



**Universidad
Zaragoza**

Trabajo Fin de Máster

Estudio computacional de anastomosis por
compresión magnética para terapias en el aparato
digestivo

Autor/es

Ana Santa María Roca

Director/es

Alejandro Yáñez Santana

Escuela de Ingeniería y Arquitectura
2017

Estudio computacional de anastomosis por compresión magnética para terapias en el aparato digestivo

RESUMEN

Los baipases gastrointestinales, cardiovasculares, o urológicos están típicamente formados por cortes en tejidos en dos localizaciones y unión de los agujeros resultantes con suturas o grapas. Un baipás se suele utilizar para desviar fluidos hacia partes del sistema más sanos, debido a enfermedades o mal funcionamiento de los tejidos. El procedimiento típico es invasivo y sujeto a riesgos para el paciente como sangrados, infección, dolor y reacciones adversas de la anestesia. Además, un baipás creado por suturas o grapas puede complicar las filtraciones post-operatorias y las adhesiones, que pueden crear sepsis, infecciones y estrangulaciones u obstrucciones de los órganos. Como alternativa a las suturas y grapas, los cirujanos pueden recurrir a uniones mecánicas o magnéticas para crear anastomosis por compresión entre los tejidos. Debido a una fuerte compresión, el flujo sanguíneo del tejido atrapado entre el par se corta. Bajo estas condiciones el tejido empieza a necrosarse y degenerarse, y al mismo tiempo, nuevo tejido crece alrededor de los puntos de compresión. Con el tiempo, el par utilizado se puede quitar dejando una anastomosis cicatrizada en el tejido (Lukin et al, 2016).

El presente estudio se centra en la anastomosis por compresión magnética (en inglés, Magnetic Compression Anastomosis - MCA), técnica no-quirúrgica, cuyo método se basa en la necrosis por la contracción del tejido fibrótico producido por la fuerza de atracción generada entre dos imanes hermanos, se combinan la endoscopia con la laparoscopia para su colocación (Yamanouchi et al, 1998). La presión ejercida por los imanes debe ser controlada para que el contorno del tejido no comprimido tenga tiempo a remodelarse y formar un anillo competente alrededor del nuevo canal anastomótico (Jamshidi et al, 2009). El problema principal de esta técnica quirúrgica es obtener una relación entre el tamaño del dispositivo y la fuerza magnética del mismo para que se forme una anastomosis completa. Los artículos juegan al prueba/error en experimentos *in vivo* en animales para establecer parámetros (O Pichaeon et al, 2011). Sin embargo, no hay ningún estudio computacional previo que pretenda mostrar los resultados de ésta técnica. La escasez de datos concretos obliga a repetir el mismo estudio en diferentes zonas con resultados, *a priori*, iguales. Esta falta de precisión numérica hace que esta técnica tan innovadora y eficaz no sea bien aceptada por la comunidad médica, quien busca datos empíricos precisos para no costar vidas debido a errores por falta de información.

El objetivo final de este TFM es solventar la falta de datos precisos, a través del estudio computacional del efecto de los imanes en contacto con los tejidos blandos para la creación de anastomosis por compresión magnética, analizando el efecto de las fibras así como diferentes fuerzas magnéticas y distintos tamaños de imanes. De este modo, se podrá ajustar el procedimiento quirúrgico en función de las necesidades de cada paciente.

Para alcanzar este objetivo, en este TFM se utilizan métodos computacionales basados en el método de elementos finitos en ABAQUS (Dassault Systèmes Simulia Corp., Suresnes Francia). Se llevaron a cabo un análisis comparativo entre los resultados experimentales obtenidos en estudios previos (Jamshidi et al, 2009; O Pichaeon et al, 2011; Gonzales et al, 2012; Wall et al, 2013) y los resultados computacionales adquiridos en este trabajo. Se observaron coincidencia entre ambos tipos de estudios, lo que abre una puerta a trabajos futuros sobre la MCA.



DECLARACIÓN DE AUTORÍA Y ORIGINALIDAD

(Este documento debe acompañar al Trabajo Fin de Grado (TFG)/Trabajo Fin de Máster (TFM) cuando sea depositado para su evaluación).

D./D^a. ANA SANTA MARÍA ROCA

con nº de DNI 28847684-A en aplicación de lo dispuesto en el art.

14 (Derechos de autor) del Acuerdo de 11 de septiembre de 2014, del Consejo de Gobierno, por el que se aprueba el Reglamento de los TFG y TFM de la Universidad de Zaragoza,

Declaro que el presente Trabajo de Fin de (Grado/Máster)
MÁSTER, (Título del Trabajo)

ESTUDIO COMPUTACIONAL DE ANASTOMOSIS POR COMPRESIÓN MAGNÉTICA
PARA TERAPIAS EN EL APARATO DIGESTIVO

es de mi autoría y es original, no habiéndose utilizado fuente sin ser citada debidamente.

Zaragoza, 22 DE NOVIEMBRE DE 2017

Fdo: _____

Tabla de contenido

Capítulo 1	Introducción	1
	Escenario clínico	1
	Motivación.....	6
	Objetivos	6
	Estructura	6
Capítulo 2	Materiales y métodos	7
	Introducción	7
	Análisis mecánico utilizando el método de elementos finitos.....	8
	Modelado de elementos finitos	8
	Condiciones de apoyo y carga	11
Capítulo 3	Resultados y discusión.....	13
	Influencia del tamaño del imán.....	13
	Influencia de las fibras.....	17
Capítulo 4	Conclusiones y líneas de trabajo futuro.....	19
	Conclusiones.....	19
	Futuras líneas de trabajo.....	21
	Bibliografía.....	22

Índice de figuras

Figura 1 Procedimiento de la MCA (Inc s.f.).....	2
Figura 2 Anillos de Murphy	2
Figura 3 Imanes utilizados en el estudio y colangiografía tras su colocación (Ill et al, 2011).	4
Figura 4 Dispositivo flexible de Ryou y su colocación en una gastroyeyunostomía (Ryou et al,, 2011)...	5
Figura 5 a) Dispositivo de compresión magnética (O Pichaeon et al, 2011). b) Colocación de los anillos magnéticos (Gonzales et al, 2012).	7
Figura 6 Modelado del músculo. Dos capas y 4 capas de fibras	9
Figura 7 Modelo 3D de imanes de 23 y 21 mm de diámetro.....	9
Figura 8 Mallado de los elementos.	11
Figura 9 Representación de las cargas y condiciones de contorno del modelo.	12
Figura 10 Presión de ruptura mecánica para un imán de 12 mm de diámetro interno y 23 mm diámetro externo (O Pichaeon et al, 2011).....	13
Figura 11 Presiones (MPa) finales en función del tamaño del imán y su fuerza magnética del imán ...	14
Figura 12 Gráfica desplazamientos y deformación en función del espesor y el diámetro del imán	15
Figura 13 Gráfica de la energía de deformación (KJ) para $\varnothing 21$	16
Figura 14 Gráfica de la energía de deformación (KJ) para $\varnothing 23$	16
Figura 15 Gráfica de la energía de deformación (KJ) para $\varnothing 25$	16
Figura 16 Presiones finales en función de las capas y fuerza magnética del imán	17
Figura 17 Gráfica desplazamientos y deformación en función de las capas	18
Figura 18 Corte transversal de la deformación en dos capas de fibras y 4 capas para un imán N50	18

Índice de tablas

Tabla 1 Cargas impuestas en cada ensayo	12
Tabla 3 Presiones finales de referencia en función del diámetro externo según la magnamosis.	13
Tabla 4 Tensiones mínimas principales en función del tamaño y fuerza de imantación del imán.	14
Tabla 5 Desplazamientos finales en función del tamaño y fuerza de imantación del imán	15
Tabla 6 Presiones finales en función de las capas y fuerza de imantación del imán	17
Tabla 7 Desplazamientos finales en función de las capas y fuerza de imantación del imán.	18

Capítulo 1

Introducción

Escenario clínico

Los baipases gastrointestinales, cardiovasculares, o urológicos están típicamente formados por cortes en tejidos en dos localizaciones y unión de los agujeros resultantes con suturas o grapas. Un baipás se suele utilizar para desviar fluidos hacia partes del sistema más sanos, debido a enfermedades o mal funcionamiento de los tejidos. El procedimiento típico es invasivo y sujeto a riesgos para el paciente como sangrados, infección, dolor y reacciones adversas de la anestesia. Además, un baipás creado por suturas o grapas puede complicar las filtraciones post-operatorias y las adhesiones, que pueden crear sepsis, infecciones y estrangulaciones u obstrucciones de los órganos. Como alternativa a las suturas y grapas, los cirujanos pueden recurrir a uniones mecánicas o magnéticas para crear anastomosis por compresión entre los tejidos. Debido a una fuerte compresión, el flujo sanguíneo del tejido atrapado entre el par se corta. Bajo estas condiciones el tejido empieza a necrosarse y degenerarse, y al mismo tiempo, nuevo tejido crece alrededor de los puntos de compresión. Con el tiempo, el par utilizado se puede quitar dejando una anastomosis cicatrizada en el tejido (Lukin et al, 2016).

No obstante, la dificultad para colocar los imanes o pares limita las localizaciones donde se puede usar la anastomosis por compresión. Además, la dificultad resulta en que un cirujano normalmente no puede controlar la cantidad de atracción magnética entre las estructuras magnéticas utilizadas para crear la anastomosis. Cuando la fuerza magnética es mayor de la necesitada para el procedimiento, el dispositivo “salta” o se junta espontáneamente antes de que el cirujano los haya colocado en su sitio y puede atrapar involuntariamente otros tejidos que no se han de juntar. Por consiguiente, aún quedan necesidades clínicas por resolver para que los dispositivos sean fiables y con procedimientos mínimamente invasivos que faciliten la anastomosis por compresión entre tejidos del cuerpo humano. Estos dispositivos pueden usarse para tratar enfermedades gastrointestinales y metabólicas como la diabetes, obesidad y cáncer.

