



Universitat de Lleida

Estudio biomecánico del cierre de la pared abdominal

Rafael Noé Villalobos Mori

<http://hdl.handle.net/10803/668704>

ADVERTIMENT. L'accés als continguts d'aquesta tesi doctoral i la seva utilització ha de respectar els drets de la persona autora. Pot ser utilitzada per a consulta o estudi personal, així com en activitats o materials d'investigació i docència en els termes establerts a l'art. 32 del Text Refós de la Llei de Propietat Intel·lectual (RDL 1/1996). Per altres utilitzacions es requereix l'autorització prèvia i expressa de la persona autora. En qualsevol cas, en la utilització dels seus continguts caldrà indicar de forma clara el nom i cognoms de la persona autora i el títol de la tesi doctoral. No s'autoritza la seva reproducció o altres formes d'explotació efectuades amb finalitats de lucre ni la seva comunicació pública des d'un lloc aliè al servei TDX. Tampoc s'autoritza la presentació del seu contingut en una finestra o marc aliè a TDX (framing). Aquesta reserva de drets afecta tant als continguts de la tesi com als seus resums i índexs.

ADVERTENCIA. El acceso a los contenidos de esta tesis doctoral y su utilización debe respetar los derechos de la persona autora. Puede ser utilizada para consulta o estudio personal, así como en actividades o materiales de investigación y docencia en los términos establecidos en el art. 32 del Texto Refundido de la Ley de Propiedad Intelectual (RDL 1/1996). Para otros usos se requiere la autorización previa y expresa de la persona autora. En cualquier caso, en la utilización de sus contenidos se deberá indicar de forma clara el nombre y apellidos de la persona autora y el título de la tesis doctoral. No se autoriza su reproducción u otras formas de explotación efectuadas con fines lucrativos ni su comunicación pública desde un sitio ajeno al servicio TDR. Tampoco se autoriza la presentación de su contenido en una ventana o marco ajeno a TDR (framing). Esta reserva de derechos afecta tanto al contenido de la tesis como a sus resúmenes e índices.

WARNING. Access to the contents of this doctoral thesis and its use must respect the rights of the author. It can be used for reference or private study, as well as research and learning activities or materials in the terms established by the 32nd article of the Spanish Consolidated Copyright Act (RDL 1/1996). Express and previous authorization of the author is required for any other uses. In any case, when using its content, full name of the author and title of the thesis must be clearly indicated. Reproduction or other forms of for profit use or public communication from outside TDX service is not allowed. Presentation of its content in a window or frame external to TDX (framing) is not authorized either. These rights affect both the content of the thesis and its abstracts and indexes.



Universitat de Lleida

TESIS DOCTORAL

**ESTUDIO BIOMECÁNICO DEL CIERRE DE
LA PARED ABDOMINAL**

Rafael Noé Villalobos Mori

Memoria presentada para optar al grado de Doctor por la Universitat de
Lleida
Programa de Doctorado en Salud

Director
Jorge Juan Olsina Kissler

Tutor
Alfredo Escartin Arias

Enero 2020



Institut Català de la Salut
**Hospital Universitari
Arnau de Vilanova**



Universitat de Lleida

D. Jorge Juan Olsina Kissler, profesor asociado del departamento de Cirugía de la Facultad de Medicina de la Universitat de Lleida y jefe del Servicio de Cirugía General del Hospital Universitari Arnau de Vilanova de Lleida

CERTIFICA

Que el trabajo titulado “**Estudio biomecánico del cierre de la pared abdominal**”, del que es autor el señor Rafael Noé Villalobos Mori, se ha realizado bajo mi dirección y es adecuado para ser defendido frente al tribunal calificador para la obtención del grado de doctor

I para que se tome conocimiento y tenga los efectos que correspondan, firmo el presente documento.

Lleida a día 10 de Setiembre del año dos mil diecinueve.

Jorge Juan Olsina Kissler
Profesor Asociado de Cirugía. Universitat de Lleida
Jefe del Servicio de Cirugía General y Digestiva
Hospital Universitari Arnau de Vilanova



Institut Català de la Salut
**Hospital Universitari
Arnau de Vilanova**



Universitat de Lleida

D. Alfredo Escartin Arias, profesor asociado del departamento de Cirugía de la Facultad de Medicina de la Universitat de Lleida y Jefe de Sección de la Unidad de Cirugía hepatobiliopancreática del Hospital Universitari Arnau de Vilanova de Lleida

CERTIFICA

Que el trabajo titulado “**Estudio biomecánico del cierre de la pared abdominal**”, del que es autor el señor Rafael Noé Villalobos Mori, se ha realizado bajo mi tutoría y es adecuado para ser defendido frente al tribunal calificador para la obtención del grado de doctor

I para que se tome conocimiento y tenga los efectos que correspondan, firmo el presente documento.

Lleida a día 10 de Setiembre del año dos mil diecinueve.

Alfredo Escartin Arias

Profesor Asociado de Cirugía. Universitat de Lleida

Jefe de la Unidad de Cirugía Hepatobiliopancreática

Hospital Universitari Arnau de Vilanova

*“La vida es corta: besa despacio, ríe bien alto, ama intensamente y perdona
rápido”*

Paulo Coelho (1947 Rio de Janeiro)

*A mi compañera de vida Raquel,
a mis hijos Aleix, Laura y Júlia
a mis padres Noé y Milena*

Agradecimientos

Esta tesis es el fruto del esfuerzo y sacrificio de un grupo de personas que creyeron en este proyecto desde el principio y que no dudaron en apoyarme en todo momento incluso en los más difíciles dándome ánimos, aportando ideas, despidiendo dudas y haciéndome creer cada vez más en la importancia de este trabajo.

*En primer lugar, quiero agradecer a mi director de tesis, el **Dr. Jorge Juan Olsina Kissler** quien desde el minuto cero creyó en este proyecto y siempre me dio total confianza y apoyo para seguir siempre hacia adelante y no dudar de mi capacidad. Su experiencia como profesional y persona me ha guiado en todo momento en poder culminar de manera satisfactoria esta tesis.*

*A mi tutor, **Dr. Alfredo Escartín Arias** quien siempre me apoyó en el desarrollo de mi tesis sobretodo en los momentos de mayor dificultad. Su visión práctica y sentido crítico ha hecho que busque en todo momento las respuestas a las dudas que fueron surgiendo.*

*A la **Dra. M^a Carmen Mías Carballal** un especial agradecimiento por su apoyo incondicional desde el principio cuando se concibió la idea de este trabajo. Por su esfuerzo constante en colaborar en todo momento al desarrollo y culminación de esta tesis. Por su afán desmedido, incansable y contagiante de investigar.*

*A los profesores **Miquel Nogués Aymami** y **Joan Roca Enrich** de la Universitat de Lleida del departamento de Ingeniería Industrial por su vital colaboración y participación en plasmar la idea original del proyecto lo que permitió su desarrollo y culminación. Por el diseño y construcción del aparato de medición, por el procesamiento de las muestras para los estudios de las fuerzas de tracción, por tantas horas de trabajo y buenos momentos, por su milimétrica revisión de los conceptos biomecánicos y físicos, pero especialmente por darme su apoyo y haberme brindado su amistad.*

*A la **Unidad de Cirugía Experimental (ESU)** del Vall d'Hebrón Institut de Recerca (VHIR) por cedernos al grupo de estudio las instalaciones para el desarrollo de experimentación animal y por todo el apoyo y amabilidad de su personal.*

Al Centre de Recerca Experimental Biomèdica Aplicada (CREBA) de Lleida por proporcionarnos sus instalaciones para poder culminar el estudio experimental. A todo el personal por su profesionalidad y capacidad sin límites.

A todos mis compañeros y amigos por su apoyo incondicional, por entender mis ausencias en las reuniones, por escuchar mis preocupaciones, por ayudarme a decidir en mis momentos de dudas, por ayudarme a levantarme después de los varios tropiezos a lo largo de estos años. A todos ellos, gracias.

Especial mención a toda la gente que fue partícipe activa durante el desarrollo de esta tesis a Cristina, Carla, Marielle, Martí, Lola, Sara, Alba, Marta y a todas aquéllas que indirectamente estuvieron involucrados, muchas gracias.

*No quiero dejar de agradecer al equipo de la **Unidad de Cirugía de la Pared Abdominal** del Hospital Universitari Arnau de Vilanova de Lleida por su apoyo y comprensión en momentos de ausencia mientras desarrollaba esta tesis. Mil gracias.*

Todo esto no hubiera sido posible sin el apoyo y cariño incondicional de mi familia, a mi mujer Raquel, a mis hijos, a mis suegros (Montse y José María), a mis cuñados (Ana y Paco) por su paciencia y comprensión. A mis padres, tíos y hermanos (Rodolfo, Rubén y Melissa) que a pesar de la distancia siempre estuvieron pendientes de la evolución de mi tesis. A mi abuela Olinda que nunca dejó de creer en mí. No hay palabras que sean suficientes para definir mi gratitud y amor hacia ellos.

A todos ustedes, mi mayor reconocimiento y gratitud

ÍNDICE DE FIGURAS

Fig. 1: Músculos de la región anterolateral.....	16
Fig. 2: Músculo recto del abdomen.....	17
Fig. 3: Irrigación del músculo recto del abdomen.....	17
Fig. 4: Inervación del músculo recto del abdomen.....	18
Fig. 5: Músculo piramidal del abdomen.....	18
Fig. 6: Músculo oblicuo externo del abdomen.....	20
Fig. 7: Fibras arciformes intercolumnarias.....	21
Fig. 8: Músculo oblicuo interno del abdomen	22
Fig. 9: Músculo transverso del abdomen.....	23
Fig. 10: Línea alba.....	26
Fig. 11: Tipos de fibras de haces de colágeno de la línea alba.....	26
Fig. 12: Fascia transversalis.....	27
Fig. 13: Línea arcuata	28
Fig. 14: Línea semilunar	29
Fig. 15: Irrigación de la pared abdominal.....	31
Fig. 16: Inervación de la pared abdominal.....	33
Fig. 17: Pared anterolateral del cerdo hembra.....	50
Fig. 18: Músculo cutáneo del tronco del cerdo.....	51
Fig. 19: Músculo oblicuo externo del abdomen del cerdo.....	51
Fig. 20: Músculo oblicuo interno del abdomen del cerdo.....	52
Fig. 21a: Músculo recto del abdomen del cerdo. Cara anterior.....	52
Fig. 21b: Músculo recto del abdomen del cerdo. Cara posterior.....	53
Fig. 22: Músculo transverso del abdomen del cerdo.....	53
Fig. 23: Línea alba del cerdo.....	54
Fig. 24: Fuerzas que actúan en el cierre de la pared abdominal.....	78
Fig. 25: Dinamómetro axial Mecmesin.....	80
Fig. 26: Micrómetro.....	80
Fig. 27: Medición en 3 puntos de la laparotomía.....	81
Fig. 28: Diseño del instrumento.....	83
Fig. 29: Fuerzas aplicadas por las púas del instrumento sobre los bordes aponeuróticos.....	84

Fig. 30: Célula de carga y rueda dentada.....	84
Fig. 31: Aparato electrónico para el procesamiento de datos.....	86
Fig. 32: Prototipo del instrumento en plástico y acero inoxidable.....	87
Fig. 33: Prueba standard de tracción/compresión con una máquina de tracción...88	
Fig. 34: Prueba de verificación de la desviación de las fuerzas a diferentes distancias.....	89
Fig. 35: Prueba de desviación de la distancia al aplicar una fuerza.....	89
Fig. 36: Prueba de calibración de la distancia.....	90
Fig. 37: Marcaje en la aponeurosis (izquierda) y el instrumento colocado sobre el tejido para la medición (derecha).....	91
Fig. 38: Marcaje de la piel.....	96
Fig. 39: Medida del perímetro abdominal.....	96
Fig. 40: Marcaje de la aponeurosis.....	97
Fig. 41: Sujeción de la piel.....	97
Fig. 42: Marcaje de la distancia al borde aponeurótico (d).....	98
Fig. 43: Medición del grosor de la aponeurosis a la distancia marcada.....	98
Fig. 44: Medición desde la amplitud máxima.....	99
Fig. 45: Medición con bordes afrontados.....	100
Fig. 46: Posición de las púas.....	100
Fig. 47: Medición con bordes apretados.....	100
Fig. 48: Medición simultánea.....	101
Fig. 49: Sutura de los bordes de la aponeurosis.....	101
Fig. 50: Resección de la pared abdominal.....	102
Fig. 51: Segmentación de la pared reseçada.....	102
Fig. 52: Segmentos preparados con las mordazas.....	103
Fig. 53: Fuerza de rotura inicial.....	103
Fig. 54: Fuerza de rotura máxima.....	104
Fig. 55: Fuerzas de cierre promedio en cada nivel (n) por subgrupos.....	107
Fig. 56: Fuerza de cierre predicha por el modelo ajustado.....	109
Fig. 57: Fuerza de rotura inicial promedio en cada nivel por subgrupos.....	111
Fig. 58: Fuerza de rotura inicial predicha por el modelo ajustado.....	113
Fig. 59: Fuerza de rotura máxima promedio en cada nivel por subgrupos.....	114
Fig. 60: Fuerza de rotura máxima predicha por el modelo ajustado.....	116

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1:	Clasificación de las hernias ventrales según la EHS.....	43
Tabla 2:	Clasificación de las eventraciones según la EHS.....	43
Tabla 3:	Distribución de grupos y subgrupos de los animales de Experimentación.....	94
Tabla 4:	Distribución de los animales de experimentación según número asignado para cada grupo y subgrupo.....	106
Tabla 5:	Análisis estadístico por grupo y subgrupo.....	108
Tabla 6:	Análisis de la fuerza de rotura inicial.....	112
Tabla 7:	Análisis de la fuerza de rotura máxima.....	115

ABREVIATURAS:

PIA	Presión intraabdominal
N	Newtons
F_c	Fuerza de cierre
OMS	Organización mundial de la Salud
EHS	European hernia society
SL/WL	Suture length/wound length
SU	Supraumbilical
U	Umbilical
IU	Infraumbilical
LA	Línea arcuata
EIAS	Espina iliaca anterosuperior
TAR	Transversus abdominis release
TCSC	Tejido celular subcutáneo
TAPP	Transabdominal preperitoneal approach
TEP	Total extraperitoneal approach
F	Fuerza
F_{tr}	Fuerza de tracción
F_{comp}	Fuerza de compresión
F_{tens}	Fuerza de tensión
A	Área de una sección transversal
F_{sut}	Fuerza de sutura
F_{malla}	Fuerza de la malla
F_{cr}	Fuerza de cierre reforzada
F_r	Fuerza de rotura inicial
F_{max}	Fuerza de rotura máxima
F_{púas} o F_{tines} amplitud	Fuerza aplicada en ambos lados del área de incisión a diferente amplitud
P	Peso
d	Distancia al borde de la laparotomía
n	Nivel de la laparotomía
kg	Kilogramos
L	Longitud de la laparotomía

PA	Perímetro abdominal
g	Grosor de la aponeurosis
a	Amplitud de la laparotomía
mm	Milímetros
cm	Centímetros
p	Puntada
LTR	Pruebas basadas en la razón de verosimilitudes
F_{cp}	Fuerza de cierre predicha
IMC	Índice de masa corporal
<i>d_{edge}</i>	Distancia al borde
<i>d_p</i>	Distancia entre puntadas

ÍNDICE

RESUMEN	1
ABSTRACT.....	3
1. INTRODUCCIÓN	5
2. ANTECEDENTES	9
3. MARCO TEÓRICO	15
3.1 PARED ABDOMINAL	15
3.1.1 ANATOMÍA	15
3.1.2 FISIOLÓGÍA	33
3.1.3 INCISIONES QUIRÚRGICAS	35
3.1.4 CIERRE DE LAS INCISIONES	39
3.1.5 HERNIA DE LA PARED ABDOMINAL.....	41
3.1.6 ANATOMIA COMPARADA CON MODELO ANIMAL PORCINO	49
3.2 BIOMECÁNICA	55
3.2.1 DEFINICIÓN	55
3.2.2 TENSIÓN EN ELEMENTOS ESTRUCTURALES	56
3.2.3 TESTS BIOMECÁNICOS	58
3.2.4 APLICACIÓN DE LA BIOMECÁNICA EN CIRUGÍA DE LA PARED ABDOMINAL	60
4. PLANTEAMIENTO DE LA INVESTIGACIÓN	67
4.1 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.....	67
4.2 JUSTIFICACIÓN	70
4.3. PREGUNTAS DE INVESTIGACIÓN	73
4.3.1 Pregunta principal	73
4.3.2 Preguntas secundarias	73
4.4 HIPÓTESIS.....	74
4.5 OBJETIVO.....	75
4.5.1 OBJETIVO PRINCIPAL	75
4.5.2 OBJETIVOS SECUNDARIOS	75
5. METODOLOGÍA.....	77
5.1 PRIMERA ETAPA: INSTRUMENTO DE MEDICIÓN.....	77
5.1.1 FUERZAS IMPLICADAS EN EL CIERRE DE LA LAPAROTOMÍA	77
5.1.2 REQUERIMIENTOS DEL INSTRUMENTO DE MEDICIÓN	81
5.1.3 DISEÑO MECÁNICO Y CONCEPTUAL DEL INSTRUMENTO	83
5.1.4 PROTOTIPOS DEL INSTRUMENTO.....	86
5.1.5 VERIFICACIÓN DEL SISTEMA DE MEDICIÓN	87

5.1.6 TEST FUNCIONAL EN LA CIRUGÍA EXPERIMENTAL	90
5.1.7 VARIABLES DEL ESTUDIO	91
5.2 SEGUNDA ETAPA: EXPERIMENTACIÓN ANIMAL	93
5.2.1 DISEÑO DEL ESTUDIO EXPERIMENTAL	93
5.2.2 PROCEDIMIENTO QUIRÚRGICO Y DE MEDICIÓN.....	94
5.3 TERCERA ETAPA: Experimentación en laboratorio	102
5.3.1 PREPARACIÓN DE LA PARED ABDOMINAL	102
5.3.2 MEDICIÓN DE LAS FUERZAS DE ROTURA.....	103
5.4 MÉTODOS ESTADÍSTICOS	104
5.5 APROBACIÓN ÉTICA	105
6. RESULTADOS	106
6.1 EXPERIMENTACIÓN ANIMAL	106
6.2 EXPERIMENTACIÓN EN LABORATORIO.....	111
6.2.1 FUERZA DE ROTURA INICIAL.....	111
6.2.2 FUERZAS DE ROTURA MÁXIMA.....	114
7. DISCUSIÓN	117
7.1 EXPERIMENTACIÓN ANIMAL	119
7.2 EXPERIMENTACIÓN EN LABORATORIO.....	126
8. CONCLUSIONES Y LÍNEAS FUTURAS	129
8.1 CONCLUSIONES	129
8.1.1 CONCLUSIONES DEL ESTUDIO EXPERIMENTAL.....	129
8.1.2 CONCLUSIONES DEL ESTUDIO EN LABORATORIO	131
8.1.3 LÍNEAS FUTURAS.....	131
9. BIBLIOGRAFÍA.....	133
10. ANEXOS	143

RESUMEN

El cierre de la pared abdominal es un procedimiento habitual después de una cirugía abdominal y aunque parezca algo tan simple, su mala realización puede causar verdaderos problemas en muchos pacientes como es el caso del desarrollo de una hernia incisional o también llamada eventración. Esta patología tiene una tasa de incidencia variable llegando hasta casi un 25% en algunas series, aunque lo más habitual está alrededor del 15-20%. Por tal motivo, diversos estudios han hecho hincapié en la técnica del cierre por mejorar estos resultados. Desafortunadamente, seguimos teniendo el mismo problema a pesar de los avances tecnológicos. La técnica del cierre de una laparotomía se ha basado desde sus inicios en el diseño, es decir, en la manera de cómo dar las puntadas, en la distancia al borde de la aponeurosis, en la sutura continua o interrumpida, en el tipo de sutura y son pocos los autores que han considerado la importancia de las tensiones al cerrar la laparotomía. La propuesta de esta tesis es el aporte de otro brazo en el estudio de la técnica de cierre a través de la medición de las fuerzas de cierre, es decir, aquélla que se requiere para unir los bordes aponeuróticos. Por lo tanto, se propone que la técnica de cierre tendría que basarse no sólo en el Diseño sino también en las Fuerzas de cierre con el objetivo de estudiar la distancia óptima entre punto de sutura y el borde de la aponeurosis con la menor fuerza de cierre que permita afrontar de la mejor manera dichos bordes durante el cierre de una laparotomía media.

Para ello, se realizó un estudio experimental con 27 cerdos hembra que se dividieron en 3 grupos de 9 según del peso (20, 50 y 100 kg). Cada grupo se subdividió a su vez en 3 según la distancia al borde aponeurótico en que se midieron las fuerzas de cierre (5, 10 y 15 mm) de tal manera que por peso y distancia de la medición de las fuerzas de cierre se tuvieron 3 cerdos de las mismas características de los cuales luego de un promedio se obtuvo un único resultado. Para llevar a cabo todo ello esta tesis se subdividió en 3 fases: el diseño y construcción de un instrumento de medición de fuerzas, la fase experimental con los animales y finalmente la fase de laboratorio para la medición de las fuerzas de rotura. Cada resultado fue analizado a lo largo de

toda la laparotomía y comparado con los otros subgrupos evidenciando finalmente una fuerza de cierre mayor a 5mm del borde aponeurótico. En todos los cerdos el cierre de la laparotomía se realizó con sutura interrumpida y posteriormente se resecó toda la pared abdominal y se dividió en 3 segmentos: supraumbilical, umbilical e infraumbilical. Cada segmento fue sometido a tracción para evidenciar la resistencia a la rotura siendo menor en la sutura a 5 mm.

Los hallazgos obtenidos muestran que la distancia de 5 mm al borde aponeurótico tanto para las fuerzas de cierre como la resistencia a la rotura no sería la más adecuada para considerar el cierre de una laparotomía media debido a haberse obtenido más elevadas fuerzas de cierre y menor fuerza para la rotura del tejido mientras que las distancias al borde aponeurótico entre 10-15 mm resultaron con fuerzas de cierre menores y fuerzas de rotura mayores. Estos resultados se contraponen a lo que actualmente se recomienda que es realizar el cierre de la laparotomía con una sutura a 5 mm del borde aponeurótico para disminuir la incidencia de eventración. Cabe considerar que las mediciones que se realizaron de las fuerzas de cierre se hicieron a intervalos de 2 cm y no fueron simultáneas a lo largo de la laparotomía por lo que los resultados pueden ser diferentes respecto a las mediciones que se realicen de forma separada o aislada, pero aun así son resultados que se deben considerar como un primer paso para el conocimiento de las fuerzas de cierre de una laparotomía. La medición simultánea será el siguiente paso y, con los resultados que se obtengan, poder contrastarlos para llegar a conclusiones más concretas.

ABSTRACT

Abdominal wall closure is a common procedure after abdominal surgery and although it may seem so simple, its misconduct can cause real problems in many patients such as the development of an incisional hernia. This pathology has a variable incidence rate reaching almost 25% in some series, although the most common is between 15-20%. For this reason, different studies have emphasized the technique of the laparotomy closure to improve these results. Unfortunately, we still have the same problem despite technological advances. The technique of a laparotomy closure has been based basically on the design, that means how to give the stitches, the ideal distance from the suture to the fascial edges, the continuous or interrupted suture, the type of suture. There are few authors that have considered the importance of tensions when closing the laparotomy. The proposal of this thesis is the contribution of another arm in the study of the laparotomy closure technique through the measurement of the tensile forces that are required to join the fascial edges. It is therefore proposed that the laparotomy closure technique should be based not only on the design but also on the tensile forces in order to study the optimal distance between the stitch and the edge of the fascia. Joining the fascial edges with the least tension and tissue damage would allow better results and lower risk of developing an incisional hernia.

To do this, an experimental study was conducted involving 27 female pigs that were divided into 3 groups of 9 according to the weight (20, 50 and 100 kg). Each group was in turn subdivided into 3 according to the distance from the suture to the fascial edge (5, 10 and 15 mm) in which the tensile forces were measured in such a way after an average of the 3 pigs of the same characteristics (weight and distance) a single result was obtained. To carry out all this thesis, it was subdivided into 3 phases: the design and construction of a device measurement instrument, the experimental phase with the animal interventions and finally the laboratory phase for the measurement of the burst strength. Each result was analyzed throughout the entire laparotomy and compared to the other subgroups.

The analysis evidenced a tensile force greater in subgroup of 5mm from the fascial edge than the 10 or 15 mm. In all pigs, laparotomy closure technique was performed with interrupted suture and subsequently the entire abdominal wall was removed and divided into 3 segments: supraumbilical, umbilical and infraumbilical. Each segment was subjected to traction to analyze both the initial and the complete burst strength resulting lesser in the suture at 5 mm. These results suggest that suture at 5 mm could not be the best distance to close a midline laparotomy while sutures at 10 and 15 mm demonstrated a lesser tensile force and a greater burst strength. Nevertheless, it must be considered that these measurements were made isolated but not simultaneously and the laparotomy was closed with an interrupted suture every 2 cm. Despite these results, they should be considered as a first step to the knowledge of the abdominal wall closure. A simultaneous measurement of the laparotomy will be the next step and onward to have better conclusions.

1. INTRODUCCIÓN

Cuando se pretende iniciar cualquier estudio en humanos, se presentan barreras éticas que nos marcan límites, por lo que dichos estudios evitarán al máximo ocasionar algún daño al grupo estudiado. Lamentablemente en el ámbito de la medicina, específicamente en cirugía, los estudios para la validación de determinadas técnicas requieren de pruebas ensayo-error, muestras de tejido para estudios histológicos, estudios mecánicos etc... por lo que no es apropiado realizarlo directamente en el ser humano. Incluso hay más limitaciones cuando se estudian las estructuras musculo-aponeuróticas de la pared abdominal que buscan analizar su funcionamiento con determinadas variables añadidas como la realización de una laparotomía y probar diferentes formas de cerrarla o, estudiar su comportamiento biomecánico con el objetivo de identificar variables que eviten la complicación tardía más frecuente y temible que es la hernia incisional también llamada eventración. La eventración es una patología benigna de la pared abdominal que puede causar una alteración de la vida laboral, familiar y socioeconómica para el paciente. Pero no pretendo desviarnos en este tema sino más bien enfocarnos en su prevención por lo que hay que tener en consideración que la reconstrucción ideal de una pared abdominal debe cumplir 4 requisitos: prevenir la evisceración (dehiscencia aguda), incorporar la pared abdominal, proveer un soporte muscular dinámico y aportar una reparación sin tensión. Se sabe que la tensión excesiva en los bordes aponeuróticos de la laparotomía durante su cierre puede ser causa de fallo del mismo¹, por ello debemos saber que existen 2 fuentes de carga mecánica presentes durante el cierre de una laparotomía: la presión intraabdominal (PIA) y las fuerzas de la pared musculo-aponeurótica. Tanto estos factores mecánicos descritos por Förstemann² como los factores biológicos relacionados con el colágeno³ y ciertas enzimas presentes en la herida^{4,5}, son los responsables de la mayoría de casos de las eventraciones. No solo los tejidos influyen en dicha condición sino también una técnica correcta y el material de la sutura, que es responsable durante las primeras 3 semanas de la tensión⁶. Después de este periodo, la sutura pasa a un segundo plano y es el

tejido el que soporta las fuerzas de carga⁷. Este tejido está formado por colágeno tipo I y III siendo el primero el principal responsable de las propiedades mecánicas del tejido neoformado por lo que juega un rol importante durante la formación de este neotejido. El colágeno es el mayor contribuidor de la rigidez y fuerza de los tejidos conectivos blandos, se organiza en fibrillas que forman fibras o estructuras laterales y finalmente en grandes estructuras tisulares anisotrópicas⁸. Se ha postulado que todo ello puede verse alterado por la sobrecarga mecánica continua ejercida⁹ aunque, otros estudios demuestran que un determinado nivel de sobrecarga es necesario para dar estabilidad al tejido extracelular que se forma^{10,11,12}. El estiramiento mecánico se relaciona con el alineamiento de las fibras de colágeno⁹ y asimismo puede producir un defecto en la degradación enzimática del colágeno¹¹ por lo que las fibras que se encuentran en el eje de la fuerza ejercida estarían protegidas de la degradación⁵. Por otro lado, Susilo¹² describió que el efecto de las cargas cíclicas en el tejido aumentan la rigidez y fuerza del mismo, es decir, a más amplitud de esfuerzo se genera mayor resistencia.

Al realizar una laparotomía media se incide sobre la línea alba cuya estructura de colágeno y elastina cambian o se adaptan según el tipo de carga¹³ y su microestructura afecta fuertemente la respuesta mecánica. Se ha observado que en la dirección transversal la fuerza es 2-3 veces mayor que en la longitudinal. Además, se ha observado que en la parte dorsal de la línea alba infraumbilical, la orientación de las fibras son transversales¹⁴ y no cambia al ejercer la carga, mientras que en la parte ventral las fibras tienen una disposición oblicua¹⁵ y sí que cambian de orientación en la dirección que se ejerce la carga¹⁶. Esto indica que no hay únicamente un comportamiento mecánico lineal como se describió en estudios porcinos¹⁷ y humanos² en la línea alba. Se ha evidenciado que la microestructura del colágeno y elastina de la línea alba en tejido porcino y humano son similares¹⁸ y que la línea alba porcina es 1,5 veces más rígida que la del humano¹⁹.

Esta tesis se ha enfocado en el estudio de las fuerzas que se producen en la línea alba tras incidir longitudinalmente sobre ella teniendo en cuenta su cierre a diferentes distancias de sus bordes aponeuróticos con el objetivo de identificar factores biomecánicos que estén involucrados en la aparición de

las eventraciones a ese nivel. El conocimiento del grado de desgarro del tejido de la línea alba ocasionado por la sutura es importante^{20,21}. Se ha observado que la línea alba humana y porcina evidencian una respuesta de estiramiento similar tanto en el sentido transversal como vertical. Además, que la dirección transversal es 8 veces más rígida que la longitudinal tanto en los tests uniaxial como biaxial¹⁹. Los tests de tensión uniaxial de la línea alba tanto longitudinal como transversal muestran propiedades anisótropas, elevada *compliance* (cuando un órgano es capaz de “hincharse” en respuesta al aumento de su contenido, gracias sobretodo a sus fibras elásticas, y de retomar su forma original cuando la presión disminuye en su interior) en la dirección longitudinal mientras que en la dirección transversal muestran una resistencia 2-3 mayor que la longitudinal^{13,22}. El test de tensión biaxial ha mostrado ser 8-9 veces mayor¹⁹. Hay que tener en cuenta que la línea alba es 30% más fuerte que el tejido cicatricial por lo que acceder por esta línea puede dar más riesgo de eventración²³. Estudios recientes¹³ han observado unas propiedades anisotrópicas viscoelásticas no lineales de la línea alba y que bajo ciertas cargas las fibras de colágeno no se realinean del todo, lo que muestra la naturaleza compleja de esta estructura. Pero no sólo la línea alba de la pared abdominal participa en estos fenómenos biomecánicos sino también la estructuras musculo-aponeuróticas de la pared abdominal, por lo que algunos autores²⁴ han estudiado con pruebas de sobrecarga las propiedades de la vaina anterior y posterior de los rectos del abdomen evidenciando una propiedad anisotropa con una mayor rigidez en el eje vertical y mayor estabilidad en la vaina anterior que posterior. Por otro lado, los estudios sobre la influencia de la edad, obesidad y paridad no han sido concluyentes respecto a la mecánica de las vainas de los rectos²⁵ mientras que otros autores²⁶ han observado que la musculatura presenta mayor *compliance* que las fascias. Se ha evidenciado que el músculo transversal soporta la mayor sobrecarga a nivel de la pared abdominal mientras que el recto del abdomen la más baja de los músculos estudiados. Asimismo, se ha evidenciado que la musculatura masculina muestra mayor rigidez pasiva que la femenina. Junge et al²⁷ observaron que la mayor fuerza la tiene la dirección craneocaudal con 16 Newtons (N) seguido del mediolateral y oblicuo después. Podwojewski et al²⁸ describieron que la superficie externa de la pared abdominal soporta el doble de tensión

que la superficie interna por lo que se deduce la importancia de la mecánica de la vaina anterior de los rectos.

Si se le añade una prótesis a la pared abdominal ya sea de profilaxis o tratamiento, las características biomecánicas pueden cambiar. Klinge et al²⁹ observaron con estereografía en 3D que la compliance de la pared abdominal con la malla puesta se ve disminuida con el movimiento mientras que no varía en pasivo³⁰. Además, otro estudio observó que la rigidez aumenta con el uso de mallas de mayor peso³¹. Song et al³² estudiaron con rayos infrarrojos *in vivo* la elasticidad de la pared abdominal durante una laparoscopia mientras que Hernández Gascón et al³³ describieron que los tejidos más rígidos como la línea alba son las estructuras más importantes para la estabilidad mecánica de la pared abdominal.

Mientras que los estudios clínicos y experimentales mencionados llegan a conclusiones bastante aceptables, las pruebas *ex vivo* tienen sus limitaciones por tratarse de cadáveres o estudios en laboratorio. El modelo computacional o matemático en muchas ocasiones se basa en supuestos errados como propiedades isotrópicas, uniformidad de la pared abdominal o de sus capas, propiedades mecánicas lineales. Por ello los estudios en animales permiten ciertas ventajas porque se pueden hacer experimentos no posibles en humanos, control estricto del diseño y tener bajo coste.

Así pues, la gran similitud de la línea alba y de las estructuras musculoponeuróticas de la pared abdominal en porcino y humano hace que el primero sea un sustituto ideal para estudios referentes a esta pared abdominal sobretodo de la línea alba³⁴ y, poder extrapolarlos en cierta medida al humano por su similitud en microestructura y comportamiento mecánico. Es por ello, que se consideró al cerdo como el animal idóneo para el desarrollo de esta tesis.

Se presenta un estudio orientado hacia la descripción y análisis de las fuerzas de cierre de la laparotomía en diferentes distancias al borde aponeurótico y la capacidad de resistencia a la rotura una vez realizado su cierre.

2. ANTECEDENTES

La realización de una incisión a nivel de la línea media del abdomen (línea alba) se denomina laparotomía media y constituye uno de los procedimientos más frecuentes en la cirugía abdominal. A pesar del importante desarrollo del abordaje laparoscópico en los últimos 25 años, la cirugía abdominal por laparotomía sigue empleándose considerablemente por lo que este tipo de incisión permanece con una vigencia indudable y no genera discusión alguna a la hora de tomar la decisión de realizarla. Se sabe que este tipo de incisión permite un acceso rápido y seguro a la cavidad abdominal con una visión amplia de la misma. Sin embargo, no todo son ventajas ya que el daño generado en las estructuras de la pared abdominal es mayor y su cierre de una manera inadecuada puede generar una dehiscencia, es decir, una separación de los bordes de la aponeurosis que puede ser de presentación precoz o tardía. La dehiscencia del cierre de la laparotomía media surge como un problema fundamental y frecuente en estos pacientes.

Cuando nos referimos a una dehiscencia precoz, la denominamos evisceración cuya incidencia varía entre el 1-3%^{20,44} y que generalmente se presenta dentro de las 2 primeras semanas posteriores a la cirugía. La dehiscencia tardía llamada eventración o hernia incisional se presenta meses o años después de la cirugía y tiene una incidencia variable. El 90% de éstas se producen durante el primer año de la cirugía^{45,46}.

La incidencia de la eventración en los últimos 20 años no ha experimentado cambios a pesar de los avances tecnológicos tales como la variedad de técnicas quirúrgicas y materiales utilizados para el cierre de la laparotomía media o de otro tipo. No se ha evidenciado una reducción de su incidencia que se mantiene entre un 5-24% según algunas series^{47,45}. Es llamativo que sólo en los Estados Unidos de Norteamérica (EEUU) de las más de 2 millones de laparotomías⁴⁸ que se realizan, la eventración ocurra hasta en un 28 % en óptimas condiciones y su recurrencia varía entre el 20-40%⁴⁹. Esta situación hace que se incrementen los costes y la morbilidad en los pacientes

requiriendo en muchas ocasiones múltiples cirugías. Un estudio realizado el 2011⁵⁰ estimó los costes totales de una eventroplastia en un grupo de pacientes con ingreso y sin ingreso alcanzando un total de US \$ 3200 millones en el 2006. Es decir, que la reducción de un 1 % de la ocurrencia de eventraciones puede permitir un ahorro de hasta US\$ 32 millones. Mientras que en EEUU se operan 300000 eventraciones por año, en Europa 400000⁵¹ con un incremento anual de dichas eventroplastias entre 1-3% por año. Earle et al⁵² estimaron el coste de la eventroplastia laparoscópica en US\$ 7389 y abierta en US\$ 8314. Fischer et al⁵³ evidenciaron en un estudio retrospectivo que los costes de reparar las eventraciones y sus comorbilidades en pacientes sometidos a cirugía abdominal o ginecológica entre los años 2005-2013 supuso más de US\$17,5 millones en los EEUU. En Europa, el 2003 se estimó un coste de US\$ 8351 para la eventroplastia abierta y de US\$ 9366 para la laparoscópica⁵⁴. Estudios recientes⁵⁵ evidencian que a pesar de transcurridos más de 10 años, de haberse desarrollado nuevas técnicas, de haber mejorado tecnológicamente, los gastos se mantienen o incluso han aumentado con lo que se demuestra que hay factores que se escapan de nuestra consideración.

Hasta la actualidad existe controversia sobre la mejor estrategia para el cierre de la laparotomía media debido a que los estudios randomizados controlados no llegan a conclusiones estadísticamente significativas^{56,57,58,59}. Como consecuencia, no hay consenso con una clara evidencia en relación al cierre de la laparotomía media aunque existen guías como la de la *European Hernia Society (EHS)*²³ que recomiendan el cierre siguiendo la relación longitud de la sutura/longitud de la herida (*Suture Length/Wound Length (SL/WL)*) ≥ 4 y con puntos cortos (*short stitches* o *small bites*). Sin embargo, esta declaración tiene una evidencia baja y la recomendación es débil por lo que en la actualidad el cierre de la laparotomía se realiza en general dependiendo de la experiencia del cirujano y de lo aprendido durante su formación.

Por otra parte, los materiales que se utilizan para la sutura y la técnica empleada cambian dependiendo del cirujano y de los recursos que se dispongan en el centro de trabajo por lo que los resultados obtenidos son

diversos. Durante más de 2 décadas se han ido publicando numerosos estudios clínicos y experimentales así como revisiones sistemáticas y meta-análisis para proporcionar una mejor guía en el uso de materiales y métodos de cierre de la pared abdominal^{60,58}. Lamentablemente estos estudios carecen de homogeneidad debido a la diversidad de variables existentes lo que hace que haya diferentes interpretaciones de los resultados. Como se ha comentado previamente, muchos cirujanos ya sea debido a la costumbre o a la experiencia utilizan un tipo de material y/o método haciendo caso omiso a las guías orientativas basadas en la evidencia científica para un mejor cierre de la pared abdominal, lo que se asocia a una mayor probabilidad de complicaciones como es la dehiscencia de dicha sutura⁶¹.

Lamentablemente no sólo es una cuestión de técnica para evitar la aparición de una eventración ya que existen una serie de factores que influyen directa o indirectamente⁴⁷. En primer lugar depende del tipo de laparotomía y aunque se sabe que la laparotomía media permite una rápida y mejor accesibilidad a la cavidad abdominal se ha evidenciado que las laparotomías transversas son menos eventrógenas⁶². Asimismo, está la técnica y material empleado por el cirujano que permita un correcto afrontamiento de los bordes y sin una tensión excesiva o en mejor medida libre de tensión para impedir el desgarro del tejido. La elevada tensión al cerrar una laparotomía constituye el factor de riesgo intraoperatorio más prevalente para desarrollar una eventración futura⁶¹. Por otro lado está el factor paciente en el cual la lista de causas es amplia pero las más importantes son la infección de la herida quirúrgica, malnutrición⁶³ hábitos tóxicos como el tabaco, la obesidad y últimamente el llamado factor biológico que es debido a una alteración del colágeno en la zona de cicatrización⁷. La mayoría de las eventraciones se desarrollan por una ruptura mecánica del tejido de los bordes aponeuróticos de la laparotomía durante la fase inicial de cicatrización. Se sabe que en el proceso de cicatrización la fuerza de la herida es directamente proporcional a la fase de cicatrización, así tenemos 4 fases: hemostasia, inflamatoria, proliferativa y de remodelación. Las fases de hemostasia e inflamatoria serán importantes en la génesis de este tipo de hernias.

Por otro lado, una técnica incorrecta durante el cierre de la laparotomía es un factor predisponente. Se sabe que la herida de una laparotomía es totalmente dependiente de la sutura hasta que la fuerza de cierre a nivel de la herida alcance la fuerza de apertura o tracción de ésta, entendiéndose como fuerza de cierre (F_c) aquella que permite mantener afrontados los bordes de la herida mientras que la fuerza de tracción (F_{tr}) aquella para separar dichos bordes.

