



UNIVERSITAT
POLITÈCNICA
DE VALÈNCIA



ESCUOLA TÉCNICA
SUPERIOR INGENIERÍA
INDUSTRIAL VALENCIA

Curso Académico:



Agradecimientos

A mi tutora Ana Vidaurre, a Albeto Santonja y a Roberto Zazo, por su paciencia y ayuda fundamental durante la elaboración del trabajo. Trabajar con vosotros ha sido todo un placer.

A Paula, por acompañarme durante toda esta aventura. En las buenas y en las malas, siempre juntas.



RESUMEN

La exploración del intestino delgado, debido a la localización y longitud de este, tiene un alto grado de dificultad y requiere de un dispositivo especial llamado enteroscopia. Este dispositivo de morfología larga y fina cuenta con una cámara, distintos útiles de trabajo, y de un complicado sistema de avance. El enteroscopia se introduce por vía oral o anal y en muchos casos precisa de la sedación del paciente. Para manejar este dispositivo se requiere la intervención de dos profesionales de la salud. El endoscopista que realiza la operación y un segundo profesional que gestiona el sistema de avance del enteroscopia.

El dispositivo Endoworm es un sistema de enteroscopia semiautónomo que se adapta a un enteroscopia convencional y que, basado en el doble balón automatiza el proceso de avance para que pueda ser manipulado por un único profesional de la salud. A lo largo del proyecto, el grupo de investigación ha desarrollado diversos modelos del dispositivo Endoworm en los que se han ido mejorando las capacidades del dispositivo.

Con el fin de constatar y cuantificar los avances, se ha empleado un modelo de intestino lineal, dónde se hacía avanzar el prototipo en el interior de un tubo en línea recta. De esta forma se evaluaba la capacidad de avance y se realizaban las modificaciones necesarias. El problema que surge al emplear este modelo es que es muy simplificado y, aunque permite comparar los diferentes prototipos, los resultados no permiten obtener conclusiones generales ya que se ignoran elementos delimitantes o de fijación como la pared abdominal o el mesenterio.

En un trabajo anterior a este se desarrolló un modelo dónde se introdujo una geometría curva y elementos que limitan el movimiento del intestino y lo fijan, para aportar un mayor realismo a las pruebas realizadas con el prototipo de enteroscopia. A pesar de ello, este modelo también presenta limitaciones como el hecho de que el intestino está compuesto por más de una curva y que la pared abdominal la recubre por completo.

Así pues, el objetivo de este trabajo es realizar un diseño de intestino artificial que supere estas limitaciones. Se pretende introducir más de una curva en el modelo y cerrar por completo la pared abdominal. Además, se añadirán elementos que limiten el movimiento de intestino por la cara interna de las curvas, al igual que cualquier elemento que se considere necesario para aportar un mayor realismo al modelo.

Los resultados de este proyecto se utilizarán, en una primera fase, para evaluar el dispositivo Endoworm. En caso de que los resultados sean satisfactorios, se puede proponer el modelo de intestino artificial como sistema de ensayo para la formación de futuros endoscopistas.

RESUM

L'exploració de l'intestí prim, a causa de la localització i longitud d'aquest, té un alt grau de dificultat i requereix d'un dispositiu especial anomenat enteroscopi. Aquest dispositiu de morfologia llarga i fina compta amb una càmera, diferents estris de treball, i d'un complicat sistema d'avanç. L'enteroscopi s'introdueix per via oral o anal i en molts casos necessita de la sedació del pacient. Per gestionar aquest dispositiu es requereix la intervenció de dos professionals de la salut. L'endoscopista que realitza l'operació i un segon professional que gestiona el sistema d'avanç de l'enteroscopi

El dispositiu Endoworm és un sistema d'enteroscòpia semiautònom que s'adapta a un enteroscopi convencional i que, basat en el doble baló automatitza el procés d'avanç perquè pugui ser manipulat per un únic professional de la salut. Al llarg de el projecte, el grup d'investigació ha desenvolupat diversos models del dispositiu Endoworm en els quals s'han anat millorant les capacitats del dispositiu.

Per tal de comprovar i quantificar els avanços, s'ha emprat un model d'intestí lineal, on es feia avançar el prototip a l'interior d'un tub en línia recta. D'aquesta manera s'avaluava la capacitat d'avanç i es realitzaven les modificacions necessàries. El problema que sorgeix a l'emprar aquest model és que és molt simplificat i, encara que permet comparar els diferents prototips, els resultats no permeten obtenir conclusions generals ja que s'ignoren elements delimitants o de fixació com la paret abdominal o el mesenteri.

En un treball anterior a aquest es va desenvolupar un model on es va introduir una geometria corba i elements que limiten el moviment de l'intestí i el fixen, per aportar un major realisme a les proves realitzades amb el prototip de enteroscopi. Tot i això, aquest model també presenta limitacions com el fet que l'intestí està compost per més d'una corba i que la paret abdominal la recobreix completament.

Així doncs, l'objectiu d'aquest treball és realitzar un disseny d'intestí artificial que superi aquestes limitacions. Es pretén introduir més d'una corba en el model i tancar del tot la paret abdominal. A més, s'afegiran elements que limitin el moviment d'intestí per la cara interna de les corbes, a l'igual que qualsevol element que es consideri necessari per aportar un major realisme a el model.

Els resultats d'aquest projecte s'utilitzaran, en una primera fase, per avaluar el dispositiu Endoworm. En cas que els resultats siguin satisfactoris, es pot proposar el model d'intestí artificial com a sistema d'assaig per a la formació de futurs endoscopistes.

ABSTRACT

The examination of the small intestine, due to its location and length, has a high degree of difficulty and requires a special device called an enteroscope. This device has a long and fine morphology, a camera, different working tools, and a complicated advance system. The enteroscope is inserted orally or anally, which requires the sedation of the patient. To handle this device requires the intervention of two health professionals. The endoscopist who performs the operation and a second professional who manages the enteroscope advancement system.

The Endoworm device is a semi-autonomous enteroscopy system that adapts to a conventional enteroscope. It is based on the double-balloon enteroscope. This device automates the advancement process of the enteroscope, so that it can be manipulated by a single healthcare professional. Throughout the project, the research group has developed various models of the Endoworm device in which the capabilities of the device have been improved.

In order to verify and quantify the progress, a linear intestine model was used, where the prototype was advanced inside a tube in a straight line. In this way, the ability to move forward was evaluated and the necessary modifications were made. The problem that arises when using this model is that it is very simplified and, although it allows the different prototypes to be compared, the results do not allow general conclusions to be drawn since delimiting or fixing elements such as the abdominal wall or the mesentery are ignored.

In a work before this, a model was developed where a curved geometry and elements that limit the movement of the intestine and fix it were introduced. This was made to provide greater realism to the tests carried out with the enteroscope prototype. Despite this, this model also has limitations such as the fact that the intestine is made up of more than one curve and that the abdominal wall covers it completely.

Thus, the objective of this work is to carry out an artificial intestine design that overcomes these limitations. It is intended to introduce more than one curve in the model and completely close the abdominal wall. In addition, elements that limit bowel movement will be added on the inside of the curves, as well as any element that is considered necessary to provide greater realism to the model.

The results of this project will be used, firstly, to evaluate the Endoworm device. If the results are satisfactory, the artificial intestine model can be proposed as a system for training future endoscopists.



ÍNDICE GENERAL

• Memoria.....	6
• Presupuesto	55

TRABAJO DE FIN DE GRADO EN INGENIERÍA BIOMÉDICA

DISEÑO DE UN MODELO DE INTESTINO ARTIFICIAL
PARA TESTAR UN DISPOSITIVO DE ENTEROSCOPIA

MEMORIA

AUTORA: LUCÍA INMACULADA BAIXAULI MARÍN

TUTORA: ANA JESÚS VIDAURRE GARAYO

DIRECTOR EXPERIMENTAL: ALBERTO VICENTE SANTONJA GIMENO

FECHA: JUNIO 2021

ÍNDICE

1. INTRODUCCIÓN	9
1.1. ANATOMÍA Y FISIOLÓGÍA DEL INTESTINO DELGADO	10
1.2. HISTOLOGÍA DEL INTESTINO DELGADO	12
1.3. PROPIEDADES DEL INTESTINO DELGADO	13
1.4. ENTEROSCOPIA	15
ENTEROSCOPIA POR PULSIÓN	15
1.4.1.	15
ENTEROSCOPIA ASISTIDA POR DISPOSITIVOS	15
1.4.2.	15
1.4.2.3. Enteroscopia monobalón (SBE)	17
1.5. IMPORTANCIA DE LA MODELIZACIÓN	19
1.5.1. MODELOS EMPLEADOS EN EL ÁMBITO SANITARIO	19
1.5.2. MODELOS EMPLEADOS PARA EL ENSAYO DEL DISPOSITIVO ENDOWORM	20
2. OBJETIVOS	23
3. MATERIALES Y MÉTODOS	25
3.1. COMPONENTES DEL MODELO CURVO	26
3.1.1. PARED ABDOMINAL	26
3.1.2. PERCHAS	27
3.1.3. DISPOSITIVOS DE ENTRADA Y SALIDA	27
3.1.4. INTESTINO	27
3.1.5. MESENTERIO	28
3.2. CARACTERIZACIÓN DE MATERIALES	30
3.2.1. CARACTERIZACIÓN DE LAS TIRAS DE SILICONA	32
3.2.2. CARACTERIZACIÓN DE LAS TIRAS DE Z-FLEX	32
3.3. ENSAYOS DE TRACCIÓN DEL MESENTERIO	33
3.3.1. ENSAYOS DE TRACCIÓN: MESENTERIO+INTESTINO	34
3.3.2. ENSAYOS DE TRACCIÓN: MESENTERIO+MEMBRANA+INTESTINO	36
4. RESULTADOS Y DISCUSIÓN	37
4.1. CARACTERIZACIÓN DE LOS MATERIALES	38
CARACTERIZACIÓN DE LAS TIRAS DE SILICONA	38
4.1.1.	38
CARACTERIZACIÓN DE LAS TIRAS DE Z-FLEX	40



4.1.2.....	40
COMPARACIÓN DE LOS RESULTADOS.....	41
4.1.3.....	41
4.2. ENSAYOS DE TRACCIÓN DEL MESENTERIO	43
ENSAYOS DE TRACCIÓN: INTESTINO+MESENTERIO	43
4.2.1.....	43
ENSAYOS DE TRACCIÓN: INTESTINO+MESENTERIO+MEMBRANA.....	45
4.2.2.....	45
5. CONCLUSIONES.....	48
6. LIMITACIONES Y LÍNEAS FUTURAS.....	50
7. BIBLIOGRAFÍA	52

1. INTRODUCCIÓ

1.1. ANATOMÍA Y FISIOLOGÍA DEL INTESTINO DELGADO

El intestino delgado es una de las conocidas vísceras abdominales. Se encuentra dentro de lo que se conoce como cavidad peritoneal, anclado principalmente por el mesenterio. El peritoneo es una membrana fina serosa que recubre la cavidad abdominal, que entre sus capas parietal y visceral se encuentra la cavidad peritoneal.

La principal función de esta víscera es la de absorción de nutrientes, es por ello por lo que cuenta con diversos mecanismos para aumentar la superficie de absorción como podrían ser la gran longitud del intestino, los pliegues que se forman en este, o las vellosidades que se encuentran en su pared.

El intestino delgado es un tubo hueco de diámetro variable y largo, que conecta el estómago, concretamente el orificio pilórico, con la válvula ileocecal, que se encuentra antes del ciego en el colon ascendente. Tiene una longitud aproximada de 6-7m (Mitchell et al., 2005) y se caracteriza por la disminución del diámetro conforme se pasa de una región a otra.

Se pueden diferenciar tres partes o regiones: duodeno, íleon y yeyuno.

- **Duodeno**

Se trata de la primera porción del intestino delgado. Está caracterizada por su estructura con forma de C y por ser la región donde el diámetro del intestino es mayor. Mide alrededor de 20-25cm (Mitchell et al., 2005) y está unido al hígado por el ligamento hepatoduodenal, que es parte del omento menor. Esta región del intestino se divide en cuatro partes distintas:

- **Porción superior.** También se conoce como ampolla o cabeza duodenal. Conecta el orificio pilórico con el cuello de la vesícula biliar y es donde se da la mayoría de las úlceras duodenales
- **Porción descendente.** Esta porción va desde el cuello de la vesícula biliar hasta la parte inferior de la vértebra L3 (Mitchell et al., 2005). Esta región se caracteriza por contener la papila mayor del duodeno, por donde entran los conductos biliares y pancreáticos, y por contener la papila menor del duodeno, entrada del conducto pancreático accesorio.
- **Porción inferior.** Se trata de la porción más larga.
- **Porción ascendente.** Esta porción llega hasta la vértebra L2 (su borde superior) (Mitchell et al., 2005) y finaliza en un ángulo conocido como ángulo duodenal. Esta región de la porción ascendente destaca por estar rodeado del músculo suspensor del duodeno

- **Yeyuno**

Esta región constituye las dos quintas partes del intestino delgado proximal. Se caracteriza por poseer un mayor diámetro que el íleon y paredes más gruesas. Además, una de las diferencias más marcadas en el yeyuno e íleon se encuentra en que el yeyuno

contiene arterias rectas más largas que el íleon, hecho que facilita diferenciar ambas regiones.

- **Íleon**

El íleon es la última región del intestino delgado, la parte que conecta con el intestino grueso a través de la válvula ileocecal. De esta válvula cabe destacar que sus extremos se juntan en el centro de la luz formando crestas por donde continuará la musculatura del íleon, formando así un esfínter. Hay que destacar de la válvula ileocecal que su función es evitar el reflujo y regular el paso de sustancias. El íleon supone las tres quintas partes distales del intestino delgado.

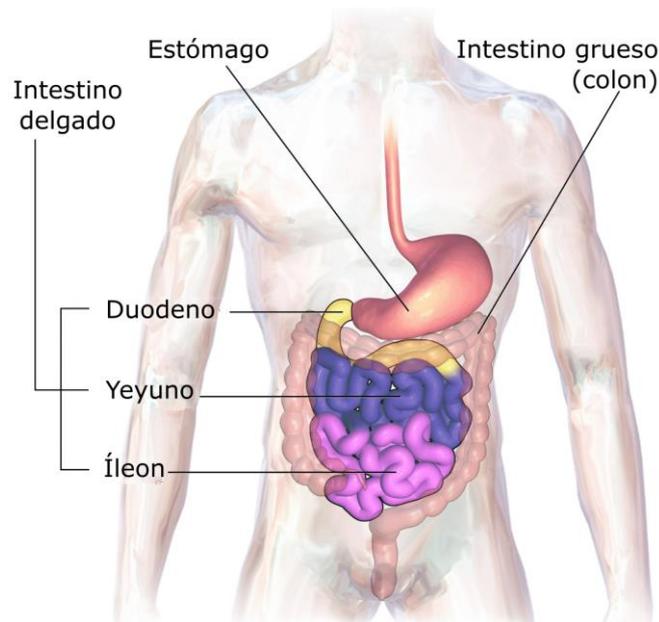


Figura 1. Estructura del intestino delgado("Estructura y motilidad del intestino delgado — Cuaderno de Cultura Científica," n.d.)

Como ya se ha mencionado con anterioridad, el intestino delgado se encuentra unido a la pared abdominal por varios elementos. El más importante de ellos es el mesenterio.

El mesenterio es un pliegue del peritoneo que parte de lo que se conoce como raíz y se extiende de manera radial hasta el extremo del intestino delgado, formando una espiral. Su punto de inserción superior se encuentra en la unión duodenoyeyunal y llega hasta la unión ileocecal (Testut & Latarjet, n.d.). Contiene dos capas de peritoneo una parietal y otra visceral, dónde la separación entre ambas por tejido graso ayuda a que se adapte a los pliegues del intestino delgado. Cabe destacar que la capa parietal está ligeramente ondulada mientras que la capa visceral, que debe adaptarse a la anatomía del intestino delgado, contiene unas ondulaciones mucho más marcadas (Testut & Latarjet, n.d.).