El presente estudio se centra en la anastomosis por compresión magnética (en inglés, Magnetic Compression Anastomosis - MCA), técnica no-quirúrgica, cuyo método se basa en la necrosis por la contracción del tejido fibrótico producido por la fuerza de atracción generada

entre dos imanes hermanos, se combinan la endoscopia con la laparoscopia para su colocación (Yamanouchi et al, 1998). La presión ejercida por los imanes debe ser controlada para que el contorno del tejido no comprimido tenga tiempo a remodelarse y formar un anillo competente alrededor del nuevo canal anastomótico (Jamshidi et al, 2009) (Figura 1).

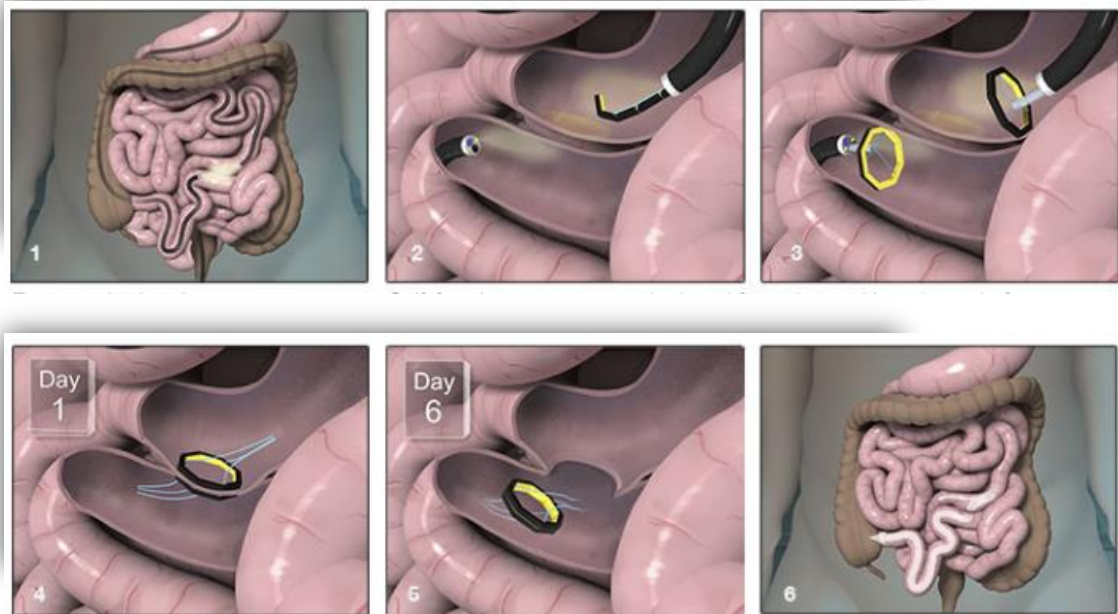


Figura 1 Procedimiento de la MCA (Inc s.f.).

Hay que remontarse hasta 1826 para encontrar el primer modelo de anastomosis por compresión con anillos metálicos popularizado por el cirujano Murphy (Figura 2), quien introdujo un método de compresión con un botón que permitía una anastomosis gastrointestinal circular para formar una compresión isquémica del tejido entre dos botones sostenidos por un muelle (Hardy, 1990), pero este dispositivo no fue bien aceptado por la comunidad médica.

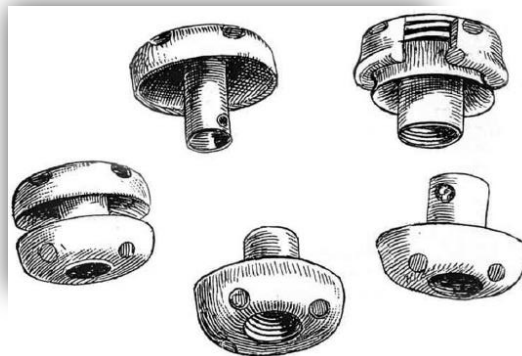


Figura 2 Anillos de Murphy

No fue hasta la década de 1980 cuando se desarrolló un anillo de anastomosis biodegradable (BAR) (Hardy et al, 1985). Consistía en dos anillos idénticos de ácido poliglicólico absorbible y sulfato de bario con un lumen interno entre 11 y 20 mm de diámetro, dependiendo del tamaño de los anillos. El gap entre los dos dispositivos cerrados es de 1.5 – 2.5 mm para prevenir una amplia isquemia en el tejido. Tras 2 o tres semanas después del procedimiento, los fragmentos de los anillos son desechados de forma natural.

Se ha demostrado que las anastomosis magnéticas gastrointestinales o intestinales son iguales o mejores que las anastomosis con suturas o grapas. Estas dos últimas son los métodos más comunes a pesar de que se ha demostrado que no es la opción más óptima en cirugías gastrointestinales (GI). Además, la anastomosis por compresión magnética (MCA) no deja atrás cuerpos extraños permanentes como en las otras. (Zaritzky y Johnston, 2013). Es por ello que poco a poco se va introduciendo la anastomosis por compresión magnética, evita las complicaciones de la sutura, como son la pérdida del riego sanguíneo o sangrado excesivo, sellado tenso del tejido o respuesta inflamatoria causada por suturas no reabsorbibles entre otros, que pueden causar la muerte (Hawley, 1973; Schrock et al, 1973). A pesar de su popularidad intermitente en la literatura médica, cada vez pesan más los resultados, la reducción del coste, la seguridad y la eficacia del tratamiento, características que aporta la MCA a diferencia de su homólogo con anastomosis con sutura o grapas (Thiede et al, 1998).

En 1984, Kanschin desarrolló el AKA-2 (Wullstein y Gross, 2000) para abordar anastomosis por compresión transanales. Consta de dos anillos: un anillo base, que incluye un broche metálico y un muelle, unidos por un anillo de plástico, y un anillo proximal de plástico. Trabaja de forma similar a los dispositivos endoanales básicos, aunque los bordes del intestino se aprietan juntos con anillos intraluminales, en vez de con broches metálicos, y el lumen se crea con una hoja circular que incorpora el dispositivo. Los dos anillos de plástico y los márgenes del intestino comprimidos se separan de la anastomosis tras 4-6 días y se expulsa transanalmente (Malthaner et al, 1990). Como todo procedimiento médico conllevaban unos riesgos. El BAR, por ejemplo, es muy difícil de usar, y provoca problemas con la fragmentación de los anillos. El AKA-2 tiene un alto ratio de fuga (Aggarwal y Darzi, 2005).

Estos dispositivos fueron los desencadenantes del desarrollo de la anastomosis por compresión magnética, aunque ya obsoletos, son la base de la anastomosis por compresión magnética (MCA).

En la actualidad, la MCA se utiliza principalmente para dos tipos de enfoques médicos: para la apertura de obstrucciones en anastomosis biliares tras un trasplante de hígado y anastomosis intestinales mínimamente invasivas.

En el primer caso se utilizan imanes de forma cilíndrica que se van uniendo por los extremos. Según los estudios el tamaño varía, pero la proporción diámetro/altura son prácticamente idénticas, aunque la fuerza magnética de los mismos si varía de forma considerable (Figura 3). Por un lado, nos podemos encontrar con imanes de samario-cobalto de 4 - 5 mm de diámetro y 10 mm de alto de 5550 Gauss (Ill et al, 2011). Y por otro lado, Parlak

(Parlak et al, 2016) utiliza unos cilindros de neodimio-hierro-boro recubiertos de níquel de 2.4 mm de diámetro y 5 de altura con una fuerza de 1700 Gauss, mucho inferior a la anterior. El tamaño de estos imanes permiten su colocación por vía endoscópica.

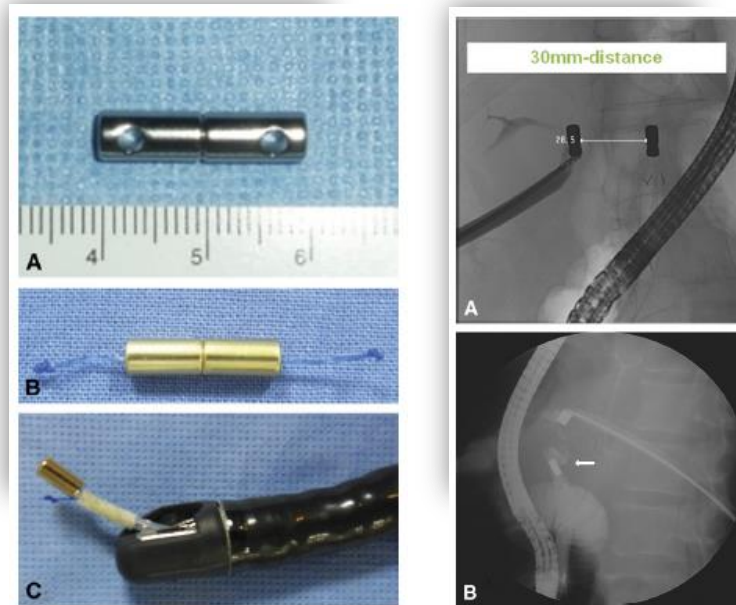


Figura 3 Imanes utilizados en el estudio y colangiografía tras su colocación (Ill et al, 2011).

El segundo caso del MCA es el más investigado y será la referencia para el estudio llevado a cabo en este trabajo fin de máster. Consiste en imanes en forma, generalmente, de anillos cuyo objetivo es la anastomosis en el tracto digestivo como en gastroyeyunostomias, duodenostomías o anastomosis ileorectales. En estos casos el tamaño, la forma y la fuerza magnética son muy diversos. Las primeras investigaciones satisfactorias utilizaban anillos de 25 mm de diámetro externo colocado por laparoscopia debido a su tamaño (Jamshidi et al, 2009). Se establece el Nd-Fe-B, N35 y N50, como material idóneo para este uso. Los estudios de esta técnica se realizan mediante operaciones en cerdos con una posterior eutanasia e histopatología para observar los resultados. Poco a poco se va mejorando en esta técnica y se consigue operar por endoscopia o endoscopia y laparoscopia. Los resultados establecieron que la presión de ruptura del tejido es de 103 ± 30 mmHg (O Pichaeon et al, 2011) según unos estudios y 78 ± 27 mmHg (Gonzales et al, 2012) o 95 mmHg (Wall et al, 2013) según otros. En ambos estudios se analizaron la MCA en gastroyeyunostomías, anastomosis entre el estómago y el primer asa yeyunal, y en yeyunoyeyunostomías (anastomosis entre dos partes del intestino).