Respecto a las fuerzas de cierre, diversos autores han demostrado experimentalmente el efecto que puede ejercer el tipo de material de sutura utilizado tanto en la fuerza de cierre como en el proceso de cicatrización^{64,65}. La tensión de la sutura ejercida sobre el tejido no se puede medir debido a la carencia de instrumentos, para ello Höer et al⁶⁶ observaron experimentalmente mediante una técnica de videografía con fluorescencia laser que la perfusión de los tejidos en la zona del cierre de la laparotomía disminuía hasta un 30% en suturas con alta tensión. Esta disminución llegó hasta un 50% en las siguientes 4 horas retornando al 70% inicial a las 72 h. Si la sutura se realizó sin tensión se evidenció que la sutura interrumpida alcanzaba niveles de perfusión similares que al inicio mientras que con la sutura continua sólo en un 90%. La perfusión tisular de la herida es un factor que hay que tener en cuenta ya que para iniciar la cicatrización se requiere al menos 30 mmHg de O₂ a nivel tisular^{67,68,69}. El hecho de realizar una sutura muy tirante, es decir, con elevada tensión puede causar una hipoperfusión tisular y repercutir en el proceso de cicatrización e incluso aumentar el riesgo de infección⁷⁰, es por ello que, en pacientes que se les realiza una laparotomía urgente y que están en mal estado general (hipotensos, hipoperfundidos) y con un abdomen muy distendido la posibilidad que haya un defecto en la cicatrización es alta por lo que la sutura con elevada tensión influirá en una reducción significativa de la perfusión tisular respecto a la sutura sin tensión. Con ello se sabe que la perfusión es mayor en la línea alba que en el resto de las fascias de la pared abdominal y no al contrario como han propugnado algunos autores⁷¹. La técnica de sutura y las fuerzas de cierre ejercidas no solo tienen un efecto en la fuerza mecánica sino también a nivel de las fibras de

colágeno y de su composición ultraestructural para el proceso de cicatrización.

Existen varios estudios diseñados para mejorar los resultados del cierre de la laparotomía enfatizando en la técnica quirúrgica y en las propiedades mecánicas del tipo de sutura y el uso de una malla. La mayoría de los casos de dehiscencia en la sutura de una laparotomía está dada por un desgarro de la aponeurosis producida por el material de sutura y en mucho menor proporción por una inadecuada técnica en anudar el hilo o por su ruptura. Por lo tanto, es importante considerar a parte del calibre y tipo de sutura, el grosor de la aponeurosis y sobretodo la distancia del punto de sutura al borde de la misma⁷². Existen estudios experimentales que recomiendan colocar puntos de sutura más cerca entre sí al borde de la herida^{72,73} apoyando que la distancia óptima sería entre 1,2 -1,5 cm. Si las fuerzas de tracción (F_{tr}) resultaran mayores que las fuerzas de cierre (F_c), entonces se produciría un desgarro en la aponeurosis, un fallo en el proceso de cicatrización y en consecuencia una dehiscencia de la sutura. Los fibroblastos, sintetizadores de colágeno, cumplen un rol fundamental en esta cicatrización y dependen de señales mecánicas para regular su homeostasis. Estas señales mecánicas que ocurren durante el cierre de laparotomía afectan la activación del fibroblasto, la estructuración de la matrix extracelular, la síntesis de colágeno y en última instancia la recuperación de la fuerza de cierre previa de la aponeurosis. Debemos tener en cuenta que la aponeurosis es la única estructura de contención y en donde se realiza el proceso reparativo. Desde el punto de vista estrictamente mecánico, la pared abdominal se comporta como una unidad funcional dinámica, con una actividad contráctil continua por lo que la fuerza de tracción de la aponeurosis puede variar.

Existen estudios en cadáveres humanos en relación a la fuerza de cierre^{37,38} a lo largo de la laparotomía, tanto en la aponeurosis posterior como en la anterior siguiendo el modelo experimental de Nahas-Ferreira⁷⁴ no habiendo encontrado diferencias estadísticamente significativas. Por otro lado C. Hollinsky et al.⁷⁵ compararon en cadáveres las F_{tr} de la línea alba intacta y tejido cicatricial hallando una menor capacidad de resistencia en este último²². En este aspecto tenemos una limitación ya que estos estudios fueron

realizados en cadáveres y se podría deducir que la dinámica de la pared abdominal respecto al paciente vivo es diferente y, por lo tanto, también los resultados obtenidos.

Por otro lado, en base a los conocimientos anatómicos y funcionales de la pared abdominal debemos tener en cuenta que tanto las características de los bordes por donde vamos a iniciar la sutura, así como la tensión ejercida sobre los mismos no son iguales en todos los pacientes por lo que su medición es un procedimiento fundamental para el conocimiento del comportamiento biomecánico de la pared abdominal.

Por todo lo anteriormente expuesto se puede evidenciar que no hay estudios que midan las fuerzas de cierre de la aponeurosis *in vivo* y la comparen con variables biométricas en consecuencia, se desconoce las F_{tr} ejercidas por los bordes aponeuróticos de una laparotomía media y, por ende, las F_c a la que se debería dejar la sutura de la laparotomía. Por lo tanto, se puede decir que, correlacionando los factores mecánicos dado por las F_c y las características biométricas de la pared abdominal podremos determinar la distancia del borde de la laparotomía a la que se debe colocar el punto de sutura con la menor tensión para evitar en la medida de lo posible un desgarro de la aponeurosis.

3. MARCO TEÓRICO

Las bases teóricas del estudio biomecánico del cierre de la pared abdominal se sustentan en el entendimiento de la anatomía y fisiología de la pared abdominal, de la interacción dinámica que se produce entre las estructuras de la misma, de los tipos de incisiones y de cierre de la pared abdominal, del estudio de las eventraciones como complicación más frecuente, de las diferentes fuerzas que están implicadas durante el cierre y/o ruptura de la pared abdominal y finalmente, del tipo de materiales empleados.

3.1 PARED ABDOMINAL

3.1.1 ANATOMÍA

La pared abdominal está conformada por una estructura músculo-aponeurótica que presenta 3 zonas claramente definidas: anterior, lateral y posterior. Por cuestiones prácticas las zonas anterolaterales se estudian como una sola mientras que la zona posterior suele ser un tema aparte. En general la cavidad abdominal se haya circunscripta por formaciones esqueléticas y musculo-aponeuróticas.

Las formaciones esqueléticas están dadas por la columna vertebral (C. vertebralis), en su porción lumbar (V. lumbares) y sacra (V. sacrales), últimas costillas (Os costale), cartílagos costales (C. costalis) y huesos coxales (Os ilium).

Las formaciones musculares abdominales (musculi abdominis) se agrupan clásicamente en cuatro regiones, (Orts y Lorca, 1970; Testut y Latarjet, 1979; Rouviere y Delmas, 2005; Ellis, 2006; Gray, 2010):

1. Región anterolateral
2. Región posterior o lumboilíaca
3. Región superior o diafragmática
4. Región inferior o perineal

La región anterolateral de abdomen está formada por los siguientes músculos: recto del abdomen, piramidal del abdomen, oblicuo externo del abdomen, oblicuo interno del abdomen y transverso del abdomen (fig. 1).

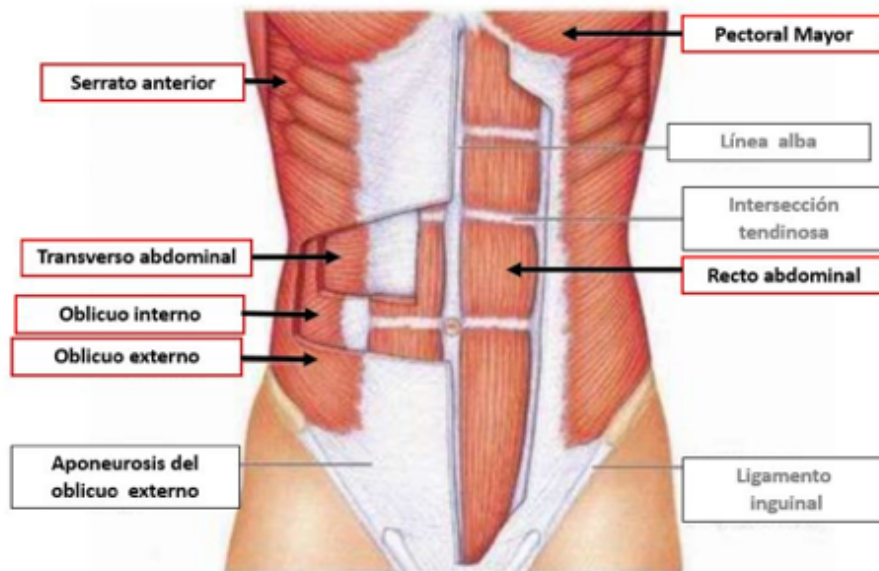


Fig. 1 Estructuras músculo aponeuróticas de cara anterolateral del abdomen. Cortesía Dolopedia.

Músculo recto del abdomen:

Situado en la cara anterior justo lateral a la línea media, es un músculo acintado, ancho es su parte superior desde el esternón y costillas y más estrecho en la inferior hasta el pubis (fig. 2). Posee fibras longitudinales interrumpidas en forma regular por intersecciones aponeuróticas generalmente de 3 ó 4 lo que le da un carácter poligástrico. En general estas intersecciones ocupan todo el ancho del músculo, pero no en profundidad. Su inserción en la parte superior viene dado a nivel de la cara anterior del 5º, 6º y 7º cartílagos costales y, en ocasiones en el apéndice xifoides. Esta inserción tiene lugar por tres digitaciones de las cuales la más lateral se inserta en el cartílago más craneal (5º) y la más medial en el más caudal (7º). A partir de allí sus fibras descienden de forma vertical hasta insertarse en el borde superior del cuerpo del pubis por un tendón aplanado y corto de unos 25-30 mm y que posee un fascículo interno y otro externo más ancho. En ocasiones

cuando no existe el músculo piramidal el recto del abdomen se inserta en la cara anterior del pubis.

El recto del abdomen se encuentra envuelto en una estructura fibrosa resistente formada por las aponeurosis de los músculos laterales descritos posteriormente. Su irrigación está a cargo de la arteria epigástrica inferior que discurre por la cara dorsal y lateral del músculo dando ramas que lo penetran anastomosándose con ramas provenientes de la arteria epigástrica superior (fig. 3). Por otro lado, su inervación está dada por lo 6 últimos nervios intercostales y la rama abdominal del nervio iliohipogástrico (fig. 4)

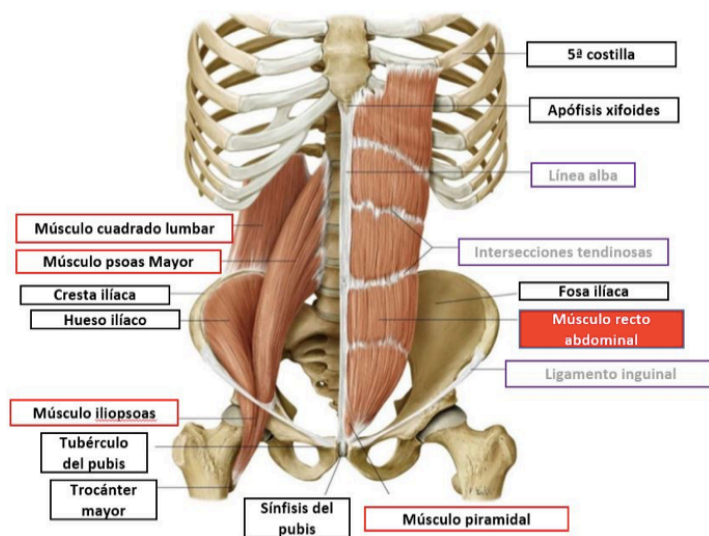
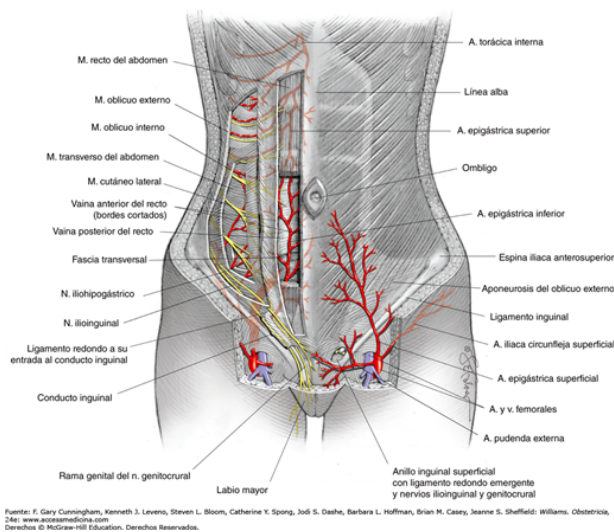


Fig. 2 Músculo recto del abdomen. Cortesía Dolopedia



Fuente: F. Gary Cunningham, Kenneth J. Leveno, Steven L. Bloom, Catherine X. Spong, Jodi S. Dashe, Barbara L. Hoffman, Brian M. Casey, Jeanne S. Sheffield: Williams. Obstetricia, 24ra. www.accessmedicine.com. Derechos © McGraw-Hill Education. Derechos Reservados.

Fig. 3 Irrigación de músculos rectos del abdomen

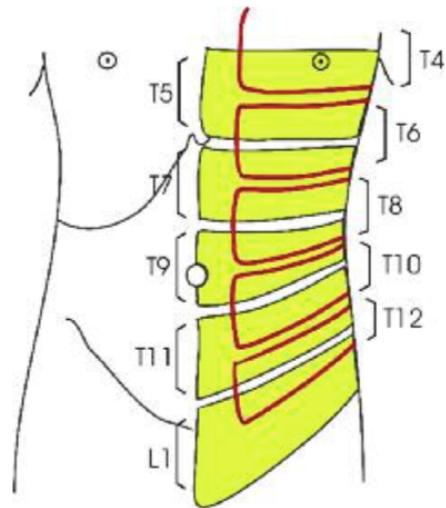


Fig. 4 Inervación de los músculos rectos del abdomen. (Gosling y colab)

Músculo piramidal del abdomen:

Es un músculo pequeño e inconstante ubicado en la región inferior y anterior del abdomen. Son de forma triangular de base inferior y vértice superior (fig. 5). Se inserta en el borde superior del pubis por detrás del recto del abdomen y se dirige hacia arriba y a la línea media hasta la mitad entre el pubis y el ombligo. Su irrigación viene dada por ramas de la arteria epigástrica inferior y su inervación por ramas de la T12.

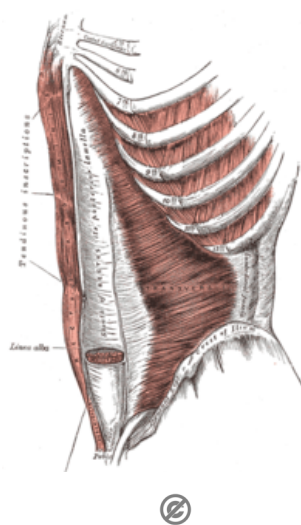


Fig. 5 Músculo piramidal del abdomen. (Gray)

Músculo oblicuo externo del abdomen:

Es el más extenso de los músculos del abdomen y sus fibras se dirigen de arriba a abajo y de afuera hacia adentro (fig. 6). Se inserta en la cara externa y borde inferior de las 7-8 últimas costillas entrecruzándose con digitaciones del músculo serrato mayor y con el dorsal ancho. Sus fascículos superiores son casi horizontales mientras que los inferiores casi verticales. Las inserciones inferiores se dividen en 3 fascículos que van hacia la cresta iliaca, borde anterior del hueso coxal, al pubis y a la línea alba:

Inserción en la cresta iliaca: Son los fascículos posteriores e inferiores, es decir, los que presentan una dirección vertical que provienen de la 10º, 11º y 12º costillas insertándose en el borde externo de la cresta iliaca a través de un tendón corto carnoso y en la espina iliaca anterosuperior con un tendón aponeurótico.

Inserción del borde anterior del hueso coxal: Son los fascículos que provienen de la 8ª y 9ª costilla y se dirigen al borde anterior del hueso coxal. El resto de este hueso lo ocupa las inserciones del músculo psoasiliaco, la vena y arteria iliacas y el músculo pectíneo de tal manera que el borde anterior del hueso coxal sólo queda libre en el borde superior de la cresta pectínea hasta la espina del pubis. Es en esta porción de unos 20-24 mm que se insertan estos fascículos del oblicuo externo recibiendo el nombre de ligamento de Gimbernat. De esta manera, la inserción en el borde anterior del hueso coxal de la aponeurosis del oblicuo externo forma una especie de arco o puente que se extiende desde la espina iliaca anterosuperior a la espina del pubis, dejando por debajo y hacia atrás todas las formaciones que van desde la pelvis al muslo ya mencionadas. Este puente es una tensa cinta aponeurótica denominada arco crural que ha recibido distintas denominaciones: arco femoral, cintilla iliopubiana, ligamento de Falopio, ligamento de Poupart, cintilla inguinal o, cintilla inguinocrural.

Inserción del pubis: Los fascículos aponeuróticos que continúan hacia la línea media desde su inserción en la cresta pectínea se insertan en el pubis entre la espina y la sínfisis con una distribución arciforme permitiendo el paso del cordón espermático o ligamento redondo. Estos fascículos son 3: (2 superficiales y 1 profundo):

-Fascículos superficiales: Son 2, externo e interno. El externo se inserta en la espina del pubis y en el tendón del aductor mediano. El interno en la sínfisis del pubis mezclándose con los fascículos internos contralaterales. Al separarse estos 2 fascículos delimitan una zona triangular de base inferior que en la parte proximal se refuerzan con unas fibras transversales denominadas fibras intercolumnarias, fibras de aspa, fibras arciformes o fibras de Porier y Mc Kenzie constituyendo el orificio inguinal superficial (fig. 7).

-Fascículo profundo: Situado detrás del pilar interno, se dirige a la línea media y se cruza al otro lado para insertarse en el labio anterior del borde superior del pubis recibiendo el nombre de ligamento de Colles. Ambos pilares posteriores se entrecruzan en la línea media por delante de los rectos del abdomen para fijarse el derecho en el pubis izquierdo y viceversa.

Inserción de la línea alba: Los fascículos que están por encima de aquellos que se insertan en el pubis se dirigen hacia la línea media. Allí se entrecruzan con los del lado opuesto constituyendo un rafe muy resistente denominada línea alba.

La irrigación del músculo oblicuo externo está dada por ramas de las 4 últimas arterias costales y lumbares. En la zona iliaca se irriga por la arteria circunfleja iliaca profunda. Su inervación viene dada por las ramas abdominales de los nervios intercostales inferiores y por las ramas abdominales de los nervios iliohipogástrico e ilioinguinal.

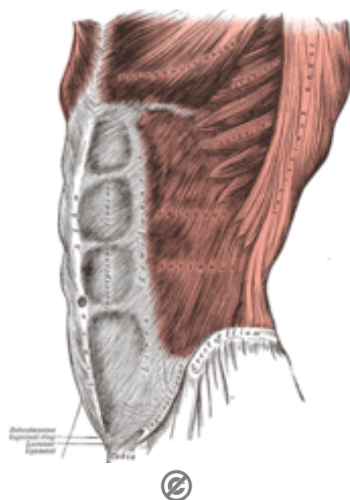


Fig. 6 Músculo oblicuo externo del abdomen. (Gray)

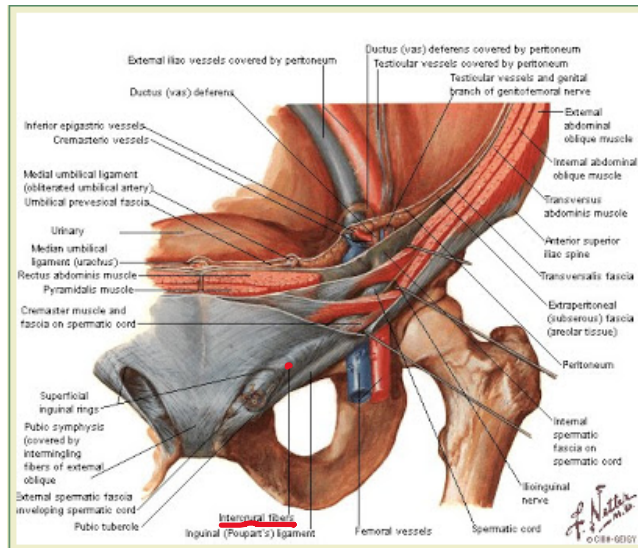


Fig. 7 Fibras arciformes o fibras de Porier y Mc Kenzie. (Netter)

Músculo oblicuo interno del abdomen:

Ubicado por detrás del oblicuo externo, es de forma aplanada y ancha con una dirección de sus fibras de abajo hacia arriba y de afuera hacia adentro (fig 8). Se extiende desde la región lumboiliaca a las últimas costillas, línea alba y pubis.

Se inicia en el tercio externo del arco crural a nivel de la espina iliaca anterosuperior y entre los labios externo e interno de la cresta iliaca en los dos tercios anteriores. Por detrás se fusiona con el dorsal ancho a través de su aponeurosis posterior que se inserta en la apófisis espinosa de la primera vértebra sacra y última lumbar. Desde este punto de inserción posteroinferior, las fibras se dirigen a modo de abanico hacia las 12^a costilla, apéndice xifoides y pubis. Presenta entonces 3 fascículos:

-Fascículos posteriores: Vienen de la aponeurosis lumbar y de la parte media de la cresta iliaca dirigiéndose hacia arriba hasta los tres a cinco cartílagos costales continuándose con los músculos intercostales internos que son los homólogos del oblicuo interno en el tórax.

-Fascículos anteriores: Son los más inferiores y se fusionan con los fascículos correspondientes con el músculo transverso subyacente formando el denominado tendón conjunto e insertarse en el borde superior del pubis a nivel su espina y cresta pectínea.

-Fascículos medios: Se dirigen hacia la línea media a través de una extensa aponeurosis. A nivel del recto abdominal se dividen en 2 hojas, una anterior y otra posterior. La hoja anterior pasa por delante del recto abdominal y se une con la aponeurosis del oblicuo externo para insertarse con la del lado opuesto en la línea alba. La hoja posterior va por detrás del recto abdominal uniéndose con la aponeurosis del músculo transverso para insertarse con su homóloga del lado opuesto a nivel de la línea alba. Este desdoblamiento del fascículo medio ha sido descrito por la mayoría de los autores como Rouviere y Delmas 2005 o Gray 2010.

El músculo oblicuo interno está irrigado por las colaterales externas de las arterias epigástrica profunda y de la mamaria interna, por las dos últimas intercostales, por la cuarta lumbar y por las ramas ascendentes de la circunfleja iliaca profunda. Su inervación está dada por los últimos 4 nervios intercostales y las ramas abdominales del iliohipogástrico e ilioinguinal.

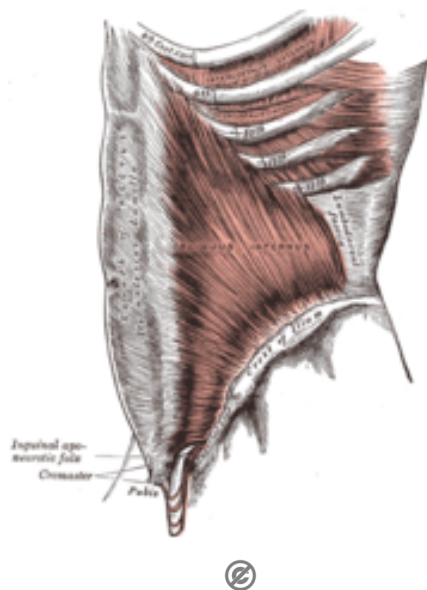


Fig. 8 Músculo oblicuo interno del abdomen. (Gray)

Músculo transverso del abdomen:

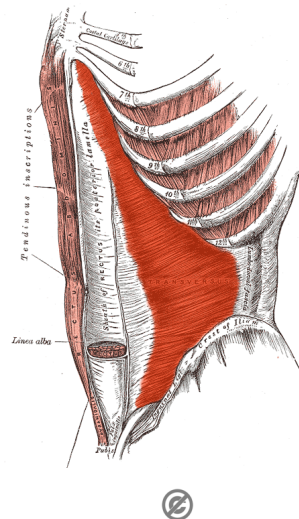
Situado inmediatamente por detrás del oblicuo interno, este músculo recibe su nombre por la orientación de sus fascículos. Tiene forma cuadrilátera y se extiende desde la columna vertebral a la línea alba, presenta fibras musculares

en su parte media y es aponeurótico en ambos extremos formando junto con su homólogo, un cilindro hueco (fig. 9).

Se inserta en su origen en la cara interna de la porción cartilaginosa de las 6 últimas costillas con unas digitaciones que se entrecruzan con las del diafragma, en la porción interna de la cresta iliaca, en sus tres cuartos anteriores, en el tercio externo del arco crural (al igual que el m. oblicuo interno) y en las apófisis transversas de la columna lumbar a través de una ancha aponeurosis denominada aponeurosis posterior del transverso. De estas 3 inserciones, las fibras se dirigen hacia adelante para formar la aponeurosis anterior del músculo transverso que al llegar a la altura del borde externo del recto abdominal ipsilateral se fusiona con la hoja posterior de la aponeurosis anterior del oblicuo interno y juntas pasan por detrás del recto abdominal, llegando a la línea alba para entrecruzarse con la del lado opuesto. Las fibras que provienen del tercio externo del arco crural se insertan en el pubis y en la cresta pectínea fusionándose con los haces pubianos del m. oblicuo interno formando una estructura llamada tendón conjunto.

La irrigación del músculo transverso es menor respecto a los oblicuos, en su tercio proximal recibe ramas de la mamaria interna, en la zona media por las colaterales externas de la epigástrica y en su parte inferior por ramas de la circunfleja. Su inervación es la misma que el m. oblicuo interno a través de los 4 últimos intercostales y las ramas abdominogenitales del iliohipogástrico e ilioinguinal.

Fig. 9 Músculo transverso del abdomen. (Gray)



Un dato importante de los músculos laterales es la continuidad muscular toracoabdominal que se da en el caso del músculo oblicuo externo por los músculos serrato mayor y dorsal ancho, el músculo oblicuo interno con los intercostales internos y el músculo transverso con el diafragma. Pero también están involucrados otros músculos del tórax como el pectoral mayor, músculo braquio-tóraco-abdominal, los cuales entran en la constitución de la vaina anterior del recto abdominal, en especial en el sector torácico de la misma, ubicándose ventralmente al recto abdominal, entrelazando sus fibras aponeuróticas con el pectoral mayor del lado opuesto de manera que al formar parte de la vaina, forma parte de la pared. Por otro lado, en la parte posterior se encuentra la parrilla condrocostal con los músculos intercostales que dan continuidad a la vaina posterior del recto abdominal.

Por debajo del reborde costal, siempre ubicados en la región supraumbilical, es el músculo oblicuo externo quien se dispone ventral al recto abdominal, junto con el aporte de la hoja anterior de desdoblamiento de oblicuo interno, la cual no toma inserción en el reborde costal y no llega a tapizar las porciones más altas de este sector. Posterior al recto abdominal se disponen la hoja posterior del oblicuo interno y el músculo transverso que tiene la característica este último, en este sector supraumbilical, de llegar carnoso hasta casi la línea media. Asimismo, el oblicuo externo se separa de la vaina y el oblicuo interno es más lateral que anterior y solo queda el músculo transverso con la misma disposición que en la región supraumbilical, el cual ya no llega en forma carnosa a la línea media sino aponeurótica.

La línea Alba

El conocimiento profundo de esta estructura anatómica es importante para el estudio realizado en esta tesis.

Se extiende desde el xifoideas hasta la sínfisis del pubis. Es una banda de tejido fibroso y denso formado por la fusión de las aponeurosis de los oblicuos externo e interno y del transverso (fig. 10). Es más amplia al llegar al xifoideas llegando a medir hasta 2,5 cm de ancho. En su porción supraumbilical sus fibras entrelazadas dejan unos pequeños orificios por donde pasan vasos y nervios.

Askar⁷⁶ es uno de los investigadores que describió las características anatómicas de la línea alba y la decusación de sus fibras . Además, evidenció que una decusación simple constituía un riesgo para la aparición de una hernia epigástrica, umbilical e hipogástrica. Según este autor el triple patrón de decusación confiere a la línea alba una resistencia adicional. En el año 1996 Rath et al²⁴ realizaron en cadáveres estudios biomecánicos evidenciando la elasticidad y capacidad de deformación y fuerza de rotura en las zonas supraumbilical (SU), umbilical (U) e infraumbilical (IU) de la pared abdominal. La región IU mostró mayor coeficiente de elasticidad que la SU pero no se vieron diferencias en cuanto a la fuerza de rotura. También, observaron que a partir de los 45 años la línea alba era más amplia. Axer et al¹⁵ observaron que la línea alba estaba constituida por 3 tipos de haces de fibras de colágeno: fibras oblicuas descendentes de derecha a izquierda (oblicua I), fibras descendentes de izquierda a derecha (oblicua II) y fibras transversales. Forman una red tridimensional mezclándose entre sí, pero siempre en capas adyacentes de manera que con una fibra nunca se atraviesan 2 o más capas. Hay 3 zonas que se diferencian: la más superficial formada por fibras oblicuas I y II (lamina fibrae oblicuae) con 4-6 haces; la segunda capa por fibras transversas con 6 haces y la capa más profunda por fibras oblicuas (lamina fibrae irregularium) con solo 2 haces (fig. 11). La línea alba es un sistema cooperante de fibras. Este grupo también evidenció que los diámetros de los haces eran más gruesos en la zona IU que en la SU y U. Además, se vio que las fibras oblicuas predominaban en la zona SU (implicadas en los movimientos del tronco) y las fibras transversas en mayor proporción en la zona IU. Para Korenkov et al⁷⁷ la resistencia biomecánica de la línea alba no dependería del entrecruzamiento de sus fibras sino de su densidad y diámetro.

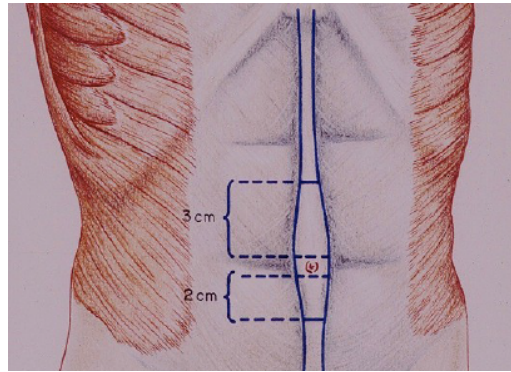


Fig. 10 Línea alba. Cadaver as an experimental model to study abdominal wall tension. Nahas 2003

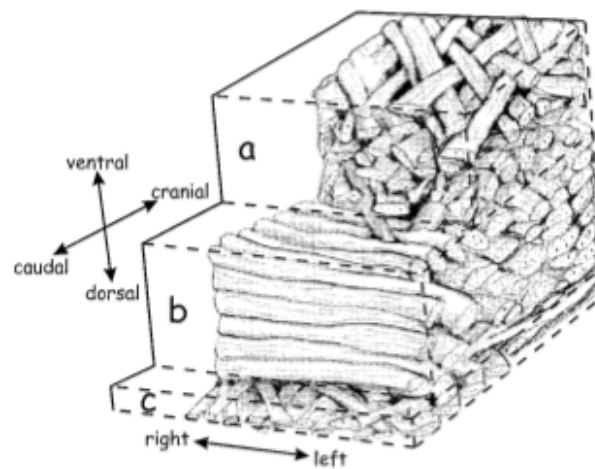


Fig. 11 Zonas de la línea alba. Tipos de fibras de haces de colágeno. Axer H. et al. Journal of surgical research 2001

Cengiz et al⁷³ evidenciaron que el cierre en masa causaba más dehiscencia que el cierre solo de la aponeurosis, es decir, de la línea alba. Höer et al⁷⁸ evidenciaron que la sutura continua con material no absorbible es más eficaz en la regeneración del tejido que la sutura interrumpida con material absorbible. Hodgson et al⁷⁹ llegaron a la misma conclusión.

Respecto al calibre de la sutura Campbell et al⁸⁰ estudiaron en cadáveres y no vieron diferencias de desgarros entre 2-0 hasta 2.

Fascia transversalis:

Es una lámina aponeurótica que recubre interiormente la pared muscular abdominal completa, tapizando la cara profunda del músculo transverso. Sus fibras de colágeno están principalmente orientadas en dirección perpendicular

a la dirección craneocaudal del cuerpo humano (fig. 12). En la mitad superior de la pared abdominal es muy fina y adherida a la fascia peritoneal, siendo más firme conforme va bajando a la zona infraumbilical. Por lo tanto, recubre toda la cara profunda del músculo transverso a excepción de la parte de su aponeurosis que, por debajo de la línea arqueada, esta aponeurosis pasa por delante del recto abdominal mientras que la fascia transversalis abandona la aponeurosis del transverso y pasa por detrás de recto abdominal quedando en esta zona sólo fascia transversalis y peritoneo. En la parte superior del abdomen esta fascia transversalis se fusiona íntimamente con el diafragma.

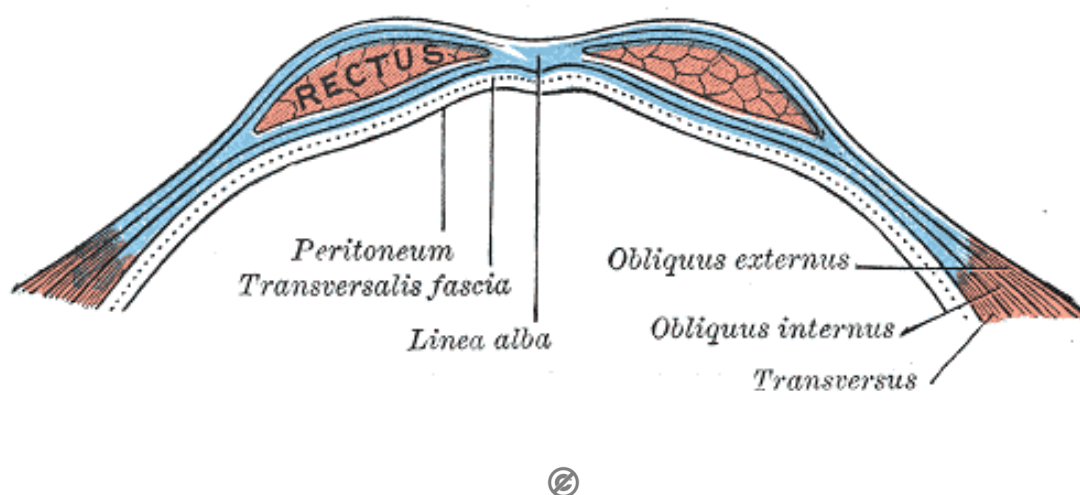


Fig. 12 Fascia transversalis (Gray)

La línea arcuata, arqueada o arco de Douglas (LA):

Descrita por el anatomista escocés James Douglas está constituida por 2 arcos tendinosos cóncavos en sentido caudal, marca la división anatómica por donde las fibras de las aponeurosis de los músculos laterales del abdomen pasan todos por delante de los músculos rectos del abdomen a excepción de la fascia transversalis. Esta transición se da por una parte de las fibras desde la parte posterior a la anterior dando origen a la Línea Arcuata (LA) (fig. 13) que tiene una convexidad superior⁸¹ y que unen las espinas iliacas anterosuperiores (EIAS) aunque en otros casos es más superior. En algunas ocasiones esta transición se da gradualmente hasta la cresta del pubis⁸²

evidenciando varias líneas secundarias por lo que para muchos anatomistas es cuestionable su existencia. A pesar de ello, lo que se cree actualmente es que la LA tiene una morfología variada. En un estudio realizado⁸³ se evidenció que el 65% de los cadáveres examinados presentaban unas fibras posteriores que gradualmente iban desapareciendo sobre la fascia transversalis. Respecto a la cresta del pubis, la LA se localiza a unos 8 cm (13-4) según Mac Vay and Anson. Se acepta también que la LA se encuentra a un 71% de la distancia entre la sínfisis del pubis y el ombligo y a un 34% de la distancia entre la sínfisis del pubis y la apófisis xifoides. Por detrás del transversus se encuentra la fascia transversalis, la capa celuloadiposa (de Richet), la fascia preperitoneal (de Cloquet) y el peritoneo.

La LA es un punto de referencia fundamental en la cirugía actual de la pared abdominal especialmente al realizar una separación posterior de componentes ya sea con abordaje abierto o laparoscópico.

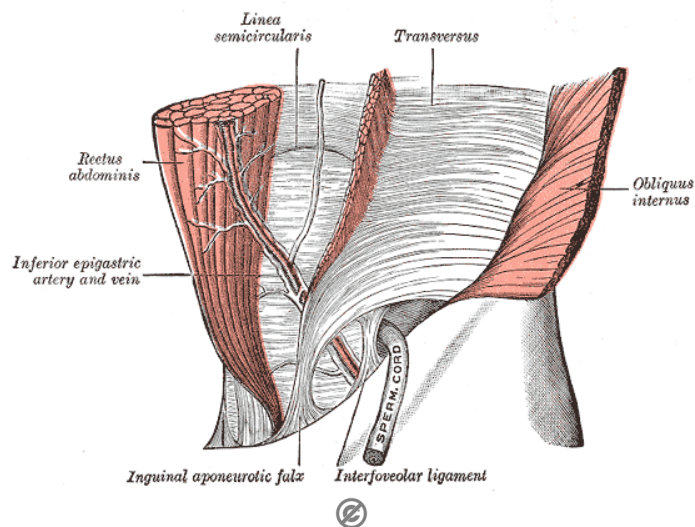


Fig. 13: Línea arcuata (Gray)

La Línea Semilunar:

El límite aponeurótico denominado línea semilunar (fig. 14) nace a nivel del orificio inguinal profundo o por fuera de él en el 90% de los casos y asciende craneal y lateral hasta el nivel de la línea umbilical donde forma la parte más externa o saliente a la que se denomina "ángulo aponeurótico del transversus", craneal y lateral al "ángulo carnososo o entrante del oblicuo externo". A partir

del nivel umbilical se dirige craneal y medial en dirección al xifoides, cruzando el borde lateral del músculo recto abdominal y después su cara dorsal. La zona aponeurótica latero-rectal del transverso del abdomen se conoce como aponeurosis o zona semilunar o de Spiegel. Medialmente, esta aponeurosis se integra a la vaina rectal, dorsal al recto abdominal por arriba de la LA, y ventral a este músculo por debajo de dicha línea. En forma constante la fusión de las aponeurosis del transverso y del oblicuo interno a lo largo del borde lateral del recto, formando una cuerda o cinta aponeurótica pararectal extendida desde la rama superior de la línea semilunar hasta la espina del pubis la que se denomina banda pararectal externa. Esta banda tiene una amplitud promedio de 1 cm en la parte craneal y 0,5 cm a nivel de la espina del pubis y está atravesada en su coalescencia por los vasos y nervios intercostales antes de penetrar en la vaina rectal. En la región el transverso presenta dos zonas musculares, una superoexterna, por fuera de la rama superior de la línea semilunar, y otra inferoexterna por fuera de la rama inferior de la línea semilunar

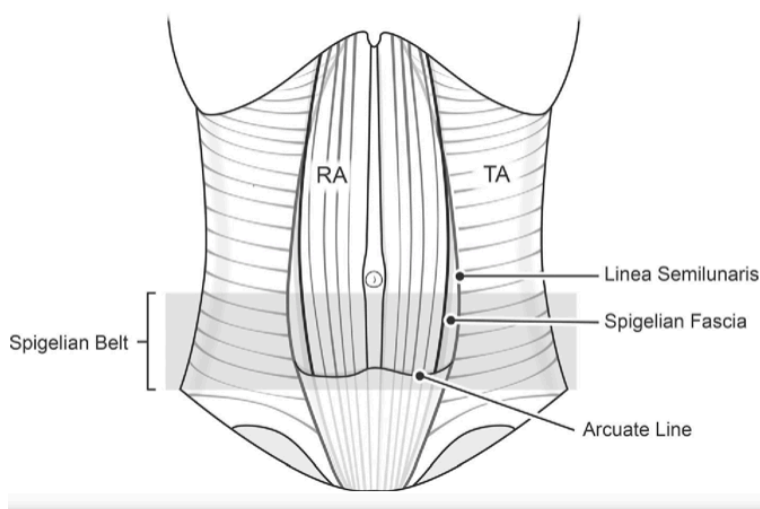


Fig. 14 Línea semilunar. (Webber V. Hernia 2017)

En esta descripción anatómica, las sutiles diferencias morfológicas de estas variaciones pueden representar sustanciales diferencias fisiológicas y biomecánicas con implicancias médicas y quirúrgicas. El transverso es el

principal músculo contenedor abdominal, mientras que los oblicuos tienen otra función.

Visión general de la irrigación de la pared abdominal:

La irrigación arterial presenta numerosas variaciones, se describen dos sistemas principales:

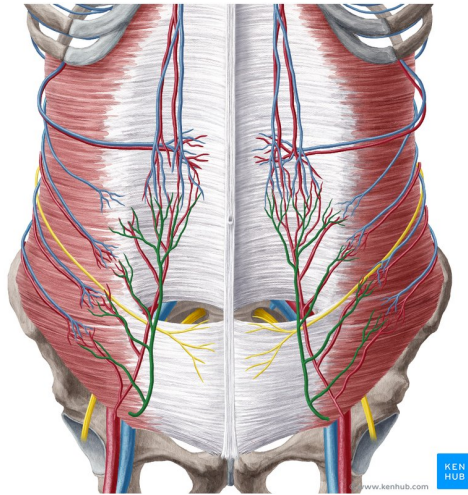
1. **Sistema vertical anterior:** La arteria epigástrica superior se anastomosa con la arteria epigástrica inferior, rama de la ilíaca externa, que penetra a nivel de las líneas arcuatas, entre el músculo recto abdominal y la hoja posterior de su vaina (fig. 15). Los vasos epigástricos inferiores dan ramas mediales o umbilicales y laterales. De estos últimos nace la arteria del diedro lateral de la vaina rectal, a nivel del borde externo del recto y limitado por fuera por la banda pararectal externa. Esta arteria es variable en diámetro, pero constante en su presentación. Se la encuentra en las ampliaciones hacia la vaina de la incisión de Mc Burney o en las transversales. Puede aislarse y ligarse, previa sección transversal de la hoja anterior de la vaina por detrás del oblicuo externo, como paso previo a la sección de la banda pararectal.

