



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO
PROGRAMA DE MAESTRÍA Y DOCTORADO EN INGENIERÍA
MECÁNICA – MECATRÓNICA

DISEÑO DE UN MECANISMO PARA UN SIMULADOR ESOFÁGICO

TESIS
QUE PARA OPTAR POR EL GRADO DE:
MAESTRO EN INGENIERÍA

PRESENTA:
ING. HERNÁNDEZ ANGULO JUAN ALEJANDRO

TUTORES
DR. ALBERTO CABALLERO RUIZ, CENTRO DE CIENCIAS APLICADAS Y
DESARROLLO TECNOLÓGICO
DR. LEOPOLDO RUIZ HUERTA, CENTRO DE CIENCIAS APLICADAS Y
DESARROLLO TECNOLÓGICO

MÉXICO, D. F. NOVIEMBRE 2015



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

AGRADECIMIENTOS

Este trabajo se desarrolló en el Centro de Ciencias Aplicadas y Desarrollo Tecnológico de la Universidad Nacional Autónoma de México, con la tutoría del Dr. Alberto Caballero Ruíz y del Dr. Leopoldo Ruiz Huerta del Laboratorio Nacional de Manufactura Aditiva, Digitalización 3D y Tomografía Computarizada. Este proyecto fue sustentado por los proyectos CONACT-LAB-2014-01-232719, CONACyT-INFR-2014-02-2305199, UNAM-PAPIME PE103214 y DGAPA-UNAM a través del proyecto IN-108015.

AGRADECIMIENTOS

Es verdad que una gran meta se cumple con el apoyo de grandes personas, mentores, familia, amigos, etc., pero solo hay una persona sin la cual el camino hubiese sido casi infranqueable, no por su habilidad o destreza en algún tipo de arte o ciencia, sino por el amor y dedicación que día a día entrega a sus seres amados. Por ello escribo estas líneas que sin duda reflejan un profundo agradecimiento a mi madre, a la cual dedico este trabajo.

Quiero agradecer al Dr. Alberto Caballero y al Dr. Leopoldo Ruiz, quienes con paciencia y generosidad me han brindado guía, compartido el conocimiento y la sabiduría necesaria para desarrollarme en este ciclo de mi vida. Gracias por permitirme la oportunidad de trabajar no solo con grandes investigadores sino también con grandes personas.

Agradezco el apoyo del Dr. Gabriel Ascanio, sus observaciones y comentarios fueron indispensables para el desarrollo de este proyecto, además de ser de gran importancia para mi formación ingenieril.

Quiero agradecer a mi familia, pero sobre todo a mis hermanas Ariadna y Erika, gracias por su apoyo incondicional. Gracias a Homero y a Roque, grandes amigos y compañeros de laboratorio con quienes he tenido la fortuna de compartir muy buenos momentos.

Un profundo agradecimiento a todos aquellos con quienes he disfrutado muchos de los mejores momentos de mi vida y que siempre me han brindado algo que considero muy valioso, su amistad.

Índice

Capítulo I. Antecedentes	1
1.1 Sobre el esófago y la deglución	1
1.1.1 Técnicas de estudio para el esófago.	3
1.1.2 Características del comportamiento esofágico.	6
1.2 Desordenes esofágicos.	8
Capítulo II Planteamiento	10
2.1 El problema.....	10
Objetivo	10
2.2 Alcances.....	10
2.3 Organización del trabajo.....	10
2.4 Estado del arte para simuladores esofágicos.....	11
2.5 Requerimientos para el simulador esofágico.....	13
2.6 Especificaciones del mecanismo esofágico.....	14
Capítulo III Desarrollo	15
3.1 Sistemas abordados en el simulador esofágico	15
3.2 Propuestas de mecanismo para el simulador esofágico.	15
3.2.1 Propuesta de acción mecánica.....	15
3.2.2 Propuesta de accionamiento neumático	16
3.3 Selección de propuesta.....	17
3.4 Validación del material para el subsistema mecanismo.	19
3.4.1 Propiedades de la silicona.....	20
3.4.2 Siliconas con características deseables.	21
3.4.2.1 Caucho sintético.	21
3.4.2.2 Caucho de silicona.	22
3.4.3 Material seleccionado.	23
3.5 Diseño del mecanismo del simulador.	24
3.5.1 Primera iteración del diseño	25
3.5.2 Segunda iteración del diseño	27

3.5.3 Tercera iteración del diseño	30
3.5.4 Cuarta iteración del diseño	32
3.6 Evaluación de los diseños de cavidad con respecto al modelo matemático de la onda peristáltica	37
3.7 Configuración para el simulador esofágico.....	42
3.8 Implementación electroneumática.....	42
3.8.1 Implementación neumática	42
3.8.2 Respuesta del transductor	44
3.8.3 Implementación eléctrica	48
3.9 Planteamiento del funcionamiento para el simulador esofágico.....	50
3.10 Fatiga del material	51
Capítulo IV Resultados	53
4.1 Estudio del comportamiento de conducto esofágico	53
4.1.1 Análisis con rayos X.....	53
4.1.2 Análisis de presión en los elementos estranguladores.....	60
4.1.3 Análisis de la onda peristáltica generada	60
4.2 Secuencias de funcionamiento y pruebas de transporte.....	61
4.2.1 El bolo alimenticio.....	62
4.2.2 Secuencia de transporte establecida para el simulador esofágico.....	62
Conclusiones.....	66
Trabajo a futuro.....	67
Referencias	68

Índice de Figuras

Figura 1. Sistema digestivo.....	1
Figura 2. Composición muscular del esófago.	2
Figura 3. Nervio vago y empaquetamiento del bolo alimenticio.....	2
Figura 4. Fluoroscopia del tránsito esofágico.	3
Figura 5. Fluoroscopia del tránsito esofágico en la zona de LES.....	4
Figura 6. Onda peristáltica no envolvente.....	5
Figura 7. Relación los productos de las fluoroscopia, manometría, impedancia y representación topográfica [2].....	6
Figura 8. Topografía de presiones en el esófago [2].....	7
Figura 9. Aportaciones en presión de la inhalación y exhalación al LES [2].	8
Figura 10. Estructura en contracción y expansión total [13].	12
Figura 11. Controlador de flujo esofágico [14].	12
Figura 12. Robot del proceso de deglución [15].	12
Figura 13. Desarrollo de esófago artificial de Silicón [16].....	13
Figura 14. Modelo de acción mecánica.	16
Figura 15. Propuesta neumática.....	17
Figura 16. Matriz QFD para el actuador esofágico.	18
Figura 17. Caucho de silicón de la serie ECOFLEX	24
Figura 18. Diseños de la primera iteración.	25
Figura 19. Diseño D1-1 aplicando presión de 15 [kPa].	26
Figura 20. Diseño D1-2 aplicando presión de 10 [kPa].	26
Figura 21. Diseños de la segunda iteración.	27
Figura 22. Diseño D2-1 aplicando presión de 7.5 [kPa].	28
Figura 23. Diseño D2-2 aplicando presión de 15 [kPa].	29
Figura 24. Deformación del modelo para D2-1 al ser inflado con una presión de 10 [kPa].....	29
Figura 25. Diseño de la tercera iteración.....	30
Figura 26. Diseño D3 aplicando presión de 10 [kPa].	31
Figura 27. Elaboración de pruebas al modelo del diseño D3.....	32
Figura 28. Diseño de la cuarta iteración.	33
Figura 29. Diseño D4 aplicando presión de 50 [kPa].	33

Figura 30. Configuración de medio conducto esofágico con el diseño D4.	34
Figura 31. Diseño D4 en configuración de medio conducto esofágico.	35
Figura 32. Configuraciones para el análisis del modelo funcional.	36
Figura 33. Pruebas de funcionamiento al modelo funcional del diseño D4.	37
Figura 34. Forma de la onda peristáltica en el dominio del tiempo.	38
Figura 35. Forma de a onda peristáltica en el dominio de la distancia recorrida.	38
Figura 36. Deformación del diseño D4 comparado con el modelo de Misra y Pandey [26].	40
Figura 37. Configuración del conducto esofágico.	42
Figura 38. Conexión neumática.	43
Figura 39. Esquema e imagen del transductor ITV0030-3BS [27].	44
Figura 40. Tiempo de reacción del transductor.	44
Figura 41. A: Prueba sin carga arriba; B: prueba con carga abajo.	46
Figura 42. DAC MCP4725 y microcontrolador ATMEGA328P.	48
Figura 43. Circuito que proporciona la secuencia al actuador.	49
Figura 44. Configuración para la automatización del conducto esofágico.	50
Figura 45. Planteamiento del funcionamiento para el simulador esofágico.	51
Figura 46. Fatiga por flexión en cauchos de silicón Shin-Etsu [28].	52
Figura 47. Análisis con rayos X.	53
Figura 48. Configuraciones computacionales del diseño D4	59
Figura 49. Estudio del incremento en la presión en cavidades vecinas.	60
Figura 50. Conducto esofágico con recubrimiento.	61
Figura 51. Diferentes tipos de bolos alimenticios probados.	62

Índice de Tablas

Tabla 1. Propiedades de los materiales de la serie “ECOFLEX”	24
Tabla 2. Presión a la que el cierre del conducto no permite el paso de 10 [ml] de agua.....	36
Tabla 3. Comparación de la onda peristáltica generada en los diferentes diseños.	40
Tabla 4. Onda peristáltica generada en variantes del diseño D4.....	41
Tabla 5. Tiempo de respuesta del transductor sin carga.	45
Tabla 6. Tiempo de respuesta del transductor con carga.....	45
Tabla 7. Respuesta de los diferentes transductores de presión.	47
Tabla 8. Estudio del comportamiento del conducto esofágico con ayuda de rayos X.	56
Tabla 9. Comparación del comportamiento entre la simulación y el modelo.	58
Tabla 10. Secuencia para el transporte del bolo en el actuador esofágico.....	65

Introducción

El esófago es un órgano hueco muscular de aproximadamente 20-24 cm de longitud, cuya función primordial es la propulsión del bolo alimenticio y los fluidos que recibe de la faringe hacia el estómago. Los síntomas de enfermedad esofágica están entre los más comúnmente encontrados en gastroenterología [1]. Entre los padecimientos relacionados con el esófago se encuentran la disfagia, la acalasia, esófago de Barrett, entre otros.

En este trabajo se presenta el desarrollo de un simulador esofágico, el cual permitirá replicar algunos comportamientos del esófago, y así probar nuevos tratamientos para algunos de los padecimientos que lo afectan. Así mismo, se describen los procesos de diseño y fabricación del sistema, considerando las características del proceso de deglución cuando exista o no la presencia de algún padecimiento esofágico.

La estructura de este trabajo está conformada por cuatro capítulos durante los cuales se describe el proceso de desarrollo para crear un mecanismo que simule el comportamiento esofágico. El primer capítulo es de antecedentes, en él se mencionan algunas características de esófago como parte del sistema digestivo, durante el segundo capítulo se trata sobre el planteamiento del problema, el capítulo tres muestra las propuestas de diseño para el ya mencionado mecanismo y la configuración de la propuesta seleccionada, finalmente el capítulo cuatro muestra los resultados obtenidos con dicha propuesta, así como la conclusiones de este trabajo.

1 Antecedentes

1.1 Sobre el esófago y la deglución

Se denomina deglución al tránsito del bolo alimenticio desde la boca, pasando por la faringe y el esófago, hasta llegar al estómago. El bolo alimenticio es una especie de paquete generado cuando el alimento entra a la boca y es molido, amasado y humedecido por dientes, lengua y saliva. La parte del cuerpo humano que involucra la deglución es el sistema digestivo, el cual se integra por diversos órganos que van desde las cavidad oral, hasta el ano [31]. Ver figura 1 A.

El esófago es un órgano indispensable de este sistema y está compuesto por músculos que generan movimiento peristáltico mediante contracciones secuenciales, con lo cual se transporta al bolo alimenticio desde la faringe hasta el estómago, lo que hace al esófago una zona de paso cuya función es controlar el flujo, dosificarlo e impedir que se devuelva, inclusive algún producto proveniente del estómago (ácidos gástricos) [3].

En esencia el esófago es un tubo hueco normalmente cerrado, delimitado en la parte cercana a la faringe por el esfínter esofágico superior (UES, por sus siglas en inglés) y en la parte cercana la estómago por el esfínter esofágico inferior (LES, por sus siglas en inglés). El UES está formado en su mayoría por fibras caudales de los músculos cricofaríngeo y el constrictor faríngeo inferior. Si dividimos en cuatro partes el esófago, de la faringe al estómago, en el primer cuarto predomina la presencia de músculo longitudinal (o estriado), entre el primer y segundo cuarto existe una zona de transición en la que el músculo estriado desaparece dejando musculo circular (o liso), siendo los últimos dos cuartos y el LES de músculo circular [3]. Ver figura 1 B.

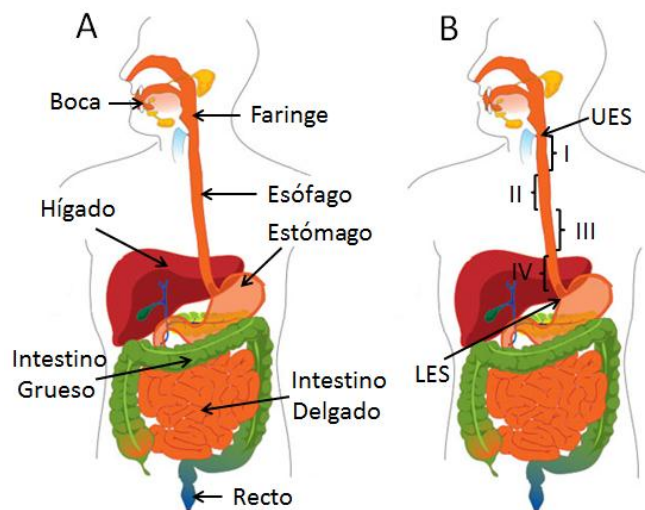


Figura 1. Sistema digestivo [31].

La pared de todo el esófago está integrada por submucosa, mucosa y tejido muscular, elementos que cumplen la función de sellar completamente el conducto cuando éste cierra (previniendo el reflujo), mientras que los músculos proporcionan la capacidad de movimiento al esófago [2]. Ver figura 2.

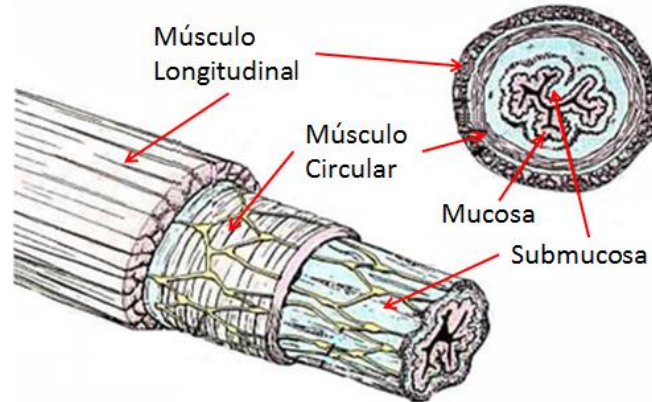


Figura 2. Composición muscular del esófago [33].

El comportamiento del esófago cuando se lleva a cabo la deglución está controlado por uno de los mecanismos neurológicos más complejos del cuerpo humano, conlleva una secuencia de contracción y relajación en los músculos y mucosa que integran el largo del conducto, esto permite mantener un empaquetado en el bolo alimenticio que no permita filtraciones durante el transporte al estómago [1].

El funcionamiento inicia con la estimulación eléctrica del extremo distal del nervio vago que simultáneamente activa todas las fibras eferentes del mismo, activando sólo el segmento y el tipo de músculo necesario para llevar a cabo el transporte, por lo cual es necesaria la estimulación vagal para generar las contracciones simultáneas que dan paso a la peristalsis y que ocurren sólo durante el periodo de estimulación y hasta que el bolo llegue al estómago. El músculo estriado del esófago depende de una secuencia del sistema nervioso central para contraerse, mientras que mecanismos intrínsecos neuronales son capaces de producir la secuencia peristáltica en el músculo liso o circular [1]. Ver figura 3.

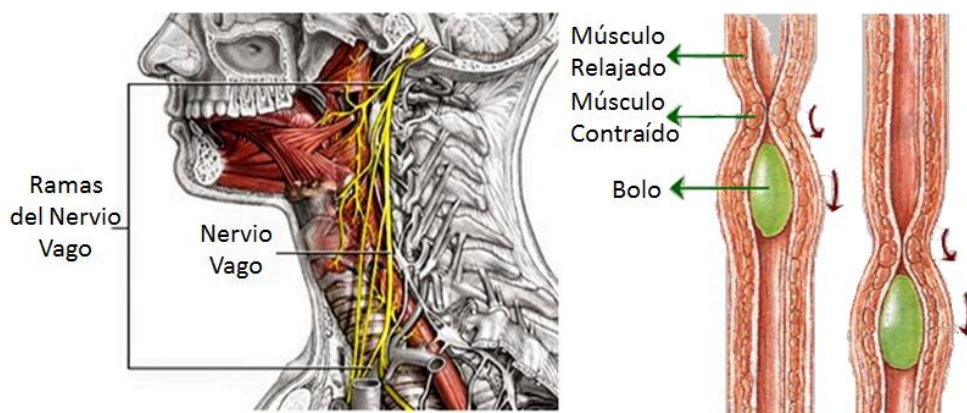


Figura 3. Nervio vago y empaquetamiento del bolo alimenticio [32].

1.1.1 Técnicas de estudio para el esófago.

Para conocer el comportamiento del esófago el área médica emplea diferentes técnicas que pudieran agruparse en aquellas que son de forma cuantitativa y cualitativa. Por el lado cualitativo encontramos estudios basados en imágenes de rayos X que permiten observar el comportamiento del esófago, como la “fluoroscopia”, y por el lado cuantitativo podemos encontrar diversos estudios que permiten registrar la presión existente a lo largo del conducto producto de paso del bolo alimenticio y el movimiento peristáltico, por lo general la forma de lograr dicho objetivo es gracias al uso de catéteres con sensores integrados que son introducidos por la boca, ejemplo de estos métodos son la “manometría esofágica” y el “monitoreo de impedancia intraluminal”.

Fluoroscopia: Es un método de obtención de imágenes con rayos X en tiempo real, por lo general de zonas gástricas y digestivas del cuerpo humano, lo que es especialmente útil para guiar una gran variedad de exámenes, diagnósticos e intervenciones. La fluoroscopia muestra el movimiento gracias a una serie de tomas de imágenes obtenidas a una frecuencia máxima de entre 25 y 30 cuadros completos por segundo. Esto es similar a la manera de transmitir imágenes de televisión o videos convencionales. La prueba se apoya en soluciones (por lo general a base de bario) que al ser ingeridas permiten al médico una mejor definición del actuar en las partes de interés del sistema digestivo a medida que la solución va recorriendo su camino a los intestinos [25]. Esta técnica se emplea en el estudio del esófago para conocer la forma en que éste opera cuando una persona traga un bolo de ciertas características médicas, diversos videos de personas sanas y con enfermedades esofágicas fueron analizados con la finalidad de conocer la forma real en que el esófago transporta el bolo alimenticio. En la figura 4 se muestran imágenes de cómo es el tránsito del bolo a lo largo del esófago en una persona sana, la secuencia de imágenes muestra desde que el bolo entra al esófago hasta que llega al esfínter esofágico inferior, el cual permite la entrada al estómago.

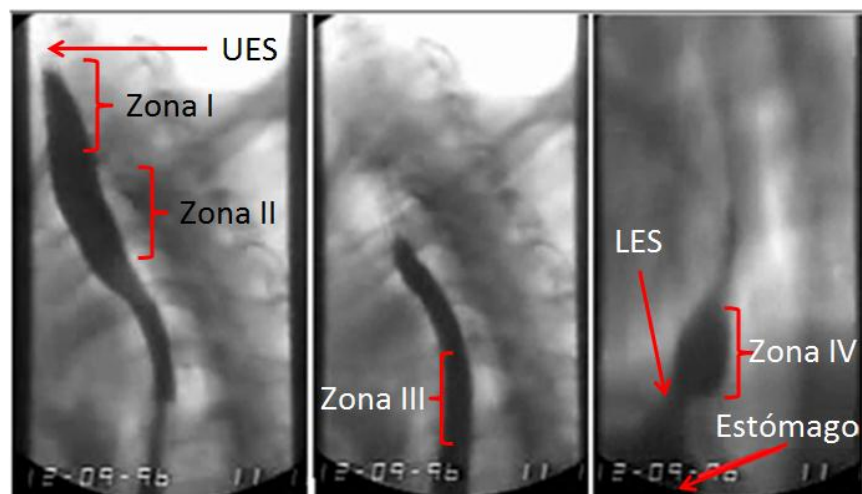


Figura 4. Fluoroscopia del tránsito esofágico [34].

Como se puede apreciar en la figura 4, cuando en una persona que está de pie circula por su esófago un bolo líquido de baja viscosidad, la onda peristáltica que se genera en el cuerpo humano no presenta forzosamente un periodo repetible, más bien, se puede apreciar una onda que permite el tránsito de una forma compacta, que no permita filtraciones en el empaquetado y que requiera el menor esfuerzo, ya que como podemos ver, el bolo está encapsulado en una sola onda tan larga como es necesario para cubrir todo el contenido el esfínter esofágico inferior (última parte del esófago) simplemente dosifica la cantidad de contenido que va entrado al estómago. Ver figura 5.

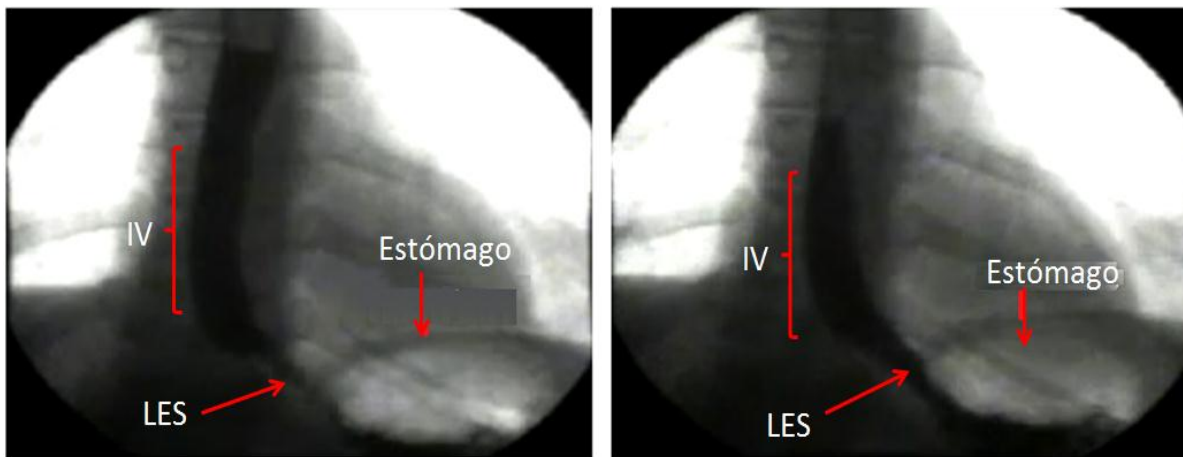


Figura 5. Fluoroscopia del tránsito esofágico en la zona de LES [34].

Gracias a la fluoroscopia se pueden ver casos (generalmente en líquidos) en los que la longitud de la onda de transporte varía según los requerimientos de la forma del bolo y de la capacidad del esófago para transportarlo y no se asemeja a algún tipo de onda establecida (dígase sinusoidal o de algún otro tipo que presente un periodo repetible), más bien, a lo largo del conducto se lleva a cabo un empaquetado del bolo que permita su completo transporte y dosificación al estómago.

Sin embargo, se encontraron casos en los que el paquete que debiera de envolver al bolo, no lo hace completamente durante el tránsito del líquido, como se muestra en la figura 6.

Se puede observar que simplemente se deja caer hasta que llega al esfínter esofágico inferior, permitiéndonos pensar que la manera de transportar el bolo a lo largo del esófago no se lleva a cabo con una forma de onda definida para todos los casos, más bien, se busca una manera de transporte eficientemente en la que pudiéramos pensar que se ve involucrado el ahorro de energía, tiempo, dosificación y sellado para dosificar el bolo alimenticio al estómago.

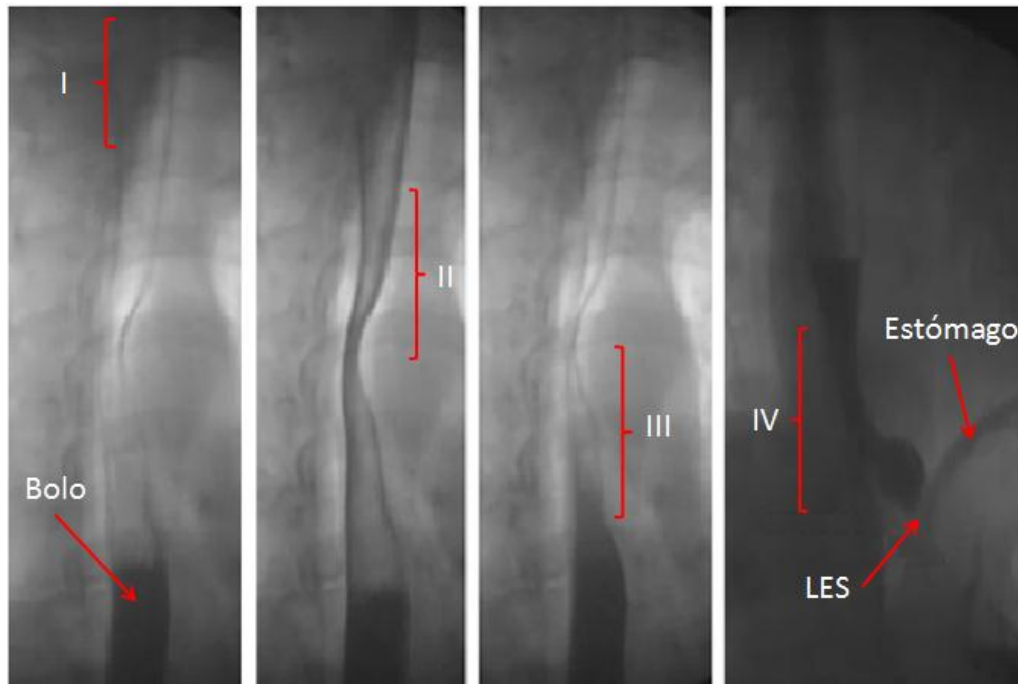


Figura 6. Onda peristáltica no envolvente [34].

Manometría Esofágica: Consiste en introducir una sonda delgada y sensible a la presión a través de la boca o nariz hasta que llegue al estómago, una vez ahí, es ubicada para que adquiera la posición deseada en el esófago. Colocada la sonda la persona traga para que sea posible medir la presión generada por las contracciones musculares a lo largo del conducto y de esta manera ver, si la contracción y relajación se realiza apropiadamente, si existe la presencia de patrones de comportamiento que pudieran diagnosticar anomalías en la fortaleza del músculo y detectar zonas en que se presenten determinados comportamientos [4].

Monitoreo de Impedancia intraluminal: Esta técnica se basa en la detección continua de la conductividad eléctrica en un medio, en este caso el esófago, y en los cambios que un elemento como el bolo alimentario puede producir en dicha variable, este monitoreo se lleva a cabo a través de electrodos situados a lo largo de una sonda. Esta técnica permite detectar un cambio en la resistencia al flujo de corriente entre los 2 electrodos, cuando un bolo líquido o de gas cruza a través de ellos. La sonda cuenta con electrodos en forma de anillos distribuidos a intervalos de entre 3 a 5 centímetros y sus lecturas son reflejadas en perfiles de presión que pueden representarse como patrones topográficos del proceso peristáltico [2].

Todas las técnicas de estudio antes mencionadas tienen por objetivo conocer el comportamiento del esófago, en la figura 7 se muestra la relación entre cada una de estas técnicas: en la figura 7A se muestra la colocación de la sonda a lo largo del esófago; para manometría SH# (hoyo del sensor), para impedancia Ω # (anillos de impedancia o electrodos).

En la figura 7B se muestra la relación entre el estudio de fluoroscopia (imagen del paso del bolo al fondo) y los perfiles de presión arrojados por el estudio de impedancia intraluminal. En la figura 7C Muestra la relación entre la representación topográfica de presiones durante el tránsito del bolo y los perfiles de presión obtenidos con la técnica de manometría esofágica.