La principal función del mesenterio es la fijación del yeyuno e íleon a la pared posterior del abdomen, permitiendo que se realicen pequeños movimientos, pero evitando que el intestino colapse hacia la cavidad pélvica. Además, el mesenterio, se encarga de la irrigación, inervación

y drenaje del íleon y el yeyuno ya que por el tejido graso que separa las capas del peritoneo discurren vasos como las venas o arterias mesentéricas.

1.2. HISTOLOGÍA DEL INTESTINO DELGADO

En cuanto al tipo de tejido que forma esta víscera se pueden diferenciar cuatro capas distintas:

- **Mucosa**

La mucosa es la capa más interna del intestino entrando en contacto con la luz del mismo. Se caracteriza por contener pliegues en forma de semilunas y vellosidades, cuya función es la de aumentar la superficie de absorción del intestino.

- **Submucosa**

Se trata de una capa de tejido conjuntivo medianamente denso que contiene lo que se conoce como glándulas de Brunner. Estas glándulas secretan moco cuya función será la de neutralizar las secreciones ácidas del estómago. Además, en esta capa es posible encontrar vasos sanguíneos, linfáticos y nervios.

- **Muscular**

Se distinguen dos capas, una interna y circular, y una externa y longitudinal. Entre ambas se encuentran los nervios que permiten que ambas capas musculares se coordinen para realizar el movimiento peristáltico

- **Serosa**

La capa serosa destaca por estar formada de tejido conectivo laxo, donde hay abundantes adipocitos. Además, en la región del duodeno aparece una capa adventicia debido a su unión con el retroperitoneo

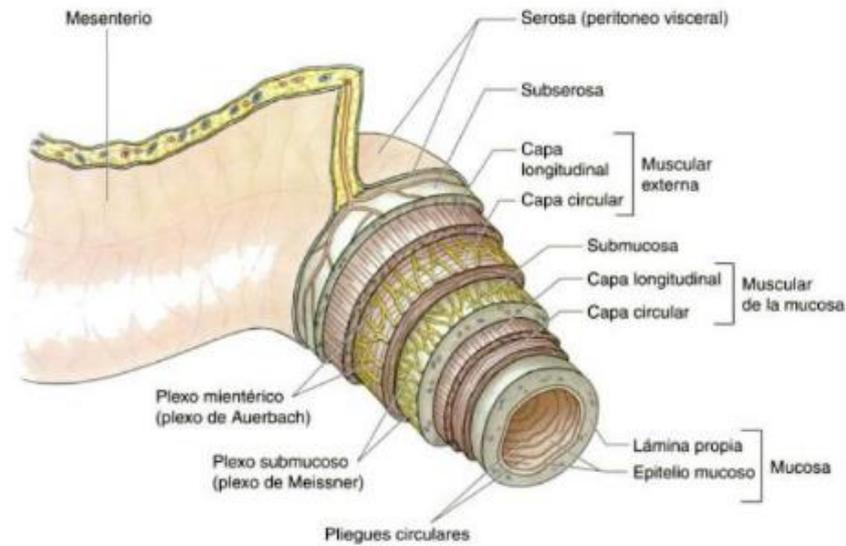


Figura 2. Histología del intestino delgado (Moore, Dalley, Agur, & Moore, 2007)

1.3. PROPIEDADES DEL INTESTINO DELGADO

Conocer el comportamiento del intestino delgado resulta de gran importancia a la hora de diseñar un modelo in vitro. Las características de este determinarán la elección de materiales y geometrías a considerar, pues el modelo tratará de imitarlas.

Debido a la imposibilidad de obtener estos valores de manera experimental, se hace uso de la literatura existente. Cabe destacar que los valores que se obtienen dependen de muchos factores como la procedencia de las muestras o la forma de conservación.

Del intestino se conoce que su tejido es viscoelástico y que está compuesto por varias capas. Por ello al someter diversas muestras de intestino, cadavérico y fresco, a cargas dinámicas hasta la ruptura, se obtiene una curva similar a la de la *Figura 3*. (Bourgouin et al., 2012)

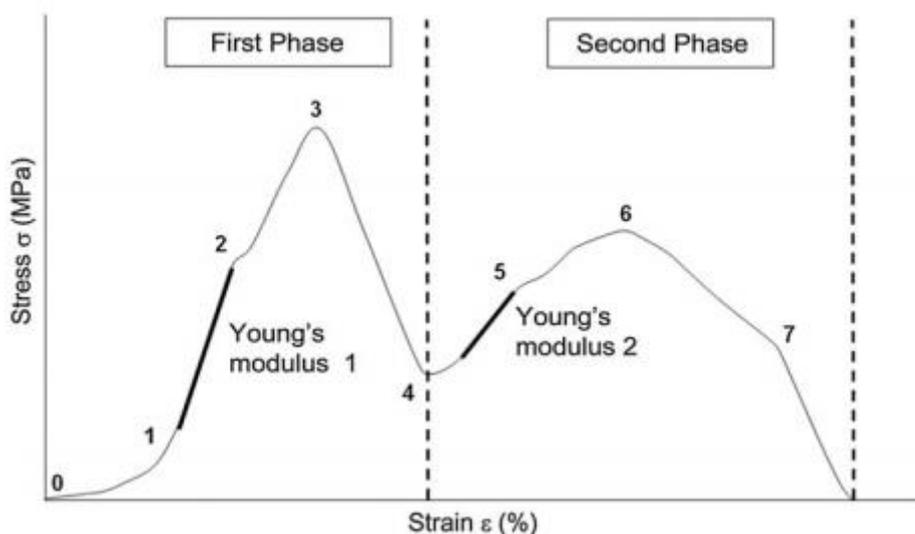


Figura 3. Respuesta biomecánica del tejido al aplicar tensiones dinámicas(Bourgouin et al., 2012)

Tal y como se muestra en la *Figura 3*, aparecen dos fases distintas con ocho puntos de interés. Entre ellos destaca el punto 3 donde se produce una ruptura parcial de la muestra seguida por una bajada de tensión, que corresponde con la ruptura de algunas capas del tejido intestinal, y el punto 7 donde se produce la ruptura total.

Por otra parte, resulta imprescindible conocer las propiedades mecánicas que rigen el comportamiento del mesenterio, pues es el principal soporte del intestino. Además del mesenterio, también resulta necesario conocer el comportamiento de la unión de este con el intestino para acercar lo máximo posible el modelo a la realidad. Así pues, haciendo uso de un estudio realizado para conocer el mecanismo de avulsión del mesenterio, se observa que el comportamiento del intestino junto con el mesenterio describe la curva de la *Figura 4* (Bège et al., 2015)

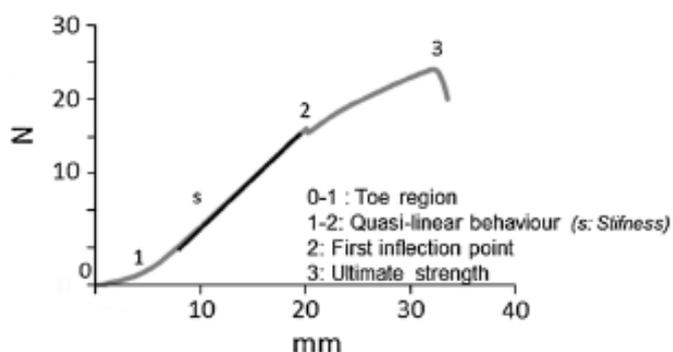


Figura 4. Curva Fuerza-Desplazamiento típica del intestino-mesenterio(Bège et al., 2015)

1.4. ENTEROSCOPIA

Principalmente se pueden distinguir dos tipos de enteroscopias, enteroscopia por pulsión y enteroscopia asistida por dispositivos.

1.4.1. ENTEROSCOPIA POR PULSIÓN

La enteroscopia por pulsión es similar a la esofagogastroduodenoscopia. Para realizarla se suele emplear un colonoscopio pediátrico o un enteroscopio específico para la exploración de la parte superior del tracto digestivo. Este dispositivo tiene una longitud entre 200-250 cm, un diámetro externo entre 10.5-11.7 mm, y un canal con un diámetro comprendido entre 2.8-3.8 mm (Chauhan et al., 2015). En ocasiones se puede emplear un sobretubo, para evitar que el enteroscopio se enrolle y así obtener una mayor inserción en el intestino delgado. No obstante, el emplearlos implica causar una mayor molestia al paciente.

Durante esta intervención se introduce el dispositivo de manera oral y se hace avanzar hasta el intestino delgado hasta que una de sus curvas impide el avance. Cuando sucede esto, para avanzar más, se realizan maniobras de torsión y extracción. En caso de no conseguir un mayor avance con estas maniobras se cambia de posición al paciente o se aplica presión en el abdomen. La principal limitación de esta técnica se encuentra en la profundidad que puede alcanzar. Es por ello por lo que la enteroscopia por pulsión está indicada para la parte superior del tracto digestivo (Chauhan et al., 2015).

1.4.2. ENTEROSCOPIA ASISTIDA POR DISPOSITIVOS

La enteroscopia asistida por dispositivos cuenta con diversos mecanismos que permiten el avance del enteroscopio por el tracto digestivo, alcanzando una mayor profundidad que la enteroscopia por pulsión. En esta modalidad destaca la cápsula endoscópica (CE), la enteroscopia monobalón (SBE), enteroscopia de doble balón (DBE) y la enteroscopia en espiral (SE)

1.4.2.1. Cápsula endoscópica (CE)

La cápsula endoscópica es un método de exploración del intestino no invasivo. Durante este procedimiento el paciente ingiere, con la ayuda de agua, un pequeño dispositivo que avanzará por el tracto digestivo ayudado por los movimientos peristálticos de este. El dispositivo está formado por una cubierta de plástico biocompatible que contiene una cámara de vídeo, una antena de transmisión, una fuente de luz y una batería que permite realizar la toma de imágenes durante 8-12h según el modelo y el fabricante. Las dimensiones varían según la marca, pero están comprendidas entre los 26-31mm de largo y 11-13mm de ancho (De Simone, Machado, Guzmán Calderon, & Rebagliati Martins Lima, 2017). Al activarse la cámara es posible registrar entre 2-6 fotos por segundo (De Simone et al., 2017), que son transmitidas a un sensor colocado en un dispositivo externo, usualmente en forma de cinturón. Estas imágenes serán almacenadas en un dispositivo "recorder" que permitirá al doctor descargarlas al finalizar el procedimiento.



Figura 5. Sistema pillcam dónde A es la cápsula endoscópica, B la banda abdominal, C es el recorder ("PillCam™ SB 3 System | Medtronic," n.d.)

1.4.2.2. Enteroscopia de doble balón (DB)

La enteroscopia de doble balón se desarrolló como una forma de explorar tanto el yeyuno como el íleon. Para ello se emplea una combinación de enteroscopio y sobretubo que contienen en su extremo distal unos balones. La razón de emplear balones es que estos puedan anclar el enteroscopio para que se pueda realizar el plegado del intestino sobre el dispositivo. De esta forma se consigue aumentar la profundidad de inserción y se reducen los nudos.

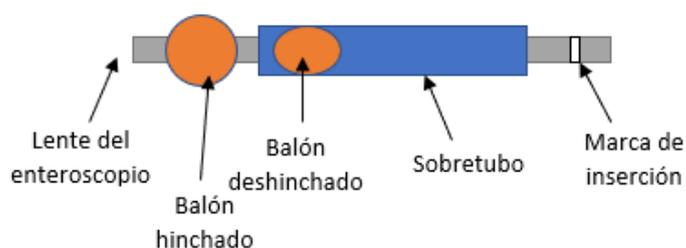


Figura 6. Esquema de un enteroscopio de doble balón

El hinchado y deshinchado de los balones se realiza mediante una bomba y un controlador. A través de este se podrá controlar la dilatación y presión de los balones, tanto del sobretubo como del enteroscopio. Es por ello, que se requieren de dos profesionales de la salud. Uno de ellos deberá controlar el enteroscopio (el endoscopista) y el otro el hinchado y deshinchado de los balones (el asistente).

Durante la intervención, primero se introduce el enteroscopio y el sobretubo con los balones deshinchados en el tracto digestivo. Tras ello, para hacer avanzar el dispositivo, se hace avanzar primero el enteroscopio una distancia predeterminada y se hinchará el balón de este. Después se hace avanzar el sobretubo hasta llegar a la posición del enteroscopio y se hincha el balón para fijarlo. Para finalizar, se deshincha el balón del enteroscopio y se hace avanzar repitiendo el proceso ya descrito. Cuando el dispositivo llega a una curva del intestino, se hinchan ambos balones en la zona próxima a la curva y se tira del sobretubo, plegando el intestino y deshaciendo la curva (Figura 7).

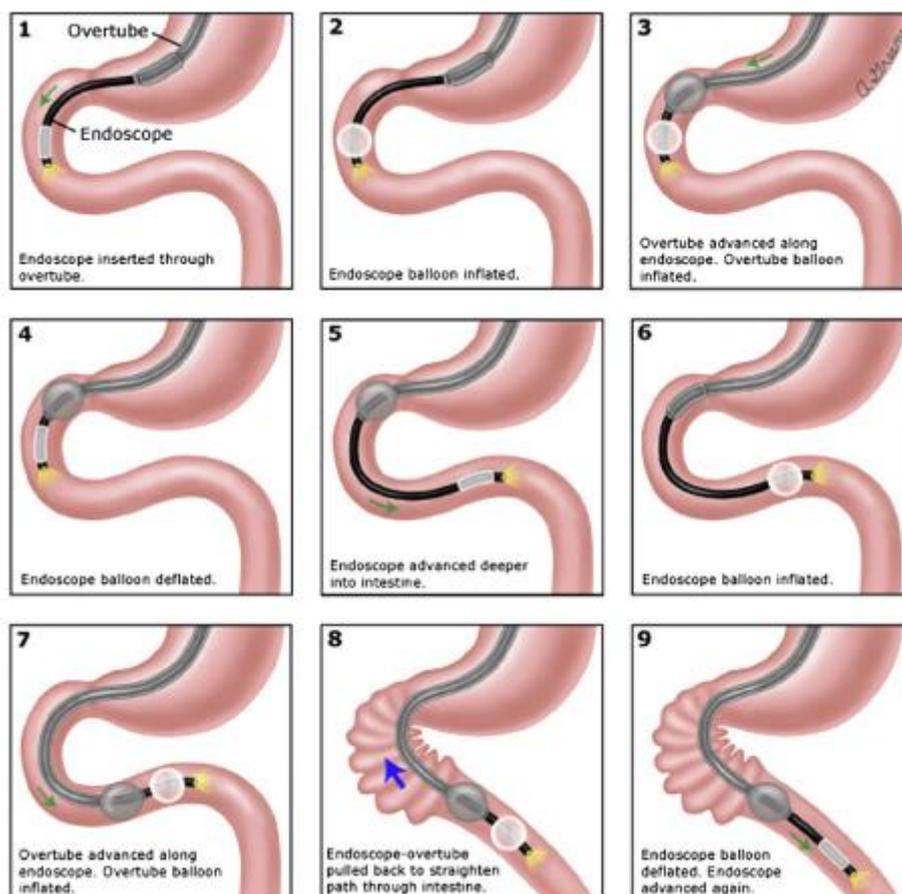


Figura 7. Esquema del funcionamiento de la enteroscopia de doble balón (Chauhan et al., 2015)

1.4.2.3. Enteroscopia monobalón (SBE)

La enteroscopia monobalón se desarrolló con el objetivo de simplificar la técnica de enteroscopia de doble balón. En este caso, al igual que en la DBE, se emplea un enteroscopio y un sobretubo. No obstante, la principal diferencia radica en que en el SBE únicamente el sobretubo contiene en su extremo distal un balón.

El avance de este dispositivo es muy similar al del DBE. En primer lugar, se introduce el enteroscopio y el sobretubo con el balón deshinchado. Tras esto se hace avanzar el enteroscopio hasta que la geometría del intestino se lo impida. Llegados a este punto se fija el enteroscopio, generando un ángulo con la punta formando un gancho. Se hace avanzar el sobretubo todo lo posible y se hincha el balón. Tras ello, se tira del dispositivo para plegar el intestino. Por último, se desancla el enteroscopio y se hace avanzar todo lo posible, con el balón del sobretubo hinchado para evitar que se resbale el intestino plegado. Cuando el enteroscopio no pueda avanzar otra vez, se deshinchará el balón del sobretubo y se repetirá el proceso.

