

Proyecto Fin de Carrera

Modelado numérico de la pared abdominal
basado en imágenes de scanner

Autora

Berta Vallés Mallén

Directora y ponente

Belén Hernández Gascón

Jorge Grasa Orús

Escuela de Ingeniería y Arquitectura

2012

Quiero expresar mi sincero agradecimiento a Belén Hernández Gascón, por su total dedicación, simpatía y comprensión a lo largo de todo este trayecto. De igual manera quiero agradecer a Jorge Grasa, ponente de este proyecto por la Universidad de Zaragoza por sus valiosos consejos, y a la Dra. Begoña Calvo por brindarme la oportunidad de realizar este proyecto en el Departamento de Ingeniería Mecánica.

Igualmente, quiero hacer mención especial a todos los que han aportado su granito de arena para hacerme posible llevar a cabo esta investigación, en especial a Isabel, Antonio y Myriam.

A todos aquellos amigos y compañeros que han estado a mi lado, recorriendo conmigo el camino. A todos, gracias. Gracias a Juan por prestar un poquito su cuerpo a la ciencia. Gracias a Iris, por su optimismo radical hasta en los peores momentos. A Sonso, porque siempre estás conmigo.

Finalmente, muchas gracias a mis padres, a Blanca y a toda mi familia, en especial a Miguel y a Francisco. Gracias por estar siempre ahí, apoyándome en todo momento.

*Zaragoza, Junio de 2012
Berta Vallés Mallén*

MODELADO NUMÉRICO DE LA PARED ABDOMINAL BASADO EN IMÁGENES DE SCANNER

RESUMEN

La pared abdominal tiene una gran importancia anatómica y funcional, tanto por ser la estructura de sostén de las vísceras como por permitir el movimiento y rotación del tronco con respecto a las extremidades y la cabeza. Las patologías más comunes que sufre la pared abdominal derivan de la pérdida de resistencia de ésta, la cual da lugar a los procesos herniarios. Estas patologías se tratan mediante la colocación de mallas sintéticas que deben devolver a la pared abdominal sus propiedades mecánicas.

La aplicación de técnicas experimentales, numéricas o computacionales, permite la determinación de las propiedades mecánicas de tejidos. En este proyecto, se han desarrollado dos métodos, de forma paralela, para la obtención de las propiedades que definen el comportamiento mecánico pasivo del músculo abdominal en el marco de la mecánica de medios continuos no lineales en grandes deformaciones, de forma que los resultados de ambos se han comparado y analizado.

El primer método para la caracterización del material se basa en el ajuste numérico de datos experimentales, tomados de la literatura, obtenidos a partir de ensayos uniaxiales realizados sobre un modelo de experimentación animal.

El segundo método, el método de análisis inverso, utiliza datos experimentales a partir de ensayos no invasivos sobre un modelo de experimentación humano para la caracterización del material. En concreto, se utilizan imágenes de un abdomen humano, indeformado y deformado tras la aplicación de determinadas fuerzas.

Finalmente, la simulación computacional, mediante el método de elementos finitos, del modelo del abdomen humano reconstruido en 3D mallado, permite la comparación y análisis de ambos métodos aplicados.

Por tanto, en este trabajo se presenta una metodología nueva que permite la determinación de las propiedades mecánicas de la pared abdominal mediante la aplicación del método de análisis inverso y ensayos experimentales no invasivos. Esta metodología optimiza el valor de los parámetros definitorios de dichas propiedades frente a aquellos obtenidos con otros métodos de caracterización tradicionalmente utilizados, también presentados en este proyecto.

Índice general

CAPÍTULO 1. INTRODUCCIÓN	17
1.1. MOTIVACIÓN DEL PROYECTO	17
1.2. OBJETIVOS	20
1.3. CONTENIDO DEL PROYECTO	21
CAPÍTULO 2. ESTUDIO EXPERIMENTAL	23
2.1. MATERIALES Y MÉTODOS.....	23
2.2. RECONSTRUCCIÓN 3D DEL MODELO INDEFORMADO.....	26
2.3. RESULTADOS: DESPLAZAMIENTOS EXPERIMENTALES	29
CAPÍTULO 3. MODELO DE ELEMENTOS FINITOS	31
3.1. MODELO GEOMÉTRICO DEL ABDOMEN	31
3.2. MODELO CONSTITUTIVO	34
3.3. CONDICIONES DE CONTORNO	36
3.4. CARGAS.....	37
CAPÍTULO 4. SIMULACIÓN COMPUTACIONAL.....	39
4.1. PROPIEDADES DEL MATERIAL.....	39
4.2. RESULTADOS.....	41
4.2.1. DESPLAZAMIENTOS NUMÉRICOS	41
4.2.2. ANÁLISIS COMPARATIVO: DESPLAZAMIENTOS EXPERIMENTALES VS NUMÉRICOS	42
CAPÍTULO 5. MÉTODO DE ANÁLISIS INVERSO	45
5.1. FUNDAMENTOS. APLICACIÓN AL ABDOMEN HUMANO.....	45
5.2. PROPIEDADES DEL MATERIAL. ANÁLISIS DE SENSIBILIDAD.....	47
5.3. RESULTADOS.....	49
5.3.1. DESPLAZAMIENTOS NUMÉRICOS	49
5.3.2. ANÁLISIS COMPARATIVO: DESPLAZAMIENTOS EXPERIMENTALES VS NUMÉRICOS	50
CAPÍTULO 6. CONCLUSIONES Y LÍNEAS FUTURAS.....	57
6.1. CONCLUSIONES.....	58
6.1.1. CONCLUSIONES DEL ESTUDIO EXPERIMENTAL.....	58
6.1.2. CONCLUSIONES DEL ESTUDIO NUMÉRICO Y COMPUTACIONAL	58

6.2.	LÍNEAS FUTURAS.....	60
APÉNDICE A. ANATOMÍA DEL TRONCO		63
A.1.	INTRODUCCIÓN	63
A.2.	ANATOMÍA DE LA PARED ABDOMINAL. FUNCIONES	64
A.2.1.	MÚSCULO RECTO DEL ABDOMEN.....	65
A.2.2.	MÚSCULO OBLICUO EXTERNO O MAYOR DEL ABDOMEN.....	66
A.2.3.	MÚSCULO OBLICUO INTERNO O MENOR DEL ABDOMEN	67
A.2.4.	MÚSCULO TRANSVERSO DEL ABDOMEN	68
A.2.5.	INTEGRACIÓN DE LOS MÚSCULOS CONFORMANTES DE LA PARED ABDOMINAL	69
A.2.6.	FUNCIONES DE LA MUSCULATURA ABDOMINAL	72
A.3.	CAVIDAD ABDOMINAL	73
A.3.1.	REGIONES ANATÓMICAS EXTERNAS DEL ABDOMEN.....	73
A.3.2.	COBERTURA ABDOMINAL	75
A.4.	ESTRUCTURAS ÓSEAS DE ANCLAJE DE LOS MÚSCULOS ABDOMINALES.....	76
A.4.1.	COSTILLAS	77
A.4.2.	COLUMNA VERTEBRAL.....	78
A.4.3.	CINTURA PÉLVICA	80
APÉNDICE B. BIOMECÁNICA		81
B.1.	INTRODUCCIÓN	81
B.2.	PRINCIPALES TEJIDOS Y MATERIALES BIOLÓGICOS	82
B.2.1.	MATERIALES BIOLÓGICOS.....	82
B.2.2.	TEJIDOS BIOLÓGICOS BLANDOS	83
B.2.3.	TEJIDOS BIOLÓGICOS DUROS.....	84
B.3.	MODELADO NUMÉRICO DE LOS TEJIDOS BIOLÓGICOS BLANDOS.....	84
B.3.1.	TEJIDO MÚSCULO-ESQUELÉTICO	85
APÉNDICE C. SCANNER Y EDICIÓN DE IMÁGENES		89
C.1.	INTRODUCCIÓN	89
C.2.	SCANNER 3D KONICA MINOLTA	90
C.2.1.	PRINCIPIOS DE FUNCIONAMIENTO	90
C.3.	INTRODUCCIÓN AL SOFTWARE RAPIDFORM®	91

BIBLIOGRAFÍA	93
---------------------------	-----------

Índice de figuras

Figura 1.1. Músculos de la pared abdominal	19
Figura 1.2. Esquema explicativo del procedimiento realizado	22
Figura 2.1. Abdomen preparado para la toma de imágenes. Se indican los puntos anatómicos representativos	24
Figura 2.2. Posición relativa scanner-modelo humano en la toma de datos del abdomen indeformado.....	24
Figura 2.3. Zonas de aplicación de la fuerza	25
Figura 2.4. Esquema explicativo de la toma de datos del modelo humano mediante el scanner ...	26
Figura 2.5. Imágenes scanner: a) 0°, b) 60°, c) 120°, d) 180°, e) 240° y f) 300°	27
Figura 2.6. Reconstrucción inicial 3D de la indeformada a partir de imágenes de scanner	28
Figura 2.7. Tratamiento del modelo en Rhinoceros	28
Figura 2.8. Superficie .igs importada en Abaqus	28
Figura 3.1. Malla de elementos finitos obtenida. a) Vista frontal; b) Vista en perspectiva	32
Figura 3.2. Elementos finitos de tipo capa cuadriláteros y triangulares.....	32
Figura 3.3. Acoplamiento abdomen-esqueleto para la posterior determinación de las condiciones de contorno	34
Figura 3.4. Grupos de nodos definitorios de las condiciones de contorno.a)Cadera; b)Columna; c)Costillas	36
Figura 3.5. Grupos de nodos de aplicación de fuerzas en cada zona	37
Figura 4.1. Ajuste numérico de la curva experimental. Definición de las direcciones longitudinal y transversal en el conejo (B. Hernández et al., [2011])	40
Figura 4.2. Desplazamientos numéricos (mm) en cada zona de aplicación de carga.....	41
Figura 5.1. Análisis de sensibilidad para variaciones de: a) C ₁₀ , b) C ₂₀ y c) C ₃₀	48

Figura 5.2. Identificación del punto 'a' en el modelo de elementos finitos. Cambio de coordenadas globales a naturales.	49
Figura 5.3. Cálculo del error entre desplazamientos experimentales y teóricos	51
Figura 5.4. Error $_{MI}$ para el primer rango estudiado. Se indica el Error $_{ANU}$	52
Figura 5.5. Error $_{MI}$ para el segundo rango estudiado. Se índice el Error $_{ANU}$	53
Figura 5.6. Error $_{MI}$ para el último rango estudiado. Se índice el Error $_{ANU}$	54
Figura 5.7. Comparativa de la curvatura en los modelos deformados numérico y experimental	56
Figura A.1. (a) Visión frontal de los principales músculos abdominales; (b) Visión lateral de los principales músculos abdominales.....	64
Figura A.2. Músculo piramidal del abdomen	65
Figura A.3. a) Visión lateral músculo oblicuo mayor; b) Visión frontal músculo oblicuo mayor	66
Figura A.4. a) Visión lateral músculo oblicuo menor; b) Visión frontal músculo oblicuo menor	68
Figura A.5. Visión lateral músculo transverso.....	69
Figura A.6. Visión inferior del diafragma	70
Figura A.7. Línea semilunar y línea arqueada	71
Figura A.8. Corte transversal de la pared abdominal.....	71
Figura A.9. a) Visión superior del corte transversal de la pared abdominal por encima de la línea arqueada; b) Visión superior del corte transversal del abdomen por debajo de la línea arqueada	73
Figura A.10. Regiones abdominales	74
Figura A.11. Distribución peritoneal	75
Figura A.12. Paredes peritoneales.....	76
Figura A.13. Caja torácica.....	77
Figura A.14. Morfología general de las costillas	78

Figura A.15. Morfología de las costillas I y XII (y por extensión de las XI)	78
Figura A.16. Distribución columna vertebral	79
Figura A.17. Cintura pélvica	80
Figura B.1. Respuesta mecánica de fuerza-alargamiento de la elastina y el colágeno	83
Figura B.2. Cinemática del sólido continuo	85
Figura C.1. Scanner Kónica Minolta VIVID 910 (modelo anterior al VIVID 700)	90
Figura C.2. Esquema del principio de funcionamiento del láser de triangulación	91

Índice de tablas

Tabla 1. Fuerzas ejercidas con el dinamómetro	26
Tabla 2. Desplazamientos experimentales (5 zonas y 6 medidas por zona)	29
Tabla 3. Tabla resumen de las fuerzas y desplazamientos medios experimentales para cada zona de aplicación de fuerzas.....	30
Tabla 4. Media (\pm SD) del espesor de los diferentes músculos abdominales en sujetos asintomáticos. OE, oblicuo externo; OI, oblicuo interno; TA, transverso abdominal; RA, recto abdominal	33
Tabla 5. Fuerzas nodales aplicadas para cada caso de cargas	37
Tabla 6. Constantes material Yeoh	40
Tabla 7. Desplazamientos, en el nodo de máximo desplazamiento, en valor absoluto (mm) para cada zona de aplicación de carga.....	42
Tabla 8. Comparativa del error entre los resultados numéricos y los experimentales	44
Tabla 9. Comparativa del error en los dos métodos estudiados	54

Capítulo 1

Introducción

1.1. Motivación del proyecto

Como se ha hecho patente en los últimos años, algunas ramas de la ingeniería han resultado ser extremadamente útiles en el terreno de la medicina. La ingeniería biomédica se ha convertido en una disciplina cada vez más utilizada, aunando principios de ambas, ingeniería y medicina, con el objetivo común de permitir el avance científico y tecnológico para la obtención de metodologías que permitan o faciliten el diagnóstico, seguimiento y tratamiento de algunas de las enfermedades o patologías que afectan al ser humano. Una de las principales herramientas de la ingeniería biomédica es la biomecánica (Apéndice B), ciencia que aplica las leyes de la mecánica a los tejidos y órganos constituyentes de los seres vivos.