A su vez, a nivel abdominal se destacan las anastomosis retroxifoidea, un círculo arterial periumbilical, la anastomosis suprapúbica y con las obturadoras.

2. **Sistema transversal:** Formado por las 6 últimas intercostales y las lumbares, que siguen el trayecto de los nervios dando perforantes laterales y mediales a nivel de la vaina del recto abdominal (fig. 15). Dan ramas perforantes posteriores, laterales y anteriores, que se anastomosan con el sistema vertical anterior.

La arteria circunfleja ilíaca profunda, rama de la ilíaca externa, puede dar la arteria epigástrica externa De Stieda, a 4 ó 6 cm por debajo de la espina ilíaca anterosuperior, en dirección al ombligo, por delante del transverso del abdomen. A nivel de dicha espina termina en una rama ascendente abdominal. Estas ramas ascendentes reciben el nombre de sistema vertical lateral.

Fig. 15 Irrigación de la pared abdominal



En resumen, se tienen:

- Sistema vertical anterior: arterias epigástricas superior e inferior.
- Sistema transversal: arterias intercostales y lumbares.
- Sistema vertical lateral: ramas ascendentes de la arteria circunfleja iliaca profunda.
- Anastomosis con el sistema arterial superficial.

Visión general de la inervación de la pared abdominal:

La pared abdominal está inervada por los 6 últimos nervios intercostales y el 1^{er} nervio lumbar. Todos son nervios mixtos. Los 6 últimos nervios intercostales pasan a la pared abdominal entre las digitaciones del transverso del abdomen y transcurren entre este músculo y el oblicuo interno (fig. 16). Por lo general se dividen en dos ramas que se colocan entre la cara posterior del músculo recto abdominal y la hoja posterior de su vaina, excepto el 12^o nervio intercostal que pasa por delante del recto del abdomen, entre el músculo y la hoja anterior de la vaina. Dan también ramos dorsoespinales (con los perforantes posteriores), perforantes laterales y perforantes anteriores, que a nivel de la vaina rectal se dividen en un ramo lateral y otro medial. El ramo perforante lateral del 12^o nervio intercostal se dirige hacia la región glútea. El 1^o nervio lumbar perfora el transverso a 5 cm por detrás de

la espina ilíaca anterosuperior, a 2 cm de la cresta ilíaca. Da ramas perforantes glúteas y, único o dividido, termina mediante los nervios iliohipogástrico e ilioinguinal. El nervio iliohipogástrico perfora el oblicuo interno a 2,5 cm por dentro de la espina ilíaca anterosuperior y transcurre entre el oblicuo interno y el oblicuo externo. Medialmente perfora la aponeurosis del oblicuo externo a 3,5 cm por arriba del pubis. El nervio ilioinguinal se ubica por debajo del anterior, perfora el oblicuo interno y transcurre por el conducto inguinal, saliendo por el orificio inguinal superficial. Los nervios intercostales y el 1^{er} nervio lumbar dan inervación a los músculos toracoabdominales, a la pleura costal y parte periférica de la pleura y peritoneo diafragmático y peritoneo parietal. Por sus ramas perforantes inervan la piel y tejido celular subcutáneo. Macroscópicamente se observan las ramas comunicantes que unen los nervios raquídeos con los ganglios de las cadenas laterovertebrales del simpático.

En superficie, los 6 últimos nervios intercostales se proyectan desde el espacio intercostal correspondiente de la siguiente manera:

- El 8^o nervio intercostal en la mitad de la línea xifoumbilical.
- El 10^o nervio intercostal corresponde al ombligo, se prolonga en dirección a la espina ilíaca anterosuperior opuesta.
- El 12^o nervio intercostal en la mitad de la línea umbilicopubiana, se prolonga en dirección de la espina del pubis opuesta.
- El 7^o nervio intercostal en la mitad entre el xifoideas y el plano del 8^o nervio intercostal.
- El 9^o nervio intercostal en la mitad del 8^o y 10^o nervio intercostal.
- El 11^o nervio intercostal en la mitad del 10^o y 12^o nervio intercostal se prolonga hacia la mitad del ligamento inguinal opuesto.

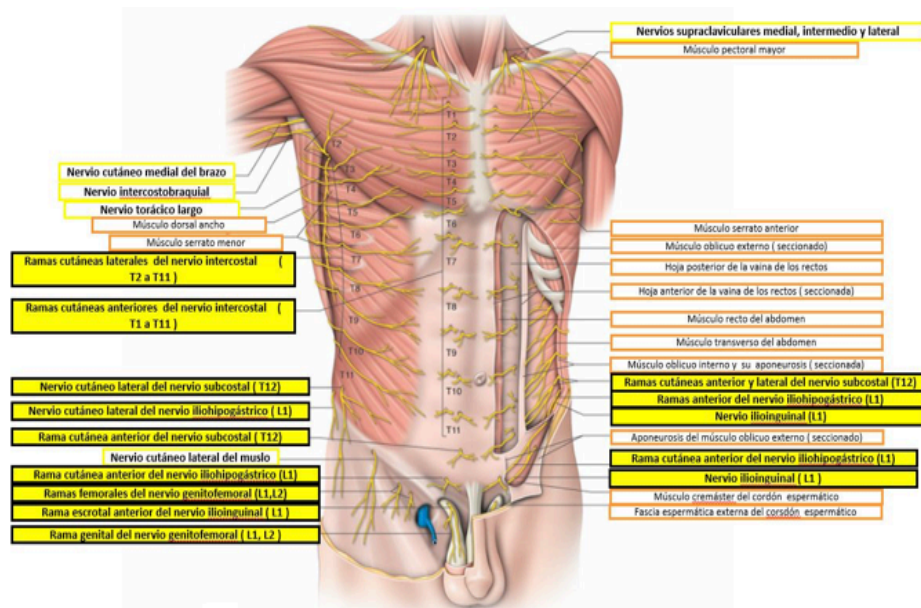


Fig. 16 Inervación de la pared abdominal. Cortesía Dolopedia

3.1.2 FISIOLÓGÍA

La función efectiva de los músculos anteriormente descritos viene dada por la sincronía de sus movimientos de manera que la actitud sinérgica de ambos m. transversos tensa horizontalmente la vaina del recto abdominal, y la actitud sinérgica del oblicuo externo de un lado (fibras descendentes) con el oblicuo interno del otro (fibras ascendentes) tensa oblicuamente la vaina, ocurriendo de manera opuesta en el lado contrario. Este mecanismo de tensado de la vaina genera la contracción efectiva del recto del abdomen, produciendo así la flexión del tórax sobre el abdomen.

La acción de manera simétrica del transverso y el músculo recto abdominal, fenómeno denominado “cupla muscular” por Cerezo y Ponisio (1989)⁸⁴ es la que genera una disminución de los diámetros anteroposteriores y laterolateral del cilindro abdominal, siendo por lo tanto los responsables del aumento de la presión intraabdominal. Los oblicuos interno y externo en tanto también formarían cuplas musculares, pero en este caso destinadas a la rotación contralateral.

El transverso, el músculo más profundo de la pared anterolateral y posterior del abdomen, por su disposición intratorácica y su fuerte inserción posterior, con su consecuente llegada a la línea media en toda su extensión tanto supra, como infraumbilical, demuestra ser el verdadero elemento de contención. La morfología cilíndrica del mismo abraza completamente la cavidad abdominal desde el plano más interno, sin importar cuántos elementos musculares o aponeuróticos colaboren con él desde lo externo. Este concepto, entonces, explica por qué no existen trastornos de la pared abdominal luego de incidir uno o ambos oblicuos, mientras se mantenga la indemnidad del transverso durante el tratamiento quirúrgico de la pared.

El músculo recto abdominal tiene la función de flexión del tronco o elevación de la pelvis, colabora con el proceso de espiración y mantener el tono de la pared abdominal. Además, participa en la prensa abdominal que es el proceso a través del cual se produce un aumento de la presión intraabdominal para toser, micciones, defecar etc...).

El músculo oblicuo externo cumple la función en un solo lado de rotación del tronco hacia el lado contralateral, inclinación del tronco y la elevación del borde pélvico lateral. De ambos lados permite la inclinación del tronco hacia adelante, elevación de la pelvis y, a su vez, colabora con la prensa abdominal y la espiración.

El músculo oblicuo interno tiene la función de contracción unilateral mediante la rotación del tronco hacia el mismo lado y hacia adelante. La contracción bilateral se produce mediante la inclinación del tronco hacia adelante y la elevación del borde anterior de la pelvis. Colabora también con la prensa abdominal y la espiración.

El músculo transverso tiene la función de mantener la presión y el tono de la cavidad abdominal, de la rotación del tronco hacia su mismo lado, la contracción y distensión bilateral de la pared abdominal. Colabora también con la prensa abdominal y la espiración.

Pero a pesar de todos estos conocimientos poco se sabe sobre el diseño estructural de la pared abdominal. Su arquitectura dicta la mayor parte de su comportamiento funcional. El área de sección transversal fisiológica representa el número de sarcómeras generadoras de fuerza orientadas en paralelo y predice la máxima fuerza isométrica. Las sarcómeras orientadas en

serie a través del músculo representan la longitud del fascículo para generar la máxima fuerza. El área de sección transversal está directamente relacionada con la máxima fuerza producida. Se ha evidenciado que el oblicuo interno tiene el potencial de generar la mayor fuerza isométrica pero a costa de poco cambio en su longitud⁸⁵. Los rectos del abdomen pueden generar una pequeña fuerza isométrica con grandes cambios de su longitud. El oblicuo externo puede generar fuerza a través de un amplio rango de longitudes y velocidades durante lateralización del abdomen mientras que el transverso juega un rol intermedio con una modesta fuerza de sección transversal y con la más corta longitud.

3.1.3 INCISIONES QUIRÚRGICAS

En términos generales una incisión quirúrgica en la pared abdominal se denomina laparotomía, aunque etimológicamente no es lo correcto ya que este término viene del griego que significa incisión del flanco mientras que celiotomía es un término que significa realizar una incisión en la pared abdominal. Por cuestiones prácticas se ha seguido llamando laparotomía a la incisión de la pared abdominal.

Se han descrito diversas incisiones con nombres propios que pueden producir confusión y debido a que se han ido reduciendo por cuestiones de necesidad o costumbre o por la laparoscopia esta dificultad se ha simplificado.

Toda laparotomía debe seguir unos principios y condiciones que se exponen a continuación:

- Debe permitir un acceso fácil, rápido y cómodo para una buena exploración y exposición adecuada de los órganos implicados en el procedimiento a realizar.
- Debe poder ampliarse en la dirección requerida, interfiriendo lo menos posible en las funciones de la pared abdominal.

- Debe reducir al mínimo la destrucción anatomofuncional de la pared abdominal, evitando la sección de nervios motores (no más de uno) y la sección perpendicular a la dirección de las fibras músculoaponeuróticas interfiriendo con sus líneas de fuerza, lo que produce retracción de los extremos de sección. La cicatriz resultante estará sometida a tracción continua por el tono y la contracción muscular.
- Debe ser de reconstrucción fácil y permitir una sólida reparación, sin tensión excesiva y manteniendo la presión intraabdominal dentro de parámetros normales.
- Debe permitir un resultado estético lo más satisfactorio posible.

Las incisiones se definen según su dirección, situación y el modo de atravesar la pared, según los planos en simples (en igual sentido), o complejas (en distinto sentido); y en generales o especiales, según los órganos.

1- Incisiones verticales

a) Medianas:

- Supraumbilical.
- Infraumbilical.
- Suprainfraumbilical (Exploradora).
- Xifopubiana.

b) Paramedianas

- Interna.
- Transrectal.
- Externa.

c) Laterales: por fuera de la vaina de los rectos abdominales.

2- Incisiones transversales: uni o bilaterales.

- a) Supraumbilicales.
- b) Medioabdominales.
- c) Infraumbilicales.

- 3- Incisiones oblicuas:
 - a) Hacia abajo y hacia la línea media.
 - b) Hacia abajo y afuera.
- 4- Incisiones combinadas.
- 5- Incisiones abdominotorácicas.

Incisiones verticales

Deben ser medianas o paramedianas internas. Las otras solo se utilizan excepcionalmente y por su sentido son de ejecución y cierre más rápido. En caso de emergencias pueden cerrarse en un plano de puntos totales. No lesionan vasos y nervios de importancia. En algunas regiones permiten mayor exposición y pueden ampliarse con mayor facilidad en sentido vertical y transversal, en T o en L, y hacia la caja torácica. Son más propensas a la eventración y a la dehiscencia postoperatoria por la tracción lateral que ejercen los músculos laterales sobre los músculos rectos y la línea de sutura. Las incisiones superiores producen una modificación del patrón respiratorio, con aumento de la frecuencia, disminución del volumen corriente, capacidad vital y volumen espiratorio forzado en un segundo.

Incisiones transversales (rectilíneas o curvilíneas)

Pueden realizarse en cualquier lugar de la pared abdominal. Con respecto a la línea blanca pueden ser derechas, izquierdas o bilaterales, con o sin sección de los músculos rectos. Son de ejecución y reparación más lenta, pueden ampliarse lateralmente o en forma vertical sobre la línea media. Hay menor grado de destrucción de vasos y nervios. Requieren menor tensión para aproximar los bordes debido a la tracción lateral de los músculos laterales haciendo que ésta tienda a aproximarse facilitando el cierre del peritoneo, de la hoja posterior de la vaina y el músculo transverso. Son menos eventrógenas y tienen mejor resultado estético por ser paralelas a las líneas de Langer. La sección transversal de los rectos en el sector supraumbilical debido a la presencia de metámeras hace que la retracción de los cabos sea menor,

produciendo una cicatriz semejante a una metámera a los dos meses. A nivel infraumbilical produce una retracción significativa de los cabos, que impiden su aproximación correcta por ausencia de metámeras, por lo que dicha sección debe efectuarse a ras del pubis para su reinscripción.

Incisiones oblicuas

Las de dirección hacia abajo y afuera se efectúan en la región supraumbilical (incisiones subcostales derechas e izquierdas). Son mutilantes y seccionan los nervios intercostales y los músculos en dirección perpendicular a sus fibras. Son de reparación difícil en caso de eventración si se efectuaron cerca del reborde condrocostal. La incisión subcostal derecha modificada efectuada a 5 cm del reborde costal, entre la línea media y la medioaxilar, con sección del recto y los músculos anchos en dirección de sus fibras, lesiona solo el 8° nervio intercostal. Las de dirección hacia abajo y adentro pueden ser supraumbilicales, perpendiculares al reborde condrocostal, desde el 7°, 8° y 9° espacio intercostal, puede no lesionar nervios y ampliarse hacia el tórax. Las infraumbilicales comprenden la clásica incisión para apendicectomía (Mc Burney), pudiendo efectuarse en la fosa ilíaca izquierda para colostomías.

Las incisiones combinadas pueden ser verticales y transversales o verticales y oblicuas tanto uni como bilaterales. Un ejemplo clásico para el acceso en la cirugía hepatobiliopancreática es la incisión de Makucchi que combina una incisión vertical más oblicua o la incisión tipo Mercedes que combina una incisión subcostal bilateral y una vertical hacia el xifoides. También se utiliza una incisión transversal más vertical en la llamada en L invertida. Estas incisiones si bien permiten un acceso amplio de la zona supramesocólica, incluso se puede ampliar hasta el tórax, tienen la desventaja de que son muy eventrógenas sobretodo en la zona de intersección de las incisiones.

3.1.4 CIERRE DE LAS INCISIONES

El cierre de la pared abdominal ha ido presentando en la última década modificaciones en su concepto. Desde que históricamente se recomendara un cierre tenso con una sutura de gran calibre seguido de un cierre sin tensión con una separación de 1 cm al borde de la herida (puntos largos) y una relación de 4/1 respecto a la longitud de la sutura y longitud de la herida descrita por Jenkins⁶¹, en la actualidad la recomendación es de realizar una sutura a 5-6 mm del borde de la herida con una sutura fina del 2-0 (puntos cortos). A lo largo de los años las tendencias varían según los estudios que se van realizando ya que inicialmente se recomendaba que la sutura continua era la ideal para cerrar una laparotomía pero con hilo no absorbible⁷⁹, la evidencia actual recomienda el hilo monofilamento absorbible de larga duración como se describirá más adelante.

Siguiendo con el concepto de puntos cortos llamado en el término anglosajón *short stitches o small bites*, fue investigado por primera vez en un modelo experimental en ratas⁷² en el que se comparó la resistencia del cierre de la laparotomía tomando una distancia al borde de la aponeurosis de 3, 6 ó 10 mm de tejido y con puntadas a intervalos de 3, 4 y 6 mm y, realizando siempre una sutura con una relación 4/1. Se evidenció mayor resistencia al realizar mayor número de puntadas. Este estudio realizado en ratas inicia el tema de los puntos cortos y de la resistencia de la herida cerrada. La relación de la longitud de la sutura/longitud de la herida fue al menos de 4 y se evidenció que inmediatamente luego del cierre de la sutura la ratio fue menor en el grupo de sutura a 10 mm del borde de la aponeurosis que los de 6 mm. Asimismo se evidenció que la presión de *bursting*, es decir, de rotura o dehiscencia del cierre fue mayor en el grupo de 10 mm que aquéllos colocados a 3 mm inmediatamente después de realizar el cierre pero, 4 días después la presión fue menor en el grupo de 10mm que en el de 3 y 6 mm. La diferencia que se observa a los 4 días se debe al proceso inflamatorio que se produce hasta 15 mm del borde de la aponeurosis con depósito de colágeno, procesos de degradación, y reorganización. Un dato interesante es que la presión de *bursting* aumenta con el número de puntadas utilizadas. En otro estudio

randomizado⁸⁶ en la que se compararon pacientes cuya laparotomía media fue cerrada con una sutura continua de PDS 0 y otro grupo con una sutura del 2/0, se evidenció una reducción de la aparición de hernia incisional con este último grupo. El ensayo clínico **STITCH**⁸⁷ compara la realización de puntos largos frente a puntos cortos pero tiene el problema que se usaron diferentes calibres y agujas de la sutura. El mismo problema lo presenta el ensayo clínico **ESTOIH**⁸⁸. Existe también algún grupo⁸⁹ que ha estudiado las características mecánicas del borde aponeurótico considerando que el intervalo de sutura ideal sería de 10-15 mm.

Lamentablemente no se ha llegado a un consenso en cuanto a una estrategia en el cierre de la laparotomía media o transversa⁵⁶ pero existen grupos que luego de un extenso estudio de la evidencia actual ha dado una serie de recomendaciones. Es el caso de la *European Hernia Society* (EHS)²³ que ha redactado unas guías para el cierre de la pared abdominal basada en la evidencia y proponiendo recomendaciones que se resumen en lo siguiente:

- Se recomienda seguimiento de cierre de laparotomías de hasta 24 meses para determinar si existe una eventración. Evidencia débil y recomendación fuerte.
- Se recomienda realizar incisiones fuera de la línea media. Evidencia moderada y recomendación fuerte.
- La sutura continua en cierre de laparotomía programada es la recomendada. Evidencia baja y recomendación fuerte.
- No se recomienda el cierre del peritoneo. Evidencia baja y recomendación débil.
- El cierre se recomienda en masa. Evidencia muy baja y recomendación débil.
- Se recomienda una ratio SL/WL al menos de 4. Evidencia baja y recomendación débil.
- Si se hace un prospectivo de cierre de la pared abdominal se recomienda medir la ratio y el número de suturas.

- No se recomienda el uso de sutura de rápida absorción. Evidencia moderada y recomendación fuerte.
- Se recomienda el uso de sutura de absorción lenta. Evidencia baja y recomendación débil.
- Se recomienda el uso de sutura monofilamento continuo para el cierre de la laparotomía media. Evidencia muy baja y recomendación débil.
- No hay recomendaciones para el calibre de las suturas ni del tipo de aguja. No hay evidencia.
- No hay recomendación para el tipo de sutura en urgencias ni en laparotomías fuera de la línea media.
- No hay recomendación para el uso de suturas de retención. Evidencia baja.
- No se recomienda colocar drenaje subcutáneo. Evidencia moderada y recomendación fuerte.
- No hay recomendación para el uso de faja en el postoperatorio por la evidencia muy baja. Lo mismo para restricción de la actividad física.
- Se recomienda el uso de malla profiláctica en cierre de la laparotomía media electiva en pacientes de alto riesgo. Evidencia moderada y recomendación débil.
- No hay recomendación para la posición de esta malla ni el método de fijación ni el tipo de malla para la profilaxis en cierre de la laparotomía media. Evidencia muy baja.
- Se recomienda cerrar la aponeurosis al usar trócares ≥ 10 mm. En paciente de alto riesgo se recomienda colocar malla. Evidencia moderada y recomendación débil.

3.1.5 HERNIA DE LA PARED ABDOMINAL

En este capítulo se comentan las hernias que corresponden a la pared abdominal anterolateral y no se incluyen las hernias de la región inguino-femoral ni lumbar.

3.1.5.1. CLASIFICACIÓN:

Desde que en el año 2000 Schumpelick propusiera que era urgente una clasificación de las hernias de la pared abdominal así como se tenía de las hernias inguinales muchos autores han ido proponiendo sendas clasificaciones pero sin haberse unificado los criterios⁹⁰. Chevrel y Rath⁹¹ también en el 2000 propusieron una clasificación de las eventraciones utilizando 3 parámetros simples. El primero consistía en la localización de la hernia en la pared abdominal dividido en Medial (M1-M4) y Lateral (L1-L4). En segundo lugar, por el tamaño de la hernia considerando que el diámetro transversal o ancho (*Width*) era el parámetro más importante dividiéndolo en 4 (W1-W4). El tercer parámetro se refirió a las recurrencias (R0, R1, R2.) en cuanto al número de éstas que había presentado. Ammaturo y Bassi⁹² añadieron un nuevo parámetro que hacía referencia a la relación entre la superficie de la pared abdominal y la superficie del defecto para evitar problemas de hipertensión abdominal a la hora de elegir el tratamiento quirúrgico. Recientemente Dietz et al⁹³ propusieron una alternativa diferente en la que se inclina variables como la fisionomía del abdomen, morfología de la hernia y factores de riesgo para la recurrencia dando recomendaciones para su tratamiento quirúrgico.

Ante esta variabilidad de criterios la EHS decidió formalizar un consenso en la clasificación de las eventraciones y hernias ventrales⁹⁴. La primera decisión fue separar las hernias ventrales de las eventraciones excluyendo las eventraciones paraostomales que, aunque son eventraciones, debido a su comportamiento y propiedades específicas debería tener una clasificación propia.

Para las hernias ventrales se decidió considerar la localización y tamaño del defecto. Respecto a la localización, en la zona media se tiene la umbilical y la epigástrica mientras que en la parte lateral la de Spiegel (semilunar) y lumbar. Respecto al tamaño del defecto se consideró el diámetro: pequeño (< 2cm), mediano (2-4) y grande (>4 cm) (tabla 1)

Tabla 1. Clasificación de las hernias ventrales según la EHS:

E H S					
Primary Abdominal Wall Hernia Classification		Diameter cm	Small <2cm	Medium ≥2-4cm	Large ≥4cm
Midline	Epigastric				
	Umbilical				
Lateral	Spigelian				
	Lumbar				

En cuanto a las eventraciones se han dividido la zona medial en 5 partes: M1 (subxifoideo), M2 (epigástrico), M3 (umbilical), M4 (infraumbilical) y M5 (suprapúbico). La zona lateral como sigue: L1 (subcostal), L2 (flanco), L3 (Fosa iliaca) y L4 (lumbar) (tabla 2).

El diámetro o *width* (W) de la eventración se definió como la máxima distancia entre los márgenes laterales del defecto, y si existiera más de uno serían el margen lateral de los más laterales. De tal manera que quedaría de la siguiente manera: W1 (< 4cm), W2 (4-10cm) y W3 (>10 cm).

Tabla 2. Clasificación de las eventraciones según la EHS:

E H S			
Incisional Hernia Classification			
Midline	subxiphoidal	M1	
	epigastric	M2	
	umbilical	M3	
	infraumbilical	M4	
	suprapubic	M5	
Lateral	subcostal	L1	
	flank	L2	
	iliac	L3	
	lumbar	L4	
Recurrent incisional hernia ?		Yes <input type="radio"/>	No <input type="radio"/>
length:	cm	width:	cm
width cm	W1 <4cm <input type="radio"/>	W2 ≥4-10cm <input type="radio"/>	W3 ≥10cm <input type="radio"/>

3.1.5.2. TÉCNICAS DE REPARACIÓN

Las técnicas quirúrgicas en el tratamiento tanto de la eventración como de la hernia ventral son muy variadas. El tratamiento de la eventración se puede hacer por 2 vías de abordaje: Abierto y laparoscópico. En cuanto al abordaje laparoscópico, debido al desarrollo tecnológico, actualmente se subdivide en laparoscópico convencional o robótico. Este último no hay que confundirlo como técnica como se han descrito algunos autores, la técnica que se emplea es posible realizarla en la laparoscopia convencional, aunque con mayor facilidad. En general se recomienda el tratamiento quirúrgico de las hernias incisionales, aunque sean asintomáticas ya que más del 75% pueden presentarla en algún momento y de ello un 30% debutar como una urgencia.

Existe una gran variedad de técnicas para el tratamiento de la hernia incisional y depende básicamente de 5 factores: tamaño del defecto transversal, complejidad del paciente, habilidad del cirujano, conocimiento de la técnica y disponibilidad de materiales. Por lo tanto, no habrá una técnica estandarizada y se intentará aplicar la más adecuada para el paciente según sus características y los medios disponibles. Además, por las características anatómicas y funcionales de la pared abdominal se tendrá en cuenta diferencias entre la cara anterior y lateral.

A continuación, se nombrarán las técnicas más habituales en este tipo de cirugía sin ahondar en su descripción por no ser la finalidad de esta tesis.

Según el abordaje:

-Abierta

-Laparoscópica

Abordaje abierto:

Este tipo de cirugía a pesar de la aparición de la laparoscopia ha permanecido vigente por su fácil aprendizaje, el tipo de hernias complejas que la cirugía laparoscópica es inviable y el tema del uso de mallas extraperitoneales que en muchos casos se prefiere hace más complejo realizarlo via laparoscópica, aunque en los últimos años la robótica ha

facilitado esta posibilidad. A continuación, se describe las técnicas más habituales debido a que esta tesis no tiene la finalidad de explicar todas las técnicas existentes:

- Eventroplastia supraaponeurótica o prefascial: Es una de las técnicas más utilizadas en defectos de la línea media del abdomen y que consiste en cerrar el defecto de la pared y colocar una malla sobre el mismo. Si el defecto no se puede cerrar se amplía la disección hacia los músculos laterales realizando una Separación Anterior de Componentes de los músculos oblicuo externo y oblicuo interno.
- Eventroplastia abierta retromuscular: Es una técnica ampliamente utilizada en defectos de la línea media del abdomen por la cual la malla es colocada entre 2 planos: posterior y anterior de tal manera que casi siempre quedará cubierta por el plano anterior. En este caso la malla se apoya en la vaina posterior del recto abdominal y queda cubierta por el m. recto del abdomen y la vaina anterior. Si el defecto no se puede cerrar se amplía la disección hacia los músculos laterales realizando una Separación Posterior de Componentes de los músculos laterales oblicuo interno y transversos o entre el músculo transversos y su fascia transversalis conocida como *transversus abdominis release* (TAR)
- Eventroplastia intraperitoneal: Esta técnica consiste en acceder a la cavidad abdominal y colocar una malla apoyada justo debajo del peritoneo a nivel intraabdominal. En la mayoría de las ocasiones, con esta técnica no se cierra el defecto y se solapa la malla a más de 5 cm del defecto en toda su circunferencia. Es una técnica utilizada tanto en defectos de la línea media del abdomen como en la zona lateral.

Abordaje laparoscópico:

Este abordaje ha permitido, en ciertos tipos de hernia, ser menos invasivo que con el abordaje abierto. Se ha evidenciado una recuperación más rápida, menos tiempo para reiniciar las actividades diarias tanto laborales como físicas y con resultados en cuanto a recidiva comparables con el abordaje abierto. Lo cierto es que los resultados pueden ser tan diversos debido a que existen muchos factores que influyen en los mismos como el tipo de hernia,

la comorbilidad del paciente, la experiencia y destreza del cirujano, el despertar del paciente, la técnica empleada, etc... En cuanto a las técnicas en el abordaje laparoscópico desde que se iniciara con la colocación de una malla colocada intraperitonealmente sin reparar el defecto, muchos han sido los cambios que ha experimentado este abordaje. El cierre del defecto vía laparoscópica con diferentes modalidades de sutura y en muchos casos sin respetar la ratio 4:1 de la longitud de la sutura / longitud de la herida y con tensión, se realiza colocando una malla sobre dicha sutura. Dicha tensión se ha pretendido evitar realizando separación anterior de componentes vía endoscópica a través del tejido celular subcutáneo (TCSC) o una separación posterior de componentes vía laparoscópica. Otro problema que surgió con este abordaje fueron las adherencias que se han ido evidenciando a pesar de la colocación de mallas compuestas o que permiten el contacto con vísceras lo que ha causado gran preocupación entre los cirujanos y que ha motivado a buscar nuevas formas de reparar las hernias ventrales y eventraciones. Con el acceso preperitoneal/retromuscular desde la vía intraperitoneal se realiza un cierre del defecto, colocación de malla y cierre del peritoneo/aponeurosis, lo que se llama TAPP por las siglas en inglés *TransAbdominal PrePeritoneal approach*. Por otro lado, se ha evitado entrar a la cavidad abdominal accediendo al espacio retromuscular directamente, cerrar el defecto y colocar una malla con la técnica denominada TEP, también por las siglas en inglés *Total ExtraPeritoneal approach*. Estas 2 últimas técnicas son las que actualmente se están imponiendo con la técnica laparoscópica, pero, debido a la dificultad sobretodo en el cierre del defecto el cual suponen una sutura “al revés”, ha surgido una nueva modalidad de abordaje laparoscópico que es el robótico mal llamado técnica ya que no se trata de un tipo de reparación. Esta modalidad ha facilitado enormemente la reparación anatómica y funcional de la pared abdominal con colocación de una malla extraperitoneal y todo por un abordaje laparoscópico lo que ha revolucionado la cirugía de la pared abdominal. Los resultados preliminares con la cirugía robótica son buenos y habrá que esperar resultados a largo plazo para saber si verdaderamente el gasto y toda la logística que supone realizarlo tiene un coste efectividad favorable.

3.1.5.3 PRÓTESIS

Esta palabra que viene del griego “colocar antes” desde entonces muchos han sido los materiales utilizados para la reparación de las hernias⁹⁵ hasta que Koontz et al en 1959 propusieron la búsqueda de un material no metálico, sintético, no absorbible que sea resistente a la infección. Por tal motivo fueron diseñándose materiales como el polipropileno (PP), politetrafluoretileno (PTFE), dacron, orlón, poliestireno, mylar y marlex.

La interacción del material protésico con el tejido donde se implanta tendrá diferentes respuestas ya sean para beneficio o riesgo y ello dependerá de la respuesta biológica del mismo tejido, de la estructura de la prótesis y de factores mecánicos tanto de la prótesis como del tejido. Lamentablemente no hay uniformidad en este tipo de respuesta, aunque sea con la misma prótesis.

Según sus características de manufacturación pueden ser: sintéticas o biológicas

Sintéticas:

- Prótesis sintéticas no absorbibles
- Prótesis sintéticas no absorbibles con barrera
- Prótesis sintéticas parcialmente absorbibles
- Prótesis sintéticas absorbibles

Biológicas:

- Dermis humana
- Dermis porcina
- Intestino porcino
- Dermis bovina
- Pericardio bovino

Prótesis sintéticas no absorbibles: Son las más frecuentemente usadas. Se tienen las de polipropileno, poliéster y politetrafluoretileno.

Las mallas de polipropileno son las más ampliamente usadas, de características hidrofóbicas, reticulares que se manufacturan de diferente forma, fibra, tamaño del poro y densidad distintas. Las de poliéster también son reticulares pero hidrofílicas con respuesta biológica similar al polipropileno. El politetrafluoretileno expandido es laminar e hidrofóbico con una mínima reacción inflamatoria y formación de adherencias viscerales por lo que se ha ido usando ampliamente en la cirugía laparoscópica de la eventración.

Prótesis sintéticas no absorbibles con barrera: Este tipo de prótesis se diseñaron para su colocación intraperitoneal y, por un lado, permitir el contacto con las vísceras y por el otro una buena adherencia a la pared abdominal. La cara que permite el contacto con vísceras puede ser no absorbible o absorbible.

Prótesis sintéticas parcialmente absorbibles: Se mezclan materiales no absorbibles (polipropileno) y absorbibles (poliglactin 910) con la intención de disminuir la respuesta inflamatoria y dejar menor cuerpo extraño.

Prótesis sintéticas absorbibles: Como su nombre lo indica, son temporales y tienen por un lado la ventaja que pueden colocarse en zonas sucias contaminadas pero su reabsorción probablemente influye en aumentar el riesgo de recidiva.

Prótesis biológicas: Surgieron como una alternativa a las condiciones negativas que presentaba las prótesis sintéticas respecto a la contaminación, infección de una herida. Con el tiempo se ha observado que no son apropiadas en ambientes infectados y que debido a su degradación las recidivas pueden llegar a superar a las obtenidas con mallas sintéticas.

Al colocarse cualquier tipo de prótesis en la pared abdominal se debe considerar que habrá una interacción no sólo química sino también física con el tejido. Las prótesis presentan unas características mecánicas o físicas como son: peso, estrechamiento, distensibilidad, fuerza tensil, fuerza de ruptura, elasticidad, rigidez, compliance e isotropía. Así, se ha observado que las prótesis sintéticas no absorbibles se rompen a una fuerza de 56 Newton/cm aproximadamente³¹, además en modelos experimentales⁹⁶ se comprobó que a presiones intraabdominales de 200 mmHg aunque la malla no se rompe se

produce un desplazamiento del borde de la misma al defecto excepto si se ha dado un margen mínimo de 4 cm. Para ello es recomendable colocar la malla en su dirección más elástica al eje mayor del defecto. Teniendo en cuenta que las presiones de la pared abdominal pueden soportar fuerzas de 16-27 N/cm⁹⁷ y que las prótesis no absorbibles se rompen a una fuerza de 56N/cm está claro que en las recidivas de las reparaciones de las hernias o eventraciones hay otros factores implicados como la orientación de la malla, su solapamiento, etc...

3.1.6 ANATOMIA COMPARADA CON MODELO ANIMAL PORCINO

4.1.6.1 ASPECTOS GENERALES

El estudio de las patologías en humanos a través de los ensayos clínicos tiene unos límites éticos por lo que en muchas ocasiones no es posible obtener los resultados esperados. Esta limitación es aún mayor cuando se intenta entrenar en un tipo de cirugía específica y, aunque está la posibilidad de realizarlo en cadáveres frescos y preservados especialmente para ello, en muchas ocasiones la sensación de una cirugía en un ser vivo se pierde. Por tal motivo, se recurre al estudio en animales de experimentación, pero si se quiere obtener datos sobre alguna patología o realizar entrenamiento quirúrgico se debe considerar qué clase de animal será el más idóneo para ello. Para el desarrollo de esta tesis se buscó un animal que permitiera acercarnos lo mejor posible al problema que se había planteado. En primer lugar, al tratarse de un estudio sobre la tensión en la pared abdominal se tuvo que excluir animales de pequeño tamaño por ser incompatibles con una pared abdominal de un humano. Es sabido que el animal que tienen unas características más de lo que se creía tanto orgánicas como genéticas es el cerdo por lo que se decidió incluirlo para el desarrollo de esta tesis.

3.1.6.2 ANATOMÍA DE LA PARED ABDOMINAL DEL CERDO

La pared abdominal del cerdo tiene planos similares al del humano, aunque con alguna variación: Piel, fascia superficial, músculo cutáneo del tronco, fascia profunda, planos musculares (recto abdominal, oblicuo externo, oblicuo interno, transverso), fascia transversalis y peritoneo.

La piel de la zona anterolateral es relativamente más gruesa y velluda conforme se avanza hacia la zona posterior. Presenta generalmente 7 pares de pezones a lo largo de su cara anterior (fig. 17). Por debajo de la piel presenta un tejido graso denso pero escaso que se pierden junto con la llamada fascia superficial. En este plano se evidencian capilares que discurren en diferentes direcciones permitiendo la irrigación de la piel.



Fig. 17 Pared anterolateral del abdomen del cerdo

-Casi sin plano de separación aparece un tejido muscular llamado músculo cutáneo del tronco (fig. 18) conformado por fibras que tienen una orientación similar a las del músculo oblicuo interno, es decir, de fuera hacia adentro y de abajo hacia arriba. Este músculo es más grueso en su parte ventral, tiene una inserción inferior en la extremidad inferior ipsilateral del cerdo, dorsalmente a nivel vertebral, superior a la zona de la extremidad superior y ventralmente se confunde con la fascia del pectoral y en la zona media en la línea alba.

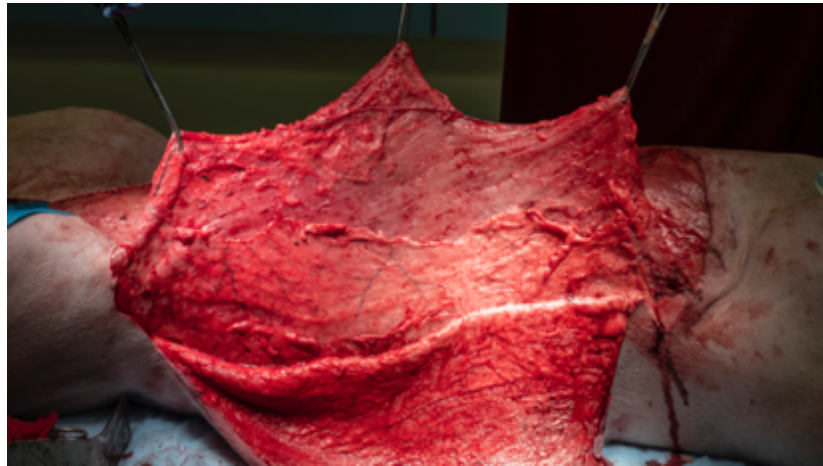


Fig. 18 Músculo cutáneo del tronco

-El músculo oblicuo externo surge de la superficie externa de las costillas y de la fascia dorsolumbar dirigiendo sus fibras musculares de arriba hacia abajo y de detrás hacia adelante insertándose en la línea alba con su parte aponeurótica e inferiormente al tendón prepúbico y al tubérculo coxal (fig. 19). Entre estas 2 inserciones la fascia se fusiona con el iliopsoas formando el ligamento inguinal. En esta zona el orificio inguinal superficial está lateral y algo craneal a la inserción del tendón prepúbico.

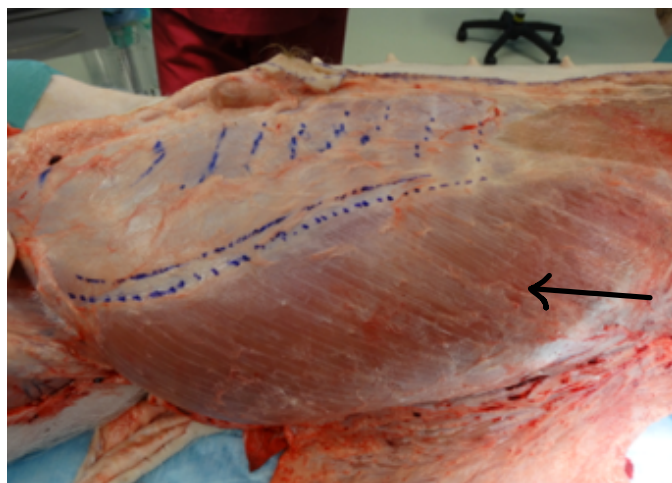


Fig. 19 Músculo oblicuo externo del abdomen del cerdo

-El músculo oblicuo interno es pequeño respecto al anterior en su parte muscular. Surge de la fascia dorsolumbar y por una estrecha aponeurosis de tubérculo coxal y de la zona lateral al ligamento inguinal. Su parte muscular tiene fibras en dirección de fuera hacia adentro y de abajo hacia arriba y con poco trayecto para pasar a su parte aponeurótica que se fusiona con la aponeurosis del oblicuo externo hacia la línea alba formando la vaina anterior de los rectos abdominales (fig. 20).