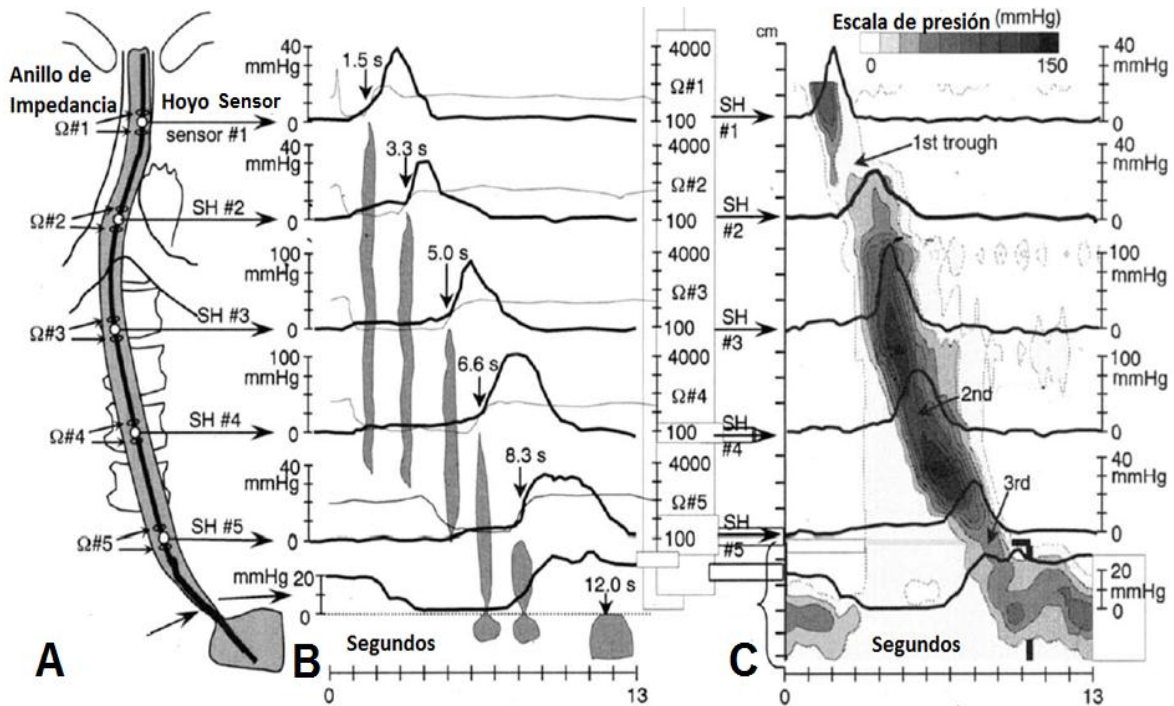


Figura 7. Relación los productos de las fluoroscopia, manometría, impedancia y representación topográfica [2].

1.1.2 Características del comportamiento esofágico.

A continuación se presentan datos de algunas características de los comportamientos encontrados en el esófago a través de los resultados obtenidos al emplear las técnicas de manometría e impedancia.

El movimiento del esófago está compuesto por una onda peristáltica, para reproducir dicha onda de presión con un 98% de precisión la respuesta en frecuencia necesaria es de 0 – 4 Hz ($\Delta P/\Delta t = 300 \text{ mmHg/s}$), esto a la mitad del esófago distal; para reproducir la onda de presión en la faringe la frecuencia es de 0-56 Hz ($\Delta P/\Delta t = 400 \text{ mmHg/s}$) [2]. Se puede definir que la zona de máxima presión durante la deglución se encuentra alrededor de un centímetro arriba del esfínter superior. Poco después de la contracción faríngea transversal del esfínter superior, lo que genera un avance del bolo a razón de 2 a 4 cm/s. La eficacia de vaciado esofágico está inversamente relacionada con la amplitud peristáltica de tal manera que el vaciado se deteriora progresivamente con amplitudes peristálticas de presión mayores a 30 mm de Hg. La presión en el esfínter inferior presenta rangos de presión típicos de entre 10 y 45 mmHg [2].

En la mayoría de la literatura médica el esófago se divide en cuatro sectores de análisis, los cuales se muestran en la figura 8, nombrados con la letra “S” y el número de sector correspondiente, el sector S3 es en el que se encuentran los registros más elevados de presión dentro del esófago. Existe entre el sector S1 y S2 una zona donde se presenta una caída de presión, la cual es llamada “Zona de transición” en la cual el esófago deja de contar con los dos tipos de músculo (longitudinal y circular), para sólo estar conformado por músculo circular, lo que genera una ligera variación en las ondas peristálticas de cada zona que parecieran chocan, generando la caída de presión en la zona llamada aórtica [9]. El esfínter esofágico superior (UES) divide la faringe del esófago, y se ve manométricamente como una zona de alta presión. Cabe mencionar que dentro de los estudios de impedancia la medición de la presión varía según la orientación radial del sensor y la presión de entrada del bolo al esófago, proporcionada por la zona de la faringe [3].

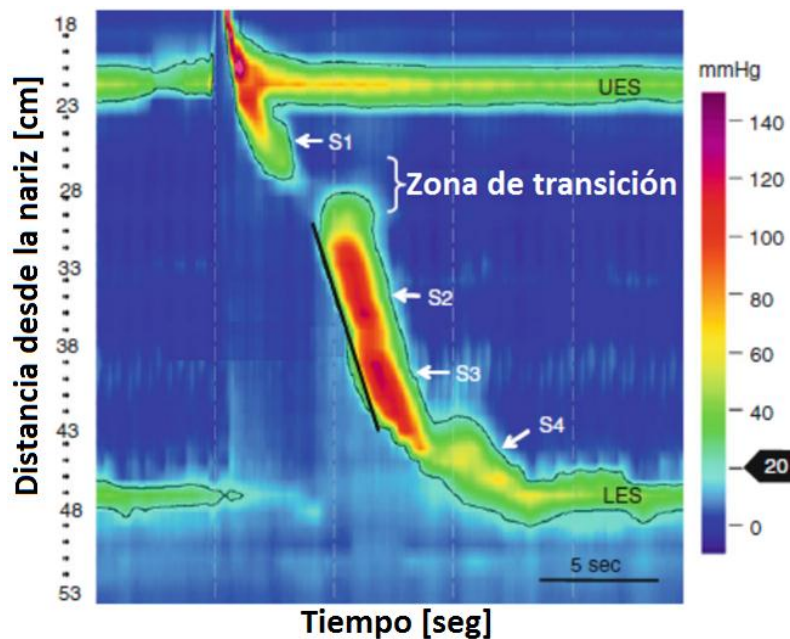


Figura 8. Topografía de presiones en el esófago [2].

De la figura 8 se estima que la presión disminuye a lo largo de la “Zona de transición” y aumenta en el segmento con músculo liso o circular. Incluso con estas diferencias regionales notables en los mecanismos de control neuromusculares, el esófago es capaz de mover el bolo tragado a lo largo del esófago sin interrupción. Al comparar datos manométricos y de videofluoroscopia se ha encontrado que en la transición entre el músculo estriado (longitudinal) y liso (circular) a sólo músculo liso se presenta un ligero retraso de bolo, el cual está asociada con un comportamiento de presión espacial de "doble pico" que manométricamente muestra una disminución en la amplitud de la presión, y que también coincide con una disminución de la velocidad de la onda peristáltica. Este comportamiento de “doble pico” es una consecuencia del choque de dos ondas contráctiles, una por encima de la zona de transición, y otra por debajo de la zona de transición, propias de los músculos que operan en cada zona [10].

El cierre del esfínter superior coincide con la llegada de la onda de presión generada en la faringe, la cual al ser elevada impulsa al bolo a su entrada a esófago [6], este proceso neuromuscular se ve manométricamente como una caída de la presión en el UES, ya que la onda en esta zona tiene mayor velocidad, sin embargo la onda que progresa a alta velocidad al inicio gradualmente puede hacerse más lenta por el resto del esófago debido a que la distribución de la presión es sensible a la geometría de la onda [5]. La zona final del esófago es un compuesto de presiones generadas por el cierre del LES y el diafragma crural (CD) como se muestra en la figura 9 [4].

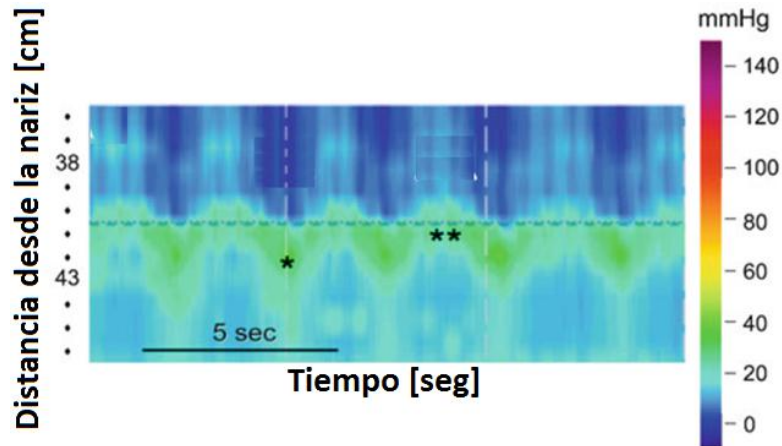


Figura 9. Aportaciones en presión de la inhalación y exhalación al LES [2].

1.2 Desórdenes esofágicos.

En cada uno de los elementos que integran el esófago, así como en su operación, pueden presentarse trastornos los cuales generan diversos padecimientos en los que no se permite el correcto tránsito al estómago del bolo alimenticio, o en su defecto lo obstruyen. A estos trastornos en el funcionamiento se les llama desórdenes motores esofágicos, los cuales pueden ser primarios o secundarios. Los primarios se refieren a los que usualmente sólo el esófago está comprometido y no tiene una causa conocida, mientras que los secundarios son problemas motores causados por alguna otra condición sistémica o local. A continuación se mencionan algunos padecimientos esofágicos comunes.

Disfagia: Consiste en la dificultad para la deglución acompañada de dolores y reflujos. Se presenta la sensación de que la comida se atasca, manifestación de la alteración del tránsito del bolo alimenticio a través de la boca, faringe o esófago.

Esófago de cascanueces (Nutcracker): Este desorden de movilidad se caracteriza por ondas peristálticas de gran amplitud propagadas normalmente hacia la parte inferior del esófago. La duración de las ondas de contracción también es generalmente

prolongada. La relajación del LES es normal aunque en muchos pacientes la presión de reposo del LES es elevada.

Acalasia: Esta enfermedad de movilidad primaria de esófago se caracteriza por una peristálsis rara en el cuerpo del esófago y una relajación incompleta o ausente del LES como respuesta al tragar el alimento. La presión en reposo del LES también puede ser elevada. Esta falla en el relajamiento lleva a una dilatación progresiva de la parte superior del esófago con presiones elevadas de reposo en todo el esófago.

Esófago de Barrett: Se caracteriza por lengüetas anormales de color rojo salmón, de la mucosa que van desde la unión gastroesofágica hacia la mucosa pálida normal del esófago. Se desarrolla en 5-8% de pacientes con reflujo gastroesofágico. Los pacientes con esófago de Barrett tienen un alto riesgo de contraer diversas enfermedades por reflujo gastro-esofágico.

La mayoría de los padecimientos esofágicos están relacionados con anomalías en el transporte del bolo alimenticio, las cuales son originadas por problemas en la mucosas, los músculos e incluso de las terminales nerviosas que los habilitan. Es por ello que la mayoría de los tratamientos modernos están enfocados al desarrollo de alimentos que al ser deglutidos incentiven la regeneración del correcto transporte esofágico.

2 Planteamiento

2.1 El problema.

La detección, estudio y prueba de tratamientos contra los padecimientos esofágicos requiere de las técnicas descritas anteriormente, las cuales son consideradas incómodas y dolorosas debido a la intrusión de sondas y procedimientos invasivos en los individuos y que les ocasionan malestar, como en el caso de la fluoroscopia. Así también, los diversos tratamientos para los diferentes males en el esófago son probados en individuos con estos padecimientos causando incomodidad tanto por los procedimientos de dicho tratamiento como por lo que involucran su análisis.

El desarrollo de un mecanismo que permita simular el comportamiento esofágico presenta grandes ventajas, de entre las cuales destaca el hecho de que tanto individuos como médicos e investigadores podrán evitar las molestias involucradas en el estudio de los diversos aspectos del esófago, así como incrementar las facilidades en los procesos de prueba durante la investigación y el desarrollo de nuevas tecnologías.

Objetivo:

Desarrollar un mecanismo que permita reproducir el funcionamiento esofágico durante el proceso de deglución.

2.2 Alcances.

Este trabajo tiene como meta implementar una propuesta que permita reproducir el funcionamiento del esófago humano durante el transporte del bolo alimenticio con el objeto de que pueda emplearse para el estudio y la investigación de su funcionamiento, así como para llevar a cabo diversos tipos de pruebas durante el proceso de deglución, ya sea enfocadas a tratamientos médicos, diseño de alimentos, entre otros.

Dicho desarrollo requiere de una parte que actúe y de otra que controle su funcionamiento. Los alcances de este trabajo están enfocados en realizar y validar la parte que actúe, la cual consta del desarrollo del mecanismo y de su automatización. Esto permitirá que en trabajos futuros se pueda implementar, mediante programación, comportamientos y demás características propias del esófago humano.

2.3 Organización del trabajo.

El proceso de desarrollo del simulador esofágico se realizó con un proceso estructurado en el cual se inició con la búsqueda de información referente al funcionamiento del esófago humano, así como sus diversos desórdenes motores, obteniendo datos de presiones, estructura muscular, entre otros. Posteriormente se procedió a la búsqueda de

trabajos sobre modelos matemáticos de transporte peristáltico, diversas formas de análisis esofágico y simuladores desarrollados. Con ayuda de los datos obtenidos gracias a la investigación mencionada anteriormente se fijaron comportamientos esenciales y funciones que el simulador esofágico debe cubrir para imitar de manera certera la función del esófago real, esto permitió la formulación de requerimientos que dicho mecanismo debería cubrir.

Para el desarrollo del actuador esofágico se plantearon soluciones del tipo neumático y mecánico, las cuales fueron evaluadas con base en los requerimientos establecidos. Posteriormente se procedió a la búsqueda y elección de materiales que posibilitaran llevar a cabo los diversos diseños conceptualizados. Para verificar que cada propuesta fuera resistente y cumpliera con las expectativas planteadas se simuló su operación con herramientas computacionales, las cuales también permitieron establecer una configuración favorable para un posible transporte peristáltico.

Una etapa de elaboración de prototipos auxiliada con procesos de manufactura aditiva permitió la construcción de diferentes modelos funcionales y prototipos que posibilitaron la realización de pruebas con las que se logró definir el desarrollo y la configuración final del mecanismo esofágico, el cual finalmente fue sometido a una etapa de validación para el despliegue final de resultados y generación de conclusiones de este trabajo.

2.4 Estado del arte para simuladores esofágicos.

Se han desarrollado pocos estudios enfocados en la creación robots o mecanismos que puedan reproducir la acción del sistema digestivo del ser humano, en cuanto a esófago, la mayoría de las investigaciones actuales están centradas en la adaptación o desarrollo de materiales que se puedan emplear como prótesis. A continuación se muestran los trabajos encontrados sobre los intentos actuales de imitar el funcionamiento esofágico.

En la publicación de Taira et al. [13] se encontró un trabajo cuyo fin es el de auxiliar a personas con trastornos esofágicos, como la Acalasia, de tal manera que este desarrollo pueda ser un sustituto o auxiliar del esófago. Dicho desarrollo tiene la capacidad de reproducir el movimiento peristáltico propio del transporte esofágico gracias a que se encuentra elaborado principalmente con Ni-Ti (Nitinol), que es un material con memoria de forma auxiliado con politetrafluoroetileno expandido, el cual con alternaciones eléctricas de excitación y descanso puede expandirse o comprimirse.

Con base en pruebas estáticas de volumen y presión, y comparando resultados con un esófago real, se determinó que este tipo de materiales puede imitar el grado de presiones generadas en el esófago humano, sin embargo requieren de determinar una configuración que permita reproducir el movimiento peristáltico de forma natural. En la figura 10 se muestra dicho mecanismo.

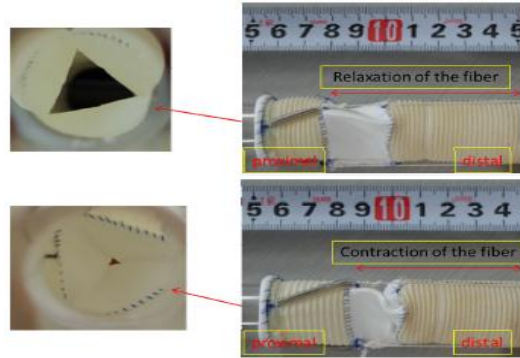


Figura 10. Estructura en contracción y expansión total [13].

En el trabajo de Paula et al. [14] se describe el desarrollo de un dispositivo que puede controlar el flujo de comida dentro del esófago, reduciendo el volumen y velocidad del flujo, ayudando en el tratamiento contra la obesidad. Está elaborado de látex, así como de materiales resistentes a temperatura elevadas (caucho). Su función es la de un controlador de flujo esofágico y opera a través de impulsos eléctricos, sin embargo, sus características estructurales no parecen reproducir la forma peristáltica del transporte esofágico. En la figura 11 se muestra dicho dispositivo.



Figura 11. Controlador de flujo esofágico [14].

Chen et al. [15] presenta un robot para tragar que fue diseñado con el objeto de facilitar las investigaciones sobre las propiedades reológicas del bolo alimenticio. Este sistema está orientado a investigadores en alimentos que pretenden diseñar alimentos con una mayor facilidad de transporte para personas con padecimientos esofágico, dicho robot pretende reproducir el paso del bolo alimenticio desde la boca hasta el estómago y fue elaborado con materiales como Uretano ABS, uretano flexible, aleaciones de memoria de forma, segmentos de PVC y silicónes. Opera mediante principios neumáticos e impulsos eléctricos logrando que el transporte del bolo se realice a presiones similares a la del cuerpo humano. En la figura 12 se puede apreciar la configuración de operación de dicho robot.

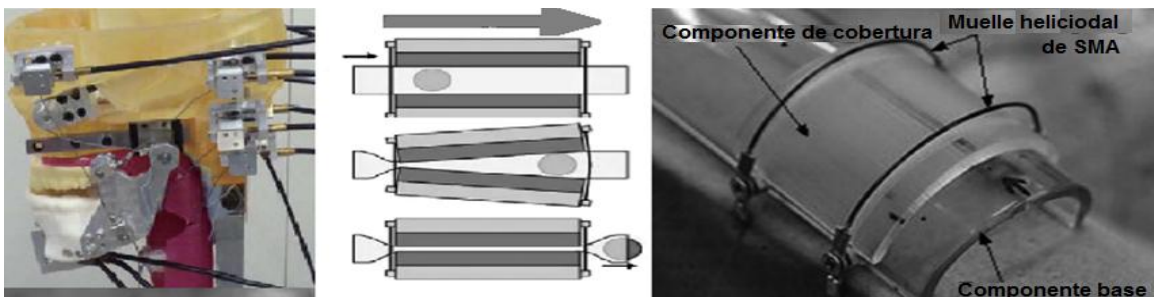


Figura 12. Robot del proceso de deglución [15].

Dirven et al. 2012 [16] desarrollaron un modelo con fines de investigación en el cual se realizó un esófago a base de silicón de gran elasticidad el cual es actuado neumáticamente. El desarrollo consta de un tubo con cavidades que al ser infladas empujan el bolo en la dirección deseada, generando ondas tanto de presión como de longitud variable que permiten el flujo del bolo alimenticio. Este modelo requiere de un controlador que opere la acción de entrada y salida de aire en las cavidades ya mencionadas de manera automática para generar su onda de transporte.

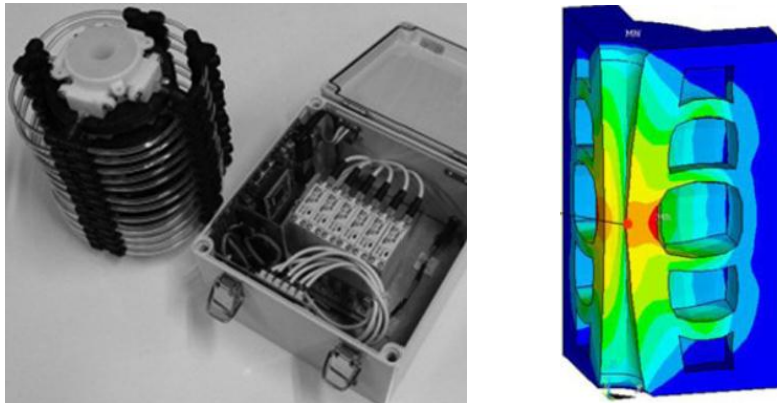


Figura 13. Desarrollo de esófago artificial de Silicón [16].

2.5 Requerimientos para el simulador esofágico.

Con la información obtenida de algunas características que describen el funcionamiento del esófago, sus métodos de estudio e intentos de réplica (capítulos I y II), pueden establecerse los requerimientos necesarios que debe cubrir el simulador esofágico para tratar de emular las capacidades de un esófago humano. Dichos requerimientos se mencionan a continuación.

- **Realizar el transporte peristáltico:** Llevar a cabo el transporte íntegro del bolo de un extremo al otro del simulador esofágico, el recorrido del bolo alimenticio debe ser de dimensiones similares a las de un esófago real.
- **Emular las presiones de esófago humano:** Generar cierres del conducto esofágico con diferentes grados de presión en cada una de sus zonas, con el fin de replicar los perfiles obtenidos en los estudios de manometría e impedancia.
- **Obtener formas de onda reportadas:** Generar los perfiles de la onda peristáltica de transporte que se reportan en la literatura científica, tanto para los casos del correcto funcionamiento como para los desórdenes motores esofágicos.
- **Control de la velocidad:** Tener dominio sobre el tiempo de corrimiento de las secuencias de comportamiento esofágico a replicar. Este punto conlleva la posibilidad de poder variar la velocidad del desplazamiento del bolo según presión, viscosidad y tipo de onda peristáltica.

- Viscosidad variable: Posibilidad de variar la viscosidad del conducto esofágico para analizar características de sellado y velocidad de desplazamiento.
- Interfaz: Contar con una interfaz que permita la manipulación y el despliegue de información en todo momento de la operación del simulador en cada uno de sus parámetros de interés, como presión, velocidad, topo de onda, etc.
- Versatilidad de reproducción de comportamientos: Que el simulador pueda detectar y reproducir comportamientos esofágicos como la disfagia, el reflujo, etc. Esto según los parámetros establecidos para la condición de operación. Así como capacidad de aprender condiciones de operación en cada zona.
- Prolongar vida útil: Lograr una configuración modular que permita el fácil intercambio de elementos dañados o bien de nuevos materiales. Diseño elaborado con materiales resistentes al desgaste cíclico.

2.6 Especificaciones del mecanismo esofágico.

Establecidos los puntos anteriores es posible plantear las especificaciones que su busca cubrir para el mecanismo del simulador son las siguientes:

- Presiones de transporte similares al esófago humano (entre 17.5 y 21.5 [kPa]).
- Formas de onda aproximadas de 0-4 [Hz] (reportadas en la literatura).
- Velocidades de desplazamiento entre 2 y 4 [cm/s] similares al esófago humano.
- Evitar filtraciones en el empaquetado del bolo mayores a 0.5 [ml] (5% del bolo).
- Transportar bolos de diferentes volúmenes (de 5 a 10 [ml]).
- Variación de 100 a 1,000 la viscosidad del agua (1.02×10^{-3} [Ns/m²]) [5].
- Tiempo de respuesta no mayor a los 150 [ms].
- Resistencia al desgaste cíclico al menos 10,000 ciclos.

3 Desarrollo

3.1 Sistemas abordados en el simulador esofágico

Con el objeto de plantear la forma en que el desarrollo del simulador esofágico debe ser elaborado, para que en posibles trabajos a futuro su operación sea accesible y compatible con los demás posibles sistemas, se propone la siguiente clasificación a manera de descomposición funcional los siguientes sistemas y subsistemas en los que este trabajo se ve involucrado.

- ✓ Sistema de actuadores: Este sistema incluye el mecanismo que produce el funcionamiento del esófago, los subsistemas de este sistema son los elementos que se requieren para su operación como:
 - Mecanismo
 - Estructura (configuración que permita la acción del mecanismo)
 - Alimentación (de cualquier índole que permita el actuar del simulador)

- ✓ Sistema de control: Permite la manipulación de ciertos elementos del sistema de actuadores para configurar su operación.
 - Sensado y adquisición de señales
 - Programación
 - Acondicionamiento (envío de la señal de control al sistema actuador)
 - Alimentación (Eléctrica)

Este trabajo está enfocado en el sistema actuadores, del cual podríamos decir que el subsistema mecanismo es de crucial importancia al ser este el que interactúa de manera directa con el bolo.

3.2 Propuestas de mecanismo para el simulador esofágico.

En un inicio el trabajo se enfocó en el sistema de actuadores para desarrollar el subsistema del mecanismo debido a que este es el elemento más importante del simulador. Por lo cual es indispensable encontrar un diseño que permita y facilite cubrir la mayoría de los requerimientos y especificaciones planteadas, para lo cual se pensó en dos propuestas; la primera de carácter mecánico y la segunda de accionamiento neumático, a continuación se describen a detalle dichas propuestas.

3.2.1 Propuesta de acción mecánica

En esta propuesta se pretende lograr el estrangulamiento del conducto esofágico mediante elementos elásticos que tiene aire en su interior, dichos elementos presentan una forma de medio toroide, como se puede apreciar en la figura 14 A. Dos elementos elásticos conforman un nivel del conducto esofágico, el cual logra cerrar gracias a unos

cordones que lo rodean y que son halados en direcciones contrarias. Ver figura 14 B. Todo el conducto se integra por el apilamiento de niveles, los cuales son envueltos por una camisa rígida que brinda soporte, ver figura 14 C. El mecanismo de activación para esta propuesta está conformado por una manivela que puede variar su longitud y que al girar jala los cordones que estrangulan cada uno de los niveles del conducto esofágico, la longitud de la manivela determina la intensidad con la que el cordón es halado y por consiguiente la presión con la que el esófago estrangula, ver figura 14 D.

En la figura 14 el número 1 señala la manivela que jala los cordones para llevar a cabo el estrangulamiento, el 2 los cordones, el 3 el contorno del conducto esofágico, el 4 apilamiento de toroides elásticos, 5 camisa de alineación y soporte.

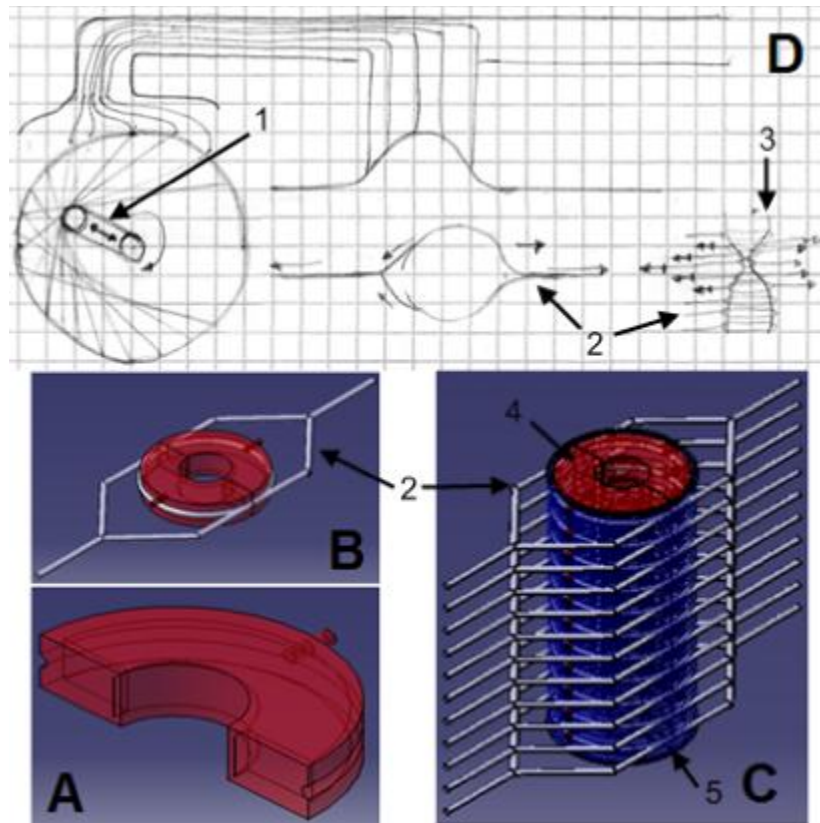


Figura 14. Modelo de acción mecánica.

3.2.2 Propuesta de accionamiento neumático

En esta propuesta se tienen elementos elásticos en forma de medio toroide con una cavidad en su interior a lo largo de toda su estructura, un conducto de entrada y salida de aire conecta dicha cavidad con el exterior, como se muestra en la figura 15 A, al igual que en la propuesta mecánica, dos elementos elásticos conforman un nivel del conducto esofágico, y el cuerpo de conducto esofágico está conformado por el apilamiento de niveles que finalmente son envueltos por una camisa, ver figura 15 C. Dicha camisa permite la salida de los conductos de cada elemento elástico para que sean conectados

neumáticamente a una electroválvula que regule la entrada y salida de aire a los mismos. De esta manera, los elementos elásticos (que hora llamaremos elementos estranguladores) serán capaces de abrir y cerrar al conducto esofágico, ver figura 15 B. Con la ayuda de un control que opere las electroválvulas de cada elemento estrangulador será posible reproducir el transporte peristáltico, así como igualar las presiones de operación presentes en el esófago humano durante el transporte del bolo alimenticio. Ver figura 15 D.

En la figura 15 el número 1 señala las electroválvulas que direccionan el aire, el 2 los conductos neumáticos, el 3 el contorno del conducto esofágico, el 4 apilamiento de toroides inflables, 5 camisa de alineación y soporte.