En algunos tipos de intervenciones quirúrgicas, como por ejemplo el tratamiento de hernias o la reducción o aumento de pecho (A. Pérez del Palomar et al. [2008]), sería extremadamente útil la visualización previa del resultado final. Esto puede obtenerse mediante la simulación computacional de la cirugía aplicando el método de elementos finitos (M.E.F.). Para ello se requiere tener información de la geometría de interés y conocer el comportamiento mecánico del material.

Actualmente, la práctica en cirugía ha avanzado gracias a nuevos métodos de obtención de imágenes que son mínimamente invasivos (Meier et al., [2001]). Existen multitud de técnicas para la obtención de imágenes médicas (resonancia magnética, scanner, ecografía, etc...) que aportan la información requerida referente a la

geometría. Además esta información puede ser tratada mediante técnicas de procesamiento de imágenes (reconstrucción 3D) para ser utilizada en procedimientos de simulación computacional (Spitzer V.M. et al., [1998]).

En cuanto al comportamiento mecánico, existen numerosos estudios que caracterizan la respuesta mecánica de ciertos tejidos (V. Alastrué et al., [2008]; B. Calvo et al., [2010]; W. Hwang et al., [2005]; P. Martins et al., [2010]; Nilsson, [1982a,b]; E. Peña et al., [2010]), pero sigue siendo un desafío debido a la gran complejidad del cuerpo humano. Además, para estos estudios se ha recurrido tradicionalmente a técnicas de experimentación animal, tratándose mayoritariamente de técnicas invasivas. Este tipo de metodologías implican estudios de larga duración y con grandes costes debidos al mantenimiento de los animales de experimentación, sin olvidar el debate ético abierto en torno a la experimentación con animales.

La simulación de procedimientos quirúrgicos mediante M.E.F. no solo permitiría disminuir la experimentación con animales, sino que también posibilitaría la obtención de un diagnóstico fiable sin tener que recurrir a técnicas invasivas en el paciente, así como la selección de los procedimientos más idóneos para realizar las intervenciones quirúrgicas.

La pared abdominal (Figura 1.1) es una de las partes del cuerpo humano de mayor complejidad estructural, compositiva y funcional, ya que sirve de protección y sujeción de las vísceras, y es el mecanismo anatómico que permite la torsión y flexión de nuestro cuerpo, junto a la columna y la pelvis (Apéndice A).

Las afecciones más comunes en la pared abdominal son aquellas derivadas de la pérdida de resistencia de la misma. El debilitamiento de los tejidos constitutivos del abdomen, consecuencia de diversas causas, da lugar a las patologías herniarias. El tratamiento más extendido actualmente para tratar las hernias es la implantación de mallas sintéticas, siendo colocadas a nivel del defecto y de forma que consigan restablecer, en la medida de lo posible, las propiedades mecánicas del abdomen sano (B. Hernández et al. [2010]). Actualmente, y pese a recientes estudios realizados en torno a este tema (B. Hernández-Gascón et al. [2010] y [2011]), no se dispone todavía de criterios para la elección de la malla más idónea en cada caso ni tampoco para la orientación de dicha malla en el abdomen cuando el comportamiento de la misma es anisótropo. Por tanto, el cirujano selecciona aquella malla que, por su experiencia, considera que más se adecúa a las necesidades del paciente. Puesto que la malla quirúrgica ha de restablecer la respuesta mecánica del abdomen (B. Hernández-Gascón et al. [2012]), la correcta determinación de las propiedades mecánicas de éste es fundamental.

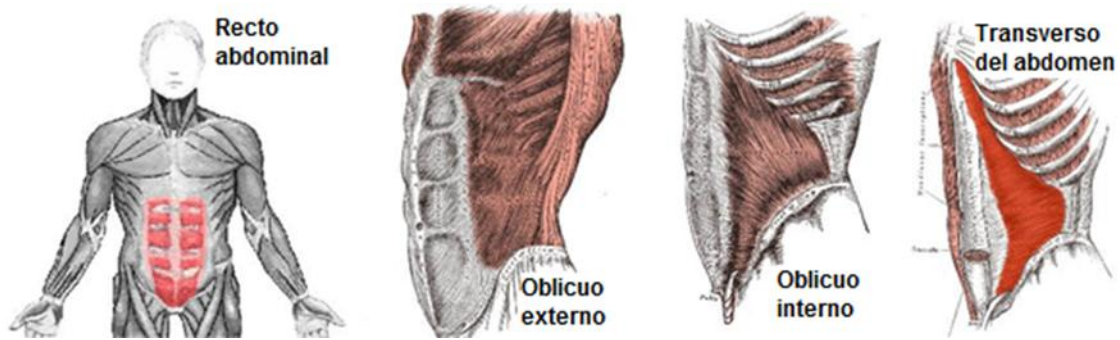


Figura 1.1. Músculos de la pared abdominal

Según la literatura, existen multitud de estudios previos sobre ensayos experimentales que tienen por objetivo la caracterización del tejido abdominal. Por ejemplo, Hwang et al., [2005] estudió la respuesta mecánica de los músculos caninos transverso y oblicuo interno separadamente, mientras que Nilsson et al., [1982a,b] se centró en caracterizar la respuesta de diferentes posiciones anatómicas en conejos. Por otra parte, B. Hernández et al., [2011] caracterizó mecánicamente el comportamiento pasivo del tejido abdominal de conejos mediante ensayos uniaxiales, obteniendo la respuesta para diferentes grupos de músculos y en diferentes orientaciones. En cuanto a la caracterización del tejido abdominal en humanos, Song C. et al., [2006] realizó una medida “in vivo” de las propiedades mecánicas de la pared abdominal humana durante la expansión del abdomen durante una operación mediante laparoscopia.

Referente a la simulación computacional de procesos quirúrgicos, algunos autores han propuesto modelos de elementos finitos con geometrías idealizadas, con el fin de simular la respuesta mecánica de ciertos tejidos (Fortuny G. et al., [2009]; López-Cano M., [2007]). Sin embargo, hasta donde llega el conocimiento de la autora, hoy en día no existe un estudio que tome los datos de ensayos no invasivos en modelos de experimentación humanos mediante imágenes de scanner y, que a través de simulación numérica mediante M.E.F. e implementación de la metodología del análisis inverso, obtenga las propiedades del tejido abdominal.

1.2. Objetivos

El objetivo principal de este Proyecto Fin de Carrera es desarrollar una metodología, alternativa a la usada tradicionalmente utilizando ensayos en modelos animales, que permita determinar las propiedades mecánicas de la pared abdominal a partir de imágenes de scanner 3D y utilizando ensayos no invasivos en modelos humanos (Figura 1.2).

Para la consecución del objetivo principal deben ser realizados cada uno de los objetivos parciales:

- ❖ Caracterización experimental “in vivo” de un modelo humano para la obtención de imágenes de scanner 3D en dos configuraciones: indeformada y deformada. La configuración deformada se obtiene mediante la toma de imágenes del abdomen mientras a éste se le imponen unas cargas.
- ❖ Reconstrucción 3D del modelo indeformado y obtención de un modelo de elementos finitos.
- ❖ Obtención de los desplazamientos experimentales a partir de la comparativa de los modelos deformado e indeformado procedentes de la reconstrucción 3D de las imágenes de scanner.
- ❖ Ajuste numérico de los parámetros que definen la ecuación de comportamiento del material a partir de datos experimentales obtenidos de la literatura (B. Hernández-Gascón et al. [2011]).
- ❖ Simulación computacional por elementos finitos del modelo abdominal utilizando los valores del ajuste numérico de la curva experimental y obtención de los desplazamientos numéricos. Comparativa de los desplazamientos experimentales y numéricos para la obtención del error.
- ❖ Implementación del método de análisis inverso para la obtención de la combinación óptima de parámetros que definen la ecuación de comportamiento del material del modelo abdominal, minimizando el error entre los desplazamientos numéricos y los experimentales.

1.3. Contenido del proyecto

El presente proyecto está organizado en un total de seis Capítulos y tres Apéndices, cuyo contenido se resume a continuación:

En el **Capítulo 2** se expone el método experimental seguido para la obtención de la reconstrucción 3D del modelo abdominal a partir de las imágenes de scanner. Además se presenta el cálculo de los desplazamientos experimentales que experimenta la pared abdominal al aplicar una fuerza mediante un dinamómetro para distintos casos de carga.

En el **Capítulo 3** se describe el modelo de elementos finitos del abdomen, obtenido mediante el mallado de la geometría abdominal reconstruida en 3D. Además, se define el modelo constitutivo que caracteriza el material, así como las condiciones de contorno y los casos de carga aplicados.

El **Capítulo 4** describe la aplicación de la primera metodología seguida para realizar la caracterización del material. Así, el Capítulo recoge el ajuste numérico de datos experimentales obtenidos a partir de datos de la literatura. Se presenta también la simulación numérica, mediante el M.E.F., del modelo del abdomen, para la obtención de los desplazamientos numéricos en los distintos casos de carga. Finalmente, se expone una comparativa entre los resultados experimentales de desplazamientos obtenidos en el Capítulo 2 y los resultados numéricos.

El **Capítulo 5** presenta la nueva metodología establecida para llevar a cabo la caracterización del comportamiento del tejido abdominal, mediante la aplicación del método de análisis inverso. Se realiza una comparativa entre los desplazamientos experimentales y los numéricos, para obtener la combinación de parámetros óptimos que definen el material. Además, se analizan las mejoras de esta nueva metodología con respecto a la presentada en el Capítulo 4.

Finalmente, el **Capítulo 6** está constituido por las conclusiones que se pueden extraer del estudio experimental, así como de la aplicación de los dos métodos y la comparativa entre los resultados ofrecidos por ambos métodos. Además, se presentan las posibles líneas futuras y mejoras de este proyecto.

Forman asimismo parte de este proyecto tres Apéndices destinados a facilitar la comprensión de los conceptos, aproximaciones o datos utilizados a lo largo de la realización de este estudio. El Apéndice A recoge los conceptos más importantes sobre la estructura anatómica de la cavidad abdominal. El Apéndice B es una breve introducción a la biomecánica y a las principales propiedades mecánicas de los diferentes materiales constituyentes del cuerpo humano. Además, contiene la

formulación básica utilizada en la definición del modelo hiperelástico isótropo cuasi-incompresible empleado en este proyecto para la caracterización de la respuesta pasiva de la pared abdominal. Por último, el Apéndice C constituye una pequeña introducción a los medios utilizados para la realización del estudio experimental del proyecto, es decir, el scanner y el software comercial Rapidform®.

