de largo, sección de 6 mm con 95 mm de largo). • Precisión de pH: 0,01. • Solución de llenado: 3M KCl, Orion N.º de cat. 810007 • Funciona también en el caso extremo de que la diferencia de temperatura de las muestras sea de 50 °C o más. • Con una deriva inferior a 0,002 pH al día, la reestandarización es mínima. • Punta semimicro. • Diámetro del cabezal: 16 mm • Frasco de 60 ml de solución de llenado, Orion N° de cat. 810007 • Laboratorios clínicos, farmacéuticos y de productos alimentarios, donde el tamaño de las muestras sea una limitación. • proporciona lecturas estables para pH 0,01 en menos de 30 segundos. 	 <p>Semimicroelectrodo combinado de pH Orion™ 8103BN ROSS™</p>
Orion™ Economy Series pH Combination Electrodes	<ul style="list-style-type: none"> • Intervalo de pH: 0 a 12 • Temperatura de funcionamiento (métrico): 0° a 80°C • Material Epóxico • Longitud (métrico): 15cm • Longitud del cable (métrico): 1m • Tipos de conector U.S. Standard • Diámetro del cuerpo (métrico): 6mm • Diámetro del tapón (métrico): 10mm • Tipo Non-refillable, semi-micro • proporciona lecturas estables para pH 0,01 en menos de 30 segundos. 	 <p>Orion™ Economy Series pH Combination Electrodes</p>

**Electrodo
combinado
de pH
Orion
9103BNW
P**

- Material: cuerpo de vidrio.
- Rango de pH: de 0 a 14. Intervalo de temperatura: de 0° a 90 °C.
- Tipo de referencia: Ag/AgCl.
- Unión: cerámica. Dimensiones: 120 x 12 mm
- Precisión de pH: 0,02. Longitud de punta: 6,5 x 100 mm
- Solución de llenado: 4M KCl con Ag/AgCl, Orion N.º de cat. 900011
- Diámetro del cabezal: 16 mm
- proporciona lecturas estables para pH 0,01 en menos de 30 segundos.



Electrodo combinado de pH Orion 9103BNWP

Microelectrodo de pH Orion™ 9826BN

- Descripción Microelectrodo de pH
- Diámetro (imperial) Cuerpo: 0,24 pulg
- Diámetro del cuerpo (métrico): 6 mm
- Diámetro del tapón (métrico): 2,5 mm
- Tipo de solución de llenado: 4M KCl con Ag/AgCl, Orion N.º cat. 900011
- Referencia interna: Ag/AgCl
- Junta: Cerámica
- Longitud (imperial): 8,98 pulg
- Longitud del cable (imperial): 3,28 pies
- Longitud (métrico): 228 mm
- Longitud del cable (métrico): 1 m
- Material: Vidrio
- N.º mín.: 2 mm
- Precisión: 0,02
- Temperatura de funcionamiento (métrico): De 0° a 80 °C
- proporciona lecturas estables para pH 0,01 en menos de 30 segundos.

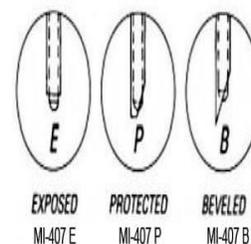


Microelectrodo de pH Orion™ 9826BN

**MI-407
Needle pH
Microelectrodes**

- Longitud total: 9.8 cm
- Diámetro exterior: 6.5 mm
- Diámetro de la aguja: 0.8 mm
- Tiempo de respuesta: 10 to 15 segundos
- Profundidad de inmersión: 1.0 mm
- Sensibilidad: pH 0 to 14
- Rango de temperatura: -5°C to 100° C
- Longitud de la aguja 6.4 cm

Tip Selections for Needle Combination



**MI-506
Esophageal
pH
Microelectrodes**

- Longitud: 3m
- Diámetro: 1.8 mm
- Diámetro del electrodo 1.3 mm
- Rango de pH: 0 a 14
- Tiempo de respuesta: 5 to 15 segundos
- Profundidad de inmersión: 1.0 mm
- Ruido: max 0.03 pH
- Rango de temperatura: 15°C a 50° C
- Resistencia eléctrica: 1500 MOhms at 25oC
- Esterilización: Químico o gas



**InLab
Max Pro
ISM**

- Tipo de sensor: Electrodo de pH combinado con sensor de temperatura e ISM
- Intervalo de medición: pH 0 – 14
- Intervalo de temperatura: 0 °C – 100 °C
- Tipo de unión: Manguito inmóvil de vidrio
- Sistema de referencia: ARGENTHAL™ con trampa Ag+
- Electrolito de referencia: FRISCOLYT-B®
- Tipo de vidrio de la membrana: Vidrio HA
- Resistencia de la membrana (25 °C): < 600 MΩ
- Material del eje: vidrio
- Diámetro del eje: 12 mm
- Longitud del eje: 120 mm
- Sensor de temperatura: NTC 30 kΩ



**InLab
Routine
Go-ISM**

- Tipo de sensor: Electrodo de pH combinado con sensor de temperatura e ISM
- Intervalo de medición: pH 0 – 14
- Intervalo de temperatura: 0 °C – 100 °C
- Cable y conectores: 1,8 m BNC (IP67)/RCA (Cinch)
- Sistema de referencia: ARGENTHAL™ con trampa Ag+
- Electrolito de referencia: 3 mol/l KCl
- Tipo de vidrio de la membrana: Vidrio HA
- Resistencia de la membrana (25 °C): < 600 MΩ
- Material del eje: Vidrio
- Diámetro del eje: 12 mm
- Longitud del eje: 120 mm
- Sensor de temperatura: NTC 30 kΩ
- Zona de temperatura de la unidad base: 0 °C – 100 °C