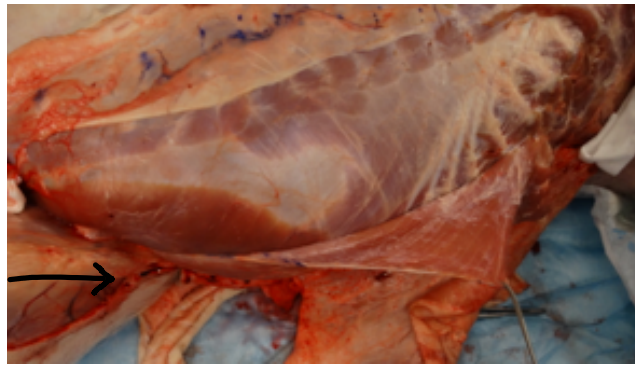


Fig. 20 Músculo oblicuo interno del abdomen del cerdo

-El músculo recto abdominal se origina de la superficie ventral del esternón y arco costal terminando con un tendón plano y triangular en la sínfisis del pubis. Es un músculo relativamente estrecho sobre todo en su parte media y se amplía hacia la parte inferior. Está dividido por varias metámeras en torno a 8-9 (fig. 21 a y b).



Fig. 21a Músculo recto abdominal del cerdo. Cara anterior



Fig. 21b Músculo recto abdominal del cerdo. Cara posterior

-El músculo transverso abdominal se continúa del transverso torácico insertándose en su parte craneal por detrás del esternón y de las costillas. Tiene una parte muscular mucho mayor que el oblicuo interno cubriendo gran parte de la zona lateral del abdomen excepto una pequeña zona estrecha y vertical en el muslo. Sus fibras musculares discurren en sentido horizontal desde la superficie interna del arco costal y del proceso transverso lumbar hasta la transición a aponeurosis desde el cartílago xifoides siendo más ancha conforme se dirige hacia la pelvis estrechándose nuevamente de forma brusca justo a nivel del tubérculo coxal. Su aponeurosis va por detrás del recto formando la vaina posterior del mismo siendo muy delgada (fig. 22).

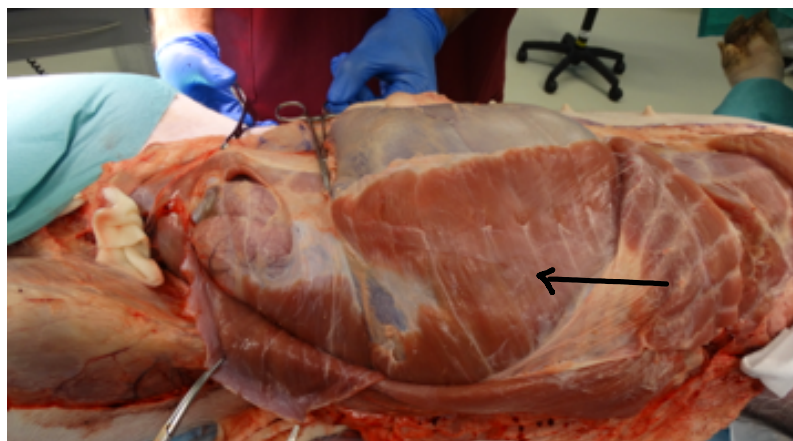


Fig. 22 Músculo transverso de abdomen del cerdo

Lateralmente al músculo recto abdominal se evidencia una zona aponeurótica amplia de unos 10 cm de longitud y de 5 cm de ancho que sólo está cubierta por el músculo cutáneo del tronco y algo por el músculo oblicuo externo por lo que constituye probablemente una zona de debilidad de la pared abdominal del cerdo.

Con respecto a la irrigación de la pared abdominal, la zona ventrolateral está suplida por 2 grupos de vasos: ventral y dorsal. La zona dorsal está irrigada por los vasos craneales abdominales y los iliacos circunflejos profundos. La zona ventral por los vasos craneales y caudales epigástricos. Todos estos vasos se reúnen y se anastomosan entre sí. Los vasos craneales abdominales se originan de la aorta abdominal y con 2 grandes ramas irrigan la zona subcostal. La arteria circunfleja profunda se origina de la arteria iliaca externa y con una rama craneal irriga la parte inferior y media de la zona lateral. La arteria epigástrica craneal o superior se origina de arteria torácica interna y la epigástrica inferior del tronco pudiendo epigástrico. Ambas discurren por detrás del recto abdominal hasta unirse una con otra. La epigástrica superior da ramas colaterales para irrigar lo músculos adyacentes al recto.

Una de las estructuras más importantes para el desarrollo de la tesis es la línea alba del cerdo (fig. 23). Es estrecha en general y se hace más amplia llegando a la zona genital masculina, pero vuelve a estrecharse en la parte inferior. Se forma del entrecruzamiento de las fibras aponeuróticas que llegan de la vaina anterior y posterior del recto abdominal y además de las del músculo cutáneo del tronco⁹⁸.



Fig. 23 Línea alba del abdomen del cerdo

3.2 BIOMECÁNICA

3.2.1 DEFINICIÓN

La Biomecánica es la ciencia que estudia las fuerzas internas y externas predominantemente musculares que actúan sobre el cuerpo humano y el efecto que ellas producen a las estructuras vivas siguiendo las leyes mecánicas. Para ser más concreto es la mecánica aplicada a la biología.

Las formas de movimiento pueden ser de traslación, de rotación o alguna combinación de ellos:

Traslación o movimiento lineal: tiene lugar cuando el cuerpo mueve todas sus partes de manera que todas recorren el mismo espacio, en la misma dirección en el mismo intervalo de tiempo.

Rotación o movimiento angular: tiene lugar cuando todas las partes de un cuerpo se mueven a lo largo de una trayectoria circular alrededor de una línea (considerada como eje de rotación), con el mismo ángulo al mismo tiempo. Este eje de rotación puede o no pasar por el cuerpo, pero siempre es perpendicular al plano de rotación.

Movimiento mixto o general: Es la combinación de un movimiento angular y lineal.

Cuando nos referimos a materiales o tejidos debemos considerar el significado de ciertos términos de interés para una mejor comprensión de los conceptos a tratar sobretodo cuando leemos artículos en idioma inglés:

- **Fuerza (F):** Es toda causa actuando sobre una partícula o sobre un cuerpo capaz de modificar su estado de reposo o de movimiento, o de causar al cuerpo una deformación.

- **Fuerzas de tensión (F_{tr}):** Tipo de fuerza ejercida sobre los extremos de una cable, hilo, lámina o similar que tiende a separarlos. También se denomina fuerza de tracción.

- **Fuerza de compresión (F_{comp}):** Tipo de fuerza que se aplica entre los lados opuestos de un cuerpo y que tiende a acercarlos.

- **Deformación unitaria (*Strain*):** Es el cambio en el tamaño o forma de un cuerpo debido a esfuerzos internos producidos por una o más fuerzas aplicadas sobre la superficie del mismo

-**Estrechamiento (*Shrinkage*):** Se denomina a la disminución de las dimensiones en longitud o en amplitud de un material o tejido.

-**Presión (P):** Es una magnitud física que mide la proyección de la fuerza en dirección perpendicular por unidad de superficie, y sirve para caracterizar cómo se aplica una determinada fuerza resultante sobre una línea. Se mide en Newton/m²

-**Elasticidad:** Designa la propiedad mecánica de ciertos materiales de sufrir deformaciones reversibles cuando se encuentran sujetos a la acción de fuerzas exteriores y de recuperar la forma original si dichas fuerzas exteriores se eliminan (Módulo de Young).

-**Rigidez:** Es una medida cualitativa de la resistencia a las deformaciones elásticas producidas por un material, que contempla la capacidad de un material o tejido para soportar esfuerzos sin adquirir grandes deformaciones. Es la pendiente de la región lineal elástica de la curva fuerza-extensión⁹⁹. En otras palabras, es la razón de la fuerza aplicada sobre un material o tejido sobre el desplazamiento o deformación.

-**Distensibilidad (*Compliance*):** Es la propiedad de un material o tejido para alargarse o distenderse debido a una fuerza ejercida sobre el mismo.

-**Isotropía:** Es la característica de algunos cuerpos cuyas propiedades físicas no dependen de la dirección en que son examinadas. Es decir, se refiere al hecho de que ciertas magnitudes vectoriales commensurables dan resultados idénticos independientemente de la dirección escogida para dicha medida. Cuando una determinada magnitud no presenta isotropía se dice que presenta anisotropía.

3.2.2 TENSIÓN EN ELEMENTOS ESTRUCTURALES

Para el estudio realizado en esta tesis sobre las fuerzas de cierre y afrontamiento de los bordes aponeuróticos de la laparotomía, se han tenido que definir conceptos más específicos como se menciona a continuación:

-Tensión mecánica (σ): Es la fuerza interna aplicada, que actúa por unidad de superficie o área sobre la que se aplica. En otras palabras, es la relación entre la fuerza de tracción (F_{tr}) o de compresión (F_{comp}) a la que está sometido un elemento estructural y el área de una sección transversal de dicho elemento (A). $\sigma = F/A$. Las unidades de tensión en el sistema internacional se miden en Newton/m^2 que equivale a Pascales (Pa) aunque es más habitual expresarlo en MegaPascales (MPa) = N/mm^2

- Tensión límite o de rotura de un material: Es la máxima tensión que un material puede soportar bajo tensión antes de que su sección transversal se contraiga de manera significativa. La tensión de rotura se obtiene por lo general realizando un ensayo de tracción (mide la resistencia de un material a una fuerza estática o aplicada lentamente) y registrando la tensión en función de la deformación; el punto más elevado de la curva tensión-deformación es la tensión de rotura. Diferentes materiales tienen distinta capacidad de resistencia a esfuerzos. Se puede caracterizar la capacidad resistente de un material estructural mediante la tensión máxima elástica (σ_e) que mide la tensión máxima que puede soportar un elemento fabricado con este material antes de romperse o de fallar. Se mide igualmente en Pa = Newton/m^2 ó MPa= N/mm^2

-La tensión en un punto: Se define como el límite de la fuerza aplicada sobre una pequeña región sobre un plano que contenga al punto dividida por el área de la región, es decir, es la fuerza aplicada por unidad de superficie y depende del punto elegido, del estado tensional del sólido y de la orientación del plano escogido para calcular el límite.

Para un mismo material, el diámetro de cualquier material será importante para la tensión que pueda soportar. Por ejemplo, la fuerza que puede soportar un cable o hilo es proporcional al área de su sección transversal, o al cuadrado de su diámetro. Por lo tanto, si se duplica el diámetro del cable, se multiplica por 4 la fuerza máxima de tracción que puede soportar. En el caso de una sutura de una laparotomía: ¿cómo asegurarse que no falle el hilo de sutura independientemente que no falle el tejido suturado? (el cual es variable y muy complicado de determinar). Hay que asegurarse que la tensión (σ) que soporta

el hilo sea menor que su tensión máxima elástica (σ_e), es decir, $\sigma < \sigma_e$. En vista de todo ello, las estrategias para aumentar la seguridad de que una sutura resista serían:

- Reducir la separación entre puntadas, es decir, entre los puntos del mismo borde aponeurótico.
- Conocer la distancia óptima de la puntada al borde de la aponeurosis
- Aumentar el diámetro de la sutura. Hay que tener en cuenta que, si se duplica el diámetro, se cuadruplica la fuerza máxima de tracción.
- Material de la sutura más resistente y de monofilamento
- Evitar el exceso de tensión en la sutura, con el fin de reducir la tensión a la que se verán sometidos tanto el hilo de sutura como el tejido suturado

Estos conceptos han sido de suma importancia para desarrollar esta tesis porque se combinaron diferentes diámetros de suturas y diferentes distancias al borde de la aponeurosis.

3.2.3 TESTS BIOMECÁNICOS

Cuando se realiza el estudio de las propiedades mecánicas de un material es muy importante considerar la termodinámica (rama de la física encargada del estudio de la interacción entre el calor y otras manifestaciones de la energía) de la deformación elástica y las 2 fuentes de elasticidad : una asociada a los cambios internos de energía y la otra al cambio de entropía de los materiales.

Los resultados se pueden obtener de relaciones matemáticas siempre y cuando no se trate de un material orgánico de tejido blando porque se deberá incluir otros factores. Para conseguir datos para analizar se deben realizar pruebas de tensión-estiramiento (fuerza-deformación). Las pruebas que se deben considerar son tests de tensión uniaxial y biaxial. La prueba de tensión mecánica más comúnmente usada para determinar las propiedades estructurales de un tejido es el estiramiento uniaxial hasta su ruptura. Durante el estiramiento, el tejido se alarga por la aplicación gradual de una carga tensil a lo largo de su eje axial. Las pruebas uniaxiales reflejan el concepto de viscoelasticidad lineal pero no es del todo real tal y como ocurre en el

organismo. De hecho, hay estudios que demuestran que las pruebas uniaxiales en tejido bidimensionales no son comparables^{100,101}. Usualmente las pruebas uniaxiales se siguen las biaxiales que reproducen la deformación y fuerza en las 3 dimensiones de la compleja matrix extracelular. Al realizar una prueba biaxial el tejido se somete a tensiones perpendiculares (longitudinal y transversal) estirando toda la muestra por lo que se considera una prueba biomecánica de mayor exactitud que la uniaxial. Los resultados de las pruebas uniaxiales subestiman el grado de rigidez de los tejidos debido a que se ha evidenciado que ésta es mayor al realizar una prueba biaxial¹⁰². La dureza es una propiedad mecánica inherente al material. Por otro lado, también existen las pruebas de rotura con balón (ball burst testing) que permite el análisis de la respuesta mecánica global del tejido, pero no así el estudio de las propiedades mecánicas en diferentes direcciones.

Las pruebas de medición de la fuerza de métodos de fijación como suturas, grapas, tacks o pegamentos también son un grupo dentro de las pruebas biomecánicas, pero lamentablemente en vista de la gran variabilidad de métodos no se ha llegado a establecer una fuerza de fijación apropiada. Van't Riet y col.¹⁰³ hizo un estudio en cerdos, en este caso sobre el método más adecuado para la fijación de las mallas en cirugía laparoscópica evidenciando resultados que variaron entre 28-150 N. Aunque no guarda relación con lo que serían las fuerzas de cierre de una laparotomía, este estudio nos da una visión de la variabilidad de resultados que se pueden obtener y por lo tanto haciendo mucho más difícil su análisis para llegar a conclusiones.

Todas las pruebas de tensión dan información relacionadas al esfuerzo a que el tejido está sometido y la elongación (Δl) que sufre¹⁰⁴. Con ello se consigue evaluar el stress o tensión (σ) y la deformación (ϵ). Como se ha comentado en el apartado anterior, la tensión (σ) es la ratio de la fuerza (F) aplicada sobre un área (A) en que dicha fuerza se aplica. La deformación (*strain*) se obtiene a partir de la medida de longitud para cada tensión aplicada. Los materiales que no tienen un comportamiento lineal como son los tejidos blandos se estudian con la teoría no lineal de elasticidad. La deformación suele usarse también como estiramiento (λ) aunque este último refleja el aumento del tamaño con respecto al original mientras que la deformación unitaria es la variación en tanto por uno de longitud respecto al inicial.

Muchos de los tejidos son anisótropos, es decir, que su comportamiento frente a la tensión es diferente dependiendo de la dirección a la que se someta. En tejidos es común el *axial coupling* (enganche axial) debido a que la dirección de las fibras es diferente, por lo que para evitar errores es importante conocer la orientación de éstas previo a las pruebas y tomar en cuenta los componentes del tejido. Por lo que para acercarse lo máximo posible al comportamiento del tejido, la prueba realizada debe ser lo más fidedigna posible.

En el estudio de tejidos vivos se pueden aplicar 2 métodos de medición: de contacto y sin contacto. Los de contacto son aquéllos en que se somete el tejido a una fuerza externa como el uso de *clamps* o mordazas para estirarlos. Los métodos sin contacto son las técnicas ópticas con marcadores y registro del movimiento con video^{105,106}.

3.2.4 APLICACIÓN DE LA BIOMECÁNICA EN CIRUGÍA DE LA PARED ABDOMINAL

Como se ha comentado anteriormente, la biomecánica consiste en el estudio de las propiedades físicas de los sistemas vivos permitiendo el entendimiento de su función, la predicción de cambios si se alteran y la creación de modelos para simulación de cirugías, diagnóstico y prótesis. Asimismo, reúne diferentes ciencias biomédicas, utilizando conocimientos de mecánica, ingeniería, anatomía, fisiología, física entre otros. Las propiedades mecánicas de un tejido muscular vienen dadas por su composición microestructural¹⁰⁷ por lo que para entender el problema biomecánico en cirugía de la pared abdominal se debe en primer lugar estudiar la morfología de la estructura, anatomía de la estructura, histología de sus tejidos para así conocer su configuración geométrica. Lógicamente la experimentación en humanos está limitada por condiciones éticas que limitan el estudio por lo que una excelente opción es el abordaje de este problema a través de estudios con modelos animales de experimentación. Otra forma de estudiarla es a través de cadáveres humanos, aunque el comportamiento del tejido es diferente por los

cambios químicos y aumento de la rigidez, aunque hayan sido tratados adecuadamente con conservantes especiales. Por otro lado, los tests mecánicos llamados tests de tensión son esenciales para poder entender las relaciones de estiramiento-fuerza o deformación-fuerza que describe el comportamiento mecánico del material. Desde el punto de vista biomecánico la hernia es un orificio en la pared abdominal que impide que ésta soporte la presión intraabdominal. Los diferentes planos de la pared abdominal contribuyen en cierta medida al comportamiento de la pared abdominal por lo que es necesario estudiar sus propiedades mecánicas. Como estructura compuesta, la pared abdominal debe su propiedad elástica a la interacción de las diferentes capas. Al insuflar la pared abdominal, la presión se redistribuye en todas sus capas para crear una deformación (*strain*) uniforme.

En todo material existen varias fases cuando se somete a una presión, inicialmente la *fase elástica* en que se evidencia una relación lineal entre la tensión aplicada y su estiramiento o deformación. Luego se pasa a una *fase plástica* en que las microrroturas de fibras y tejidos provocan que dicho tejido no alcance su estado inicial a pesar de retirar la carga ejercida. Las fascias y aponeurosis presentan más baja *compliance* (mayor rigidez) que la musculatura y el TCSC (menor rigidez) por lo que la *compliance* global será el resultado de ambas. No todos los pacientes necesitan la misma presión de insuflación final, aquéllos con más TCSC necesitan menos presión de insuflación mientras que sucede todo lo contrario con el volumen el cual es mayor en los que tienen más TCSC.

La composición de un tejido muscular que integra fibras musculares, colágeno y elastina entre otros elementos, presenta una matriz más o menos isotropa¹⁰⁸. Debido a su alto contenido de agua les confiere un carácter incompresible. Su respuesta mecánica no es lineal con grandes desplazamientos al ejercer poca carga y se vuelve muy rígido frente a altas cargas¹⁰⁹. La disposición de sus fibras y del colágeno les confiere la característica anisotropa. La respuesta pasiva es debido al colágeno²⁵ mientras que la respuesta activa es de las fibras musculares¹⁰.

La caracterización mecánica de la respuesta pasiva del tejido abdominal se ha llevado a cabo principalmente a través de modelos de experimentación animal¹¹⁰ aunque también se ha realizado estudios en humanos^{32,111}. La mayoría de estos estudios son del tipo uniaxial aunque algunos del tipo biaxial¹¹⁰ o de inflado³². Estos estudios evidenciaron que la respuesta mecánica es más rígida en la dirección transversal que en la longitudinal.

Estudios de tests uniaxiales de fuerza de tracción de aponeurosis sanas y herniadas evidenciaron que existe un comportamiento anisótropo con una menor fuerza en el plano longitudinal que en el transversal en el tejido sano mientras que en el herniado lo contrario¹¹². Los modelos de simulación con elementos finitos permiten unir el modelo teórico con el biológico. Los tests biomecánicos en tejidos biológicos provee de una información cuantitativa de la mecánica de los materiales frente a las fuerzas fisiológicas. Estas mediciones permiten dar una visión interna del tejido en cuanto a su composición bioquímica u organización espacial, así como información sobre la patología y tratamiento eficaz. Asimismo, los tests uniaxiales realizados en la línea alba tanto longitudinales como transversales muestran propiedades anisotrópicas con una gran compliance en la dirección longitudinal¹⁴. El esfuerzo o carga soportada por la dirección transversal de la línea alba es 2-3 veces mayor que la longitudinal^{2,13} mientras que con un test biaxial se llegó hasta 8-9 veces mayor^{19,17}. Levillain et al.¹³ reportaron unas propiedades anisotrópicas viscoelásticas no lineales de la línea alba del humano y del alineamiento desordenado del colágeno cuando se somete a cargas demostrando la naturaleza compleja de este tejido conectivo.

Por otro lado, la tensión a la que está sometida la sutura por la tracción de un tejido es vital en el estudio biomecánico. Así se sabe que la tensión de la sutura es un factor importante en el proceso de cicatrización de la herida¹¹³. La sutura con alta tensión crea un acúmulo de neutrófilos alrededor de la sutura con un incremento de la actividad mieloperoxidasa¹¹⁴. La tensión de la sutura se ve afectada por el volumen de tejido, tipo de tejido, diámetro y tamaño de la sutura y la fuerza aplicada durante el anudado. La sutura va perdiendo su tensión con el paso de los minutos según Horeman et al¹¹⁵. Una

sutura poco elástica de monofilamento rápidamente pierde su tensión independientemente del tipo de tejido por lo que probablemente se necesiten suturas con algo más de elasticidad. El efecto es negativo si la sutura está muy tensa o muy floja por causar isquemia o dehiscencia, respectivamente^{114,116}. Varios estudios han determinado la relación entre la tensión del hilo y la calidad de la sutura. Bassini et al¹¹⁷ midieron la tensión del hilo usando láminas metálicas con calibrador de fuerza. Otro estudio¹¹⁸ utilizó un tensiómetro pequeño deformable en forma de E anclado a una sutura para determinar la tensión óptima del hilo durante la fijación de órganos en procedimientos laparoscópicos. Klink et al¹¹⁹ mostraron una técnica para medir la tensión con un elemento sensor de fuerza ubicado debajo del nudo de una sutura por lo que durante la realización del nudo el sensor mostraba la tensión. En este artículo¹¹⁹ se describe el diseño de 2 sensores, uno para medir la fuerza del hilo tensionado en una sutura de una herida cerrada mientras que el segundo para anclarlo en el hilo en su extremo libre para medir la fuerza de tracción del mismo por parte del cirujano. Los resultados evidenciaron que en el 2º punto dado hubo una disminución hasta el 4º punto sin encontrar variaciones con el 5º, 6º o 7º. Ello indica que si en cada puntada el hilo no se tracciona apropiadamente puede ocasionar un desbalance de las fuerzas en la herida. Hay que tener en cuenta que, en una sutura interrumpida la fuerza de cierre se puede ajustar en cada puntada mientras que con la sutura continua el hilo mantendrá una tensión uniforme a lo largo de su longitud. Con ello se da a entender que cada puntada debe darse correctamente y realizar la tracción con la misma fuerza de cierre a lo largo del cierre. En todas las mediciones con una sutura continua de 7 puntadas, la fuerza que quedó en el 2º punto fue de 1 N que coincide con lo publicado por Klink et al. que es de 1,2 N. Lo ideal sería saber la tensión óptima que debe tener la sutura dependiendo del tejido. Esta información debería utilizarse para la formación de cirujanos^{120,121,122}.

Evaluación mecánica de una pared abdominal intacta:

Es conocido que la musculatura abdominal no funciona de forma aislada y se ha podido estudiar de forma separada con tests ex vivo en cadáveres y en personas sanas voluntarias. Se han diseñado diferentes técnicas

experimentales para evaluar la mecánica de la pared abdominal intacta ya sea, con un test de configuración multidireccional²⁷ o con un balón de insuflación¹²³, presión de aire para evaluar la deformación interna y externa de la pared abdominal intacta, con un defecto o suturada²⁸. La técnica estereográfica tridimensional en donde, una red de luz se proyecta sobre el abdomen y evalúan las deformaciones del mismo, ha permitido observar que un abdomen con una prótesis colocada tiene una reducción de su *compliance* durante el movimiento, pero no en reposo³⁰. Otra técnica de infrarrojos con un sistema de imágenes descrita por Song et al³² permite medir in vivo la elasticidad de la pared abdominal durante la cirugía laparoscópica. Por otro lado, Smietanski et al¹²⁴ utilizaron un sistema de 2 cámaras para examinar una red de marcadores colocados en la parte externa del abdomen en sujetos sanos. Yendo más allá, Tran et al¹²⁵ emplearon un sistema de 4 cámaras para analizar unos marcadores en la superficie abdominal combinando elastografía con ultrasonidos durante actividades fisiológicas típicas.

Así se dispone de una serie de técnicas que han buscado medir el comportamiento de la pared abdominal en situaciones normales. Lamentablemente no es posible analizar todos los aspectos de los parámetros biomecánicos por lo que se ha intentado estudiarlos en cadáveres, pero mantener las características de la estructura mecánica de un tejido vivo es muy difícil y de alto coste. Por ese motivo, los esfuerzos de investigación se han orientado al desarrollo de modelos que permitan extrapolar las propiedades de estructura y función de la pared abdominal y así predecir un comportamiento en diferentes escenarios. Existen estudios de sistemas de modelos para estudiar la relación de la función mecánica, la organización microestructural de la pared abdominal o evaluar procedimientos quirúrgicos como técnicas de sutura sobre la misma. Están los estudios *in vitro*^{126,127} pero que han sido muy limitados y dependen de simplificaciones y aproximaciones por lo que se han desarrollado métodos computacionales basados en datos experimentales que son capaces de reproducir el comportamiento de la pared abdominal con la simulación. A través de ello se ha podido observar que la dirección transversal del abdomen soporta el doble de carga (*stress*) que la dirección longitudinal² como ya se ha comentado previamente. Por otro lado,

se han realizado modelos computacionales que miden el desplazamiento de la pared abdominal por cambios en la presión intraabdominal¹²⁸ lo que ha significado un gran avance en el estudio no lineal anisótropo del tejido abdominal y del estado mecánico de grandes deformaciones. Los anteriores estudios se formularon con un modelado de abdomen intacto pero, surgieron estudios de modelado computacional para defectos en la pared abdominal¹²⁹ utilizando modelos de elementos finitos. Al realizar estudios con diferentes prótesis este mismo grupo de autores evidenciaron que las prótesis anisotrópicas requieren ser colocadas en dirección de su mayor compliance en posición craneocaudal¹³⁰. Además, este grupo desarrolló un modelo de comportamiento mecánico pasivo de todo el abdomen³³ y ha seguido realizando estudios basándose en formulaciones de elementos finitos.

En general, los modelos matemáticos y computacionales tienen la limitación de considerar los tejidos isotrópicos, es decir, que tienen uniformidad en el grosor de los tejidos de la pared y propiedades mecánicas lineales. Lamentablemente, se carecen de estudios experimentales que motiven apropiadamente la representación matemática de un fenómeno físico, por ejemplo, la interacción entre los diferentes planos de la pared abdominal²⁶.

Los animales de experimentación permiten una variedad de ventajas para evaluar el entorno mecánico y funcional de la pared abdominal como se enumera a continuación:

- Se pueden realizar estudios que no son posibles realizarlos en humanos
- Mayor control sobre el diseño experimental
- Mayor homogeneidad entre los animales de experimentación que entre humanos
- Menor coste.

A pesar de ello siempre está la limitación de que ciertos animales no podrán ser extrapolados directamente al humano como por ejemplo las diferentes cargas mecánicas entre bípedos y cuadrúpedos.

Se han realizado diferentes estudios experimentales sobre el comportamiento mecánico de los diferentes planos músculo-aponeuróticos de la pared abdominal, en ratas Wistar¹³¹, en ratas Sprague-Dawley⁹⁹, en conejos^{129,132}.

Otros estudios han evaluado los tejidos del abdomen de cerdos. En tests uniaxiales y biaxiales de tensión de la línea alba, ya se ha mencionado que se evidenció que en dirección transversal, la rigidez era 8 veces mayor que en la dirección longitudinal¹⁷, sin evidenciar diferencias con la línea alba humana en el test uniaxial y test biaxial de carga en dirección transversal y sólo una ligera diferencia en el test biaxial longitudinal¹⁹. La línea alba porcina es anisotrópica y 1,5 veces más rígida que la del humano¹³. Con los tests uniaxiales y biaxiales se observó en la vaina anterior del cerdo una mayor rigidez siguiendo las fibras de colágeno en diferente dirección¹⁸.

Como se describió en humanos, también se ha realizado una evaluación del abdomen intacto en animales de experimentación. Podwojewski et al²⁸ desarrollaron un test experimental para medir las deformaciones tanto internas como externas del abdomen porcino evidenciando que la deformación de la superficie externa era 2,5 veces mayor que la superficie interna. Es así, que se han desarrollado modelos teóricos y computacionales para el estudio más profundo del comportamiento mecánico la pared abdominal en animales de experimentación. Simón-Allué et al¹³³ midieron la elasticidad del abdomen de conejos desarrollando un modelo de elementos finitos tridimensional con un modelo constitutivo isotópico de 2 parámetros demostrando que la línea alba y los planos aponeuróticos son los tejidos más rígidos de su pared abdominal. Por otro lado, se estudió el abdomen de conejos con prótesis implantada¹³⁴, también con un modelo de elementos finitos, evidenciando menor desplazamiento y una mayor tensión en el área de la prótesis implantada que en el resto del abdomen.

Como se ha comentado previamente para los estudios en humanos, existen una serie de limitaciones que deberían ser consideradas al interpretar resultados y conclusiones de estudios en que se han utilizado tejidos animales y sistemas de modelo animal para examinar la mecánica de la pared abdominal. Las distintas limitaciones que se han descrito previamente como la inconsistencia en la preservación y tratamiento de los tejidos, diferentes tests y protocolos en los estudios (tipo de test mecánico, uniaxial, biaxial, con balón, etc.), errores en las formulaciones de modelos matemáticos (propiedades isotópicas de los tejidos, estructuras homogéneas, grosores del

tejido similares, etc.), las distintas especies de animal y sus diferentes tipos musculares (ratas, conejos, cerdos, perros) hacen que los datos obtenidos en los estudios mencionados²⁶ no sean homogéneos.

4. PLANTEAMIENTO DE LA INVESTIGACIÓN

4.1 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

Las hernias de la pared abdominal han acompañado al ser humano desde su creación siendo descrita por primera vez en el periodo clásico (460-146 AC) por Hipócrates y desarrollada por Aurelio Cornelius Celso (30AC-50DC) en el periodo grecorromano. Posteriormente, Galeno continuó con la descripción de esta patología indicando que se trataba de una ruptura del peritoneo y las fascias. A lo largo de la historia muchos cirujanos han ido estudiando los defectos de la pared abdominal describiendo innumerables técnicas para su tratamiento. Actualmente este estudio sigue desarrollándose porque, a pesar de todo lo anteriormente mencionado, de los avances tecnológicos, de la evolución de las técnicas y de los materiales usados, el problema persiste.

Este problema sigue vigente debido a que los factores de riesgo que influyen en la aparición de las hernias de la pared abdominal son muy variados y muchos de ellos escapan al control del cirujano. Todo ello hace que constituya una complicación muy frecuente tras una cirugía abdominal y de allí la necesidad de seguir investigando.

El tipo de incisión de una laparotomía influirá también en el desarrollo de una hernia de la pared abdominal. La laparotomía media ya sea supraumbilical, infraumbilical o combinada es una vía muy utilizada sobretodo en el contexto de una urgencia debido a que es un procedimiento que permite un acceso rápido y sencillo a partir del cual se llega a cualquier punto de la cavidad abdominal, además de que se puede ampliar fácilmente y su cierre es relativamente rápido. Por el contrario, se ha descrito que es el tipo de incisión más eventrógena³⁵ representando más del 70% de las hernias de

la pared abdominal que, en este caso se refieren a las eventraciones. Las hernias de la pared abdominal también pueden no ser eventraciones siendo de origen primario llamándose hernia ventral, pero para cuestiones prácticas a partir de este punto se comentará sólo el problema de las eventraciones ya que las hernias ventrales no han sido tema de estudio en esta tesis.

Como se ha comentado previamente, existen factores de riesgo para la aparición de una eventración que escapan al control del cirujano, como por ejemplo aquéllos relacionados al paciente tales como la edad, la alteración del colágeno, las enfermedades concomitantes, la desnutrición, contexto de una urgencia, entre otros. Asimismo, existen otros factores que el cirujano puede controlar en cierta medida como el tipo de incisión, la técnica empleada, los materiales utilizados, control del dolor para evitar presiones abdominales elevadas, uso de medidas de contención física abdominal como las fajas para evitar un excesivo movimiento de las estructuras de la pared abdominal, etc... Uno de los factores de riesgo que se ha venido estudiando en las últimas 3 décadas de manera más exhaustiva es la técnica para cerrar una laparotomía, es decir, el diseño de cierre. Se han considerado diferentes variables para el estudio de la técnica como el tipo de sutura a utilizar, el calibre y tamaño de la aguja, el cierre de la laparotomía con puntos interrumpidos o de manera continua, la distancia al borde de la aponeurosis, la distancia entre puntadas del mismo borde e incluso en los últimos años se han publicado artículos que recomiendan el uso de prótesis de refuerzo sobre el cierre de la laparotomía³⁶. Sin embargo, hay factores que no están relacionados a las variables anteriormente mencionadas pero que tienen una importante influencia durante el cierre de una laparotomía como son las variables antropométricas (peso, perímetro abdominal, grosor del borde de la aponeurosis, longitud de la laparotomía, amplitud de la herida de la laparotomía) y otras variables más en relación a la mecánica de la pared abdominal como son la tensión de la sutura al cerrar la laparotomía, la presión intraabdominal, la compliance (variación del volumen al variar la presión) y rigidez de la pared abdominal, es decir, aspectos mecánicos aplicados a la biología de los tejidos estudiado por la biomecánica.

Se sabe que el factor de riesgo intraoperatorio más prevalente que lleva a la aparición de una eventración es el cierre de la laparotomía con una elevada tensión de la sutura o, en otras palabras, con una elevada compresión de los tejidos. Ello genera 2 problemas tanto a nivel fisiológico como mecánico. A nivel fisiológico, la perfusión de los tejidos comprimidos se ve disminuida con lo que se produce una lesión en los mismos que si persiste, puede llevar a isquemia y finalmente necrosis. Por otro lado, a nivel mecánico, esta compresión genera una alteración en los mecanorreceptores celulares con una distribución del colágeno de manera caótica y, finalmente una cicatrización de mala calidad. Ambas situaciones llevarán a una dehiscencia de los tejidos generando posteriormente una eventración.

Por lo tanto, la tensión de la sutura, a partir de ahora denominada como fuerzas de cierre (F_c), que se deja tras un cierre de la laparotomía es una variable que siempre se ha considerado pero sobre la que no se ha profundizado en su estudio, es decir, se ha hablado y se habla que las suturas que se realizan debe estar libres de tensión pero no se han desarrollado métodos que permitan objetivar la tensión a la que estamos cerrando una laparotomía. Los estudios se han centrado básicamente en cómo cerrar una laparotomía, es decir, en el diseño y los materiales más adecuados para ello tanto de tipos de suturas como de prótesis. Pero existe otro campo poco explorado relacionado a la biomecánica de la pared abdominal y que es de vital importancia para entender la génesis de las eventraciones. Se han descritos estudios en cadáveres^{37,38,39} midiendo las fuerzas de cierre que se generan al aproximar los bordes y afrontarlos, así también se han descritos las tensiones entre los bordes de la laparotomía medidas en pacientes sometidos a eventroplastias utilizando un dinamómetro simple esterilizado^{40,41} llegando a la conclusión que medir las tensiones es un paso importante antes de cerrar una laparotomía.

Lamentablemente hasta el momento actual no se dispone de un aparato de medición adaptado al cirujano ni mucho menos de un mapa de las fuerzas de cierre que se presentan a lo largo de la laparotomía media. Es cierto que la gran variabilidad entre pacientes hace mucho más complejo definir las fuerzas

de cierre durante el cierre de una laparotomía, pero ello no significa que su estudio no tenga importancia sino más bien nos abriría un campo desconocido y nos daría más luces en un futuro sobre el correcto cierre de esta laparotomía.

En base a lo anteriormente expuesto, se hace imprescindible profundizar en el estudio biomecánico de la pared abdominal haciendo hincapié en las medidas de las fuerzas de cierre durante el cierre de la pared abdominal y así llegar a conocer las F_c óptimas o idóneas en el paciente que se somete a un cierre de la pared abdominal.

4.2 JUSTIFICACIÓN

A pesar de haberse realizado análisis randomizados y metanálisis, no se ha llegado a un consenso sobre un cierre estandarizado de la laparotomía por lo que es necesario realizar un estudio más profundo en este campo. Este estudio debería ir dirigido no sólo a los profesionales de la salud sino también a profesionales de otras áreas debido a que el comportamiento dinámico de la pared abdominal implica realizar estudios físicos y mecánicos. A lo largo de los años, muchos investigadores han llevado a cabo estudios experimentales y teóricos del comportamiento mecánico de los tejidos humanos que proporcionan una visión general. Sin embargo, para un mayor éxito en la cirugía del cierre de la laparotomía, es necesario contar con información específica sobre el tejido del paciente, el grosor del borde aponeurótico, la fuerza de cierre del borde aponeurótico y, además en el caso de la eventración, si se han producido cambios biomecánicos. Un inadecuado cierre de la pared abdominal no sólo influye en el ámbito de salud sino también a nivel socioeconómico y laboral, creando un problema de salud en los pacientes que la padecen que puede llegar incluso a inhabilitarles en su desempeño laboral y social afectando al sector económico y familiar. Las eventraciones tienen una elevada prevalencia y generan alteraciones físicas y psíquicas en los pacientes que las sufren por la sintomatología que le pueden producir como dolor, suboclusión intestinal, infecciones, incarceraciones que motivan un gran número de visitas al hospital ya sean por urgencias o para cirugías

programadas con un número no despreciable de ingresos hospitalarios. Así también, como se ha mencionado anteriormente, se producen alteraciones psíquicas durante la espera a ser intervenidos, las limitaciones en sus actividades diarias generan ansiedad y estrés lo que implica no sólo un determinado número de bajas laborales de tiempo indeterminado, sino también la sensación de exclusión social y laboral.

Se sabe que los pacientes que han sido sometidos a una laparotomía media tienen una probabilidad de desarrollar una eventración con un rango de 0-44%⁴² dentro de los siguientes 3 años de la cirugía. Los datos clínicos actuales indican que la incidencia de eventraciones aumenta en un 60% entre el primer y el tercer año después de la laparotomía media. Este problema sigue siendo la principal complicación del cierre de la pared abdominal. De acuerdo con los datos proporcionados por el Instituto Nacional de Salud Pública, ya en el 2007 la frecuencia de intervenciones quirúrgicas para eventraciones ascendió a 9,399 intervenciones/año, lo que suma más de 80,000 días de hospitalización/año mientras que más recientemente para el 2017 las intervenciones se duplicaron a más de 20000. La OMS estableció una estimación del número de intervenciones quirúrgicas primarias en todo el mundo en torno a \$234,2 millones. Sólo en EE. UU. se tratan 200,000 eventraciones cada año con un coste estimado de \$2500 M; valores similares se pueden encontrar en Europa. Por ejemplo, en Cataluña el 2017 la cantidad total de cirugías de eventroplastias informadas por el Informe Anual del Instituto Catalán de la Salud fue de 4903⁴³ lo que implica un gasto no despreciable.

Por lo tanto, el proyecto puede tener una gran trascendencia desde el punto de vista socioeconómico ya que representa la posibilidad de mejorar la calidad de vida del paciente, aportando una solución sencilla pero segura mejorando la calidad asistencial y disminuyendo el coste sanitario.

Esta tesis incluye, además el diseño y fabricación de un dispositivo que permite la medición de las fuerzas de cierre de los bordes de una laparotomía. Con ello se podría llegar al conocimiento de las fuerzas de cierre a lo largo de la laparotomía y emplearlo para unos mejores resultados. Un dispositivo

de medición portátil para aplicaciones quirúrgicas que pueda medir la amplitud, las fuerzas de cierre podría proporcionar información valiosa para optimizar el método de sutura para cada paciente. Por otra parte, este instrumento también podría ser útil para evaluar las fuerzas dinámicas en la pared abdominal que ayudaría a predecir un conjunto de datos más preciso de la fuerza real que actúa en el tejido de la aponeurosis y reducir la posibilidad de fallo de sutura. Su uso de manera habitual permitiría introducir un valor objetivo y sustituir lo subjetivo o la mera experiencia del cirujano permitiendo intraoperatoriamente decidir el tratamiento quirúrgico preferible o realizar, según sea el caso, algún procedimiento adicional a partir de la actual evidencia científica.

La posibilidad de conocer las fuerzas de cierre al aproximar los bordes de una laparotomía mejora la calidad asistencial del proceso quirúrgico, ya que implicaría la introducción de un nuevo registro que podría ser usado como indicador asistencial y analizar posteriormente su importancia en el desarrollo de complicaciones postoperatorias como las eventraciones.

Poder disponer en el quirófano de un instrumento que mida las fuerzas de cierre de la laparotomía que sea de fácil uso y esterilizable mejoraría sin duda los resultados a corto y largo plazo del cierre de la pared abdominal ya que facilitaría la elección de la técnica más adecuada para prevenir o reparar la pared abdominal según el defecto y las características biomecánicas de la pared. Su implementación además en la cirugía de pared durante el cierre en las eventroplastias podrá beneficiar de manera global a un gran número de personas, investigadores, cirujanos, pacientes y sociedad en general, aunque para cada uno de ellos tendrá un impacto distinto aportando seguridad y calidad en el proceso asistencial.