Los imanes de neodimio son un tipo de imanes permanentes, también conocidos como imanes de tierras raras. Estos imanes son los más fuertes de los imanes permanentes disponibles. La fuerza de estos imanes se indica con la letra “N” seguido de un número, con un rango de N24 a N55, aunque teóricamente se puede llegar hasta N64. (Hill, 2017). Los tipos utilizados en este estudio son N35, N40, N45 y N50, con campos magnéticos de 1.17 mT, 1.24

mT, 1.32 mT y 1.40 mT respectivamente.

Los avances de estudio ahora están enfocados a imanes con formas geométricas poligonales que permiten ser dobladas dentro del endoscopio y toman la forma deseada cuando salen del mismo (Ryou et al, 2011) (Figura 4).

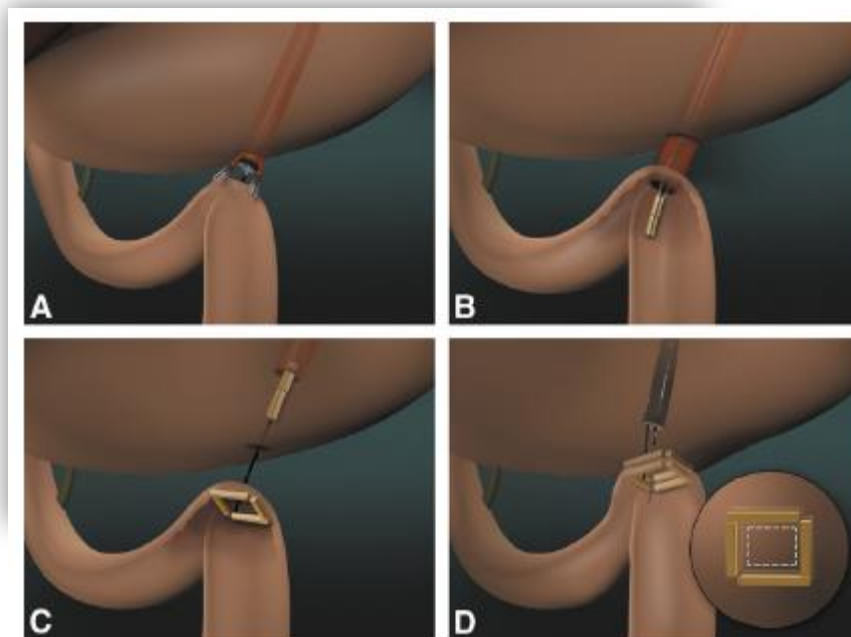


Figura 4 Dispositivo flexible de Ryou y su colocación en una gastroyeyunostomía (Ryou et al,, 2011).

Motivación

Están muy limitados los datos empíricos que demuestren la fuerza y presión necesaria para la formación óptima de la anastomosis magnética (Lambe et al, 2014).

El problema principal de esta técnica quirúrgica es obtener una relación entre el tamaño del dispositivo y la fuerza magnética del mismo para que se forme una anastomosis completa. Los artículos juegan al prueba/error en experimentos *in vivo* en animales para establecer parámetros (O Pichaeon et al, 2011). Sin embargo, no hay ningún estudio computacional previo que pretenda mostrar los resultados de ésta técnica. La escasez de datos concretos obliga a repetir el mismo estudio en diferentes zonas con resultados, *a priori*, iguales. Esta falta de precisión numérica hace que esta técnica tan innovadora y eficaz no sea bien aceptada por la comunidad médica, quien busca datos empíricos precisos para no costar vidas debido a errores por motivos de falta de información. Este estudio permitirá ajustar el procedimiento quirúrgico en función de las necesidades de cada paciente.

Objetivos

El objetivo de este TFM es el estudio computacional del efecto de los imanes en contacto con los tejidos blandos para la creación de anastomosis por compresión magnética. Se analiza el efecto de las fibras así como diferentes fuerzas magnéticas y distintos tamaños de imanes.

Estructura

El TFM tiene la siguiente estructura:

El **Capítulo 1** es una introducción donde se describen los principales conceptos del escenario clínico del magnetismo en el campo médico y la evolución de la anastomosis magnética.

El **Capítulo 2** describe la metodología del TFM. Se presenta el desarrollo de los modelos mediante software de cálculo por el método de elementos finitos, que caracterizan el comportamiento de los tejidos frente a las presiones producidas por imanes atraídos entre sí.

El **Capítulo 3** muestra los resultados en función de las diferentes variables. La discusión también se encuentra en este capítulo.

El **Capítulo 4** muestra las principales conclusiones del TFM y un resumen de las posibles líneas de futuro.

Capítulo 2

Materiales y métodos

Introducción

En este capítulo se presentan los métodos y cálculos realizados en el estudio de caracterización de diferentes ejemplos de MCA de la bibliografía, en concreto aquellos que estudian la magnamosis, Figura 5 (Jamshidi et al, 2009; O Pichaeon et al, 2011; Gonzales et al, 2012; Wall et al, 2013).

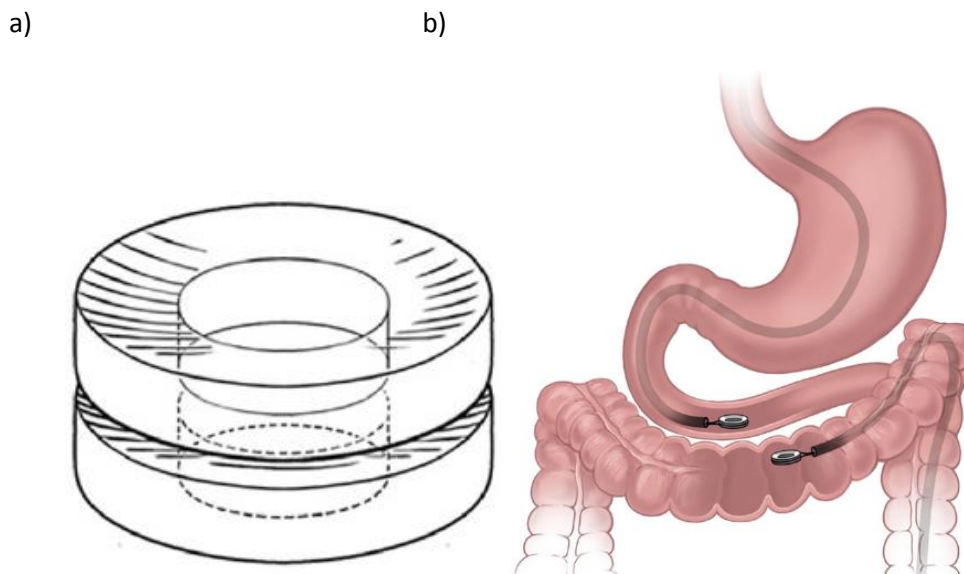


Figura 5 a) Dispositivo de compresión magnética (O Pichaeon et al, 2011). b) Colocación de los anillos magnéticos (Gonzales et al, 2012).

En los diferentes artículos estudiados se analiza de forma experimental el comportamiento de configuraciones de MCA. Debido al elevado coste, principalmente el sacrificio de ejemplares porcinos y la utilización de cadáveres humanos, y temporal (realización de ensayos y cuidado de los cerdos durante los ensayos), se hace necesario buscar una alternativa teórica que permita reducir el número de ensayos experimentales a realizar.

Por esta razón, se llevan a cabo en este capítulo una serie de simulaciones mediante el

método de elementos finitos para buscar un modelo computacional que reproduzca con una precisión adecuada los resultados en algunos de los casos estudiados por los artículos citados. Para ello, se proponen diferentes estrategias según cada caso y otros estudios para posibles casos futuros.

La representación continua de la orientación de las fibras de colágeno deriva de la formulación anisotrópica hiperelástica de las capas arteriales, modelo constitutivo que se ha desarrollado en los últimos años para el modelado del tejido blando (Holzapfel et al, 2000). El trabajo se basa en la teoría de la deformación finita de los materiales anisótropos incompresibles sobre la base de los invariantes de la deformación de Cauchy. Al estar evaluando un material hiperelástico, los análisis serán estáticos tridimensionales con carga constante, y se evaluarán las distintas funciones densidad de energía de deformación, que es solo función de la deformación y no de la velocidad de deformación ni de la historia, y las tensiones generadas en el tejido muscular bajo compresión.

Análisis mecánico utilizando el método de elementos finitos

Para la realización del modelado de piezas en tres dimensiones y el pre-proceso, se ha empleado el software comercial Abaqus v.6.14 (Dassault Systemes Simulia Corp., Suresnes Frances). El cálculo por el método de elementos finitos y post-proceso de los resultados se ejecutó en un cluster computacional de 224 cores y 576 GB de RAM.

Modelado de elementos finitos

-Músculo

Tanto el tejido intestinal como el estomacal están basados en capas musculares y serosas, sin embargo, la capa serosa se excluye del estudio ya que no compromete las características mecánicas del tejido (Alberts et al, 2006).

El músculo se modelado como una placa de 40x40x5 mm (Figura 6). El espesor es el gap máximo que establecen los artículos (Best et al, 2011; Jamshidi et al, 2009; Thiede et al, 1998) para una correcta anastomosis. Hay que tener en cuenta que si la persona es obesa este gap aumenta, al igual que puede disminuir en otro tipo de personas.

Se establecen dos tipos diferentes de orientaciones de fibras. En primer lugar, la configuración de estudio será de 4 capas fibradas, las capas exteriores con disposición transversal y las internas longitudinales. Este diseño corresponde al caso de la gastroyeyunostomía, ya que tanto el intestino delgado como el estómago tienen sus caras musculares exteriores longitudinales y las internas transversales. En segundo lugar, se

analizará una configuración simplificada de dos capas, una en cada sentido. Este modelo simula una anastomosis gástrica.