**InLab
Versatile
Pro**

- Tipo de sensor: Electrodo de pH combinado con sensor de temperatura
- Intervalo de medición: pH 0 – 14
- Intervalo de temperatura: 0 °C – 100 °C
- Cable y conectores: 1,2 m BNC/RCA (Cinch)
- Sistema de referencia: ARGENTHAL™ con trampa Ag+
- Electrolito de referencia: 3 mol/l KCl
- Tipo de vidrio de la membrana: Vidrio en U
- Resistencia de la membrana (25 °C): < 250 MΩ
- Material del eje: Polisulfona
- Diámetro del eje: 12 mm
- Longitud del eje 120 mm
- Sensor de temperatura: NTC 30 kΩ



**In lab flex-
micro**

- Tipo de sensor: Electrodo de pH combinado
- Intervalo de medición: pH 0 – 14
- Intervalo de temperatura: 0 °C – 80 °C
- Cable y conectores: 1,0 m BNC
- Sistema de referencia: ARGENTHAL™ con trampa Ag+
- Electrolito de referencia: Gel
- Tipo de vidrio de la membrana: Vidrio en U
- Resistencia de la membrana (25 °C): < 600 MΩ
- Material del eje: Epoxi
- Diámetro del eje: 6 mm
- Longitud del eje: 180 mm
- Sensor de temperatura: No
- Eje flexible



**InLab
micro**

- Tipo de sensor Electrodo de pH combinado
- Intervalo de medición: pH 0 – 14
- Intervalo de temperatura: 0 °C – 80 °C
- Cable y conectores: S7
- Sistema de referencia: ARGENTHAL™ con trampa Ag+
- Electrolito de referencia: 3 mol/l KCl
- Tipo de vidrio de la membrana: Vidrio en U
- Resistencia de la membrana (25 °C): < 600 MΩ
- Material del eje: Vidrio
- Diámetro del eje: 3 mm
- Longitud del eje: 60 mm
- Sensor de temperatura: No



**InLab
Micro ISM**

- Tipo de sensor: Electrodo de pH combinado con sensor de temperatura e ISM
- Intervalo de medición: pH 0 – 14
- Intervalo de temperatura: 0 °C – 100 °C
- Cable y conectores: MultiPin™
- Sistema de referencia: ARGENTHAL™ con trampa Ag+
- Electrolito de referencia: 3 mol/l KCl
- Tipo de vidrio de la membrana: Vidrio en U
- Resistencia de la membrana (25 °C): < 300 MΩ
- Material del eje: Vidrio
- Diámetro del eje: 5 mm
- Longitud del eje: 130 mm
- Sensor de temperatura NTC 30 kΩ



**InLab
Nano**

- Tipo de sensor: Electrodo de pH combinado
- Intervalo de medición: pH 0 – 14
- Intervalo de temperatura: 0 °C – 80 °C
- Cable y conectores: 1,0 m BNC
- Sistema de referencia: Ag/AgCl
- Electrolito de referencia: 3 mol/l KCl AgCl saturado
- Tipo de vidrio de la membrana: Vidrio en U
- Resistencia de la membrana (25 °C): < 250 MΩ
- Material del eje: Acero inoxidable
- Diámetro del eje: 1,7 mm
- Longitud del eje: 30 mm
- Sensor de temperatura No



**InLab
NMR**

- Tipo de sensor: Electrodo de pH combinado
- Intervalo de medición: pH 0 – 14
- Intervalo de temperatura: 0 °C – 80 °C
- Cable y conectores: S7
- Sistema de referencia: Ag/AgCl
- Electrolito de referencia: 3 mol/l KCl AgCl saturado
- Tipo de vidrio de la membrana: Vidrio en U
- Resistencia de la membrana (25 °C): < 1.000 MΩ
- Material del eje: Vidrio
- Diámetro del eje: 3 mm
- Longitud del eje: 200 mm
- Sensor de temperatura No



**InLab
SemiMicro**

- Tipo de sensor: Electrodo de pH combinado
- Intervalo de medición: pH 0 – 12
- Intervalo de temperatura: 0 °C – 100 °C
- Cable y conectores: S7
- Sistema de referencia: ARGENTHAL™
- Electrolito de referencia: Polímero XEROLYT® EXTRA
- Tipo de vidrio de la membrana: Vidrio A41
- Resistencia de la membrana (25 °C): < 600 MΩ
- Material del eje: Vidrio
- Diámetro del eje: 6 mm
- Longitud del eje: 100 mm
- Sensor de temperatura No



**InLab
UltraMicro
o ISM**

- Intervalo de medición: pH 1 – 11
- Intervalo de temperatura: 0 °C – 80 °C
- Cable y conectores: MultiPin™
- Sistema de referencia: ARGENTHAL™ con trampa Ag+
- Electrolito de referencia: 3 mol/l KCl
- Tipo de vidrio de la membrana: LoT
- Resistencia de la membrana (25 °C): < 700 MΩ
- Material del eje: Vidrio
- Diámetro del eje: 3 mm
- Longitud del eje: 40 mm
- Sensor de temperatura: No
- Zona de temperatura de la unidad base: 0 °C – 80 °C