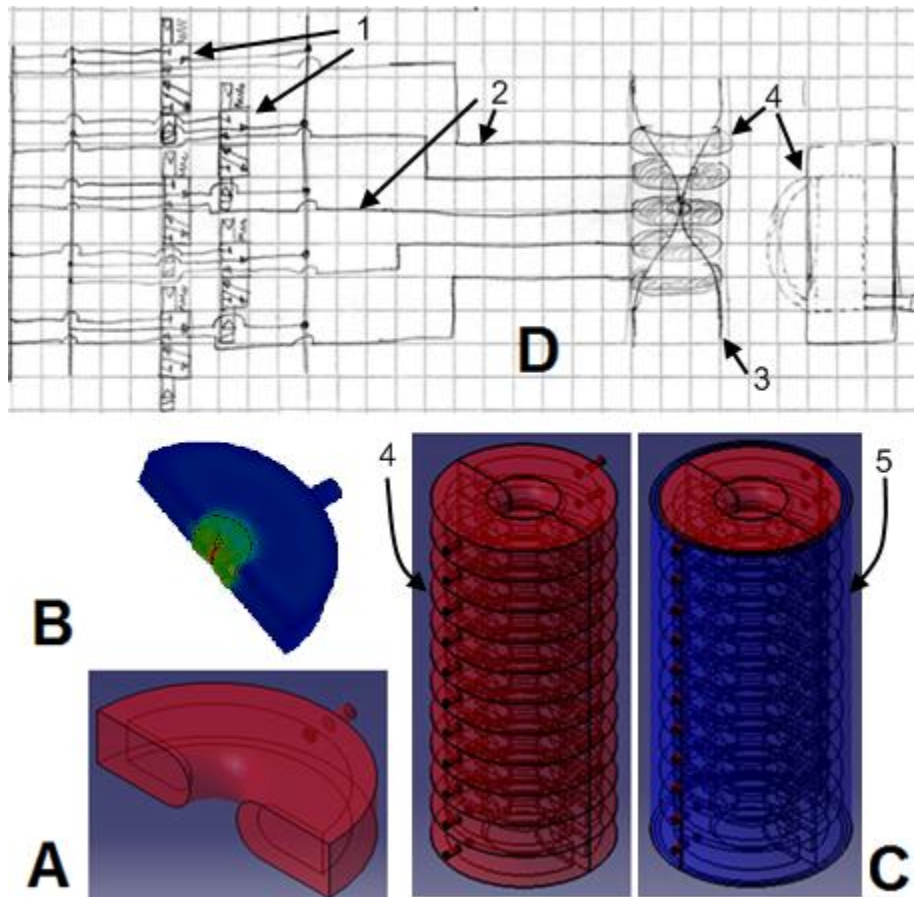


Figura 15. Propuesta neumática.

3.3 Selección de propuesta.

Con el fin de detectar las especificaciones de la sección 2.6 que el actuador esofágico debe de priorizar se elaboró una matriz QFD, con la cual se busca obtener una correspondencia entre los requerimientos y las especificaciones. La detección de dichas especificaciones pretende orientar el desarrollo del mecanismo a una de las dos propuestas presentadas anteriormente, de forma tal que la propuesta que de mayor prioridad a las

especificaciones más importantes será sobre la cual se lleve a cabo un desarrollo que permita valorar los resultados de determinada propuesta.

La ponderación que presenta la matriz QFD elaborada (ver figura 16) se estableció de la siguiente manera:

- _ Si no hay relación
- 1 Si la relación es poca
- 3 Si la relación es regular
- 9 Si la relación mucha

REQUERIMIENTOS		ESPECIFICACIONES									Imp.	%
		1	2	3	4	5	6	7	8			
		Presiones de estrangulamiento	Formas de onda	Velocidades de desplazamiento	Filtraciones	Volúmenes de transporte	Resistencia al desgaste cíclico	Viscosidad	Tiempo de respuesta			
		kPa	Hz	cm/s	ml	ml	ciclos	Ns/m ²	sec			
1	Lograr el transporte peristáltico	9	14.06	9	9	3	3	9	1	1	9	
2	Emular presiones del esófago	10	15.63	9	3	3	3	3			3	
3	Lograr formas de onda reportadas	9	14.06	3	9	3	1	3	1		3	
4	Control de la velocidad	8	12.5	3	3	9	3	1	1	9	9	
5	Viscosidad variable	7	10.94			9	3			9		
6	Interfaz	6	9.375	3	3	3		3			1	
7	Reproducción de comportamientos	8	12.5	3	3	3		3			3	
8	Prolongar vida útil	7	10.94	1	1				9			
		64	100	423.4	414.1	407.8	173.4	293.8	139.1	225	375	2451.563
				17.27	16.89	16.63	7.075	11.98	5.672	9.178	15.3	100
		Orden		1	2	3	7	5	8	6	4	

Figura 16. Matriz QFD para el actuador esofágico.

De la matriz QFD se observa que las especificaciones se encuentran enumeradas del uno al ocho según su prioridad, cabe resaltar que las cuatro más importantes resultaron ser, en orden de prioridad, la presión de estrangulamiento, la forma de la onda generada, velocidad de desplazamiento y el tiempo de respuesta.

A continuación se presentan ventajas y desventajas de las dos propuestas, neumática y mecánica, con respecto a cada especificación:

- Presiones de estrangulamiento: Tanto la propuesta neumática como la mecánica son capaces de alcanzar los niveles de presión generados en el esófago, sin embargo, en la propuesta neumática se logra una mejor distribución de la presión a lo largo del elemento estrangulador, a diferencia de la propuesta mecánica donde gran parte de la presión constrictora se concentra por donde pasan los cordones halados.

- Forma de onda: La propuesta neumática al distribuir mejor la presión neumática dentro de su cavidad puede generar deformaciones más uniformes en el conducto esofágico, a diferencia de la propuesta mecánica que concentra la mayor parte de la deformación en la zona de los cordones.
- Velocidad de desplazamiento: Se cree que la velocidad de desplazamiento en la propuesta mecánica es mayor que el de la propuesta neumática, esto debido a que en la acción neumática al ser el aire un fluido compresible esto pudiera disminuir la velocidad de desplazamiento.
- Tiempo de respuesta: Al igual que la especificación anterior se cree que la propuesta mecánica tiene un tiempo de respuesta menor que la propuesta neumática, debido a la compresibilidad del aire. Sin embargo, tanto en la especificación anterior como en esta no se tiene la certeza de que tan grande es la diferencia en tiempo de respuesta entre una propuesta y otra.
- Volúmenes de transporte: Solo es posible en la propuesta neumática cambiar la magnitud del volumen del bolo a transportar, esto gracias al inflado de determinados elementos estranguladores. En la propuesta mecánica no es posible cambiar la longitud de la onda de transporte lo cual no permite modificar el volumen del bolo a transportar.
- Viscosidad variable: En esta especificación ambas propuestas tienen prácticamente la misma capacidad, ya que la variación de la viscosidad del bolo depende del lubricante empleado para el paso del bolo, o bien, de la viscosidad del bolo en sí, y de la presión de estrangulamiento.
- Filtraciones: Se considera más complicado el control de filtraciones en la propuesta neumática que en la mecánica, sobre todo cuando se realicen transportes del bolo alimenticio en empaquetados a presiones elevadas.
- Resistencia al desgaste cíclico: La propuesta neumática presenta un desgaste cíclico considerablemente más bajo que la propuesta mecánica, ya que en esta los cordones que logran el cierre del conducto generan una fricción considerable con el elemento estrangulador.

La propuesta seleccionada para iniciar el desarrollo del mecanismo para el simulador esofágico fue la neumática, esta propuesta permite cubrir la mayoría de las especificaciones, y sobre todo las más importantes, de forma más completa que la propuesta mecánica.

3.4 Validación del material para el subsistema mecanismo.

Como parte de la validación del mecanismo lo primero que se seleccionó fue el material. Para encontrar un material para la fabricación del mecanismo del simulador esofágico, es necesario enfocarnos en que éste permita recrear los movimientos musculares propios del esófago, así como su forma. Por lo cual se requiere que el material buscado le dé al mecanismo del conducto esofágico la capacidad de recuperar su forma original después del periodo de operación constrictora (transporte del bolo), y también logre generar los

perfiles de presión propios del flujo peristáltico en humanos. Durante el estudio de los materiales empleados en la medicina y en el desarrollo tecnológico para el tema esofágico se encontró dos tipos de materiales de potencial aplicación:

- *Materiales degradables:* Son matrices acelulares que contienen componentes ricos en colágeno, elastina y fibronectina, que motivan el crecimiento de tejido nuevo. Pueden imitar una función biológica y mecánica, se desintegran con el tiempo y su elasticidad y resistencia no es alta.
- *Materiales no degradables:* Estos materiales por lo regular son polímeros no naturales que pueden ser tratados para que adquieran determinadas propiedades mecánicas y de forma. Presentan ausencia de biodegradación y biocompatibilidad, permiten una elasticidad y maleabilidad alta, soportan grandes esfuerzos y tienen una alta duración.

Desde el punto de vista de un simulador, es preferible emplear materiales no degradables, dentro de los cuales se identificó dos tipos comúnmente usados en desarrollos que tienen que ver con el esófago:

- *Materiales de memoria de forma:* Se componen de unidades discretas que al ser excitadas mediante el paso de una corriente eléctrica presentan un cambio en su temperatura, provocando el cambio en las dimensiones del material. Permiten la generación de membranas las cuales podrían darle forma y operación a un tejido humano.
- *Materiales poliméricos:* Los polímeros son macromoléculas formadas por la unión de moléculas más pequeñas llamadas monómeros y pueden ser naturales o sintéticos, la resistencia mecánica es mucho menor en los naturales, además de que en estos se presenta degradación. La característica peculiar de los polímeros radica en su alta flexibilidad, la cual suele ser mayor en los sintéticos, ejemplos de estos polímeros son el silicón y el polipropileno.

De las características de los materiales descritos anteriormente es posible concluir que los materiales poliméricos no degradables son convenientes desde el punto de vista de la flexibilidad que estos presentan. La silicona en sus diversos procesos químicos es un polímero comercial muy común el cual presenta propiedades mecánicas y químicas que son muy favorables para desarrollar este trabajo. La mayoría de los artículos médicos avalan el uso de este material en diversos tratamientos esofágicos y su uso con materiales orgánicos como el colágeno para la elaboración de injertos y férulas.

3.4.1 Propiedades de la silicona.

La silicona es un polímero sintético que está compuesto por una combinación química de silicio-oxígeno. Es un derivado de la roca, cuarzo o arena, y gracias a su rígida estructura

química se logran resultados técnicos y estéticos especiales, imposibles de obtener con otros materiales.

Principales características:

- Resistente a temperaturas extremas (-60° a 250°C)
- Resistente a la intemperie, ozono, radiación y humedad
- Excelentes propiedades eléctricas como aislante
- Larga vida útil
- Gran resistencia a la deformación

Propiedades particulares de la silicona:

Dada su composición química de Silicio-Oxígeno, la silicona es flexible y suave al tacto, no mancha ni se desgasta, no envejece, no exuda nunca, evitando su deterioro, que se ensucie y/o corrosión sobre los materiales que estén en contacto con la misma, tiene gran resistencia a todo tipo de uso, no es contaminante y se pueden obtener en diferentes colores [21].

Propiedades mecánicas:

La silicona posee una resistencia a la tracción aproximada de 70 Kg/cm² con una elongación promedio de 400%. A diferencia de otros materiales, la silicona mantiene estos valores aun después de largas exposiciones a temperaturas extremas [21].

Resistencia Química:

La silicona resiste algunos químicos, incluyendo algunos ácidos, oxidantes químicos, amoníaco y alcohol isopropílico. La silicona se hincha cuando se expone a solventes no polares como el benceno y el tolueno, retornando a su forma original cuando el solvente se evapora. Ácidos concentrados, alcalinos y otros solventes alteran la estructura molecular de la silicona [21].

3.4.2 Siliconas con características deseables.

Una vez identificadas las propiedades generales de la silicona se determina que tipo de este material es adecuado para la construcción del conducto esofágico. La silicona tiene propiedades que le permiten alearse con diversos polímeros, lo que le ayuda a modificar sus características, por tal motivo se realizó un estudio de los procesos con los que la silicona se puede tratar, para de esta manera encontrar el tipo de silicona que pueda ser empleada en este desarrollo.

3.4.2.1 Caucho sintético.

Para entender mejor lo que es un caucho sintético es necesario definir los conceptos presentados a continuación, los cuales serán abordados durante la descripción del mismo.

Elastómero: Es un material con la propiedad mecánica de sufrir mucha más deformación elástica bajo estrés que la mayoría de los materiales y aun así regresar a su tamaño previo sin deformación permanente.

Monómero: Una molécula de pequeña masa molecular que unida a otros monómeros, a veces cientos o miles, por medio de enlaces químicos, generalmente covalentes, forman macromoléculas llamadas polímeros.

Polimerización: Proceso químico por el que los reactivos, monómeros, compuestos de bajo peso molecular, se agrupan químicamente entre sí, dando lugar a una molécula de gran peso llamada polímero o bien una cadena lineal o una macromolécula tridimensional.

Copolímero: Una macromolécula compuesta por dos o más monómeros o unidades repetitivas distintas, que se pueden unir de diferentes formas por medio de enlaces químicos.

Un caucho sintético es un polímero-elastómero sintético, sirve como un sustituto del caucho natural en muchos casos, especialmente cuando se requieren propiedades mejoradas de los materiales. Puede ser hecho a partir de la polimerización de una variedad de monómeros con un pequeño porcentaje de isopreno. Estos y otros monómeros pueden ser mezclados en varias proporciones deseables para ser copolimerizados para un amplio rango de propiedades físicas, mecánicas, y químicas. Los monómeros pueden ser producidos puros, y la adición de impurezas o aditivos puede ser controlada por diseño para brindar propiedades óptimas [22].

En la actualidad existe una gran cantidad de cauchos sintéticos catalogados en la ISO 1629:2013 de los cuales podríamos hacer mención de los FMQ (Fluoro silicona) y el VMQ (Vinil Metil Silicons), comúnmente llamados como Cauchos de Silicona [22].

3.4.2.2 Caucho de silicona.

Los cauchos de silicona son elastómeros de dos componentes líquidos (el caucho y un catalizador) que por lo general vulcanizan a temperatura ambiente, luego del curado resulta un material elástico y resistente. Es posible variar algunas de las propiedades físicas por medio de productos auxiliares o variaciones de temperatura, los aditivos auxiliares que se pueden utilizar son llamados “*fluidos de siliconas*”, permiten bajar la viscosidad y disminuir la dureza del caucho, y en algunos casos incrementarla [24]. Por su gran fluidez antes del curado este material se utiliza en la fabricación de moldes para la posterior reproducción (por colada) de piezas en distintos materiales como poliéster, epoxi, yeso, cera, cemento, poliuretanos rígidos o flexibles, e incluso alimentos.

Silicona VMS (Vinil Metil Silicons): Este tipo de silicona cuenta con extraordinaria estabilidad frente a la intemperie (los vulcanizados de esta silicona son altamente

resistentes al Ozono, Oxígeno, radiaciones UV y cósmica y a toda clase de agentes atmosféricos). Al ser de base platino presentan la característica de estar totalmente exento de peróxidos orgánicos en su interior, estando por consiguiente especialmente indicadas para su utilización en el sector médico y farmacéutico, así como en el alimentario. Tiene buen comportamiento frente a gran parte de agentes químicos medios, dependiendo su comportamiento de otros factores externos en contacto (temperatura, presión, etc.). Su dependencia es notablemente baja entre las propiedades mecánicas y la temperatura, su elasticidad es particularmente alta y varía muy poco con la temperatura y es en principio antiadherente e hidrófuga [23].

Presenta las siguientes propiedades:

- Densidad promedio 1.19[gr/cm³]
- Material atóxico (esterilizable)
- Dureza 10 a 80 shore A.
- Aislante
- Resistencia a la tracción promedio 9 [MPa]
- Antiadherente
- Alargamiento del promedio 305%
- Baja viscosidad
- Resistencia al desgarro promedio 19 [kN/m]
- Temperatura de uso -60[°C] a 250[°C]

3.4.3 Material seleccionado.

Para la elaboración del conducto esofágico fue elegido el producto de la serie “ECOFLEX”, este producto es del tipo VMS y ha sido diseñado con el objetivo de crear efectos especiales, ver figura 17. Este producto admite deformaciones de hasta 900% sin perder su forma original, puede ser moldeado con una baja viscosidad, es suave, translucido y con una resistencia al desgarro y esfuerzo último admisibles para este proyecto, además de las propiedades características de los VMS. Este material presenta antecedentes de aplicación en un proyecto de desarrollo tecnológico enfocado al esófago [16].

Las series “ECOFLEX” son siliconas de base platino translúcidas extremadamente elásticas, fuertes y resistentes al desgaste, se pueden estirar varias veces su tamaño original y recuperará su forma original sin deformaciones. Están disponibles en las durezas Shore A 00-10, 00-30, 00-50 y 5.

Estas siliconas son adecuadas para fabricar animatronics (donde el caucho debe resistir continuas deformaciones), fabricación de prótesis, encapsulación, etc. Son cauchos de silicona muy suave, curan a temperatura ambiente con una contracción insignificante y sin presentar superficies pegajosas, su baja viscosidad asegura una fácil mezcla y se vierte prácticamente libre de burbujas.



Figura 17. Caucho de silicón de la serie ECOFLEX .

3.5 Diseño del mecanismo del simulador.

Para el desarrollo de la propuesta neumática planteada se establecieron diferentes posibles diseños en la forma del elemento estrangulador (considerando que fue elaborado de caucho de silicón ECOFLEX) que lleva a cabo la función del movimiento peristáltico, el desarrollo fue evolucionando mediante una serie de iteraciones en las cuales se evaluó por pruebas físicas y de simulación. Cada diseño fue elaborado en un modelador de sólidos (SolidWorks) para posteriormente aplicarle pruebas de análisis estático, con el objetivo de obtener una aproximación de los esfuerzos existentes en el diseño y de la deformación obtenida en el material cuando éste sea inflado. Los análisis estáticos se elaboraron considerando los siguientes datos obtenidos del fabricante del material, los datos marcados con asterisco (*) fueron estimados según información de diferentes tipos de caucho de silicón que se investigaron [23]:

	ECOFLEX 00-30	ECOFLEX 00-50
Dureza Shore Hardness	00 – 30	00 - 50
Módulo de Elasticidad	68,947.57 N/m ²	82,737.08 N/m ²
Densidad*	1,190 Kg/m ³	1,190 Kg/m ³
Límite Elástico	1,378,951.4 N/m ²	2,172,000 N/m ²
Coeficiente de Poisson*	0.4	0.4
Temperatura	-53 °C a 232 °C	-53 °C a 232 °C

Tabla 1. Propiedades de los materiales de la serie “ECOFLEX”

Las pruebas computarizadas y físicas se elaboraron empleando los dos tipos de materiales de la serie ECOFLEX mencionados en la tabla anterior, esto con el objeto de determinar cuál permite reproducir de mejor manera el movimiento peristáltico propio del esófago. Las pruebas fueron realizadas contemplando el caso en el que la presión dentro de la cavidad es suficiente para cerrar el conducto esofágico. Durante las simulaciones todos los elementos estranguladores fueron anclados por las paredes en contacto con la camisa que los alinea y los sostiene, y las paredes en contacto con los demás elementos estranguladores. Durante las iteraciones de diseño que a continuación se presentan

primero se buscó obtener el cierre del conducto, una vez obtenido este se buscó obtener una forma de onda de transporte peristáltico similar a la generada en el esófago humano.

Nota: El diámetro interior de todos los diseños es de 20 mm. ya que este es el diámetro reportado del esófago.

3.5.1 Primera iteración del diseño

Estos diseños se analizaron solo en simulación, sus cavidades interiores son similares con excepción en la zona de la circunferencia interior del elemento estrangulador, el diseño D1-1 presenta una forma estriada, ver figura 18 D1-2, y el diseño D1-2 tiene una curvatura unida a un pequeño relieve en la cavidad, ver figura 18 D1-2. Ambos diseños pretenden lograr el cierre o estrangulamiento del conducto esofágico mediante el desplazamiento de la circunferencia interior del elemento estrangulador cuando este es inflado, con la intención de reproducir el funcionamiento esofágico.

En la figura 18 se muestran los diseños D1-1 y D1-2, el número uno muestra el dibujo en transparencia, el dos muestra el dibujo en forma de alambre, el tres muestra un corte horizontal y el cuatro uno vertical.

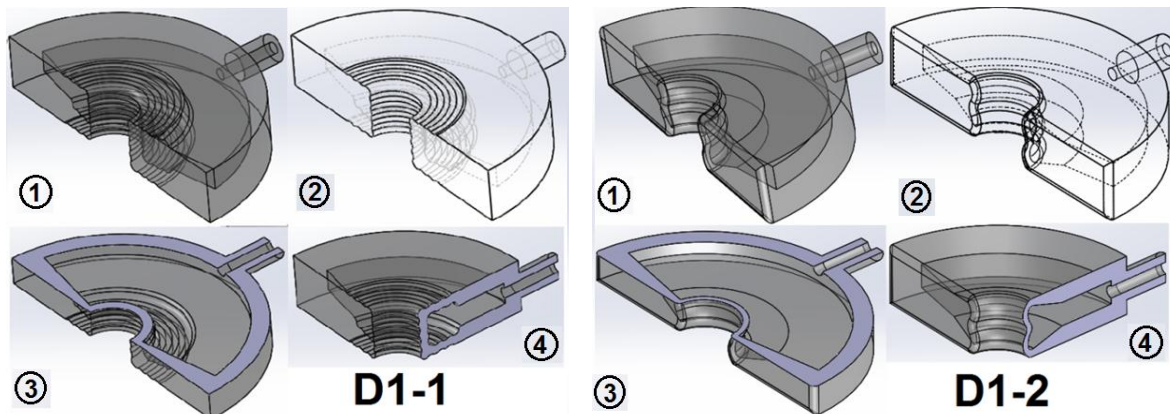


Figura 18. Diseños de la primera iteración.

Se planteó un espesor de 3 [mm] a lo largo de la pared de la circunferencia interior, tanto en el D1-1 como en el D1-2, esto para propiciar que dicha pared presentara una mayor elongación al ser inflada y fuera capaz de lograr el cierre del conducto. Para el estudio del comportamiento en estos dos diseños (elaborados con el material ECOFLEX 00-30) se realizó la simulación estática de cada uno (a media circunferencia y no en circunferencia completa), con el fin de poder conocer su comportamiento en deformación cuando es inflado, la resistencia del material y la presión a la que logra el cierre. Ver figuras 19 y 20.

En la figura 19 se muestra el análisis estático de deformación para el diseño D1-1, el número uno muestra la vista isométrica, el dos la vista isométrica con un corte vertical, el tres una vista lateral y el cuatro una vista superior.

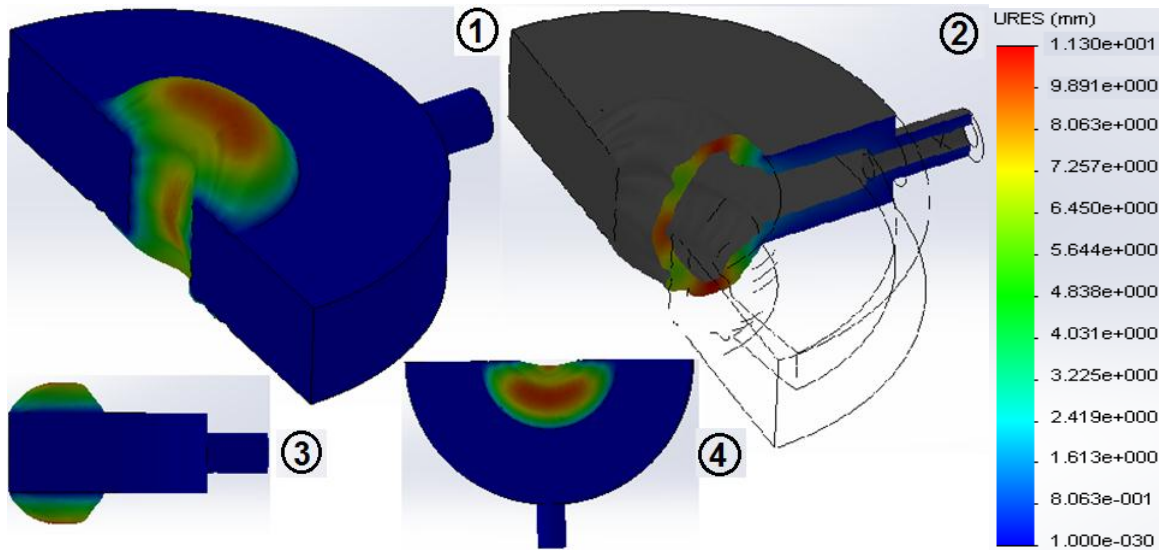


Figura 19. Diseño D1-1 aplicando presión de 15 [kPa].

Como se aprecia en la figura 19, correspondiente al elemento D1-1 durante el análisis estático, se presenta una deformación muy grande en la parte superior e inferior, cerca de la circunferencia interior del elemento (área corrugada del diseño).

Podemos concluir que el grosor y configuración de la pared en la zona mencionada propicia que la fuerza que debería ser empleada para cerrar el conducto se desvíe de la pared de circunferencia interior, donde se busca la mayor deformación para cierre del conducto.

En la figura 20 se muestra el análisis estático de deformación para el diseño D1-2, el número uno muestra la vista isométrica, el dos la vista isométrica con un corte vertical, el tres una vista lateral y el cuatro una vista superior.

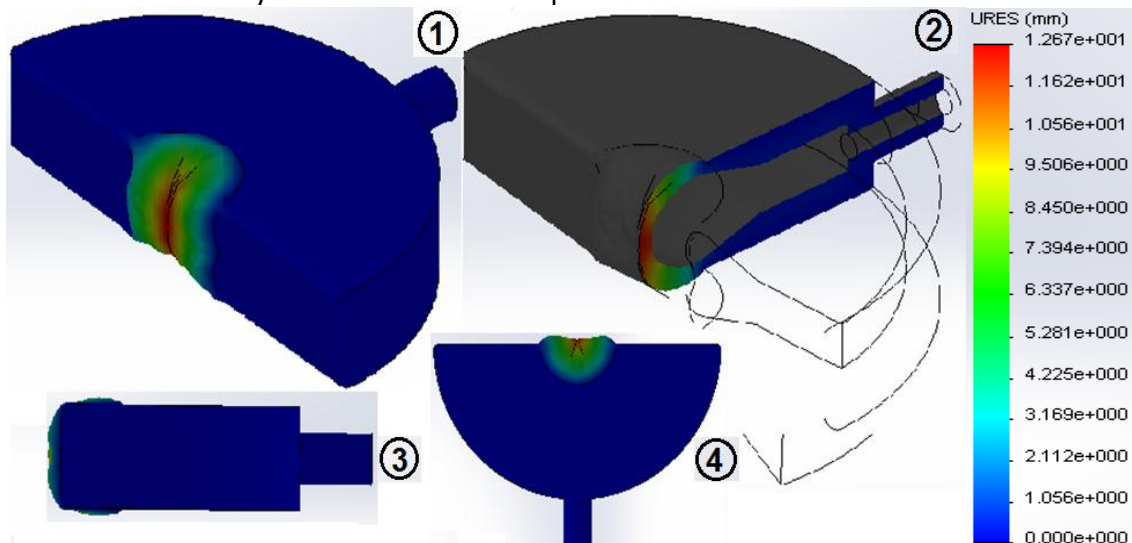


Figura 20. Diseño D1-2 aplicando presión de 10 [kPa].

El diseño D1-2 presenta una mejoría en comparación con el diseño D1-1 en el aspecto del estrangulamiento en la pared de la circunferencia interior, esto es debido a que éste diseño presenta un cambio en la pared superior e inferior de la zona cercana de la circunferencia interior, esta se encuentra diseñada con una inclinación que le permite incrementar su espesor conforme se dirige a la circunferencia exterior del elemento. La modificación antes mencionada permite que la deformación se concentre en mayor medida en la pared de la circunferencia interior permitiendo que se genere una mayor fuerza de estrangulamiento en la circunferencia interior. Por otro lado, debido a que se requirió de menor presión en la simulación para deformar como se desea el diseño D1-2, podríamos pensar que el diseño de la pared de la de circunferencia interior favorece su desplazamiento para llevar a cabo el cierre o estrangulamiento del conducto.

3.5.2 Segunda iteración del diseño

Después de lograr el cierre en simulación del conducto esofágico durante la primera iteración, se determinó que para reproducir con mayor detalle el funcionamiento peristáltico del esófago es conveniente duplicar el número de elementos estranguladores por cada disco que integra el conducto esofágico, esto permitirá reproducir con mayor detalle los comportamientos del esófago humano en los que diferentes músculos de una misma sección del conducto no comprimen con la misma fuerza. Por lo cual el elemento estrangulador pasó de ser de media circunferencia a un cuarto de circunferencia, además se eliminó la cavidad que había a lo largo de todo el diseño dejando únicamente la cercana a la zona de la circunferencia interior. Se plantearon de nuevo dos diseños los cuales cuentan con un espesor de pared en la circunferencia interna de 5 [mm], el espesor de pared fue incrementado con la finalidad de ver qué forma de cierre se obtendría con el nuevo diseño y de proporcionar firmeza al elemento. El diseño D1-2 se muestra en su nueva versión (D2-1) en la figura 21 D2-1 y se agrega el diseño D2-2, el cual es una variante del diseño D2-1 en la cual el centro de la pared de la circunferencia interior es plana, ver figura 21 D2-2.