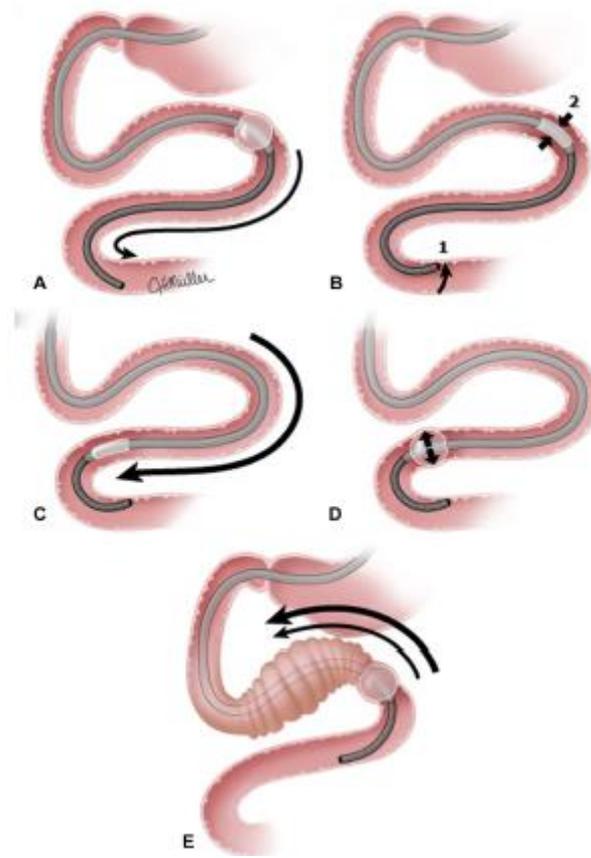


Figura 8. Esquema del funcionamiento de la enteroscopia monobalón (Chauhan et al., 2015)

Si bien esta técnica es más sencilla que la enteroscopia de doble balón, presenta el inconveniente de que no suele llegar a hacerse una enteroscopia completa

1.4.2.4. Enteroscopia espiral (SBE)

La enteroscopia espiral basa su avance en un sistema completamente distinto a los balones. Este dispositivo también emplea un sobretubo, pero con la particularidad de que en el extremo distal de este aparece un patrón en espiral. Así pues, rotando el sobretubo se consigue que la pared del intestino quede enganchada en la espiral haciendo posible que esta se pliegue. Esta técnica también requiere la presencia de un endoscopista y un asistente. (Schneider, Höllerich, & Beyna, 2019)

1.5. IMPORTANCIA DE LA MODELIZACIÓN

Un modelo es una representación simplificada de una situación o sistema real que permite el estudio de los distintos factores que influyen sobre él. A menudo se hace uso de los modelos para comprender mejor el sistema que representan y así poder formular y probar distintas hipótesis. El hecho de poder manejar y modificar un sistema es lo que hace la modelización tan importante en el ámbito de la investigación, ya que muchas veces no es fácil acceder a todos los recursos necesarios para estudiar ese sistema en su ámbito real.

Concretamente en el ámbito biosanitario la modelización es de gran relevancia, ya que se desarrollan productos y técnicas que posteriormente van a ser aplicadas a organismos vivos. Así pues, con el uso de la modelización, es posible desarrollar estas tecnologías de una manera segura que garanticen que los posteriores ensayos van a ser lo más seguros posibles y que van a aportar datos relevantes. Con ello es posible reducir en gran manera la cantidad de experimentación animal necesaria para desarrollar un producto.

1.5.1. MODELOS EMPLEADOS EN EL ÁMBITO SANITARIO

A la hora de desarrollar un nuevo instrumento que va a ser empleado en pacientes, se lleva un control riguroso. Esto se debe a que cualquier problema que surja puede crear daños irreparables sobre la persona. Es por ello por lo que se han desarrollado modelos que recrean sistemas del cuerpo humano. Con ellos no solo se puede testar el funcionamiento y seguridad del instrumental desarrollado, si no que también se pueden emplear en el desarrollo y práctica de algunas intervenciones.

Un ejemplo de esto es posible encontrarlo en el desarrollo de ventiladores mecánicos. Para testarlos se han desarrollado diversos modelos capaces de simular el funcionamiento de los pulmones bajo distintas situaciones. Esto se consigue modificando parámetros característicos de la respiración como la frecuencia respiratoria, la compliancia pulmonar o la resistencia de las vías aéreas. En estos modelos se suelen emplear, entre otros elementos, fuelles para realizar la función del pulmón; resortes para simular la compliancia o tubos de distintos materiales para simular las vías respiratorias (Michigan Instruments INC., n.d.).

No solo es posible encontrar modelos del sistema respiratorio, si no que es posible encontrar modelos de órganos fabricados mediante impresión 3D como es el caso de la próstata. Estos modelos emplean polímeros, que además de recrear la anatomía y propiedades físicas y mecánicas del órgano, ofrecen la posibilidad de emplear sensores que permiten obtener información más detallada (Qiu et al., 2018). Esto además de ser útil a la hora de probar el instrumental médico, ofrece una gran oportunidad a la hora de planificar intervenciones y entrenar al personal sanitario.

Hay que destacar que es en el entrenamiento de médicos donde es posible encontrar modelos del sistema gastrointestinal. Estos se suelen emplear para el entrenamiento de intervenciones como gastroscopias, enteroscopias o colonoscopias. Por lo general, estos modelos se pueden clasificar en dos grandes grupos. El primer grupo es el de los modelos mecánicos. En estos modelos se simulan las estructuras mediante el uso de plástico. Muchas veces estos modelos se combinan con órganos de animales explantados. En estos las estructuras de plástico se emplean

para la colocación y fijación de los órganos de animales. El segundo grupo corresponde al de los simuladores virtuales. Estos modelos cuentan con un maniquí con sensores en su interior, para recrear el entorno de la intervención; los dispositivos con los que se realiza la operación, con sensores en sus extremos y un monitor por donde seguir la intervención (Artifon et al., 2014).

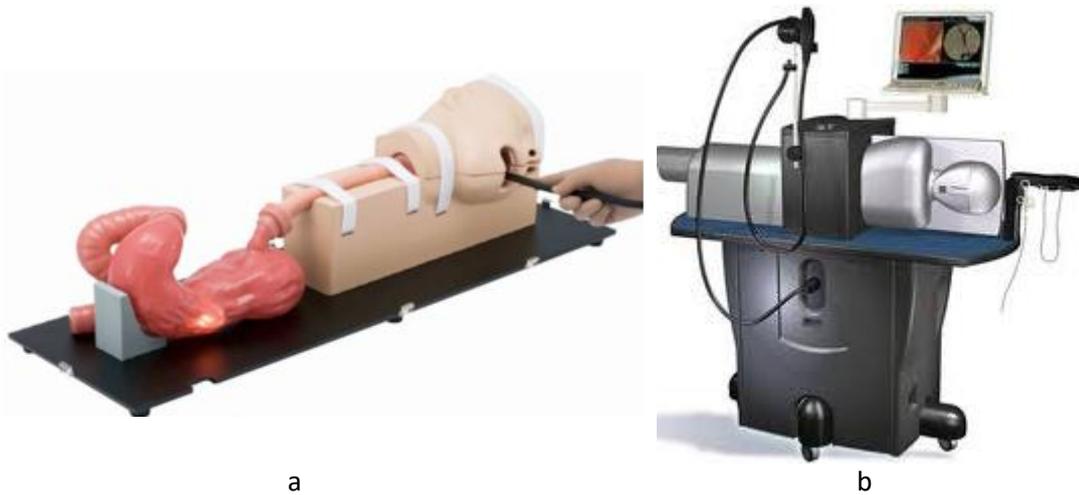


Figura 9. Modelos del aparato digestivo. Modelo mecánico del tracto superior del aparato digestivo a (Emura, Fabian; Sáenz, 2016) ; simulador virtual de endoscopias GI Mentor™ b (Symbionix, 2013).

A pesar de existir diversos modelos del sistema digestivo, no ha sido posible encontrar un modelo totalmente artificial cuya similitud con el sistema real vaya más allá de los aspectos anatómicos. Si bien los simuladores virtuales son una buena aproximación, estos requieren de personal capaz de configurarlos y realizar su mantenimiento. Además, para poder manejarlos es necesaria la supervisión de personal autorizado complicando su uso en la enseñanza. Es por ello por lo que resulta necesaria la fabricación de modelos, más versátiles y sencillos de utilizar, capaces de recrear la anatomía y ofrecer sensaciones más realistas. Estos modelos, además de utilizarse en el ámbito de la investigación y el desarrollo, también podrán emplearse en la enseñanza del personal sanitario.

1.5.2. MODELOS EMPLEADOS PARA EL ENSAYO DEL DISPOSITIVO ENDOWORM

El dispositivo endoworm ha sido ensayado en distintos modelos, tanto in vitro como in vivo, para su validación y posteriores modificaciones. En este trabajo, se profundizará en modelos in vitro que han sido antecedentes del modelo que se quiere desarrollar.

1.5.2.1. Modelos lineales

Los modelos lineales se han empleado debido a la facilidad que ofrece a la hora de estudiar diversos aspectos del dispositivo. Se han usado dos modelos lineales distintos para estudiar la capacidad de avance del dispositivo con los distintos globos. No obstante, añadiendo una serie de elementos también ha hecho posible medir las fuerzas ejercidas al usar el dispositivo.

En primer lugar, cabe destacar el modelo lineal rígido formado por un tubo de polimetilmetacriato (PMMA) con un diámetro de 4 cm (*Figura 10*). Debido a las características del material, este tubo es liso y no se deforma al hacer pasar el enteroscopio. Este modelo permite comparar diferentes mecanismos de avance en condiciones sencillas y controladas. Resultó útil en las primeras fases de diseño del prototipo. Además, sus propiedades mecánicas son muy distintas a las del intestino por lo que fue necesario el desarrollo de un nuevo modelo que se ajustase más a las condiciones del intestino.



Figura 10. Modelo lineal de PMMA (Bosch Oliver et al., 2019)

El segundo modelo lineal desarrollado consta de un tubo de 4cm de diámetro de poliéster-uretano (PU). Este modelo se desarrolló para comprobar la capacidad del dispositivo para replegar el intestino. Presenta mejoras con respecto al modelo anterior, que permiten no solo testar la capacidad de avance del dispositivo, si no también permite simular la fuerza del mesenterio sobre el intestino y el sistema. Para ello se unió el extremo distal a una guía y un muelle, que simula la fuerza que hace el mesenterio, que pudo ser medida mediante un dinamómetro. Además, sustituyendo el muelle por una cuerda es posible realizar ensayos de fuerza máxima antes de resbalar. Con esto se consigue un modelo más realista ya que el material empleado es similar al intestino (Bosch Oliver, Vidaurre Garayo, & Santoja Gimeno, 2019) y se introducen otros elementos que influyen en el sistema.

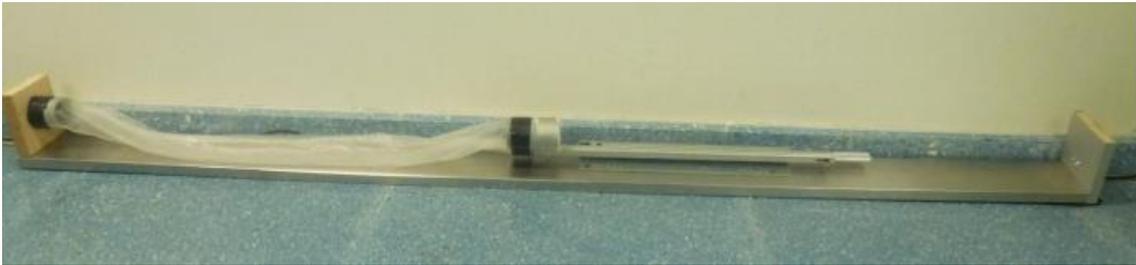


Figura 11. Modelo lineal de PU (Bosch Oliver et al., 2019)

1.5.2.2. Modelo curvo

El modelo curvo (*Figura 12*) surge de la necesidad de recrear un entorno más realístico, ya que el intestino dentro de la cavidad abdominal no está dispuesto linealmente. Este modelo también cuenta con un tubo de 4cm de diámetro de PU, pero dispuesto formando una curva. Para conseguir esta disposición del intestino se introducen nuevos componentes que influyen en la morfología y funcionamiento del intestino, que simulan la pared abdominal y el mesenterio.

La pared abdominal está formada por una lámina elástica de silicona de 1mm de espesor dispuesta en forma de semicírculo gracias a la ayuda de una serie de perchas fabricadas mediante impresión 3D.

En cuanto al mesenterio, está formado por seis muelles que simulan la fuerza que ejerce éste sobre el intestino. Además, cuentan con una funda de PU que actúa como peritoneo, y que permite la distribución de los muelles de manera circular limitando su movimiento.

Por último, cabe destacar que los extremos del tubo que forma el intestino están unidos a dos piezas que actúan como entrada y salida del sistema. Dónde en la salida, se ha añadido una membrana elástica que actúa como esfínter. De esta forma se aporta un mayor realismo al sistema.

Así pues, para el desarrollo de este TFG se toma como punto de partida este modelo. Al comparar el modelo curvo con los modelos lineales desarrollados es fácil ver como se ha conseguido un entorno más realista en el que realizar ensayos. A pesar de ello, el modelo cuenta con una serie de limitaciones que son necesarias superar para obtener un entorno más realista. Entre estas limitaciones destaca, que el intestino solo realiza una pequeña curva, que el área que forma la cavidad abdominal no está cerrada y que no se tienen datos sobre si el mesenterio desarrollado se aproxima a un mesenterio real.



Figura 12. Modelo curvo de intestino delgado(Bosch Oliver et al., 2019)

1.5.2.3. Modelos computacionales

Los modelos computacionales son aquellos que hacen uso de ecuaciones matemáticas que describen el comportamiento de los distintos elementos de estudio. Durante el desarrollo del dispositivo endoworm se ha utilizado este tipo de modelos para predecir el comportamiento de distintas cavidades hinchables que se están desarrollando. Principalmente lo que se está realizando es una simulación computacional del proceso de hinchado y deshinchado de los nuevos globos que se están desarrollando.

2. OBJETIVOS

Se define como objetivo principal el desarrollo de un modelo de intestino curvo más realista tanto en aspectos anatómicos como en su comportamiento. Para poder lograrlo, va a resultar necesaria la modificación de algunos elementos ya existentes en el modelo curvo de partida e incluso la fabricación de nuevos elementos.

Para poder conseguir el objetivo principal, se establecen los siguientes objetivos secundarios:

- Caracterización mecánica de los distintos elementos que componen el mesenterio artificial.
- Diseño del nuevo modelo de intestino artificial, incluyendo la modificación de la pared abdominal de forma que permita cerrar el área considerada como cavidad abdominal. Así como la modificación del mesenterio para que pueda limitar el movimiento del intestino a lo largo de su recorrido curvo.
- Fabricación del modelo de intestino artificial
- Validación del sistema.

Los resultados de este proyecto se utilizarán, en una primera fase, para evaluar el dispositivo Endoworm. En caso de que los resultados sean satisfactorios, se puede proponer el modelo de intestino artificial como sistema de ensayo para la formación de futuros endoscopistas.

3. MATERIALES Y MÉTODOS

En esta sección se describe el material y la metodología empleada para lograr cumplir los objetivos anteriormente expuestos. Para ello se ha organizado la sección en tres apartados distintos. En primer lugar, se describen los elementos que forman el modelo de intestino y su método de fabricación. Tras ello, se expone el proceso que se ha llevado a cabo para la caracterización de los materiales utilizados en la fabricación del mesenterio. Por último, se detalla el procedimiento seguido para la validación de los nuevos elementos del modelo.

3.1. COMPONENTES DEL MODELO CURVO

En este apartado se describen los distintos materiales empleados para la fabricación de los componentes del modelo curvo de intestino completo.

3.1.1. PARED ABDOMINAL

La pared abdominal es el principal límite físico que define la cavidad abdominal, donde se encuentra el intestino y el mesenterio. Además, se encarga de limitar el movimiento del intestino durante su recorrido curvo, haciendo de tope en la cara externa de este.