La justificación de desarrollar un estudio sobre parámetros biomecánicos durante el cierre de la pared abdominal, específicamente la medición de las fuerzas de cierre a lo largo de la laparotomía se basa en los aspectos siguientes:

- Propiciar un mejor conocimiento del cierre de una laparotomía media al entender el comportamiento biomecánico del mismo.
- Aportar una variable o variables nuevas al tratamiento de la pared abdominal para que sirva de medidor o parámetro de la calidad del cierre de una laparotomía.
- Abrir un nuevo campo de estudio poco explorado que permita una línea de investigación continua, abriendo nuevas puertas a investigadores interesados en el tema.
- Realizar un cierre de la laparotomía de forma personalizada, es decir, a la medida del paciente dependiendo de sus características biomecánicas y biométricas.

Finalmente, el estudio de los aspectos biomecánicos de la pared abdominal es un campo con un futuro prometedor y en el que actualmente trabajan diferentes grupos de investigación de todo el mundo por lo que aportar herramientas que permitan introducir nuevas variables controladas para su estudio es fundamental para conseguir resultados aplicables a la clínica en este campo.

4.3. PREGUNTAS DE INVESTIGACIÓN

4.3.1 Pregunta principal:

¿El estudio biomecánico de la pared abdominal permite un mejor cierre de una laparotomía?

4.3.2 Preguntas secundarias:

- ¿Existe algún tipo de relación entre la fuerza de cierre de una laparotomía y las variables biométricas como peso, grosor de borde aponeurótico, amplitud de la laparotomía, longitud de la laparotomía o perímetro abdominal?

- ¿Existe alguna relación entre la resistencia de la sutura con los cambios en las fuerzas de cierre o con las variables biométricas?

4.4 HIPÓTESIS

Se tiene la hipótesis que:

“Las fuerzas de cierre de la laparotomía están relacionadas con la distancia del borde aponeurótico a la que se coloca el punto de sutura y a la resistencia del tejido a la rotura cuando se tracciona. Además, dicha relación se ve afectada por las variables antropométricas como peso, grosor de la aponeurosis, amplitud de la laparotomía, longitud de la laparotomía y perímetro abdominal”

El estudio biomecánico de la pared abdominal que consiste en el conocimiento de las variables mecánicas como la fuerza de cierre y las variables biométricas arriba mencionadas permiten un mejor cierre de la pared abdominal.

Esta hipótesis se basa en que previo al cierre de la pared abdominal deberían medirse ciertas variables mecánicas y biométricas. Está claro que para efectos del proyecto se realizará una medición exhaustiva de todas las variables a lo largo de la laparotomía, pero en términos prácticos lo que se busca es que el cirujano disponga de un dispositivo de medición que le permita acceder de forma rápida y segura a objetivar la fuerza de cierre en algunos puntos de la laparotomía que sean representativos. Lo ideal serían mediciones en 3 puntos claves para que el proceso de cierre no signifique un desgaste aún mayor tras la cirugía, sobretodo si ha sido prolongada. Así, con la identificación de estas variables, se le facilite la decisión de qué procedimiento adicional deberá realizarse para mejorar el cierre de la pared abdominal.

Adicionalmente se plantea que las fuerzas de cierre no son iguales a lo largo de la incisión realizada y como consecuencia la fuerza ejercida no será igual

en toda su extensión con lo cual la sutura no tendría por qué distribuirse de forma equitativa a lo largo de la incisión.

4.5 OBJETIVO

4.5.1 OBJETIVO PRINCIPAL

Determinar la distancia óptima entre punto de sutura y el borde de la aponeurosis con la menor fuerza de cierre que permita afrontar de la mejor manera dichos bordes durante el cierre de una laparotomía media.

4.5.2 OBJETIVOS SECUNDARIOS

- Diseñar un instrumento que permita realizar las mediciones de las fuerzas de cierre
- Determinar las fuerzas de cierre a lo largo de la laparotomía media
- Determinar las fuerzas de rotura en la laparotomía media suturada tanto el desgarro inicial como la rotura completa del tejido.
- Determinar si las variables biométricas estudiadas como peso, grosor de la aponeurosis, amplitud de la laparotomía, longitud de la laparotomía y perímetro abdominal influyen en las fuerzas de cierre de la laparotomía media.
- Elaborar un modelo de comportamiento de las fuerzas de cierre a lo largo de la laparotomía

4.6 ALCANCES Y LIMITACIONES

La medición objetiva de las fuerzas de cierre al aproximar los bordes de la aponeurosis relacionada con el grosor de ésta nos permitiría establecer un parámetro para determinar a qué distancia del borde de la sutura se debería realizar la puntada. Asimismo, se plantea que la medición de estas fuerzas de cierre de la aponeurosis debe realizarse con un instrumento que sujete a la vez

ambos bordes de la aponeurosis de tal forma que simule el material de sutura. Esta medición objetiva deberá realizarse a través de un instrumento diseñado de tal forma que permita una fácil manipulación por parte del cirujano para realizar las mediciones, posibilidad de esterilización y sobretodo reproduzca la tensión creada por la sutura.

Una clara limitación del estudio es la dificultad de poder realizar una medición simultánea de las fuerzas de cierre a lo largo de la laparotomía que hubiera reflejado de forma más real las tensiones distribuidas por una sutura continua. Esta medición simultánea implicaría colocar en paralelo sobre la laparotomía una cantidad de instrumentos de medición, probablemente más de diez, lo que no sería práctico por lo que en un futuro se tendrá que analizar otra manera de poder hacerlo.

Otra limitación del estudio fue la medición de las fuerzas de rotura con las mordazas que pueden crear resultados erróneos por deslizamiento del tejido o rotura adyacente a la mordaza por lo que se tendrá que diseñar un sistema más fidedigno como por ejemplo el de poleas que eviten este problema.

5. METODOLOGÍA

Para realizar el estudio se debía disponer de un aparato que permitiera la medición de las tensiones durante el cierre de la pared abdominal por tal motivo, el estudio se dividió en 3 etapas: la primera consistió básicamente en el diseño y construcción del aparato de medición, la segunda etapa en el desarrollo del estudio experimental propiamente dicho y la tercera etapa en realizar en el laboratorio las mediciones de fuerza de rotura.

5.1 PRIMERA ETAPA: INSTRUMENTO DE MEDICIÓN

5.1.1 FUERZAS IMPLICADAS EN EL CIERRE DE LA LAPAROTOMÍA

Para diseñar el instrumento en primer lugar se tenían que entender las fuerzas locales que actúan durante un cierre de una laparotomía. Se parte del concepto de que existe una fuerza de cierre (F_c) que es la resultante de las diferentes fuerzas ejercidas al cerrar una laparotomía. Las fuerzas ejercidas durante el cierre de la pared son 2 básicamente: la fuerza de tensión o tracción lateral ejercida por los bordes aponeuróticos (F_{tr} o F_{tens}) y la fuerza de compresión (F_{comp}) que es aquella que se produce por el contacto ejercido entre los bordes aponeuróticos.

Por otra parte, la fuerza de cierre (F_c) dependerá de la tensión que se dé a la sutura, por lo tanto, se puede decir que la fuerza de la sutura (F_{sut}) será la misma que la fuerza de cierre. Esta fuerza de sutura es la que inicialmente tendrá que mantener unido los 2 bordes de la laparotomía hasta que la formación del tejido conectivo de reparación se encargue de ejercer dicha función. Es así como, para un cierre ideal de la laparotomía, la fuerza de la sutura tendrá que ser igual a la fuerza de tensión de los bordes aponeuróticos ($\sum F_{sut} = F_{tens}$). Si aquella fuerza de tensión (F_{tens}) es superada por la fuerza de la sutura ($\sum F_{sut} > F_{tens}$) aparece la fuerza de compresión (F_{comp}). Esta fuerza de compresión indica que la fuerza de tensión de la sutura ha ido más allá de la función de únicamente unir los bordes aponeuróticos aumentando en consecuencia la fuerza de cierre (F_c). (fig. 24)

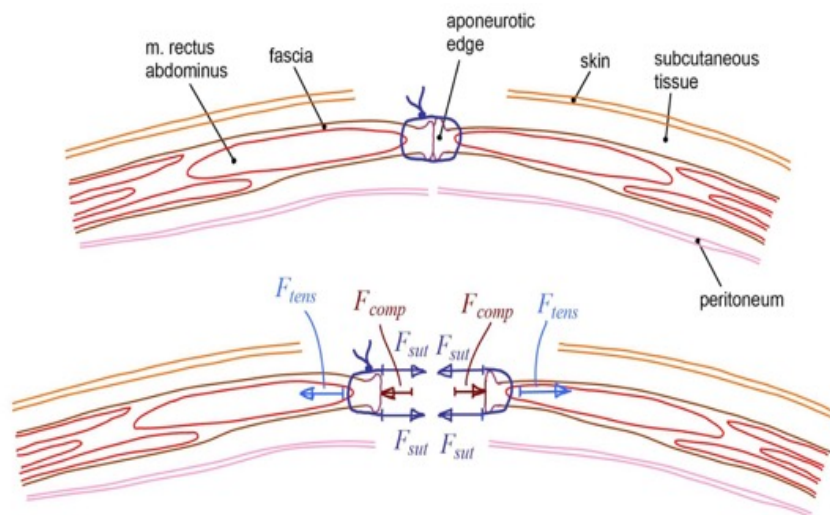


Figura 24. Las diferentes fuerzas que actúan en el cierre de la pared abdominal

La sutura tiene que asegurar que ambos bordes aponeuróticos toman contacto sin comprimirse o al menos mínimamente para evitar problemas de irrigación o aumento de la tensión que afectaría finalmente el proceso de cicatrización. Teniendo en cuenta que el mínimo contacto entre los bordes creará una cierta fuerza de compresión, no se puede hablar de un cierre ideal sino de un cierre óptimo, por lo que la fuerza de cierre (F_c) deberá ser ligeramente superior a la fuerza de tensión (F_{tens}). Si la fuerza de compresión es elevada, la fuerza de cierre se verá afectada. Así tendremos la siguiente ecuación:

$$F_c = \sum F_{sut} = F_{tens} + F_{comp}$$

El cierre óptimo de una laparotomía no sólo dependerá de dicha ecuación sino también de las diferentes características de los pacientes, la zona de incisión, la técnica, la relajación neuromuscular entre otros⁴¹. Aunque, esta diversidad de variables hace más complicado el resultado de un cierre de laparotomía, esta ecuación es perfectamente manejable por el equipo quirúrgico pudiendo variarla en función de diferentes maniobras como mayor relajación, tipo de sutura y calibre de ésta, técnica de cierre, incisiones de relajación etc...

Es así como se puede actuar en ambas variables de la ecuación ya sea con la F_{tens} o F_{comp} . Por ejemplo, el Prof. O. Ramírez introdujo en 1990¹³⁵ la técnica de separación de componentes para reducir la fuerza de tensión (F_{tens}). Este es un procedimiento adecuado si se busca disminuir las fuerzas de tensión siempre y cuando se sepa con qué fuerzas de tensión partimos. Otro procedimiento que en los últimos años se ha considerado con mucho interés es la colocación de una malla de refuerzo tras el cierre de la laparotomía. Con ello se logra repartir las fuerzas de cierre con la fuerza de la malla (F_{malla}) resultando una fuerza de cierre reforzada (F_{cr}) menor. Así tendremos la siguiente ecuación:

$$F_{\text{cr}} = F_c - F_{\text{malla}}$$

El refuerzo del cierre de la laparotomía con malla debería ser aplicada cuando se requiera y no realizarse de forma rutinaria en todos los cierres ya que incrementa el coste, el tiempo operatorio y sobretodo morbilidad³⁶. Actualmente estos 2 ejemplos mencionados, tanto la separación anterior de componentes como el refuerzo con malla, se realizan en base a la experiencia del cirujano y criterios de riesgo del paciente sin tener en cuenta ninguna medición objetiva por carecer de algún aparato de medición diseñado para este fin.

Villalobos et al¹³⁶ realizaron un ensayo clínico previo en el que se midieron las fuerzas de cierre con un dinamómetro axial (Mecmesin AFG 1000N) (fig. 25), las distancias entre los bordes de la aponeurosis con una cinta métrica y el grosor del borde aponeurótico con un micrómetro (fig. 26).



Fig. 25 Dinamómetro axial



Fig. 26 Micrómetro

Se evaluaron las fuerzas de cierre sobre 3 puntos de la laparotomía a ambos lados de los bordes aponeuróticos: supraumbilical, umbilical e infraumbilical (fig. 27). Esta medición se realizó de forma aislada y no simultánea por lo que los datos pueden no ser del todo correctos. A pesar de ello, este estudio proporcionó información sobre el rango de fuerzas y distancias que se debían medir para tener una idea previo al diseño del instrumento de medición.

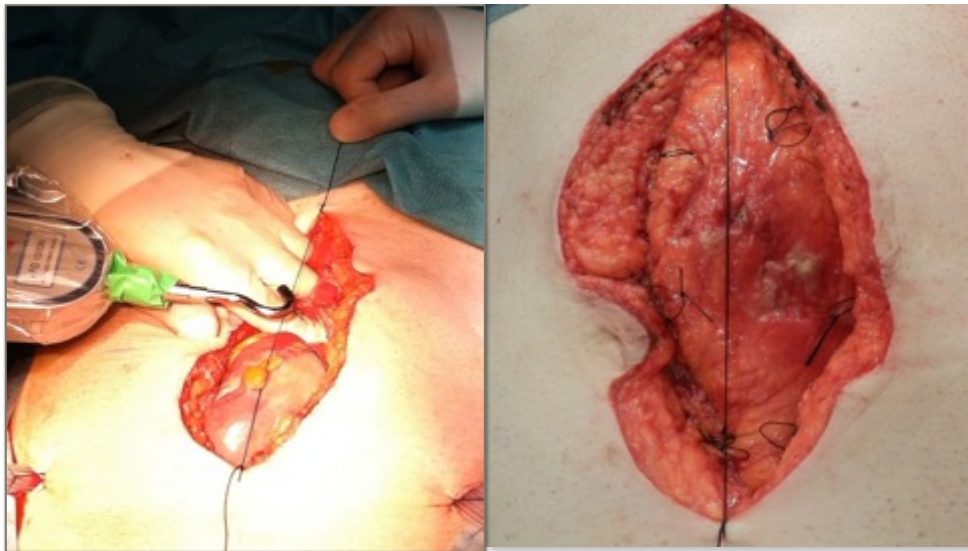


Fig. 27 Puntos de aplicación de las mediciones de fuerza

5.1.2 REQUERIMIENTOS DEL INSTRUMENTO DE MEDICIÓN:

Se revisó el conjunto de especificaciones que debería cumplir el dispositivo de medida, tanto a nivel de medición como a nivel operativo. Por ello se analizaron los diferentes reglamentos y normativas que deben cumplir los equipos destinados a ser utilizados en centros quirúrgicos. Posteriormente, se analizaron los diferentes sistemas de medición comerciales, y se clasificaron según su idoneidad, según rango de medición, precisión, estabilidad y repetibilidad de la medida, así como su viabilidad para ser incorporados al equipo de medición a desarrollar y poder ser utilizados en quirófano. Seleccionados los sensores de medición a incorporar en el equipo, se concretó la placa electrónica a utilizar y se procedió al diseño detallado en CAD (*computed assisted design*) del prototipo, en donde también se incluyó la ubicación de la instrumentación y los actuadores, con el fin de validar el diseño tanto desde el punto de vista geométrico como ergonómico del prototipo. Llegados a este punto, se verificó mediante simulaciones por elementos finitos (CAE) el comportamiento estructural del prototipo, con el fin que las tensiones y deformaciones de éste no tenga incidencia en las mediciones a realizar por el equipo (Anexo 1).

Completada la fase de diseño, se procedió a la fabricación completa del mismo. Para ello, se utilizaron los laboratorios disponibles por el grupo de investigación, tanto a lo que se refiere a la construcción mecánica como electrónica. Entre las mediciones que inicialmente se establecieron en el dispositivo para la realización de ensayos fueron las siguientes: Amplitud de la laparotomía (AL) y el valor de la fuerza de cierre (F_c), así como tensiones dinámicas a la que estaría sometido el tejido, y en su caso la sutura. A partir de los resultados publicados y al comportamiento mecánico de los tejidos humanos, se estableció el rango de valores de fuerza entre 0 y 50 Newtons (N). Además, para la medición de la amplitud se estableció que el recorrido máximo de abertura del equipo de medición sea inicialmente de 20 cm. Adicionalmente, se buscó que el equipo pueda analizar, a nivel de laboratorio, el comportamiento tanto elástico como viscoelástico del tejido a ensayar, así como el comportamiento anisótropo del mismo. Por ello, el dispositivo se diseñó para la distancia de abertura de la aponeurosis en un rango de 0 a 130mm. Finalmente, las características adicionales que debía cumplir el dispositivo de medición fue que fuera portátil y ligero para su uso en el quirófano, que fuera fácil de manipular e intuitivo, y además que se pudiera esterilizar fácilmente. Por otra parte, y para el caso del prototipo, se diseñó un dispositivo electrónico de medida para la obtención de los datos, que permitió la visualización de la lectura inmediata en pantalla y su posterior procesamiento en el ordenador

Una vez diseñado el dispositivo, se realizaron ensayos en el laboratorio, con el fin ajustar y posteriormente validar (ver apartado de verificación del sistema de medición) el conjunto de instrumentación utilizada por el dispositivo. A partir de este punto, se pudo iniciar los ensayos a nivel de laboratorio sobre los tejidos. Superada esta última fase, el prototipo estuvo disponible para su aplicación en las intervenciones quirúrgicas en los animales del estudio.

De acuerdo con los estudios anteriormente mencionados la máxima fuerza de tensión en las diferentes zonas de la laparotomía media en humanos en condiciones normales podrían variar entre 2 - 15 N. La máxima distancia entre los bordes de la laparotomía (amplitud), previo a su cierre, sería de unos

100 mm en condiciones normales. En base a ello, el rango de medición para un nuevo instrumento debería establecerse en un rango de 0-20 N para la fuerza de cierre y entre 0-130 mm para la amplitud. La exactitud deseada para las mediciones se estableció en ± 0.2 N ($\pm 1\%$ FS) para la fuerza y ± 2 mm para la amplitud ($\pm 1.5\%$ FS), con lo cual se obtuvo una desviación más que suficiente para cada medición.

5.1.3 DISEÑO MECÁNICO Y CONCEPTUAL DEL INSTRUMENTO

Es un instrumento diseñado como un compás que consta de 2 extremidades articuladas que permiten acercar o alejar sus extremos (fig. 28). En cada extremo hay un terminal con 2 pequeñas púas para coger un área del borde aponeurótico del tejido previamente incidido (fig. 29). De esta manera el instrumento mide la fuerza aplicada en ambos lados del área de incisión a diferente amplitud ($F_{púas}$)



Fig. 28 Diseño del instrumento

Un mecanismo de tipo trinquete une las 2 extremidades, lo cual permite bloquearse en diferentes posiciones que corresponden a las diferentes amplitudes. Este mecanismo incorpora una célula de carga y un sensor angular cuya señal es leída por un aparato electrónico el cual muestra en

tiempo real los diferentes valores de tensión y amplitud ($F_{púas}$ o F_{tines}) (fig. 30).

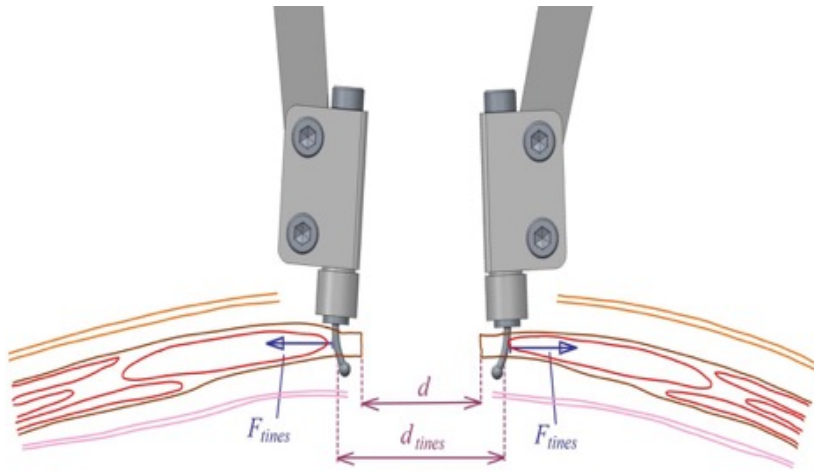


Fig. 29: Fuerzas aplicadas por las púas del instrumento sobre los bordes aponeuróticos

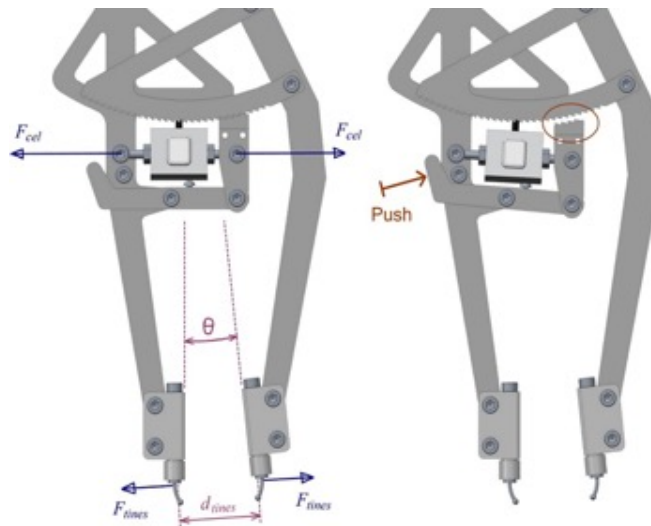


Fig. 30: Principales variables involucradas en el procedimiento de medición (izquierda) y mecanismo tipo trinquete (derecha)

A partir de ello la geometría del instrumento se puede establecer la relación entre la fuerza medida por el sensor y la fuerza ejercida sobre las púas según la abertura del instrumento:

$$F_{púas} = \frac{0,2197}{\cos(\theta/2)} \cdot F_{cel}$$

donde: $F_{púas}$ es la fuerza de las púas o *tines* para acercar los bordes; F_{cel} es la medición transmitida por la célula de carga.

Asimismo, presenta un sensor angular de posición a nivel de la unión de las extremidades que permiten, a través de cálculos geométricos, medir la distancia entre las púas y por ende entre los bordes aponeuróticos. Las mediciones tanto de fuerza como de amplitud son realizadas de forma simultánea y en consecuencia se puede establecer una relación entre ellas.

Durante el cierre de la pared abdominal, el cirujano únicamente tiene que acercar las patas del instrumento ya que el trinquete mantiene la posición automáticamente mientras que para la abertura de sus extremidades hay que empujar hacia arriba la palanca de fijación (fig. 30).

Hardware y software electrónico:

Como se ha comentado previamente, el instrumento mide la fuerza de separación a través de una célula de carga y la distancia entre las púas con un sensor de posición angular. En ambos casos, ambos sensores tienen ya un uso comercial con otro tipo de aparatos. El instrumento como cualquier aparato quirúrgico debe tener capacidad de ser esterilizable. Actualmente existen métodos de esterilización en frío en que se llegan a temperaturas por debajo de los 65°C y por esta razón el rango de temperatura establecido para que el instrumento sea operativo fue de 0°C a 70°C. Además, como en algunos métodos de esterilización se debe sumergir el aparato en algún líquido o resistir ambientes altamente húmedos, y por ello el índice mínimo de protección especificado de los sensores fue IP67.

El sensor de fuerza seleccionado es una célula de carga en forma de S sumergible, hecho de acero inoxidable y con un índice de protección IP68. Su peso es de sólo 15 g, tiene un rango de medición de 111N y un factor de sobrecarga de seguridad de 100% R.O. lo cual asegura su fiabilidad. El valor de sensibilidad de salida una vez calibrado fue de 1,4528 mV/V utilizando un puente de Wheatstone alimentado a 5 V DC. Bajo esas condiciones se logra un error no lineal menor a 0,05% R.O. Para realizar la medición del ángulo entre las extremidades del instrumento se consideró un sensor angular

magnético que no requiere contacto. El sensor evalúa el ángulo medido cada 1,5 ms como mucho, y el ángulo final calculado por el sensor se transmite al microcontrolador a través de un protocolo de comunicación SPI. El sensor tiene un rango de medición de 135° y con un error no lineal menor de 0,05%, tiene un peso de 40 g y un índice de protección IP67.

Se diseñó y se construyó también un aparato electrónico para poder captar las señales enviadas por las células de carga utilizando un amplificador de Wheatstone estándar. Un microcontrolador adquiere las señales de las células de carga y del sensor angular y luego las computa para mostrar los valores obtenidos. Estos resultados se muestran en una pantalla LCD y pueden ser enviados a una computadora a través de un puerto USB para su posterior análisis, consideraciones diagnósticas o registro de datos de un paciente determinado. En dicho aparato puede conectarse hasta 2 instrumentos de medición simultáneos (fig. 31).



Fig. 31: Aparato electrónico para condicionamiento de la señales y procesamiento de datos

5.1.4 PROTOTIPOS DEL INSTRUMENTO:

Algunos prototipos del instrumento fueron contruidos para revisar su funcionalidad y verificar la exactitud de las mediciones. La primera versión del prototipo del instrumento fue fabricada usando una impresora 3D para materiales plásticos. La segunda versión se utilizó acero inoxidable (fig. 32).

En ambos prototipos las púas fueron de acero inoxidable con una sección circular de 1,2 mm en diámetro y una punta esférica de 2 mm de diámetro. El prototipo de plástico permitió revisar el funcionamiento apropiado de los mecanismos del instrumento. Pero esta versión tenía el problema de la pobre resistencia que de hecho se comprobó al romperse las extremidades después de varias mediciones realizadas. Asimismo, esta versión tenía la desventaja de la baja rigidez lo que afectó a las mediciones de las amplitudes cuando la tensión era alta. La versión de acero inoxidable del instrumento tiene un peso de 286 g. La resistencia de sus extremidades es suficientemente alta para no perder la exactitud de sus mediciones debido a que su rigidez es significativamente mayor que el primer prototipo de plástico. Aún así, frente a tensiones muy altas siempre se tendrá presente la posibilidad de alguna mínima deformación de sus extremidades alterando la distancia entre sus púas.

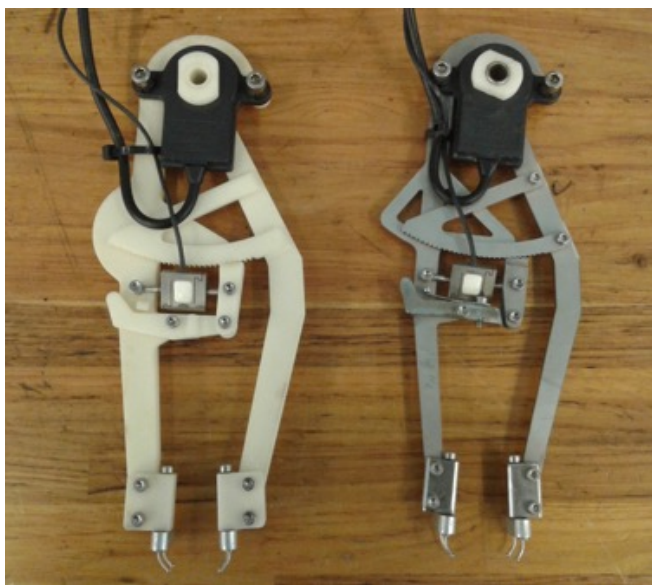


Fig. 32: Prototipos del instrumento construidos con impresión 3D de material plástico (izquierda) y de acero inoxidable (derecha)

5.1.5 VERIFICACIÓN DEL SISTEMA DE MEDICIÓN

El prototipo de acero inoxidable fue testeado junto con el aparato electrónico con la finalidad de verificar su exactitud. Se realizaron pruebas de verificación de las fuerzas utilizando una prueba standard de tracción/compresión con una máquina de tracción (fig. 33). Durante la

prueba, las distancias entre las púas se mantuvieron constantes, los resultados de la prueba de fuerza en 2 diferentes valores de distancia entre las púas se señalan en la figura 34. Se puede observar que el error entre la fuerza medida por el instrumento y aquella aplicada por la máquina de tracción es igual o menor de ± 0.2 N.

La prueba también se evaluó la distancia entre púas dada por lo deformación del instrumento al aplicar una fuerza creciente. Los resultados se muestran en la figura 40 en que se aprecia que tal desviación es significativa, hasta 2 mm para una fuerza de 14 N. Por ello, el fenómeno de la deformación debe ser considerada al realizar la medición de la distancia. La curva de corrección señalada en la figura 35 se implementó para analizar el valor resultante de la distancia. Así, la desviación de la distancia dada por la aplicación de la fuerza fue menor que 0,2 mm.

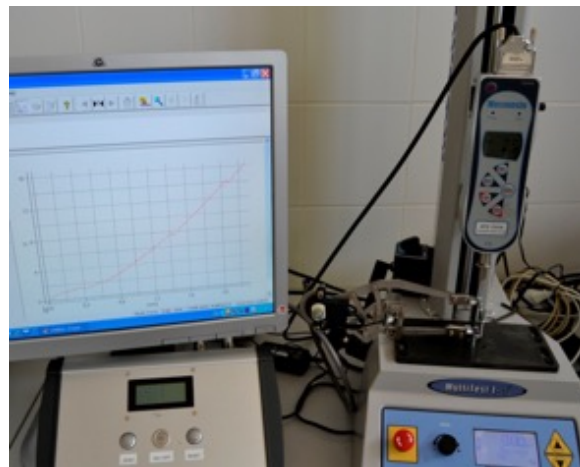


Fig. 33. Prueba standard de tracción/compresión con una máquina de tracción

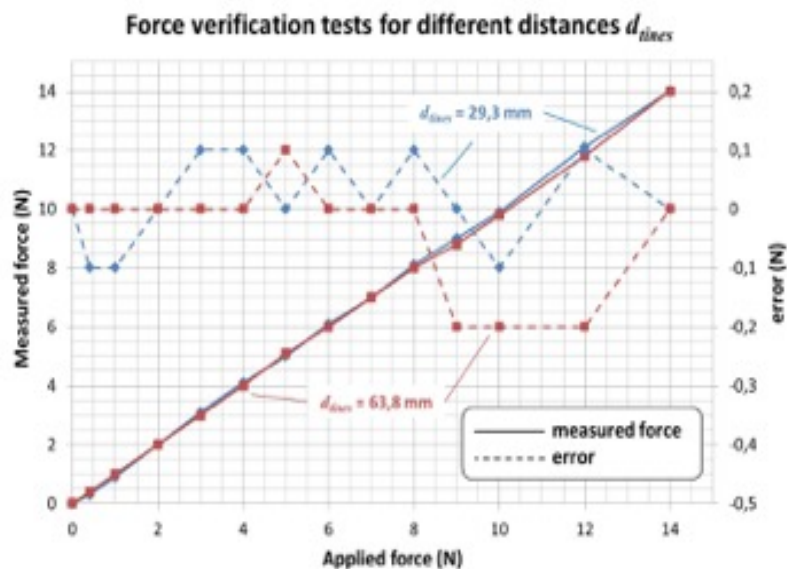


Fig 34. Prueba de verificación de la desviación de las fuerzas a diferentes distancias.

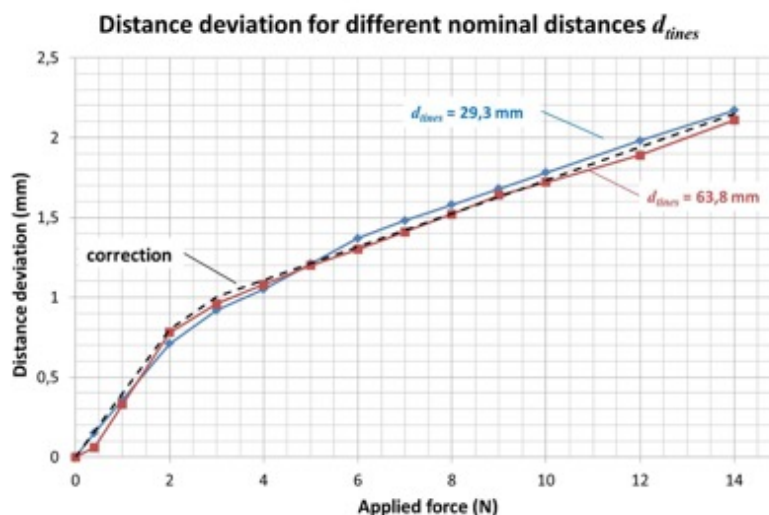


Fig 35. Test de desviación de la distancia al aplicar una fuerza

La prueba de verificación de la distancia se llevó a cabo comparando las mediciones obtenidas con un pie de rey digital. En este caso, las mediciones se realizaron con fuerzas entre 0,2-0,4 N para evitar la influencia de la deformación. Los resultados están señalados en la figura 36 y se puede observar que el error está en el rango de -1,5 a +0,8 mm.

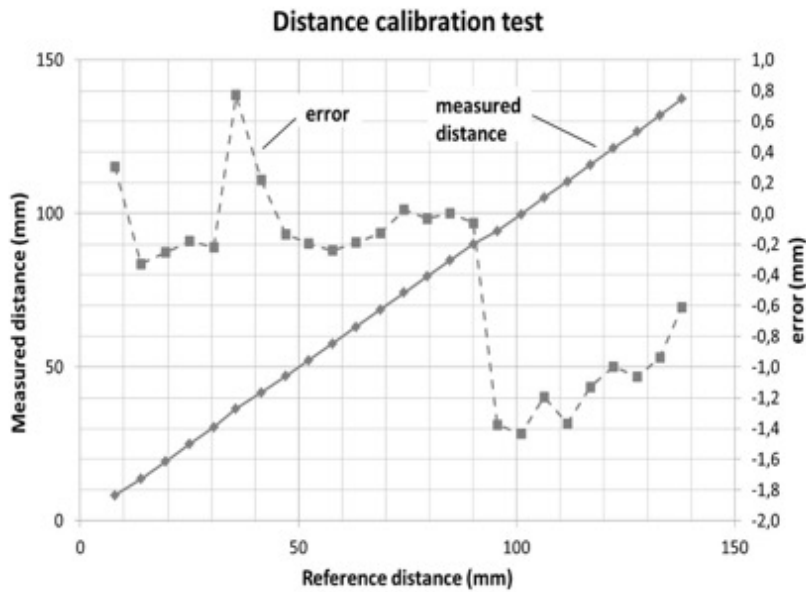


Fig 36. Prueba de calibración de la distancia

5.1.6 TEST FUNCIONAL EN LA CIRUGÍA EXPERIMENTAL

Se realizó previo al estudio experimental una prueba con cerdos hembra de 3 pesos diferentes para verificar los problemas que podrían surgir y además comprobar que el procedimiento elaborado era factible o no. Una vez expuesta la aponeurosis y marcada se incidió sobre ésta y se procedió a tomar las mediciones de grosor, amplitud y tensión (fig. 37). En la sección de procedimiento quirúrgico se especifica con detalle los pasos que se consideraron para realizar las mediciones. El marcaje de la aponeurosis debió realizarse en puntos equidistantes para ambos bordes de la misma aponeurosis con una distancia al borde (d_{edge}) y entre puntadas (d_p). De tal manera que las púas se introducen a través de los pequeños orificios marcados y se comprueba su posición simétrica. La distancia entre las púas opuestas puede ser menor que su posición original. Entonces, el instrumento mide la fuerza total que se corresponde con la suma de la fuerza de tensión (F_{tens}) y la de compresión (F_{comp}). Como se ha explicado antes en este punto la fuerza medida por el instrumento es representativa de la fuerza ejercida por la sutura (ΣF_{sut}) y por consiguiente será la fuerza de cierre (F_c).

La distancia entre los bordes aponeuróticos (d) se puede calcular de la distancia obtenida entre las púas opuestas ($d_{púas}$) de acuerdo con la ecuación siguiente:

$$d = d_{púas} - 2 \cdot d_{edges}$$

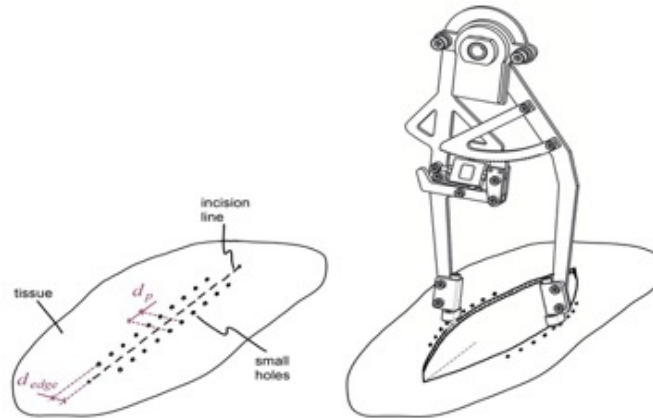


Fig 37. Marcaje en la aponeurosis (izquierda) y el instrumento colocado sobre el tejido para la medición (derecha)

5.1.7 VARIABLES DEL ESTUDIO

A continuación, se describen las diferentes variables implicadas en el estudio:

1. Variables respuesta o dependientes:

- **Fuerza de cierre (F_c):** Como aquélla que permite poner en contacto los bordes aponeuróticos de la laparotomía
- **Fuerza de rotura inicial (F_r):** Como aquélla que es necesaria para producir un primer desgarro en el tejido suturado
- **Fuerza de rotura máxima (F_{max}):** Como aquélla necesaria para desgarrar por completo el tejido suturado

2. Variables explicativas o independientes: Son las variables experimentales

- **Peso (P):** Divididos en 3 grupos de 20, 50 y 100 kg y denominados A, B y C respectivamente. Unidad de medida en kilogramos (kg)

- **Distancia al borde de la laparotomía (d):** Cada grupo se subdividió en 3 subgrupos dependiendo de la distancia de medición respecto al borde de la laparotomía a 5, 10 y 15 mm. Unidad de medida en milímetros (mm).
- **Nivel de la laparotomía (n):** Aquella variable que representa la zona medida a lo largo de la laparotomía. Tomando como punto de referencia al ombligo cada 2 cm por arriba (+2, +4...+16) y hacia abajo (-2, -4...-16). Unidad de medida en centímetros (cm).

3. Variables de confusión:

- **Longitud de la laparotomía (L):** Considerada la distancia de toda la extensión de la laparotomía. Unidad de medida en centímetros (cm).
- **Perímetro abdominal (PA):** La medida del perímetro del abdomen en los distintos niveles (n). Unidad de medida en centímetros (cm).
- **Grosor (g):** Es el espesor de la aponeurosis por cada nivel (n) y distancia al borde de la laparotomía (*d*). Unidad de medida en milímetros (mm).
- **Amplitud (a):** Es la distancia de separación entre los bordes aponeuróticos sin ejercer ningún tipo de fuerza en los diferentes niveles (n) de la laparotomía. Unidad de medida en milímetros (mm).

5.2 SEGUNDA ETAPA: EXPERIMENTACIÓN ANIMAL

5.2.1 DISEÑO DEL ESTUDIO EXPERIMENTAL

El estudio buscó un animal con una pared abdominal que tuviera una similitud anatómica con la pared abdominal del humano porque la idea era reproducir lo más cerca posible el comportamiento del cierre de la pared abdominal de los humanos. Es por eso, que se decidió realizar un estudio de tipo descriptivo en cerdos que como se explicó en el apartado teórico, tienen una pared abdominal muy similar a la del humano. Además, por las características anatómicas del cerdo se decidió experimentar sólo en cerdos hembras debido a que en los machos los genitales externos llegan a nivel del ombligo y dificulta la disección de la pared abdominal.

Se establecieron 27 cerdos hembra (raza *large white*) para el estudio divididos en 3 grupos de A, B y C, como se ha mencionado en la descripción de las variables y cada grupo en 3 subgrupos (5, 10 y 15 mm).

De forma que se obtuvo 9 grupos con una $n=3$ para cada uno. Esta n se determinó utilizando la calculadora de tamaño muestral GRANMO. Posteriormente fueron distribuidos de la siguiente manera:

- Grupo 1: 3 cerdos con peso de 20 kg y margen de sutura a 5 mm
- Grupo 2: 3 cerdos con peso de 20 kg y margen de sutura de 10 mm
- Grupo 3: 3 cerdos con peso de 20 kg y margen de sutura de 15 mm
- Grupo 4: 3 cerdos con peso de 50 kg y margen de sutura a 5 mm
- Grupo 5: 3 cerdos con peso de 50 kg y margen de sutura de 10 mm
- Grupo 6: 3 cerdos con peso de 50 kg y margen de sutura de 15 mm
- Grupo 7: 3 cerdos con peso de 100 kg y margen de sutura a 5 mm
- Grupo 8: 3 cerdos con peso de 100 kg y margen de sutura de 10 mm
- Grupo 9: 3 cerdos con peso de 100 kg y margen de sutura de 15 mm

Respecto a la puntada (p), es decir, la distancia entre los puntos en el mismo lado del borde aponeurótico se consideró a 20 mm por las características del

instrumento. El instrumento, como se comentó anteriormente, presenta un par de púas en su parte final por cada lado separadas a 10 mm por lo que para no superponer mediciones se decidió dar un margen de 10 mm entre cada toma de fuerza de tensión por lo que el marcaje fue cada 20 mm.