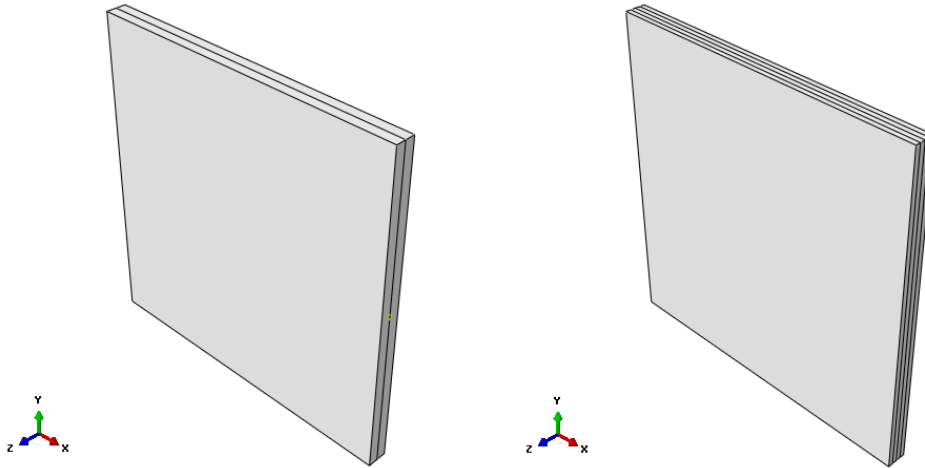


Figura 6 Modelado del músculo. Dos capas y 4 capas de fibras

-Imanes

Se ha reproducido la geometría de los imanes como aros de 25, 23 y 21 mm de diámetro externo, 12 mm de diámetro interno y 5 mm de espesor (Figura 7), según los artículos (Jamshidi et al, 2009; Gonzales et al, 2012; O Pichaeon et al, 2011) respectivamente.

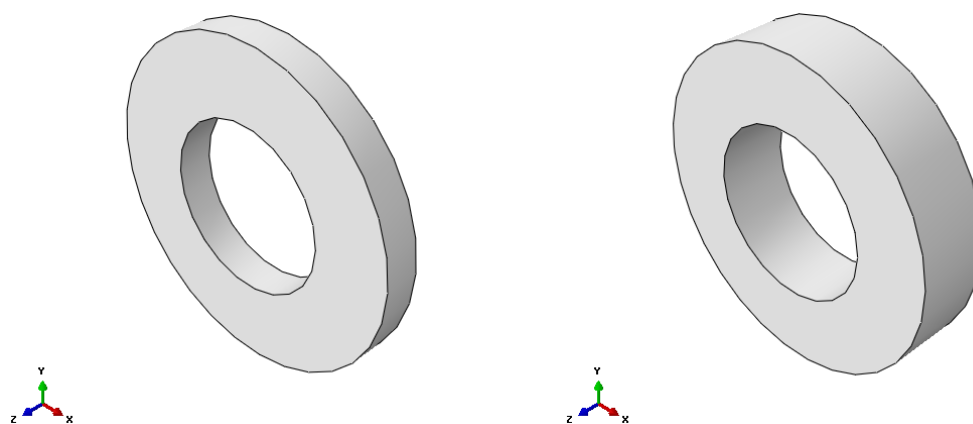


Figura 7 Modelo 3D de imanes de 23 y 21 mm de diámetro.

-Ensamblaje

Una vez modelados todos los elementos, se procede a su ensamblaje aplicando relaciones de posición entre componentes. En todos los casos se sitúan los imanes concéntricos entre sí y en el centro del músculo (Figura 9).

-Propiedades de los materiales

-Tejido muscular

Se simula el tejido blando muscular como material hiperelástico anisótropo según el modelo de Holzapfel para dos familias de fibra.

$$U = C_{10}(\bar{I}_1 - 3) + \frac{1}{D} \left(\frac{(J^{el})^2 - 1}{2} - \ln J^{el} \right) + \frac{k_1}{2k_2} \sum_{\alpha=1}^N \{ \exp[k_2 \langle \bar{E}_\alpha \rangle^2] - 1 \}$$

Se supone material incompresible, por tanto $D=0$, y las fibras perfectamente alineadas, $\kappa=0$; K_1 es un parámetro de esfuerzo del material y K_2 es un parámetro adimensional, ambas variables posibilitan la suposición de que las fibras de colágeno no influyen en la respuesta mecánica de tejido bajo dominios de presión pequeños (Holzapfel et al, 2000).

$C_{10}=0.1$ MPa; $D=0$; $K_1=0.013$ MPa; $K_2=5.6815$; $\kappa=0$

- NdFeB

Los imanes se han simulado con este tipo de material magnético. Para ello se ha utilizado un modelo de material isótropo y lineal, de módulo de elasticidad 160 GPa y coeficiente de *Poisson* de 0.24. (Association s.f.) (NdFeB Magnets/ Neodymium Iron Boron Magnets Datasheet s.f.)

-Malla

El tipo de elemento elegido ha sido C3D4H, un tetraedro lineal híbrido de 4 nodos. Al trabajar con material hiperelástico, incompresible y anisótropo es necesaria la formulación híbrida. El tamaño de los elementos del músculo fueron de 0.75 mm, mientras que en los imanes fue de 1 mm en todos los casos de estudio. Se realizó un estudio previo para concretar el tamaño de la malla (Figura 8).

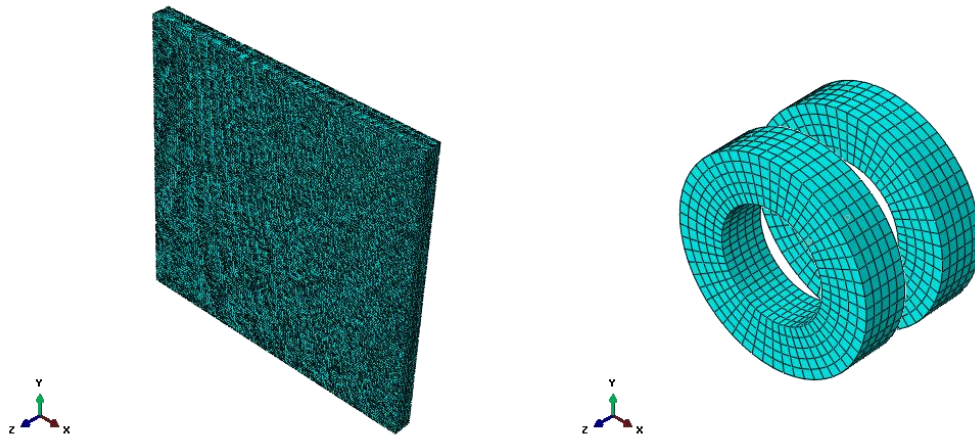


Figura 8 Mallado de los elementos.

Condiciones de apoyo y carga

-Condiciones de contorno

En los laterales del músculo se ha impuesto restricciones de desplazamiento en todos los ejes, y libertad total de desplazamiento en las caras inferior y superior. Sólo interesa el estudio del material en las zonas en contacto con el imán, por lo que más restricciones de movimiento solo aumentarían el gasto computacional en este caso (Figura 9).

-Interacciones

Los imanes y el músculo se encuentran unidos rígidamente en todos sus puntos, ya que la fuerza de atracción magnética mantiene estas condiciones.

-Cargas

Se aplicarán diferentes cargas simétricas de compresión sobre las caras externas de los imanes (Figura 9).

Para calcular la fuerza necesaria en cada caso, es necesario acudir a las leyes del magnetismo.

Primera ley de Ampère:

$$F = K_m \frac{P_1 \cdot P_2}{r^2}$$

$$P = q \cdot v = \frac{F}{B}$$

Siendo:

-F: Fuerza magnética

- K_m : Constante de proporcionalidad con valor 10^{-7} N/A²·m²

-B: Campo magnético

-r: Distancia entre polos magnéticos

La fuerza de ambos imanes será la misma en cada caso, no se estudiará la combinación de los mismos con distinta fuerza de imantación.

Es necesario dividir esta fuerza resultante por el área del imán en cada caso para convertirla en presión. En la Figura 9 se muestran las cargas utilizadas en los ensayos.

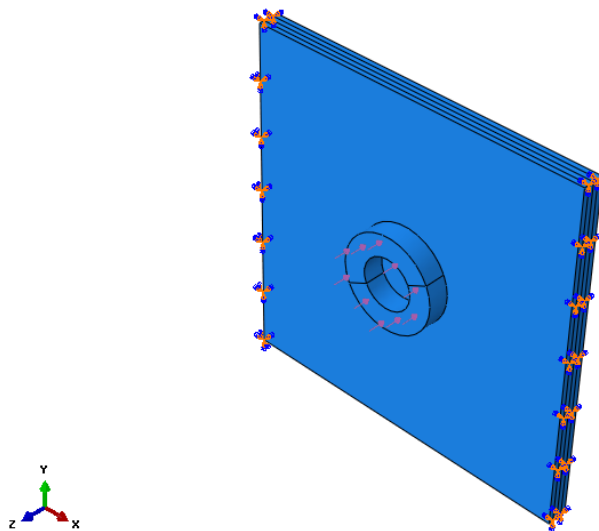


Figura 9 Representación de las cargas y condiciones de contorno del modelo.