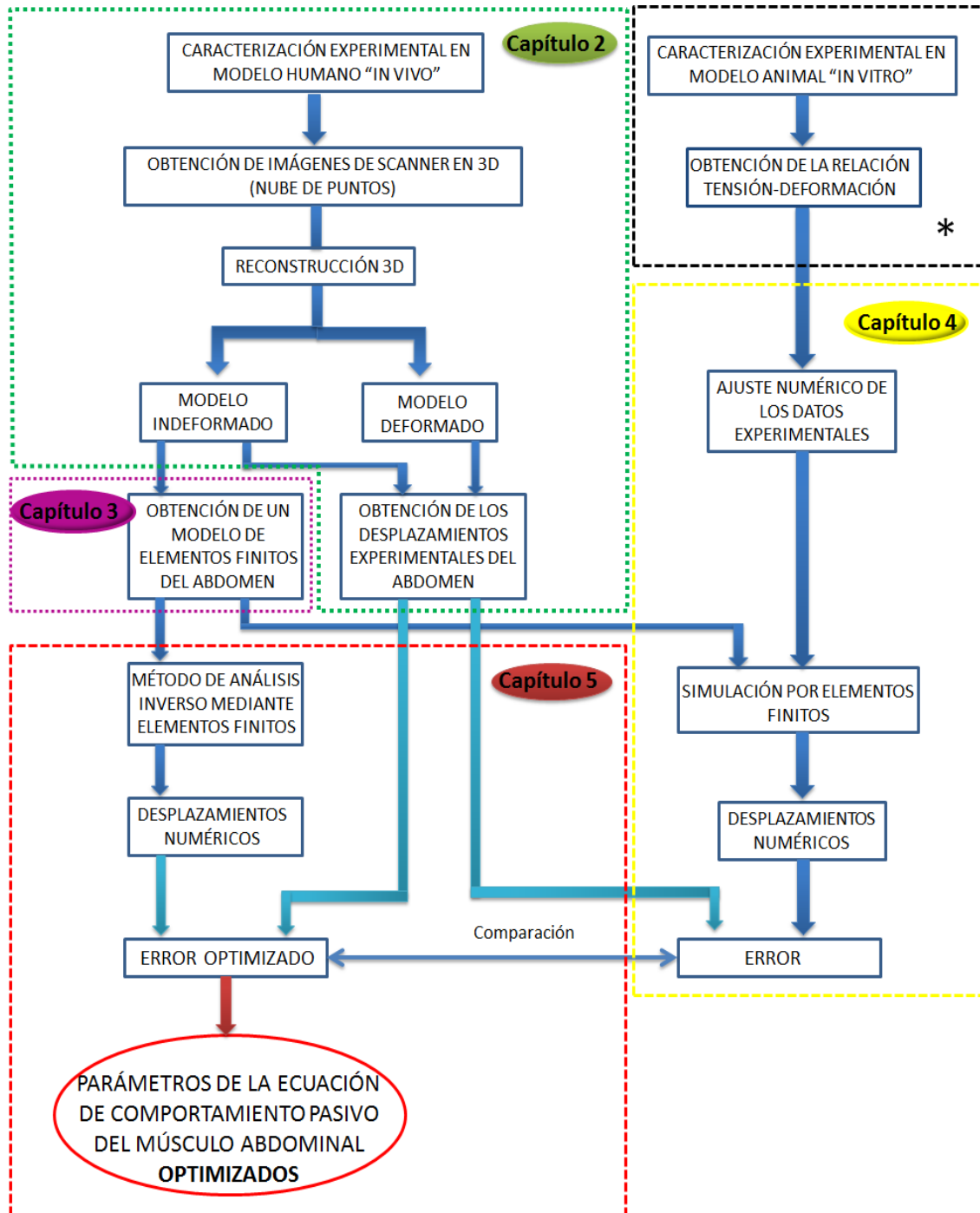


Figura 1.2. Esquema explicativo del procedimiento realizado

*Datos obtenidos de la literatura (B. Hernández-Gascón et al., [2011])

Capítulo 2

Estudio experimental

El estudio experimental se subdivide en tres partes: por un lado, la obtención de datos mediante la toma de imágenes sobre un modelo de experimentación humano “in vivo”, a continuación, la reconstrucción 3D de los modelos deformado e indeformado a partir de las imágenes obtenidas y, por último, el cálculo de los desplazamientos experimentales.

2.1. Materiales y métodos

Materiales

Los datos experimentales se obtienen a partir de un sujeto de raza caucásica, varón, 23 años de edad, de altura 177 centímetros y peso 70 kilogramos. El sujeto mantiene una buena forma física y tiene unos hábitos de alimentación saludables y equilibrados. No existen incidencias en el modelo humano de afecciones previas en la zona abdominal.

Metodología

La obtención de las imágenes del modelo humano se ha realizado con el scanner 3D Konica Minolta non-contact 3D digitizer VI-700 (100-240 V~, 50-60 Hz, 0.4 A) (Apéndice C).

El primer paso de la metodología consiste en el marcado del abdomen del sujeto. Se marcan con cruces los puntos anatómicos representativos del abdomen.

Estos puntos se utilizan posteriormente como puntos de referencia para cualquier sistema de coordenadas y como puntos de guía para el acoplamiento de un modelo del esqueleto escalado. Los puntos anatómicos seleccionados son: la apófisis xifoides del esternón, las crestas ilíacas de la cadera y la línea de definición de la última costilla (Figura 2.1). Como puntos de orientación naturales se tienen: el ombligo en la parte anterior y la curvatura de la columna en la parte posterior.

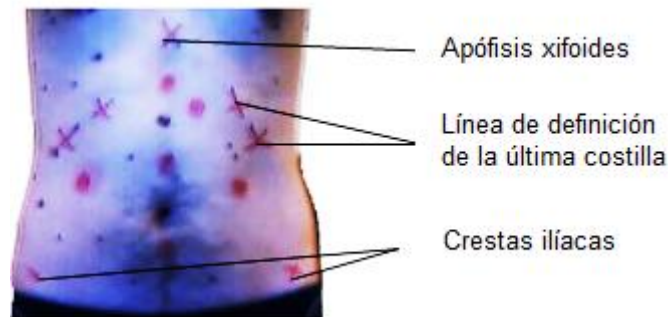


Figura 2.1. Abdomen preparado para la toma de imágenes.
Se indican los puntos anatómicos representativos

A continuación se marcan, esta vez con puntos (Figura 2.3), los lugares en los que van a ser ejercidos las fuerzas para la deformación del abdomen. De esta forma, las coordenadas de cada punto de aplicación de fuerza pueden ser extraídas y extrapoladas para cualquier sistema de coordenadas.

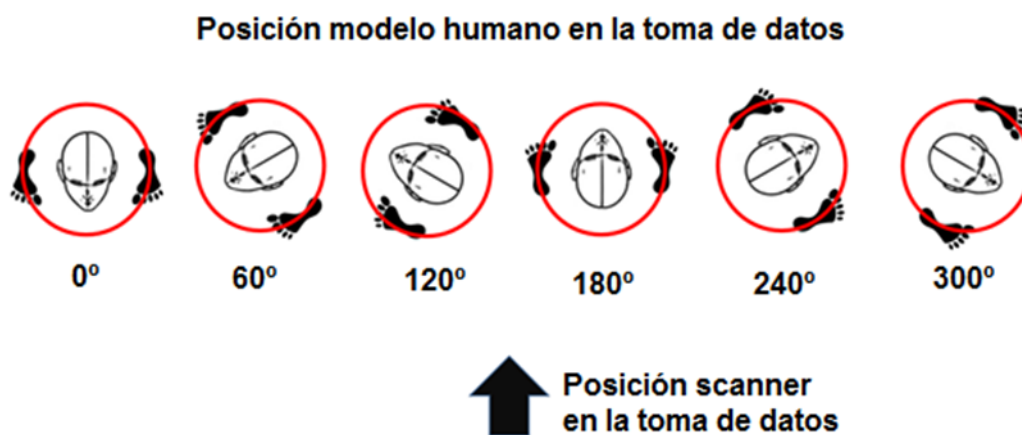


Figura 2.2. Posición relativa scanner-modelo humano en la toma de datos del abdomen indeformado

El segundo paso es la correcta colocación del sujeto en diferentes posiciones, desde cada una de las cuales se toman imágenes del abdomen indeformado. Se obtienen un total de seis imágenes de scanner que darán lugar a la reconstrucción completa en 3D. Para ello, el sujeto rota sobre sí mismo, girando cada vez un ángulo de 60° (Figura 2.2). La posición del sujeto durante el ensayo es estática, con los brazos anclados en el cuello para no entorpecer la visión en la imagen captada y siempre en el mismo momento respiratorio de inspiración completa.

El tercer paso consiste en la obtención de imágenes de scanner de la deformada del abdomen del sujeto mientras se está ejerciendo una fuerza en una zona concreta. En particular, la fuerza se aplica en 5 zonas diferentes (Figura 2.3), obteniéndose así cinco configuraciones deformadas sobre las que se realizan las medidas experimentales. La fuerza se ejerce manualmente y de forma perpendicular a través de una superficie de aplicación unida a un dinamómetro, que proporciona la fuerza ejercida. El área de aplicación de la fuerza es una superficie circular de diámetro igual a 8 milímetros.



Figura 2.3. Zonas de aplicación de la fuerza

Para cada zona de aplicación de la fuerza se realizan 6 tomas de imágenes, es decir, se obtienen 6 modelos deformados. Por otra parte, para evitar que el dinamómetro entorpezca la imagen obtenida, para cada una de las imágenes de scanner, se realizan dos capturas de imagen desde posiciones diferentes (Figura 2.4)

La fuerza a aplicar con el dinamómetro es de 10 N. No obstante, la aplicación de dicha fuerza en el laboratorio se realiza de forma manual. Al tomar seis medidas de cada uno de los casos de carga, la fuerza ejercida en cada medida presenta cierta variación. Así, la Tabla 1 recoge las medidas de fuerzas ejercidas en el modelo.

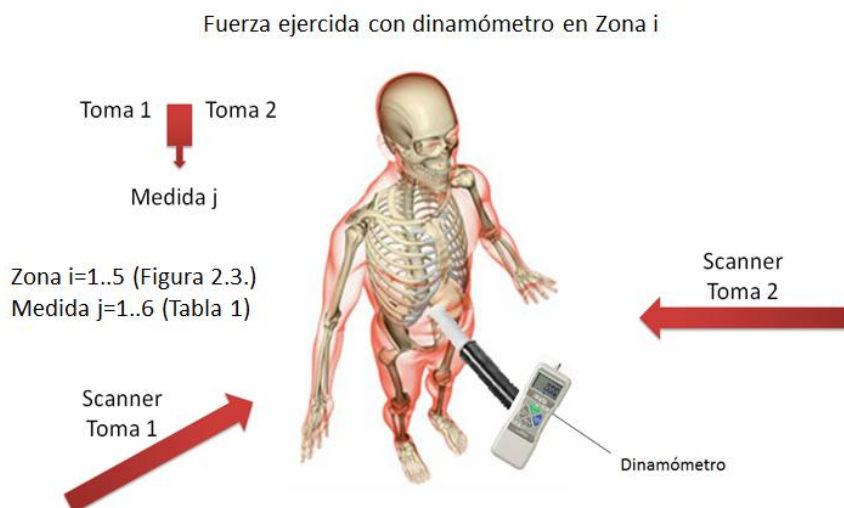


Figura 2.4. Esquema explicativo de la toma de datos del modelo humano mediante el scanner

Zona	Medida 1 (N)	Medida 2 (N)	Medida 3 (N)	Medida 4 (N)	Medida 5 (N)	Medida 6 (N)	Media (N)
1	10.8	11.1	10.1	11.2	11.6	10.8	10.93
2	11.6	11.7	10.1	11	10.75	12.4	11.25
3	10.5	10	10.4	11.2	13.5	10.9	11.083
4	11.6	10.9	11	10.6	10.2	11.4	10.916
5	10.2	11.2	10.4	11.4	10.8	10.5	10.75

Tabla 1. Fuerzas ejercidas con el dinamómetro

La Tabla 1 contiene la fuerza ejercida mediante el dinamómetro, medida en unidades del S.I. (Newton), para las seis pruebas diferentes desde dos orientaciones distintas y en las cinco zonas estudiadas (Figura 2.4). Se incluyen también los valores medios de la fuerza ejercida.