Tabla 3. Distribución de grupos y subgrupos de los animales de experimentación

Peso del cerdo (kg)		20	50	100
Distancia de la sutura al borde	Puntada	Subgrupos		
5 mm	20 mm	3	3	3
10 mm	20 mm	3	3	3
15 mm	20 mm	3	3	3

5.2.2 PROCEDIMIENTO QUIRÚRGICO Y DE MEDICIÓN:

Anestesia:

1.- Preanestesia - inducción: Tiletamina-Zolacepam - Demetomidina-Atropina por vía IM. Esta asociación logra la inconciencia del animal en unos 30-45 segundos. Es segura, cómoda de utilizar y evita la sujeción prolongada del cerdo reduciendo el grado de estrés y excitación, se canula posteriormente la vena marginal del pabellón auricular para la infusión continua de ketamina y fentanilo. Por vía yugular se infunde una solución de dextrano y/o ringer lactato.

2.- Monitorización: Se procedió a monitorizar de forma tanto cruenta como incruenta de manera sistemática las siguientes constantes:

- a.- Aparato respiratorio: SaO₂ (pulsioximetría)
- b.- Aparato cardiovascular: FC, ECG, TA (sistólica, diastólica y media)
- c.- Aparato urinario: Se colocó una sonda vesical para monitorizar diuresis y poder medir la presión intraabdominal en reposo y con maniobras de valsalva. Se utilizó un TOF Watch para monitorizar la transmisión neuromuscular para mantener un tren de 4 que se controló al inicio, a la hora y al final de la cirugía. Con ello se logró mantener a los animales en un estado hipnótico y analgésico controlado con una relajación muscular similar. En caso de necesidad para mantener la analgesia se utilizó morfina a dosis por peso.

Intervención quirúrgica:

El procedimiento de medición y la cirugía deben seguir un proceso adecuado por lo que una vez iniciadas las medidas generales de asepsia y antisepsia estando el animal en decúbito supino se procedió a realizar el marcaje de la zona umbilical y punteado cada 20 mm a lo largo de la línea alba (fig. 38). Una vez realizado este marcaje, se tomaron medidas del perímetro abdominal en cada punto (fig. 39). Posteriormente se incidió en la línea alba con una extensión xifopubiana con bisturí frío a nivel de la piel y tejido celular subcutáneo (TCSC) respetando la aponeurosis. Seguidamente se procedió a realizar una disección de 5 cm del TCSC y del músculo cutáneo del tronco (músculo no presente en humanos por lo que se debió disecar) con electrobisturí en modo corte de manera que quedó expuesta la aponeurosis de los músculos rectos del abdomen. Nuevo marcaje de la zona aponeurótica cada 20 mm e incisión de ésta respetando el peritoneo y así evitando una evisceración que dificulte la toma de mediciones (fig. 40). En las pruebas piloto realizadas para probar el instrumento se incidió también en el peritoneo y se observó que los órganos intraabdominales sobresalían de la aponeurosis además de la salida de líquido peritoneal que dificultó mucho la toma de mediciones por lo que se optó por respetar el peritoneo. Para facilitar el trabajo sobre la aponeurosis se requirió fijar externamente los bordes de la piel con algunos puntos sueltos con sutura del 3-0. (Fig. 41)

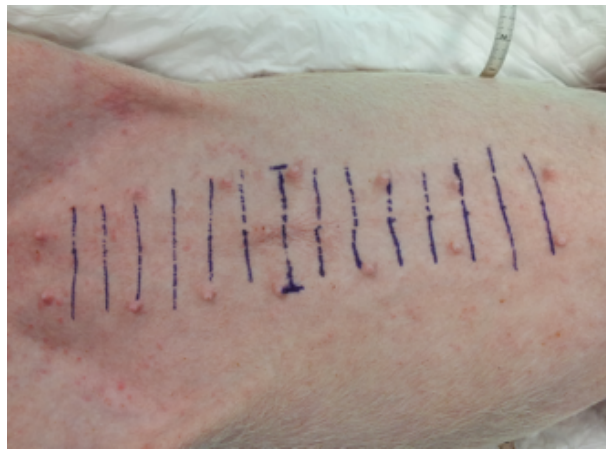


Fig. 38: Marcaje de puntos de referencia en la piel



Fig. 39: Medida del perímetro abdominal



Fig. 40: Marcaje de la aponeurosis



Fig. 41: Sujeción de la piel

Al ombligo se le denominó punto umbilical (U) para un mejor entendimiento y cada punto marcado por encima o por debajo como zona supraumbilical (SU) e infraumbilical (IU) respectivamente seguido de la distancia en cm. Una vez determinadas las distancias de los puntos a los bordes aponeuróticos se procedió a realizar 2 pequeños orificios en cada lado de los bordes aponeuróticos equidistantes al punto de referencia para poder colocar las púas del instrumento (fig. 42).



Fig. 42: Marcaje de la distancia al borde aponeurótico (d)

A continuación se procedió a medir el grosor del borde aponeurótico a la distancia señalada (5, 10 ó 15 mm) utilizando un micrómetro electrónico (fig. 43).



Fig. 43: Medición del grosor de la aponeurosis a la distancia marcada

Posteriormente se realizó la medición de las fuerzas de cierre (F_c) en cada nivel marcado (n) en varios tiempos: desde la amplitud máxima, 2-3 mediciones intermedias, una afrontando los bordes de cada punto sin solaparlos y luego cerrando del todo el instrumento (cierre máximo de 10 mm). Aunque estaba en los objetivos sólo realizar mediciones en el momento

de la unión de los bordes aponeuróticos como fuerza de cierre (F_c) se efectuaron estas mediciones escalonadas y apretando los bordes para obtener datos adicionales para estudios posteriores. Además, al cerrar todo el instrumento se genera una fuerza de compresión añadida en los casos en que la distancia al borde aponeurótico fue mayor de 5mm, tal y como se explicó en la ecuación de fuerzas de cierre (F_c). Se ha de mencionar que en la amplitud máxima de abertura se estableció que la fuerza de tensión debía ser cero y a partir de allí se hicieron las mediciones (fig. 44-47). Cada medición se hizo independientemente en cada nivel (n), es decir, sin afrontamiento de los bordes de alguna otra zona de la aponeurosis. En algunos casos se hicieron variaciones como 2 mediciones simultáneas en diferentes áreas (fig. 48), mediciones con maniobras de Valsalva para observar la variación de la fuerza de tensión y medición cerrando el área previa de colocación del instrumento. Estas variaciones surgieron a lo largo del estudio porque una de las limitaciones del estudio fue que no se pudieron hacer mediciones de todos los puntos a la vez y, por otro lado, también se sabe que ante determinados esfuerzos, la fuerza de tensión cambia por lo que se realizaron asimismo maniobras de Valsalva. Aunque no estaba definido en los objetivos ni en las variables del estudio se decidió obtener estos datos para posibles estudios posteriores, como se ha comentado previamente.

Una vez realizadas las mediciones, se suturaron los bordes de la pared abdominal (fig. 49) y se resecó la pieza suturada con un margen de 10 cm a ambos lados para realizar las pruebas en el laboratorio.



Fig. 44: Medición desde la amplitud máxima



Fig. 45: Medición con bordes afrontados



Fig. 46: Posición de las púas

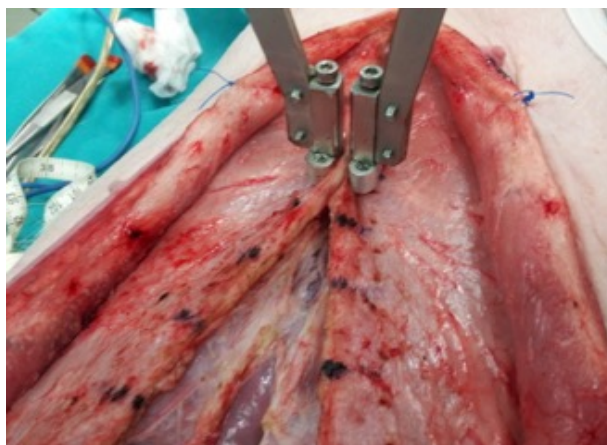


Fig. 47: Medición con bordes apretados



Fig. 48: Medición simultánea



Fig. 49: Sutura de los bordes de la laparotomía

5.3 TERCERA ETAPA: Experimentación en laboratorio

5.3.1 PREPARACIÓN DE LA PARED ABDOMINAL

En esta etapa se realizó una resección de toda la pared abdominal como mínimo a 10 cm por cada lado de la sutura (fig. 50) y se dividió en 3 segmentos: Supraumbilical, Umbilical e Infraumbilical (fig. 51). Posteriormente se disecó cada segmento retirando el tejido graso sobrante, se preparó con las mordazas (fig. 52) y, manteniéndolos en frío con hielo en una nevera portátil, se trasladó al laboratorio de mecánica para las pruebas de fuerzas de rotura de la sutura-tejido.

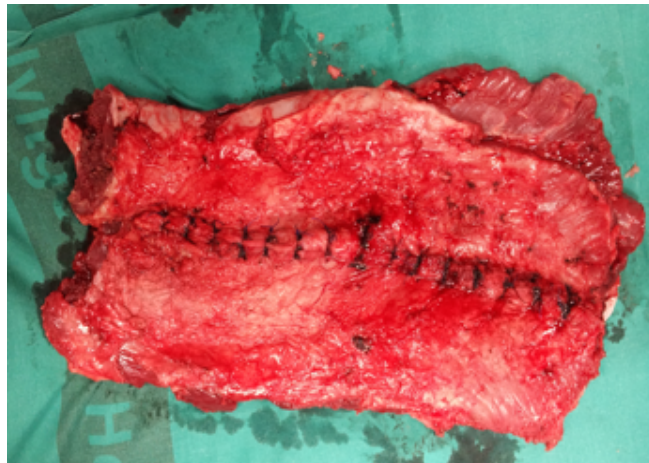


Fig. 50: Resección de la pared abdominal

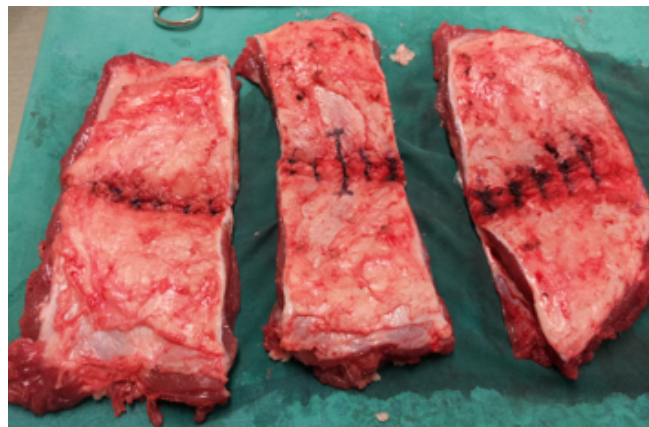


Fig. 51: Segmentación de la pared reseçada

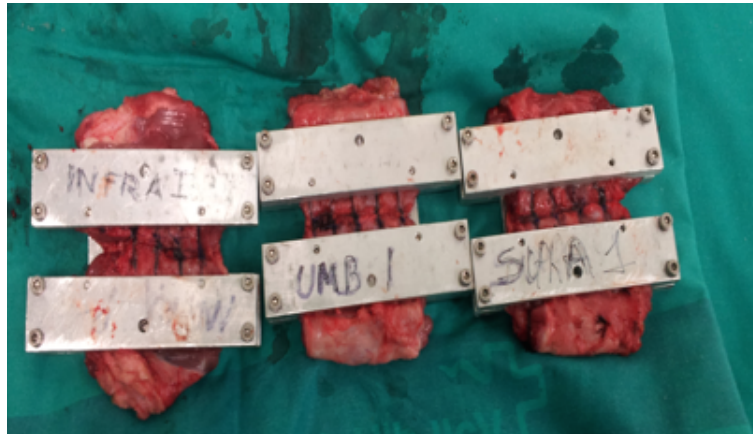


Fig. 52: Segmentos preparados con las mordazas

5.3.2 MEDICIÓN DE LAS FUERZAS DE ROTURA

En el laboratorio se midieron las fuerzas de rotura inicial (F_r) (fig. 53) y las fuerzas de rotura máxima (F_{max}) (fig. 54)

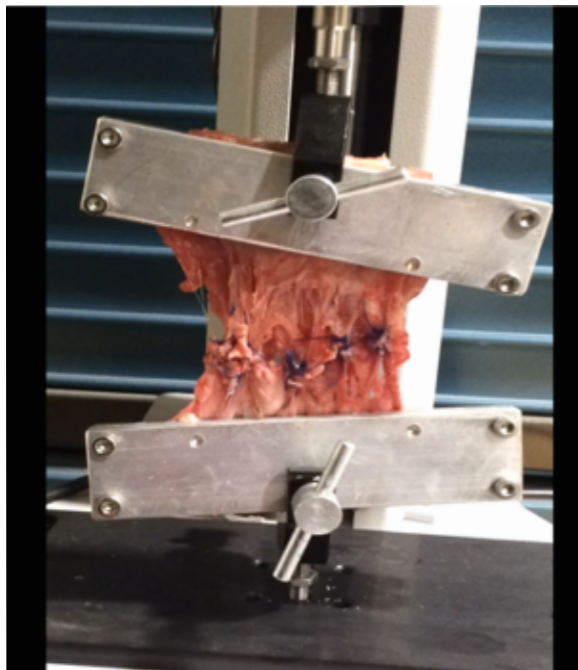


Fig. 53. Fuerza de rotura inicial

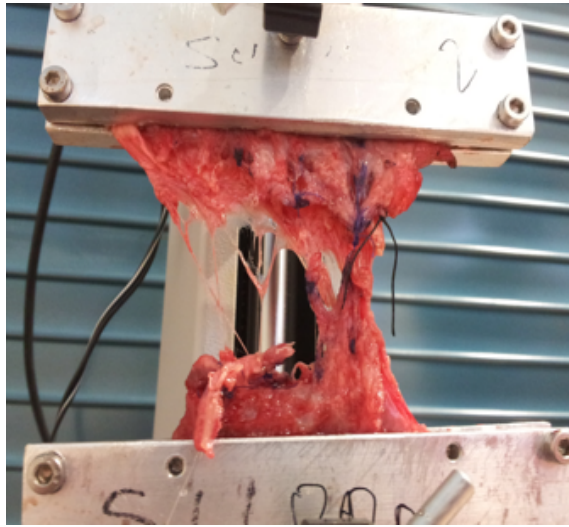


Fig. 54: Fuerza de rotura máxima

5.4 MÉTODOS ESTADÍSTICOS

Se utilizaron las medias y desviaciones típicas para describir las variables respuesta: F_c , F_r y F_{max} , en cada uno de los 3x3 grupos experimentales en las diferentes medidas a lo largo de la laparotomía. Para evaluar los efectos de las dos variables experimentales (peso y distancia de sutura) y de las distancias desde el ombligo se utilizaron modelos lineales mixtos para tener en cuenta la estructura de medidas repetidas para cada animal. Los modelos analizaron el efecto de la distancia desde el ombligo mediante *splines* cúbicos y se analizaron las posibles interacciones estadísticas. Se evaluó la significación de cada uno de los efectos mediante pruebas basadas en la razón de verosimilitudes (LRT) y se efectuaron pruebas post-hoc para comparar grupos concretos. Finalmente se incluyeron en el modelo variables potencialmente confusoras para calcular un p-valor ajustado. Los análisis estadísticos se realizaron mediante el paquete estadístico R, utilizando un nivel de significación de 0.05. Todo este análisis se realizó con la colaboración del departamento de bioestadística del Institut de Recerca Biomédica (IRB) de Lleida.

5.5 APROBACIÓN ÉTICA

Se siguieron todas las medidas indicadas en las guías internacionales de cuidados de animales de experimentación. Todos los procedimientos realizados en los animales se realizaron de acuerdo con los estándares éticos de la institución donde se llevó a cabo el estudio. Todos los protocolos fueron entregados al comité de ética de experimentación animal (CEEA). En este comité se asegura que el diseño experimental esté dentro de la legislación vigente, colaboran con los investigadores en el análisis de las implicaciones éticas del estudio y si se requiere redactan informes para ayudas en el financiamiento de este.

6. RESULTADOS

6.1 EXPERIMENTACIÓN ANIMAL

Los animales de experimentación se dividieron en 3 grupos (A, B y C) según el peso 20, 50 y 100 Kg respectivamente y por subgrupos según la distancia de la sutura como se ha explicado previamente en el apartado de metodología. Se utilizaron 30 animales de experimentación de los cuales 3 fueron de prueba del estudio de tal manera que la distribución de los animales por número de identificación (ID) quedaron según la siguiente tabla:

Tabla 4: Distribución de los animales de experimentación según número asignado para cada grupo y subgrupo.

Peso (kg) \ Margen	5mm	10mm	15mm
20 (A)	10;11;15	6;17;20	3;13;30
50 (B)	9;16;18	4;7;12	14;21;29
100 (C)	23;24;27	19;22;26	8;25;28

Lo cerdos del grupo A presentaron una media de peso de 21,6 kg (20-24) con una media de longitud de la laparotomía de 29,6 cm (27-34).

Los cerdos del grupo B presentaron una media de peso de 50,2 kg (43-54,5) con una media de longitud de la laparotomía de 33,8 cm (31-38)

Finalmente, los cerdos del grupo C presentaron una media de peso de 98,5 kg (95-102) con una media de longitud de la laparotomía de 39,25 cm (30-42)

En la figura 55 se muestra las medias de la fuerza de cierre promedio en Newtons observadas en cada subgrupo a lo largo de los diferentes niveles de la laparotomía (n). La serie de datos obtenidos con todas las mediciones se detallan en el Anexo 2.

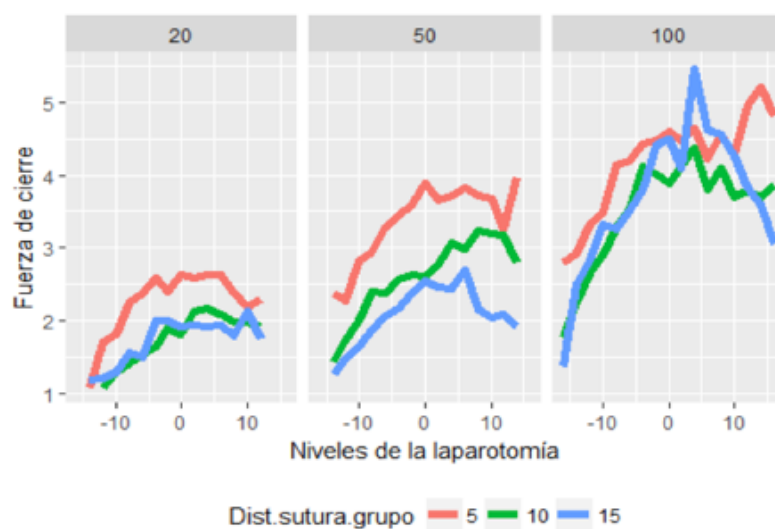


Fig. 55: Fuerzas de cierre promedio en cada nivel (n) por subgrupos

Se evidenció una tendencia de fuerza de cierre (F_c) mayor en el subgrupo de 5mm y una tendencia creciente a nivel infraumbilical hacia el ombligo en todos los subgrupos estabilizándose a nivel supraumbilical con algunas variaciones por subgrupo. Por tal motivo para una mejor comprensión y extrapolación de la distribución de las fuerzas de cierre a lo largo de la laparotomía se realizó una modelización estadística de dichas fuerzas. Se empezó ajustando el modelo de las variables respuesta fuerza de cierre (F_c) con las interacciones de tercer grado.

Teniendo en cuenta este resultado se ha realizado un análisis (tabla 5) donde se muestran los valores de significancia estadística

Tabla 5. Análisis estadístico por grupo y subgrupo

	Beta (ee)	p-valor	LRT test	
			p-value	p-value ajust. ¹
Intercept	1.15 (0.31)	0.0002		
Peso			0.0001	0.04
50kg	0.64 (0.29)	0.04		
100kg	1.74 (0.29)	<0.0001		
	Diferencia 50 vs 100	0.0003		
Distancia sutura			0.04	0.00 5
10mm	-0.79 (0.37)	0.04		
15mm	-0.70 (0.37)	0.07		
	Diferencia 10 vs 15	0.96		
Niveles laparotomía				
Grado 1	1.96 (0.23)	<0.0001		
Grado 2	1.02 (0.27)	0.0002		
Grado 3	2.70 (0.51)	<0.0001		
Grado 4	1.30 (0.31)	<0.0001		
Interacción distancia de sutura*nivel de laparotomía			0.02	0.00 2

¹ p-valor obtenido en el modelo que ajusta por longitud de laparotomía, perímetro abdominal, grosor y amplitud; (ee): error estándar; LRT: likelihood ratio test

Los resultados de la modelización estadística (tabla 5) indicaron que el efecto del peso (20/50/100), de la distancia sutura (5/10/15) y del nivel de la laparotomía (-16, ...16) fueron estadísticamente significativos (p=0.0001, 0.04 y <0.0001 respectivamente). Además, el nivel de la laparotomía interaccionó con la distancia sutura (p=0.02).

En la figura 56 se muestra los valores de fuerza de cierre predichos (F_{cp}) por el modelo ajustado, debiéndose interpretar que:

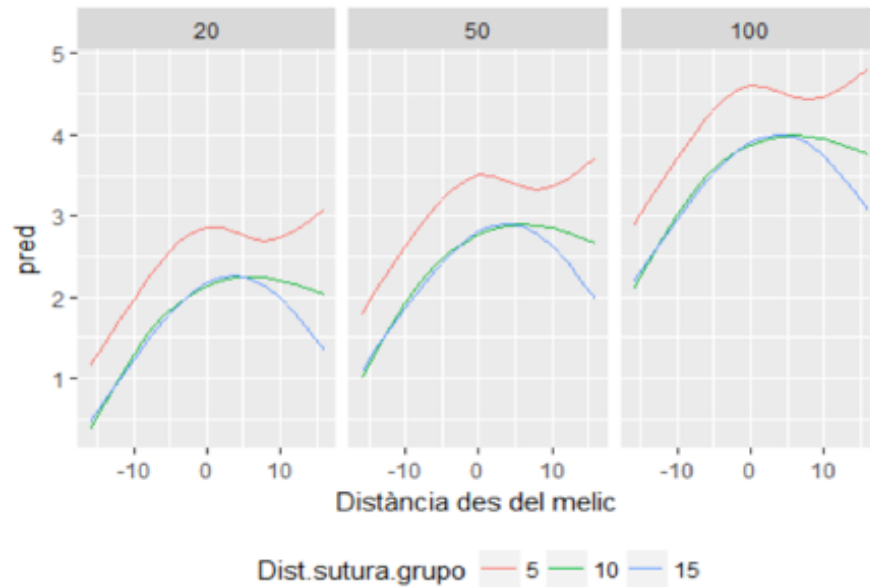


Fig. 56: Fuerza de cierre predicha por el modelo ajustado

1) A mayor peso mayor fuerza de cierre, observándose una tendencia creciente cuando se compara 50 y 100kg respecto 20 kg ($p=0.04$, y $p<0.0001$ respectivamente) y así también cuando se evalúa la diferencia entre 50 y 100 kg ($p=0.0003$)

2) Una distancia de sutura de 5 mm presenta mayor fuerza de cierre que a 10 ó 15mm ($p=0.04$ y $p=0.07$), mientras que la diferencia de fuerzas entre 10 y 15mm no es estadísticamente significativa ($p=0.96$).

3) En general, en la zona infraumbilical hay una pendiente de crecimiento muy marcado de la fuerza de cierre hasta llegar al ombligo en todos los grupos (20/50/100) mientras que en la zona supraumbilical el patrón es diferenciado para los tres grupos de sutura (curvas rojas, verdes y azules para los subgrupos con distancia de sutura 5mm, 10mm y 15mm respectivamente). En concreto, para el subgrupo 5mm se observó una estabilización inicial de los valores de

fuerza de cierre partiendo del ombligo para nuevamente presentar un aumento hacia el xifoideas; para el subgrupo 10mm se observó una estabilización a lo largo de toda la zona supraumbilical; para el subgrupo 15mm se observó una estabilización inicial seguida de un decremento pronunciado de los niveles de tensión cuando se llega a la zona xifoidea.

El modelo ajustado por las variables potencialmente de confusión como la longitud de la laparatomía, perímetro abdominal, grosor y amplitud mantuvieron la significación de las variables anteriores para las variables de peso, distancia de la sutura y nivel de laparatomía ($p=0.04$, $p=0.005$ y $p<0.0001$ respectivamente) y para la interacción distancia de la sutura con nivel de la laparotomía ($p=0.002$). Este importante resultado remarca que el efecto de las variables experimentales se mantiene cuando se tiene en cuenta otras variables que pudiesen artefactar el efecto estudiado. Además, en el Anexo 3 se presenta el modelo ajustado (con los coeficientes, errores estándares y estadísticos habituales, así como el resultado de las pruebas LRT) tanto del modelo sin ajustar como por el modelo ajustado por las variables de confusión. Asimismo, se pudo constatar que:

- 1) La variable grosor y perímetro abdominal no tuvieron un efecto significativo sobre la fuerza de cierre ($p=0.24$ y $p=0.50$) (Anexo 4)
- 2) A mayor longitud de la laparotomía se asoció menor fuerza de cierre ($\beta=-0.13$, $p=0.0006$) y,
- 3) A mayor amplitud se asoció mayor fuerza de cierre ($\beta=0.02$, $p<0.0001$).

6.2 EXPERIMENTACIÓN EN LABORATORIO

6.2.1 FUERZA DE ROTURA INICIAL

Respecto a la fuerza de rotura inicial se observó que la distancia a 5mm presentó una menor fuerza de rotura respecto a las otras dos (10 y 15mm) tal y como se muestra en la figura 57. (Ver Anexo 5)

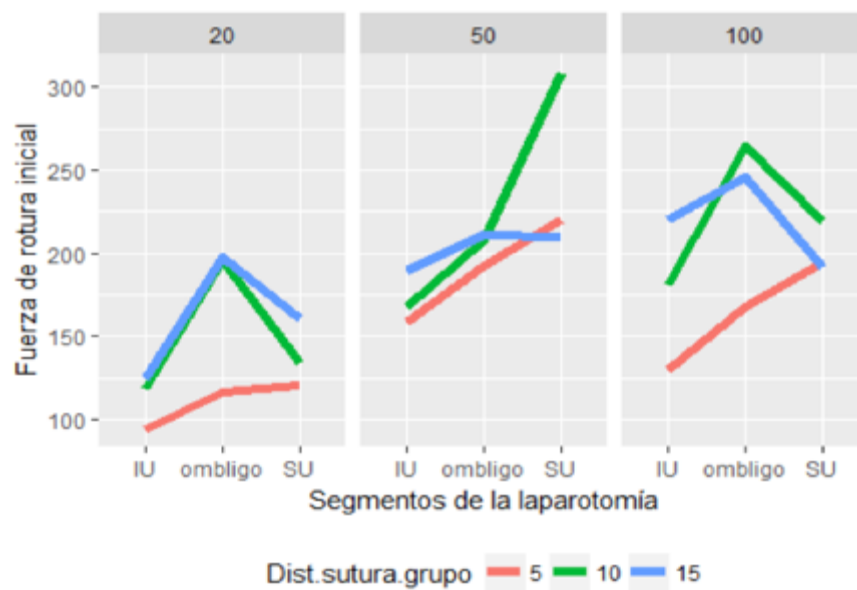


Fig. 57: Fuerzas de rotura inicial promedio en cada nivel por subgrupos

El gráfico muestra la media de fuerzas de rotura inicial observadas por cada subgrupo, es decir, según su peso y distancia de la sutura en 3 segmentos de la laparotomía: Supraumbilical, umbilical e infraumbilical. Se realizó la modelización estadística tal como se muestra en la tabla 6.

Tabla 6. Análisis de la fuerza de rotura inicial

	Beta (ee)	p-valor	LRT test	
			p-value	p-value ajust. ¹
Intercept	83.61 (16.67)	0.0001		
Peso			0.00 1	0.02
50kg	64.07 (16.51)	0.0008		
100kg	61.38 (16.51)	1		
	Diferencia 50 vs 100	0.98		
Distancia sutura			0.02	0.02
10mm	43.93 (16.51)	0.01		
15mm	41.85 (16.51)	0.02		
	Diferencia 10 vs 15	0.99		
Niveles laparotomía			0.00 1	0.00 1
Grado 1	86.66 (22.16)	0.0003		
Grado 2	15.18 (12.91)	0.25		
Grado 3				
Grado 4				

¹ p-valor obtenido en el modelo que ajusta por longitud de laparotomía, perímetro abdominal, grosor y amplitud; (ee): error estándar; LRT: likelihood ratio test

Los resultados de la modelización estadística (tabla 6) indicaron que el efecto del peso (20/50/100), de la distancia sutura (5/10/15) y del nivel de la laparotomía (-16...16) fueron estadísticamente significativos (p=0.001, 0.02 y 0.001 respectivamente). No se detectaron interacciones estadísticamente significativas. En la figura 58 muestra los valores de fuerza de rotura inicial predichas (F_{rp}) por el modelo ajustado, debiéndose interpretar que:

- 1) A mayor peso mayor fuerza de rotura inicial, observándose una tendencia creciente cuando se compara los grupos de 50 y 100kg respecto 20 kg ($p=0.0008$ y $p=0.001$ respectivamente), mientras que no significativa la diferencia entre 50 y 100 kg ($p=0.98$)
- 2) Una distancia de sutura de 5 mm presenta menores niveles de fuerza de rotura inicial que a 10 ó 15mm ($p=0.01$ y $p=0.02$), siendo la diferencia entre 10 y 15mm no estadísticamente significativa $p=0.99$).
- 3) En general en la zona infraumbilical hay una pendiente de crecimiento muy marcado de fuerza de rotura inicial hasta llegar al ombligo en todos los grupos mientras que en la zona supraumbilical se observa una estabilización de la curva, también para todos los grupos

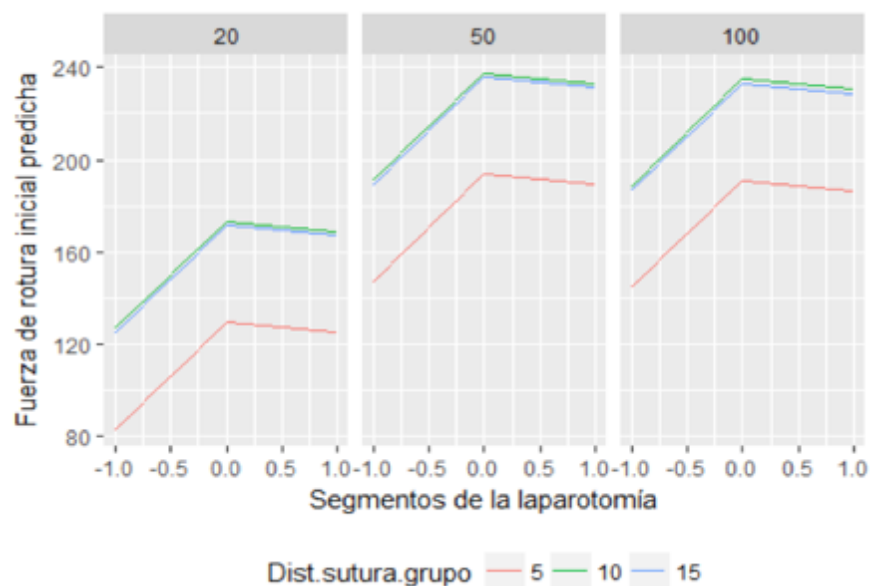


Fig. 58: Fuerza de rotura inicial predicha por el modelo ajustado

El modelo ajustado por las variables potencialmente de confusión (incluyendo la longitud de la laparatomía) mantuvieron la significación de las variables anteriores con $p=0.02$, $p=0.02$ y $p=0.001$ para el efecto principal de peso, distancia sutura y distancia de laparatomía respectivamente.

6.2.2 FUERZAS DE ROTURA MÁXIMA

Respecto a la fuerza de rotura máxima se observó que la distancia a 5mm presentó una menor fuerza de rotura respecto a las otras dos (10 y 15mm) tal y como se muestra en la figura 59. (Ver Anexo 6)

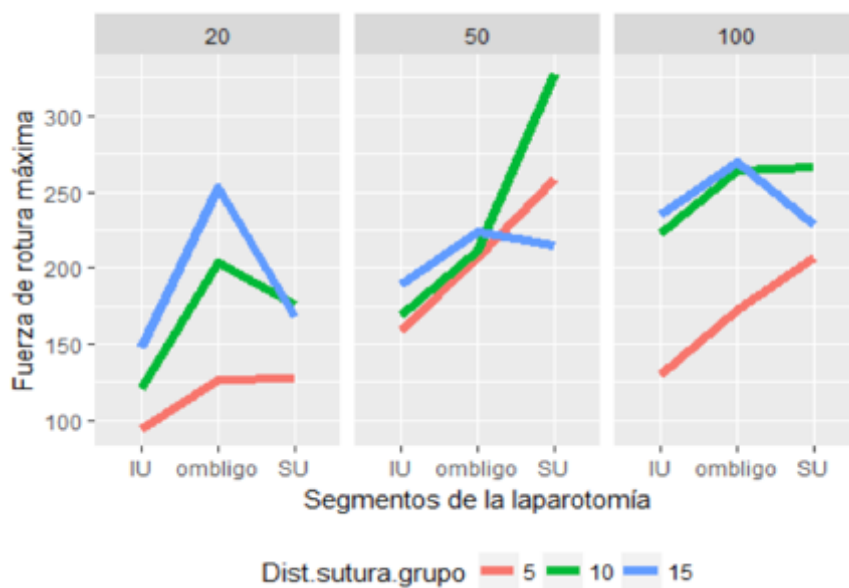


Fig. 59: Fuerza de rotura máxima promedio en cada nivel por subgrupos

El gráfico muestra la media de fuerzas de rotura máxima observadas por cada subgrupo, es decir, según su peso y distancia de la sutura en 3 segmentos de la laparotomía: Supraumbilical, umbilical e infraumbilical. Se realizó la modelización estadística tal como se muestra en la tabla 7.

Tabla 7. Análisis de la fuerza de rotura máxima

	Beta (ee)	p-valor	LRT test	
			p-value	p-value ajust. ¹
Intercept	87.38 (16.74)	<0.0001		
Peso			0.00 1	0.03
50kg	58.78 (16.25)	0.00 1		
100kg	64.37 (16.25)	0.0007		
	Diferencia 50 vs 100	0.99		
Distancia sutura			0.00 5	0.00 5
10mm	52.84 (16.25)	0.00 4		
15mm	51.24 (16.25)	0.00 5		
	Diferencia 10 vs 15	0.93		
Niveles laparotomía			0.0003	0.00 6
Grado 1	101.25 (24.05)	0.0001		
Grado 2	27.84 (13.56)	0.04		
Grado 3				
Grado 4				

¹p-valor obtenido en el modelo que ajusta por longitud de laparotomía, perímetro abdominal, grosor y amplitud; (ee): error estándar; LRT: likelihood ratio test

Los resultados de la modelización estadística (tabla 7) indican que el efecto del peso (20/50/100), de la distancia sutura (5/10/15) y de la distancia de la laparotomía (-16...16) fueron estadísticamente significativos ($p=0.001$, 0.005 y 0.0003 respectivamente). No se detectaron interacciones estadísticamente significativas. En la figura 60 se muestran los valores de fuerza de rotura máxima predichos por el modelo ajustado, debiéndose interpretar que:

1) A mayor peso mayor fuerza de rotura máxima, observándose una tendencia creciente cuando se compara 50 y 100kg respecto 20 kg ($p=0.001$ y $p=0.0007$ respectivamente), sin ser significativa la diferencia entre 50 y 100 kg ($p=0.99$)

2) Una distancia de sutura de 5 mm presenta menores niveles de fuerza que a 10 o 15mm ($p=0.004$ y $p=0.005$ respectivamente), siendo la diferencia entre 10 y 15mm no estadísticamente significativa ($p=0.93$).

3) Como en el caso de la fuerza de rotura inicial, en la zona infraumbilical hay una pendiente muy marcada de crecimiento de fuerza hasta llegar al ombligo en todos los grupos mientras que en la zona supraumbilical se observa una estabilización, también para todos los grupos.

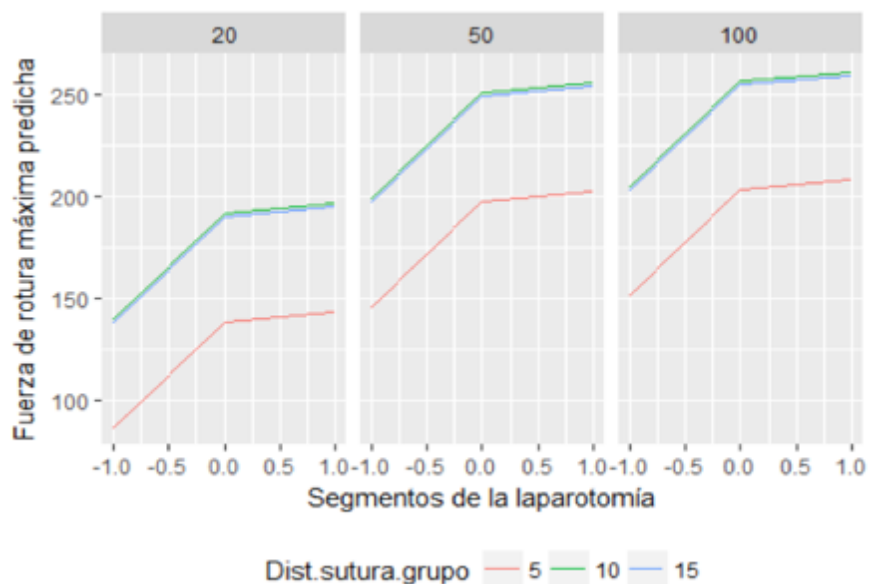


Fig. 60: Fuerza de rotura máxima predicha por el modelo ajustado

El modelo ajustado por las variables potencialmente de confusión (incluyendo la longitud de la laparatomía) mantuvieron la significación de las variables anteriores ($p=0.03$, $p=0.005$ y $p=0.006$ para el efecto principal de peso, distancia sutura y distancia laparatomía respectivamente).

7. DISCUSIÓN

En primer lugar hay que comentar que hasta el momento actual y a pesar de los estudios realizados, no se ha establecido una diferencia significativa entre la sutura continua con monofilamento absorbible de larga duración y la sutura interrumpida de multifilamento absorbible de corta duración pero aún así, la técnica recomendada para el cierre de una laparotomía electiva es la sutura continua con monofilamento absorbible de larga duración⁵⁹. Dicho estudio ha demostrado que en una laparotomía electiva primaria o secundaria hay una menor posibilidad de desarrollar una eventración si se utiliza una sutura absorbible de larga duración con técnica continua. Actualmente se está llevando a cabo un estudio¹³⁷ en que se compara el uso de una sutura continua absorbible de larga duración y una sutura interrumpida absorbible de corta duración para el cierre de la pared abdominal en el contexto de una laparotomía urgente y está pendiente de los resultados. Por otro lado, también está la recomendación de que el cierre de la pared abdominal se debería realizar con al menos una relación longitud de sutura/longitud de la herida (SL/WL) : 4/1⁸⁶ ya que una relación menor incrementaría 3 veces el riesgo de eventración^{61,138}. La sutura realizada entre 3-6 mm del borde de la aponeurosis, conocida como puntos cortos o *short stitches*, produce una herida más resistente a los 4 días respecto a la sutura que a 10 mm⁷² utilizando una sutura de polidioxanona USP 2/0. Se ha evidenciado en el ensayo clínico STITCH¹³⁹ que tras un seguimiento de 1 año la incidencia de hernia incisional con la técnica de *short stitches* fue de un 13% frente a un 21% con el *long stitches* (puntos largos). Estos resultados podrían parecer contundentes en la técnica que deberíamos emplear, pero no está del todo claro ya que el ensayo ISSAAC¹⁴⁰ evidenció que realizando el *long stitches* con una sutura de monofilamento de muy larga duración y con cierta elasticidad (4 poli-hidroxitirato) la incidencia de hernia incisional fue de un 14% lo que es comparable al *short stitches* del estudio antes mencionado. El uso de esta sutura (4 poli-hidroxitirato) en el cierre de la laparotomía hace que por su elasticidad permita una disminución de esa tensión de la sutura que cumple un rol importante en el desarrollo de las eventraciones¹¹⁶ por lo que se puede

decir que la técnica en sí no estaría en relación con la incidencia de eventraciones y sería el tipo de sutura o cómo ésta reparte las tensiones en los tejidos. Para ello actualmente se está realizando un ensayo clínico llamado ESTOIH⁸⁸ en el que usan este tipo de sutura para realizar *short stitches* y *long stitches* de manera que se pueda comparar si hay diferencias por la técnica. En este ensayo se indica que los principios biomecánicos de la tensión de la pared abdominal, la distribución de la tensión de la sutura con pequeños puentes de tejido usando un adecuado tamaño de aguja y fuerza de la sutura que disminuyen el trauma del tejido, sería lo más prometedor²². Además, consideran que la elasticidad de la sutura es una propiedad crítica para evitar los llamados *Buttonholes* (ojales)¹⁴¹ según los estudios fisiológicos de la pared abdominal. Cuando se realiza un nudo de cualquier tipo de sutura sobre un tejido el cirujano suele confiar en el control del mismo con su tacto y la visión directa y , finalmente la retroalimentación de todos esos sentidos permite que se ajuste más o menos el nudo de forma adecuada¹⁴², es decir, que se basan en la experiencia adquirida sin ningún tipo de medición objetiva que se ajuste a las características del tejido. Höer et al¹⁴³ demostraron la variabilidad que existe durante la realización de un nudo tanto entre cirujanos como en un mismo cirujano. Se evidenció que una sutura con un nudo con alta tensión no presenta una mejor cicatrización y que histológicamente se observa el fenómeno de cola de cometa por el desgarro que produce la sutura en el tejido al tensionarse mucho. El calibre de la sutura y el grosor del borde aponeurótico serán unos factores determinantes de este fenómeno. A mayor calibre de sutura y menor grosor del borde aponeurótico, el riesgo de desgarro tisular será mayor.