En la figura 21 se muestran los diseños D2-1 y D2-2, el número uno muestra el dibujo en transparencia, el dos muestra el dibujo en forma de alambre, el tres muestra un corte horizontal y el cuatro uno vertical.

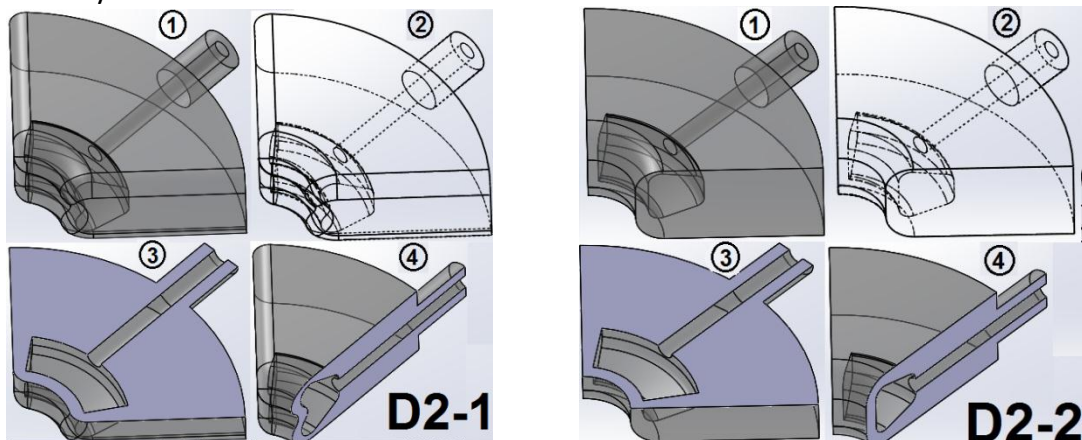


Figura 21. Diseños de la segunda iteración.

El análisis estático se realizó aplicando las mismas consideraciones que las de los diseños de la primera iteración y el material empleado fue ECOFEX 00-50, con esto se pretende analizar el tipo de deformación, comportamiento y concentración de esfuerzos que se presentan con los nuevos elementos al ser elaborados de un material con mayor dureza.

En la figura 22 se muestra el análisis estático de deformación para el diseño D2-1, el número uno muestra la vista isométrica, el dos la vista isométrica con un corte vertical, el tres una vista lateral y el cuatro una vista superior.

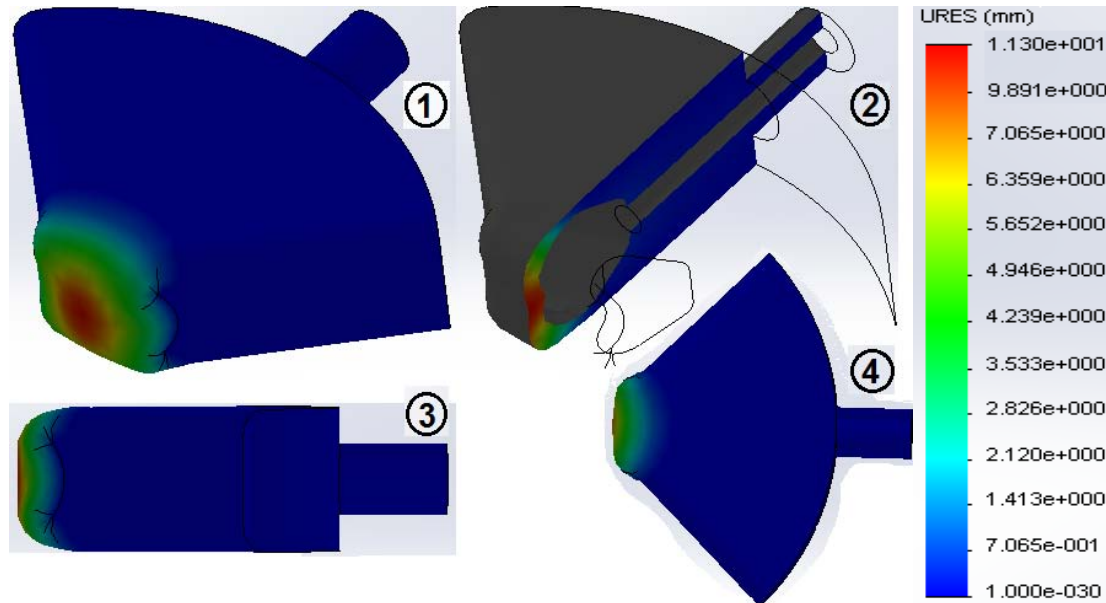


Figura 22. Diseño D2-1 aplicando presión de 7.5 [kPa].

El diseño D2-1 cubre la sección de la circunferencia interior a una presión de 7.5 [kPa] la cual es menor a la que requería en la versión D1-2 siendo que se analizó con un material un poco más duro. Lo que nos lleva a pensar que la modificación de la cavidad interna en este diseño favoreció el estrangulamiento.

Se siguen presentando deformaciones en la parte superior e inferior del elemento estrangulador, similares a las mostradas en el análisis del diseño D1-2, y se mantiene la teoría de que la curvatura en la pared de la circunferencia interior favorece el estrangulamiento (Ver figura 22).

En la figura 23 se muestra el análisis estático de deformación para el diseño D2-2, el número uno muestra la vista isométrica, el dos la vista isométrica con un corte vertical, el tres una vista lateral y el cuatro una vista superior.

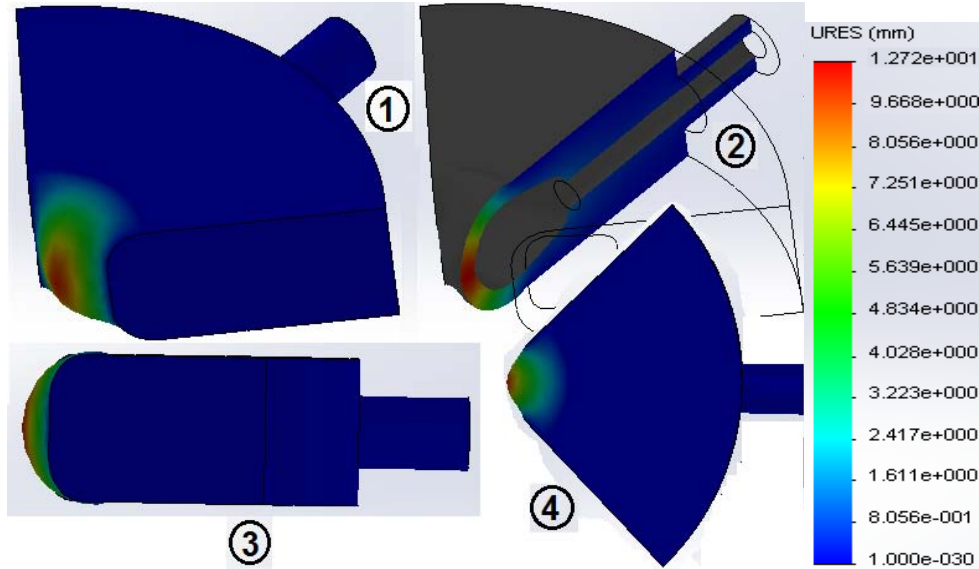


Figura 23. Diseño D2-2 aplicando presión de 15 [kPa].

En este diseño es notorio que se requiere de una mayor presión para lograr el estrangulamiento en comparación con el diseño anterior, sin embargo, la deformación obtenida es de geometría más simple y uniforme, como se puede apreciar en la figura 23, la geometría de la deformación se encuentra más enfocada a comprimir el centro de la circunferencia interior, además la deformación en las paredes superior e inferior cercanas a la circunferencia interna del elemento disminuye en comparación del diseño D2-1. Con la finalidad de interactuar físicamente con esta iteración del diseño, se elaboró un modelo del elemento estrangulador D2-1 con ayuda de manufactura aditiva, la cual fue de gran ayuda para la creación de moldes e injertos de geometrías complejas, indispensables al dar la forma deseada el elemento tanto en cavidad como en su exterior. El modelo fue sometido a pruebas de inflado mediante una bomba neumática de fuelle que permite dosificar el flujo de aire, sin embargo este material por su misma flexibilidad presenta fugas de aire provocadas por la ausencia de un buen sellado en el conducto de la entrada de aire, por otro lado, como se vio en la simulación, este diseño presentó una deformación muy grande en las paredes superior e inferior cercanas a la circunferencia interior del elemento estrangulador cuando fue inflado a una presión de 10 [kPa]. En la figura 24 A se aprecia la configuración, en la figura 24 B la deformación obtenida.

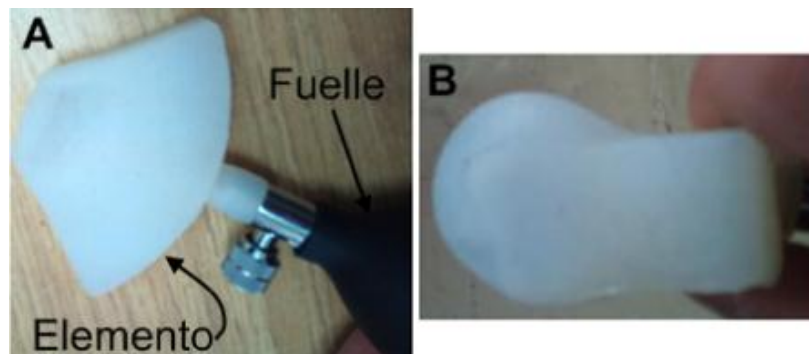


Figura 24. Deformación del modelo para D2-1 al ser inflado con una presión de 10 [kPa]

3.5.3 Tercera iteración del diseño

En este diseño del elemento estrangulador se adoptó una circunferencia exterior más pequeña (pasando de 50 mm. a 30 mm. de radio) debido a que existía un material sobrante en el elemento estrangulador, que además le resta firmeza al conducto esofágico. Este sobrante fue generado al eliminar la cavidad excedente presente en la primera iteración del diseño. En este diseño se optó por una pared plana en la circunferencia interior del elemento estrangulador, ya que, como se vio en la segunda iteración del diseño, en esta forma genera una deformación que se dirige con mayor tendencia al centro de la circunferencia interior, favoreciendo el sellado en el conducto esofágico. Otra modificación presente en este diseño es la reducción de las dimensiones de la cavidad interior (ancho de 3 [mm]), su diseño no es curvado y tiene inclinaciones más pronunciadas en sentido de la circunferencia exterior (ver figura 25), esto para restringir la deformación de las demás paredes del elemento en lo más posible y procurar que solo se deforme la pared de la circunferencia interior. En la figura 25 se muestran el diseño D3, el número uno muestra el dibujo en transparencia, el dos muestra el dibujo en forma de alambre, el tres muestra un corte horizontal, el cuatro uno vertical y el número cinco muestra los cuatro elementos que conforman un nivel del conducto.

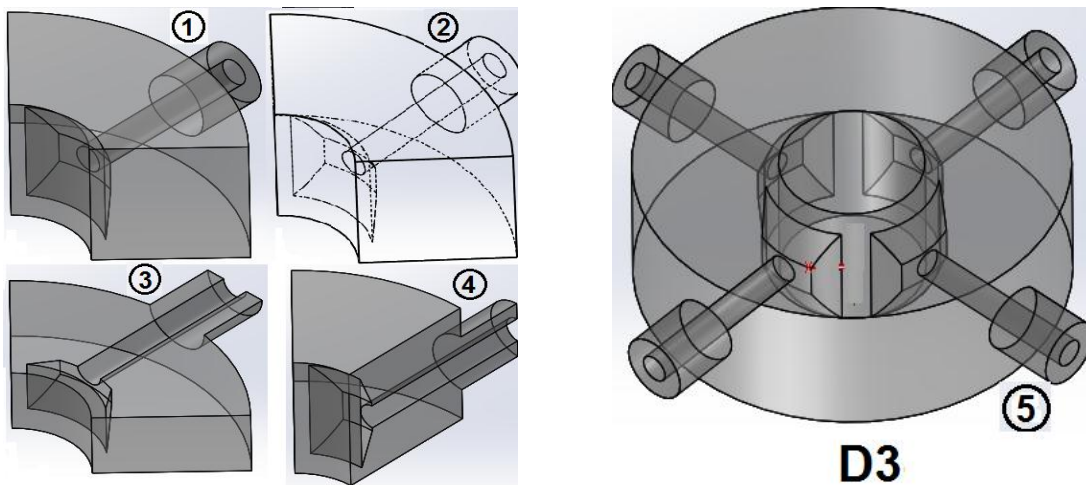


Figura 25. Diseño de la tercera iteración.

El diseño D3 presenta espesor de pared en la circunferencia interior de 3 [mm], las simulaciones de análisis estático se realizaron aplicando las mismas consideraciones que en los diseños anteriores, con la diferencia de que para este diseño se realizó el análisis con los cuatro elementos estranguladores que integran un nivel del conducto esofágico, esto con el fin de estudiar el sellado en el conducto esofágico. El material empleado fue el ECOFEX 00-30.

En la figura 26 se muestra el análisis estático de deformación para el diseño D3, el número uno muestra la vista isométrica, el dos la vista isométrica con un corte vertical, el tres la vista isométrica con un corte horizontal y el cuatro una vista superior.

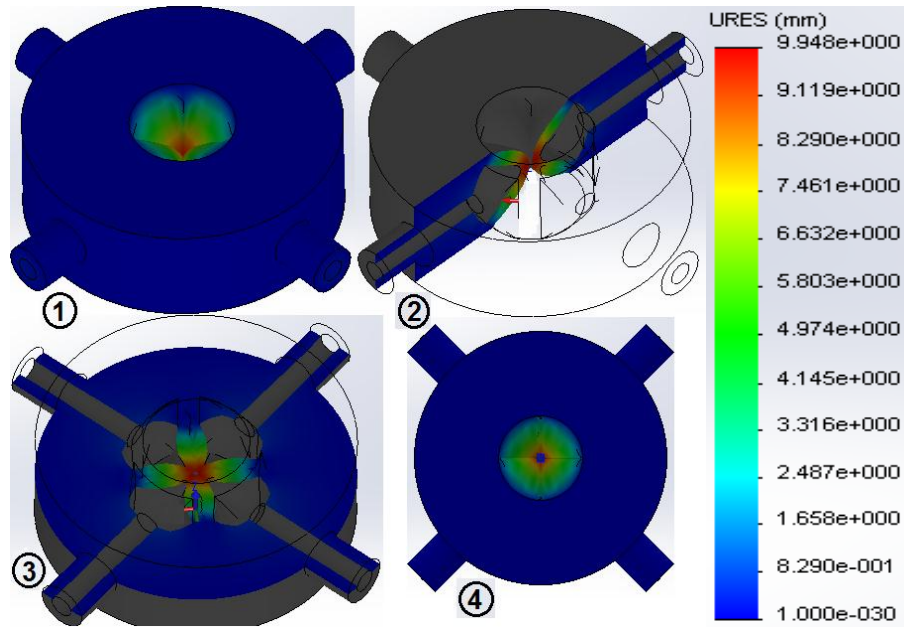


Figura 26. Diseño D3 aplicando presión de 10 [kPa].

Como se aprecia, este diseño logra cerrar la circunferencia interior a una presión de 10 [kPa], 5 [kPa] menos que en el diseño D2-2, además, las deformaciones en las paredes superior e inferior cercanas a la circunferencia interior fueron reducidas a comparación de todos los diseños anteriores. Sin embargo, la deformación en las paredes de la circunferencia interior adopta una forma puntiaguda, debido a que el diseño de la cavidad interior concentra la mayor parte de la deformación en la pared de la circunferencia interior y ésta no tiene un espesor grande. Esto pudiera causar que no se defina correctamente la onda peristáltica de transporte, originando que no se empuje apropiadamente el bolo alimenticio.

De este diseño también se elaboró un modelo del elemento estrangulador con el cual se pudiera hacer pruebas, su construcción es similar al modelo elaborado para la segunda iteración del diseño, con la diferencia de que el conducto de entrada y salida de aire fue elaborado como un injerto unido al cuerpo del elemento, dicho injerto fue hecho de un silicón de mayor dureza que no permitiera fugas de aire.

A este modelo se le aplicó la prueba de análisis de deformación de la misma forma que en la simulación antes vista para los diseños D2-1 y D2-2, con el fin de cotejar los resultados obtenidos. Para ello se elaboraron cuatro elementos estranguladores que se colocaron cubiertos por una camisa de PVC la cual sólo permite la salida de los conductos de aire, esta camisa cuenta con una tapa de acrílico que permite ver la deformación del elemento. Se inflaron los cuatro elementos a la presión de 10 [kPa] y se apreció que las paredes de la circunferencia interior, al ser muy delgadas, generan un pico durante la deformación, esto provocaría que la onda peristáltica que se pretende formar en el conducto esofágico no pueda ser definida de manera suave y uniforme.

En cuanto al sellado del conducto esofágico, se observa que la geometría formada durante la deformación es demasiado aguda lo cual no permite un sellado completo porque el material no puede cubrir algunos huecos generados durante la compresión entre las paredes de los cuatro elementos estranguladores.

En la figura 27 se muestran la prueba de inflado realizada al diseño D3, La figura 27 A muestra los elementos sin inflar y la figura 27 B los muestra inflados.

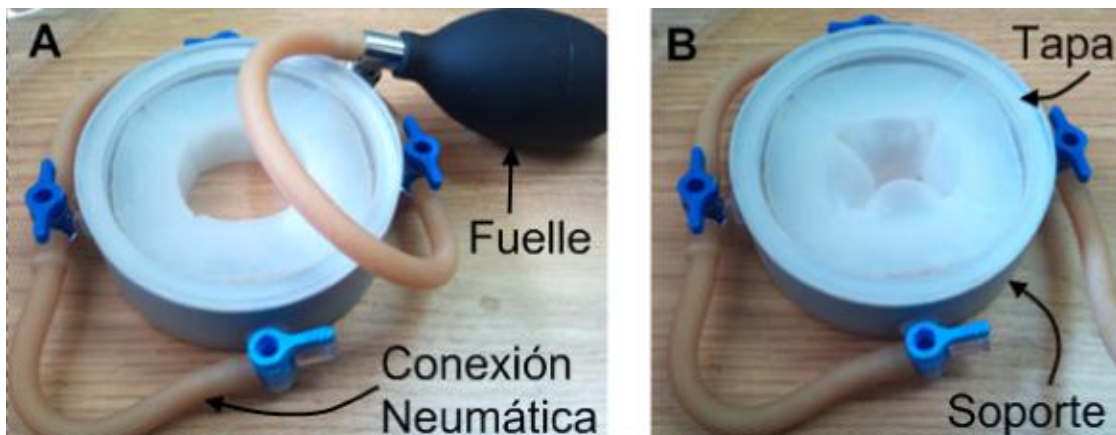


Figura 27. Elaboración de pruebas al modelo del diseño D3.

3.5.4 Cuarta iteración del diseño

Para la cuarta iteración del diseño se concluyó que la inclinación de las cavidades debe estar orientada en la dirección de la circunferencia interior del elemento (como se muestra en la figura 28 D4), esto con el fin de que al momento de ser inflado el elemento estrangulador una mayor cantidad de material sea desplazada hacia la circunferencia interior y evite generar el pico en el centro de la pared de la circunferencia interior presente en la tercera iteración del diseño (D3), también se determinó incrementar el espesor de la pared de la circunferencia interior a 5 [mm], para ayudar a evitar el pico antes mencionado durante la deformación del material.

En la figura 28 se muestran el diseño D4, el número uno muestra el dibujo en transparencia, el dos muestra el dibujo en forma de alambre, el tres muestra un corte horizontal, el cuatro uno vertical y el número cinco muestra los cuatro elementos que conforman un nivel del conducto.

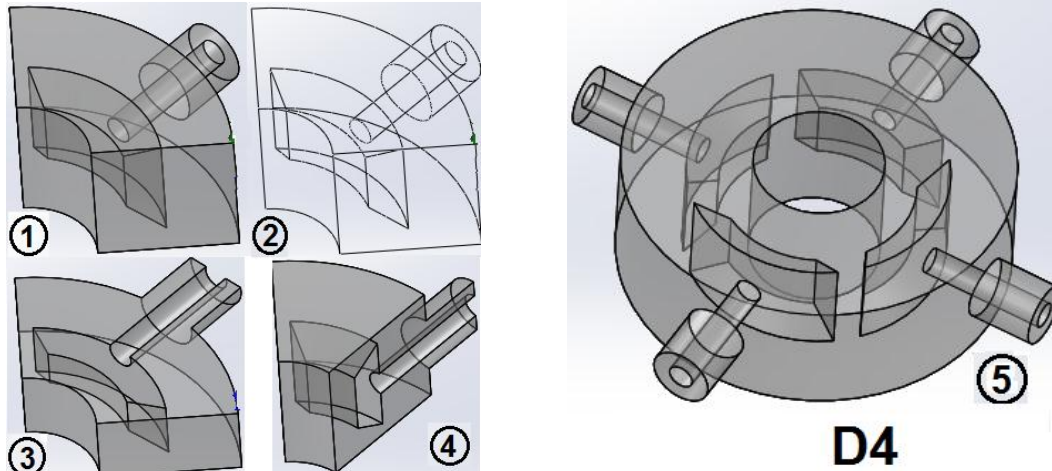


Figura 28. Diseño de la cuarta iteración.

Para las simulaciones de este elemento se siguieron las condiciones ya mencionadas en a tercera iteración, se probó con diferentes espesores en la pared de la circunferencia interior y diferentes anchos de la cavidad, sin embargo, con base en las simulaciones elaboradas a las diversas configuraciones, se adoptó que el ancho de las cavidad y el espesor de la pared de la circunferencia interior sea en los dos casos de 5 [mm]. Se empleó el material de la serie ECOFLEX 00-30. En la figura 29 se muestra el análisis estático de deformación para el diseño D4, el número uno muestra la vista isométrica, el dos la vista isométrica con un corte vertical, el tres la vista isométrica con un corte horizontal y el cuatro una vista superior.

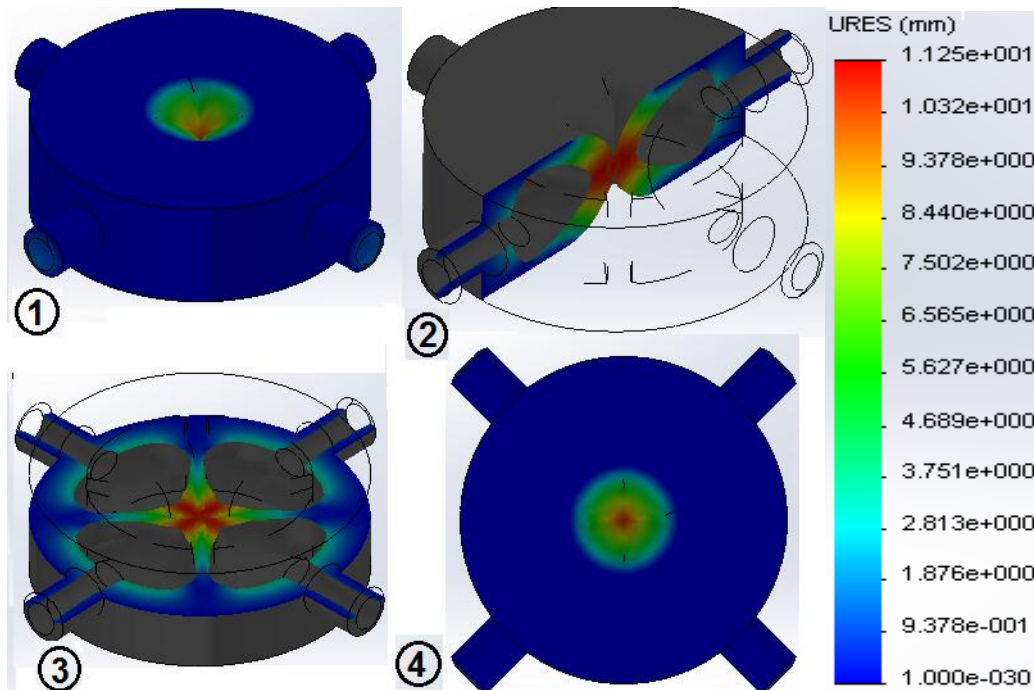


Figura 29. Diseño D4 aplicando presión de 50 [kPa].

Si bien en este diseño la presión que se aplica es mucho mayor (50 [kPa]) que en todos los diseños anteriormente planteados, el sellado se lleva a cabo mejorando de manera uniforme. Como se puede observar en la figura 29, la forma de la nueva cavidad y el incremento en el espesor de la pared de la circunferencia interior ayudaron a lograr que la deformación en esta fuera menos puntiaguda, lo cual ayudó a generar que la onda peristáltica mejore durante el transporte del bolo a lo largo del conducto esofágico. A pesar de que este diseño requiere de una mayor presión para lograr el sellado, no hay que olvidar que el objetivo de este simulador es lograr el transporte del bolo imitando el comportamiento esofágico, se considera que este diseño logra este objetivo por el hecho de que puede generar de manera más uniforme la onda peristáltica de transporte, característica en el transporte esofágico.

Este diseño convence por la simulación mostrada en la figura 29, sin embargo, con el objeto de analizar si este diseño en efecto puede ser capaz de generar ondas peristálticas de perfil uniforme, que pudieran llegar a ser periódicas, se analizó la mitad de longitud del conducto esofágico. Ver figura 30.

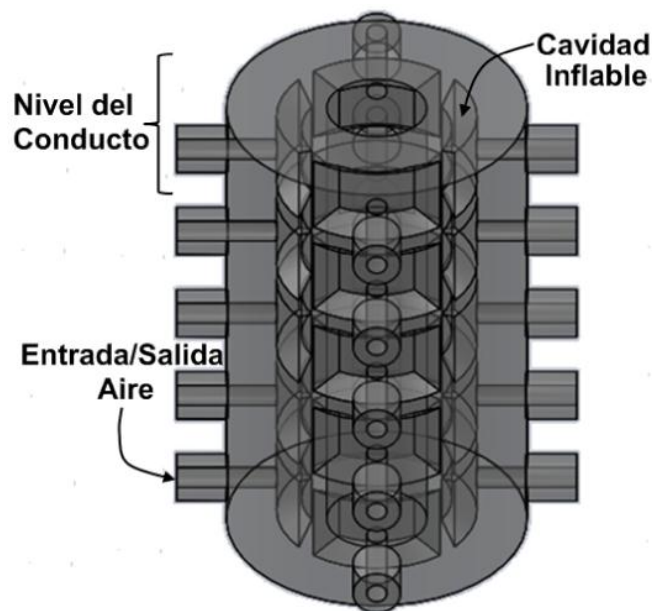


Figura 30. Configuración de medio conducto esofágico con el diseño D4.

Se simuló esta configuración con material de la serie ECOFLEX 00-30 y con todas las paredes del conducto ancladas con excepción de la pared de la circunferencia interna. Cabe señalar que también se simuló esta configuración con diferentes espesores de pared de la circunferencia interior, diversos tipos de cavidades y espesores de la misma para determinar cual genera una mejor onda peristáltica, sin embargo el diseño D4 fue el que mayormente cumple los objetivos de sellado y forma de onda.

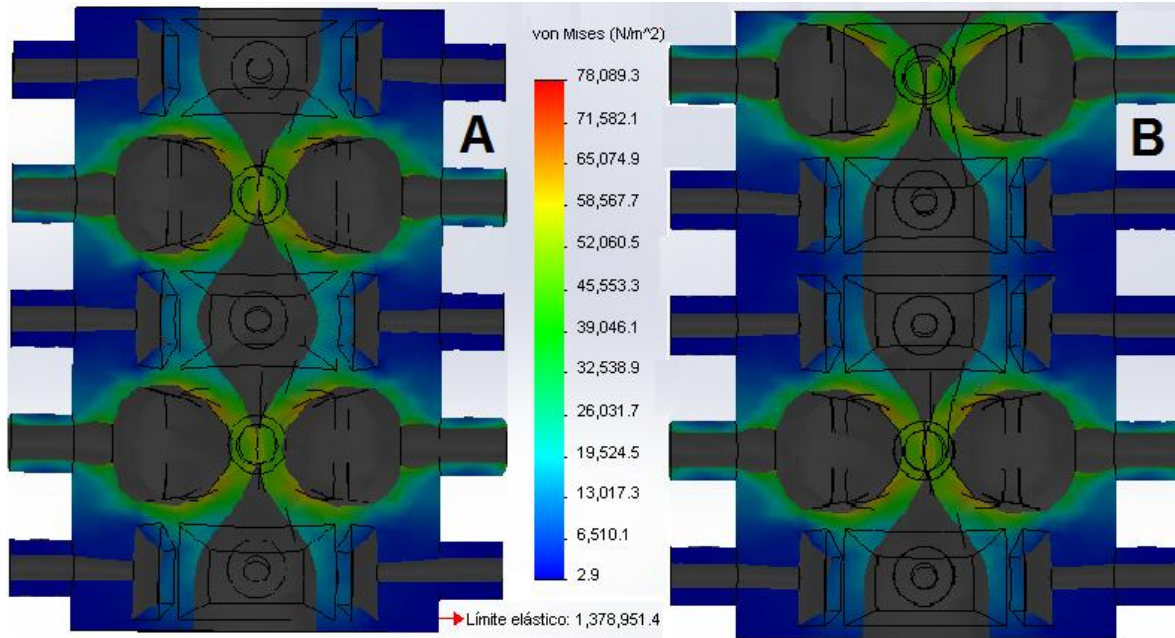


Figura 31. Diseño D4 en configuración de medio conducto esofágico.