2.2. Reconstrucción 3D del modelo indeformado

La reconstrucción 3D del modelo indeformado, a partir de las imágenes de scanner, es el paso previo necesario para la obtención posterior del modelo de elementos finitos (Capítulo 3). En la reconstrucción en 3D del modelo a partir de las imágenes del scanner se ha utilizado el software RapidForm® (Apéndice C).

Desde la importación en RapidForm® de las imágenes de scanner hasta la obtención del modelo indeformado, que puede ser exportado al software de elementos finitos en forma de superficie, se sigue el siguiente procedimiento: En primer lugar, importación en RapidForm® de los ficheros .vvd de cada una de las seis imágenes de scanner obtenidas del modelo en posición indeformada (Figura 2.2, Figura 2.5), obteniéndose una nube de puntos. En segundo lugar, alineación de las diferentes imágenes, uniendo los puntos coincidentes de forma que el 3D queda reconstruido (Figura 2.6). En tercer lugar, unión de las seis partes para evitar la duplicidad de elementos en el tratamiento posterior del modelo. En cuarto lugar, se realiza un suavizado del modelo en Rhinoceros®, de forma que queda libre de flecos o condiciones geométricas que puedan presentar un problema en el estudio de elementos finitos posterior (Figura 2.7) En quinto lugar, se realiza una optimización del modelo en RapidForm® para su posterior utilización en otras aplicaciones CAE. Finalmente, se exporta la superficie final en formato .igs al software de elementos finitos utilizado (Figura 2.8).

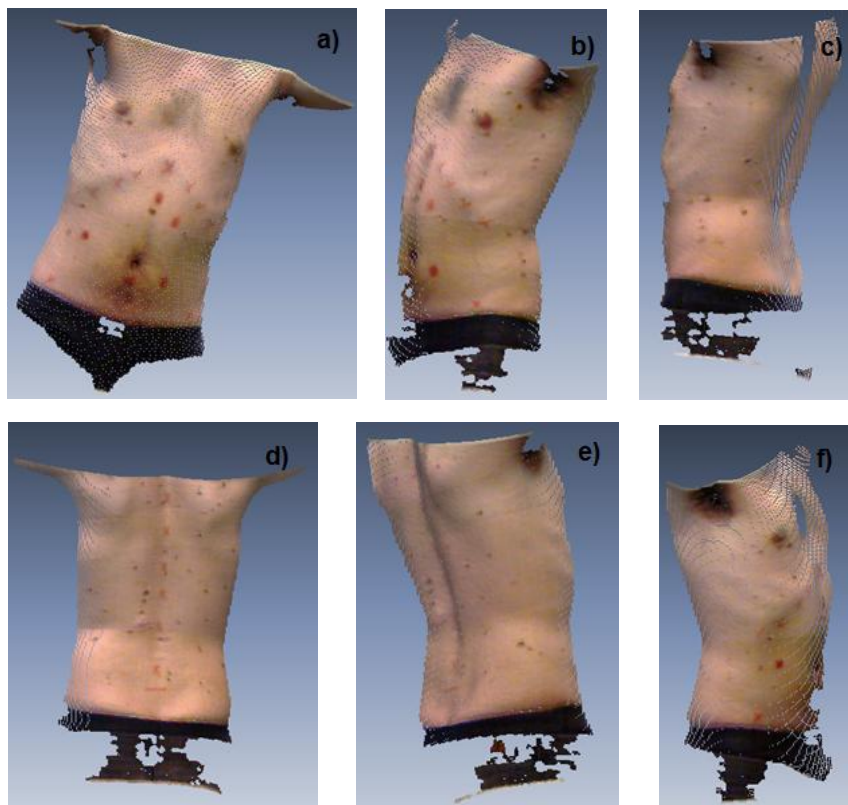


Figura 2.5. Imágenes scanner: a) 0°, b) 60°, c) 120°, d) 180°, e) 240° y f) 300°



Figura 2.6. Reconstrucción inicial 3D de la indeformada a partir de imágenes de scanner

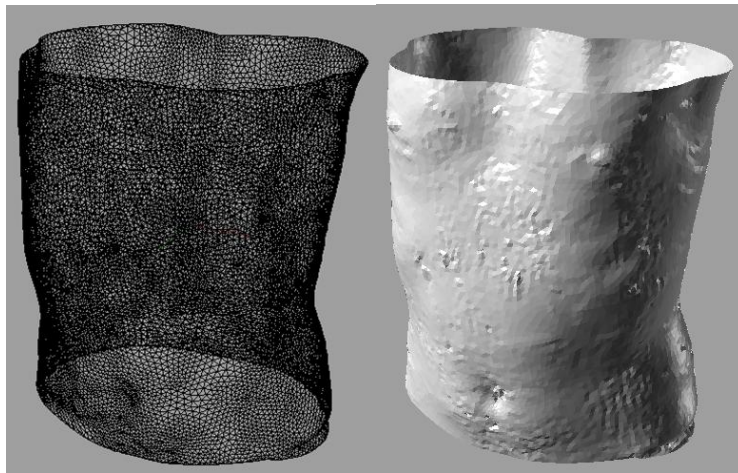


Figura 2.7. Tratamiento del modelo en Rhinoceros

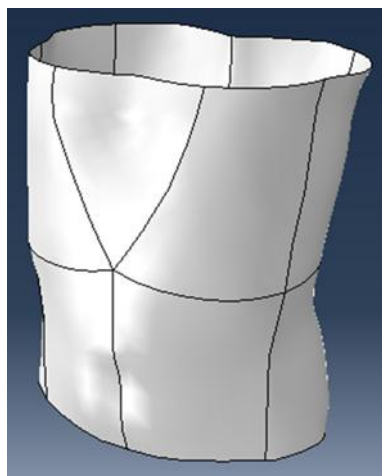


Figura 2.8. Superficie .igs importada en Abaqus

2.3. Resultados: desplazamientos experimentales

Para la obtención de los desplazamientos experimentales se superpone la reconstrucción 3D del modelo indeformado (Apartado 2.2) con cada una de las reconstrucciones 3D del modelo deformado. Este proceso se repite para cada uno de los casos de carga (Figura 2.3). A su vez, puesto que para cada caso de carga se han hecho seis tomas de imágenes, el proceso se repite seis veces para cada caso de carga.

Para cada uno de los modelos deformados obtenidos se considera el punto de la nube de puntos que tiene mayor desplazamiento y se toman los desplazamientos en cada eje y el desplazamiento magnitud (Tabla 2), los cuales están relacionados entre sí de la siguiente manera:

$$U_{\text{magnitud}} = \sqrt{U_x^2 + U_y^2 + U_z^2}$$

Medida (mm)		Zona 1	Zona 2	Zona 3	Zona 4	Zona5
1	U_x	7.3614	2.1320	6.4337	6.9127	0.2303
	U_y	0.8964	1.3128	0.7149	0.2722	1.2430
	U_z	17.5174	23.5515	20.2962	14.4303	17.6124
	U_{magnitud}	19.0225	23.6842	21.3036	16.0029	17.6577
2	U_x	10.4184	1.0125	6.2605	11.2114	0.6254
	U_y	0.5362	0.1655	1.4934	1.4870	0.2061
	U_z	23.3415	22.0269	24.4967	15.1034	21.1568
	U_{magnitud}	25.5666	22.0507	25.3281	18.8685	21.1670
3	U_x	9.6133	1.1504	5.0942	11.4225	1.0145
	U_y	1.1392	0.8172	0.3763	0.7549	0.0375
	U_z	21.3048	25.8731	24.4287	14.7689	21.8375
	U_{magnitud}	23.4011	25.9115	24.9570	18.6860	21.8611
4	U_x	9.4898	1.5046	7.3599	12.5337	0.9254
	U_y	0.4259	0.9799	0.7336	1.0882	0.1291
	U_z	22.1625	23.1521	22.2667	12.546	20.8607
	U_{magnitud}	24.1125	23.2215	23.4631	17.7674	20.8816
5	U_x	10.5144	0.8281	8.7324	9.9816	0.5130
	U_y	0.0701	1.9260	0.5816	4.9782	2.3279
	U_z	23.4244	19.4875	20.8166	14.0114	18.8880
	U_{magnitud}	25.6761	19.5999	22.5843	17.2599	19.0378
6	U_x	9.7584	0.5361	8.2099	10.1216	1.9020
	U_y	0.7135	0.2127	0.7932	7.3984	0.9727
	U_z	18.3465	17.3973	19.8426	14.5581	18.0877
	U_{magnitud}	21.0237	17.4069	21.4427	17.7860	18.2135

Tabla 2. Desplazamientos experimentales (5 zonas y 6 medidas por zona)

La Tabla 3, que aúna la información expuesta en la Tabla 1 y en la Tabla 2, representa el resumen de todo el proceso de anotación y extracción de los datos experimentales. La segunda columna recoge las fuerzas medias ejercidas en cada zona medidas con el dinamómetro. Las cuatro columnas siguientes son una media de los máximos desplazamientos en cada zona de aplicación de la fuerza, en cada uno de los ejes de coordenadas y en magnitud.

Zona	Fuerza media ejercida (N)	Desplazamiento experimental medio (mm)			
		Ux	Uy	Uz	Umagnitud
1	10.93	9.5259	0.6302	21.0162	23.1337
2	11.25	1.1939	0.9023	21.9147	21.9791
3	11.083	7.0151	0.7822	22.1925	23.1798
4	10.916	10.3639	2.6631	14.2363	17.7285
5	10.75	0.8684	0.8194	19.7405	19.9117

Tabla 3. Tabla resumen de las fuerzas y desplazamientos medios experimentales para cada zona de aplicación de fuerzas

Capítulo 3

Modelo de elementos finitos

Se obtiene un modelo 3D de elementos finitos del abdomen humano en la configuración indeformada utilizando el software Abaqus®, a partir de la superficie .igs obtenida previamente con el software RapidForm® (Capítulo 2, Apéndice C). Además, se definen las condiciones de contorno, las cargas que se han ejercido en el estudio experimental y las propiedades mecánicas del material, en este caso, el músculo abdominal.

3.1. Modelo geométrico del abdomen

La pared abdominal humana está formada por cuatro músculos: recto, oblicuo externo o mayor, oblicuo interno o menor y transversal (Apéndice A). A pesar de que son músculos independientes, Hernández et al., [2010], comprobó que las propiedades mecánicas que reproducen la respuesta pasiva de la pared abdominal estudiando todas las capas conjuntamente (composite) son equivalentes a las propiedades mecánicas de la pared obtenidas considerando las capas musculares independientemente. Por este motivo, en el presente proyecto, se van a considerar las diferentes capas de músculo como un composite.