Esta tesis se ha realizado, con el desconocimiento previo de dichos estudios por haberse iniciado previamente a la publicación de los estudios anteriormente mencionados, y se ha basado en el estudio de las fuerzas de cierre (F_c) durante el cierre de una laparotomía media, por lo que no se ha hecho hincapié en la técnica de sutura debido que, al margen de esta última, la localización de la incisión y la tensión en la sutura son factores que influyen en la calidad de la cicatrización de la herida¹¹⁹. Una sutura con una tensión elevada (isquemia del tejido) o muy baja (dehiscencia del tejido) tienen un

efecto negativo en el proceso de cicatrización^{116,114}. Algunos autores han realizado mediciones de la fuerza de tensión de la sutura utilizando un lámina metálica con medidores de carga¹¹⁷ o, un tensiómetro en forma de E deformada¹¹⁸ o, un sensor de tensión colocado en el nudo de la sutura¹¹⁹ como se ha explicado en anteriores apartados. El problema surge cuando se requiere medir la fuerza de tensión de la sutura en varios puntos a la vez a lo largo de la laparotomía por lo que para ello, Horeman et al¹¹⁵ diseñaron un sensor de medición de la fuerza del hilo de sutura y un sensor de la fuerza de tirantez de la misma realizada por el cirujano, es decir, realizaron una medición dentro del tejido suturado y fuera del tejido. A pesar de ello, se presentaron limitaciones por la disminución de la fuerza de tensión que se produce en los tejidos pasado unos minutos y lo complicado que significaba su estudio a lo largo de la laparotomía. Al carecer de un mapeo de las fuerzas de cierre a lo largo de la laparotomía, en esta tesis se decidió diseñar un aparato que permita la medición en un punto determinado de la laparotomía y no de forma simultánea para tener una información inicial de las fuerzas de cierre. Para ello, se consideró hacerlas cada 2 cm a lo largo de la laparotomía y posteriormente cerrarlas con una técnica interrumpida cada 2 cm para el estudio experimental animal y con una sutura de monofilamento absorbible de muy larga duración (4 poli-hidroxi butirato) para el estudio de experimentación de las fuerzas de rotura en el laboratorio.

La discusión de este trabajo se ha dividido, de acuerdo con los diferentes resultados hallados en el estudio experimental, en el estudio de laboratorio y finalmente se ha realizado una asociación entre ambos apartados.

7.1 EXPERIMENTACIÓN ANIMAL

Los animales de experimentación fueron divididos por el peso porque se tenía la hipótesis de que el grosor de la aponeurosis podría influir en los resultados de la fuerza de cierre. Los pesos fueron considerados dependiendo de la mínima (20 kg) y máxima (100kg) capacidad para poder garantizar una anestesia sin complicaciones. El grupo medio de cerdos de 50 kg se consideró

para obtener un valor intermedio entre ambos. Esta diferencia de pesos nos permitió analizar el grosor de la aponeurosis como variable diferencial de cada grupo. El grosor de la aponeurosis es importante para la sujeción de los tejidos, pero el análisis estadístico del mismo no influyó en las fuerzas de cierre de la laparotomía cuando los bordes aponeuróticos se juntaron a pesar de que, en todos los niveles de la laparotomía se observaron diferencias estadísticamente significativas de los grosores comparando los 3 grupos excepto en el infraumbilical 2 (IU2) y en infraumbilical 14 (IU14).

El perímetro abdominal (PA) tampoco influyó en las fuerzas de cierre, aunque hay que considerar que, la distribución perimetral del abdomen de los cerdos estudiados es similar y, que probablemente lo más importante sea conocer sus diámetros anteroposterior y transversal ya que en el humano estos diámetros pueden variar considerablemente entre unos y otros. En un estudio previo Villalobos et al¹³⁶ evidenciaron que aquellos pacientes con un diámetro anteroposterior mayor que el transversal presentaban una tendencia a fuerzas de cierre mayores. La medición de los diámetros abdominales en los cerdos no fue considerada por dificultad técnica de hacerlo en cada nivel de laparotomía mientras que en el estudio en humanos antes mencionado se realizó con ayuda de tomografía computarizada.

Una de las variables que están implicadas en el desarrollo de una eventración es la longitud de la laparotomía. No se encontraron estudios que relacionen el perímetro abdominal y las fuerzas de cierre, aunque indirectamente Van Mieghem et al¹⁴⁴ evidenciaron una correlación muy pobre entre el perímetro abdominal y la presión intraabdominal (PIA) por lo que el primero no se puede utilizar como un valor clínico para estimar la PIA aunque sí como un dato para valorar la evolución de la misma. Otros estudios relacionan el tipo de laparotomía realizada y el riesgo de eventración^{145,35}. En esta tesis no se ha analizado esta relación sino aquella que involucra las fuerzas de cierre hallándose una relación inversamente proporcional, es decir, cuanto mayor es la longitud de la laparotomía menor es la fuerza de cierre en los niveles de la laparotomía. Esto nos lleva a deducir por un lado que el cierre de una laparotomía de mayor longitud se haría con menor tensión y por lo

tanto este cierre sería más correcto, pero por otro lado cuanto mayor tejido cicatricial tengamos mayor será la posibilidad de eventración. Está claro que no se puede concluir que a mayor longitud de la laparotomía menor será el riesgo de desarrollar una eventración, pero al tener menores tensiones a lo largo de la misma y evitando la fuerza de compresión el resultado podría incluso ser más beneficioso para prevenirla. Esta idea se podría aplicar para evitar forzar la apertura de la laparotomía cuando se intenta retirar un órgano embolsado a través de un puerto siendo lo más correcto ampliar dicha laparotomía y suturarla correctamente. Con esta medida se disminuiría el riesgo de eventración al no romper el tejido por el estiramiento.

La amplitud de los bordes de la laparotomía media se relacionó de forma directa con las fuerzas de cierre (F_c), es decir, a mayor amplitud de dichos bordes mayor fue la F_c . La masa no es inerte sino un tejido vivo con características anisotrópicas y una buena *compliance* (propiedad de un material o tejido para alargarse o distenderse debido a una fuerza ejercida sobre el mismo) por lo que al tener más distancia entre los bordes este tejido se estira más para poder juntar los bordes aponeuróticos y, este estiramiento generaría una fuerza contraria (deformación o *strain*) que haría aumentar la F_c .

La otra variable de interés en esta tesis fue la distancia de la sutura al borde de la aponeurosis por lo que se buscaron valores que representaran un interés en relación con la práctica clínica. Es conocido que la sutura, durante el cierre de una laparotomía, clásicamente se ha realizado a 10 mm del borde de la aponeurosis (punto largo o *long stitch*)¹⁴⁶. A pesar de ello, se han ido describiendo estudios que descalifican este tipo de sutura continua comparándola con estudios recientes que sugieren que la puntada entre 5 a 8 mm del borde aponeurótico (punto corto o *short stitch*) sería beneficioso para una mejor cicatrización y menor riesgo de eventraciones⁸⁶. Se describió que la sutura continua a 10mm del borde aponeurótico comprime más el tejido y lo desgarrar, aumentando el tejido desvitalizado y aflojando la sutura⁷³. Cengiz et al.⁷² observaron además que una sutura es más débil cuando se reduce la

ratio SL/WL. Asimismo, se ha descrito que el *long stitch* presenta 2 veces más riesgo de infección y 4 veces más de eventración en un periodo de seguimiento de 12 meses. A pesar de la evidencia de estos estudios, es difícil saber si realmente el *long stitch* se realiza a 10 mm del borde aponeurótico debido a que, en la práctica clínica habitual, la actividad diaria de cierre de laparotomía evidencia que los puntos que se dan en muchos casos van más allá de los 10 mm. Por ese motivo y para contrastar estos valores se decidió que cada grupo de cerdos se subdividiera a su vez en 3 subgrupos dependiendo de la distancia de la sutura al borde de la aponeurosis: 5, 10 y 15 mm respectivamente. Este último valor se consideró para evidenciar si realmente a mayor distancia de la sutura al borde de la aponeurosis la F_c sería mayor.

Asimismo, los resultados evidencian claramente que las fuerzas de cierre a lo largo de una laparotomía no son iguales, contradictoriamente a lo que describen algunos autores en estudios realizados en cadáveres humanos^{37,74,38} por lo que se demuestra la diferencia de resultados que se pueden obtener con tejidos no vivos. Se ha podido evidenciar que en todos los subgrupos hubo una tendencia creciente de las F_c en la zona infraumbilical desde la parte más inferior hasta el ombligo mientras que desde ombligo hasta la zona supraumbilical las fuerzas fueron variables. La modelización estadística permitió ajustar estos resultados descartando que se debieran a otros factores asociados (longitud de laparotomía, grosor, perímetro abdominal y amplitud) observando este aumento de la F_c de la zona infraumbilical descrito y con algunas variaciones de los subgrupos en la zona supraumbilical como se ha descrito antes en los resultados.

Ya se ha comentado que el grosor de la aponeurosis ($p=0.24$) y el perímetro abdominal ($p=0.5$) no se relacionaron significativamente con las F_c por lo que este aumento de fuerza del pubis hacia el ombligo estaría relacionado con otro tipo de variable. La relación directa significativa ($p=0.0006$) que se evidenció entre las F_c y la longitud de la laparotomía fue un hallazgo que se ha podido

demostrar de forma objetiva como se comentó previamente pero no explica la causa de este incremento de F_c del pubis al ombligo.

En cuanto a la variable amplitud cuya relación directa y significativa ($p < 0,0001$) con las F_c explicaría que la zona umbilical tenga mayor fuerza que la zona púbica y que dicha fuerza tenga una pendiente positiva hacia el ombligo. Es decir, en la zona infraumbilical, a medida que los bordes aponeuróticos se separan, las F_c aumentan. Para efectos físicos puros este hallazgo, como se ha comentado previamente, sería incorrecto porque una determinada fuerza no varía por la diferencia de distancia hacia un punto determinado, pero teniendo en cuenta que el tejido vivo posee capacidad de distensión y contracción se puede decir que a medida que se sube de nivel de laparotomía hacia el ombligo, la fuerza de cierre aumentaría porque tiene que recorrer más distancia para juntar los bordes y acercar más masa musculo-aponeurótica. Al haber más masa musculo-aponeurótica la resistencia y, por consiguiente, la necesidad de hacer más fuerza será mayor.

Respecto a la modelización estadística de la zona supraumbilical, los resultados obtenidos no fueron similares para cada subgrupo lo que refleja un comportamiento diferente al encontrado en la zona infraumbilical. Ello indica que existe alguna variable o variables que pueden tener relación con esa diferencia. Si nos remitimos a las características anatómicas del cerdo en la región supraumbilical en la zona supraumbilical los músculos laterales predominantes son el oblicuo externo y el transverso mientras que en la parte infraumbilical el m. oblicuo interno, algo de transverso y prácticamente no hay músculo oblicuo externo. El humano presenta características similares en cuanto a la distribución de la musculatura lateral, mientras que en la zona infraumbilical predomina el tejido aponeurótico de estos músculos, en la zona supraumbilical el predominio es de tejido muscular. Al predominar el tejido muscular, la zona de la línea media está más sometida a la tensión que pueda ocasionar la contractura de esta musculatura. Continuando con los músculos laterales, las inserciones que presentan en las costillas también influirán en la tensión de la línea media. Finalmente, tanto el músculo oblicuo externo como el transverso presenta interdigitaciones con el músculo serrato mayor y

diafragma respectivamente por lo que los movimientos torácicos y respiratorios también influirán. Otro detalle anatómico de la zona supraumbilical es que el músculo recto abdominal es más ancho respecto a la zona infraumbilical con inserciones en varias costillas lo que también será determinante en el resultado final de la tensión. Está claro que existen muchas variables que determinarán un comportamiento diferente de las tensiones de la zona supraumbilical y como consecuencia que la tensión sea mayor. El estudio realizado por Smietanski et al¹²⁴ observó que la tensión ejercida en la superficie de la pared abdominal realizando diferentes movimientos de flexión lateral, torsión o inspiración en pacientes jóvenes sanos tenía un patrón similar siendo bastante mayor en la zona epigástrica. Este resultado apoya los datos de tensión mayores obtenidos en la zona supraumbilical. Konerding et al¹²³ evidenciaron que en la zona supraumbilical había una mayor deformación en el sentido vertical (5,7%) que en lo transversal (4%). Song et al³² evidenciaron que había mayor rigidez transversal que longitudinal. Observando que en el sentido transversal la tensión aumentaba más rápido al haber menos deformación (strain) mientras que en el sentido longitudinal las tensiones aumentaban progresivamente por la mayor deformación. Asimismo otro estudio¹⁴⁷ evidenció una descarga de la compresión espinal cuanto mayor era la PIA al realizar movimientos de lateralización, rotación, flexión y extensión del abdomen. Konerding et al¹⁴⁸ evidenciaron que no había correlación del incremento de la PIA con parámetros como peso, altura e IMC. Se puede deducir que el sentido longitudinal de las fibras del músculo recto del abdomen facilita su distensión en ese sentido, pero lo dificulta en el sentido transversal por lo que las fuerzas de cierre serían más altas.

Por otro lado, Van Ramshorst et al¹⁴⁹ observaron en cadáveres y en jóvenes sanos que la zona supraumbilical, específicamente en epigastrio, presentó mayor tensión de la pared abdominal y mayor correlación con la presión intraabdominal. Por lo tanto, la zona supraumbilical concentra la mayor tensión respecto a la zona infraumbilical y ello se debe a la distribución de la masa musculo-aponeurótica (recto abdominal y músculos laterales) y sus inserciones a nivel óseo. La pregunta sin resolver sigue siendo la causa del

diferente comportamiento de estas fuerzas de cierre con la variación de la distancia al borde aponeurótico. En primer lugar, hay que descartar algunas variables que no se correlacionaban con dichas fuerzas como el peso, longitud de laparotomía y amplitud de los bordes aponeuróticos mientras que otras como, el grosor o el perímetro abdominal ya no se consideran que influyan porque no producen efecto sobre las fuerzas de cierre. En segundo lugar, se sabe que existe una correlación directa entre amplitud y fuerzas de cierre por lo que si hacia el vértice supraumbilical la amplitud disminuye el comportamiento de las F_c sería de estabilizarse o disminuir tal y como se observó en los subgrupos de 10 y 15 mm y no así en el subgrupo de 5 mm en el que se observó un aumento de las F_c . La respuesta podría ir dirigida en 2 direcciones: la primera sería que al realizar la medición se haya generado una fuerza de compresión inadvertida que condicionó esta elevación, error que no se cometió en los otros subgrupos. La segunda opción es que al realizar la tracción muy cerca del borde aponeurótico su comportamiento biomecánico sea distinto. Comportamiento biomecánico que se tendría que profundizar en un siguiente estudio.

Los resultados obtenidos muestran también un comportamiento diferente en el área infraumbilical y el supraumbilical por lo que su metodología de cierre también debería considerarse de manera diferente tal vez, diferente calibre de sutura y tamaño de aguja o puntada o distancia al borde de la aponeurosis. Incluso se podría decir que al ser diferente la fuerza de cierre a lo largo de la laparotomía, la sutura interrumpida sería preferible antes que una sutura continua. Una distribución homogénea de las fuerzas a lo largo de la laparotomía que se consigue con la sutura continua haría que las zonas de mayor tensión se distribuyan hacia las de menor tensión aumentando en estas últimas la fuerza de cierre. Por supuesto que esto sólo sería una hipótesis y habrá que estudiarse en un futuro.

7.2 EXPERIMENTACIÓN EN LABORATORIO

En este momento del estudio lo que se buscó fue analizar si existía una correlación de los hallazgos obtenidos de las fuerzas de cierre con la resistencia de los tejidos una vez suturados. Se analizó la rotura inicial del tejido y la rotura total o completa del mismo. La rotura inicial nos permite conocer hasta qué nivel de fuerza dicha sutura mantiene íntegra la unión entre ambos bordes aponeuróticos. Se sabe desde hace muchos años que en el origen de una eventración los pequeños desgarros del tejido son el preludio que a la larga la desarrollen, por lo que el conocimiento de la fuerza de rotura inicial permitiría conocer hasta qué nivel de tensión el tejido toleraría el cierre realizado.

De los 3 segmentos analizados (infraumbilical, umbilical y supraumbilical), las resistencias para el subgrupo de 5mm fueron menores. Al realizar la modelización estadística el peso se correlacionó con la resistencia al desgarro inicial persistiendo más bajas en el subgrupo de 5mm. Este resultado es de vital importancia porque por una parte la fuerza de cierre que en el subgrupo de 5 mm fue mayor, su resistencia fue menor por lo que refuerza el concepto de que las fuerzas de cierre elevadas condicionan a una rápida ruptura del tejido. Asimismo, los resultados observados con la ruptura completa del tejido fueron similares. Con todo lo anteriormente mencionado parece ser que la sutura realizada a 5 mm del borde aponeurótico sería desfavorable respecto a la realizada a 10 ó 15 mm. Se ha comentado anteriormente que Cengiz et al⁷² evidenciaron que la resistencia a la ruptura de una sutura a 3 ó 6 mm del borde aponeurótico fue mayor que a 10mm al cuarto día de haberlo cerrado, pero también se evidenció que inmediatamente después del cierre la resistencia fue mayor en la de 10mm. Mientras que Cooney et al¹⁹ recomiendan que para obtener una fuerza de resistencia mayor es mejor un margen de sutura de al menos 10mm con un intervalo entre puntadas de 5mm pudiendo mejorar dicha resistencia hasta un 120-290%, Sanders et al¹⁴⁶ evidenciaron como un factor importante que la sutura con margen amplio permitía mayor resistencia al desgarro tisular que una sutura de margen pequeño. Hay que tener en cuenta que estos estudios carecen de homogeneidad en cuanto a la metodología

empleada, margen e intervalo de la sutura, estudio de las tensiones por lo que no son comparables. La medición de las resistencias con suturas interrumpidas resulta mayor cuando los márgenes son mayores mientras que para una sutura continua todo apunta a que es mayor con una sutura a pequeño margen. Jenkins et al⁶¹ describieron que las causas de una deshiscencia de la sutura eran mecánicas y que hay que considerar que existe una elongación funcional de la herida por lo que la sutura debería acompañarla teniendo una reserva para evitar daño del tejido, deslizamiento de los nudos o su ruptura. Para ello consideró 3 factores: la longitud de la sutura, la longitud de la herida y el número de puntos y así determinó que era fundamental el margen aponeurótico de la sutura y el intervalo entre cada puntada. Lo que no determinó fue un tercer factor fundamental: la tensión de cierre que ya lo describió Höer et al⁹¹ indicando que los resultados no son satisfactorios si no se considera realizar la sutura continua con baja tensión y de hecho ya se recomendaba en ese entonces de realizar una evaluación de la adecuada tensión como clave principal para la reducción de la incidencia de eventración. Al parecer todo apunta como factor primordial la tensión a la que está sometida una sutura. Los estudios^{150,151,64} claramente han demostrado que una elevada tensión de la sutura puede generar mayor riesgo de infección y de dehiscencia de la sutura. Las heridas cerradas con poca tensión son más resistentes que aquellas cerradas con elevada tensión^{91,146,114}.

Los estudios en los últimos 30 años aprox. se han basado en la relación longitud de la sutura/longitud de la herida llegando a recomendarse que sea ≥ 4 . Hace más de 25 años Israelsson et al¹³⁸ en un ensayo clínico prospectivo concluyó que una relación <4 aumentaba el riesgo de desarrollar una eventración. Posteriormente Cengiz et al⁷² y luego Harlaar et al^{152,139} estudiaron el cierre de la laparotomía con puntos cortos (*short stitches*) y concluyeron que la incidencia de eventración era menor respecto al cierre convencional (*long stitches*). Con todos estos resultados y basados en la evidencia se ha ido recomendando como cierre preferente el *short stitches* sin tener en cuenta la tensión a la que se cerraba dicha laparotomía. Fortelny et al¹⁴¹ hallaron un porcentaje similar de eventración 14% usando una sutura Monomax (4-poli hidroxibutirato) y con *long stitches* frente al hallado por

Harlaar et al¹³⁹ del 13% con PDS 2-0 realizando short stitches. Por este motivo actualmente Fortelny et al⁸⁸ están llevando a cabo un estudio con sutura de Monomax realizando tanto *long stitches* (Monomax USP 1 loop) como *short stitches* (Monomax USP 2/0 single) para determinar si verdaderamente hay diferencias en los resultados. Por lo tanto, estamos frente a una serie de preguntas: ¿es necesario medir la fuerza de cierre?, la fuerza de cierre determinaría la mejor relación longitud de sutura/longitud de laparotomía?, tendría algo que ver el material de sutura y el tamaño de la aguja? Todas ellas son preguntas que aún quedan por resolver y para ello se tendrán que homogeneizar los estudios del cierre de la pared abdominal considerando tanto el diseño como las fuerzas de cierre. Los resultados de esta tesis no apoyan la sutura con puntos cortos en una sutura interrumpida y refuerzan la sutura con puntos largos, pero lo que no se ha estudiado es si estos hallazgos son extrapolables a una sutura continua cuya distribución de las fuerzas es diferente.

8. CONCLUSIONES Y LÍNEAS FUTURAS

8.1 CONCLUSIONES

Esta tesis ha querido demostrar la importancia de medir la fuerza a la que se cierra una laparotomía, para ello se diseñó y construyó un aparato de medición que ha logrado registrarse por la oficina española de patentes (ES 2 630 977 B1) (Anexo 7) y que ha permitido identificar de forma objetiva las fuerzas de cierre en diferentes puntos de la laparotomía. Aunque no se trata de una medición simultánea de las tensiones a lo largo de la laparotomía al menos ha identificado el patrón que muestra el comportamiento de estas fuerzas tanto a nivel infraumbilical como supraumbilical.

8.1.1 CONCLUSIONES DEL ESTUDIO EXPERIMENTAL

Las fuerzas de cierre de una laparotomía constituyen un factor fundamental en el éxito o fracaso del cierre de dicha laparotomía. Si bien es cierto que en esta tesis no se realizó una medición simultánea de las fuerzas repartidas a lo largo de la laparotomía, se ha demostrado que dichas fuerzas no son iguales teniendo un comportamiento distinto en 2 niveles: Infraumbilical y supraumbilical. Por lo tanto, al realizar un cierre de la pared abdominal de la línea media el manejo deberá ser diferente en ambos niveles. Con lo anteriormente dicho se pueden enumerar las siguientes conclusiones:

1. Las fuerzas de cierre varían a lo largo de una laparotomía media siendo claramente diferentes la zona infraumbilical y la supraumbilical.
2. Las fuerzas de cierre a nivel infraumbilical tienen una pendiente ascendente hasta el punto umbilical.
3. Las fuerzas de cierre supraumbilical muestran una zona inicial de estabilización para luego tener un comportamiento diferente dependiendo del margen del borde aponeurótico. Estas variaciones podrían deberse a variables que no han sido estudiadas en esta tesis.
4. El grosor del borde aponeurótico no se relaciona con las fuerzas de cierre por lo que queda descartado que sea un factor condicionante para riesgo de eventración. Lo que aún no queda claro es si debido al grosor aponeurótico

se tendría o no que cambiar el calibre de la aguja y tipo de sutura, aunque es recomendable calibres menores para grosores menores.

5. Las fuerzas de cierre no se relacionan con el perímetro abdominal. Al parecer el diámetro transversal y anteroposterior tendrían implicancia en estas fuerzas de cierre, pero no se consideraron en esta tesis.

6. Un peso mayor sí que condiciona que las fuerzas de cierre sean mayores por lo que el índice de masa corporal (IMC) tendría una relación directamente proporcional a las fuerzas de cierre.

7. El margen de la sutura al borde aponeurótico condiciona una variación de las fuerzas de cierre. A 5 mm las fuerzas de cierre son mayores que a 10 ó 15 mm por lo que se aconsejaría realizar una sutura de al menos 10mm de margen para obtener tensiones más bajas.

8. Aunque se haya evidenciado una menor fuerza de cierre cuanto mayor es la longitud de la laparotomía, no es recomendable ampliar la incisión de esta para disminuir la fuerza de cierre salvo en situaciones que impliquen desgarrar los bordes.

9. Cuanto mayor es la amplitud de la laparotomía se evidencia una mayor fuerza según los resultados obtenidos, pero no se puede considerarlo del todo cierto en vista que, en la zona supraumbilical, las fuerzas de cierre a pesar de mantenerse estabilizada o constante en un tramo, en su parte final estas fuerzas fueron variables a pesar de que las amplitudes fueron más estrechas. Probablemente este resultado vaya más en relación solo con el nivel infraumbilical y no con el supraumbilical

10. Las fuerzas de cierre obtenidas fueron medidas de forma aislada sin tener en cuenta un cierre simultáneo de toda la laparotomía. Queda, por lo tanto, la tarea de comparar estos hallazgos con una medida simultánea de estas fuerzas.

11. La medición de las fuerzas de cierre permite orientar al cirujano en la realización de procedimientos personalizados que permitan disminuir las fuerzas de cierre si están elevadas como por ejemplo realizar incisiones de relajación en el tejido musculo-aponeurótico o la colocación de una malla profiláctica independiente de otros factores de riesgo del paciente.

8.1.2 CONCLUSIONES DEL ESTUDIO EN LABORATORIO

Las resistencias obtenidas tanto de la rotura inicial como la rotura máxima se realizaron para corroborar si las fuerzas de cierre obtenidas se correlacionaban con la resistencia. Hay que considerar que las mordazas utilizadas para este estudio pueden estar sujetas a errores en la medición en cuanto a desgarros justo donde se muerde el tejido, deslizamiento etc... De todas maneras, estos errores o variaciones se presentaron en todos los grupos por lo que los resultados tienen un interés relativo. La resistencia fue mayor para los márgenes de 10 ó 15 mm respecto a los de 5mm. Las conclusiones en este apartado son las siguientes:

1. Con una sutura interrumpida a intervalo de 20mm, el margen a 5 mm resultó menos resistente respecto a los de 10 y 15 mm.
2. Las fuerzas de rotura inicial y máxima fueron significativamente menores con la sutura a 5mm respecto a las suturas a 10 y 15mm. Eso quiere decir que, cuanto mayor es la fuerza de cierre, la resistencia a la rotura será menor y viceversa por lo que habrá que mantener fuerzas de cierre bajas durante el cierre de la laparotomía media.
3. La resistencia de rotura inicial y máxima del segmento infraumbilical, para los 3 grupos, resultó menor con respecto a los segmentos umbilical y supraumbilical

8.1.3 LÍNEAS FUTURAS:

El correcto cierre de la pared abdominal aún no está definido debido a que diversos factores que están implicados no han sido completamente estudiados. A lo largo de los años se ha hecho hincapié en el diseño de cómo cerrar una laparotomía, es decir, todos los esfuerzos se han concentrado en el tipo de lazada de la sutura ya sea de forma interrumpida o continua, a la distancia al borde de la aponeurosis y a la distancia entre puntadas. En otras palabras, siempre se ha enfocado el cierre de una laparotomía en su diseño. Además, se han comparado tipos de suturas de monofilamento y

multifilamento, pero se carece de datos que comparen el tipo de aguja y el calibre de la sutura. Lamentablemente no se ha incidido en un factor de vital importancia como es la fuerza de cierre de la pared abdominal ya que es la variable más importante como factor de riesgo intraoperatorio en el desarrollo de una eventración. El enfoque de estudio a futuro del cierre de una laparotomía se debería considerar 2 brazos o ramas: Diseño y Biomecánica. Se ha explicado que no se dispone de un aparato o instrumento que permita medir la fuerza de cierre por lo que se desarrolló un prototipo para desarrollar esta tesis. No hay duda, que cada vez más se tendrá que considerar la posibilidad de medir las fuerzas durante el cierre de una laparotomía, pero tendrá que ser con un instrumento adaptado para el uso clínico. Aún hay mucho camino por recorrer y, para ir avanzando en ello, se considera que para los próximos estudios que se realicen se deberán enfocar en los siguientes puntos:

1. Readaptación del diseño del instrumento para el uso clínico mejorando su capacidad de esterilización

2. Realizar un estudio de la fuerza de cierre de cada punto de la laparotomía teniendo todos los puntos de ambos lados afrontados (juntados) y hacer un mapeo de las fuerzas de cierre simultáneas.

3. Estudio experimental de cierre de una laparotomía en las mismas condiciones de fuerzas con un diseño de puntos cortos y puntos largos. Luego medición de la resistencia a la ruptura y análisis de los resultados.

4. Determinar los puntos clave de medición de una laparotomía, es decir, establecer aquellos puntos representativos de las fuerzas de cierre tanto a nivel supraumbilical como infraumbilical de tal manera que la medición de las fuerzas de cierre no sea necesaria en toda la longitud de la laparotomía.

5. Estudio clínico con los 2 brazos que compare un mismo diseño de cierre (puntos cortos o puntos largos) con la medición de las fuerzas de cierre que analice posteriormente la incidencia de eventración entre otras variables y así poder definir unos valores de fuerza de cierre óptimos para realizar un cierre simple de la pared abdominal, o aconsejar maniobras de disminución de tensión de manera personalizada.

9. BIBLIOGRAFÍA

1. Fabio Xerfan nahas, Jorge Ishida, Rolf Gemperli MCF. Abdominal wall closure after selective aponeurotic incision and undermining. In: Lippincott. ; 1996:606-613.
2. Förstemann T, Trzewik J, Holste J, et al. Forces and deformations of the abdominal wall-A mechanical and geometrical approach to the linea alba. *J Biomech.* 2011;44(4):600-606. doi:10.1016/j.jbiomech.2010.11.021
3. Fachinelli A, Trindade MRM. Qualitative and quantitative evaluation of total and types I and III collagens in patients with ventral hernias. *Langenbeck's Arch Surg.* 2007;392(4):459-464. doi:10.1007/s00423-006-0086-9
4. Howdieshell TR, Webb WL, Sathyanarayana, McNeil PL. Inhibition of inducible nitric oxide synthase results in reductions in wound vascular endothelial growth factor expression, granulation tissue formation, and local perfusion. *Surgery.* 2003;133(5):528-537. doi:10.1067/msy.2003.128
5. Tonge TK, Ruberti JW, Nguyen TD. Micromechanical Modeling Study of Mechanical Inhibition of Enzymatic Degradation of Collagen Tissues. *Biophys J.* 2015;109(12):2689-2700. doi:10.1016/j.bpj.2015.10.051
6. DuBay DA, Wang X, Adamson B, Kuzon WM, Dennis RG, Franz MG. Mesh incisional herniorrhaphy increases abdominal wall elastic properties: A mechanism for decreased hernia recurrences in comparison with suture repair. *Surgery.* 2006;140(1):14-24. doi:10.1016/j.surg.2006.01.007
7. Franz MG. The Biology of Hernia Formation. *Surg Clin North Am.* 2008;88(1):1-15. doi:10.1016/j.suc.2007.10.007
8. Chen ML, Ruberti JW, Nguyen TD. Increased stiffness of collagen fibrils following cyclic tensile loading. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2018;82:345-354. doi:10.1016/j.jmbbm.2018.03.027
9. Tower TT, Neidert MR, Tranquillo RT. Fiber Alignment Imaging During Mechanical Testing of Soft Tissues. *Ann Biomed Eng.* 2002;30(10):1221-1233. doi:10.1114/1.1527047
10. Arruda EM, Mundy K, Calve S, Baar K. Denervation does not change the ratio of collagen I and collagen III mRNA in the extracellular matrix of muscle. *Am J Physiol Integr Comp Physiol.* 2006;292(2):R983-R987. doi:10.1152/ajpregu.00483.2006
11. Flynn BP, Tilburey GE, Ruberti JW. Highly sensitive single-fibril erosion assay demonstrates mechanochemical switch in native collagen fibrils. *Biomech Model Mechanobiol.* 2013;12(2):291-300. doi:10.1007/s10237-012-0399-2
12. Ruberti JW, Paten JA, Susilo ME, Sander EA, Nguyen TD. Correction to 'Collagen network strengthening following cyclic tensile loading.' *Interface Focus.* 2016;6(3):20160020. doi:10.1098/rsfs.2016.0020
13. Levillain A, Orhant M, Turquier F, Hoc T. Contribution of collagen and elastin fibers to the mechanical behavior of an abdominal connective tissue. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2016;61:308-317. doi:10.1016/j.jmbbm.2016.04.006

14. Gräbel D, Prescher A, Fitzek S, Keyserlingk DG V., Axer H. Anisotropy of human linea alba: A biomechanical study. *J Surg Res.* 2005;124(1):118-125. doi:10.1016/j.jss.2004.10.010
15. Axer H, Keyserlingk DG V., Prescher A. Collagen fibers in linea alba and rectus sheaths: I. General scheme and morphological aspects. *J Surg Res.* 2001;96(1):127-134. doi:10.1006/jsre.2000.6070
16. Axer H, Keyserlingk DG v., Prescher A. Collagen Fibers in Linea Alba and Rectus Sheaths. *J Surg Res.* 2002;96(1):127-134. doi:10.1006/jsre.2000.6070
17. Cooney GM, Moerman KM, Takaza M, Winter DC, Simms CK. Uniaxial and biaxial mechanical properties of porcine linea alba. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2015;41:68-82. doi:10.1016/j.jmbbm.2014.09.026
18. Lyons M, Winter DC, Simms CK. Mechanical characterisation of porcine rectus sheath under uniaxial and biaxial tension. *J Biomech.* 2014;47(8):1876-1884. doi:10.1016/j.jbiomech.2014.03.009
19. Cooney GM, Lake SP, Thompson DM, Castile RM, Winter DC, Simms CK. Uniaxial and biaxial tensile stress-stretch response of human linea alba. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2016;63:134-140. doi:10.1016/j.jmbbm.2016.06.015
20. S.H. W, Z.I. M, A. R, M.T. A, A. S, M.A. Z. Frequency and risk factors for wound dehiscence/burst abdomen in midline laparotomies. *J Ayub Med Coll Abbottabad.* 2005;17(4):70-73. <http://ovidsp.ovid.com/ovidweb.cgi?T=JS&PAGE=reference&D=emed7&NEWS=N&AN=16599042>.
21. Mudge M, Hughes LE. Incisional hernia: A 10 year prospective study of incidence and attitudes. *Br J Surg.* 1985;72(1):70-71. doi:10.1002/bjs.1800720127
22. Hollinsky C, Sandberg S. Measurement of the tensile strength of the ventral abdominal wall in comparison with scar tissue. *Clin Biomech.* 2007;22(1):88-92. doi:10.1016/j.clinbiomech.2006.06.002
23. Muysoms FE, Antoniou SA, Bury K, et al. European Hernia Society guidelines on the closure of abdominal wall incisions. *Hernia.* 2015;19(1):1-24. doi:10.1007/s10029-014-1342-5
24. Rath AM. Surgical o: Radiolog, c. *Surg Radiol Anat.* 1998:419-423.
25. Martins P, Peña E, Jorge NRM, et al. Mechanical characterization and constitutive modelling of the damage process in rectus sheath. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2012;8:111-122. doi:10.1016/j.jmbbm.2011.12.005
26. Deeken CR, Lake SP. Mechanical properties of the abdominal wall and biomaterials utilized for hernia repair. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2017;74(April):411-427. doi:10.1016/j.jmbbm.2017.05.008
27. K. J, U. K, A. P, P. G, M. N, V. S. Elasticity of the anterior abdominal wall and impact for reparation of incisional hernias using mesh implants. *Hernia.* 2004;5(3):113-118. doi:10.1007/s100290100019
28. Podwojewski F, Beillas P, Turquier F, Otténio M, Mitton D, Guérin G. Mechanical response of human abdominal walls ex vivo: Effect of an incisional hernia and a mesh repair. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2014;38:126-133. doi:10.1016/j.jmbbm.2014.07.002
29. Klinge U, Müller M, Brücker C, Schumpelick V. Application of three-dimensional stereography to assess abdominal wall mobility. *Hernia.* 2005;2(1):11-14. doi:10.1007/bf01207767

30. Müller M, Klinge U, Conze J, Schumpelick V. Abdominal wall compliance after Marlex mesh implantation for incisional hernia repair. *Hernia*. 2005;2(3):113-117. doi:10.1007/bf01250024
31. V. S, B. K, R. K, G. W, U. K. Functional impairment and complaints following incisional hernia repair with different polypropylene meshes. *Hernia*. 2004;5(3):142-147. doi:10.1007/s100290100017
32. Song C, Alijani A, Frank T, Hanna GB, Cuschieri A. Mechanical properties of the human abdominal wall measured in vivo during insufflation for laparoscopic surgery. *Surg Endosc Other Interv Tech*. 2006;20(6):987-990. doi:10.1007/s00464-005-0676-6
33. Peña E, Bellón JM, Pascual G, Hernández-Gascón B, Calvo B, Mena A. Understanding the Passive Mechanical Behavior of the Human Abdominal Wall. *Ann Biomed Eng*. 2012;41(2):433-444. doi:10.1007/s10439-012-0672-7
34. Simms CK, Lake SP, Winter DC, Cooney GM, Thompson DM, Castile RM. The suture pullout characteristics of human and porcine linea alba. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2017;68:103-114. doi:10.1016/j.jmbbm.2017.01.033
35. Halm JA, Lip H, Schmitz PI, Jeekel J. Incisional hernia after upper abdominal surgery: A randomised controlled trial of midline versus transverse incision. *Hernia*. 2009;13(3):275-280. doi:10.1007/s10029-008-0469-7
36. Bhangu A, Fitzgerald JE, Singh P, Battersby N, Marriott P, Pinkney T. Systematic review and meta-analysis of prophylactic mesh placement for prevention of incisional hernia following midline laparotomy. *Hernia*. 2013;17(4):445-455. doi:10.1007/s10029-013-1119-2
37. Silveira RÂB, Nahas FX, Hochman B, et al. Mapping traction strength of the anterior rectus sheath in cadaver. *Acta Cir Bras*. 2010;25(4):347-349. doi:10.1590/S0102-86502010000400009
38. Silveira RÂB, Nahas FX, Hochman B, Bazzano FCO, Amorim CR, Ferreira LM. Cadaver as an experimental a model for the study of midline incisional hernia. *Acta Cir Bras*. 2011;26(4):310-313. doi:10.1590/S0102-86502011000400011
39. Hochman B, Bazzano FCO, Ferreira LM, Nahas FX, Silveira RÂB, Amorim CR. Cadaver as an experimental a model for the study of midline incisional hernia. *Acta Cir Bras*. 2011;26(4):310-313. doi:10.1590/s0102-86502011000400011
40. Dragu A, Klein P, Unglaub F, et al. Tensiometry as a decision tool for abdominal wall reconstruction with component separation. *World J Surg*. 2009;33(6):1174-1180. doi:10.1007/s00268-009-9991-8
41. Reingruber B, Kastl S, Stremmel C, Klein PD. Incisional hernia repair: Tensiometry for the selection of the appropriate procedure. *Eur J Surg*. 2001;167(12):903-908. doi:10.1080/110241501753361587
42. Harries R, Davies L, Russell D, et al. Systematic Review and Meta-Regression of Factors Affecting Midline Incisional Hernia Rates: Analysis of 14 618 Patients. *PLoS One*. 2015;10(9):e0138745. doi:10.1371/journal.pone.0138745
43. 2017 R del conjunt mínim bàsic de dades dels hospitals d'aguts (CMBD-HSC de la S. Registre del conjunt mínim bàsic de dades dels serveis d'urgències. 2009.
44. Bartlett DC, Kingsnorth AN. Abdominal wound dehiscence and incisional hernia. *Surgery*. 2009;27(6):243-250. doi:10.1016/j.mpsur.2009.05.001