Este elemento del modelo consta de una lámina, fabricada de silicona *Silastic Q7-4720*, de 1 mm de espesor; una longitud de 1100 mm y una altura de 130 mm. La silicona viene suministrada en dos bloques, uno llamado "A" y otro "B", que se deben mezclar y curar. Para la fabricación de la pared se empleó 80 g de silicona, 40 g de cada parte, que fueron mezclados con la ayuda de una calandra.

La calandra es una máquina compuesta de un sistema de rodillos motorizados, que permite obtener láminas de distinto espesor en función de la separación preconfigurada entre los rodillos. Para la fabricación de la pared abdominal se calibró la calandra a 1 mm. Para mezclar las distintas partes de la silicona se hace pasar, cada parte por separado, por la calandra varias veces hasta obtener dos láminas homogéneas de dimensiones similares. Una vez se tiene ambas láminas, se coloca una sobre la otra y se dobla por la mitad. Tras ello se vuelve a pasar por la calandra varias veces, doblando por la mitad más veces si fuera necesario, hasta obtener una lámina homogénea de las dimensiones deseadas. Como la lámina que forma la pared abdominal es de gran longitud, se fabricaron varios fragmentos de la altura deseada que durante el curado se unieron con la ayuda de más silicona.

Tras obtener los fragmentos de la pared, se procedió al curado de la silicona. Para ello se colocaron los fragmentos sobre una base de teflón, se unieron entre ellos con la ayuda de silicona por sus extremos y se introdujeron en una estufa. Para curar la silicona fue necesario introducirla durante 40 minutos en la estufa a 130°C.

Por último, cabe destacar que a la pared se le practicaron una serie de cortes con dos objetivos. El primero de ellos es poder enganchar la pared a unas perchas que permiten que la pared se quede erguida. El segundo objetivo es permitir cerrar la cavidad abdominal, enganchando para ello la lámina a los dispositivos de entrada y salida.



Figura 14. Vista frontal del modelo

3.1.2. PERCHAS

Ya diseñadas para el modelo anterior a este, las perchas (*Figura 15*) son el principal elemento que sujeta la pared abdominal. El modelo cuenta con cinco perchas dispuestas de manera que forman un semicírculo, que junto con los dispositivos de entrada y salida, delimitan la cavidad abdominal. Estas perchas fueron diseñadas mediante solidworks y cuentan con dos cilindros en la parte inferior, que permite que se enganchen a la tabla que soporta el modelo. También tienen muescas en sus extremos para que pueda engancharse la pared abdominal y así mantenerse erguida (Bosch Oliver et al., 2019)



Figura 15. Perfil de una percha empleada para sujetar la pared abdominal

3.1.3. DISPOSITIVOS DE ENTRADA Y SALIDA

Los dispositivos de entrada y salida son dos piezas obtenidas mediante impresión 3D que van atornilladas a la plancha de madera que funciona como base (*Figura 14*). Estas piezas van complementadas con unos globos normales que hacen la función de esfínter (Bosch Oliver et al., 2019). Para este modelo se han empleado las piezas fabricadas para el modelo anterior, donde el intestino va acoplado gracias a la ayuda de cinta aislante. Por último, hay que destacar que es gracias a estas piezas que es posible cerrar la pared abdominal.

3.1.4. INTESTINO

El intestino está formado por fundas de poliéster-uretano (PU) unidas mediante costuras. Para su fabricación se emplean dos fundas *CIV-Flex Transductor Cover* unidas por sus extremos para conseguir una longitud total de 160 cm. La idoneidad de este material ya se observó en el trabajo anterior a este mediante el estudio de su composición y propiedades. Gracias a esto se llegó a la conclusión, de que si bien las propiedades del material distan de las del intestino, este se puede emplear como una representación (Bosch Oliver et al., 2019). En cuanto al diámetro del

intestino fue necesario reducir el diámetro de las fundas hasta obtener uno de 4cm durante toda su longitud. Para ello se marcó y cosió a máquina el cobertor (*Figura 16*)



Figura 16. Fragmento del intestino de PU

3.1.5. MESENTERIO

El mesenterio es la parte del modelo que más modificaciones ha sufrido con respecto al modelo anterior, llegándose a elaborar hasta varias opciones distintas. El paso de una a otra se detallará en la sección de resultados.

3.1.5.1. Tiras de silicona

Este modelo de mesenterio está formado por tiras fabricadas con silicona *Silastic Q7-4720*. En esta versión se sustituyen los muelles por tiras de silicona, que harán la función de vasos sanguíneos del mesenterio. Estas tiras son de 110mm de longitud, pues pretenden sustituir a los muelles, 1mm de espesor y una anchura de 2,5mm. Estas se unirán al intestino mediante costuras y se engancharán al eje central del mesenterio mediante el uso de unas terminaciones cuadradas, también de silicona *Silastic Q7-4720*, con un agujero en el centro. Como membrana del mesenterio se continúa usando las fundas de poliéster-uretano empleadas en la fabricación del intestino. A diferencia del mesenterio anterior, en este se emplearán 20 tiras en total.

Para fabricar las tiras de silicona se ha seguido un proceso similar al de fabricación de la pared abdominal. Se emplea la misma silicona por lo que al igual que con la pared, es necesario pasar la silicona por la calandra varias veces hasta obtener un bloque homogéneo de 1mm de espesor, una longitud de 115mm y una anchura de 100mm. Tras obtener el bloque se cura la silicona en el horno a 130°C durante 40 minutos. Una vez curada la silicona, con la ayuda de un cúter, se extraen las tiras de las dimensiones deseadas y se procede a la elaboración de la terminación. Para ello se emplea silicona sin curar, que previamente se ha separado del bloque. De esta se recorta un cuadrado de lado 7mm y se coloca en el extremo de la tira. Tras ello se vuelve a introducir las tiras en la estufa y se vuelve a curar la silicona. Una vez se extrae la tira, tras enfriarse, se agujerea la terminación con la ayuda de una perforadora de papel obteniendo un resultado similar al de la *Figura 17*.



Figura 17. Tira de silicona con la terminación completa

3.1.5.2. Tiras de Z-Flex

Como otro modelo de mesenterio, se encuentra el fabricado con *Z-Flex*. Este material es un elastómero termoplástico que puede ser usado en impresión 3D. Este modelo se desarrolló, sobretodo, por su facilidad y homogeneidad a la hora de su fabricación. Para realizar su diseño se empleó *Autocad Inventor 2021* como programa de modelización en 3D. En un primer momento se diseñaron dos versiones diferentes de tiras, cuya diferencia residía en la terminación que va unida al intestino (*Figura 18*)

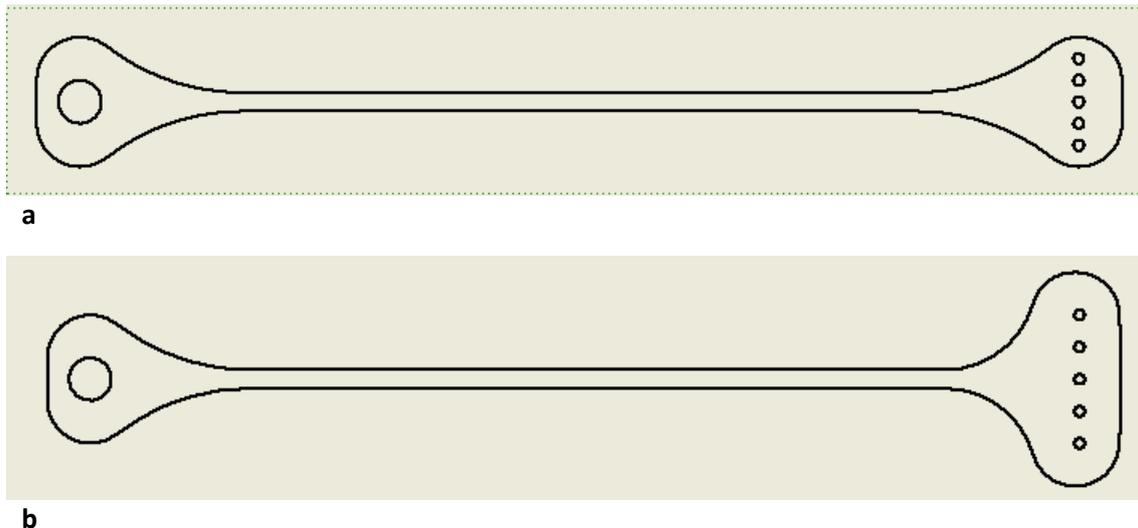


Figura 18. Bocetos de la Versión 1 de las tiras del mesenterio (a) y de la Versión 2 de las tiras del mesenterio (b)

Tal y como se ve en la *Figura 18* la principal diferencia entre ambas versiones de las tiras del mesenterio reside en la terminación de estas. La *Figura 18 (a)* tiene el extremo más distal recto, similar a un rectángulo cuyas aristas están redondeadas. Por otro lado, la *Figura 18 (b)* tiene el extremo distal ligeramente curvado. Entre ambas opciones se deseaba comprobar cuál era la que mejor se adaptaba al intestino. Es por ello que se escogió la versión 2 (*Figura 18 (b)*), pues su ligera curva en la parte superior permite adaptarse mejor a la curvatura que presenta el intestino.

Tras escoger la terminación más conveniente para la unión de las tiras al intestino, se decidió que, en lugar de fabricar cada tira por separado para luego unir las al eje central, era mejor crear directamente una pieza que contuviera varias tiras.

Así pues, la versión final del mesenterio fabricado con tiras de *Z-Flex* está formada por la unión de varias piezas que contienen 6 tiras cada una de ellas. Las tiras diseñadas tienen una longitud de 100mm, una anchura de 1,5mm y un espesor de 1mm. Las seis tiras se unen entre ellas gracias a una terminación circular que contiene un agujero de 4mm de diámetro que permite unir las al eje central *Figura 19*.

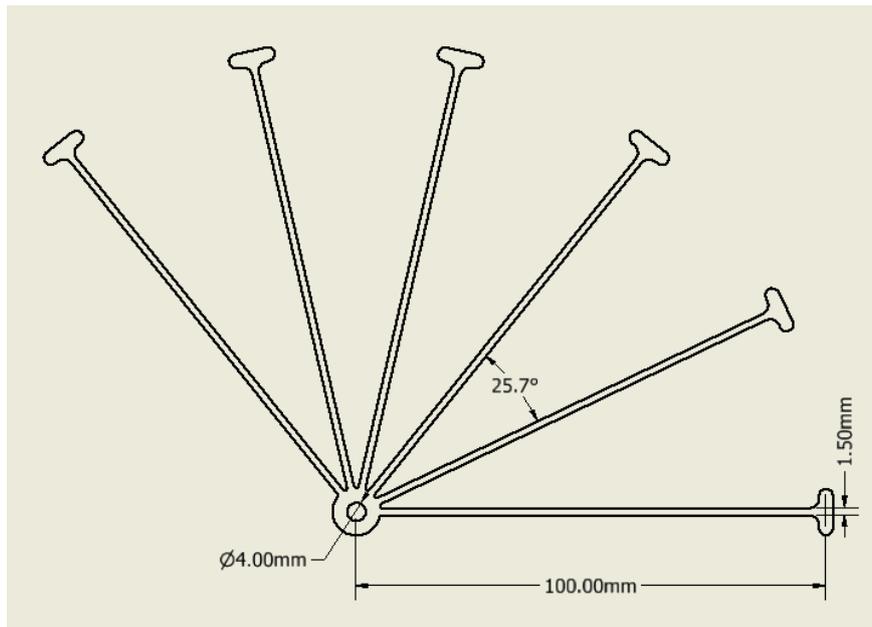


Figura 19. Boceto de una pieza del mesenterio del modelo

En este modelo, como membrana del mesenterio se emplea silicona en lugar de las fundas de PU. La silicona empleada es *Silastic Q7-4720*, que ya se ha empleado con anterioridad. La membrana fabricada, de 2mm de espesor, cubre la pieza por ambos lados aportando mayor rigidez al mesenterio. Finalmente cabe destacar que tanto las tiras como la membrana del mesenterio van unidas al intestino gracias a la ayuda de costuras.

3.2. CARACTERIZACIÓN DE MATERIALES

Para la caracterización de los materiales empleados en la fabricación del mesenterio se realizaron ensayos de tracción con las máquinas *Microtest SCM3000* y *Microtest SCM4000*. La diferencia entre ambas se encuentra en la célula de carga. La máquina de ensayos *Microtest SCM3000* tiene una célula de carga de 10N, mientras que la máquina *Microtest SCM4000* tiene una célula de carga de 2000N. De estos ensayos se pretende obtener principalmente la rigidez del material y el módulo elástico, para así poder validar el material empleado y en caso necesario realizar las distintas modificaciones que se crean pertinentes.

Para el cálculo de los distintos parámetros de interés se emplean las siguientes expresiones, que permiten relacionar el módulo elástico con la constante de elasticidad:

$$F = \Delta x \cdot K \quad (1)$$

$$\sigma = \varepsilon \cdot E \quad (2)$$

$$\sigma = \frac{F}{S} \quad (3)$$

Sustituyendo (1) y (2) en (3) se obtiene la siguiente relación:

$$\varepsilon \cdot E = \frac{\Delta x \cdot K}{S} \quad (4)$$

Dónde:

- El primer término, ε , hace referencia a la deformación, que se puede calcular conociendo el desplazamiento y la longitud inicial (l_0) de la muestra ya que:

$$\varepsilon = \frac{l - l_0}{l_0} \quad (5)$$

- La S hace referencia a la sección.
- El término, E, indica el módulo elástico o módulo de Young del material. Se puede calcular obteniendo la pendiente de la zona de deformación lineal observada en la curva de tensión- deformación. Sus unidades son los MPa.

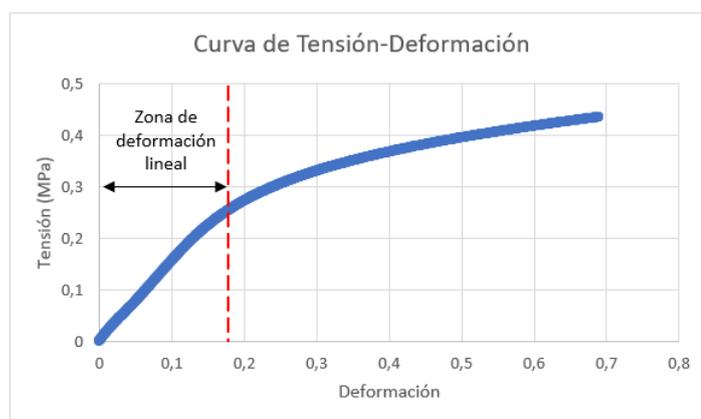


Figura 20. Curva de Tensión-Deformación de un ensayo de tracción.

- La K, es la constante de elasticidad, y se obtiene calculando la pendiente de la zona lineal de la curva fuerza-desplazamiento.

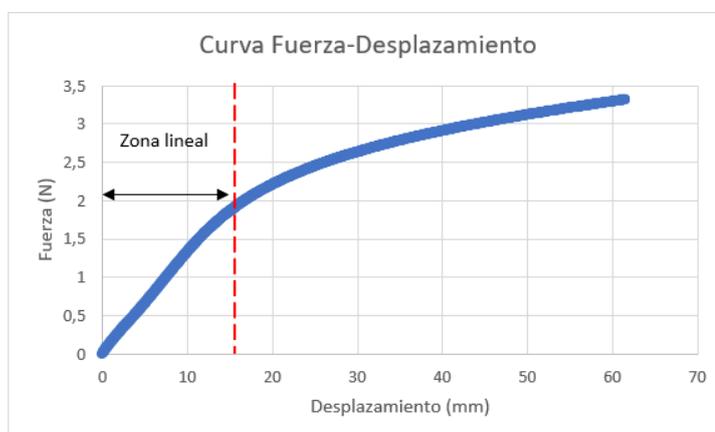


Figura 21. Curva Fuerza-Desplazamiento de un ensayo de tracción

3.2.1. CARACTERIZACIÓN DE LAS TIRAS DE SILICONA

Para la caracterización de las tiras de silicona se realizaron ensayos de tracción con diez de ellas. Para ello, del bloque de silicona de 1mm de espesor, se recortaron las tiras con 5mm de anchura y aproximadamente 110mm de longitud. Las dimensiones empleadas se calcularon para obtener sustitutos de los muelles cuya longitud inicial eran 110mm y tenían una $K=43$ N/m. La sección se calculó resolviendo la ecuación (4). Tras obtener las tiras, estas se numeraron del 1 al 10 para poder seguir un orden al caracterizarlas.