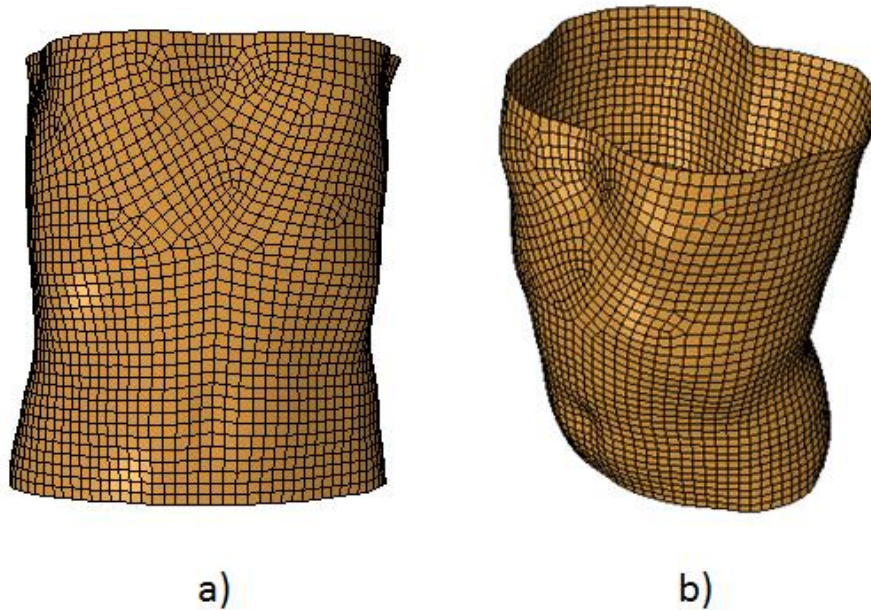


Figura 3.1. Malla de elementos finitos obtenida. a) Vista frontal;
b) Vista en perspectiva

El mallado se ha realizado en Abaqus®. Se han utilizado dos tipos de elementos en el mallado del modelo: elementos placa lineales cuadriláteros con integración reducida y elementos placa lineales triangulares con integración reducida en las zonas que presentan mayor complejidad geométrica (Figura 3.2). Concretamente, el modelo de elementos finitos presentado en la Figura 3.1 está compuesto de un total de 3663 nodos y 3575 elementos, de los cuales 7 son elementos lineales triangulares, mientras que los 3568 restantes corresponden a los elementos lineales cuadriláteros.

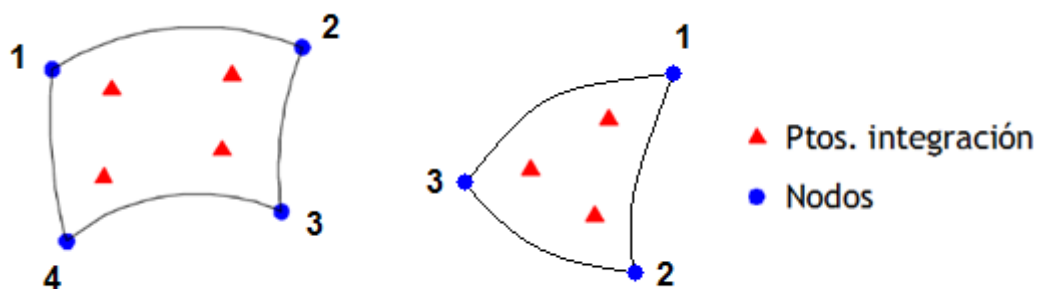


Figura 3.2. Elementos finitos de tipo capa cuadriláteros y triangulares

De acuerdo con la literatura, los valores de espesor de las diferentes capas del composite muscular son (Norasteh et al., [2005], Lancerotto et al., [2011]):

	Media \pm SD (mm)
OE	5.38 \pm 1.64
OI	9.35 \pm 3.42
TA	4.36 \pm 1.03
RA	10.8 \pm 2.18

Tabla 4. Media (\pm SD) del espesor de los diferentes músculos abdominales en sujetos asintomáticos. OE, oblicuo externo; OI, oblicuo interno; TA, transverso abdominal; RA, recto abdominal

Para el cálculo del espesor del composite, considerando la complexión muscular del sujeto sometido al estudio experimental, se han tomado los espesores medios más la desviación típica de los músculos oblicuo externo e interno y del transverso.

$$e_{\text{composite muscular}} = e_{\text{EO}} + e_{\text{IO}} + e_{\text{TA}} = (5.38+1.64) + (9.35+3.42) + (4.36+1.03) = 25.18 \text{ mm}$$

Por otra parte, este valor de espesor se ve incrementado, ya que se considera un engrosamiento debido a la existencia de tres capas de tejido subcutáneo de la pared abdominal bajo la epidermis (Lancerotto et al. [2011]). Dichas capas son conocidas como: capa adiposa superficial (SAT), capa membranosa (ML) y capa adiposa profunda (DAT). De esta forma, para sujetos pertenecientes al grupo de peso considerado normal, se tiene:

$$e_{\text{tejido subcutáneo}} = e_{\text{ML}} + e_{\text{SAT}} + e_{\text{DAT}} = 2.31 \text{ mm} + 3.66 \text{ mm} + 3.14 \text{ mm} = 9.11 \text{ mm}$$

Por tanto, el espesor utilizado para la shell en el presente modelo es:

$$e_{\text{modelo}} = e_{\text{composite muscular}} + e_{\text{tejido subcutáneo}} = 34.29 \text{ mm} \simeq 35 \text{ mm}$$

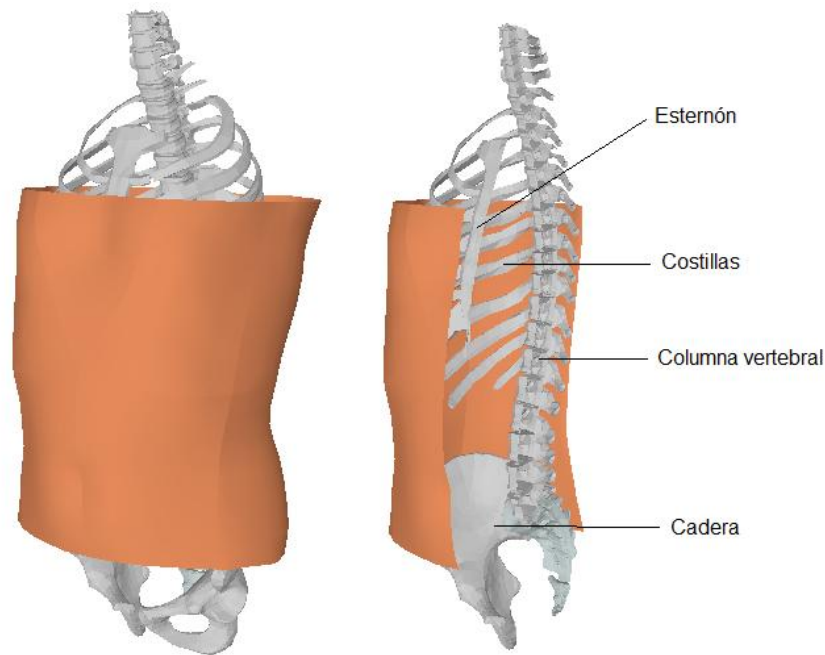


Figura 3.3. Acoplamiento abdomen-esqueleto para la posterior determinación de las condiciones de contorno

3.2. Modelo constitutivo

Los tejidos biológicos blandos suelen presentar una serie de características mecánicas comunes (Apéndice B), como son: comportamiento no lineal en grandes deformaciones, ya que se producen grandes desplazamientos para bajos niveles de carga; incompresibilidad, debido al alto contenido de agua (más del 70%); anisotropía, provocada por la orientación de las fibras de colágeno y musculares y presencia de tensiones residuales, las cuales se revelan al realizar un corte sobre un tejido libre de cargas externas. Por tanto, para caracterizar el comportamiento de la respuesta pasiva del músculo abdominal, se utiliza un modelo constitutivo planteado en el marco de la mecánica de medios continuos no lineales en grandes deformaciones. Sin embargo, en este proyecto y como una primera aproximación para la simulación computacional del abdomen, no se tienen en cuenta la anisotropía ni las tensiones residuales.

Por tanto, para la caracterización numérica de la respuesta pasiva del músculo abdominal, se ha utilizado un modelo hiperelástico para un material isótropo cuasi-incompresible.

En la caracterización de un proceso isoterma en materiales reversibles sin disipación de energía, se postula normalmente la existencia de una única representación de la función densidad de energía de deformación (FDE), ψ ,

(Apéndice B). En este caso, dicha función se expresa de forma desacoplada como suma de la energía volumétrica (ψ_{vol}) y la energía desviadora (ψ_{dev}), para evitar, de esta forma, los problemas de incompresibilidad (Spencer, [1954]). Al mismo tiempo, la energía de deformación desviadora se puede expresar como la suma de la energía isótropa (ψ_{iso}) y la anisótropa (ψ_{ani}). Puesto que en este proyecto no se considera la anisotropía, el término correspondiente a la energía anisótropa se desprecia. De la siguiente forma:

$$\psi(C) = \psi_{vol}(J) + \psi_{dev}(C) = \psi_{vol}(J) + \psi_{iso}(C)$$

Siendo C el tensor de Cauchy-Green por la derecha $C=F^T F$, con F el gradiente de deformación. A su vez, la función densidad de energía de deformación se puede expresar en función de los invariantes de C , dados por:

$$I_1 = \text{tr}(C)$$

$$I_2 = \frac{1}{2}((\text{tr}C)^2 - \text{tr}C^2)$$

$$I_3 = \det C = J^2$$

Con lo que resulta:

$$\psi(C) = \psi_{vol}(J) + \psi_{iso}(C) = \psi_{vol} + \psi_{iso}(I_1, I_2, I_3)$$

A partir de la desigualdad de Clausius-Plank se obtiene el segundo tensor de tensiones de Piola-Kirchhoff (P-K) como:

$$S = 2 \frac{\partial \psi(C)}{\partial C} = S_{vol} + S_{iso}$$

de dónde se extrae que el segundo tensor de tensiones de P-K (S) se compone de dos contribuciones; S_{vol} y S_{iso} .

La función densidad de energía de deformación utilizada para caracterizar la respuesta del músculo abdominal es la de Yeoh (Yeoh, O. H., [1993]), definida por la expresión:

$$\psi = \psi_{iso} = C_{10}(I_1 - 3) + C_{20}(I_1 - 3)^2 + C_{30}(I_1 - 3)^3$$

dónde C_{10} , C_{20} y C_{30} son parámetros de tensión.

3.3. Condiciones de contorno

Las condiciones de contorno en el tronco abdominal vienen impuestas por las zonas de inserción de los músculos en las estructuras óseas: cadera, columna y pelvis (Apéndice A). Se definen cuatro grupos de nodos, correspondientes a las zonas de inserción de los músculos previamente indicados, a los cuales se les impide el movimiento mediante su empotramiento. Dichas zonas de anclaje se corresponden con: 1) la columna vertebral, 2) y 3) la cintura pélvica y unión entre las crestas ilíacas en la zona anterior y 4) la parte antero-lateral de la caja torácica (costillas y esternón) (Figura 3.4). En la Figura 3.3 se observa el conjunto abdomen-esqueleto, donde la posición de este último determina la situación de los grupos usados para la definición de las condiciones de contorno.

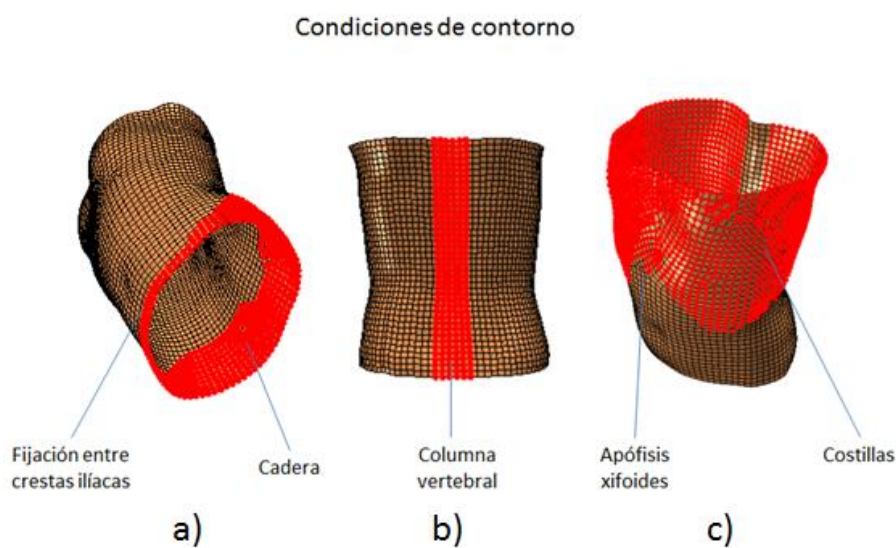


Figura 3.4. Grupos de nodos definitorios de las condiciones de contorno.

a) Cadera; b) Columna; c) Costillas

3.4. Cargas

Se consideran los mismos casos de cargas impuestos sobre el sujeto en el ensayo experimental en el laboratorio. Como se recoge en el Capítulo 2, la carga en el ensayo se ha aplicado como una fuerza distribuida sobre una superficie circular de 8 milímetros de diámetro. En la simulación numérica, la carga se ha aplicado como una fuerza puntual aplicada sobre los cuatro nodos que definen un elemento (Tabla 5; Figura 3.5). La siguiente tabla recoge las magnitudes de las fuerzas aplicadas para cada caso de cargas.