45. Burger JWA, Lange JF, Halm JA, Kleinrensink GJ, Jeekel H. Incisional hernia: Early complication of abdominal surgery. *World J Surg.* 2005;29(12):1608-1613. doi:10.1007/s00268-005-7929-3
46. Sastre B, Mege D, Le Huu Nho R, Ouäissi M, Sielezneff I. Incidence and prevention of ventral incisional hernia. *J Visc Surg.* 2012;149(5):e3-e14. doi:10.1016/j.jvisurg.2012.05.004
47. Höer J, Lawong G, Klinge U, Schumpelick V. Einflussfaktoren der Narbenhernienentstehung: Retrospektive Untersuchung an 2.983 laparotomierten Patienten über einen Zeitraum von 10 Jahren. *Chirurg.* 2002;73(5):474-480. doi:10.1007/s00104-002-0425-5
48. Wechter ME, Pearlman MD, Hartmann KE. Reclosure of the disrupted laparotomy wound: A systematic review. *Obstet Gynecol.* 2005;106(2):376-383. doi:10.1097/01.AOG.0000171114.75338.06
49. Luijendijk RW, Hop WCJ, van den Tol P. A comparison of suture repair and mesh repair for Incisional Hernia. *N Engl J Med.* 2000;343:392-398.
50. Shelton J, Holzman MD, Moore D, et al. Epidemiology and cost of ventral hernia repair: making the case for hernia research. *Hernia.* 2011;16(2):179-183. doi:10.1007/s10029-011-0879-9
51. Sauerland S, Walgenbach M, Habermalz B, et al. Laparoscopic versus open surgical techniques for ventral or incisional hernia repair. *Cochrane Database Syst Rev.* 2011;(3):CD007781. doi:10.1002/14651858.CD007781.pub2.www.cochranelibrary.com
52. Earle D, Seymour N, Fellingner E, Perez A. Laparoscopic versus open incisional hernia repair: A single-institution analysis of hospital resource utilization for 884 consecutive cases. *Surg Endosc Other Interv Tech.* 2006;20(1):71-75. doi:10.1007/s00464-005-0091-z
53. Fischer JP, Basta MN, Mirzabeigi MN, et al. A risk model and cost analysis of incisional hernia after elective abdominal surgery based on 12,373 cases. the case for targeted prophylactic intervention. *Ann Surg.* 2016;263(5):1010-1017. doi:10.1097/SLA.0000000000001394
54. D DH, Ahm D, We T, Rw K. Open surgical procedures for incisional hernias (Review). 2009;(1).
55. Gillion JF, Sanders D, Miserez M, Muysoms F. The economic burden of incisional ventral hernia repair: a multicentric cost analysis. *Hernia.* 2016;20(6):819-830. doi:10.1007/s10029-016-1480-z
56. Rahbari NN, Knebel P, Diener MK, et al. Current practice of abdominal wall closure in elective surgery ? Is there any consensus? *BMC Surg.* 2009;9(1):1-8. doi:10.1186/1471-2482-9-8
57. Riet V. Meta-analysis of techniques for closure of midline abdominal incisions (Br J Surg 2002; 89: 1350-1356). *Br J Surg.* 2003;90(3):370-370. doi:10.1002/bjs.4159
58. Henriksen NA, Deerenberg EB, Venclauskas L, Fortelny RH, Miserez M, Muysoms FE. Meta-analysis on Materials and Techniques for Laparotomy Closure : The MATCH Review. 2018.
59. Diener MK, Voss S, Jensen K, Büchler MW, Seiler CM. Elective Midline Laparotomy Closure. *Ann Surg.* 2010;251(5):843-856. doi:10.1097/sla.0b013e3181d973e4
60. Ceydeli A, Rucinski J, Wise L. Finding the best abdominal closure - An evidence-based overview of the literature. *Recurr Hernia Prev Treat.* 2007:117-122. doi:10.1007/978-3-540-68988-1_14

61. Jenkins TPN. The burst abdominal strength: A mechanical approach. *Br J Surg.* 1976;63:873-876.
62. Teodor P. Grantcharov JR. Vertical Compared with Transverse Incisions in Abdominal Surgery. *Eur J Surg.* 2011.
<http://www.tandfonline.com/doi/abs/10.3109/110241501300091408>.
63. González JA, Trias M, Cardona D, Artigas V, Farreras N, Rius X. Effect of early postoperative enteral immunonutrition on wound healing in patients undergoing surgery for gastric cancer. *Clin Nutr.* 2004;24(1):55-65.
doi:10.1016/j.clnu.2004.07.002
64. Hogstrom H, Haglund U, Zederfeldt B. Tension leads to increased neutrophil accumulation and decreased laparotomy wound strength. *Surgery.* 1990;107(2):215-219.
65. Stone IK, Von Fraunhofer JA, Masterson BJ. The biomechanical effects of tight suture closure upon fascia. *Surg Gynecol Obstet.* 1986;163(5):448-452.
66. Schachtrupp A, Wetter O, Schumpelick V, et al. Quantitative evaluation of abdominal wall perfusion after different types of laparotomy closure using laser-fluorescence videography. *Hernia.* 2003;6(1):11-16.
doi:10.1007/s10029-002-0047-3
67. jonsson1991.pdf.
68. Whitney JAD, Parkman S. The effect of early postoperative physical activity on tissue oxygen and wound healing. *Biol Res Nurs.* 2004;6(2):79-89.
doi:10.1177/1099800404268939
69. Marshall JK, Lindner P, Tait N, Maddocks T, Riepsamen A, Van Der Linden J. Intra-operative tissue oxygen tension is increased by local insufflation of humidified-warm CO₂ during open abdominal surgery in a rat model e0122838. *PLoS One.* 2015;10(4):1-13. doi:10.1371/journal.pone.0122838
70. Yip WL. Influence of oxygen on wound healing. *Int Wound J.* 2015;12(6):620-624. doi:10.1111/iwj.12324
71. Waldstrom J, Gerdin B. Closure of the Abdominal Wall: How and Why? *Acta Chir Scand.* 1990;156(1):1-9. papers3://publication/uuid/8B269810-9DB0-4DE5-902C-0AF093A70ADA.
72. Cengiz Y. Small Tissue Bites and Wound Strength. *Arch Surg.* 2003;136(3):272. doi:10.1001/archsurg.136.3.272
73. Cengiz Y, Gislason H, Svanes K, Israelsson LA. Mass Closure Technique : An Experimental Study on Separation of Wound Edge. 2001:0-3.
74. Amorim CR, Nahas FX, Souza VCT de, et al. Tensile strength of the posterior and anterior layer of the rectus abdominis muscle sheath in cadavers. *Acta Cir Bras.* 2007;22(4):255-259. doi:10.1590/S0102-86502007000400005
75. Hollinsky C, Sandberg S, Kocijan R. Preliminary results with the reinforced tension line: a new technique for patients with ventral abdominal wall hernias. *Am J Surg.* 2007;194(2):234-239. doi:10.1016/j.amjsurg.2006.09.045
76. Askar OM. Surgical anatomy of the aponeurotic expansions of the anterior abdominal wall. *Ann R Coll Surg Engl.* 1977;59(4):313-321.
77. Korenkov M, Beckers A, Koebeke J, Lefering R, Tiling T, Troidl H. Biomechanical and morphological types of the linea alba and its possible role in the pathogenesis of midline incisional hernia. *Eur J Surg.* 2001;167(12):909-914. doi:10.1080/110241501753361596
78. Schumpelick V, Titkova S, Töns C, et al. Influence of Suture Material and Suture Technique on Collagen Fibril Diameters in Midline Laparotomies. *Eur Surg Res.* 2003;32(6):359-367. doi:10.1159/000052218

79. Hodgson NCF, Malthaner RA, Østbye T. The search for an ideal method of abdominal fascial closure: A meta- analysis. *Ann Surg.* 2000;231(3):436-442. doi:10.1097/00000658-200003000-00018
80. Campbell JA, Temple WJ, Frank CB, Huchcroft SA. A biomechanical study of suture pullout in linea alba. *Surgery.* 1989;106(5):888-892.
81. Rizk NN. The arcuate line of the rectus sheath--does it exist? *J Anat.* 1991;175:1-6.
http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&list_uids=1828798.
82. Rosson GD, Lee RH, Slezak S, et al. Localization of the Arcuate Line From Surface Anatomic Landmarks: *Ann Plast Surg.* 2004;53(2):129-131. doi:10.1097/01.sap.0000112285.44287.21
83. Tubbs RS, Wartmann C, Loukas M, et al. Arcuate line of the rectus sheath: Clinical approach. *Anat Sci Int.* 2008;83(3):140-144. doi:10.1111/j.1447-073x.2007.00221.x
84. Hijano Julio César. Anatomía funcional de los músculos de la pared antero lateral del abdomen. Aspecto médico y quirúrgico. 2017:136.
85. Manuscript A. Implications for Mechanical Function. 2012;36(5):355-362. doi:10.1097/BRS.0b013e3181d12ed7.Architectural
86. Millbourn D, MD; Cengiz Y, MD, PhD; Israelsson L A., MD P. Effect of Stitch Length on Wound Complications After Closure of Midline Incisions. *Arch Surg.* 2009;144(11):1056-1059.
87. Deerenberg EB, Harlaar JJ, Steyerberg EW, et al. Small bites versus large bites for closure of abdominal midline incisions (STITCH): A double-blind, multicentre, randomised controlled trial. *Lancet.* 2015;386(10000):1254-1260. doi:10.1016/S0140-6736(15)60459-7
88. Steurer W, Fortelny RH, Baumann P, et al. Effect of suture technique on the occurrence of incisional hernia after elective midline abdominal wall closure: study protocol for a randomized controlled trial. *Trials.* 2015;16(1):1-8. doi:10.1186/s13063-015-0572-x
89. Descoux JG, Temple WJ, Huchcroft SA, Frank CB, Shrive NG. Linea Alba closure: Determination of ideal distance between sutures. *J Investig Surg.* 1993;6(2):201-209. doi:10.3109/08941939309141609
90. Arndt M, Myrvold HE, Matzinger A, et al. Classification and surgical treatment of incisional hernia. *Langenbeck's Arch Surg.* 2003;386(1):65-73. doi:10.1007/s004230000182
91. Celdran A, Souto JL, Villar S. Hernia 9 2000. *Am J Surgery.* 2000:85-87.
92. Ammaturo C, Bassi G. The ratio between anterior abdominal wall surface/wall defect surface: A new parameter to classify abdominal incisional hernias. *Hernia.* 2005;9(4):316-321. doi:10.1007/s10029-005-0016-8
93. Dietz UA, Hamelmann W, Winkler MS, et al. An alternative classification of incisional hernias enlisting morphology, body type and risk factors in the assessment of prognosis and tailoring of surgical technique. *J Plast Reconstr Aesthetic Surg.* 2007;60(4):383-388. doi:10.1016/j.bjps.2006.10.010
94. Muysoms FE, Miserez M, Berrevoet F, et al. Classification of primary and incisional abdominal wall hernias. *Hernia.* 2009;13(4):407-414. doi:10.1007/s10029-009-0518-x
95. DeBord JR. The historical development of prosthetics in hernia surgery. *Surg Clin North Am.* 1998;78(6):973-1006. doi:10.1016/S0039-6109(05)70365-0

96. Binnebösel M, Rosch R, Junge K, et al. Biomechanical analyses of overlap and mesh dislocation in an incisional hernia model in vitro. *Surgery*. 2007;142(3):365-371. doi:10.1016/J.SURG.2007.04.024
97. Cobb WS, Burns JM, Kercher KW, Matthews BD, James Norton H, Todd Heniford B. Normal intraabdominal pressure in healthy adults. *J Surg Res*. 2005;129(2):231-235. doi:10.1016/j.jss.2005.06.015
98. Wall THEA. The Abdomen of the Pig. *Area*:776-785.
99. Wang X, Dennis RG, Franz MG, et al. Incisional Herniation Induces Decreased Abdominal Wall Compliance via Oblique Muscle Atrophy and Fibrosis. *Ann Surg*. 2006;245(1):140-146. doi:10.1097/01.sla.0000251267.11012.85
100. Harris JL, Wells PB, Humphrey JD. Altered Mechanical Behavior of Epicardium Due to Isothermal Heating Under Biaxial Isotonic Loads. *J Biomech Eng*. 2003;125(3):381. doi:10.1115/1.1567754
101. Bass EC, Ashford FA, Segal MR, Lotz JC. Biaxial testing of human annulus fibrosus and its implications for a constitutive formulation. *Ann Biomed Eng*. 2004;32(9):1231-1242. doi:10.1114/B:ABME.0000039357.70905.94
102. Todros S, Pavan PG, Pachera P, Natali AN. Synthetic surgical meshes used in abdominal wall surgery: Part II—Biomechanical aspects. *J Biomed Mater Res - Part B Appl Biomater*. 2017;105(4):892-903. doi:10.1002/jbm.b.33584
103. Van't Riet M, De Vos van Steenwijk PJ, Kleinrensink GJ, Steyerberg EW, Bonjer HJ. Tensile strength of mesh fixation methods in laparoscopic incisional hernia repair. *Surg Endosc Other Interv Tech*. 2002;16(12):1713-1716. doi:10.1007/s00464-001-9202-7
104. Sequeira MHC. Experimental Study of the Human Anterolateral Abdominal Wall: Biomechanical Properties of Fascia and Muscles. 2012;(July):7-16, 52. <https://repositorio-aberto.up.pt/bitstream/10216/65576/1/000154315.pdf>.
105. M.S. BKL. S. Technical Note. 2005;2(i):753-756.
106. Chevalier L, Calloch S, Hild F, Marco Y. Digital image correlation used to analyze the multiaxial behavior of rubber-like materials. *Eur J Mech A/Solids*. 2001;20(2):169-187. doi:10.1016/S0997-7538(00)01135-9
107. Hernández-Gascón B. Mechanical modelling of the abdominal wall and biomaterials for hernia surgery. 2013.
108. Van Loocke M, Lyons CG, Simms CK. Viscoelastic properties of passive skeletal muscle in compression: Stress-relaxation behaviour and constitutive modelling. *J Biomech*. 2008;41(7):1555-1566. doi:10.1016/j.jbiomech.2008.02.007
109. Calvo B, Ramírez A, Alonso A, et al. Passive nonlinear elastic behaviour of skeletal muscle: Experimental results and model formulation. *J Biomech*. 2010;43(2):318-325. doi:10.1016/j.jbiomech.2009.08.032
110. Hwang W, Carvalho JC, Tarlovsky I, Boriek AM. Passive mechanics of canine internal abdominal muscles. *J Appl Physiol*. 2005;98(5):1829-1835. doi:10.1152/jappphysiol.00910.2003
111. Arampatzis A, Stafilidis S, DeMonte G, Karamanidis K, Morey-Klapsing G, Brüggemann GP. Strain and elongation of the human gastrocnemius tendon and aponeurosis during maximal plantarflexion effort. *J Biomech*. 2005;38(4):833-841. doi:10.1016/j.jbiomech.2004.04.031
112. Kirilova M, Stoytchev S, Pashkouleva D, Kavardzhikov V. Experimental study of the mechanical properties of human abdominal fascia. *Med Eng Phys*. 2011;33(1):1-6. doi:10.1016/j.medengphy.2010.07.017

113. Rath AM, Chevrel JP. The healing of laparotomies: review of the literature Part 1. Physiologic and pathologic aspects. *Hernia*. 1998;9(2):145-149.
114. Stone IK, Von Fraunhofer JA MB. The biomechanical effects of tight suture closure upon fascia. In: ; :257.
115. Lange JF, van den Dobbelsteen JJ, Horeman T, Harlaar JJ, Meijer E, Dankelman J. Force Sensing in Surgical Sutures. *PLoS One*. 2013;8(12):e84466. doi:10.1371/journal.pone.0084466
116. Höer J, Klinge U, Schachtrupp A, Tons C S V. Influence of suture technique on laparotomy wound healing : an experimental study in the rat. 2001:218-223. doi:10.1007/s004230000196
117. Bassini R, Cantone MC, Gambarini G, Malatesta M, Molho N PL. Method of measurin suture tension in surgery. 1988;1(July):451-454.
118. Cumming JF. A miniature suture tensiometer for laparoscopic applications. 2000:253-258.
119. Klink CD, Binnebösel M, Alizai HP, et al. Tension of knotted surgical sutures shows tissue specific rapid loss in a rodent model. *BMC Surg*. 2011;11(1):36. doi:10.1186/1471-2482-11-36
120. Horeman T, Blikkendaal MD, Feng D, et al. Visual force feedback improves knot-tying security. *J Surg Educ*. 2014;71(1):133-141. doi:10.1016/j.jsurg.2013.06.021
121. Horeman T, Rodrigues SP, Van Den Dobbelsteen JJ, Jansen FW, Dankelman J. Visual force feedback in laparoscopic training. *Surg Endosc*. 2012;26(1):242-248. doi:10.1007/s00464-011-1861-4
122. Oshima N, Aizudding M, Midorikawa R, Solis J, Ogura Y, Takanishi A. Development of a Suture/Ligature training system designed to provide quantitative information of the learning progress of trainees. *Proc - IEEE Int Conf Robot Autom*. 2007;(April):2285-2291. doi:10.1109/ROBOT.2007.363660
123. Konerding MA, Bohn M, Wolloscheck T, et al. Maximum forces acting on the abdominal wall: Experimental validation of a theoretical modeling in a human cadaver study. *Med Eng Phys*. 2011;33(6):789-792. doi:10.1016/j.medengphy.2011.01.010
124. Śmietański M, Bury K, Tomaszewska A, Lubowiecka I, Szymczak C. Biomechanics of the front abdominal wall as a potential factor leading to recurrence with laparoscopic ventral hernia repair. *Surg Endosc*. 2012;26(5):1461-1467. doi:10.1007/s00464-011-2056-8
125. Tran D, Podwojewski F, Beillas P, et al. Abdominal wall muscle elasticity and abdomen local stiffness on healthy volunteers during various physiological activities. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2016;60:451-459. doi:10.1016/j.jmbbm.2016.03.001
126. Van Os JM, Lange JF, Goossens RHM, et al. Artificial midline-fascia of the human abdominal wall for testing suture strength. *J Mater Sci Mater Med*. 2006;17(8):759-765. doi:10.1007/s10856-006-9687-7
127. Röhrnbauer B, Mazza E. A non-biological model system to simulate the in vivo mechanical behavior of prosthetic meshes. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2013;20:305-315. doi:10.1016/j.jmbbm.2013.01.029
128. Pachera P, Pavan PG, Todros S, Cavinato C, Fontanella CG, Natali AN. A numerical investigation of the healthy abdominal wall structures. *J Biomech*. 2016;49(9):1818-1823. doi:10.1016/J.JBIOMECH.2016.04.019

129. Hernández B, Peña E, Pascual G, et al. Mechanical and histological characterization of the abdominal muscle. A previous step to modelling hernia surgery. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2011;4(3):392-404. doi:10.1016/j.jmbbm.2010.11.012
130. Bellón JM, Calvo B, Peña E, Hernández-Gascón B, Grasa J, Pascual G. Mechanical Response of the Herniated Human Abdomen to the Placement of Different Prostheses. *J Biomech Eng*. 2013;135(5):051004. doi:10.1115/1.4023703
131. Anurov M V., Titkova SM, Oettinger AP. Biomechanical compatibility of surgical mesh and fascia being reinforced: Dependence of experimental hernia defect repair results on anisotropic surgical mesh positioning. *Hernia*. 2012;16(2):199-210. doi:10.1007/s10029-011-0877-y
132. Grasa J, Muñoz MJ, Miana-Mena FJ, Calvo B, Sierra M, Lauzeral N. Active behavior of abdominal wall muscles: Experimental results and numerical model formulation. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2016;61:444-454. doi:10.1016/j.jmbbm.2016.04.013
133. Simón-Allué R, Montiel JMM, Bellón JM, Calvo B. Developing a new methodology to characterize in vivo the passive mechanical behavior of abdominal wall on an animal model. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2015;51:40-49. doi:10.1016/j.jmbbm.2015.06.029
134. Hernández-Gascón B, Peña E, Melero H, et al. Mechanical behaviour of synthetic surgical meshes: Finite element simulation of the herniated abdominal wall. *Acta Biomater*. 2011;7(11):3905-3913. doi:10.1016/J.ACTBIO.2011.06.033
135. Ramirez O, Ruas E, Dellon. Tr u n k Reconstr uc t ion Ch a p t e r 31 " Components Separation " Method for Closure of Abdominal-Wall Defects: An Anatomic and Clinical Study. In: *Plast Reconstr Surg*. Vol 86. ; 1990:519-526.
136. Villalobos Mori R, Escartin A, Mias C, Nogués M, Roca J, Escoll J, Santamaría M, Gas C, Cabeza L OJ. *Measuring Biomechanics of Abdominal Wall Closure*.
137. Rahbari NN, Knebel P, Kieser M, et al. Design and current status of CONTINT: Continuous versus interrupted abdominal wall closure after emergency midline laparotomy - a randomized controlled multicenter trial [NCT00544583]. *Trials*. 2012;13:1-9. doi:10.1186/1745-6215-13-72
138. L.A. I, T. J. Suture length to wound length ratio and healing of midline laparotomy incisions. *Br J Surg*. 1993;80(10):1284-1286. doi:10.1002/bjs.1800801020 LK - <http://sfx.library.uu.nl/utrecht?sid=EMBASE&issn=00071323&id=doi:10.1002%2Fbjs.1800801020&atitle=Suture+length+to+wound+length+ratio+and+healing+of+midline+laparotomy+incisions&stitle=BR.+J.+SURG.&title=British+Journal+of+Surgery&volume=80&issue=10&spage=1284&epage=1286&au last=Israelsson&au first=L.A.&au init=L.A.&au full=Israelsson+L.A.&coden=BJSUA&isbn=&pages=1284-1286&date=1993&au init1=L&au initm=A>
139. Harlaar JJ, Deerenberg EB, Van Ramshorst GH, et al. A multicenter randomized controlled trial evaluating the effect of small stitches on the incidence of incisional hernia in midline incisions. *BMC Surg*. 2011;11(1):20. doi:10.1186/1471-2482-11-20
140. Albertsmeier M, Seiler CM, Fischer L, et al. Evaluation of the safety and efficacy of MonoMax® suture material for abdominal wall closure after

- primary midline laparotomy - A controlled prospective multicentre trial: ISSAAC [NCT005725079]. *Langenbeck's Arch Surg.* 2012;397(3):363-371. doi:10.1007/s00423-011-0884-6
141. Fortelny RH. Abdominal Wall Closure in Elective Midline Laparotomy : The Current Recommendations. 2018;5(May):1-8. doi:10.3389/fsurg.2018.00034
 142. Fischer L, Bruckner T, Müller-Stich BP, et al. Variability of surgical knot tying techniques: Do we need to standardize? *Langenbeck's Arch Surg.* 2010;395(4):445-450. doi:10.1007/s00423-009-0575-8
 143. Höer J, Wetter O. Miniaturized sensors registering the long-term course of suture tension in vivo under varying intra-abdominal pressure. *Sensors (Switzerland)*. 2018;18(6). doi:10.3390/s18061729
 144. Dimopoulou I, Tsagarakis S, Assithianakis G, et al. Critical Care Volume 7 Suppl 2 , 2003 23rd International Symposium on Intensive Care and Emergency. *Crit Care*. 2003;7(March):18-21. doi:10.1186/cc1890
 145. Diener MK, Seiler CM, Deckert A, et al. Midline Versus Transverse Incision in Major Abdominal Surgery. *Ann Surg.* 2009;249(6):913-920. doi:10.1097/sla.0b013e3181a77c92
 146. Sanders Richard, Diclementi, David IK. Principles of Abdominal Wound Closure. 1977;4:4-7.
 147. Stokes IAF, Gardner-Morse MG, Henry SM. Intra-abdominal pressure and abdominal wall muscular function: Spinal unloading mechanism. *Clin Biomech.* 2010;25(9):859-866. doi:10.1016/j.clinbiomech.2010.06.018
 148. Konerding MA, Chantereau P, Delventhal V, Holste J-L, Ackermann M. Biomechanical and histological evaluation of abdominal wall compliance with intraperitoneal onlay mesh implants in rabbits: A comparison of six different state-of-the-art meshes. *Med Eng Phys.* 2012;34(7):806-816. doi:10.1016/J.MEDENGPHY.2011.09.022
 149. Van Ramshorst GH, Salih M, Hop WCJ, et al. Noninvasive assessment of intra-abdominal pressure by measurement of abdominal wall tension. *J Surg Res.* 2011;171(1):240-244. doi:10.1016/j.jss.2010.02.007
 150. Mayer AD, Ausobsky JR, Evans M, Pollock A V. Compression suture of the abdominal wall: A controlled trial in 302 major laparotomies. *Br J Surg.* 1981;68(9):632-634. doi:10.1002/bjs.1800680909
 151. Nilsson T. Effect of increased and reduced tension on the mechanical properties of healing wound in the abdominal wall. *Scand J Plast Reconstr Surg Hand Surg.* 1982;16(2):101-105. doi:10.3109/02844318209006577
 152. Harlaar JJ, Ramshorst GH Van, D M, et al. Small stitches with small suture distances increase laparotomy closure strength. 2009:392-395. doi:10.1016/j.amjsurg.2008.10.018

10. ANEXOS

ANEXO 1:

Pruebas de validación de prototipo

Ensayo 1 Aumentando/disminuyendo				Ensayo 2 Aumentando/disminuyendo			
d_real [mm]	29,3			d_real [mm]	63,8		
d_inst [mm]	21,9			d_inst [mm]			
F_test [N]	F_inst [N]	error	delta-L [mm]	F_test [N]	F_inst [N]	error	delta-L [mm]
0	0	0	0	0	0	0	0
0,4	0,3	-0,1	0,15	0,4	0,4	0	0,06
1	0,9	-0,1	0,36	1	1	0	0,33
2	2	0	0,71	2	2	0	0,78
3	3,1	0,1	0,92	3	3	0	0,96
4	4,1	0,1	1,05	4	4	0	1,08
5	5	0	1,21	5	5,1	0,1	1,2
6	6,1	0,1	1,37	6	6	0	1,3
7	7	0	1,48	7	7	0	1,41
8	8,1	0,1	1,58	8	8	0	1,52
9	9	0	1,68	9	8,8	-0,2	1,64
10	9,9	-0,1	1,78	10	9,8	-0,2	1,72
12	12,1	0,1	1,98	12	11,8	-0,2	1,89
14	14	0	2,17	14	14	0	2,11
14	14,3		2,2	14	14,2		2,13
12	12,7		2,07	12	12,4		2
10	10,7		1,92	10	10,5		1,84
9	9,8		1,84	9	9,4		1,77
8	8,9		1,79	8	8,5		1,71
7	7,8		1,69	7	7,4		1,62
6	6,9		1,62	6	6,4		1,55
5	5,8		1,53	5	5,2		1,45
4	4,6		1,43	4	4,2		1,34
3	3,5		1,28	3	3,2		1,17

2	2,5	1,06	2	2,1	1,03
1	1,2	0,81	1	1,1	0,83
0,4	0,6	0,54	0,4	0,4	0,45
0	0,2	0,29	0	0	0,15

ANEXO 2.

Medias (y desviación típica) de las fuerzas de cierre (dN) de cada uno de los grupos (por peso y distancia de sutura) para cada una de las mediciones en los distintos niveles de la laparotomía.

	-16	-14	-12	-10	-8	-6	-4	-2	0	2	4	6	8	10	12	14	16
Peso= 20 Sutura= 5	NaN (NA)	1.09 (NA)	1.7 (0.34)	1.81 (0.38)	2.26 (0.69)	2.38 (0.81)	2.58 (0.56)	2.4 (0.5)	2.63 (0.42)	2.58 (0.48)	2.63 (0.45)	2.63 (0.37)	2.38 (0.56)	2.19 (0.68)	2.3 (0.37)	NaN (NA)	NaN (NA)
Peso= 20 Sutura= 10	NaN (NA)	NaN (NA)	1.09 (0.31)	1.3 (0.02)	1.42 (0.19)	1.55 (0.2)	1.65 (0.08)	1.89 (0.5)	1.81 (0.43)	2.13 (0.33)	2.17 (0.31)	2.09 (0.33)	1.97 (0.35)	1.98 (0.24)	1.92 (0.44)	NaN (NA)	NaN (NA)
Peso= 20 Sutura= 15	NaN (NA)	1.18 (NA)	1.2 (0.54)	1.28 (0.57)	1.56 (0.42)	1.5 (0.66)	2 (0.36)	2.01 (0.22)	1.92 (0.09)	1.93 (0.19)	1.92 (0.15)	1.95 (0.26)	1.8 (0.37)	2.13 (0.94)	1.76 (0.91)	NaN (NA)	NaN (NA)
Peso= 50 Sutura= 5	NaN (NA)	2.39 (0.76)	2.28 (0.87)	2.82 (0.82)	2.95 (0.91)	3.27 (1.11)	3.45 (0.78)	3.58 (0.78)	3.89 (0.72)	3.65 (0.71)	3.73 (0.96)	3.82 (0.75)	3.72 (0.43)	3.67 (0.6)	3.25 (0.47)	3.98 (0.9)	NaN (NA)
Peso= 50 Sutura= 10	NaN (NA)	1.44 (0.34)	1.73 (0.42)	1.99 (0.33)	2.4 (0.62)	2.39 (0.46)	2.58 (0.65)	2.63 (0.79)	2.61 (0.33)	2.77 (0.71)	3.07 (0.4)	2.99 (0.44)	3.23 (0.47)	3.19 (0.64)	3.18 (0.74)	2.8 (1.08)	NaN (NA)
Peso= 50 Sutura= 15	NaN (NA)	1.26 (0.51)	1.49 (0.58)	1.65 (0.59)	1.88 (0.77)	2.07 (0.83)	2.16 (0.67)	2.38 (0.71)	2.54 (0.88)	2.47 (0.97)	2.44 (0.92)	2.7 (1.27)	2.15 (0.95)	2.04 (0.88)	2.08 (0.95)	1.92 (0.74)	NaN (NA)
Peso= 100 Sutura= 5	2.81 (0.37)	2.93 (0.53)	3.32 (0.51)	3.5 (0.48)	4.15 (0.28)	4.19 (0.49)	4.42 (0.61)	4.47 (0.51)	4.59 (0.57)	4.47 (0.81)	4.64 (0.93)	4.22 (0.67)	4.56 (0.41)	4.28 (0.43)	4.95 (0.72)	5.21 (0.45)	4.81 (0.63)
Peso= 100 Sutura= 10	1.77 (0.11)	2.25 (0.55)	2.65 (0.69)	2.9 (0.7)	3.28 (0.98)	3.53 (0.96)	4.12 (0.79)	4.02 (0.95)	3.89 (0.93)	4.12 (0.37)	4.37 (0.97)	3.81 (0.96)	4.09 (0.67)	3.69 (0.24)	3.78 (0.62)	3.71 (0.72)	3.86 (1.34)
Peso= 100 Sutura= 15	1.38 (0.03)	2.51 (0.61)	2.82 (0.56)	3.31 (0.94)	3.27 (0.44)	3.52 (1.47)	3.81 (0.55)	4.4 (2.09)	4.49 (2.06)	4.1 (3.11)	5.46 (3.38)	4.62 (2.75)	4.56 (2.36)	4.27 (1.85)	3.83 (1.54)	3.6 (1.8)	3.04 (2.73)

ANEXO 3

Modelo completo de las fuerzas de cierre

	Value	Std.Error	DF	t-
value p-value				
(Intercept)	1.1485799	0.3094875	364	
3.711232 0.0002				
Peso.grupo50	0.6372212	0.2926186	22	
2.177651 0.0404				
Peso.grupo100	1.7394550	0.2922021	22	
5.952918 0.0000				
ns(dist, df = 4)1	1.9601119	0.2341155	364	
8.372413 0.0000				
ns(dist, df = 4)2	1.0191432	0.2660882	364	
3.830095 0.0002				
ns(dist, df = 4)3	2.6963412	0.5138301	364	
5.247535 0.0000				
ns(dist, df = 4)4	1.2974516	0.3103441	364	
4.180687 0.0000				
Dist.sutura.grupo10	-0.7916525	0.3682480	22	-
2.149781 0.0428				
Dist.sutura.grupo15	-0.6974163	0.3644823	22	-
1.913444 0.0688				
ns(dist, df = 4)1:Dist.sutura.grupo10	-0.1123967	0.3370543	364	-
0.333468 0.7390				
ns(dist, df = 4)2:Dist.sutura.grupo10	0.5611856	0.3824423	364	
1.467373 0.1431				
ns(dist, df = 4)3:Dist.sutura.grupo10	0.1806141	0.7493142	364	
0.241039 0.8097				
ns(dist, df = 4)4:Dist.sutura.grupo10	-0.3715500	0.4447409	364	-
0.835430 0.4040				
ns(dist, df = 4)1:Dist.sutura.grupo15	-0.1071039	0.3340612	364	-
0.320612 0.7487				
ns(dist, df = 4)2:Dist.sutura.grupo15	0.5345088	0.3808705	364	
1.403387 0.1614				
ns(dist, df = 4)3:Dist.sutura.grupo15	-0.5903443	0.7403371	364	-
0.797399 0.4257				
ns(dist, df = 4)4:Dist.sutura.grupo15	-1.0142087	0.4444445	364	-
2.281969 0.0231				

LRT table

##	numDF	denDF	F-value	p-value
## (Intercept)	1	364	389.3879	<.0001
## Peso.grupo	2	22	14.5480	0.0001
## ns(dist, df = 4)	4	364	61.1521	<.0001
## Dist.sutura.grupo	2	22	3.8341	0.0373
## ns(dist, df = 4):Dist.sutura.grupo	8	364	2.3971	0.0157

Modelo completo ajustado por las variables de confusión en las fuerzas de cierre

	value	Std.Error	DF	t-
value p-value				
(Intercept)	4.720845	1.4141648	292	
3.338256 0.0010				
Long_LPM	-0.133785	0.0329743	20	-
4.057244 0.0006				
perim.abd	-0.011172	0.0167880	292	-
0.665490 0.5063				
grosor	0.063723	0.0544843	292	
1.169563 0.2431				
amplitud	0.020334	0.0039043	292	
5.208196 0.0000				
Peso.grupo50	1.468300	0.4227373	20	
3.473316 0.0024				
Peso.grupo100	3.880469	0.7906224	20	
4.908119 0.0001				
ns(dist, df = 4)1	1.185991	0.3011372	292	
3.938373 0.0001				
ns(dist, df = 4)2	0.585354	0.2848270	292	
2.055122 0.0408				
ns(dist, df = 4)3	2.288087	0.6715710	292	
3.407067 0.0007				
ns(dist, df = 4)4	1.620799	0.3576533	292	
4.531761 0.0000				
Dist.sutura.grupo10	-0.763302	0.4644701	20	-
1.643382 0.1159				
Dist.sutura.grupo15	-0.490215	0.4745086	20	-
1.033101 0.3139				
ns(dist, df = 4)1:Dist.sutura.grupo10	-0.164160	0.4043473	292	-
0.405989 0.6850				
ns(dist, df = 4)2:Dist.sutura.grupo10	0.426510	0.4012686	292	
1.062903 0.2887				
ns(dist, df = 4)3:Dist.sutura.grupo10	-0.184740	0.9584061	292	-
0.192758 0.8473				
ns(dist, df = 4)4:Dist.sutura.grupo10	-0.544924	0.4094596	292	-
1.330837 0.1843				
ns(dist, df = 4)1:Dist.sutura.grupo15	0.098089	0.4239553	292	
0.231365 0.8172				
ns(dist, df = 4)2:Dist.sutura.grupo15	0.337658	0.4173561	292	
0.809040 0.4192				
ns(dist, df = 4)3:Dist.sutura.grupo15	-1.275333	1.0334337	292	-
1.234073 0.2182				
ns(dist, df = 4)4:Dist.sutura.grupo15	-0.879528	0.4304255	292	-
2.043392 0.0419				

##	numDF	denDF	F-value	p-value
## (Intercept)	1	292	1078.4390	<.0001
## Long_LPM	1	20	36.1776	<.0001
## perim.abd	1	292	149.1868	<.0001
## grosor	1	292	0.0372	0.8473
## amplitud	1	292	30.5617	<.0001
## Peso.grupo	2	20	3.7610	0.0411
## ns(dist, df = 4)	4	292	8.6636	<.0001
## Dist.sutura.grupo	2	20	6.9700	0.0050
## ns(dist, df = 4):Dist.sutura.grupo	8	292	3.0588	0.002

ANEXO 4

Diferencias de los grosores (mm) comparando los 3 grupos

	SUPRAUMBILICAL	UMBILICAL	INFRAUMBILICAL
20 Kg a 15mm	1,39	1,49	0,56
20 Kg a 10mm	1,87	2,00	1,18
20 Kg a 5mm	1,07	0,91	0,63
50 Kg a 15mm	2,92	1,52	0,74
50 Kg a 10mm	3,02	2,23	2,27
50 Kg a 5mm	3,02	1,65	1,21
100 Kg a 15mm	4,47	2,63	2,42
100 Kg a 10mm	3,84	2,70	2,70
100 Kg a 5mm	3,42	2,38	2,38

ANEXO 5.

Medias (y desviación típica) de fuerzas de rotura inicial (dN) en cada uno de los grupos (por peso y distancia de sutura) para cada uno de los segmentos de la laparotomía.

	IU	U	SU
Peso= 20 <u>Sutura= 5</u>	94.4 (19.2)	116.87 (29.23)	121 (21.2)
Peso= 20 <u>Sutura= 10</u>	118.73 (34.29)	195.67 (17.89)	134.2 (20.27)
Peso= 20 <u>Sutura= 15</u>	124.93 (33.83)	197.4 (31.56)	160.53 (16.74)
Peso= 50 <u>Sutura= 5</u>	158.4 (83.65)	192.27 (35.19)	220.07 (20.37)
Peso= 50 <u>Sutura= 10</u>	168.07 (26.71)	208.33 (77.32)	309.07 (72.07)
Peso= 50 <u>Sutura= 15</u>	189.2 (22.2)	210.67 (123.68)	210.07 (71.34)
Peso= 100 <u>Sutura= 5</u>	130.4 (27.02)	167.8 (18.18)	194.8 (54.09)
Peso= 100 <u>Sutura= 10</u>	181.47 (42.48)	264.13 (58.67)	219 (67.93)
Peso= 100 <u>Sutura= 15</u>	220.6 (87.81)	245.93 (68.72)	191.13 (11.43)

ANEXO 6.

Medias (y desviación típica) de fuerzas de rotura máxima (dN) en cada uno de los grupos (por peso y distancia de sutura) para cada uno de los segmentos de la laparotomía.

	IU	U	SU
Peso= 20 <u>Sutura= 5</u>	94.53 (19.24)	126.4 (28.52)	127.67 (19.48)
Peso= 20 <u>Sutura= 10</u>	120.87 (33.37)	203.33 (23.94)	176.07 (72.06)
Peso= 20 <u>Sutura= 15</u>	147.33 (29.73)	252.6 (73.32)	167.6 (23.41)
Peso= 50 <u>Sutura= 5</u>	159.4 (82.89)	207.07 (22.12)	258.07 (60.63)
Peso= 50 <u>Sutura= 10</u>	168.67 (27.04)	211.93 (80.31)	328.2 (44.61)
Peso= 50 <u>Sutura= 15</u>	189.2 (22.2)	223.6 (117.81)	215.33 (73.28)
Peso= 100 <u>Sutura= 5</u>	130.4 (27.02)	172.13 (25.59)	207.07 (33.54)
Peso= 100 <u>Sutura= 10</u>	222.6 (12.23)	264.6 (57.86)	266.6 (54.09)
Peso= 100 <u>Sutura= 15</u>	235.07 (75.63)	269.6 (27.76)	228.13 (8.32)

ANEXO 7
PATENTE



11 Número de publicación: **2 630 977**

21 Número de solicitud: 201630202

51 Int. Cl.:

A61B 90/00 (2006.01)

A61B 17/04 (2006.01)

12

PATENTE DE INVENCION

B1

22 Fecha de presentación:

23.02.2016

43 Fecha de publicación de la solicitud:

25.08.2017

Fecha de concesión:

31.05.2018

45 Fecha de publicación de la concesión:

07.06.2018

73 Titular/es:

**UNIVERSITAT DE LLEIDA (50.0%)
Plaça Victor Siurana, 1
25003 LLEIDA (Lleida) ES y
INSTITUT DE RECERCA BIOMÈDICA DE LLEIDA
FUNDACIÓ DOCTOR PIFARRÉ (50.0%)**

72 Inventor/es:

**ROCA ENRICH, Joan ;
MIAS CARBALLAL, Maria Carmen ;
NOGUES AYMAMI, Miquel y
VILLALOBOS MORI, Rafael Noé**

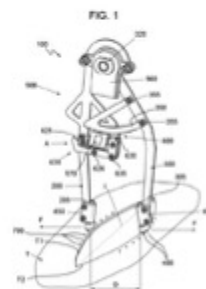
74 Agente/Representante:

ZEA CHECA, Bernabé

54 Título: **INSTRUMENTO PARA MEDIR PARÁMETROS ASOCIADOS A UNA INCISIÓN EN UN TEJIDO Y PROCEDIMIENTO PARA MEDIR PARÁMETROS EN UNA INCISIÓN EN UN TEJIDO MEDIANTE DICHO INSTRUMENTO**

57 Resumen:

El instrumento (100) comprende un par de brazos (200, 300) articulados entre sí, por lo menos un elemento de anclaje (400) asociado al extremo (205, 305) de cada brazo (200, 300) para anclarse en bordes opuestos (T1, T2) del tejido (T) próximos a una zona donde se ha practicado la incisión (1), un dispositivo de medición (500) asociado al par de brazos (200, 300) y adaptado para realizar mediciones dinámicas de por lo menos una magnitud tal como fuerzas o distancias (F, D) a lo largo del tiempo asociada a dicho tejido (T) en la incisión (I); y un mecanismo de bloqueo (600) destinado a mantener los brazos (200, 300) bloqueados evitando que se muevan entre sí mientras se realizan las mediciones dinámicas.



ES 2 630 977 B1

Aviso: Se puede realizar consulta prevista por el art. 37.3.8 LP 11/1986.



¡GRACIAS EQUIPO!