Las presiones de arriba abajo en del conducto de la figura 31 A son respectivamente 0, 50, 0, 50, 0 [kPa]. Mientras que las de la figura 31 B son 50, 0, 0, 50, 0 [kPa]. Observando lo obtenido en la figura 31 podemos darnos cuenta que este diseño permite crear una onda peristáltica uniforme, además podemos apreciar que las ondas que este diseño puede producir pueden ser de diferentes amplitudes. La transición entre cavidades de los diferentes niveles se aprecia suave y no puntiaguda gracias a la nueva inclinación de la cavidad, la cual permite que más material en la pared de la circunferencia interior sea desplazado y reacomodado durante la deformación, por lo tanto, el nuevo diseño orienta la deformación en mayor medida hacia la pared de circunferencia interior del conducto favoreciendo el sellado y la forma de onda en el conducto.

Al considerar que este diseño presenta buenas condiciones para reproducir el comportamiento esofágico se construyó un modelo físico que corroborara la simulación analizada. El modelo del conducto esofágico fue elaborado en una sola pieza con técnicas de manufactura aditiva, como en las iteraciones dos y tres, y con técnicas de manufactura sustractiva, que apoyaron en la elaboración de moldes y de las partes que dan sustento al conducto esofágico. Además de que requirió de una configuración para suministro de aire.

Para la elaboración de pruebas se configuró el modelo funcional de la siguiente manera; se introdujeron llaves de tres vías (que permiten direccionar el flujo de aire según el giro) dentro de los conductos de entrada/salida de aire en cada elemento estrangulador. Se llevó a cabo la conexión de mangueras de manera que (como en la simulación de la figura 31) todos los elementos estranguladores de un nivel estuviesen interconectados neumáticamente, esto para que en cada nivel empleara una bomba neumática y de esta forma inflaran a la misma presión. Además se deja libre en cada nivel una conexión para medir la presión con manómetro. Ver figura 32.

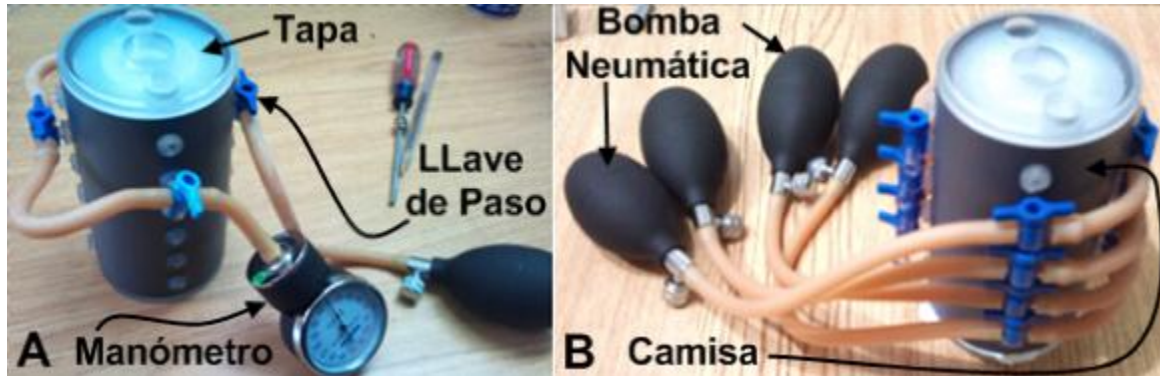


Figura 32. Configuraciones para el análisis del modelo funcional.

Se realizó una prueba de cierre en el modelo presurizándose los elementos estranguladores hasta lograr que cerraran el conducto esofágico de tal manera que no permitieran el flujo de 10 [ml] de agua, esto para para conocer a que presión se presenta el sellado, dicha prueba se realizó en cada nivel del conducto (de arriba hacia abajo) obteniendo la siguiente tabla 2.


Imagen	Nivel	Presión [kPa]	Promedio [kPa]
	1	41.33	41.472
	2	39.997	
	3	41.996	
	4	42.663	
	5	41.33	
	6	41.52	

Tabla 2. Presión a la que el cierre del conducto no permite el paso de 10 [ml] de agua.

Como se puede observar en la tabla 2, la presión requerida para lograr el cierre del conducto sin filtraciones fue de alrededor de 42 [kPa]. Para esta prueba el volumen de agua no contaba con algún tipo de presión ni fuerza aplicada con excepción de la gravedad, por lo cual los valores de esta prueba podrían cambiar con otro tipo de condiciones.

Se interactuó con el modelo inflándolo a diversas presiones con el objetivo de representar diversas amplitudes de onda en el elemento y ondas peristálticas de diferente periodo. Se puede observar en la figura 33 que la deformación del modelo con el diseño D4 es mucho más uniforme que la obtenida con los modelos de las iteraciones anteriores. Cabe mencionar que la presión requerida para el cierre del conducto esofágico resulto ser menor que en la simulación del diseño D4 (ver figura 29 y 31) según los datos obtenidos en la tabla 2.

La figura 33 A muestra el conducto esofágico abierto, la figura 33 B muestra el conducto cerrado.

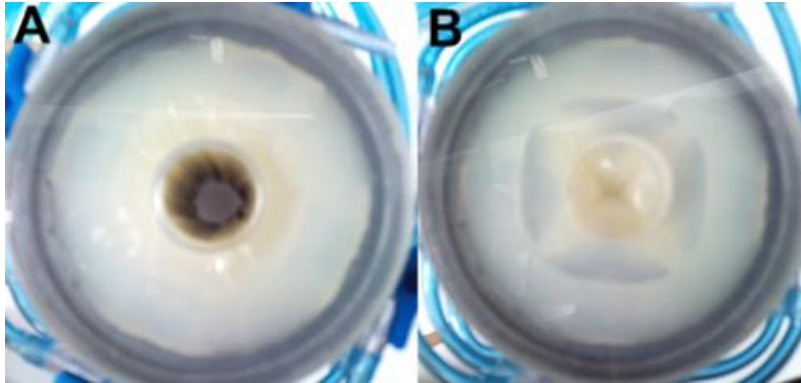


Figura 33. Pruebas de funcionamiento al modelo funcional del diseño D4.

3.6 Evaluación de los diseños de cavidad con respecto al modelo matemático de la onda peristáltica

Durante las cuatro iteraciones del diseño anteriormente descritas se logró cubrir los objetivos de cierre o estrangulamiento del conducto esofágico y sellado, las dos últimas iteraciones se enfocaron en la forma de onda peristáltica, además de los dos objetivos antes mencionados, por lo cual es necesario saber cuál diseño genera el perfil de onda más cercano a los modelos matemáticos de onda peristáltica reportados en la literatura. Para ello se analizaron todos los diseños planteados en la configuración que integra el conducto esofágico, para de esta forma saber la forma de onda que generan al presurizar sus cavidades durante el transporte peristáltico.

Se tomó como referencia el trabajo de Misra y Pandey [26], quienes obtuvieron un modelo matemático que describe la forma de la onda de transporte peristáltico, dicho modelo se presenta a continuación así como la forma de onda que describe la onda de transporte peristáltico. Ver figura 34.

$$h(z, t) = a - 0.5\phi \left\{ 1 + \cos \frac{2\pi}{\lambda} (z - ct) \right\} \quad (1)$$

z : Distancia axial (0 [mm], inicio de la onda)

t : Variable de tiempo

a : Radio del conducto (10 [mm])

ϕ : Amplitud de la onda (10 [mm])

λ : Longitud de la onda (40 [mm])

c : Velocidad de la onda (30 [mm/s], velocidad reportada por Jeffrey L. Conklin [4])

h : Desplazamiento radial de la onda a partir de la línea de centro

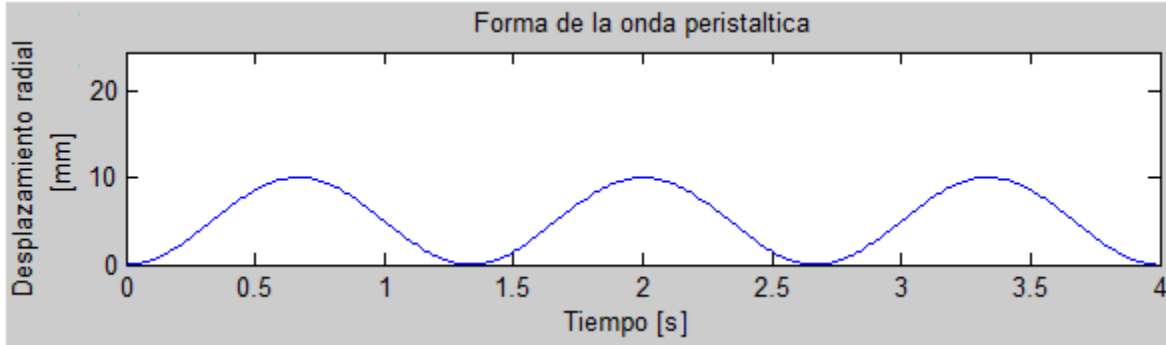


Figura 34. Forma de la onda peristáltica en el dominio del tiempo.

Con estos datos se obtuvo la gráfica de tres ciclos de la onda peristáltica los cuales se cubren en un tiempo de 3.99 [s]. Esto debido a que una onda de 40 [mm] de longitud a una velocidad de 30 [mm/s] recorre un ciclo en 1.33 [s], como se muestra en la figura 34.

Para visualizar y comparar esta gráfica (que representa la forma de la deformación peristáltica) con las deformaciones obtenidas en las simulaciones de los diversos diseños planteados se transformó la escala del eje x de la gráfica, pasándola del dominio del tiempo al de la distancia a lo largo del conducto, por lo cual la escala fue multiplicada por el parámetro de la velocidad para obtener la distancia recorrida, como se muestra en la siguiente figura 35.

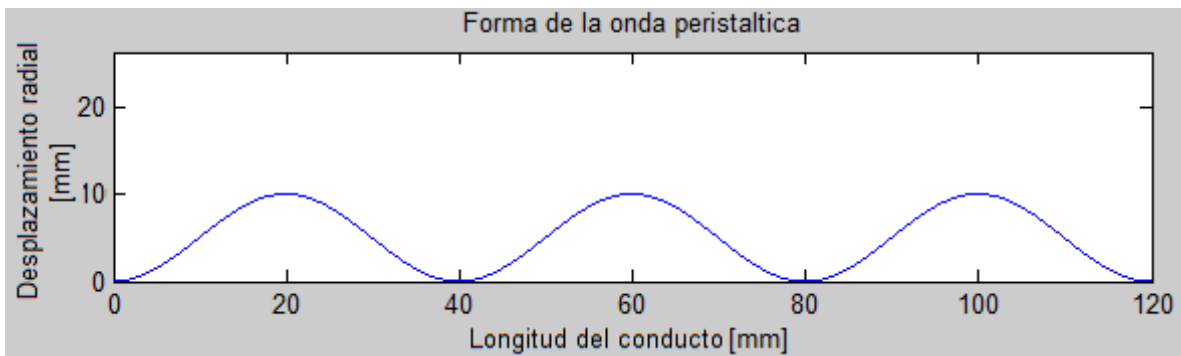
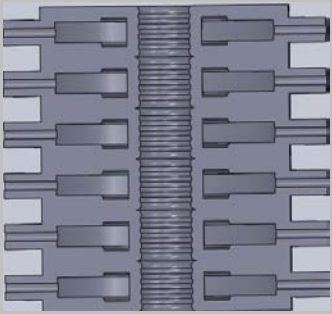
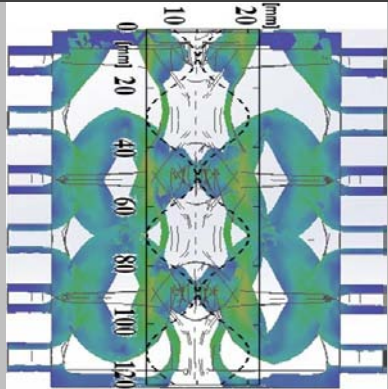
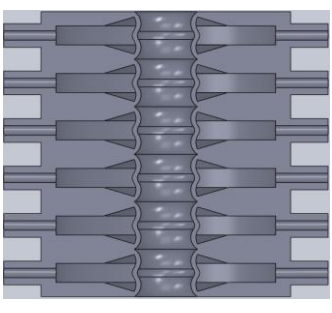
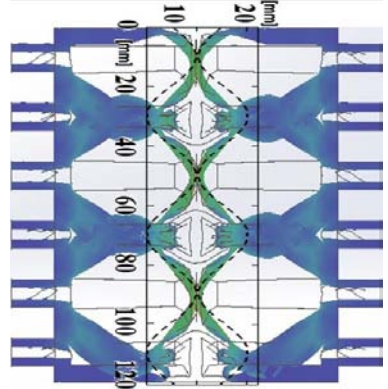
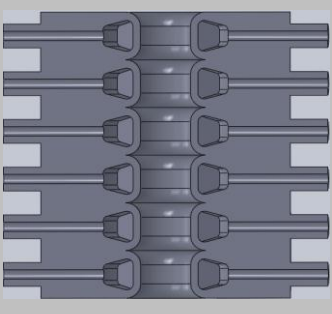
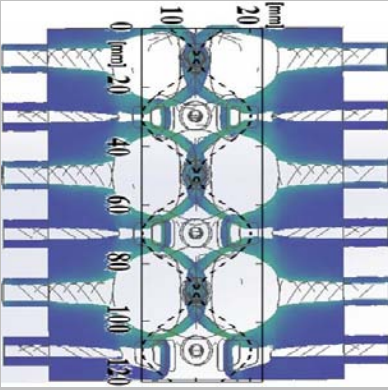
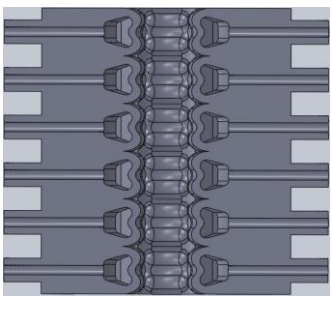
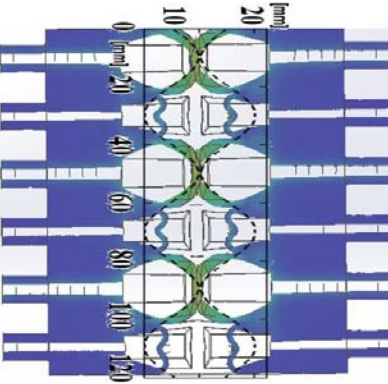


Figura 35. Forma de la onda peristáltica en el dominio de la distancia recorrida.

Las simulaciones de los diseños fueron comparadas con la forma de Misra y Pandey y los resultados se muestran en la tabla 3:

Diseño	Modelo	Deformación	Comentario
D1-1			<p>Se aprecia una deformación poco uniforme, la presión dentro de las cavidades genera que las mismas se deformen hacia las paredes inferior y superior y no al centro.</p>
D1-2			<p>Hay características similares al caso anterior, sin embargo en este diseño la deformación tiene una forma más curvada, como la que se pretende obtener.</p>
D2-2			<p>Las formas puntiagudas en la deformación del conducto no se presentan y la deformación se concentra en mayor grado hacia la pared interior del conducto.</p>
D2-1			<p>La deformación en la parte superior presenta mayor similitud a la onda objetivo. Por otro lado, la forma de la circunferencia interior no ayuda a definir la parte inferior de la onda.</p>

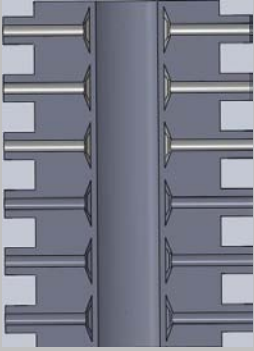
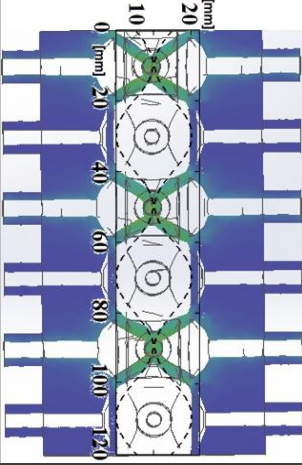
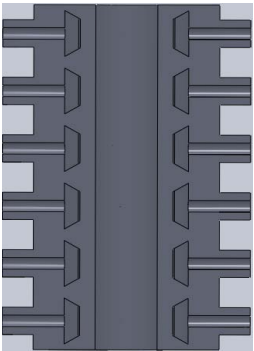
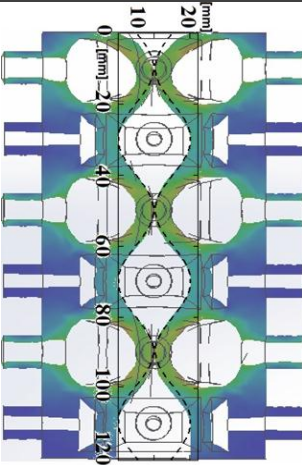
Diseño	Modelo	Deformación	Comentario
D3			La onda peristáltica del modelo matemático es casi reproducida en su totalidad, se aprecia que la deformación en la cavidad es muy pronunciada.
D4			La curva definida en esta deformación es suave gracias a que la forma de la cavidad facilita los desplazamientos del material hacia la circunferencia interior del conducto esofágico. La deformación es muy similar al modelo matemático.

Tabla 3. Comparación de la onda peristáltica generada en los diferentes diseños.

Como se aprecia en la tabla anterior y en la figura 36, el diseño D4 produce una onda peristáltica muy similar al modelo de Misra y Pandey [26]. Tomando en cuenta el trabajo de Dirven et al. [15], se realizó una comparación de la forma de onda peristáltica producida por diseños similares a los planteados en el trabajo ya mencionado y de esta forma compararlos con el diseño D4. Ver tabla 4. En la figura 36 A y B se muestra dos comparaciones de la deformación obtenida en simulación con la gráfica del modelo (1).

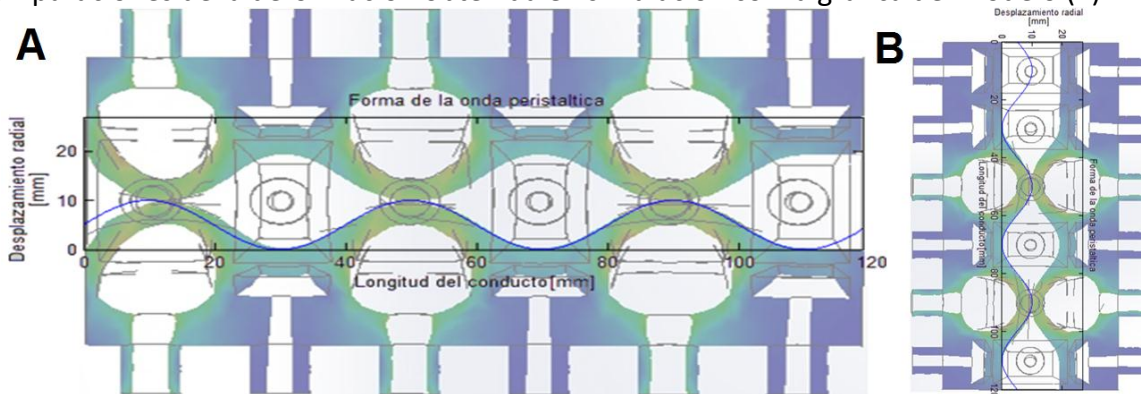


Figura 36. Deformación del diseño D4 comparado con el modelo de Misra y Pandey [26].

Con la intención de encontrar y comparar diseños que imiten o mejoren la forma de onda obtenida hasta ahora con el diseño D4 se presenta la tabla 4, que permite apreciar las formas de onda obtenidas al conseguir el cierre del conducto esofágico para las variantes del diseño D4:

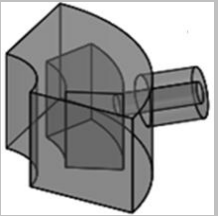
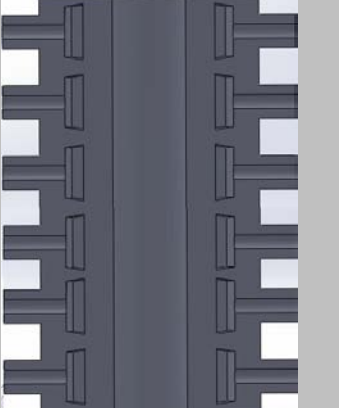
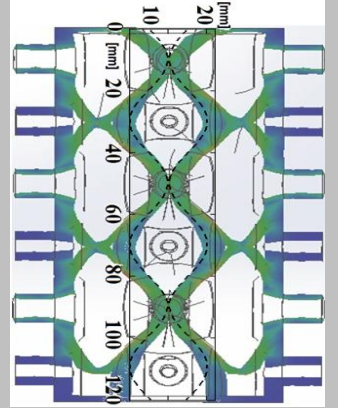
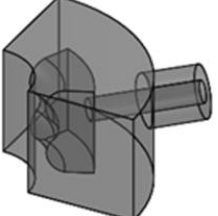
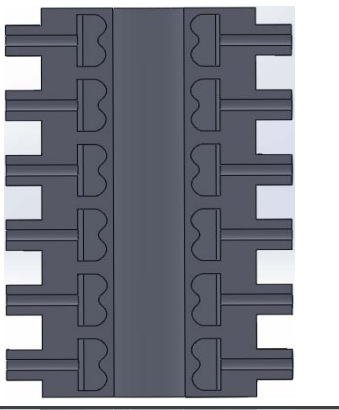
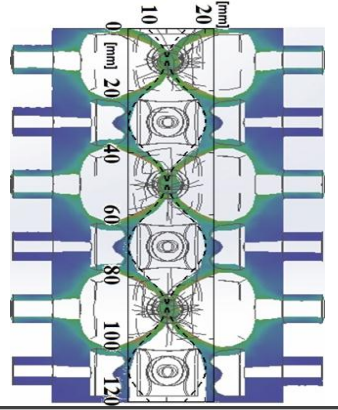
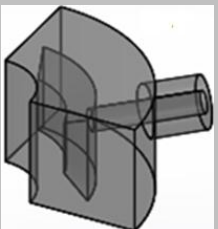
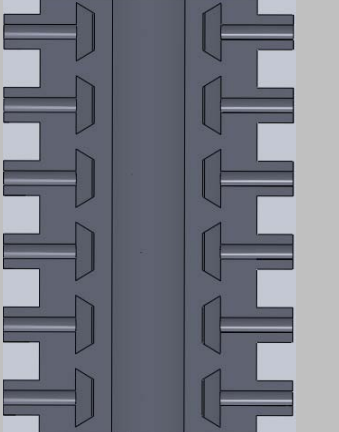
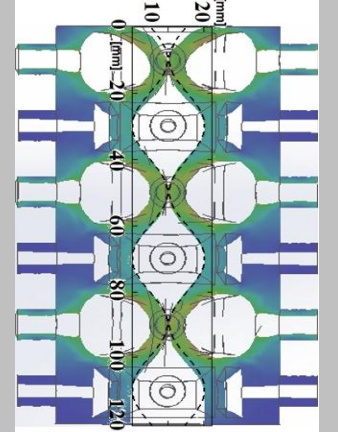
Diseño	Modelo	Deformación	Comentario
<p>D V1</p> 			<p>Este diseño es similar al de Chen y Dirven [15], en él se aprecia que la deformación en las paredes superior e inferior es muy grande.</p>
<p>D V2</p> 			<p>Se disminuye la deformación inferior y superior. La onda producida es similar a la del modelo con excepción de la parte inferior de la onda.</p>
<p>D4</p> 			<p>La forma de la cavidad interna del diseño D4 permite una forma de onda muy similar a la del modelo matemático, ecuación (1).</p>

Tabla 4. Onda peristáltica generada en variantes del diseño D4.

El diseño D4 satisface los objetivos de sellado, forma de onda y estrangulamiento del conducto esofágico sin embargo aún no se comprueba que pueda ser capaz de llevar a cabo el transporte del bolo alimenticio, por lo cual este diseño termina su etapa de simulación para efectos de iniciar pruebas de funcionamiento el su modelo funcional.

3.7 Configuración para el simulador esofágico

El conducto esofágico basado en el diseño D4 requiere de una configuración para su operación que le proporcione firmeza y le posibilite su funcionamiento automático. La configuración propuesta en este trabajo se muestra en la figura 37, donde se muestra los elementos que la integran. La figura 37 A muestra la configuración en su ensamble y la figura 37 B muestra el explosivo de dicha conjuración.

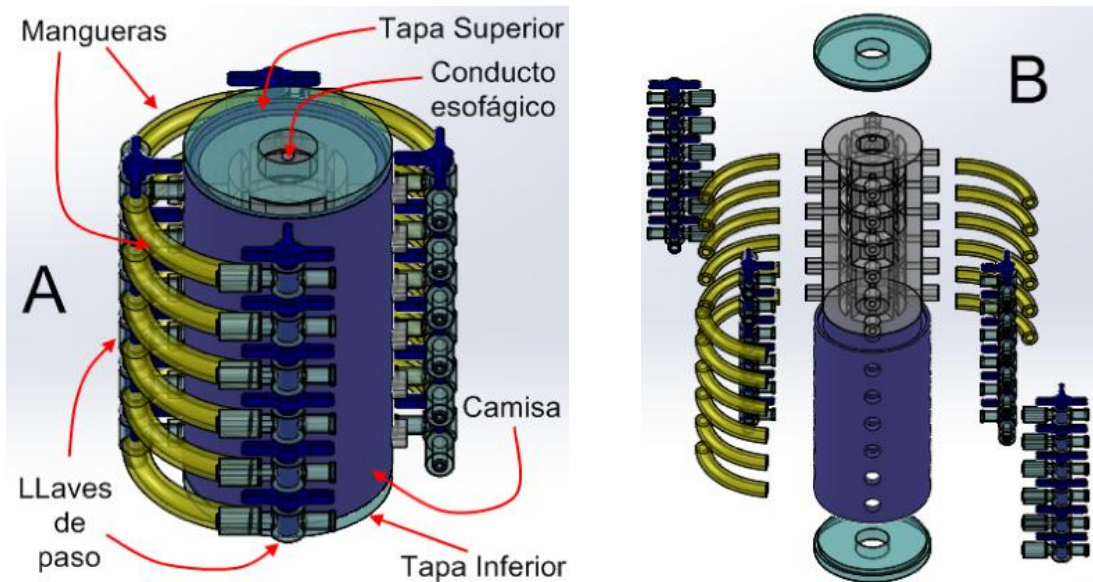


Figura 37. Configuración del conducto esofágico.

3.8 Implementación electroneumática

La implementación electroneumática del simulador esofágico implica la conexión neumática entre las cavidades del actuador y su asociación con transductores de presión que mediante un circuito de control permiten la entrada y salida de aire proveniente de una línea neumática, para de esta forma lograr determinado grado de apertura y cierre de cada nivel del conducto esofágico.

3.8.1 Implementación neumática

Fueron interconectadas las cuatro cavidades de cada nivel del actuador mediante manguera neumática de 4 [mm] y conexiones en "T", las cuales son unidas a cada conducto del actuador por el ajuste proporcionado por la camisa que protege el cuerpo del silicón del mismo, como se muestra en la figura 38 A. Cada nivel se conecta neumáticamente con un traductor de presión, el cual es el encargado de mantener un nivel de presión dentro de las cuatro cavidades y de esta forma obtener un determinado grado de cierre en el conducto esofágico, ver figura 38 B.

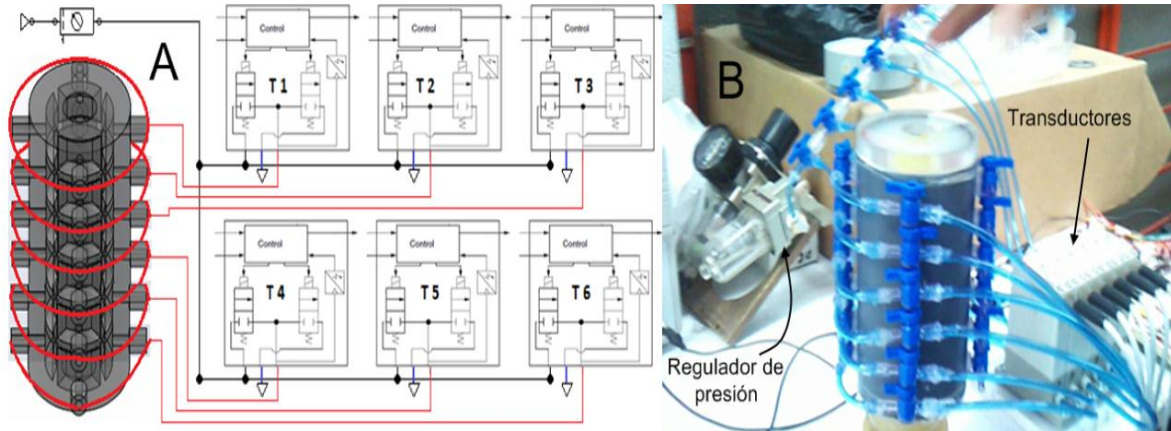


Figura 38. Conexión neumática.