Tabla 1 Cargas impuestas en cada ensayo

	21 mmØ		23 mmØ		25 mmØ		
	B (mT)	F(N)	P (MPa)	F (N)	P (MPa)	F (N)	P (MPa)
N35	1.17	3.713	0.0159	5.312	0.01757	6.9895	0.0185
N40	1.24	4.2185	0.01808	6.028	0.0199	7.9365	0.0210
N45	1.32	4.748	0.02035	6.7885	0.02245	8.937	0.02365
N50	1.40	5.312	0.02277	7.593	0.02511	9.9965	0.02645

Capítulo 3

Resultados y discusión

Influencia del tamaño del imán

En primer lugar, analizaremos las tensiones sufridas por el músculo en función de cada tipo de imán. Para su comparativa se tendrá en cuenta los valores de presión media de ruptura para la magnamosis del tejido registrada por referencia (O Pichaeon et al, 2011; Gonzales et al, 2012; Wall et al, 2013). En estos artículos dicha presión es de 129 mmHg (0.0172 MPa) en una yeyunoyeyonostomía con N50 y de 84 mmHg (0.0112 MPa) con N35, y 112 mmHg (0.0149 MPa) en la gastroyeyonostomía, tanto para N50 como para N35, con un diámetro externo de 21mm. Si el diámetro aumenta a 23mm, la presión de ruptura desciende a 78 ± 27 mmHg (0.0104 ± 0.0036 MPa) y, finalmente, con un diámetro de externo de 25 mm dicha presión es de 103 mmHg (0.01373 MPa), estos dos últimos no especifican la fuerza magnética utilizada (Tabla 2 y Figura 10).

Tabla 2 Presiones finales de referencia en función del diámetro externo según la magnamosis.

	Presión (MPa)
Ø21	0,0149
Ø23	0,0140
Ø25	0,0137

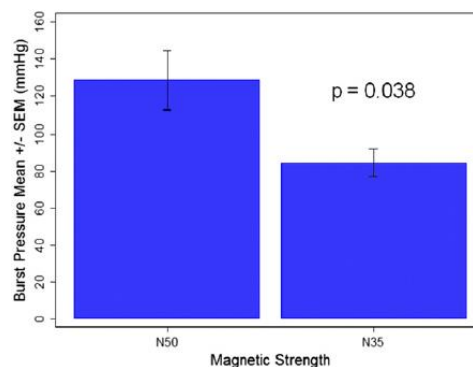


Figura 10 Presión de ruptura mecánica para un imán de 12 mm de diámetro interno y 23 mm diámetro externo (O Pichaeon et al, 2011)

Los valores resultantes de nuestro estudio son los mostrados en la Tabla 3 y Figura 11.

Tabla 3 Tensiones mínimas principales en función del tamaño y fuerza de imantación del imán.

	$\varnothing 21$	$\varnothing 23$	$\varnothing 25$
	S. Min. Ppal. (MPa)	S. Min. Ppal. (MPa)	S. Min. Ppal. (MPa)
N35	0.0136	0.0153	0.0190
N40	0.0154	0.0174	0.0215
N45	0.0174	0.0196	0.0243
N50	0.0193	0.0219	0.0272

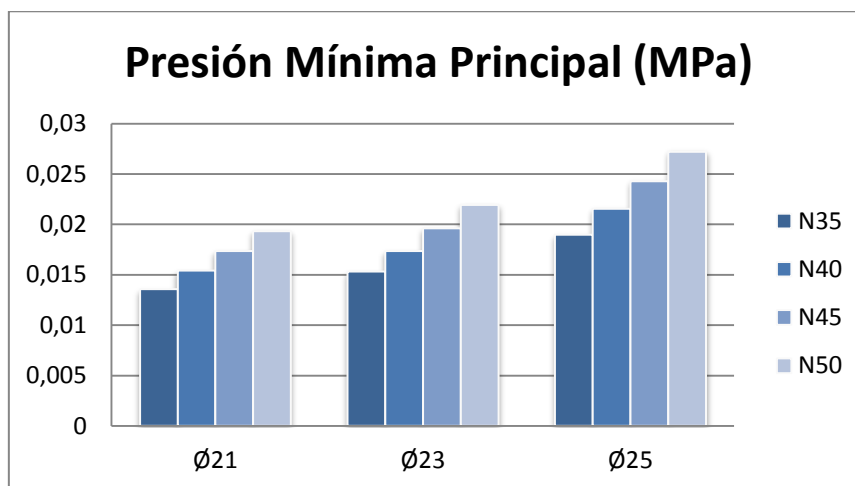


Figura 11 Presiones (MPa) finales en función del tamaño del imán y su fuerza magnética del imán

Comparando la diferencia de los tipos de imantación en un mismo tamaño, el aumento es bastante lineal en todos los casos. De N35 a N40 la presión interna aumenta un 13.7 %, pero en el resto se mantiene un 12.7 % de diferencia bastante constante. En este caso, se podría seguir aumentando la imantación hasta ver el punto de inflexión, pero dicho aumento de presión de ruptura en el músculo solo perjudicaría al proceso, ya que se rompería el tejido sin que se formara la anastomosis.

Respecto a la diferencia entre tamaños de imán, comparando $\varnothing 21$ con $\varnothing 23$, la diferencia de la presión del primero respecto al segundo es un 12.8 % menor, respecto a $\varnothing 25$ dicha diferencia es de un 39.7%. En referencia con los resultados obtenidos experimentalmente, con un diámetro de 21mm se establece que el tipo N40 es el más idóneo, distando tan solo un 3.4 % respecto al experimental. Con $\varnothing 23$ los resultados varían un 9.36 % en N35, aumentándose este valor a medida que subimos la imantación. En este caso, los datos computacionales no se podrían coger de referencia para estudios posteriores. Por último, con un diámetro de 25 mm, en configuración N35, ya la diferencia es de 36.96%, dista demasiado para ser un resultado relevante.

Cabe decir que los datos adquiridos son de la zona del músculo en contacto con el imán, donde se ejerce la presión, tomándose los valores medios de dicha región. El resto del

tejido también sufre tensiones y deformaciones pero no afectan al resultado final de la anastomosis.

La deformación final sufrida por el tejido es analizada en estudios de anastomosis por compresión, pero realizada mediante grapas, no por imanes (Tran et al, 2001). Las grapas ejercen una compresión mucho mayor que los imanes, no progresiva y, por ello, la deformación del tejido es más elevada y no puede ser comparable en este caso. No obstante, consideramos que es importante analizarla para estudios posteriores, ya que sin una buena compresión del tejido no se corta el riego sanguíneo y no se produce la necrosis necesaria para crear la anastomosis. El valor de los desplazamientos obtenidos es una media de la región comprimida por los imanes. Los resultados se muestran en la Tabla 4 y Figura 12.

Tabla 4 Desplazamientos finales en función del tamaño y fuerza de imantación del imán

	Ø21	Ø23	Ø25
	U3 (mm)	U3 (mm)	U3 (mm)
N35	0.0486	0.0396	0.0518
N40	0.0552	0.0448	0.0586
N45	0.0620	0.0504	0.0658
N50	0.0694	0.0640	0.0736

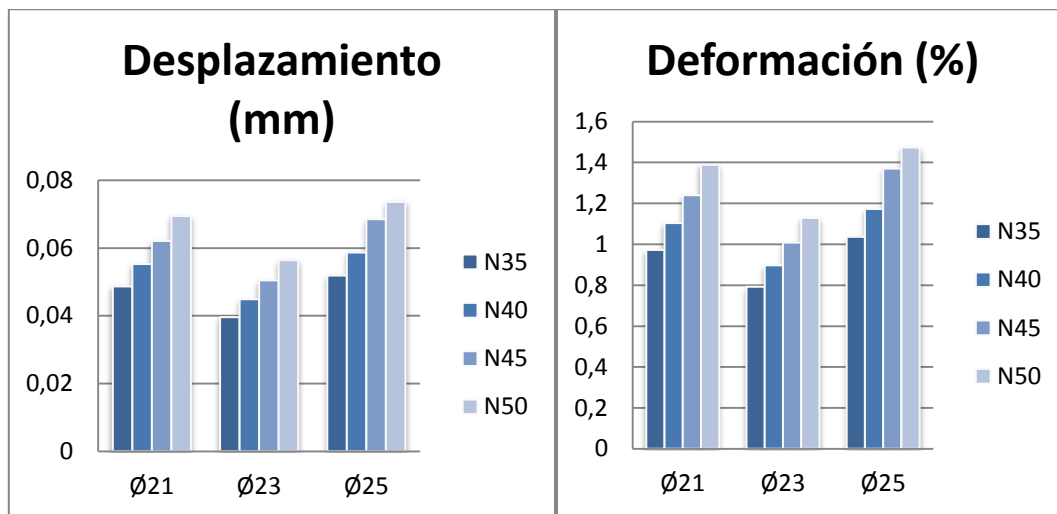


Figura 12 Gráfica desplazamientos y deformación en función del espesor y el diámetro del imán

En este caso, con Ø21 el tejido se comprime un 18.7% más que con Ø23, pero un 6.1 % menos que con Ø25. Nuevamente, vemos como Ø25 corresponde a un punto de inflexión. Sin embargo, en la deformación se observa que el espesor final apenas varía un 1%. Sería necesario estudiar de forma experimental la importancia de la contracción del tejido para la anastomosis.

Paralelamente, estudiaremos la energía de deformación para cada tamaño.