Zona	Fuerza por nodo (N)
1	2.73250
2	2.81250
3	2.77075
4	2.72900
5	2.68750

Tabla 5. Fuerzas nodales aplicadas para cada caso de cargas

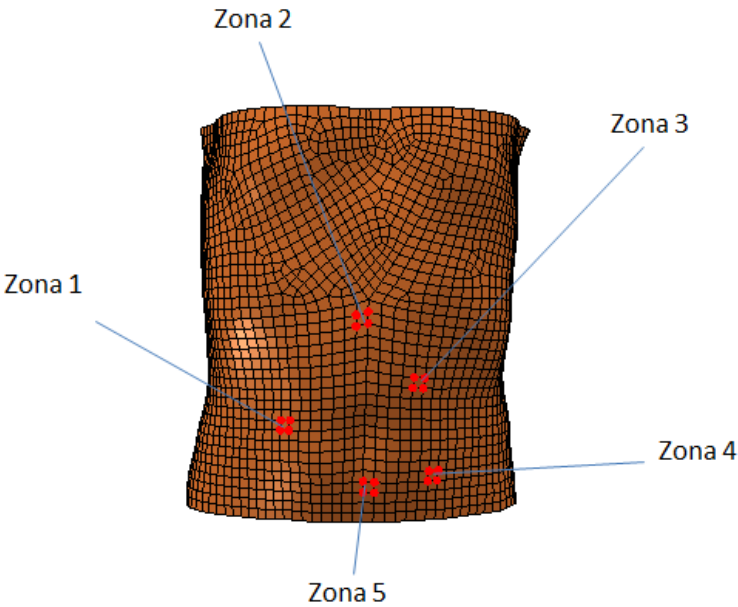


Figura 3.5. Grupos de nodos de aplicación de fuerzas en cada zona

El modelo de elementos finitos presentado en este Capítulo constituye la base para la simulación computacional y obtención de los desplazamientos numéricos en cada uno de los dos métodos expuestos en los Capítulos 4 y 5.

Capítulo 4

Simulación computacional

En el presente Capítulo se presenta el primero de los métodos utilizados en la obtención de las propiedades que definen la respuesta mecánica pasiva del tejido abdominal. Esta metodología se basa en el ajuste numérico de los datos experimentales obtenidos a partir de ensayos uniaxiales realizados sobre un modelo de experimentación animal. Con las propiedades obtenidas mediante dicho ajuste, se lleva a cabo la simulación computacional del abdomen humano y se realiza el análisis comparativo entre los resultados numéricos y los experimentales (Capítulo 2).

4.1. Propiedades del material

Para la obtención de los parámetros C_{10} , C_{20} y C_{30} de la ecuación de Yeoh se ha hecho un ajuste numérico sobre una curva experimental. Para ello, se han tomado los datos recabados por Hernandez et al., [2011]. Hernandez et al. caracterizó la respuesta mecánica de los músculos abdominales sobre un modelo experimental animal, (conejo blanco de Nueva Zelanda), mediante ensayos uniaxiales realizados en probetas en posición transversal y longitudinal respecto de la línea alba (Figura 4.1) . Concretamente, el ajuste numérico se lleva a cabo sobre la curva experimental ofrecida por el conjunto muscular OE-OI, utilizando el ensayo con la probeta en la dirección transversal (B.Hernández et al., [2011]).

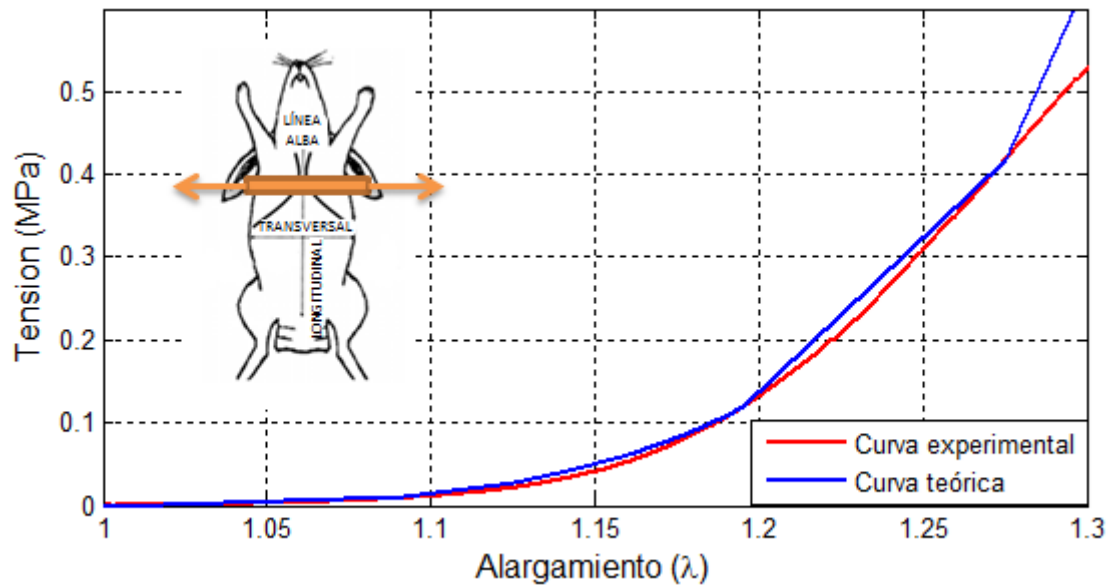


Figura 4.1. Ajuste numérico de la curva experimental. Definición de las direcciones longitudinal y transversal en el conejo (B. Hernández et al. [2011])

El ajuste numérico de la curva experimental se ha realizado con el software Abaqus®, el cual realiza un ajuste por mínimos cuadrados (Figura 4.1). El ajuste se ha realizado hasta el límite de rotura del tejido abdominal ensayado, es decir, hasta un alargamiento correspondiente a $\lambda = 1 + \frac{\Delta l}{l_0} = 1.31$. Con Δl (mm) la elongación en milímetros en la dirección de aplicación de la fuerza y l_0 la longitud inicial de la probeta en dicha dirección.

Como puede observarse en la Figura 4.1, la curva experimental obtenida de los ensayos en laboratorio y la obtenida mediante el ajuste por mínimos cuadrados son prácticamente coincidentes. Es decir, el ajuste numérico en el modelo de la probeta para el ensayo uniaxial es muy bueno.

Los valores de los parámetros obtenidos mediante el ajuste numérico de la curva del material utilizando el modelo hiperelástico isótropo de Yeoh se recogen en la Tabla 6:

C_{10}	C_{20}	C_{30}
0.002	0.31601	1.01704

Tabla 6. Constantes material Yeoh

4.2. Resultados

4.2.1. Desplazamientos numéricos

La fuerza aplicada en los nodos del modelo abdominal produce unos desplazamientos y, consecuentemente, unas deformaciones del modelo. La Figura 4.2 representa los resultados de desplazamientos en milímetros para cada caso de carga (Figura 2.3).

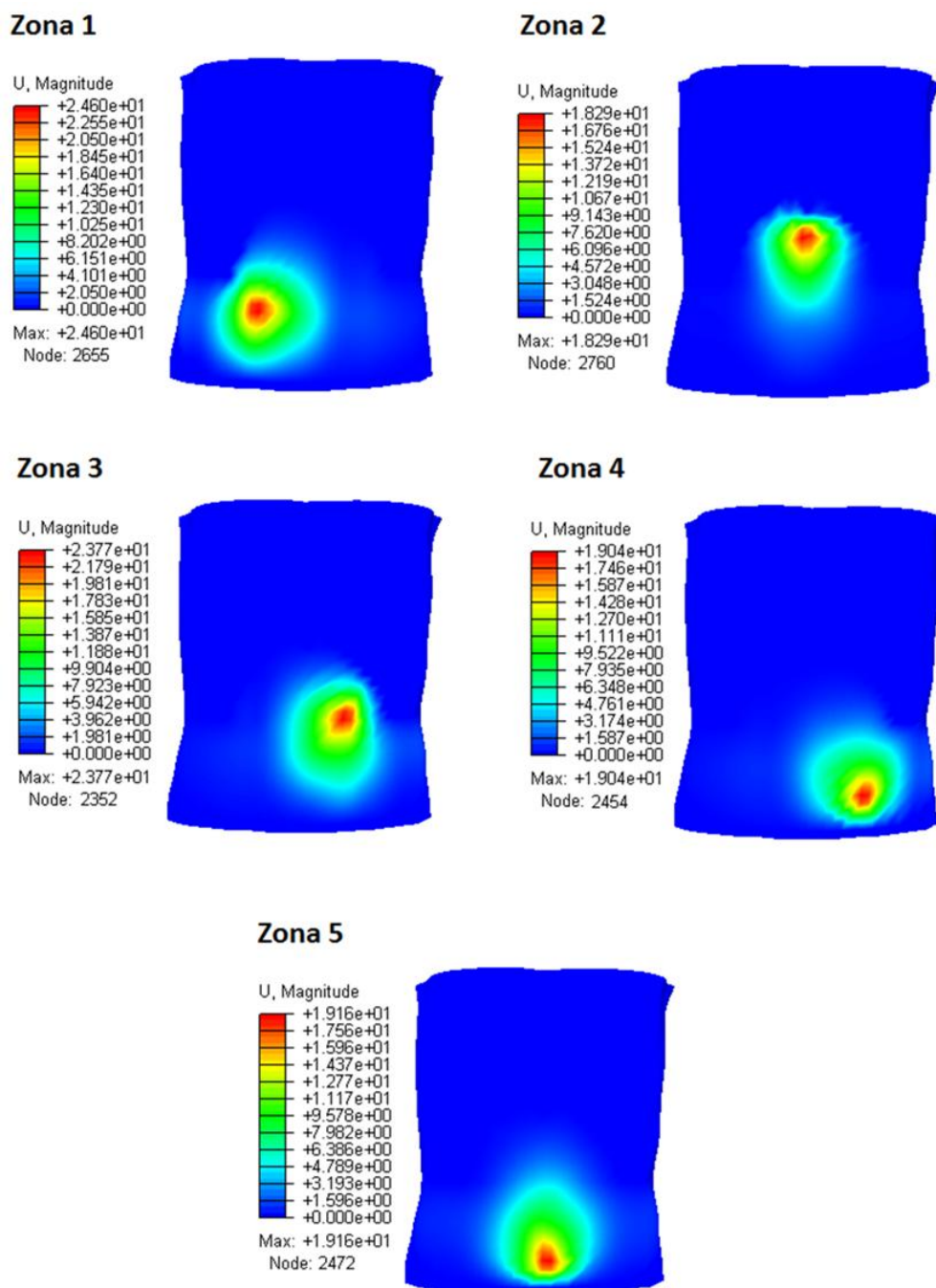


Figura 4.2. Desplazamientos numéricos (mm) en cada zona de aplicación de carga

Se observa en las Zonas 2, 4 y 5, las más cercanas a las condiciones de contorno, un gradiente de U menos progresivo que en las Zonas 1 y 3, ya que se trata de zonas con el desplazamiento más restringido, debido a las condiciones de contorno.

Así mismo, estudiando la deformación máxima en cada zona se comprueba en qué rango de deformaciones trabaja el abdomen para los cinco casos de carga estudiados. Concretamente, el rango de la respuesta tensión-alargamiento que interesa es aquel con $\lambda \in [1.0774 - 1.0892]$.