Dicho transductor es el denominado ITV0030-3BS de SMC, el cual permite una regulación de presión en un intervalo de 1 a 500 [kPa]. Este transductor cuenta con cuatro cables conectores, uno blanco que permite establecer el nivel de presión dentro de las cavidades con una señal analógica de 0 a 10 [V] de corriente directa, uno azul que va a tierra, uno café que es la alimentación del transductor (24 [V] de corriente directa) y uno negro que permite monitorear la presión a la que está regulando el transductor con una señal analógica de 1 a 5 [V] de corriente directa.

Para la regulación de presión, el transductor cuenta con un sistema de control integrado que toma como señal de control la entrada de 0 a 10 [V] y como señal de retroalimentación la de un sensor de presión integrado, del cual párate la señal de monitoreo (cable azul). Para llegar a la presión de referencia el traductor cuenta con dos válvulas, una de entrada y otra de salida de aire, cada una asociada con un puerto neumático, dichas válvulas permiten mantener un grado de presión en las cavidades de cada nivel del conducto esofágico mediante su apertura y cierre. Ver figura 39.

Las especificaciones del transductor pueden ser analizadas a detalle en el apéndice de este trabajo. En este desarrollo la entrada de aire al transductor es de 600 [kPa] y está limitada por un regulador de presión AC2000-02 de la marca GHD que cuenta con un filtro de humedad y lubricador, el regulador reduce la presión de la línea neumática que es de hasta 800 [kPa], la salida de aire a 600 [kPa] del regulador es administrada a cada uno de los transductores de presión, como se aprecia en la figura 38.

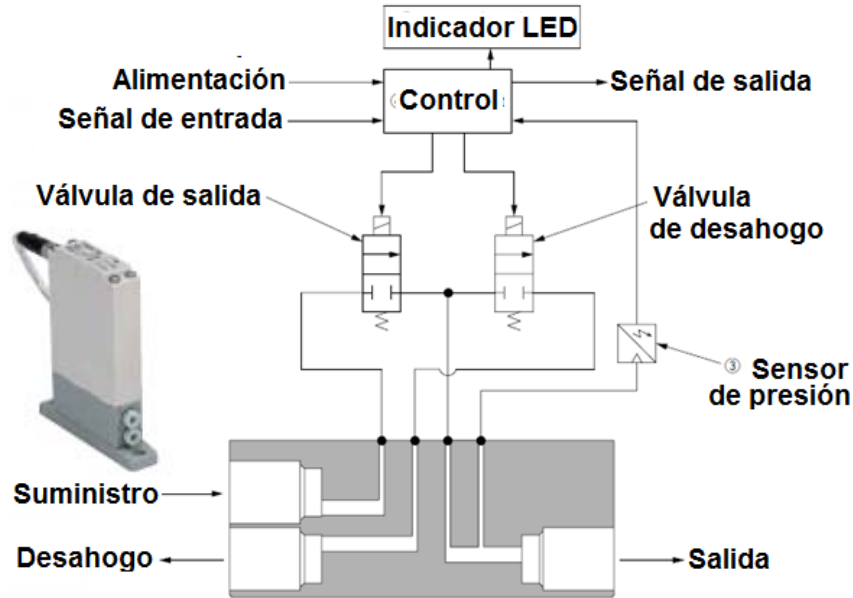


Figura 39. Esquema e imagen del transductor ITV0030-3BS [27].

3.8.2 Respuesta del transductor

El transductor después de ser energizado cuenta con un periodo de tiempo en el cual no entra en la acción de su función. En la figura 40 se aprecia como el sensor de presión interno del transductor entra en operación inmediatamente después de ser energizado el transductor, y está listo para operar alrededor de 160 [ms] después, sin embargo el transductor inicia la acción para llegar a la presión deseada después de 780 [ms].

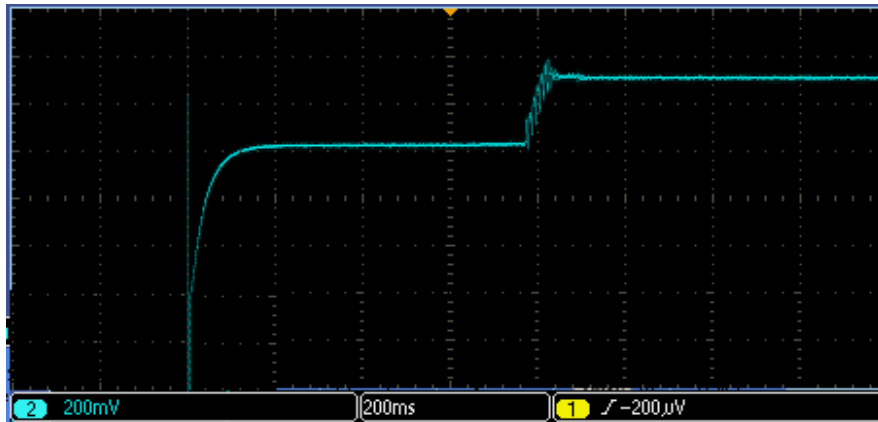


Figura 40. Tiempo de reacción del transductor.

Para conocer el tiempo de respuesta del transductor se realizaron dos pruebas, una en la que analizó el tiempo de respuesta del transductor sin carga alguna y otra en la que se revisó el tiempo de respuesta al inflar las cuatro cavidades de un nivel del actuador esofágico. Ambas pruebas fueron realizadas con una presión de entrada al transductor de 600 [kPa] proveniente del regulador de presión.

Para la prueba sin carga se determinó con ayuda de un osciloscopio el tiempo que tarda el transductor en llegar a la presión establecida, en un rango de 0 a 60 [kPa], que es el rango alrededor del cual se llegaría a operar el transductor, así también se estudió el tiempo que tarda en desinflar, para lo cual se obt

Presión [kPa]	Tiempo Inflado [ms]	Tiempo Desinflado [ms]
5	42	60
10	50	70
15	54	90
20	61	110
25	65	120
30	72	150
35	76	160
40	79	190
45	83	210
50	87	220
55	90	240
60	92	250

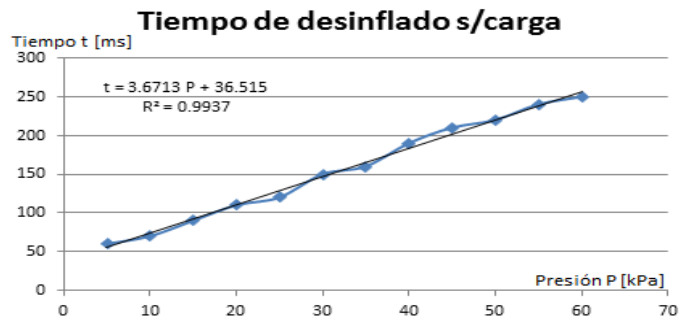
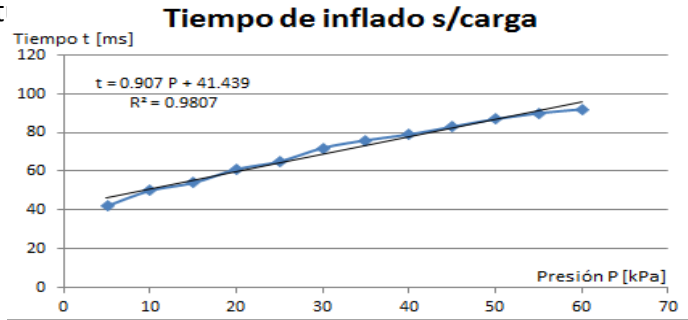


Tabla 5. Tiempo de respuesta del transductor sin carga.

La prueba en la que fueron infladas las cuatro cavidades de un nivel del actuador esofágico se realizó con los mismos parámetros de presión que fueron empleados en la prueba sin carga, sin embargo se aprecia un cambio drástico en los tiempos empleados para alcanzar la presión deseada, como se muestra en la tabla 6.

Presión [kPa]	Tiempo Inflado [ms]	Tiempo Desinflado [ms]
5	50	120
10	130	330
15	160	400
20	200	480
25	320	630
30	480	760
35	520	920
40	550	1040
45	570	1230
50	640	1320
55	650	1440
60	710	1630

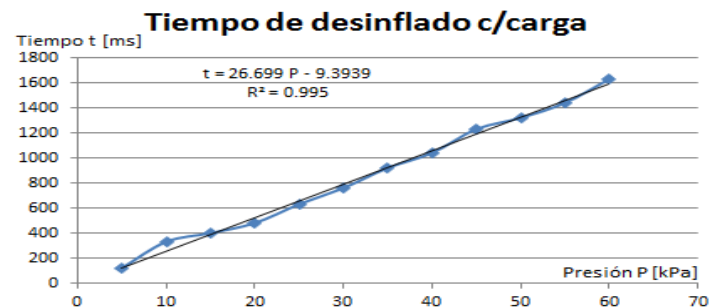
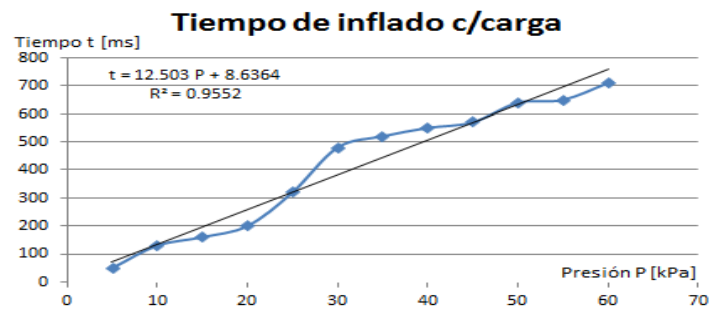


Tabla 6. Tiempo de respuesta del transductor con carga.

De las pruebas anteriores se determinó que el tiempo de inflado incrementa con el volumen que se tiene que cubrir para llegar a una determinada presión, esto en una proporción difícil de definir, el tiempo de desinflado también se incrementa pero con un comportamiento similar al obtenido en la prueba sin carga. Se piensa que en estos comportamientos el control que se encuentra integrado en el traductor tiene mucho que ver.

En la figura 41 se muestra la diferencia en tiempos de respuesta del transductor a las pruebas con y sin carga cuando una señal de presión le es enviada como una función escalón que cuenta con una longitud de onda de 2 [s] y presión (amplitud) de 40 [kPa].

Se aprecia (además de lo ya mostrado en las tablas 5 y 6) que la señal de presión presenta muchos más picos en la respuesta con carga que en la respuesta sin carga. Esto debido a que la continua apertura y cierre de las válvulas de paso con las que cuenta el transductor varía según el volumen de aire a cubrir para llegar a la presión deseada, mientras más cercano se encuentre a la presión de referencia la entrada de aire será más mesurada con una apertura y cierre de la válvula de paso de mayor rapidez, y mientras más lejano se encuentre de la referencia abra una apertura y cierre de la válvula lento.

Esta información que representa el comportamiento del bloque de control presente en el transductor podría proporcionar alternativas para controlar los tiempos de llenado de las cavidades en el actuador, y así incrementar la velocidad del desplazamiento del bolo durante la operación del actuador esofágico.

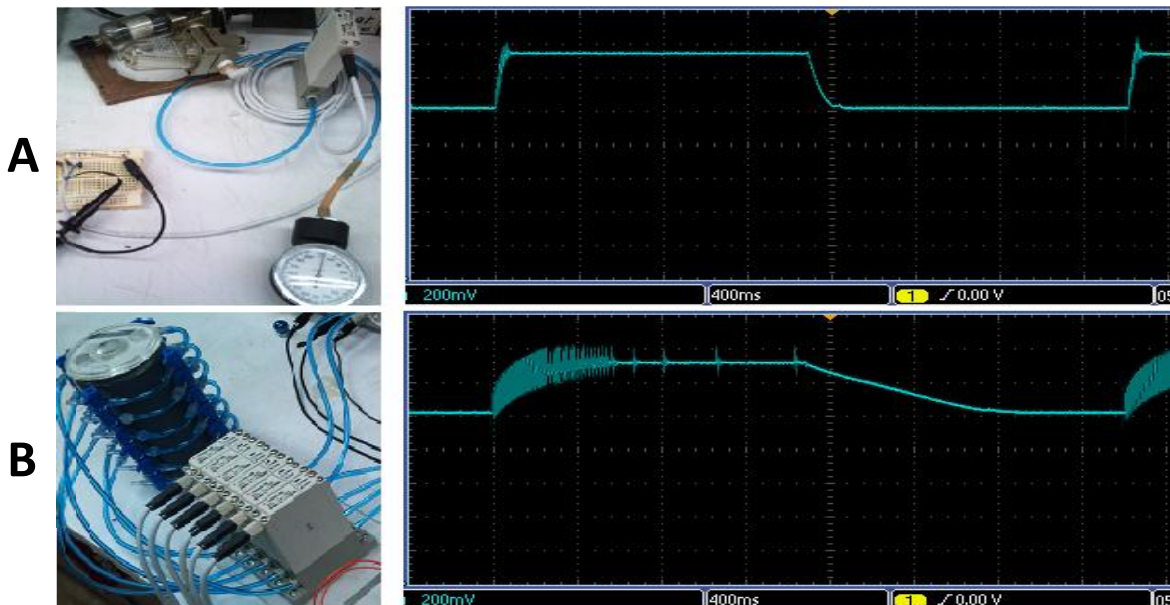


Figura 41. A: Prueba sin carga arriba; B: prueba con carga abajo.

Se encontró que cada uno de los traductores de presión no presenta la misma respuesta, ya que con una señal cuadrada de 45 [kPa] y longitud de 2.5 [s] no se presenta la misma respuesta en cada uno de los seis diferentes transductores de cada nivel de actuador, como se puede observar en la tabla 7.

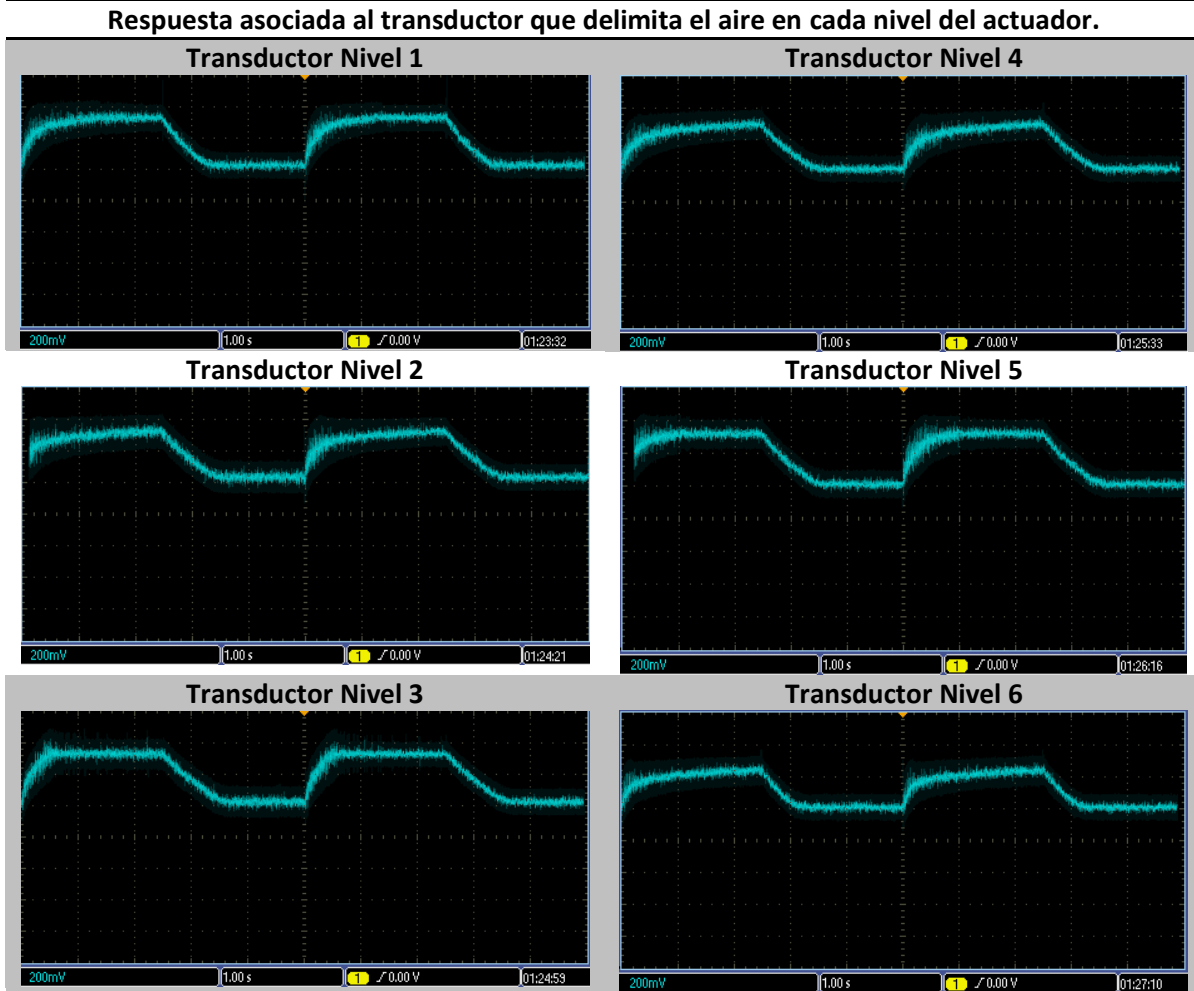


Tabla 7. Respuesta de los diferentes transductores de presión.

Se aprecia en tabal 7 los tiempos de asentamiento en las señales de presión para el inflado y desinflado varían en cada uno de los transductores, siendo el del nivel tres el de repuesta más rápida seguido por el nivel cinco, y como el transductor de respuesta más lenta se encuentra el nivel 6.

Todos estos transductores fueron colocados en dichas posiciones para procurar mejorar el trasporte del bolo esofágico en pruebas, sin embargo este suceso no puede ocurrir en un tiempo menor a los 6 segundos.

3.8.3 Implementación electrónica

La parte eléctrica involucra el envío de señales analógicas a cada uno de los transductores de presión las cuales deben de indicar cuanto tiempo y a que presión debe ser inflado cada nivel de cavidades del actuador esofágico, estas señales en su conjunto y sincronía conforma una secuencia la cual permite imitar el paso de alimentos a través del actuador como en el caso del esófago humano.

Para llevar a cabo esto se empleó seis convertidores digitales analógicos (DAC) con los cuales es posible enviar las señales mencionadas a través de un microcontrolador. Ver figura 42.



Figura 42. DAC MCP4725 y microcontrolador ATMEGA328P.

La DAC empleada es una implementación del integrado MCP4725 elaborada por Sparkfun cuenta con 12 bits de resolución, comunicación I²C y su alimentación va desde los 2.7 a los 5.5 [V] de corriente directa. Para el control de las seis diferentes DACs asociadas a cada nivel del actuador se empleó el microcontrolador ATMEGA328P el cual fue usado sobre la plataforma de Arduino para la programación de diferentes secuencias que fueron probadas. El ATMEGA328P cuenta con 28 Pines (14 de salida o entrada digital, de los cuales 6 son también de salida PWM de 8 bits y 6 de entrada analógica de 10 bits, de los cuales el A4 es salida SDA y A5 es salida SCL), trabaja a 16 [MHz] y su alimentación es de 5[V] de corriente directa.

El circuito elaborado para enviar las señales analógicas requeridas por los transductores de cada nivel con su respectiva secuencia puede ser capaz de enviar señales con una resolución de 1.2 [mV] que en el transductor reflejaría presiones de 0.06 [kPa], dicho circuito consta del microcontrolador, donde se programa la secuencia deseada y el nivel de presión requerido en cada transductor, las DACs, que reciben la instrucción digital del microcontrolador y la transforman en señal analógica y un seguidor asociado a cada señal analógica para que llegue al transductor con un desacoplamiento de impedancias. Ver figura 43.

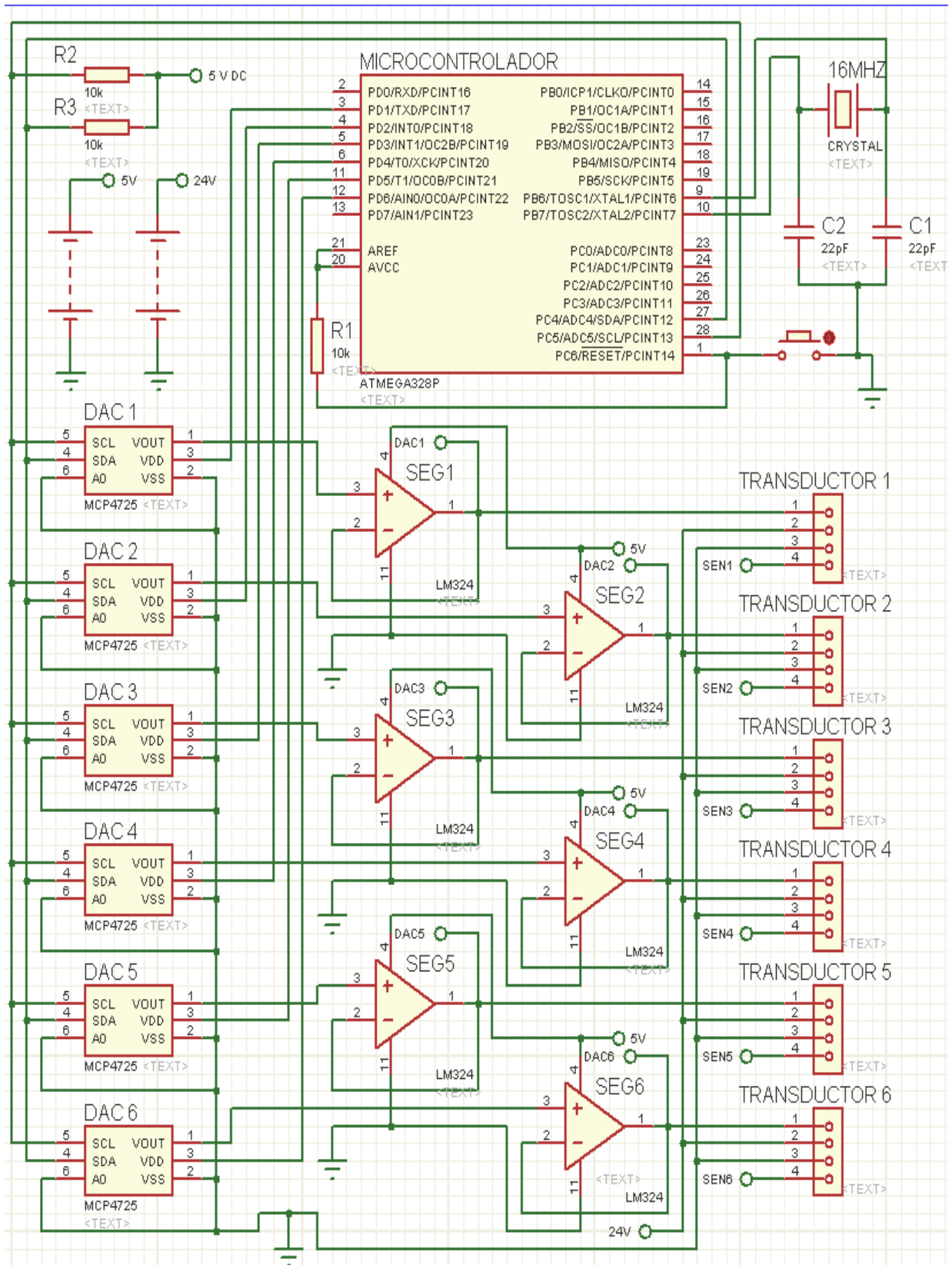


Figura 43. Circuito que proporciona la secuencia al actuador.

En la figura 44 se aprecia la configuración final del conducto esofágico, en ella se ven unidos elementos mecánicos, neumáticos y eléctricos que hacen posible la operación del conducto en diferentes secuencias programadas.

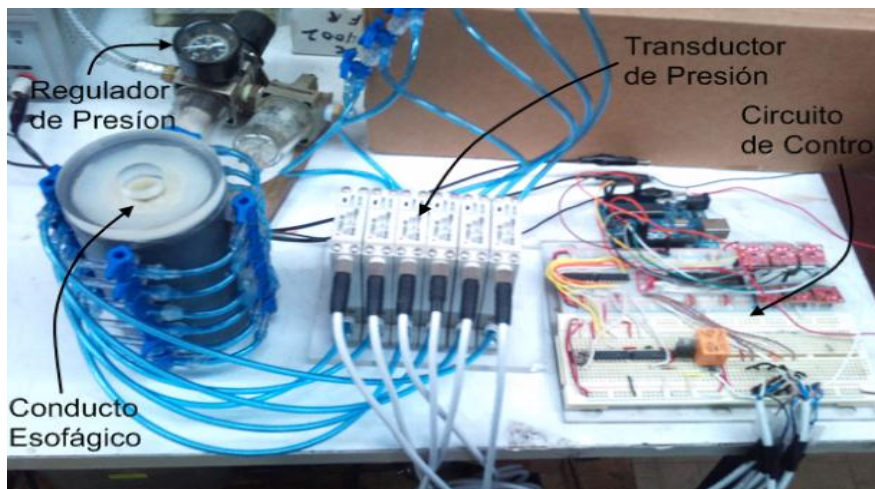


Figura 44. Configuración para la automatización del conducto esofágico.

3.9 Planteamiento del funcionamiento para el simulador esofágico

El funcionamiento del simulador esofágico pretende llevar a cabo el transporte peristáltico envolviendo el bolo alimenticio que se traslada, asegurando que no queden restos del bolo en el conducto esofágico. Este planteamiento tiene en cuenta que las presiones en el bolo alimenticio a lo largo del esófago (reportadas en la literatura médica) deben ser respetadas, así como las velocidades de desplazamiento para el bolo, las cuales son de 2 a 4 [cm/s]. También son consideradas todas las características del comportamiento del conducto esofágico reportadas anteriormente.

El funcionamiento es planteado como una secuencia de inflado y desinflado de todas las cavidades que integra cada nivel del conducto, para de esta forma lograr que el tránsito del bolo alimenticio sea controlado en cada momento. El primer nivel de cavidades debe de encontrarse cerrado (ya que en el cuerpo humano el conducto esofágico es normalmente cerrado), posteriormente el siguiente nivel deberá cerrarse de manera que el primer nivel sea abierto y deje pasar el bolo a transportar sin filtraciones, así sucesivamente con los siguientes niveles hasta que el volumen deseado del bolo haya ingresado al conducto esofágico.

Una vez ingresado el volumen del bolo en el conducto, el nivel más cercano a la porción final del bolo será cerrado, con el fin de que el bolo quede envuelto por la onda de transporte que genera el conducto. Conforme la onda avance los niveles tanto de la parte superior como inferior que envuelven al bolo irán inflando y desinflando de manera similar a la ya descrita, para que de esta forma el bolo pueda trasladarse a lo largo del conducto y siempre se encuentre envuelto por la onda de transporte. Ver figura 45.

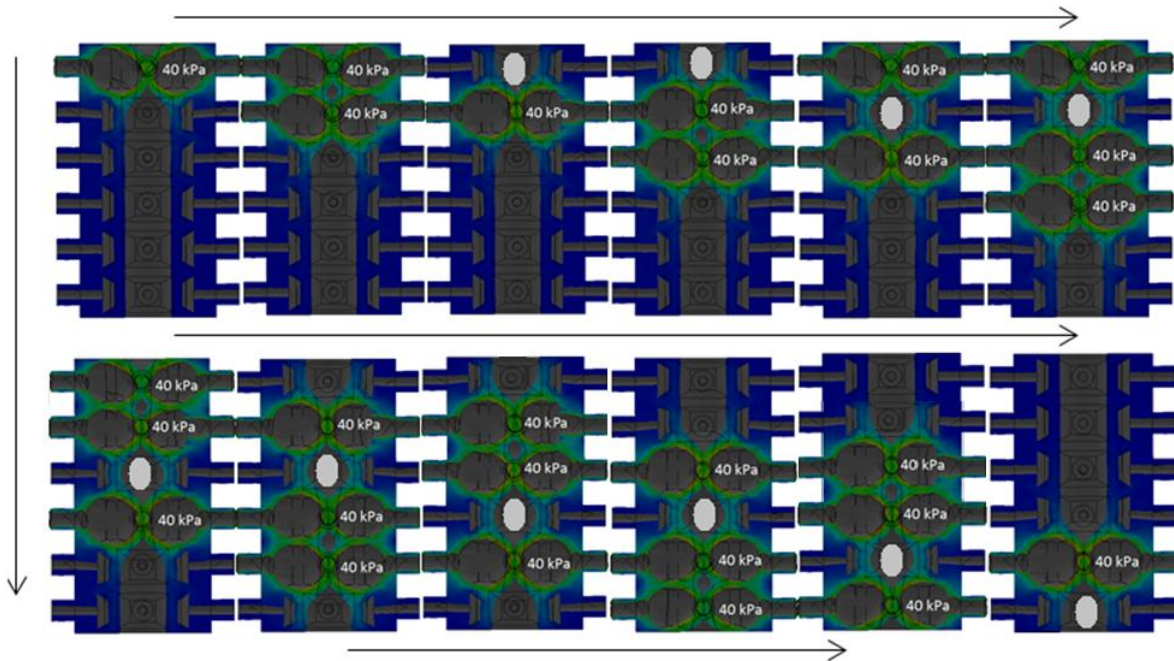


Figura 45. Planteamiento del funcionamiento para el simulador esofágico.