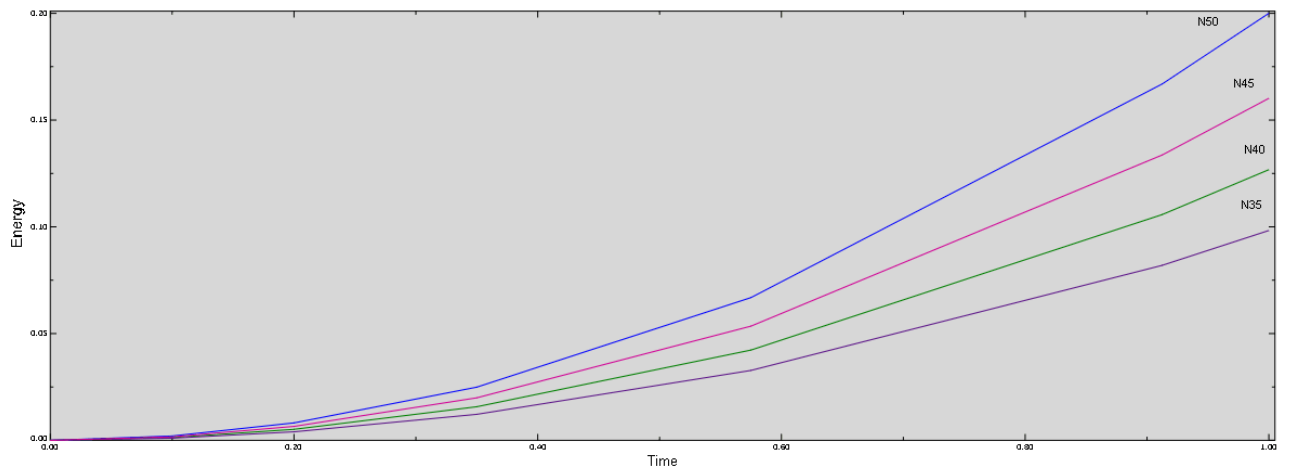


Figura 13 Gráfica de la energía de deformación (KJ) para Ø21

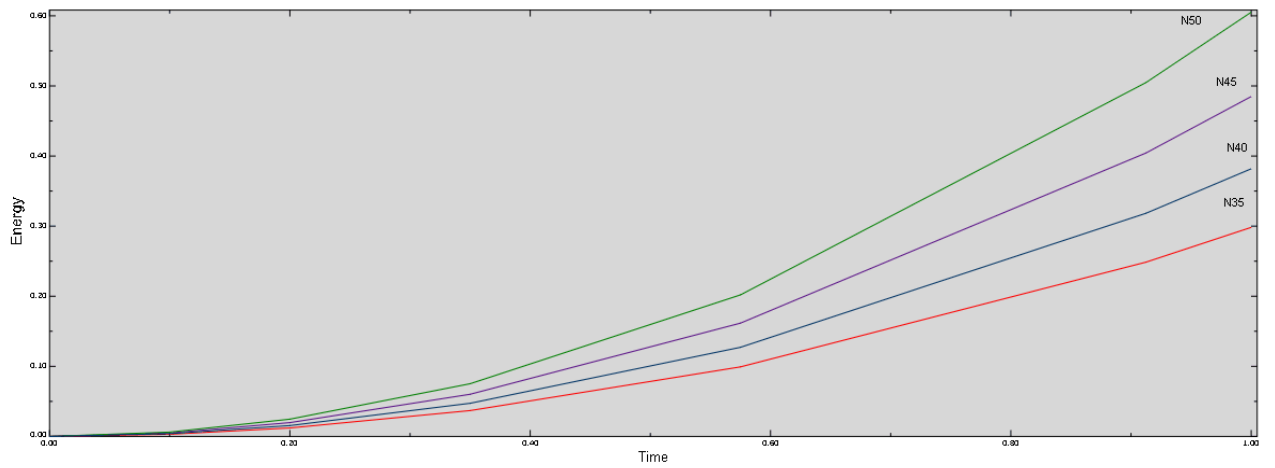


Figura 14 Gráfica de la energía de deformación (KJ) para Ø23

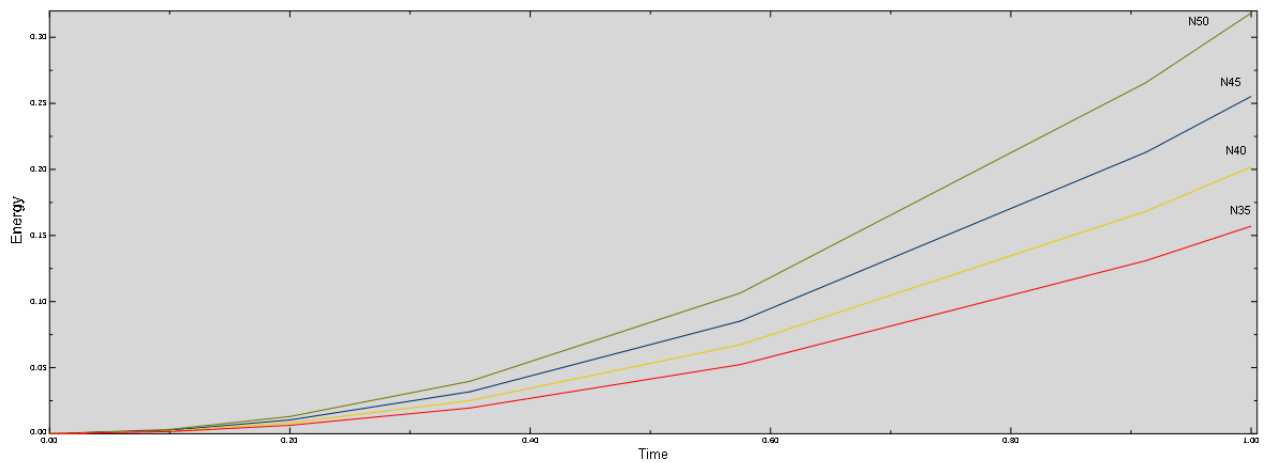


Figura 15 Gráfica de la energía de deformación (KJ) para Ø25

La energía de deformación para Ø21 N50 es de 0.20 KJ (Figura 13), para Ø23 N50 es de 0.60 KJ (Figura 14) y para Ø25 N50 0.35 KJ (Figura 15). Se ve reflejado ese aumento de presión

que se comentaba en Ø23. La progresión exponencial de la energía a lo largo del tiempo refleja la influencia de las fibras en el modelo.

Se observa que la diferencia entre los distintos tipos de imanes se corresponde en todos los tamaños.

Influencia de las fibras

En este apartado se analizará la influencia de las capas de fibra. Se utilizó el tamaño de Ø23 para su análisis (Tabla 5 y Figura 16).

Cuando disminuimos el número de capas, la presión soportada por el tejido es un 10.60 % aproximadamente menor. Sin embargo, encontramos que con solo dos capas de fibras en configuración N35, la tensión del tejido experimental y computacionalmente, solo varía en un 3%.

Tabla 5 Presiones finales en función de las capas y fuerza de imantación del imán

	4capas	2capas
	S. Min. Ppal. (MPa)	S. Min. Ppal. (MPa)
N35	0.0153	0.0139
N40	0.01734	0.0157
N45	0.0196	0.0167
N50	0.0219	0.0153

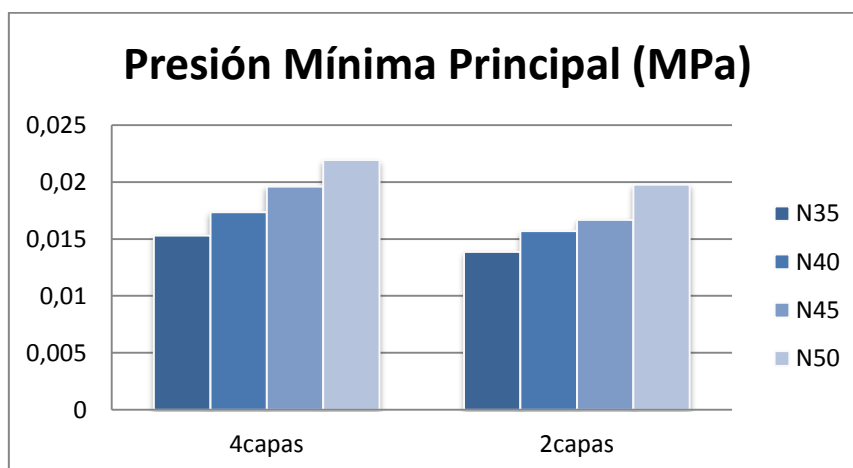


Figura 16 Presiones finales en función de las capas y fuerza magnética del imán

Nuevamente estudiamos la deformación sufrida por el tejido. En este aspecto, la diferencia en la deformación es muy diferente a la de las tensiones, ya que dista en un 22.7%

de tener 2 capas de fibras a 4. En este caso la deformación final apenas sufre variación, solo con cuatro capas con un imán N50 supera en 1% (Tabla 6 y Figura 17).

Tabla 6 Desplazamientos finales en función de las capas y fuerza de imantación del imán.

	4capas	2capas
	U3 (mm)	U3 (mm)
N35	0.0396	0.0306
N40	0.0448	0.0346
N45	0.0504	0.0390
N50	0.0564	0.0434

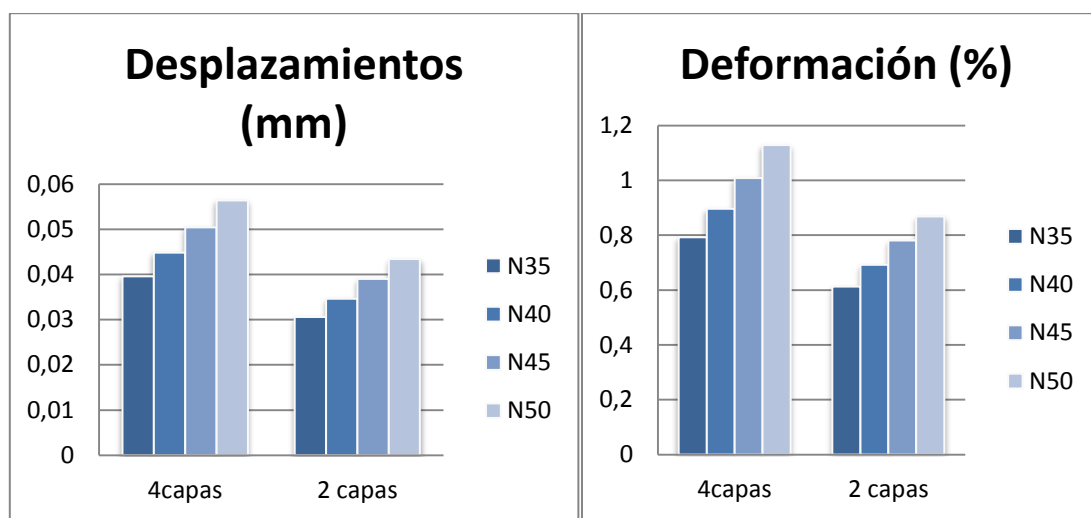


Figura 17 Gráfica desplazamientos y deformación en función de las capas

Se observa en la Figura 18 que el aumento de las capas de fibras produce una deformación de los elementos de forma más ordenada, distinguiéndose claramente las capas. Las caras externas sufren casi toda la contracción, mientras que las internas apenas se deforman. La energía de deformación es igual para ambos casos.