En primer lugar, se obtuvieron las dimensiones de cada cada tira con la ayuda de un pie de rey y un medidor de espesores. Para ello se tomaron datos en varios puntos de las tiras desde el extremo sin numerar hasta el extremo numerado. Una vez tomadas estas medidas se procedió al ensayo de tracción.

Para el ensayo se empleó la máquina *Microtest SCM 3000*. Esta máquina tiene un software que permite definir los parámetros del ensayo para así controlarlo. Se estableció como velocidad del ensayo 10mm/s, para así ensayar en condiciones similares con las que se ensayó el mesenterio de cerdo del que se extraerán los datos para validar el uso del material (Bège et al., 2015). Cabe destacar del ensayo que fue necesario el uso de papel de lija para evitar o minimizar que la muestra se resbalara de las mordazas durante el ensayo.

El ensayo de tracción se llevó a cabo hasta que se cumplió alguna de las siguientes condiciones. La primera condición era llegar a un desplazamiento de 100mm, donde se podía apreciar con claridad la transición de deformación elástica a deformación plástica. La segunda condición era que la muestra se resbalara, invalidando con ello los datos obtenidos.



Figura 22. Tiras de silicona empleadas para la caracterización de la silicona

3.2.2. CARACTERIZACIÓN DE LAS TIRAS DE Z-FLEX

Para la caracterización de las tiras de este material también se realizaron ensayos de tracción. En este caso es posible diferenciar dos fases distintas para la caracterización.

En primer lugar, se realizó un ensayo inicial del material con dos tiras de 53mm de longitud y $1,7\text{mm}^2$ de sección. El objetivo de este procedimiento fue obtener más información sobre el material ya que no se tenía dato alguno. Las condiciones del ensayo fueron las mismas que para las tiras de silicona.

Tras el ensayo inicial se procedió a realizar otro con el objetivo de validar las dimensiones de las tiras que formarán el mesenterio. Para la validación no solo se buscaba que las propiedades mecánicas fueran similares a la del mesenterio, si no que la impresión de estas fuera lo más eficiente posible. Para ello se imprimieron tiras de distintos espesores, donde la sección se

mantuvo constante. En esta segunda fase de la caracterización se imprimieron tiras según la *Tabla 1*:

Número_Tira	Espesor (mm)	Anchura (mm)	Sección (mm ²)
1,2	0,8	0,985	0,788
3,4	1	0,788	0,788
5	0.6	1,313	0,788

Tabla 1. Especificaciones de las tiras para el ensayo de tracción

Para este ensayo también se empleó la máquina *Microtest SCM3000* a una velocidad de 10mm/s.

3.3. ENSAYOS DE TRACCIÓN DEL MESENTERIO

Para la validación del mesenterio se sometió al conjunto de tiras que lo forman, unidas al intestino, a un ensayo de tracción. De esta forma fue posible obtener datos sobre la rigidez del mesenterio diseñado, para poder compararlos con los datos de un mesenterio porcino extraídos del estudio biomecánico de la avulsión del mesenterio (Bège et al., 2015). En este estudio tratan de recrear las condiciones de un accidente de tráfico para observar los daños causados por el cinturón de seguridad sobre el mesenterio. Para lograrlo emplean dos velocidades distintas, 1mm/s y 100mm/s, tratando de recrear las condiciones estáticas y dinámicas involucradas en un accidente de tráfico. Además, ensayan muestras de intestino, de mesenterio y del conjunto formado por ambos.

Para ensayar el conjunto formado por el mesenterio artificial y el intestino, se decidió emplear la máquina *Microtest SCM4000* a una velocidad de 10mm/s. De esta forma se pretendía simular la pequeña fuerza que realiza el endoscopio al avanzar por el intestino, sin salir del rango estático.

Previo al ensayo fue necesario diseñar un soporte que permitiera mantener fijo el intestino al mismo tiempo que amordazar el mesenterio a la máquina. Este soporte se basó en el diseñado para el análisis biomecánico de la avulsión del mesenterio (Bège et al., 2015). Hay que destacar del soporte, que el arco tiene un radio de 10cm y que el tubo donde va colocado el intestino tiene un diámetro de 3cm.

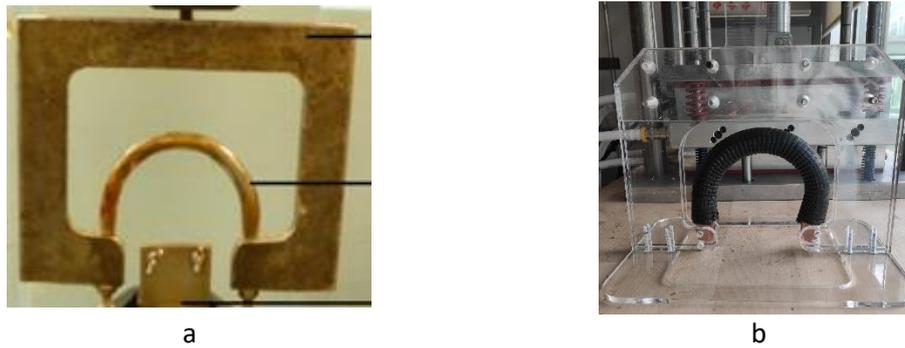


Figura 23. Soporte empleado para el estudio biomecánico de la avulsión del mesenterio (Bège et al., 2015) (a). Soporte diseñado para el estudio mecánico del mesenterio artificial (b)

3.3.1. ENSAYOS DE TRACCIÓN: MESENTERIO+INTESTINO

Para estos ensayos se diseñó una pieza que contiene 8 tiras, distribuidas en un semicírculo, que van cosidas al intestino a la altura de la costura que define su diámetro. Al igual que sucedió con el ensayo de las tiras de *Z-Flex* se pueden diferenciar dos fases distintas.

En la primera fase se estudió el comportamiento de distintos modelos de mesenterio. La diferencia entre los modelos se encuentra en la anchura y en el espesor de las tiras. La longitud se mantuvo constante en todos los modelos. El objetivo de esta fase era encontrar la mejor relación entre facilidad y resultado de la impresión y las propiedades mecánicas. Los modelos de mesenterio siguen las especificaciones de la *Tabla 2*:

Modelo	Ancho (mm)	Espesor (mm)	Sección (mm ²)
Mesenterio_1	1,5	1	1,5
Mesenterio_2	1	1,5	1,5
Mesenterio_3	1,5	1,5	2,25

Tabla 2. Especificaciones de los mesenterios para la primera fase de los ensayos de tracción del mesenterio

Cabe destacar de estos modelos que la longitud de las tiras es de 70mm. Además, las tiras están unidas entre sí gracias a una pieza rectangular que no solo une las tiras, si no que permite amordazar el conjunto a la máquina de ensayos. Así pues, se cose esta pieza en un fragmento de intestino de PU de 3cm de diámetro y 25cm de longitud. Posteriormente se coloca el conjunto sobre el soporte de la *Figura 22 (b)* y se amordaza a la máquina de ensayos.

Las condiciones del ensayo son las explicadas anteriormente. Para este ensayo se establecen dos criterios de parada. El primero de ellos es que la muestra a ensayar se resbale. El segundo criterio es que se cubra el desplazamiento máximo que permite la máquina de ensayos.

La segunda fase que se puede diferenciar es el ensayo de tracción de cinco mesenterios. Las piezas empleadas contienen tiras de 70mm de longitud, 1,5mm de anchura y 1mm de espesor (*Figura 23*)

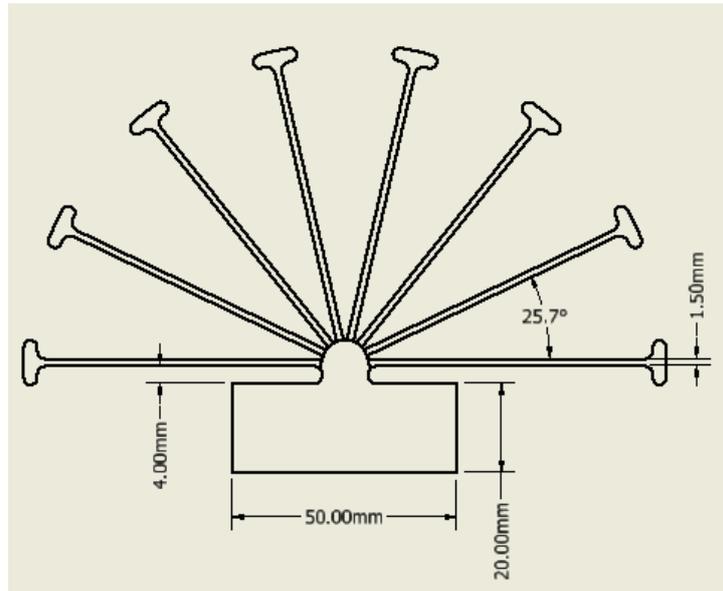


Figura 24. Boceto del mesenterio empleado para los ensayos de tracci3n

Las tiras del mesenterio, al igual que en la fase anterior, van cosidas a un fragmento de intestino de 25cm de longitud y de 3cm de diámetro, que se colocarán sobre el soporte que se amodazará a la máquina (Figura 24). El ensayo se realizó con la máquina Microtest SCM4000 a una velocidad de 10mm/s.

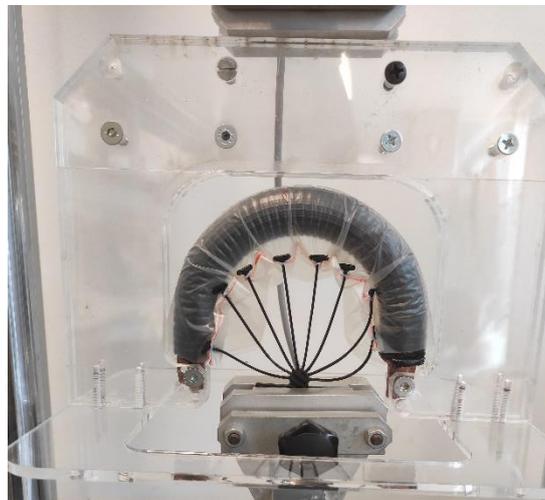


Figura 25. Imagen inicial del ensayo de tracci3n de un mesenterio

3.3.2. ENSAYOS DE TRACCIÓN: MESENTERIO+MEMBRANA+INTESTINO

Estos ensayos son muy similares a los anteriores. Se emplearon cinco mesenterios con 8 tiras de 70mm de longitud y 1,5mm de anchura (*Figura 25*). La diferencia con respecto a los ensayos anteriores se encuentra en la membrana. Anteriormente se empleaba como membrana del mesenterio las fundas de PU que se utilizan en el intestino., pero en este caso se sustituyen por láminas de silicona.

Para fabricar la membrana se emplea silicona *Silastic Q7-4720*. A diferencia de cuando se fabricaron las tiras o la pared abdominal, se calibra la calandra a 0,2mm. Al tratarse de un espesor tan bajo es fácil que, al manipular la lámina, esta se estire y rompa. Es por ello por lo que se intenta manipular lo menos posible. Teniendo esto en cuenta, se envuelve el mesenterio en dos pasos. Primero se mezcla una parte de la silicona hasta obtener una lámina que cubra desde la parte superior de las tiras hasta el extremo redondo que se une a la base. Se coloca esta lámina sobre un trozo de teflón, y encima de la lámina se coloca el mesenterio. Antes de mezclar la otra parte de silicona que se colocará sobre el mesenterio, se presiona ligeramente las tiras para que se peguen bien a la lámina. Tras ello se vuelve a mezclar la silicona y la lámina resultante se coloca sobre la pieza del mesenterio. Una vez se ha colocado la lámina sobre la parte superior del mesenterio, se presiona ligeramente para que se peguen bien las tiras a la silicona. Tras ello se cura la silicona en la estufa, obteniendo la *Figura 25*



Figura 26. Mesenterio cubierto con una membrana de silicona

Por último, se cosen tanto las tiras como la membrana al intestino y se coloca sobre el soporte. Tras esto se realiza el ensayo de tracción en las condiciones expuestas en apartados anteriores.

4. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

En este apartado se exponen los resultados obtenidos de los distintos ensayos realizados. En primer lugar, se hablará de la caracterización de los materiales empleados para fabricar las tiras de silicona. Tras ello se realizará una breve discusión de los resultados, comparando los distintos materiales, con los datos disponibles de mesenterios porcinos. Después de esto, se mostrarán los resultados de los ensayos del mesenterio diseñado.

4.1. CARACTERIZACIÓN DE LOS MATERIALES

4.1.1. CARACTERIZACIÓN DE LAS TIRAS DE SILICONA

Para la caracterización de las tiras de silicona lo primero que se estudió fue su sección transversal. Se tomaron medidas del espesor y de la anchura en diferentes puntos de cada tira empleada para realizar el ensayo de tracción, obteniendo los resultados mostrados en la *Tabla 3*

Muestra	Anchura (mm)	Espesor (mm)	Sección (mm ²)
Tira_1	4,48 ± 0,48	1,51 ± 0,05	6,75 ± 0,78
Tira_2	4,82 ± 0,30	1,48 ± 0,07	7,12 ± 0,46
Tira_3	5,07 ± 0,14	1,41 ± 0,07	7,16 ± 0,44
Tira_4	5,06 ± 0,13	1,35 ± 0,09	6,84 ± 0,46
Tira_5	4,99 ± 0,16	1,36 ± 0,05	6,80 ± 0,28
Tira_6	4,89 ± 0,17	1,41 ± 0,07	6,91 ± 0,45
Tira_7	5,30 ± 0,26	1,42 ± 0,08	7,52 ± 0,53
Tira_8	5,37 ± 0,21	1,40 ± 0,05	7,55 ± 0,51
Tira_9	5,43 ± 0,33	1,41 ± 0,05	7,64 ± 0,65
Tira_10	5,48 ± 0,25	1,41 ± 0,09	7,74 ± 0,48

Tabla 3. Datos sobre la media y la desviación típica de la sección de las tiras

De estos resultados destaca que no se ha obtenido la sección deseada de 5mm^2 , y que existen diferencias entre las 10 tiras. Esto se atribuye a dos aspectos de la elaboración de las tiras de silicona, el espesor y la anchura.

El primero está relacionado con la fabricación del bloque de silicona. Al fabricar este bloque no se ha conseguido un espesor homogéneo de 1mm , por lo que es posible encontrar zonas con un espesor mayor y zonas con uno menor. Es más, si se observa minuciosamente la *Tabla 3*, es fácil ver que la sección de las últimas tiras es superior a las de las primeras. Con esto se llega a la conclusión de que la zona de donde se extrajeron esas tiras era más gruesa.

El otro aspecto a considerar, está relacionado con la anchura. A la hora de recortar las tiras de silicona, no se hizo con precisión. Esto se debe a la dificultad de manipular la silicona una vez curada.

Tras obtener los datos de la sección de las tiras, se procedió a realizar los ensayos de tracción de estas. De las 10 tiras que se ensayaron, se descartaron dos tiras. La *tira_1* se descartó porque se había utilizado previamente en un ensayo causando con ello, de manera involuntaria, una deformación permanente. La otra tira descartada fue la *tira_2*, debido a que se resbaló de las mordazas durante el ensayo. De los ensayos de tracción se quería obtener el módulo elástico y la constante elástica de las tiras. Los resultados se exponen a continuación (*Figura 26*).