La longitud de la onda que envuelve el bolo puede ser variada siguiendo el mismo principio de operación, simplemente se requiere de modificar la distancia entre los niveles que van abriendo y cerrando. Así también la amplitud de la onda puede ser variada con la magnitud de la presión con la cual se infla cada nivel del conducto. En las partes intermedias de la onda que envuelve al bolo, según la dimensión del mismo, pueden encontrarse uno o varios niveles sin ser presurizados, debido a que por ellos pasa el bolo. Durante este suceso pueden presentarse casos en los que la onda pierda su forma debido a que la presión del bolo y la de los niveles que están cerrando el conducto podrían llegar a aplastar las cámaras que contiene el o los niveles por donde pasa el bolo. Por lo cual en casos en los que el bolo llegue a ser muy largo se recomienda mantener a una presión de aproximadamente $1/4$ de la presión del cierre en dichos niveles, esto con tal que no pierdan su forma.

3.10 Fatiga del material

Hasta ahora no ha sido posible definir las características de fatiga del material empleado en el simulador esofágico, se considera que es requerida una caracterización de dicho material en cuanto a sus propiedades mecánicas y a un análisis de ciclos de carga (con presiones similares a las empleadas para inflar las cavidades) que ayude a definir la vida del material. El fabricante no proporciona datos que den un acercamiento a las características de fatiga debido a que este tipo de materiales no son muy comunes en aplicaciones de ingeniería debido a su reciente aparición. Elaborando un estudio acerca de las propiedades del caucho de silicón encontradas en la literatura, artículos científicos y datos de fabricantes es posible dar una idea de la resistencia del actuador diseñando para el simulador esofágico. En general, la resistencia del caucho de silicona contra el esfuerzo

dinámico no es mayor que la que presente el caucho orgánico, sin embargo las nuevas tecnologías en el desarrollo de cauchos de silicón han superado este inconveniente y han logrado la creación de productos con resistencia a la fatiga por flexión de 8-20 veces mayor que los productos convencionales [29]. Shin-Etsu reporta en sus productos, los cuales presentan características similares de elongación y dureza que los de la serie ECOFLEX, datos de fatiga a ciclos de carga como se muestran en la figura 46.

Fatiga por resistencia a la flexión de cauchos de silicón

Propiedad \ Nombre de la marca	KE-951	KE-9510	KE-9511	KE-5151
Fatiga de elongación*1 (x10,000 veces)	30-40	45-55	200-300	400-500




Figura 46. Fatiga por flexión en cauchos de silicón Shin-Etsu [28].

En la figura 46, el símbolo *1 indica que la prueba se elaboró usando el instrumento de análisis de fatiga “Mattla fkexing” estirando la probeta un 100 % de la capacidad de elongación en el material y una rapidez de 5 [ciclos/s], el resultado se muestra en número de ciclos multiplicados por un factor de 10,000. Rotaru, et al. [30] en su trabajo denominado “Preliminary Experimental Testing on Fatigue Resistance for Silicone Rubbers Proposed within Lumbar Disc Prosthesis” reportan un análisis de fatiga por compresión al caucho de silicón mediante vibración libre y forzada. Las muestras de caucho de silicón utilizado en este estudio se elaboraron con un material compuesto de sílice (70 % en peso). Con el fin de evaluar la resistencia a la fatiga, tres muestras de caucho de silicona fueron sometidas a vibración forzada por un período de 4[h] a una frecuencia de vibración de 9 Hz, resultando en 12960 ciclos de vibración, con una carga de 11.8 [kg]. Antes y después de la prueba de resistencia a vibración forzada las muestras se ensayaron con una prueba de vibración libre. Los resultados experimentales mostraron que la respuesta de vibración libre de las muestras de caucho de silicona antes y después de la prueba de resistencia a la fatiga era la misma, lo cual indica que el material no recibió alguna alteración. Hablando del actuador que se desarrolló en este trabajo, el porcentaje de elongación máxima del material empleado para el actuador esofágico es de 900% (según datos del fabricante), conociendo que el grado de formación del actuador, el cual durante su operación nunca es mayor al 250% (según lo apreciado en la simulación), y los datos de fatiga proporcionados por Shin-Etsu, podríamos estimar que la deformación a la que se ve sometido el material cíclicamente por cargas no mayores a los 50 [kPa] podría no rebasar el límite de fatiga del material, asegurando un desgaste por fatiga bajo en el actuador esofágico. En cuanto a la compresión, el trabajo de Rotaru et al. [30] puede proporcionar una idea de la buena capacidad de amortiguamiento del actuador esofágico a la compresión cíclica, pensando en que la compresión dentro del actuador no será tan grande como la que se plantea en la prueba de fatiga elaborada por Rotaru. Sin embargo cabe señalar que todas las conclusiones respecto a la fatiga del actuador diseñado quedan a reserva de la elaboración de las pruebas mecánicas pertinentes que ayuden a determinarla.

4 Resultados

4.1 Estudio del comportamiento de conducto esofágico

Establecido y construido el diseño D4 para el conducto esofágico se procedió al estudio de su comportamiento, para lo cual se realizaron pruebas que determinaran los patrones de comportamiento característicos de este diseño y de esta forma conocer la manera en se puede manipular para logara el transporte peristáltico.

4.1.1 Análisis con rayos X

Se realizó un análisis con tomas de rayos X en el conducto esofágico con el objetivo principal de comparar la deformación obtenida en el conducto fabricado con las simulaciones elaboradas. Sin embargo, primero se llevó a cabo un estudio del comportamiento del conducto esofágico ante diferentes casos de presión en las cavidades de los diferentes niveles que lo integran, esto con el fin de conocer como se ve alterada la forma de onda peristáltica y la deformación de la cavidad presente en el elemento estrangulador.

Durante este análisis se interconectaron las cuatro cavidades de cada nivel del conducto, para inflarlas a la misma presión y poder medir la misma por nivel. Se colocó un manómetro y bomba de aire manual en cada nivel del conducto y se inflaron a diversas presiones los diferentes niveles. Ver figura 47.

En la primera tabla de esta sección (tabla 8) se muestran diversas tomas, las cuales ayudaron conocer el comportamiento del conducto fabricado, más adelante, en la tabla 9 se mostrarán las comparaciones de dichas tomas con la simulación.

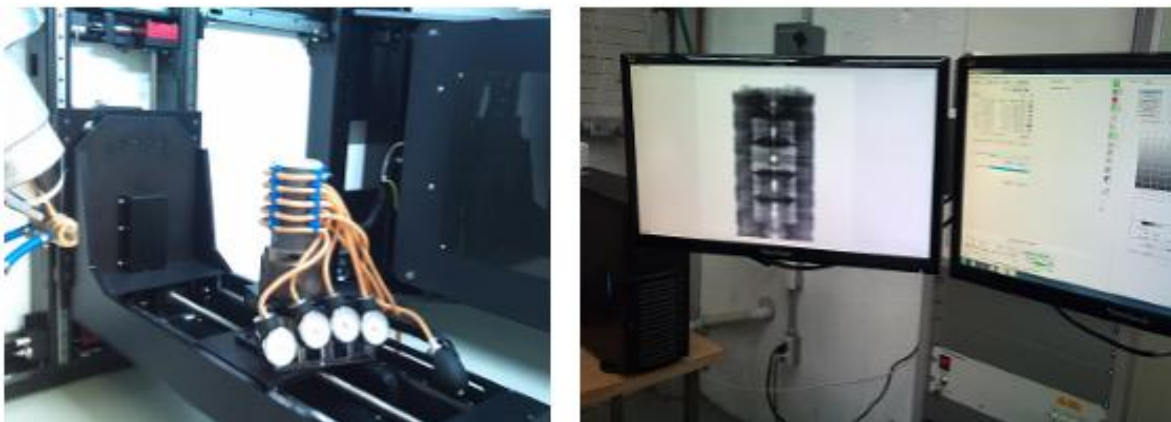
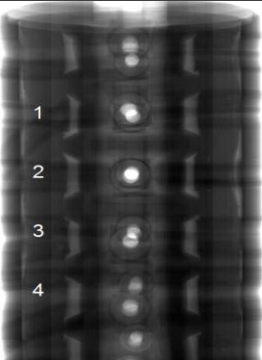
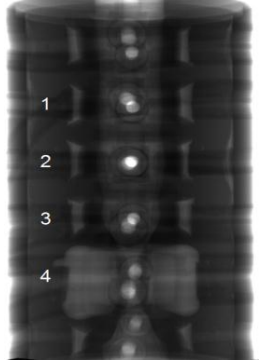
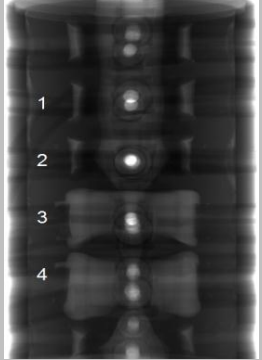
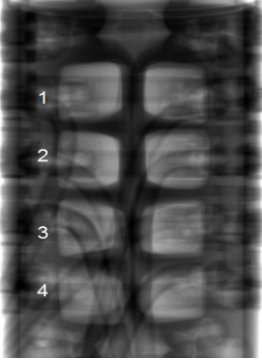
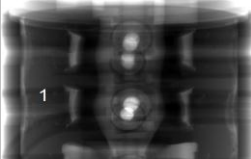
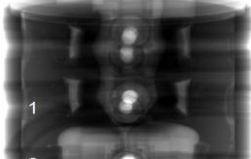
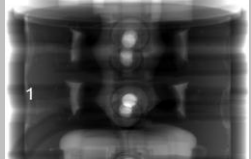
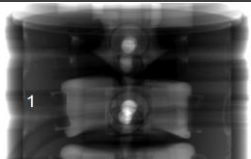


Figura 47. Análisis con rayos X.

A continuación se presentan los comentarios de cada una de las tomas realizadas:

No. de Toma	Presiones [kPa]	Imagen	Comentario
1	C1 : 0		En esta imagen del conducto esofágico sin presiones se puede observar la forma del interior de cada una de las cavidades de los elementos estranguladores que integran cada nivel. También se puede apreciar que el conducto se encuentra completamente abierto.
	C2 : 0		
	C3 : 0		
	C4 : 0		
2	C1 : 0		En esta toma se ve que el conducto cierra a una presión de 37.33 [kPa] y la forma que genera es la de una curva suavemente definida. Además se aprecia la deformación dentro de cada cavidad en los elementos estranguladores.
	C2 : 0		
	C3 : 0		
	C4 : 37.33		
3	C1 : 0		El comportamiento en este caso es similar al de la imagen anterior en cuanto a la forma de la onda que se genera, sin embargo en esta imagen se observa que el nivel C3 (a 29.33 [kPa]) al tener menor presión que el nivel C4 (a 37.33 [kPa]) es desplazado ligeramente hacia arriba.
	C2 : 0		
	C3 : 29.33		
	C4 : 37.33		
4	C1 : 38.66		Al querer observar el comportamiento cuando todos los niveles eran cerrados a un nivel de presión similar se obtuvo la imagen mostrada, se aprecia que todas las cavidades de los elementos estranguladores incrementan su volumen y procuran mantener su posición al tener presiones similares.
	C2 : 40		
	C3 : 38.66		
	C4 : 32		

No. de Toma	Presiones [kPa]	Imagen	Comentario
5	C1 : 0	 1	<p>Se observa que al intentar cerrar los niveles C2, C3 y C4 del mismo modo que en la toma 4 pero usando una presión más baja y presiones similares en cada nivel, se logra definir una onda peristáltica de transporte que se define suavemente uniforme.</p>
	C2 : 17.33		
	C3 : 26.66		
	C4 : 25.33		
6	C1 : 2.67	 1	<p>En esta toma se observa que los dos niveles que fueron inflados con una presión 40 [kPa] generaron una especie de pellizco en la forma del conducto esofágico al desplazar las cavidades del nivel C3, al cual no se le infló con alguna presión.</p>
	C2 : 40		
	C3 : 0		
	C4 : 40		
7	C1 : 2.67	 1	<p>Ahora apreciamos que cuando se introduce una presión en el nivel C3 de la mitad a la que encuentran las cavidades vecinas de la misma (20 [kPa]) la cavidad C3 tiende a recuperar su forma y elimina el pellizco presentado en la toma numero 6</p>
	C2 : 40		
	C3 : 20		
	C4 : 40		
8	C1 : 38.66	 1	<p>Existen casos en los que entre niveles se generan espacios que no son sellados completamente, como se puede apreciar en la imagen. Entre el nivel C1 y C2, donde se distingue el espacio de color negro hay un cambio de tono claro en el centro. Estos espacios son de menor dimensión cuando el nivel se cierra con mayor presión pero aun así se podrían seguir presentando.</p>
	C2 : 48		
	C3 : 20		
	C4 : 40		

No. de Toma	Presiones [kPa]	Imagen	Comentario
9	C 1 : 0		<p>En esta imagen se ve que cuando las diferencias de presiones son muy grandes entre las cavidades la onda peristáltica de transporte pierde definición en su forma, si la diferencias disminuyen la forma puede volverse más uniforme, como se puede observar en la toma 5.</p>
	C 2 : 0		
	C 3 : 12		
	C 4 : 30.66		

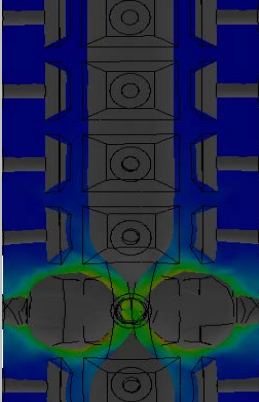
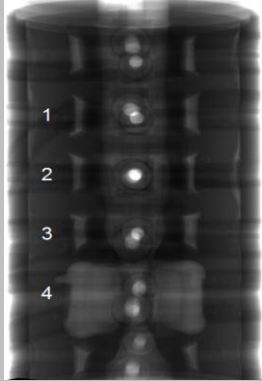
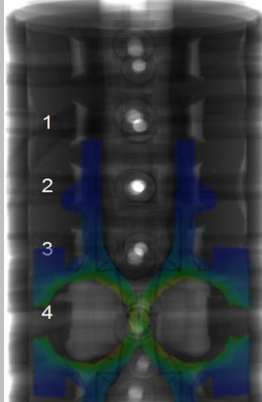
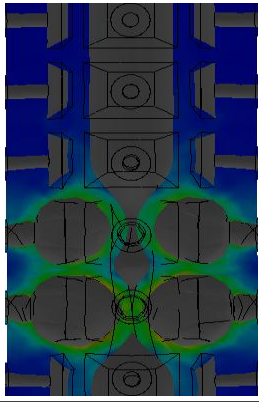
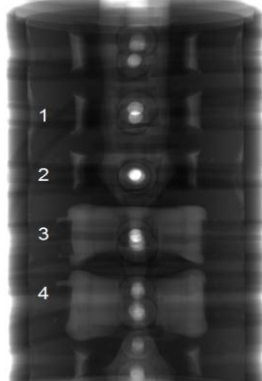
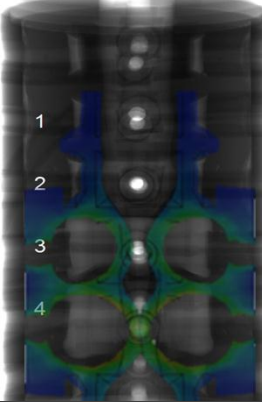
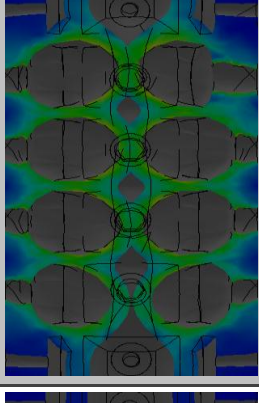
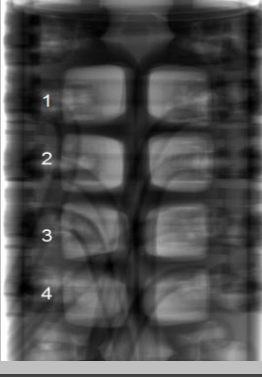
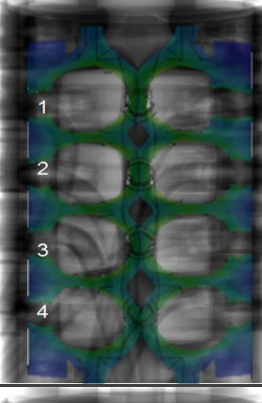
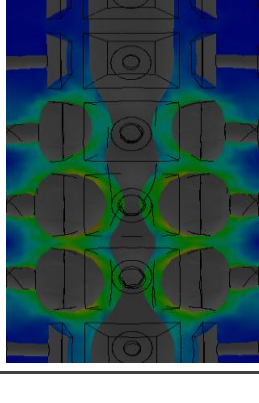
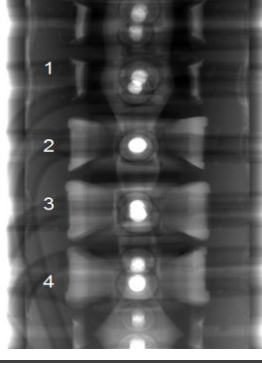
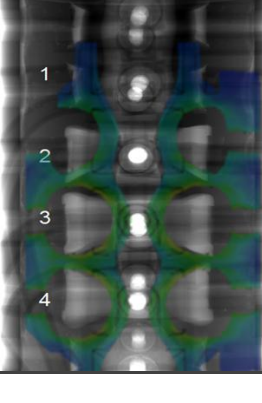
Tabla 8. Estudio del comportamiento del conducto esofágico con ayuda de rayos X.

Del análisis anterior elaborado al conducto esofágico se destaca:

- La cavidad de mayor presión desplaza a la vecina de menor presión de manera proporcional a la diferencia de presión entre dicha cavidad y la vecina.
- Para generar una onda peristáltica de transporte suavemente definida se requiere de diferencias de presiones poco elevadas entre cavidades vecinas, esto cuando el empaquetado del bolo abarque más de un nivel.
- Entre los niveles del conducto, durante el sellado por estrangulamiento, se generan pequeños espacios propios de la geometría del diseño y de la presión con la que se realice el sellado, en ellos pudiera quedar una pequeña parte del bolo (toma 8).

De esta manera se concluyó:

- Cada vez que una cavidad se infle para llevar a cabo el estrangulamiento del conducto esofágico, las vecinas para no deformarse (sean aplastadas) deben mantener un cierto nivel de presión que les permita conservar la forma del conducto y no generar pellizcos, así como generar una onda de transporte peristáltico suavemente definida.
- Es recomendable un recubrimiento en el conducto esofágico que contribuya en no deformar de manera muy pronunciada el conducto cuando existan casos como el presentado en la toma 6 de la tabla 8, y que elimine los espacios que quedan sin sellar entre niveles durante el estrangulamiento, como se menciona en la toma 8. Así también este recubrimiento puede ayudar a definir de mejor manera la onda peristáltica en el conducto esofágico durante casos como el de la toma 9, tabla 8.
- Se concluyó que para la generación de una onda peristáltica uniforme, la diferencia de presión entre una cavidad y sus vecinas no debe ser mayor a la mitad de la presión en la cavidad con mayor magnitud de presión, esto cuando el empaquetado del bolo abarque más de un nivel.

No. de Toma	Presiones [KPa]	Simulación	Real	Comparación
2	C1 : 0			
	C2 : 0			
	C3 : 0			
	C4 : 37.33			
3	C1 : 0			
	C2 : 0			
	C3 : 29.33			
	C4 : 37.33			
4	C1 : 38.66			
	C2 : 40			
	C3 : 38.66			
	C4 : 32			
5	C1 : 0			
	C2 : 17.33			
	C3 : 26.66			
	C4 : 25.33			

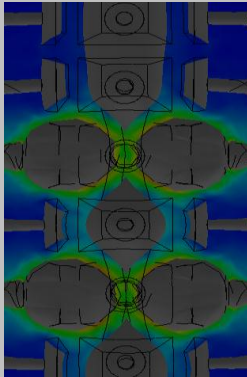
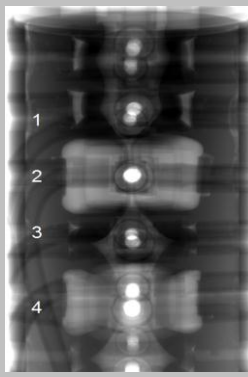
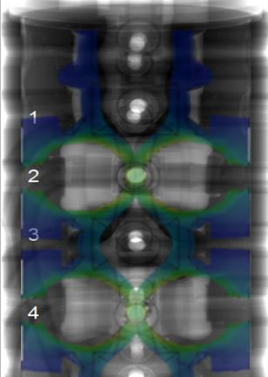
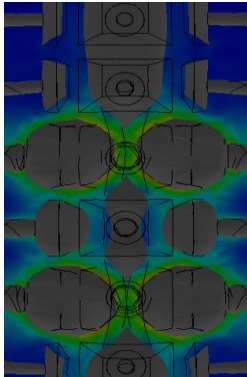
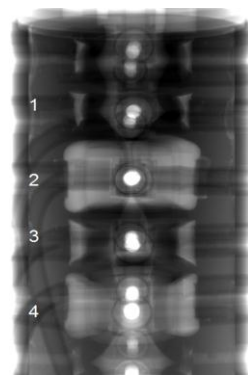
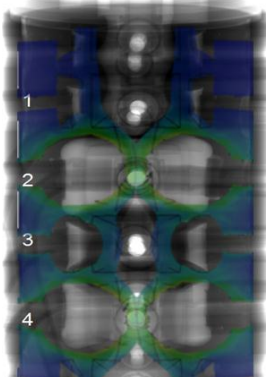
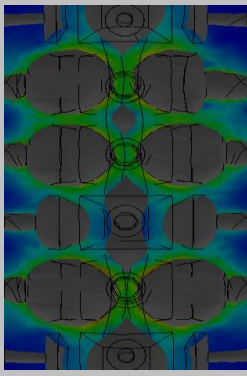
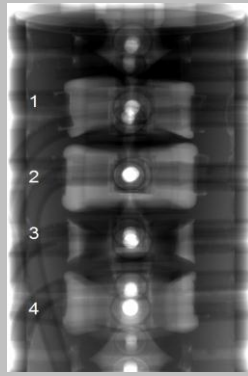
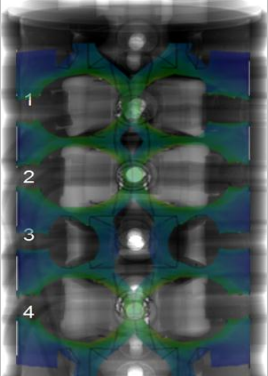
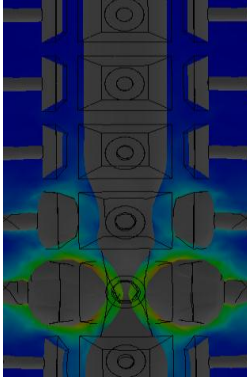
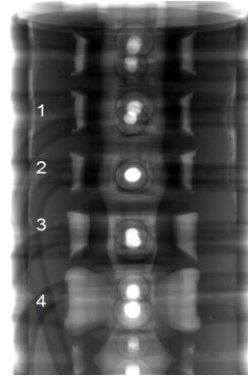
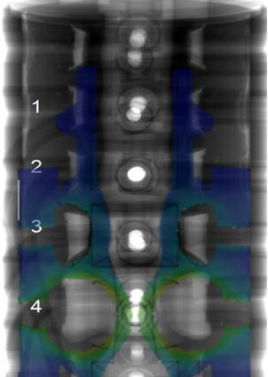
No. de Toma	Presiones [kPa]	Simulación	Real	Comparación
6	C1 : 2.67			
	C2 : 40			
	C3 : 0			
	C4 : 40			
7	C1 : 2.67			
	C2 : 40			
	C3 : 20			
	C4 : 40			
8	C1 : 38.66			
	C2 : 38			
	C3 : 20			
	C4 : 40			
9	C1 : 0			
	C2 : 0			
	C3 : 12			
	C4 : 30.66			

Tabla 9. Comparación del comportamiento entre la simulación y el modelo.

La comparación mostrada en la tabla 9 permite determinar qué grado de certidumbre en la deformación del conducto esofágico se tiene al desarrollar nuevos diseños computacionalmente. En este caso se determinó que la relación de deformación entre el modelo el físico y el teórico (simulado), es de 1.5.

Por lo cual para lograr la deformación obtenida en el modelo físico, dentro de la simulación se requiere de un factor en la escala de deformación de 1.5, el cual también puede ser aplicado en el parámetro de la presión.

Por otro lado, de la tabla 9 se aprecia que la deformación obtenida en el modelo elaborado a partir de diseño D4 es muy similar a la que se presentó en la simulación, sin embargo, es importante señalar que algunas formas no fueron obtenidas en la simulación, como los pellizcos que se presentaron en la toma 6.

Se concluyó que la simulación proporciona información muy similar al comportamiento real del conducto esofágico durante su deformación, lo cual sugiere que las herramientas computacionales son gran ayuda para orientar el diseño del conducto esofágico. En la figura 48 se muestran diversas tomas y cortes del conducto esofágico en simulación y sin ella.

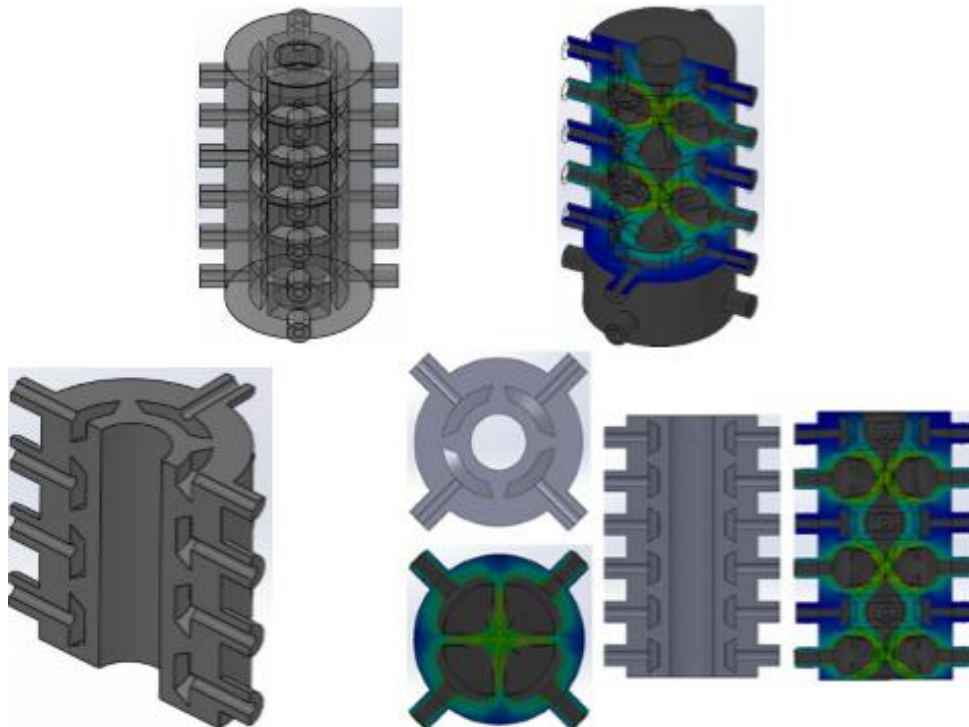


Figura 48. Configuraciones computacionales del diseño D4

4.1.2 Análisis de presión en los elementos estranguladores

Como se observó en la tabla 8, el incremento de presión en un nivel de cavidades puede causar el desplazamiento de las cavidades en los niveles vecinos, para tener una noción de las repercusiones en presión que esto ocasiona en los demás niveles del conducto se realizó una prueba en la cual se infló un nivel central del conducto hasta lograra el cierre, mientras los demás niveles fueron sellados para detectar cuanto incrementa su presión. Ver figura 49.



Figura 49. Estudio del incremento en la presión en cavidades vecinas.

Se determinó que cuando se infla un nivel de cavidades los dos vecinos a él incrementan su presión en un rango de aproximadamente 5.3 [kPa], mientras que los niveles siguientes la incrementan en un rango de alrededor de los 3.3 [kPa]. De esto podemos concluir que la presión de cierre sigue siendo la misma en todos los niveles, la diferencia radica en la deformación del conducto esofágico, ya que las cavidades que se inflan para alcanzar la presión de cierre llegan a desplazar a las cavidades vecinas, las cuales al no poder desplazarse son aplastadas provocando un incremento de presión en ellas.

4.1.3 Análisis de la onda peristáltica generada

Como se observó durante el análisis con rayos X, el conducto esofágico creado puede generar ondas peristálticas de transporte que uniformes y de longitudes no menores que el tamaño de dos cavidades del elemento estrangulador. Sin embargo videos de gastroscopia revelan que el esófago humano no genera un tipo de onda peristáltica de transporte específica en todos los casos, existen casos en los que se simplemente se genera la onda que permita dosificar el alimento que entra al estómago.