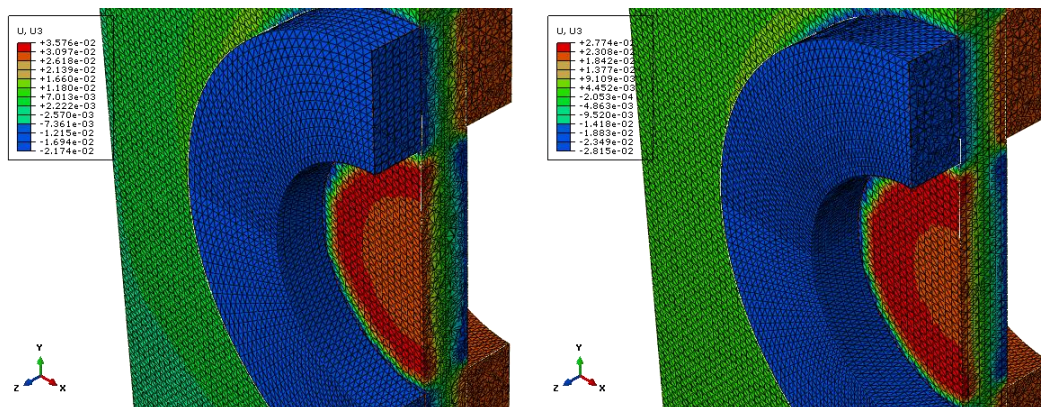


Figura 18 Corte transversal de la deformación en dos capas de fibras y 4 capas para un imán N50

Capítulo 4

Conclusiones y líneas de trabajo futuro

Conclusiones

El Comité Tecnológico de la Sociedad Americana de Endoscopia Gastrointestinal destaca los imanes como un campo con grandes oportunidades en el desarrollo de dispositivos en la terapia gastrointestinal (Committe, 2013), en concreto, los imanes permanentes de tierras raras, a los que pertenece el neodimio, ya que ejercen mayores fuerzas.

Numerosos artículos manifiestan la eficacia de la magnamosis mínimamente invasiva para las anastomosis, ya que queda demostrado que es factible e igual, o más, fuerte que técnicas tradicionales de anastomosis en diferentes espesores de segmentos intestinales. Pese a ello, es necesaria una compresión suficiente para producir la isquemia con necrosis central para que se forme un nuevo canal. No obstante, esta presión debe ser controlada para que el tejido no comprimido circundante tenga tiempo para remodelarse y formar un anillo competente alrededor del nuevo canal anastomótico (Senn, 1893).

El desarrollo de imanes internos *in vivo* ocasiona problemas en la colocación endoluminal, donde existen riesgos de daño mecánico en la pared luminal durante el procedimiento. También tiene límite de tamaño por el calibre del catéter utilizado, el laparoscopio o endoscopio, y el acceso al sitio.

Sin embargo, a pesar de que el uso de imanes para las intervenciones terapéuticas en el tracto gastrointestinal ha sido satisfactoriamente demostrado en experimentos clínicos, la preparación para su traslado a escala comercial está limitada por problemas técnicos que requieren más investigación y desarrollo (Cantillon-Murphy et al, 2015).

En este TFM se ha obtenido de forma computacional resultados de análisis de elementos finitos. Con todo, el modelo ha sido validado con resultados experimentales realizados con cerdos por la Universidad de California, San Francisco. Cabe decir que muy rara vez desvelan qué imantación utilizan en cada caso. Estos estudios están limitados por el

número limitado de animales estudiados, problema que se pretende solucionar con los elementos finitos de este análisis. Este hecho permite caracterizar de forma precisa el tejido, evitando llevar a cabo ensayos experimentales que gran dificultad técnica.

Se llega a las siguientes conclusiones:

-La configuración más óptima es N40 con un diámetro externo de 21mm, su presión final del tejido es de 0.0154 MPa y su homólogo *in vivo* es de 0.0149 MPa. Esta diferencia tan solo es de un 3.4%. Se establece como la idónea para que se produzca una correcta anastomosis, permitiendo al tejido circundante su remodelación.

-De forma computacional, la presión final dentro de un mismo tamaño de imán, aumenta un 12.7% en cada cambio de configuración.

-De $\varnothing 21\text{mm}$ a $\varnothing 23\text{mm}$ la diferencia es de 12.8%, mientras que de $\varnothing 23\text{mm}$ a $\varnothing 25\text{mm}$ es de 26.9%, lo que supone el doble de diferencia para el mismo aumento de diámetro externo.

-El imán $\varnothing 25\text{mm}$ no supone ningún beneficio aparente respecto al resto y, sin embargo, puede limitar las posibilidades de un a cirugía mínimamente invasiva y su posterior expulsión de forma natural debido a su tamaño.

-Al disminuir a dos capas de fibras, la configuración $\varnothing 23\text{mm}$ N35 ejerce la misma presión final que los estudios experimentales, con solo un 1% de diferencia. Al aumentar estas capas a cuatro, esta diferencia es de un 9.36 % mayor en el estudio computacional. Esta divergencia puede suponer un fracaso en la cirugía. Se demuestra la importancia de tener en cuenta en todo momento sobre qué tejido se trabaja, ya que se expresa la influencia de las fibras en la compresión.

-Por tanto, con cuatro capas de tejido fibrado el opción más correcta sería la utilización de un imán NdFeB N40 de diámetro interno 12 mm, externo 21 y espesor 5 mm, mientras que si disminuye a la mitad el número de capas de fibra, con el mismo espesor de tejido, la mejor configuración sería N35 con un diámetro externo 23mm, resto de las medidas iguales. El aumento de la imantación incrementa la tensión en el tejido blando reduciendo el tiempo de unión de los imanes y, por tanto, la remodelación no se ejecuta, produciendo sangrados e infecciones en la anastomosis.

El mayor problema de datos que se puede tener en el procedimiento es el tamaño del gap, que influye en la fuerza de atracción de los imanes y puede impedir que se junten en el caso de que sea muy grande.

La simplificación llevada a cabo de no considerar las capas mucosas y grasas, así como la ausencia de cargas exteriores condiciona que la simulación se acerque a la realidad del comportamiento de las capas de órganos gastrointestinales. No obstante, la falta de datos al respecto impide su correcta aproximación computacional.

Futuras líneas de trabajo

Como hemos dicho anteriormente, el gap es un factor muy importante a tener en cuenta, aunque muy difícil de valorar. Para poder realizar una cirugía más personalizada se tendría que medir *in situ* el espesor del tejido a necrosar. Este procedimiento se dificulta en la mayoría de los casos, ya que no siempre están juntas las capas que queremos unir.

La realización de una resonancia magnética nos podría facilitar una medida aproximada de las paredes de los órganos, pero es una prueba muy cara para el uso que se le da. Sin embargo, un estudio del grosor medio de los órganos del sistema digestivo de las personas en función de su anatomía podría ser una herramienta de utilidad. A través de los datos obtenidos se podría escoger el mejor modelo para cada caso. Esto aumentaría los casos de éxito de este procedimiento quirúrgico y sería más aceptado en la comunidad médica.

Aunque en este proyecto nos hemos centrado en la anastomosis por compresión magnética (MCA) en el tracto gastrointestinal, no podemos olvidar que también se utiliza para unir conductos como los biliares. La forma del imán varía, pero la filosofía es la misma. La diferencia dista en que el objetivo de este procedimiento es la unión de dos conductos separados y que, poco a poco, a medida que se juntan los imanes, el tejido se va alargando hasta su unión. En este caso, habría que tener en cuenta la distancia a la que se encuentran los conductos y la velocidad de remodelación del tejido. En la misma línea, se está estudiando para aplicar el procedimiento en neonatos que nacen sin esófago y se coloca un imán en el estómago y otro en faringe, su acercamiento estira los tejidos formando un esófago (Zaritzky et al, 2013).

Bibliografía

- Aggarwal R., Darzi A. «Compression anastomoses revisited.» *American College of Surgeons*, 2005: 201(6):965-971.
- Alastrué V., Rodriguez J.F., Calvo B., Doblare M. «Structural damage models for fibrous biological soft tissues.» *International Journal of Solids and Structures*, 2007: 44:5894-5911.
- Alberts B., Bray D., Hopkin K., Johnson A., Lewis J., Raff M., Roberts K., Walter P. *Introducción a la Biología Celular*. Madrid: Médica Panamericana, 2006.
- Association, Magnetic Materials Producers. «Standard specifications for permanent magnet materials.» *MMPA Standard 0100*, s.f.
- August A., Mueller C. «Early recognition is important when multiple magnets masquerade as a single chain after foreign body ingestion.» *Journal of Pediatric surgery Case Reports*, 2016: 13:8-9.
- Best S., Kabbani W., Scott D. «Magnetic anchoring and guidance system instrumentation for laparo-endoscopic single-site surgery/natural orifice transluminal endoscopic surgery: lack of histologic damage after prolonged magnetic coupling across the abdominal wall.» *Urology*, 2011: 77(1):243-247.
- Brown D., Ma B., Chen Z. «Developments in the processing and properties of NdFeB-type permanent magnets.» *Journal of Magnetism and Magnetic Materials*, 2002: 248:432-440.
- Calvo B., Peña E., Martínez M.A., Doblare M. «An uncoupled directional damage model for fibred biological soft tissues. Formulation and computational aspects.» *International journal for numerical methods in engineering*, 2007: 69:2036-2057.
- Cantillon-Murphy P., Cundy T., Patel N., Yang G. «Magnets for therapy in the GI tract: a systematic review.» *American Society for Gastrointestinal Endoscopy*, 2015: 82(2):237-245.
- Chuong C., Fung Y. «Three-Dimensional stress distribution in arteries.» *Journal of biomechanical engineering*, 1983: 105:268-274.
- Committee, ASGE Technology. «Magnets in the GI tract.» *Gastrointestinal Endoscopy*, 2013: 78(4):561-567.
- Cope C., Clark T., Ginsberg G., Habecker P. «Stent Placement of gastroenteric anastomoses formed by magnetic compression.» *SCVIR Annual Scientific Meeting*, 1999: 10:1379-1386.
- Cope C., Ginsberg G. «Long-term patency of experimental magnetic compression gastroenteric