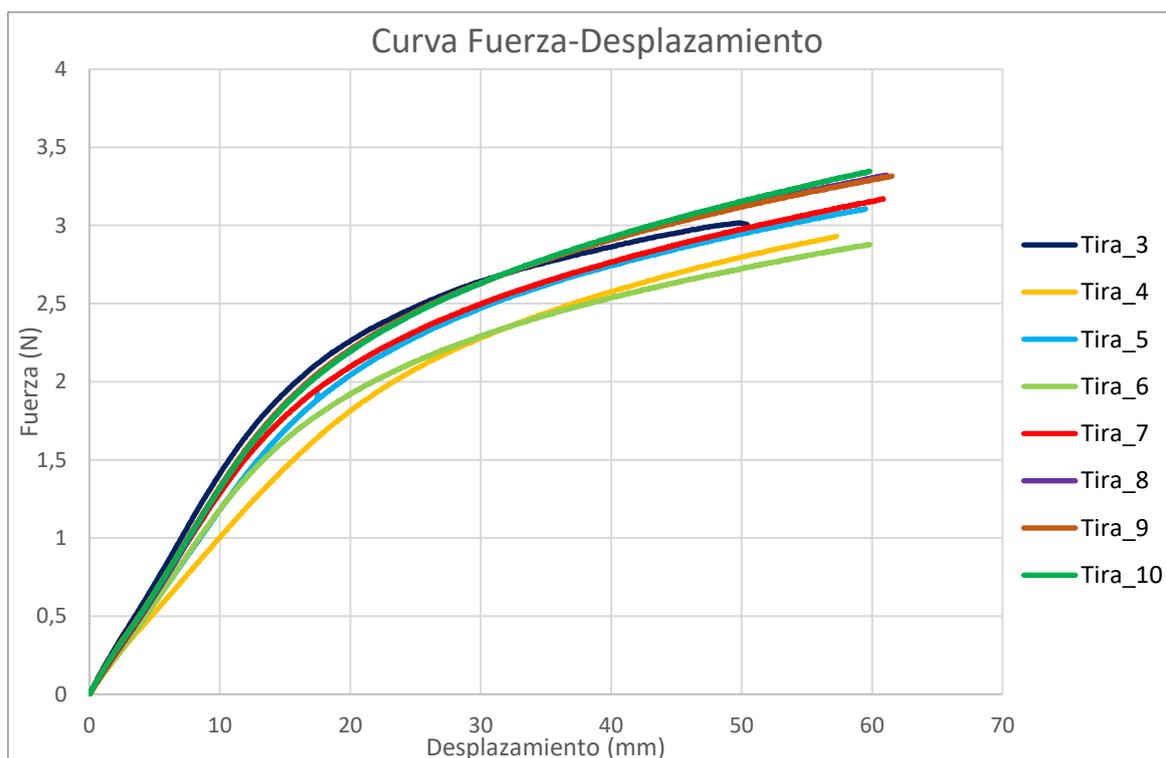


Figura 27. Curva Fuerza-Desplazamiento de las tiras de silicona

K (N/mm) $0,12 \pm 0,01$

E (MPa) $1,93 \pm 0,17$

Tabla 4. Resultados, de la media y desviación típica, de la caracterización de las tiras de silicona

Es necesario destacar que van a ser los valores de la constante elástica los que se van a emplear como criterio de validación del material. Más adelante se comparará la K de los distintos materiales empleados con los valores de la K del mesenterio. Es por ello que se presta especial atención a las curvas de Fuerza-Desplazamiento.

4.1.2. CARACTERIZACIÓN DE LAS TIRAS DE Z-FLEX

Al principio, se realizó un ensayo de tracción de dos tiras de *Z-Flex* para obtener datos de este material. Se obtuvieron los siguientes resultados:

K (N/mm)	1,32 ± 0,21
E (MPa)	31,71 ± 7,31

Tabla 5. Resultados, media y desviación típica, de la caracterización del material Z-Flex

Tras esto, se procedió al ensayo de tiras de distintas dimensiones. Se diseñaron tres versiones de tiras, de espesor 1mm; 0,8mm y 0,6mm. Se pretendía imprimir dos tiras de cada tipo, no obstante, no fue posible obtener dos tiras de espesor 0,6mm. Se tomaron medidas de la anchura y espesor de las tiras. Una vez conocidos estos datos se realizó el ensayo de tracción. Los resultados, tanto de la impresión como de la caracterización, se exponen a continuación.



Tabla 6. Resultados de la impresión de las tiras de Z-Flex

Tira	Espesor (mm)	Anchura(mm)	K (N/mm)	E (Mpa)
Z-Flex_1	0,86 ± 0,01	0,74 ± 0,03	0,57 ± 0,02	28,67 ± 2,69
Z-Flex_0,8	0,70 ± 0,02	0,84 ± 0,02	0,44 ± 0,02	24,35 ± 1,59
Z-Flex_0,6	0,49 ± 0,01	1,11 ± 0,01	0,46	24,71

Tabla 7. Resultados, media y desviación típica, de la caracterización de las tiras de Z-Flex de distintos espesores

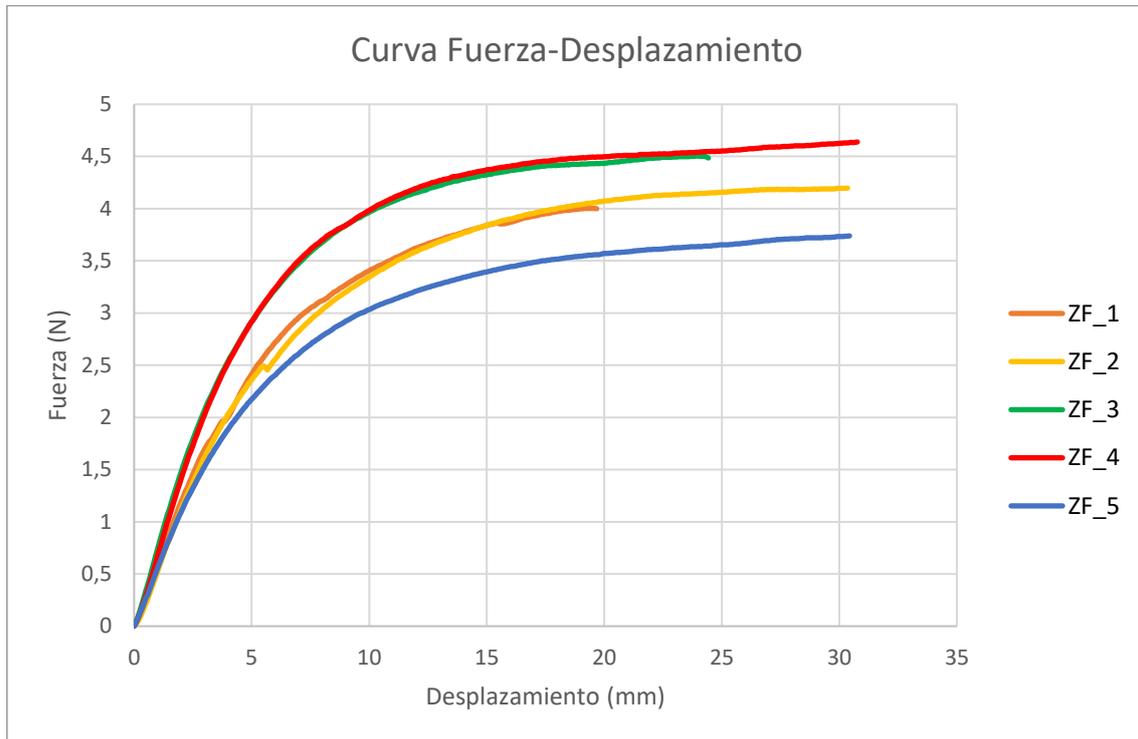


Figura 28. Curva Fuerza-Desplazamiento de las tiras de Z-Flex de distintos espesores

4.1.3. COMPARACIÓN DE LOS RESULTADOS

Como valores objetivos se tomaron los datos del estudio biomecánico de la avulsión del mesenterio. En este estudio se tomaron muestras de mesenterio de 90mm de longitud y aproximadamente 10mm de anchura, que tenían 5 ramas vasculares. Al ensayarlas a una velocidad de 1mm/s y 100mm/s, para simular condiciones estáticas y dinámicas involucradas en los accidentes de tráfico, se obtuvieron los siguientes resultados (Bège et al., 2015).

Velocidad de ensayo	1mm/s	100mm/s
K (N/mm)	0,98 ± 0,48	2,33 ± 1,00

Tabla 8. Comportamiento mecánico del mesenterio aislado bajo velocidades de ensayo de 1mm/s y 100mm/s (Bège et al., 2015)

A la vista de estos datos se establece como objetivo una $K=1,1\text{N/mm}$ para 5 vasos o tiras. A continuación, se muestra un resumen de los resultados obtenidos de las tiras de cada material.

Tipo de tiras	Anchura (mm)	Espesor (mm)	Sección (mm ²)	K(N/mm)
Silicona	5,22 ± 0.21	1,40 ± 0,02	7,27 ± 0,39	0,12 ± 0,01
Z-Flex_0,8	0,84 ± 0,02	0,70 ± 0,02	0,59 ± 0,01	0,44 ± 0,02

Z-Flex_1	0,74 ± 0,03	0,86 ± 0,01	0,63 ± 0,03	0,57 ± 0,02
Z-Flex_0,6	1,11 ± 0,01	0,49 ± 0,01	0,55 ± 0,01	0,46

Tabla 9. Resumen, media y desviación típica, de la caracterización de las distintas tiras

A la vista de los resultados, las tiras de silicona se descartaron como opción de mesenterio. Esto se debe mayormente a dos razones. La razón principal es la baja rigidez que se consigue con ellas. Para poder obtener la K deseada sería necesario fabricar 9 tiras, lo que haría la muestra de mesenterio demasiado ancha. Hay que tener en cuenta que en el artículo se emplea una muestra de 10mm de anchura, mientras que si se usa la silicona la muestra debería ser de 45mm aproximadamente. La otra razón es la dificultad a la hora de fabricarlas. Como se expuso con anterioridad, no se ha conseguido obtener tiras de las dimensiones deseadas.

Debido a los problemas encontrados con la silicona que se han mencionado anteriormente, se decidió emplear el *Z-Flex*. Al tratarse de un material diseñado para la impresión 3D se pretende que los problemas presentados a la hora de la fabricación de las tiras desaparezcan. No obstante, si se desean tamaños muy pequeños el resultado de la impresión puede no ser satisfactorio. Es por eso, que en este caso no solo se evalúan las propiedades mecánicas, si no también el resultado de la impresión. De hecho, es por la dificultad a la hora de imprimir, que se rechazan las tiras de 0,6mm de espesor. Es muy complicado obtener tiras de este espesor sin imperfecciones. De entre los otros tamaños, se escogió las tiras de *Z-Flex* de 1mm de espesor y no las de 0,8mm de espesor porque ambas presentan propiedades similares, pero a la hora de imprimir es más sencillo cuando el espesor es de 1mm.

Finalmente hay que destacar que se emplea el *Z-Flex* como material para el mesenterio y no la silicona por la diferencia en la rigidez. Como se ha mencionado anteriormente, si se desea emplear la silicona, para obtener los mismos resultados que un mesenterio real sería necesario emplear 9 tiras o muestras de 45mm. Hay que tener en cuenta que el mesenterio es un conjunto de tiras, por lo que si se emplea silicona el mesenterio sería excesivamente grande. Por otra parte, el *Z-Flex* presenta una mayor rigidez. Utilizando este material, para obtener los mismos resultados del artículo, sería necesario utilizar 2 tiras de aproximadamente 0,8mm de anchura. Por tanto, empleando el *Z-Flex*, es posible obtener un mesenterio de dimensiones razonables capaz de simular un mesenterio real.

4.2. ENSAYOS DE TRACCIÓN DEL MESETERIO

4.2.1. ENSAYOS DE TRACCIÓN: INTESTINO+MESETERIO

Los resultados de estos ensayos de tracción, también se van a comparar con los resultados extraídos del estudio biomecánico de la avulsión del mesenterio. En este caso no se emplearán los datos del mesenterio aislado, si no que se compararán con los datos disponibles sobre la rigidez del mesenterio junto con el intestino (Bège et al., 2015). Estos datos se pueden observar a continuación.

Velocidad de ensayo	1mm/s	100mm/s
K (N/mm)	$1 \pm 0,22$	$1,34 \pm 0,32$

Tabla 10. Comportamiento mecánico del mesenterio+ intestino bajo velocidades de ensayo de 1mm/s y 100mm/s (Bège et al., 2015)

En primer lugar, se ensayaron tres mesenterios de distintas dimensiones, según las especificaciones de la *Tabla 2*. Las condiciones del ensayo se encuentran descritas en la sección de materiales y métodos. Los resultados del ensayo se muestran en la *Tabla 11*.

Modelo	K (N/mm)
Mesenterio_1	0,70
Mesenterio_2	0,66
Mesenterio_3	0,75

Tabla 11. Constante elástica de los distintos modelos de mesenterio

De entre las tres opciones, el primer mesenterio descartado fue *Mesenterio_2* por presentar la K más alejada del objetivo de $K=1,1$ N/mm. Las otras dos opciones presentan una K muy similar, por ello el factor decisivo lo marcó el resultado de la impresión. Se escogió *Mesenterio_1* porque presentaba la impresión de mayor calidad, libre de defectos.

Tras decidir las dimensiones del mesenterio, con una anchura de 1,5mm y un espesor de 1mm, se procedió a la impresión y ensayo de 5 de ellos. De estos mesenterios se tuvo que descartar uno debido a que se rompió a la hora de prepararlo para la prueba.

Durante el ensayo de tracción se diferencian tres momentos de interés. El momento inicial donde ninguna de las tiras se encuentra en tensión. Un segundo momento donde las tiras centrales

están tensas, pero no la de los extremos. Por último, el instante final en el que todas las tiras están en tensión.

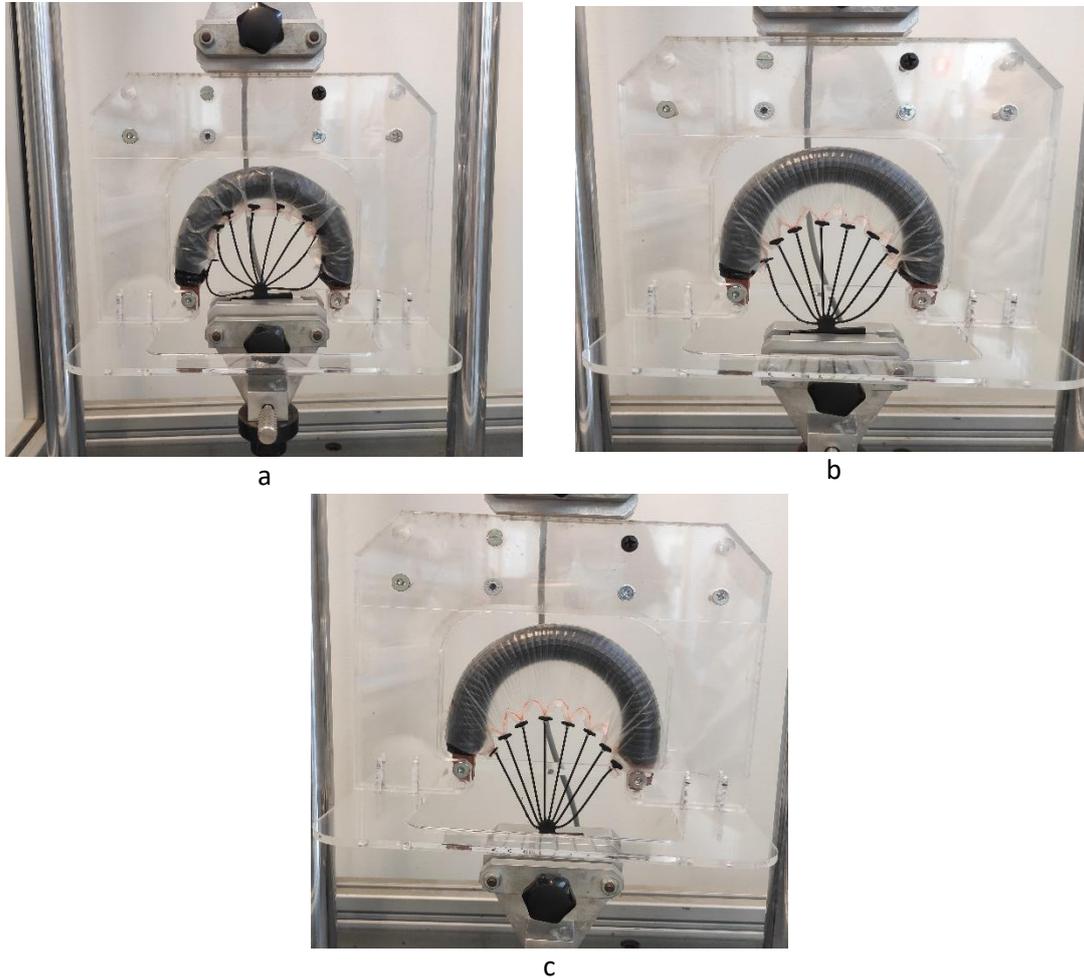


Figura 29. Momentos de interés del ensayo de tracción del conjunto intestino+mesenterio. Momento inicial (a). Tensión de las tiras centrales (b). Momento final del ensayo (c)

Así pues, tras los ensayos se obtuvieron los resultados mostrados a continuación.