La función descrita anteriormente es lograda en el conducto esofágico, sin embargo, en él se presentan deformaciones no deseadas cuando la diferencia de presión es muy grande entre cavidades (como se mostró en la tabla 8) imposibilitando la definición suave de una

onda, para evitar esto se agregó un recubrimiento de látex a lo largo de la circunferencia interna del conducto.

Dicho recubrimiento es delgado y muy flexible, lo que le permite adherirse bien a las paredes del conducto y no presentar grandes esfuerzos que impidan el estrangulamiento del conducto. La onda peristáltica obtenida con el recubrimiento queda definida de manera más suave en los lugares donde se presentan las deformaciones no deseadas, obteniendo el resultado que se muestra en la figura 50.

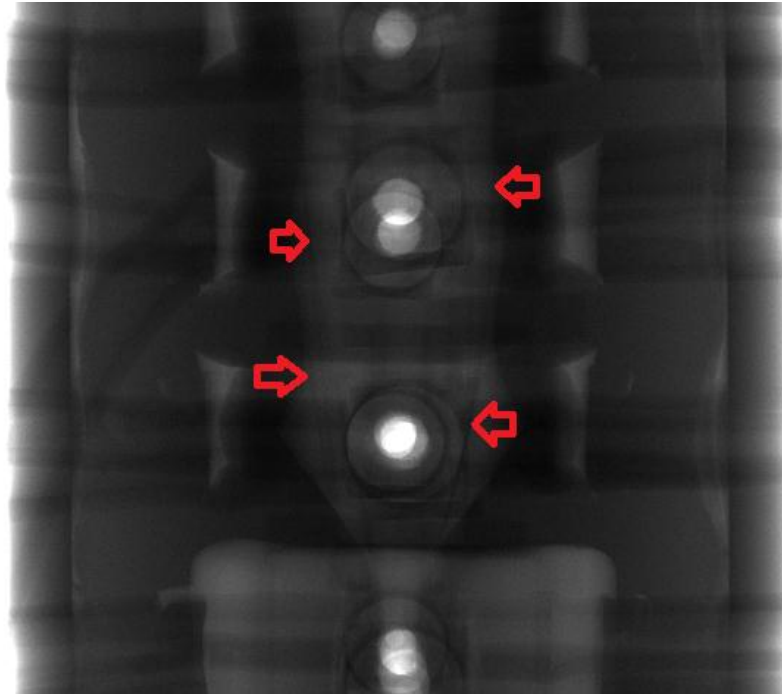


Figura 50. Conducto esofágico con recubrimiento.

Este recubrimiento en la circunferencia interna del conducto evita que fragmentos del bolo transportado por el conducto queden atrapados en los lugares donde la deformación es muy pronunciada.

4.2 Secuencias de funcionamiento y pruebas de transporte.

Fueron probadas diferentes secuencias de inflado y desinflado de las cavidades de cada uno de los niveles del actuador para lograr el paso del bolo alimenticio en tres diferentes posiciones, vertical, vertical invertida y horizontal. La posición vertical simula la deglución que realiza de pie o sentado, la posición horizontal simula la deglución que se efectúa acostado y la posición vertical invertida simula la deglución que se lleva a cabo de cabeza.

4.2.1 El bolo alimenticio

Se emplearon diferentes consistencias de bolo alimenticio para lograr encontrar la secuencia que hiciera posible el transporte peristáltico de cualquiera de estos tipos de bolos, con el objeto de tener la mayor diversidad en los bolos que se emplearon para las pruebas se probaron tres tipos de consistencias, una rígida, una suave y una intermedia.

Como bolo rígido se empleó una canica con un volumen aproximado de 4.5 [cm³] auxiliado de un lubricante base agua que hiciera las veces de saliva, como bolo suave se empleó puré en cantidades de entre 4 [ml] y 8 [ml] y como bolo intermedio se empleó una mezcla de puré con masa de pan molido, así como presentaciones puré con trozos de comida, esto en cantidades también de entre 4 [ml] y 8 [ml]. También fueron realizadas pruebas con agua.

La figura 51 A muestra el paso de una canica, la figura 51 B el paso de puré y la figura 50 C el paso de puré con trozos sólidos.

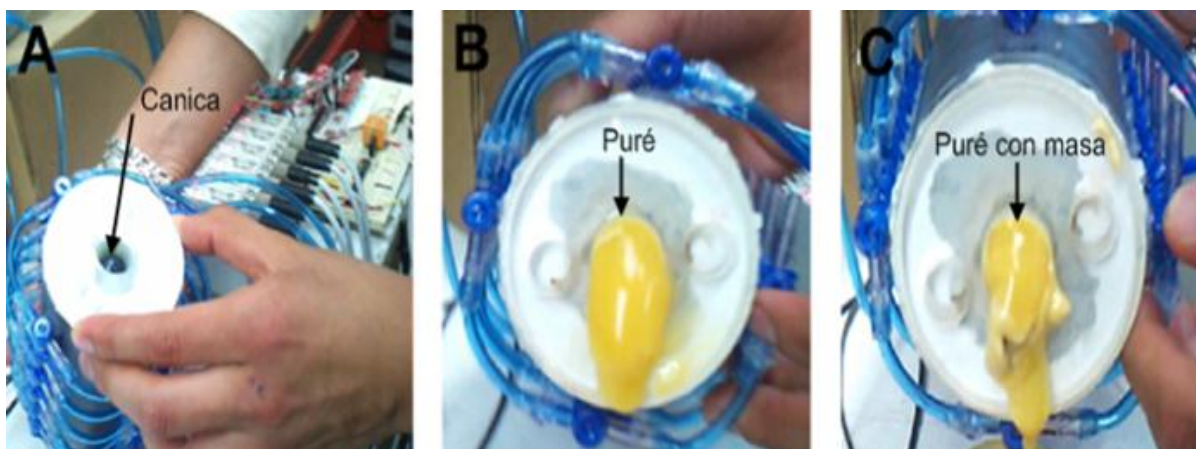


Figura 51. Diferentes tipos de bolos alimenticios probados.

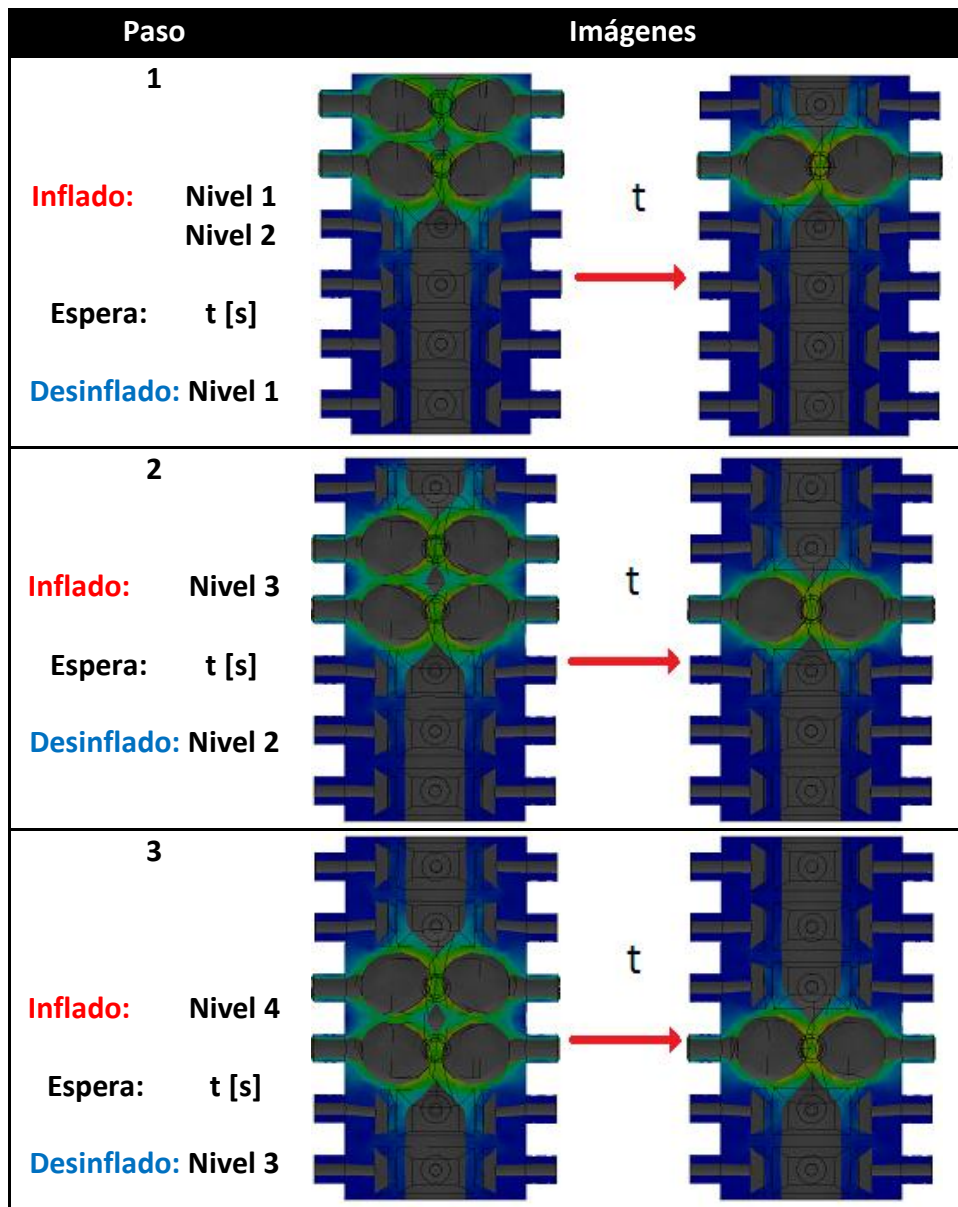
4.2.2 Secuencia de transporte establecida para el simulador esofágico

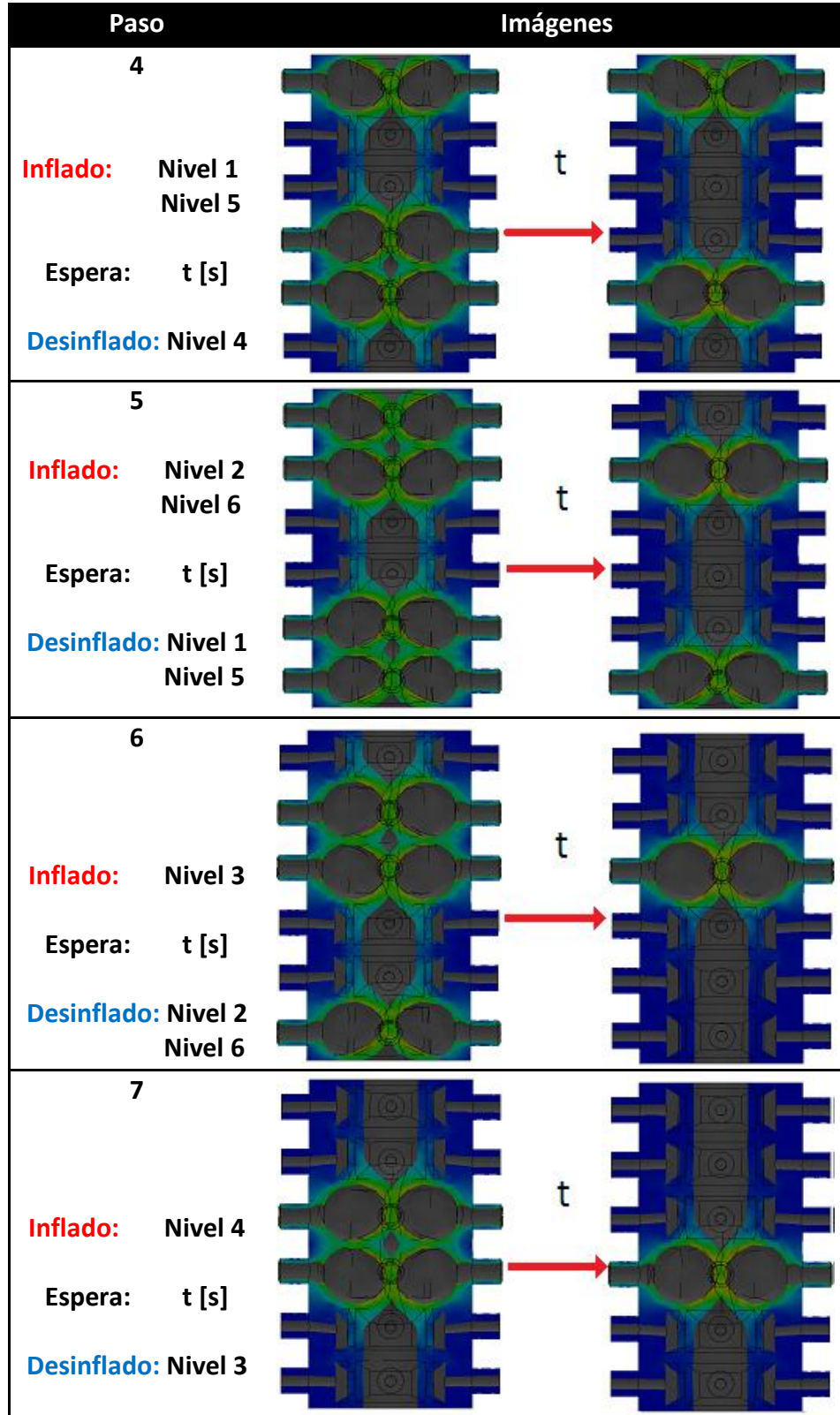
Se realizaron intentos con diferentes secuencias de inflado y desinflado de los niveles del actuador para obtener la que permitiera el paso de todos los tipos de bolos alimenticios antes mencionados, así como del agua, de dichas pruebas se pudo determinar que la presión de cierre del conducto esofágico debe de ser mayor cuando se trata del transporte de agua (alrededor de los 49 [kPa], mientras que con el resto de los bolos es de alrededor de 42 [kPa]), esto para evitar las filtraciones del líquido y logara un sellado completo.

Las secuencias fueron estructuradas por pasos, en los cuales unos niveles se disponen a alcanzar una cierta presión (los que realizan el sellado durante el encapsulado del bolo), mientras que otros son desinflados (los que contienen y por donde pasa el bolo), se

establecieron tiempos de espera entre pasos para dejar que las cavidades de cada nivel, a través del transductor, logren alcanzar el nivel de presión deseado. Una secuencia que logra el transporte del bolo en cualquier posición es la que se describe a continuación y es descrita en la tabla 10.

Considerando que existe un parámetro de tiempo “t” (empleado en la prueba como $t = 1$ [s]), una presión de inflado de 43 [kPa] indicada al transductor y que la respuesta del transductor tiene un comportamiento ya conocido (visto anteriormente) la siguiente secuencia permite el traslado del bolo en las posiciones vertical, horizontal, vertical invertida (de cabeza).





Paso	Imágenes
<p>8</p> <p>Inflado: Nivel 5</p> <p>Espera: t [s]</p> <p>Desinflado: Nivel 4</p>	
<p>9</p> <p>Inflado: Nivel 6</p> <p>Espera: t [s]</p> <p>Desinflado: Nivel 5</p> <p>Espera: t [s]</p> <p>Desinflado: Nivel 6</p>	

Tabla 10. Secuencia para el transporte del bolo en el actuador esofágico.

Se aprecia en la tabla 10, que en esta secuencia el tiempo de transporte a lo largo del conducto depende del valor del parámetro “t” con el cual se han realizado pruebas de hasta $t = 0.75$ [seg] (velocidad de transporte de 1.8 [cm/seg]) en cuyo caso el bolo puede circular a lo largo del conducto de forma correcta en posición vertical y horizontal, pero no en la posición vertical invertida (de cabeza). Cabe señalar que valores de “t” menores al mencionado no permiten que el bolo se pueda desplazar completamente a lo largo del conducto en un solo ciclo de la secuencia, ya que se presentan dificultades con el tiempo de inflado de las cavidades que cierran el conducto, y esto es debido al tiempo de respuesta del transductor.

En las pruebas de transporte para los diferentes bolos mencionados existió la presencia de lubricantes, en el bolo solido (como ya se mencionó) se empleó un lubricante de base agua, en los otros dos tipos de bolos a base de papillas existió la lubricación proporcionada por el puré. Aunque el tránsito de todos los bolos se llevó a cabo de manera completa no se descarta que el uso de algún lubricante diferente pueda ser usado para el transporte de cualquier tipo de bolo que se presente y además aporte al sellado dentro del conducto esofágico evitando filtraciones.

Conclusiones

Este trabajo cumple con la expectativa planteada de imitar el tipo de transporte peristáltico que se realiza en el esófago humano durante el traslado al estómago del bolo alimenticio, la configuración, el diseño y la secuencia planteada para el simulador esofágico favorecen el desempeño de dicha actividad de manera que es posible llevar a cabo el transporte de bolos alimenticios en las diferentes posiciones en las que el cuerpo humano puede transportarlos, con lo que se puede presumir que el actuador diseñado para el simulador cumple con su función. Con respecto al sellado y lubricación en el simulador los resultados mostrados en el trabajo hacen ver que se logró obtener resultados satisfactorios durante el transporte, sin embargo estos temas quedan abiertos al desarrollo y prueba con nuevos materiales.

Hasta el momento se ha determinado que el simulador puede reproducir el transporte peristáltico de forma completa a una velocidad no mayor de 1.8 [cm/seg] la cual resulta ser menor a la velocidad promedio de transporte en el esófago humano, identificada entre los 2 y 4 [cm/seg] [3], sin embargo, la forma de la onda obtenida en el simulador es muy similar a la reportada en el modelo matemático de la onda peristáltica de transporte de Misra y Pandey [26] lo cual puede brindar una cierta confiabilidad en que el transporte se lleva a cabo de manera muy similar a la del cuerpo humano.

En cuanto a las presiones que el esófago humano ejerce sobre el bolo alimenticio, en el diseño del actuador establecido para este simulador es posible controlar la presión ejercida por las paredes del conducto esofágico en todo momento durante el traslado del bolo, esto mediante la cantidad de aire que entra a cada una de las cuatro cavidades de cada nivel del conducto, del mismo modo es posible controlar la forma y longitud de onda peristáltica. Con esto se hace posible imitar, de manera discreta, cualquier perfil de presión que el cuerpo humano genere, así como imitar cualquier tipo de funcionamiento en el esófago.

La parte fundamental de estos alcances se encuentra en el diseño de las cavidades internas del actuador esofágico, las cuales son infladas para lograr la onda de transporte peristáltico, la configuración y forma de las cavidades diseñadas favorece los desplazamientos del material a lo largo del conducto esofágico al ser infladas, esto permite lograr que la forma de la onda sea la deseada. Gracias a las simulaciones se pudo llegar a una serie de diseños en las cavidades que arrojaron resultados que poco a poco fueron propiciando la obtención de la forma deseada. Gracias a la manufactura aditiva fue que pudieron ser fabricados los modelos funcionales que apoyaron los resultados de la simulación y permitieron la experimentación con el diseño de manera rápida y sencilla, ya que la fabricación de los moldes de los diferentes diseños elaborados requería de formas complejas así como del empleo de múltiples injertos, por lo cual la manufactura aditiva fue crucial en la elaboración de las cavidades dentro del actuador esofágico no solo en el modelo final sino también para la elaboración de diversos modelos con que se realizaron pruebas.

Las diversas tomas de rayos X que se obtuvieron del simulador durante su operación mostraron que la forma de onda obtenida en el modelo final es muy similar a la obtenida en sus simulaciones, lo cual puede corroborar que el empleo de herramientas computarizadas proporciona una aproximación confiable del resultado que se obtendrá de los diseños que se elaboren. Si bien no se conocen con exactitud las propiedades mecánicas del material (con excepción de los datos proporcionados por el fabricante), auxiliarse de la simulación para el diseño del actuador en cuanto a la respuesta a la deformación es una buena alternativa.

Por otro lado, el actuador al tener una implementación neumática representa un mayor reto para el control del mismo, esto refiriéndonos a los transductores neumáticos, que requieren de una parametrización del sistema en su conjunto con el objetivo de encontrar un caudal de aire de entrada a las cavidades del conducto que permita tener mejoras en los tiempos de transporte del bolo. Sin embargo no hay que perder de vista que el objetivo del simulador que es imitar la forma del transporte peristáltico que se lleva a cabo en el cuerpo humano así como sus diversos comportamientos, objetivos que se han podido solventar con el diseño planteado en este trabajo.

Trabajo a futuro

Como trabajo a futuro para el simulador esofágico se plantea las siguientes metas enfocadas en la optimización del funcionamiento en el modelo que se desarrolló en este trabajo.

- Es desarrollo de un conducto de 24 [cm]: Este trabajo se planteó con un conducto esofágico de 12 [cm] lo cual es aproximadamente la mitad de la longitud que tiene un esófago humano (aproximadamente 24[cm]), este conducto planteado se pensó con el objetivo de validar el funcionamiento del diseño empleado para el simulador, sin embargo hace falta recrear la longitud real del esófago.
- Parametrización de la configuración del conducto: Como se mencionó anteriormente, para mejorar los tiempos de transporte del bolo es necesaria una parametrización del sistema que se desarrolló, con la cual se haga posible desarrollar un control para el mismo.
- Desarrollo del sistema de control y operación: El simulador requiere de un sistema que le permita operar con diferentes configuraciones de presión, forma de onda y configuración, de manera automática o semi-automática. Para ello se requiere de un sistema de control que pudiera ser adaptable, como las redes neuronales o el control difuso, así también se requiere de la generación de una interfaz de usuario que permita la manipulación del actuador.
- Caracterización del material: La caracterización del caucho de silicón empleado ayudara a conocer las características mecánicas del diseño del actuador esofágico planteado en este trabajo, así como su análisis de resistencia a la fatiga.

Referencias

- [1] A. Bussalleu-Rivera, A. Ramírez-Ramos, M. Tagle-Arrospide. C. Zapata-Solari, *Tópicos Selectos en Medicina Interna - Gastroenterología* Enfermedades del esófago, Sociedad Peruana de medicina Interna, Primera edición, (2006).
- [2] D. O. Castell, C. H. Chally, R. E. Clouse, R. H. Holloway, *AGA Technical Review on the Clinical Use of Esophageal Manometry*, American Association of Clinical Gastroenterology, Comité Práctico, Noviembre (2004) 128:209-224.
- [3] J. L. Conklin, *Manometric Assessment of the Esophagus*, Evaluation of Esophageal Motor Function With High-resolution Manometry, (2013), 19(3): 281–294.
- [4] R. Tutuian, D. O. Castell, J Am, *Combined multichannel intraluminal impedance and manometry clarifies esophageal function abnormalities: Study in 350 patient*, Gastroenterology (2004) 99 (6): 1011-9.
- [5] James G. Brasseur, *A Fluid Mechanical Perspective on Esophageal Bolus Transport*, Department of Mechanical Engineering, Clemson University, Clemson, South Carolina, USA, (1987) 2: 32-39.
- [6] R. E. Clouse, A. Staiano, J. Stephen, J. Bickston, *Characteristics of the Propagating Pressure Wave in the Esophagus*, Digestive Diseases and Sciences, Vol. 41, No. 12, pp. 2369-2376, December (1996).
- [7] G. Basotti, G. Bacci, D. Biagini, *Manometric Investigation of the Entire Esophagus*, Laboratorio di Mobilita Intestinale, (1988) 3 : 93-96.
- [8] S. K. Pandey, D. Tripathi, *Unsteady peristaltic transport of Maxwell fluid through finite length tube*, *Appl. Math. Mech. –Engl, Ed. 1*, Shanghai University and Springer-Verlag, Berlin, Heidelberg,(2012), DOI 10.1007/s10483-012-1530-9.
- [9] J. E. Richter, *Manometric Evaluation of the Esophagus*, University of Alabama at Birmingham, Birmingham, Alabama, USA , (1993) 8:345-346.
- [10] J. G. Brasseur, *Mechanical Studies of the Esophageal Function*, Department of Mechanical Engineering and Bioengineering, Pennsylvania State University, University Park, Pennsylvania, USA, (1993) 8:384-386.
- [11] D. Tripathi, S.K. Pandey, S. Das, *Peristaltic flow of viscoelastic fluid with fractional Maxwell model through a channel*, Department of Applied Mathematics, Institute of Technology, Banaras Hindu University, India, (2010) 3645–3654.

[12] D. Tripathi, *A mathematical model for swallowing of food bolus through the oesophagus under the influence of heat transfer*, Department of Mathematics, Indian Institute of Technology Ropar, India, (2011) 69 2011 429–439.

[13] Y. Taira, K. Kamiya, Y. Shiraishi, H. Miura, T. Shiga, M.O. Hashem, A. Yamada, Y. Tsuboko, T. Ito, K. Sano, D. Homma, and T. Yambe, *Achievement of Peristaltic Design in the Artificial Esophagus Based on Esophageal Characteristic Analysis of Goats' Specimen*, Department of Graduate School of Biomedical Engineering, Tohoku University, Sendai, Japan, (2014) 3645–3654.

[14] P. M. C. Paula, S. F. R. Rodrigues, L.M. Brasil, R. C. Silva and A.F. da Rocha, *Analysis of Biomaterial Latex-Derived Flow Mechanical Controller*, 32nd Annual International Conference of the IEEE EMBS, Buenos Aires, Argentina, August 31 - September 4, (2010) 978-1-4244-4124-2/10.

[15] F.J. Chen, S. Dirven, W.L. Xu, J. Bronlund, X.N. Li, A. Pullan, *Review of the swallowing system and process for a biologically mimicking swallowing robot*, School of Engineering and Advanced Technology, Department of Mechanical Engineering, University of Auckland, Mechatronics, New Zealand, (2012) 22 2012 556–567.

[16] S. Dirven, F. Chen, W. Xu, J.E. Bronlund, J. Allen, and L.K. Cheng, *Design and Characterization of a Peristaltic Actuator Inspired by Esophageal Swallowing*, (2013) 1083-4435.

[17] F.J. Chen, S. Dirven, W. L. Xu, X.N. Li, *Soft Actuator Mimicking Human Esophageal Peristalsis for a Swallowing Robot*, (2012) 1083-4435.

[18] S. Dirven, W. Xu, L.K. Cheng, J. Allen, J. Bronlund, *Strategic Alignment of Swallowing Robotic Research with the Demands of the Medical and Food Technology Fields*, Department of Mechanical Engineering, The University of Auckland, Auckland, New Zealand (2012) 978-1-4673-1643-9.

[19] S. Dirven, W. Xu, L.K. Cheng, *Sinusoidal Peristaltic Waves in Soft Actuator for Mimicry of Esophageal Swallowing*, Department of Mechanical Engineering, The University of Auckland, New Zealand, (2012) 1083-4435.

[20] M. Zhu, W. Xu, L.K. Cheng, J. Bronlund, *Central Pattern Generators Based Control of A Swallowing Device*, Department of Mechanical Engineering, The University of Auckland, New Zealand (2013) 978-1-4673-5557-5.

[21] Raholin S.R.L. Tecnologias en Siliconas 2012, <http://www.raholin.com/pdf/silicona.pdf>

[22] Adhesivos Prenex; Cauchos Sintéticos, definición y tipos; Primera versión, 2014, http://www.prenexltda.com/macros/TextContent_1.jsp?contentid=57&version=1

-
- [23] Dicoinsa, 2014, <http://www.dicoinsa.com/html/caucho.htm>
- [24] Luboks, 2014, http://www.luboks.com.ar/grasas_y_aceites_de_silicona.html
- [25] IAEA, Protección radiológica a pacientes, 2014
https://rpop.iaea.org/RPOP/RPoP/Content-es/InformationFor/HealthProfessionals/1_Radiology/Fluoroscopy.htm
- [26] J.C. Misra, S.K. Pandey, *A Mathematical Model for Oesophageal Swallowing of a Food-Bolus*, Department of Mathematics, Indian Institute of Technology, Kharagpur, India, (2012) 721302.
- [27] Catalogo SMC Corporation serie ITV, CAT.ES60-15F, Sotokanda, Chiyoda-ku, Tokyo 101-02, Japon, 2010.
- [28] Characteristic properties of silicon rubber compounds, Shin-Etsu Silicone division, Chiyoda-ku, Tokyo, Japan, 2012.
- [29] S.C. Shit, P. Shah, *A Review on Silicone Rubber*, The National Academy of Sciences, India, (2013) 364: 355-365.
- [30] I. Rotaru, C. Bujoreanu, D. Olaru, A. Bele, M. Cazacu, *Preliminary Experimental Testing on Fatigue Resistance for Silicone Rubbers Proposed within Lumbar Disc Prosthesis*, Department of Mechanical Engineering, Mechatronics and Robotics, Faculty of Mechanical Engineering, "Gheorghe Asachi" Technical University, Iasi, Romania, (2013) 978-1-4799-2372-4.
- [31] <http://www.sabervivir.es/atlas-anatomico/tronco/aparato-digestivo-y-excretor>
- [32] <http://glosariodigital.blogspot.mx/2014/05/nervio-vago.html>
- [33] <http://pqax.wikispaces.com/Tema+25.-+Patolog%C3%ADa+del+es%C3%B3fago>
- [34] <https://www.youtube.com/watch?v=CjLvG7rz684>