- anastomoses achieved with covered stents.» *American Society of gastrointestinal endoscopy*, 2000: 53(7):780-784.
- Correia J.P.M., Siddiqui M.A., Ahzi S., Betlouettar S., Davies R. «A simple model to simulate electromagnetic sheet free bulging process.» *International Journal of Mechanical Sciences*, 2008: 50(10-11):1466-1475.
- Fritscher-Ravens A., Mosse A., Mukherjee D., Mills T. «Transluminal endosurgery: single lumen access anastomotic device for flexible endoscopy.» *American Society for gastrointestinal endoscopy*, 2003: 58(4):585-591.
- Gasser C., Ogden R., Holzapfel G. «Hyperelastic modelling of arterial layers with distributed collagen fibre orientations.» *Journal of royal society interface*, 2006: 3:15-35.
- Glockner C., Sacks M., Fraser M., Somogyi G. «Passive biaxial mechanical properties of the rat bladder wall after spinal cord injury.» *The journal of urology*, 2002: 167:2247-2252.
- Gonzales K., Douglas G., Pichakron K., Kwiat D. «Magnamosis III: delivery of a magnetic compression anastomosis device using minimally invasive endoscopic techniques.» *Journal of Pediatric Surgery*, 2012: 47:1291-1295.
- Grasa J., Hernández-Gascón B., Ramírez A., Rodríguez J.F., Calvo B. «Modelado numérico del comportamiento del tejido músculo-esquelético.» *Rev. int. métodos numér. cálc. diseño ing.*, 2012: 28(3):177-186.
- Hardy. «Non-suture anastomosis: the historical development.» *Aust N Z J Surg*, 1990: 60(8):625-633.
- Hardy TG Jr., Pace WG., Maney JW., Katz AR. «A biofragmentable ring for sutureless bowel anastomosis. An experimental study.» *Dis Colon Rectum*, 1985: 28:484-490.
- Hawley. «Causes and prevention of colonic anastomotic breakdown.» *Dis Colon Rectum*, 1973: 16:272-277.
- Hayashi. «Experimental approaches on measuring the mechanical properties and constitutive laws of arterial walls.» *Journal of biomechanical engineering*, 1993: 115:481-488.
- Herbst J.F., Croat J.J. «Neodymium-iron-boron permanent magnets.» *Journal of Magnetism and Magnetic Materials*, 1991: 100:57-78.
- Hernández B., Peña E., Pascual G., Rodríguez M., Calvo B., Doblaré M., Bellón J.M. «Mechanical and histological characterization of the abdominal muscle. A previous step to modelling hernia surgery.» *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 2011: 4:392-404.
- Hernández B., Peña E., Pascual G., Rodríguez M., Calvo B., Doblaré M., Bellón J.M. «Mechanical and histological characterization of the abdominal muscle. A previous step to modelling hernia surgery.» *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*,

2011: 4:392-404.

Hernández-Gascón B., Peña E., Pascual G., Rodríguez M., Bellón J.M, Calvo B. «Long-term anisotropic mechanical response of surgical meshes used to repair abdominal wall defects.» *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 2012: 5:257-271.

Hill. *Wise GEEK*. 10 de October de 2017. <http://www.wisegeek.org/what-are-neodymium-magnets.htm>.

Holzapfel G., Eberlein R., Wriggers P., Weizsacker H. «A new axisymmetrical membrane element for anisotropic, finite strain analysis of arteries.» *Communications in numerical methods in engineering*, 1996: 12:507-517.

Holzapfel G., Gasser T. «A viscoelastic model for fiber-reinforced composites at finite strains: continuum basis, computational aspects and applications.» *Computer methods in applied mechanics and engineering*, 2001: 190:4379-4403.

Holzapfel G., Gasser T., Ogden R. «A new constitutive framework for arterial wall mechanics and a comparative study of material models.» *Journal of elasticity*, 2000: 61:1-48.

Holzapfel G., Weizsacker H. «Biomechanical behavior of the arterial wall and its numerical characterization.» *Computers in biology and medicine*, 1998: 28:377-392.

Holzapfel. «On large strain viscoelasticity: continuum formulation and finite element applications to elastomeric structures.» *International journal for numerical methods in engineering*, 1996: 39:3903-3926.

Ill S., Kim J., Yoon Won J., Hoon Lee K., Wook Kim H. «Magnetic compression anastomosis is useful in biliary anastomotic strictures after living donor liver transplantation.» *Gastrointestinal endoscopy*, 2011: 74(5):1040-1048.

Inc, Gi Windows. s.f. <http://giwindows.com/main-pages/product>.

Jamshidi R., Stephenson J., Clay J. «Magnamosis: magnetic compression anastomosis with comparison to suture and staple techniques.» *Journal of pediatric surgery*, 2009: 44(1):222-228.

Kaidar- Person O., Rosenthal R., Wexner S., Szomstein S., Person B. «Compression anastomosis: history and clinical considerations.» *American Journal of Surgery*, 2008: 195(6):818-826.

Lambe T., Ó Riordain MG., Cahill Ra. «Magnetic compression in gastrointestinal and bilenteric anastomosis: how much force?» *Surg. Innov.*, 2014: 21:65-73.

Li K., Ogden R., Holzapfel G. «Computational method for excluding under compression in modeling soft fibrous solids.» *European Journal of Mechanics A/Solids*, 2016: 57:178-193.

- Lukin P., Beisel R., Thompson C., Ryou M., Wright J. Systems, devices, and methods for forming anastomoses. US Patente WO 2016/183039 A1. 17 de November de 2016.
- Malthaner RA., Hakki FZ., Saini N. «Anastomotic compression button: a new mechanical device for sutureless bowel anastomosis.» *Dis Colon Rectum*, 1990: 33:291-297.
- Mihai L., Budday S., Holzapfel G., Kuhl E., Goriery A. «A family of hyperelastic models for human brain tissue.» *Journal of the mechanics and physics of solids*, 2017: 10.1016/j.jmps.2017.05.015.
- «NdFeB Magnets/ Neodymium Iron Boron Magnets Datasheet.» *Eclipse magnetics*, s.f.
- O Pichaeon K., Jelin E., Hirose S., Curran P. «Magnamosis II: Magnetic compression anastomosis for minimally invasive gastrojejunostomy and jejunajejunostomy.» *American Collage of Surgeons*, 2011: 212(1):42-49.
- Parlak E, Koksas AS., Kucukay F., Eminler AT. «A novel technique for the endoscopic treatment of complete biliary anastomosis obstructions after transplantation: through-the-scope magnetic compression anastomosis.» *Gastrointestinal endoscopy*, 2016: 85(4):841-847.
- Ramírez A., Grasa J., Alonso A., Soteras F., Osta R., Muñoz M.J., Calvo B. «Active response of skeletal muscle: In vivo experimental results and model formulation.» *Journal of theoretical biology*, 2010: 267:546-553.
- Ryou M., Cantillon-Murphy P., Azagury D. «Smart self-assembly magnets for endoscopy (SAMSEN) for transoral endoscopic creation of immediate gastrojejunostomy.» *Gastrointestinal endoscopy*, 2011: 73(2):353-359.
- Sacks. «Biaxial mechanical evaluation of planar biological materials.» *J. Elasticity* 61, 2000: 61:199-246.
- Schrock TR., Deveney CW., Dunphy JE. «Factor contributing to leakage of colonic anastomoses.» *Ann Surg*, 1973: 513-8.
- Senn. «Enterorrhaphy; its history, technique, and present status.» *JAMA*, 1893: 21:215-235.
- Song C., Frank T., Cuschieri A. «Shape memory alloy clip for compression colonic anastomosis.» *Journal of biomechanical engineering*, 2005: 127:351-354.
- Swain P., Mills T. «Anastomosis at flexible endoscopy: an experimental study of compression button gastrojejunostomy.» *Gastrointestinal endoscopy*, 1991: 37(6):628-630.
- Thiede A., Geiger D., Dietz U.A., Debus E.S., Engemann R. «Overview on compression anastomoses: biofragmentable anastomosis ring multicenter prospective trial of 1666 anastomoses.» *World journal of surgery*, 1998: 22:78-87.
- Thiede A., Geiger D., Dietz UA. «Overview on compression anastomoses: biofragmentable

anastomosis ring multicenter prospective trial of 1666 anastomoses.» *World J Surg*, 1998: 78-86.

Thomson. «An investigation of leakage tracts along stressed suture lines in phantom tissue.» *Medical Engineering & physics*, 2007: 29:1030-1034.

Tran TN., Novacek V., Tolba R., Klinge U., Turquier F., Staat M. «Experimental and computational approach to study stapled colorectal anastomosis.» *ISB Brussels*, 2001.

Wall J., Diana M., Leroy J., De Ruijter V., Gonzales K. «Magnamosis IV: magnetic compression anastomosis for minimally invasive colorectal surgery.» *Endoscopy*, 2013: 643-648.

Weizman A., Monassevitch L., Greenberg K., Millis S., Harari B., Dar I. «FE Analysis of nitinol leaf springs used in a compression anastomosis device.» *Journal of materials engineering and performance*, 2011: 20:646-652.

Wells S., Sacks M. «Effects of fixation pressure on the biaxial mechanical behavior of porcine bioprosthetic heart valves with long-term cyclic loading.» *Biomaterials*, 2002: 23:2389-2399.

Williams KGD., Dowson JL. «Fiberoptic injection of oesophageal varices.» *Br Med*, 1979.

Wullstein C., Gross E. «Compression anastomosis (AKA-2) in colorectal surgery: results in 442 consecutive patients.» *Br J Surg*, 2000: 87:1071-1075.

Yamanouchi E., Kawaguchi H., Endo I., Arakawa H. «A new interventional method: magnetic compression anastomosis with rare-earth magnets.» *Cardiovasc Intervent Radiol*, 1998: 22:S155.

Zaritzky M., Johnston K. «Magnetic gastrointestinal anastomosis in pediatric patients.» *Journal of pediatric surgery*, 2013: 49(7):1131-1137.