K (N/mm)	0,72 ± 0,03
-----------------	--------------------

Tabla 12. Media y desviación típica de la constante de elasticidad del conjunto mesenterio+intestino

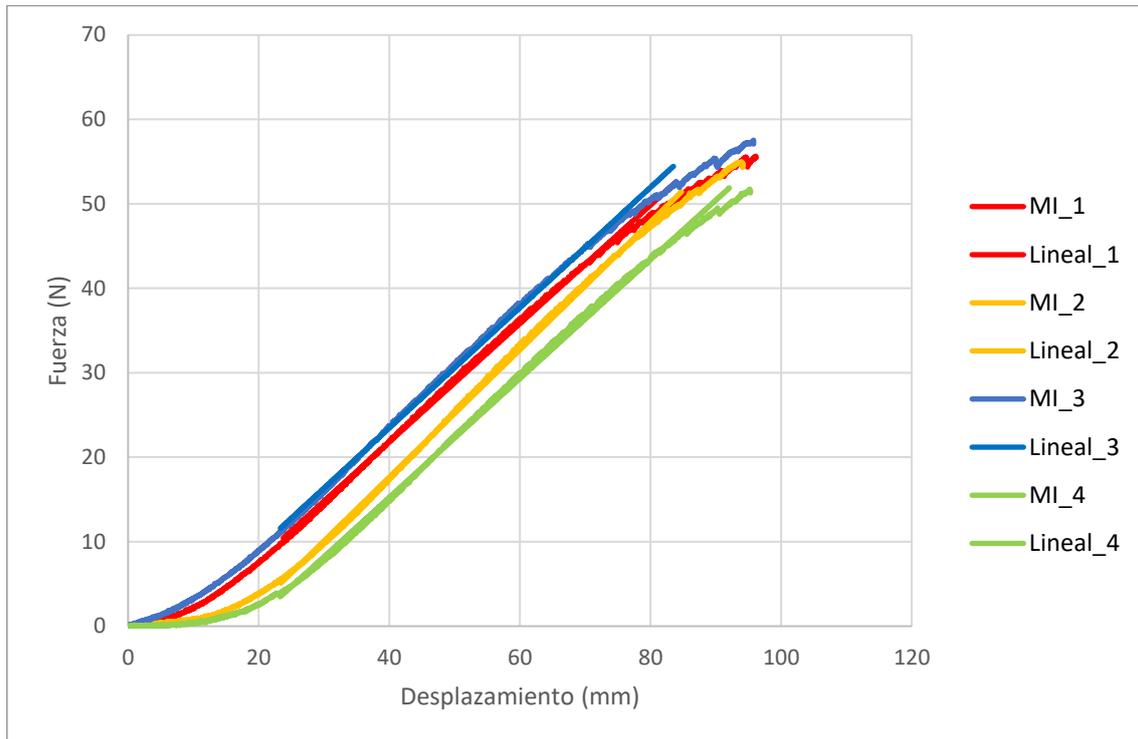


Figura 30. Curva Fuerza-Desplazamiento de los distintos conjuntos de mesenterio+intestino

Cabe destacar que, si bien no se obtiene el valor deseado de K, se espera que al añadir la membrana de silicona aumente la rigidez del mesenterio.

4.2.2. ENSAYOS DE TRACCIÓN: INTESTINO+MESENERIO+MEMBRANA

Para el ensayo de tracción del conjunto intestino, mesenterio y membrana también se imprimieron 5 mesenterios. De estos 5 mesenterios se descartaron 2 antes de realizar la prueba. El primer mesenterio descartado se rompió al separarlo del soporte de la impresión. El segundo mesenterio se descartó porque la membrana que lo contenía presentaba agujeros.

Durante el ensayo de tracción, al igual que sucede con los mesenterios sin membrana, se distinguen tres momentos de interés. Hay un momento inicial donde no se aprecia tensión en el sistema. Un punto intermedio en el que las tiras centrales se tensionan y un momento central con todo el sistema tensionado.

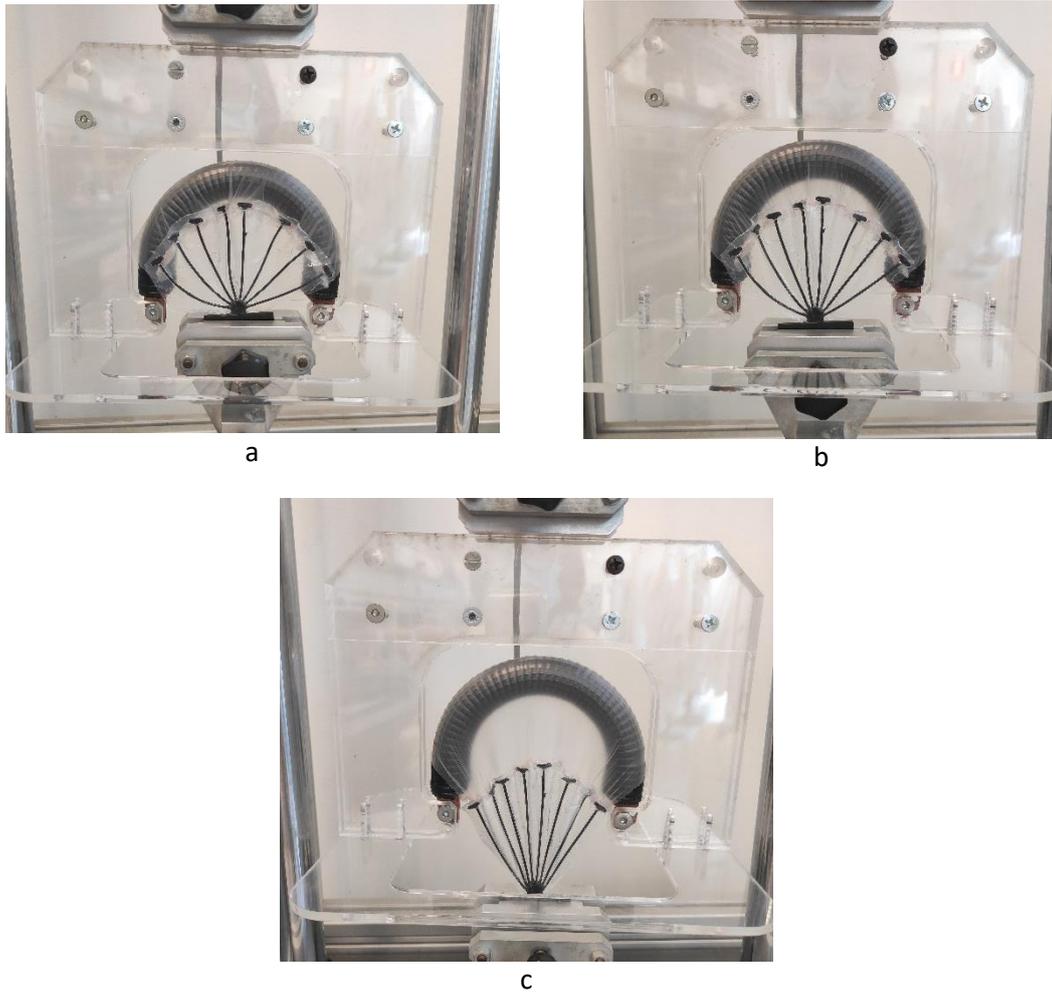


Figura 31. Momentos de interés del ensayo de tracción del conjunto intestino+mesenterio+membrana. Momento inicial (a). Tensión de las tiras centrales (b). Momento final del ensayo (c)

Tras el ensayo de tracción se obtuvieron los siguientes resultados.

K (N/mm)	0,95 ± 0,10
-----------------	--------------------

Tabla 13 Media y desviación típica del conjunto intestino+mesenterio+membrana

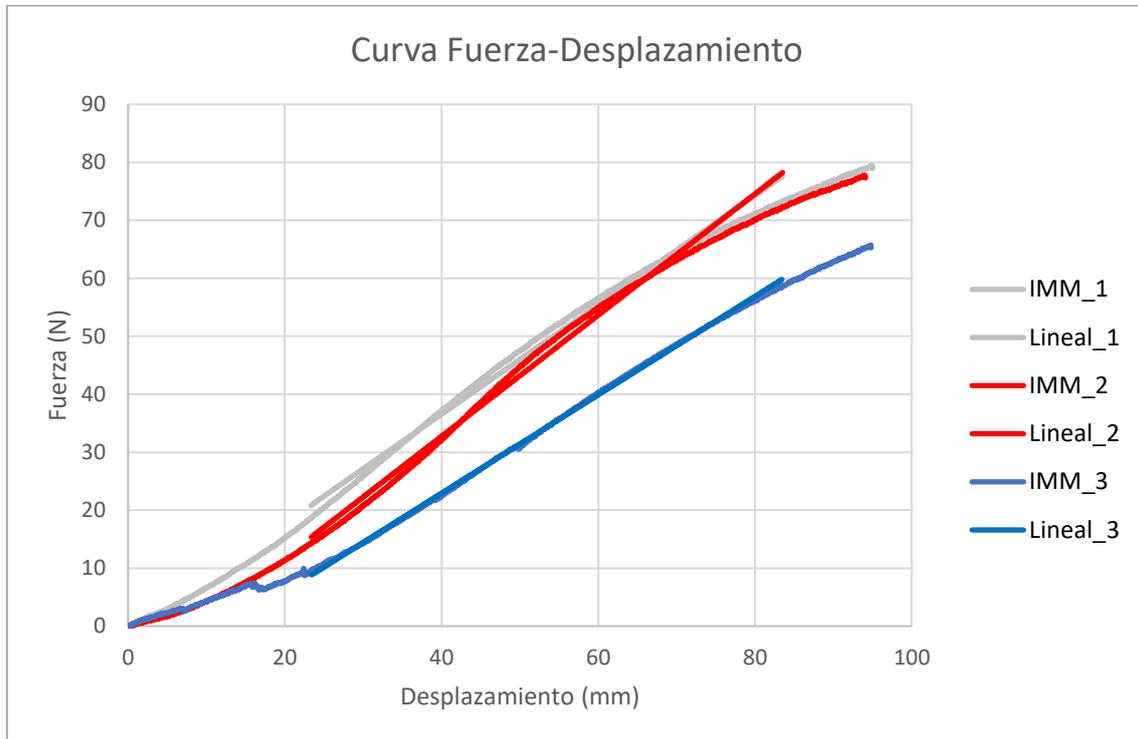


Figura 32. Curva Fuerza-Desplazamiento de los conjuntos de intestino+mesenterio+membrana

En la *Figura 32* destaca que la muestra IMM_3 presenta una curva distinta a las otra dos. Esto se relaciona con el hecho de que algunas de las puntadas realizadas para unir la membrana con el intestino, al ser débiles, se rompieron.

Para finalizar, se debe destacar que la constante elástica del mesenterio si que aumenta al añadirle la membrana de silicona. Con ella la constante obtenida se acerca a la constante objetivo. Esto hace posible considerar las láminas de silicona como buena opción de membrana del mesenterio.

5. CONCLUSIONES

El intestino delgado es un órgano muy complejo debido a su recorrido sinuoso. Es por ello que los modelos que tratan de imitarlo también tienen cierto grado de complejidad. No sirve con solo fabricar los distintos elementos y juntarlos. También se debe tener en cuenta como interaccionan las distintas partes entre sí, qué características las definen. Por tanto, modelar el intestino delgado no es únicamente obtener un sistema anatómicamente correcto, es necesario simular las relaciones entre las distintas estructuras.

De entre todos los elementos que se han considerado a la hora de fabricar el modelo, el mesenterio es el que presenta una mayor dificultad. No se tiene mucha información sobre su comportamiento cuando está unido al intestino. No obstante, se conoce que ejerce un papel fundamental como anclaje del intestino. Así pues, resulta de gran importancia diseñar un mesenterio artificial cuyas propiedades se asemejen al real.

Se han probado distintos materiales para fabricar el mesenterio. El primero de ellos, la silicona, se rechazó por tener una constante de elasticidad demasiado baja para utilizarla en el mesenterio. A pesar de ello, sí que resultó útil para construir la membrana del mesenterio. El principal problema que presenta la silicona es que, a espesores bajos, es difícil de manejar. Es por ello que, si no se tiene cuidado, al cubrir el mesenterio con la membrana pueden aparecer agujeros y bolsas de aire.

Por otra parte, el *Z-Flex*, es un material que presenta unas propiedades mecánicas adecuadas para la fabricación del mesenterio. Además, al ser un material que se emplea para la impresión 3D, permite la fabricación de estructuras más complejas. Hay que destacar de la impresión 3D, que permite obtener varias piezas con las mismas dimensiones o muy similares. Esto facilita mucho la obtención y análisis de datos.

A pesar de las ventajas mencionadas con anterioridad, el tiempo de fabricación del mesenterio con el *Z-Flex* es muy elevado. También se debe considerar que, al imprimir piezas con dimensiones pequeñas, es frecuente la aparición de imperfecciones. Esto ha causado en muchas ocasiones la necesidad de replantear el diseño y probar distintas dimensiones. Todo esto ha hecho que el tiempo de fabricación sea muy elevado.

Para finalizar, resaltar la idoneidad del uso del *Z-Flex* como material para el mesenterio junto con la silicona como membrana. Este conjunto hace que la pieza final tenga unas propiedades muy similares a las conocidas de los mesenterios porcinos.

6. LIMITACIONES Y LÍNEAS FUTURAS

El modelo no ha podido ser finalizado. Principalmente por la dificultad de la fabricación del mesenterio. El material escogido, el *Z-Flex* tiene un tiempo de impresión muy largo, de manera que al día solo se pueden fabricar 4 mesenterios. Además, el resultado de la impresión no es perfecto. Esto causa que muchas veces a la hora de preparar las muestras para los ensayos, éstas se rompan, provocando que sea necesario realizar más impresiones. Es por eso por lo que resultaría interesante replantearse la elección del material. Por ejemplo, utilizar una resina como material de impresión puede acortar el tiempo de fabricación del mesenterio.

Para completar la construcción del modelo es necesaria la fabricación de una membrana capaz de seguir las vueltas del intestino. Las láminas de silicona de bajo espesor son complicadas de manipular. Si también se desea que la membrana tenga una estructura en espiral, el proceso de elaboración adquiere una gran complejidad. Por tanto, podría ser interesante replantear el método de fabricación o bien realizar un nuevo diseño de la membrana.

Otra gran limitación y posible aspecto que considerar en modelos posteriores es el uso de costuras. Tener que coser los distintos elementos del mesenterio al modelo ocupa un tiempo considerable. Es más, si no se realiza bien la costura el modelo puede fallar. Así pues, un aspecto a considerar es el empleo de otro método para unir los distintos elementos.

Por último, al no haber sido posible montar el modelo completo, no se tiene información de su comportamiento. Es por ello por lo que en futuros trabajos se podría plantear continuar con este modelo. De esta forma se podría comprobar que los distintos elementos se comportan según lo previsto o, por el contrario, no lo hacen y hay que replantear el diseño.