A continuación, la Tabla 7 recoge los resultados finales de desplazamientos en magnitud, en el nodo de máximo desplazamiento en cada una de las zonas de aplicación de la carga:

Zona	Desplazamientos numéricos máximos (mm)			
	U_x	U_y	U_z	U_{magnitud}
1	7.278	3.392	23.2600	24.6000
2	0.1679	3.1040	18.0200	18.2900
3	5.6010	4.8670	22.5800	23.7700
4	6.9170	0.7824	17.7300	19.0400
5	0.5777	0.9010	13.6500	19.1600

Tabla 7. Desplazamientos, en el nodo de máximo desplazamiento, en valor absoluto (mm) para cada zona de aplicación de carga

4.2.2. Análisis comparativo:

Desplazamientos experimentales vs numéricos

La comparación de los resultados experimentales y los numéricos obtenidos con este primer método, permite validar la proximidad de las propiedades atribuidas al material en el modelo numérico con las propiedades mecánicas reales del abdomen. Se han considerado únicamente los puntos de mayor desplazamiento de la nube de puntos del modelo experimental en cada zona de aplicación de carga. Estos puntos coinciden, al extrapolarse al sistema de coordenadas del modelo numérico, con los nodos de mayor desplazamiento de cada caso de aplicación de carga.

La Tabla 8 recoge el error registrado entre los resultados experimentales y numéricos. La primera columna recoge el error entre ambos cálculos, en milímetros, calculado de la siguiente manera:

$$\text{Error} = \sqrt{(U_{x,\text{exp}} - U_{x,\text{teórico}})^2 + (U_{y,\text{exp}} - U_{y,\text{teórico}})^2 + (U_{z,\text{exp}} - U_{z,\text{teórico}})^2}$$

La segunda columna recoge el tanto por ciento de error en cada zona considerando este como la relación entre los milímetros de error con respecto al total de los milímetros de desplazamiento magnitud experimentales:

$$\% \text{Error} = \frac{\text{Error}_i}{U_{\text{máx,experimental } i}} \cdot 100$$

con $i \in [1-n^{\circ} \text{ de zonas}]$.

Este cálculo del error permite identificar las zonas de aplicación de fuerzas con menor diferencia entre los resultados numéricos y experimentales y, por consiguiente, identificar las zonas en las que el modelo numérico mejor simula las propiedades del abdomen.

Además, la última fila de la Tabla 8 presenta el error medio de los cinco casos de aplicación de cargas siguiendo la metodología de ajuste numérico utilizada en el presente Capítulo. Este error, en tanto por uno, se calcula como:

$$\text{Error}_{\text{Ajuste Numérico Uniaxial}} = \frac{\sum_{i=1}^{n^{\circ} \text{ de zonas}} \frac{\text{Error}_i}{U_{\text{máx,experimental } i}}}{n^{\circ} \text{ zonas}}$$

De ahora en adelante, para simplificar la notación, el error del método que utiliza el ajuste numérico uniaxial se va a designar como $\text{Error}_{\text{ANU}}$.

Zona	Error (mm)	%Error
1	4.1633	17.9968 %
2	4.5901	20.8800 %
3	4.3310	18.7200 %
4	5.2554	29.6464 %
5	6.0980	30.6250 %
Media	4.8876	23.5736 %

Tabla 8. Comparativa del error entre los resultados numéricos y los experimentales

En la Tabla 8 se observa que los mayores porcentajes de error en el cálculo se presentan en las Zonas 2, 4 y 5. Estas zonas se corresponden con aquellas más próximas a las partes del modelo donde se han impuesto las condiciones de contorno, justificando así los resultados más altos del error. La proximidad de dichas zonas a los nodos de imposición de las condiciones de contorno, que tienen restringidos los 6 grados de libertad, puede alterar los resultados en las zonas cercanas ya que el movimiento está más restringido que en el resto.

Se observan altos errores en la simulación computacional del modelo abdominal utilizando los parámetros del ajuste numérico. Esto evidencia que, pese al buen ajuste numérico obtenido para la curva del ensayo uniaxial (Figura 4.1), cuando se extrapolan los parámetros obtenidos mediante el ajuste por mínimos cuadrados al modelo de simulación 3D del abdomen, el ajuste no reproduce con tanta fidelidad como en el modelo de la probeta el comportamiento mecánico pasivo del abdomen.

Capítulo 5

Método de análisis inverso

Tomando en consideración las limitaciones del método anterior, señaladas en el Capítulo 4, se plantea en el presente Capítulo la implementación de un método alternativo basado en la aplicación del análisis inverso, con el objetivo de encontrar unos parámetros de la ecuación definitoria que disminuyan el error. En este nuevo método los datos experimentales utilizados provienen de técnicas no invasivas de un modelo experimental humano.

5.1. Fundamentos. Aplicación al abdomen humano

En biomecánica, uno de los intereses principales que subyace es la determinación de las propiedades mecánicas atribuibles tanto a los tejidos anatómicos constitutivos de los seres vivos como a los biomateriales utilizados en la fabricación de piezas protésicas.

Para una caracterización satisfactoria de los tejidos y materiales el primer paso es el establecimiento de un modelo de comportamiento, de forma que sus parámetros definitorios puedan ser ajustados a posteriori, y de forma que este ajuste sea fiel al comportamiento mecánico real del material estudiado.

En la primera parte del proyecto, se han utilizado los datos procedentes de ensayos en el laboratorio “in vitro” sobre un modelo de experimentación animal (B. Hernández-Gascón et al., [2011]). Sin embargo, este tipo de ensayo presenta tres

inconvenientes. En primer lugar, el ensayo se ha realizado sobre un modelo de experimentación animal, en segundo lugar se trata de un ensayo invasivo y, en tercer lugar, el tipo de ensayo es uniaxial.

Por tanto, en el presente Capítulo se va a recurrir al análisis inverso para la calibración de dichos parámetros, donde no se tienen ninguno de los tres inconvenientes de la metodología anterior. El método inverso es un método inductivo que basa su desarrollo en la premisa de que nada puede ser reconocido como cierto a menos que pueda ser observado. Para su implementación es necesaria la elaboración de una hipótesis a estudiar, la deducción de las consecuencias de dicha hipótesis y, finalmente, su comprobación mediante la observación. La metodología del análisis inverso puede tener como objetivo la determinación del modelo correcto para la simulación o representación del problema, el establecimiento de unas condiciones de contorno a priori desconocidas o, como en el caso que se presenta a continuación, la estimación de los parámetros utilizados en el cálculo de la ecuación que constituye el sistema y que optimizan el error

En concreto, para reducir el error, dados el resto de parámetros del sistema a calcular (modelo, condiciones de contorno, cargas aplicadas), la opción modificable son los valores de los parámetros que definen la ecuación de comportamiento del material.

Mediante la simulación computacional del modelo para un número determinado de combinaciones aleatorias de dichos parámetros se obtiene el error para cada combinación de parámetros. Una gráfica que enfrente el error (diferencia entre el valor de los desplazamientos obtenidos con la simulación numérica y el valor experimental, en tanto por uno) con la combinación de parámetros para cada caso, permite seleccionar la combinación que minimiza el error.

Las simulaciones para los diversos pares de parámetros aleatorios se han realizado mediante el software Abaqus®, mientras que el tratamiento de los datos las simulaciones y obtención del error máximo se ha llevado a cabo con el software Matlab®.

5.2. Propiedades del material. Análisis de sensibilidad

La FDE que define el comportamiento del material del modelo numérico depende de tres parámetros (C_{10} , C_{20} y C_{30}). Por ser un estudio pionero en este campo y debido a la gran complejidad que supondría estudiar variaciones de tres parámetros, se van a considerar, para la implementación del método inverso, dos de los tres parámetros que intervienen la ecuación de comportamiento. De esta forma, para cada combinación de dos parámetros se obtiene un error, siendo el objetivo encontrar la combinación que minimiza este error.

El parámetro de la función de Yeoh que quedará invariable en la aplicación de la metodología ha de ser aquel que, ante variaciones del mismo, presente una menor influencia en la respuesta de tensión-alargamiento. Para esto, se ha desarrollado un estudio de sensibilidad que permite observar el comportamiento de la curva cuando se varía uno de los tres parámetros, dejando los otros dos invariables. El rango seleccionado para el análisis tiene un valor mínimo del orden del parámetro más pequeño y un valor máximo del orden del más grande ($[0,0001-10]$). La Figura 5.1., grafica el análisis de sensibilidad realizado para los parámetros C_{10} , C_{20} y C_{30} .

Se observa que variaciones en C_{30} implican menores cambios en la curva tensión-alargamiento (Figura 5.1). Además, en el Capítulo 4 se ha comprobado que los rangos de deformación a los que está sometido el abdomen se encuentran en el intervalo de $\lambda \in [1.0774-1.0892]$. Esto quiere decir que, para el estado de carga al que se le ha sometido experimentalmente en este trabajo, el abdomen sufre alargamientos bajos, por debajo de $\lambda = 1.1$, por lo que el rango bajo de la curva es el que interesa en el estudio de sensibilidad (Figura 5.1). Analizando la expresión de la FDE de Yeoh, los términos C_{10} y C_{20} tendrán una mayor influencia en la parte baja de la curva, para bajos niveles de carga, mientras que C_{30} tiene más influencia para altos alargamientos. Por tanto, como el rango que interesa en este estudio es para bajos alargamientos, C_{30} tiene menos influencia en el análisis. Por ello, el parámetro que se deja fijo para la aplicación del método del análisis inverso es el C_{30} .

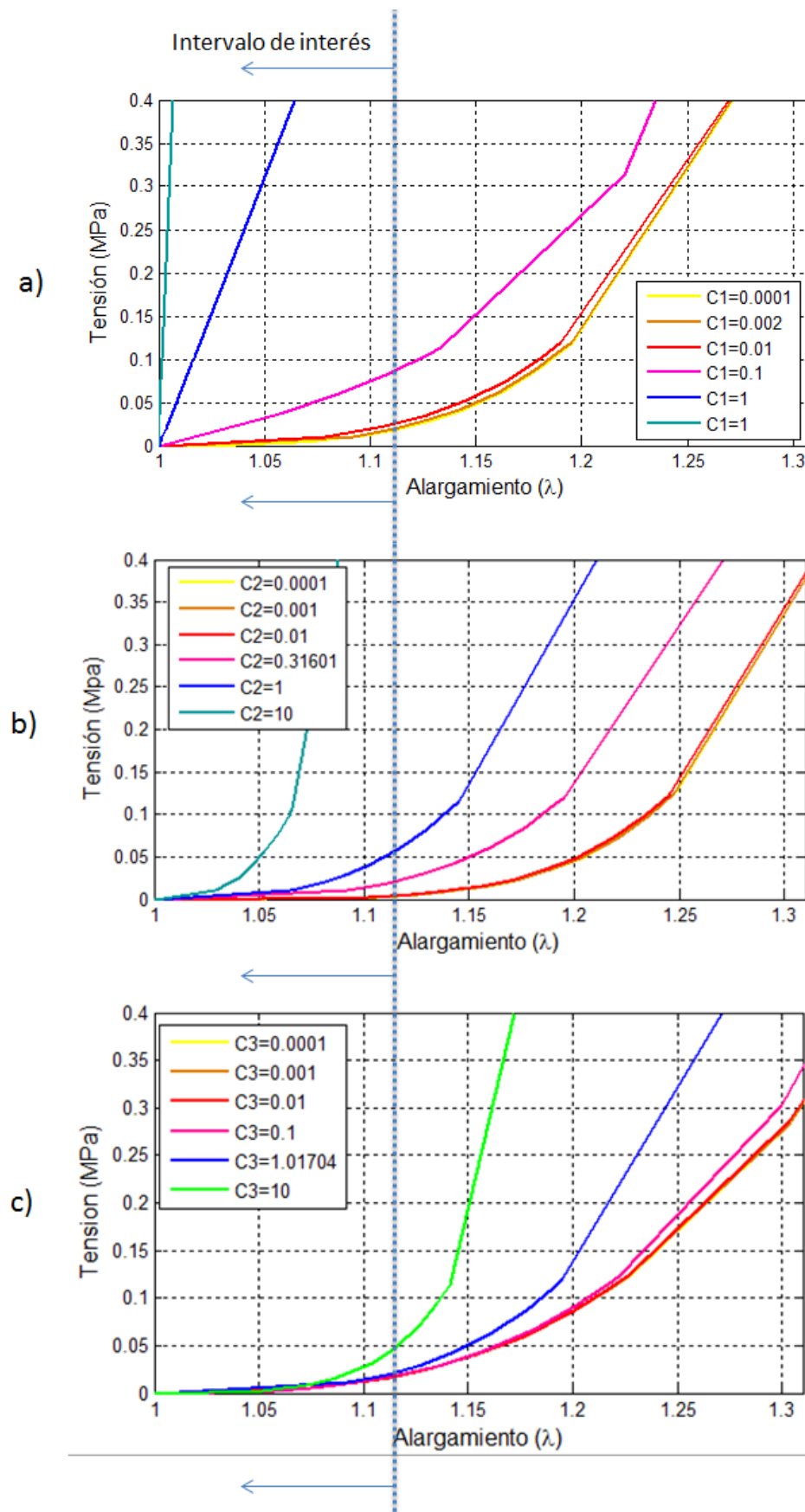


Figura 5.1. Análisis de sensibilidad para variaciones de: a) C_{10} , b) C_{20} y c) C_{30}

Una vez seleccionado el parámetro que queda invariable, en este estudio C_{30} , se realiza una batería de combinaciones aleatorias de los otros dos parámetros (C_{10} y C_{20}), en el rango de estudio seleccionado. Mediante simulación numérica, se obtienen los resultados teóricos en desplazamientos nodales para todas las combinaciones de parámetros aleatorias mediante el software Abaqus®.