7. BIBLIOGRAFÍA

- Artifon, E. L. A., Tchekmedyan, A. J., Fernandes, K., Artifon, A. N., Fonseca, A., & Otoch, J. P. (2014). Entrenamiento en endoscopia con modelos “ex vivo” y “simuladores virtuales: nuevos métodos de enseñanza. *Rev Gastroenterol Peru*, 34(4). Retrieved from http://www.scielo.org.pe/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1022-51292014000400007
- Bège, T., Ménard, J., Tremblay, J., Denis, R., Arnoux, P. J., & Petit, Y. (2015). Biomechanical analysis of traumatic mesenteric avulsion. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 53(2), 187–194. <http://doi.org/10.1007/s11517-014-1212-4>
- Bosch Oliver, C. D., Vidaurre Garayo, A. J., & Santoja Gimeno, A. V. (2019). *Modelado del intestino delgado para la realización de ensayos in vitro de un prototipo de enteroscopia*. Universidad Politécnica de Valencia.
- Bourgouin, S., Bège, T., Masson, C., Arnoux, P.-J., Mancini, J., Garcia, S., ... Berdah, S. V. (2012). Biomechanical characterisation of fresh and cadaverous human small intestine: applications for abdominal trauma. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 50(12), 1279–1288. <http://doi.org/10.1007/s11517-012-0964-y>
- Chauhan, S. S., Manfredi, M. A., Abu Dayyeh, B. K., Enestvedt, B. K., Fujii-Lau, L. L., Komanduri, S., ... Banerjee, S. (2015). Enteroscopy, 82. Retrieved from https://www.asge.org/docs/default-source/education/Technology_Reviews/doc-enteroscopy.pdf
- De Simone, F., Machado, P., Guzmán Calderon, E., & Rebagliati Martins Lima, E. (2017). ARTÍCULO DE REVISIÓN Abordaje diagnóstico y terapéutico de las patologías del intestino delgado mediante cápsula endoscópica y enteroscopia de doble balón Diagnostic and therapeutic approach to small bowel disorders through capsule endoscopy and double-balloon enteroscopy. *Rev Gastroenterol Peru*, 37(1), 58–64.
- Emura, Fabian; Sáenz, R. (2016). ¿Cómo y dónde formarse en los nuevos procedimientos endoscópicos digestivos avanzados, ahora y en el futuro? *Sied*.
- Estructura y motilidad del intestino delgado — Cuaderno de Cultura Científica. (n.d.). Retrieved September 3, 2020, from <https://culturacientifica.com/2019/03/25/estructura-y-motilidad-del-intestino-delgado/>
- Michigan Instruments INC. (n.d.). Operation Manual: Model 5600i, Dual Adult PneuView System, (800), 52.
- Mitchell, A., Drake, R., & Wayne, V. (2005). Gray Anatomia Para Estudiantes (pp. 318–321). Retrieved from <https://es.pdfdrive.com/gray-anatomia-para-estudiantes-d157100966.html>
- Moore, K. L., Dalley, A. F., Agur, A. M. R., & Moore, M. E. (2007). *Anatomía con orientación clínica*. Editorial Médica Panamericana. Retrieved from https://books.google.es/books?hl=es&lr=&id=4ywjo9aQDt8C&oi=fnd&pg=PR26&dq=intestino+delgado+partes+anatomia&ots=BAcank2Ova&sig=Zt24Ummx_vuVD_g_NJSy7QLFtKA&redir_esc=y#v=onepage&q=intestino+delgado+partes+anatomia&f=false
- PillCam™ SB 3 System | Medtronic. (n.d.). Retrieved May 3, 2021, from <https://www.medtronic.com/covidien/en-us/products/capsule-endoscopy/pillcam-sb-3-system.html>
- Qiu, K., Zhao, Z., Haghiashtiani, G., Guo, S. Z., He, M., Su, R., ... McAlpine, M. C. (2018). 3D Printed Organ Models with Physical Properties of Tissue and Integrated Sensors. *Advanced Materials Technologies*, 3(3), 1–9. <http://doi.org/10.1002/admt.201700235>
- Schneider, M., Höllerich, J., & Beyna, T. (2019). Device-assisted enteroscopy: A review of available techniques and upcoming new technologies. *World Journal of Gastroenterology*, 25(27), 3538–3545. <http://doi.org/10.3748/wjg.v25.i27.3538>

Simbionix. (2013). GI Mentor. Retrieved June 3, 2021, from
<http://simbionix.com/simulators/gi-bronch-gi-mentor/>

Testut, L., & Latarjet, A. (n.d.). *Tratado de anatomia humana*. (M. Latarjet, Ed.) (Novena edi).
Salvat.

TRABAJO DE FIN DE GRADO EN INGENIERÍA BIOMÉDICA

DISEÑO DE UN MODELO DE INTESTINO ARTIFICIAL PARA TESTAR UN DISPOSITIVO DE ENTEROSCOPIA

PRESUPUESTO

AUTORA: LUCÍA INMACULADA BAIXAULI MARÍN

TUTORA: ANA JESÚS VIDAURRE GARAYO

DIRECTOR EXPERIMENTAL: ALBERTO VICENTE SANTONJA GIMENO

FECHA: JUNIO 2021

Cuadro de mano de obra

Cuadro de mano de obra

Página 1

Num. Código	Denominación de la mano de obra	Precio	Horas	Total
1 TT	Tutora del TFG encargada de dirigir y supervisar el trabajo de fin de grado	40,00	64,500 h	2.580,00
2 TLP	Técnico de laboratorio de prototipos encargado de realizar las impresiones 3D	40,00	18,750 h	750,00
3 IB	Ingeniera Biomédica encargada de la realización de este trabajo	27,50	225,870 h	6.211,44
			Total mano de obra:	9.541,44

Cuadro de maquinaria

Cuadro de maquinaria

Página 1

Num. Código	Denominación de la maquinaria	Precio	Cantidad	Total
1 EI	Equipo informático empleado para el control de las máquinas de ensayo	0,96	208,670 h	200,32
2 SCM4000	Máquina Microtest SCM4000 con célula de carga de 2000N emplead para hacer ensayos de tracción	0,40	2,000 h	0,80
3 SCM3000	Máquina Microtest con célula de carga de 10N, empleada para ensayos de tracción	0,30	5,500 h	1,65
4 I3D	Impresora 3D	0,21	39,300 h	8,26
5 ES	Estufa empleada para el curado de la silicona	0,13	2,170 h	0,29
6 CL	Calandra empleada para mezclar la silicona y obtener láminas.	0,07	7,000 h	0,49
			Total maquinaria:	211,81

Cuadro de materiales

Cuadro de materiales

Página 1

Num. Código	Denominación del material	Precio	Cantidad	Total
1 CF	Fundas CIV-Flex Transductor Cover para la fabricación de intestinos	18,00	6,000 u	108,00
2 ZF	Elastómero termoplástico empleado en impresión 3D	0,80	221,000 g	176,80
3 SS	Silicona Silastic Q7-4720 para la fabricación de la pared abdominal, las tiras del mesenterio y la membrana del mesenterio	0,32	130,000 g	41,60
4 LI	Licencia del programa Inventor 2021 para el diseño de piezas 3D	0,28	5,500 h	1,54
5 LO	Licencia de Microsoft Office 365, donde se incluye Excel y Word	0,02	201,670 h	4,03
			Total materiales:	331,97

Cuadro de precios nº 1

Nº	Designación	Importe	
		En cifra (Euros)	En letra (Euros)
1.1	1 Fabricación del modelo u Fabricación del mesenterio de Z-Flex junto con la membrana del mesenterio de silicona	378,54	TRESCIENTOS SETENTA Y OCHO EUROS CON CINCUENTA Y CUATRO CÉNTIMOS
1.2	u Fabricación del intestino	37,44	TREINTA Y SIETE EUROS CON CUARENTA Y CUATRO CÉNTIMOS
1.3	u Fabricación de la lámina de silicona que cierra la cavidad abdominal	133,22	CIENTO TREINTA Y TRES EUROS CON VEINTIDOS CÉNTIMOS
	2 Validación de los materiales empleados durante la fabricación		
2.1	u Fabricación de tiras de silicona que posteriormente se emplearán para la caracterización de la silicona Silastic.	85,37	OCHENTA Y CINCO EUROS CON TREINTA Y SIETE CÉNTIMOS
2.2	u Ensayo de tracción de las tiras de silicona para obtener su constante de elasticidad y módulo elástico	204,88	DOSCIENTOS CUATRO EUROS CON OCHENTA Y OCHO CÉNTIMOS
2.3	u Fabricación de tiras de Z-Flex de distintos espesores (1mm, 0,8mm y 0,6mm) empleadas para la caracterización del material	130,51	CIENTO TREINTA EUROS CON CINCUENTA Y UN CÉNTIMOS
2.4	u Ensayos de tracción realizados, a las tiras de Z-Flex de distintos espesores, con el objetivo de obtener sus propiedades mecánicas	102,28	CIENTO DOS EUROS CON VEINTIOCHO CÉNTIMOS
	3 Validación del sistema		
3.1	u Diseño e impresión de mesenterios de Z-Flex	676,95	SEISCIENTOS SETENTA Y SEIS EUROS CON NOVENTA Y CINCO CÉNTIMOS
3.2	u Ensayos de tracción mesenterio+intestino	116,85	CIENTO DIECISEIS EUROS CON OCHENTA Y CINCO CÉNTIMOS
3.3	u Ensayos de tracción del conjunto formado por el intestino, el mesenterio y una membrana de silicona.	221,86	DOSCIENTOS VEINTIUN EUROS CON OCHENTA Y SEIS CÉNTIMOS
	4 Elaboración del TFG		
4.1	u Escritura y revisión del Trabajo Final de Grado	8.504,04	OCHO MIL QUINIENTOS CUATRO EUROS CON CUATRO CÉNTIMOS
	Valencia_Junio2021 Ingeniera		
	Lucía Baixauli		

Cuadro de precios nº 2

Advertencia: Los precios del presente cuadro se aplicarán única y exclusivamente en los casos que sea preciso abonar obras incompletas cuando por rescisión u otra causa no lleguen a terminarse las contratadas, sin que pueda pretenderse la valoración de cada unidad de obra fraccionada en otra forma que la establecida en dicho cuadro.

Nº	Designación	Importe		
		Parcial (Euros)	Total (Euros)	
1.1	1 Fabricación del modelo			
	u Fabricación del mesenterio de Z-Flex junto con la membrana del mesenterio de silicona			
	(Mano de obra)			
	Ingeniera Biomédica	2,000 h	27,50	55,00
	Técnico de laboratorio de prototipos	6,000 h	40,00	240,00
	(Maquinaria)			
	Impresora 3D	13,500 h	0,21	2,84
	(Materiales)			
	Inventor 2021	0,500 h	0,28	0,14
	Z-Flex	78,000 g	0,80	62,40
(Resto obra)			3,60	
4% Costes indirectos			14,56	
			378,54	
1.2	u Fabricación del intestino			
	(Materiales)			
	Fundas CIV-Flex Transductor Cover para la...	2,000 u	18,00	36,00
	4% Costes indirectos			1,44
			37,44	
1.3	u Fabricación de la lámina de silicona que cierra la cavidad abdominal			
	(Mano de obra)			
	Ingeniera Biomédica	3,670 h	27,50	100,93
	(Maquinaria)			
	Calandra	3,000 h	0,07	0,21
	Estufa	0,670 h	0,13	0,09
	(Materiales)			
	Silicona Silastic Q7-4720	80,000 g	0,32	25,60
	(Resto obra)			1,27
	4% Costes indirectos			5,12
			133,22	
2.1	2 Validación de los materiales empleados durante la fabricación			
	u Fabricación de tiras de silicona que posteriormente se emplearán para la caracterización de la silicona Silastic.			
	(Mano de obra)			
	Ingeniera Biomédica	2,830 h	27,50	77,83
	(Maquinaria)			
	Calandra	2,000 h	0,07	0,14
	Estufa	0,830 h	0,13	0,11
	(Materiales)			
	Silicona Silastic Q7-4720	10,000 g	0,32	3,20
	(Resto obra)			0,81
4% Costes indirectos			3,28	
			85,37	

Cuadro de precios nº 2

Nº	Designación	Importe	
		Parcial (Euros)	Total (Euros)
2.2	u Ensayo de tracción de las tiras de silicona para obtener su constante de elasticidad y módulo elástico (Mano de obra) Ingeniera Biomédica 4,000 h 27,50 Tutora TFG 2,000 h 40,00 (Maquinaria) Equipo informático 4,000 h 0,96 Microtest SCM3000 4,000 h 0,30 (Materiales) Office 365 0,500 h 0,02 (Resto obra) 4% Costes indirectos		110,00 80,00 3,84 1,20 0,01 1,95 7,88
2.3	u Fabricación de tiras de Z-Flex de distintos espesores (1mm, 0,8mm y 0,6mm) empleadas para la caracterización del material (Mano de obra) Ingeniera Biomédica 2,000 h 27,50 Técnico de laboratorio de prototipos 1,500 h 40,00 (Maquinaria) Impresora 3D 3,300 h 0,21 (Materiales) Inventor 2021 2,000 h 0,28 Z-Flex 10,000 g 0,80 (Resto obra) 4% Costes indirectos		55,00 60,00 0,69 0,56 8,00 1,24 5,02
2.4	u Ensayos de tracción realizados, a las tiras de Z-Flex de distintos espesores, con el objetivo de obtener sus propiedades mecánicas (Mano de obra) Ingeniera Biomédica 2,000 h 27,50 Tutora TFG 1,000 h 40,00 (Maquinaria) Equipo informático 2,000 h 0,96 Microtest SCM3000 1,500 h 0,30 (Materiales) Office 365 0,500 h 0,02 (Resto obra) 4% Costes indirectos		55,00 40,00 1,92 0,45 0,01 0,97 3,93
3.1	3 Validación del sistema u Diseño e impresión de mesenterios de Z-Flex (Mano de obra) Ingeniera Biomédica 3,000 h 27,50 Técnico de laboratorio de prototipos 11,250 h 40,00 (Maquinaria) Impresora 3D 22,500 h 0,21 (Materiales) Inventor 2021 3,000 h 0,28 Z-Flex 133,000 g 0,80 (Resto obra) 4% Costes indirectos		82,50 450,00 4,73 0,84 106,40 6,44 26,04
			204,88
			130,51
			102,28
			676,95

Cuadro de precios nº 2				
Nº	Designación	Importe		
		Parcial (Euros)	Total (Euros)	
3.2	u Ensayos de tracción mesenterio+intestino (Mano de obra) Ingeniera Biomédica 2,000 h 27,50 Tutora TFG 0,500 h 40,00 (Maquinaria) Equipo informático 1,000 h 0,96 Microtest SCM4000 1,000 h 0,40 (Materiales) Fundas CIV-Flex Transductor Cover para la... 2,000 u 18,00 4% Costes indirectos			
				116,85
3.3	u Ensayos de tracción del conjunto formado por el intestino, el mesenterio y una membrana de silicona. (Mano de obra) Ingeniera Biomédica 4,370 h 27,50 Tutora TFG 1,000 h 40,00 (Maquinaria) Calandra 2,000 h 0,07 Equipo informático 1,670 h 0,96 Estufa 0,670 h 0,13 Microtest SCM4000 1,000 h 0,40 (Materiales) Fundas CIV-Flex Transductor Cover para la... 2,000 u 18,00 Office 365 0,670 h 0,02 Silicona Silastic Q7-4720 40,000 g 0,32 (Resto obra) 4% Costes indirectos			
				221,86
4.1	4 Elaboración del TFG u Escritura y revisión del Trabajo Final de Grado (Mano de obra) Ingeniera Biomédica 200,000 h 27,50 Tutora TFG 60,000 h 40,00 (Maquinaria) Equipo informático 200,000 h 0,96 (Materiales) Office 365 200,000 h 0,02 (Resto obra) 4% Costes indirectos			
				8.504,04
	Valencia_Junio2021 Ingeniera Lucía Baixauli			

Proyecto: Presupuesto del TFG sobre el desarrollo de un modelo artificial de intestino delgado

Capítulo	Importe
Capítulo 1 Fabricación del modelo	549,20
Capítulo 2 Validación de los materiales empleados durante la fabricación	523,04
Capítulo 3 Validación del sistema	1.015,66
Capítulo 4 Elaboración del TFG	8.504,04
<hr/>	
Presupuesto de ejecución material	10.591,94
13% de gastos generales	1.376,95
6% de beneficio industrial	635,52
Suma	12.604,41
21% IVA	2.646,93
<hr/>	
Presupuesto de ejecución por contrata	15.251,34

Asciende el presupuesto de ejecución por contrata a la expresada cantidad de QUINCE MIL DOSCIENTOS CINCUENTA Y UN EUROS CON TREINTA Y CUATRO CÉNTIMOS.

Valencia_Junio2021
Ingeniera

Lucía Baixauli