5.3. Resultados

5.3.1. Desplazamientos numéricos

En la implementación del método de análisis inverso, para el cálculo del error, no solo se va a tener en cuenta el punto de máximo desplazamiento para cada zona de aplicación de la carga. En el presente procedimiento, para cada caso de carga, se tienen en cuenta una nube de puntos del scanner, de forma que el comportamiento del material quede más estrictamente definido (Figura 5.2).

Los resultados de la simulación numérica se obtienen en los nodos de la malla de elementos finitos. Sin embargo, los desplazamientos experimentales se conocen en los puntos obtenidos a través de las imágenes de scanner. Puesto que los puntos de la nube obtenida con el scanner y los nodos de la malla de elementos finitos no coinciden (Figura 5.2), es necesario identificar los puntos de interés de la nube, necesarios para calcular el error, en la malla de elementos finitos.

En primer lugar, según el sistema de referencia común, las coordenadas del punto y el nodo de mayor desplazamiento en los modelos experimental y numérico, respectivamente, son coincidentes (Figura 5.3). A continuación, para establecer la situación de los restantes puntos de la nube en el modelo de elementos finitos, con respecto a los nodos, se calculan sus coordenadas naturales ξ y η (Figura 5.2).

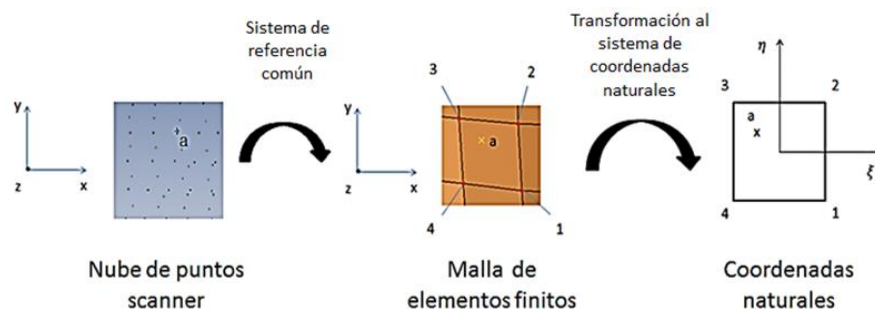


Figura 5.2. Identificación del punto 'a' en el modelo de elementos finitos.

Cambio de coordenadas globales a naturales.

Estas coordenadas naturales se obtienen, conocidas las coordenadas en el plano (x,y) del punto 'a' y de los nodos 1, 2, 3, y 4 de la siguiente forma:

$$x_a = \sum_{i=1}^4 x_i \cdot N_i; \quad y_a = \sum_{i=1}^4 y_i \cdot N_i$$

Siendo N_1 , N_2 , N_3 y N_4 las llamadas funciones de forma lineales, las cuales se definen del siguiente modo:

$$N_1 = \frac{1}{4}(1+\xi)(1-\eta); \quad N_2 = \frac{1}{4}(1+\xi)(1+\eta); \quad N_3 = \frac{1}{4}(1-\xi)(1+\eta); \quad N_4 = \frac{1}{4}(1-\xi)(1-\eta)$$

Para el cálculo de los desplazamientos teóricos en cada punto vuelve a aplicarse el mismo tipo de interpolación. Conocidas las coordenadas naturales y, por tanto, las funciones de forma (N_1 , N_2 , N_3 y N_4), así como los desplazamientos en los nodos (U_1 , U_2 , U_3 y U_4), se tiene el desplazamiento para el punto 'a':

$$U_{a,x} \text{ teórico} = \sum_{i=1}^4 N_{i,x} \cdot U_{i,x}; \quad U_{a,y} \text{ teórico} = \sum_{i=1}^4 N_{i,y} \cdot U_{i,y}; \quad U_{a,z} \text{ teórico} = \sum_{i=1}^4 N_{i,z} \cdot U_{i,z}$$

5.3.2. Análisis comparativo:

Desplazamientos experimentales vs numéricos

El desplazamiento experimental de cada punto en cada eje viene dado por la diferencia entre las coordenadas indeformadas (i) y las deformadas (d):

$$U_{x,\text{experimental}} = x_i - x_d; \quad U_{y,\text{experimental}} = y_i - y_d; \quad U_{z,\text{experimental}} = z_i - z_d,$$

En la nube de puntos, los puntos marrones corresponden al modelo indeformado y los azules al modelo deformado (Figura 5.3).

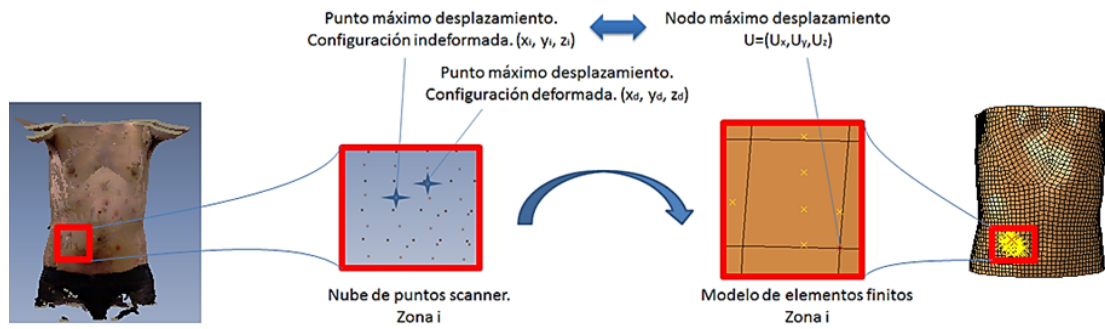


Figura 5.3. Cálculo del error entre desplazamientos experimentales y teóricos

Una vez que se dispone de los desplazamientos teóricos y experimentales en todos los puntos seleccionados de una zona, se calcula el error en milímetros para cada punto de la siguiente manera:

$$\text{Error} = \sqrt{(U_{x,\text{exp}} - U_{x,\text{teórico}})^2 + (U_{y,\text{exp}} - U_{y,\text{teórico}})^2 + (U_{z,\text{exp}} - U_{z,\text{teórico}})^2}$$

Finalmente, se realiza una media del error en cada zona. Considerando que en una Zona i se tienen p puntos, el error normalizado es:

$$\text{Error}_{\text{zona } i} = \frac{\sum_{j=1}^p \text{Error}_j}{p}$$

siendo $i \in [1-n^{\circ} \text{ de zonas}]$, para cada una de las cinco zonas de aplicación de fuerzas.

Así, para cada combinación aleatoria de parámetros calculada se dispone del error en cada zona de estudio. A su vez, se calcula el error medio de la combinación de los cinco casos de carga, en tanto por uno, para cada combinación de parámetros como:

$$\text{Error}_{\text{Método Inverso}} = \frac{\sum_{i=1}^{n^{\circ} \text{ zonas}} \frac{\text{Error}_{\text{zona } i}}{U_{\text{máx,experimental } i}}}{n^{\circ} \text{ zonas}}$$

Estos datos se analizan gráficamente para determinar qué combinación de parámetros optimiza el error obtenido entre los desplazamientos experimentales y numéricos.

A partir de ahora, para simplificación en la notación, se referirá al error obtenido mediante el método de análisis inverso como Error_{MI} .

Se realiza un primer cálculo del error global medio de las cinco zonas con combinaciones aleatorias de los dos parámetros estudiados en un intervalo [0.0001-10]. A continuación se focaliza la selección de las combinaciones de parámetros en un rango más pequeño en el que se han observado mejores resultados del error. Finalmente se realiza una combinación seleccionando por separado el rango de variación de C_{10} y C_{20} . El estudio de diferentes rangos para cada parámetro permite obtener una combinación de parámetros definitorios de la ecuación de comportamiento del modelo que reduce el error con respecto al anterior método (Capítulo 4), también representado en las Figuras 5.4, 5.5 y 5.6.

Rango de variación de los parámetros: [0.0001-10]

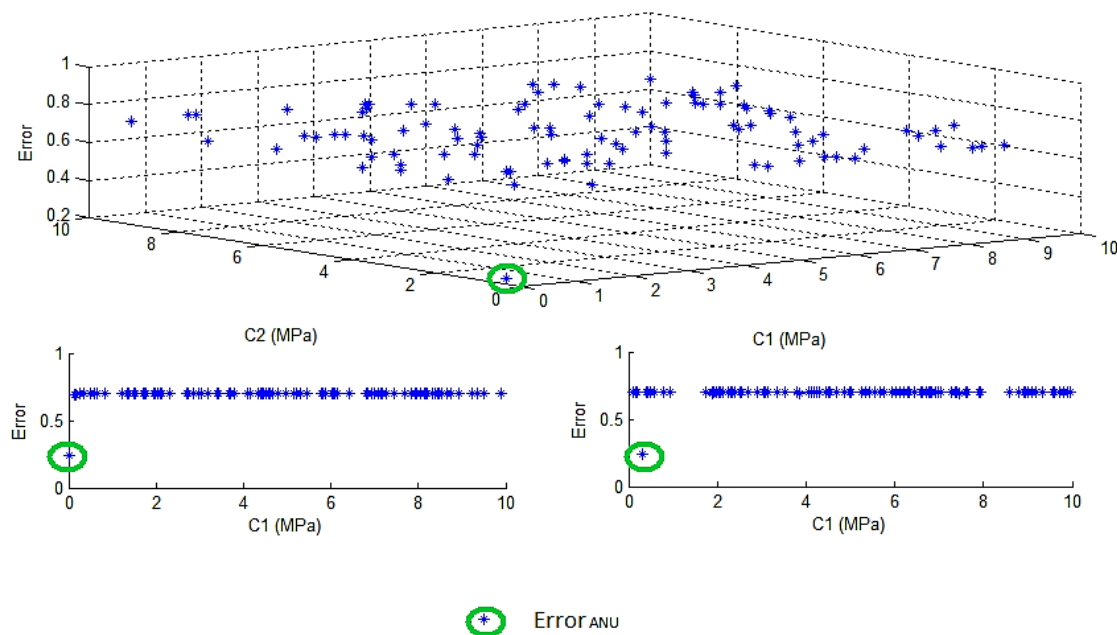


Figura 5.4. Error_{MI} para el primer rango estudiado. Se indica el $\text{Error}_{\text{ANU}}$

Como se puede apreciar en la Figura 5.4, para combinaciones de parámetros en las que uno de ellos o los dos tienen un valor elevado (cercano a 10), el Error_{MI} es muy alto, en torno al 0.7, expresado en tanto por uno, mientras que el Error_{ANU} es del 0.2357.

Rango de variación de los parámetros: [0.0001-0.5]

En la Figura 5.5 se observa que, pese a que el error de los pares de parámetros ensayados disminuye al acotar el rango de estudio, sigue siendo significativamente alto. El Error_{MI} para el par de parámetros de menor error sigue estando un 4.627 % por encima del Error_{ANU} (Capítulo 4). Se continúa acotando los intervalos de estudio, esta vez individualmente, para obtener al menos una combinación de parámetros que disminuya el Error_{MI} con respecto al Error_{ANU}.

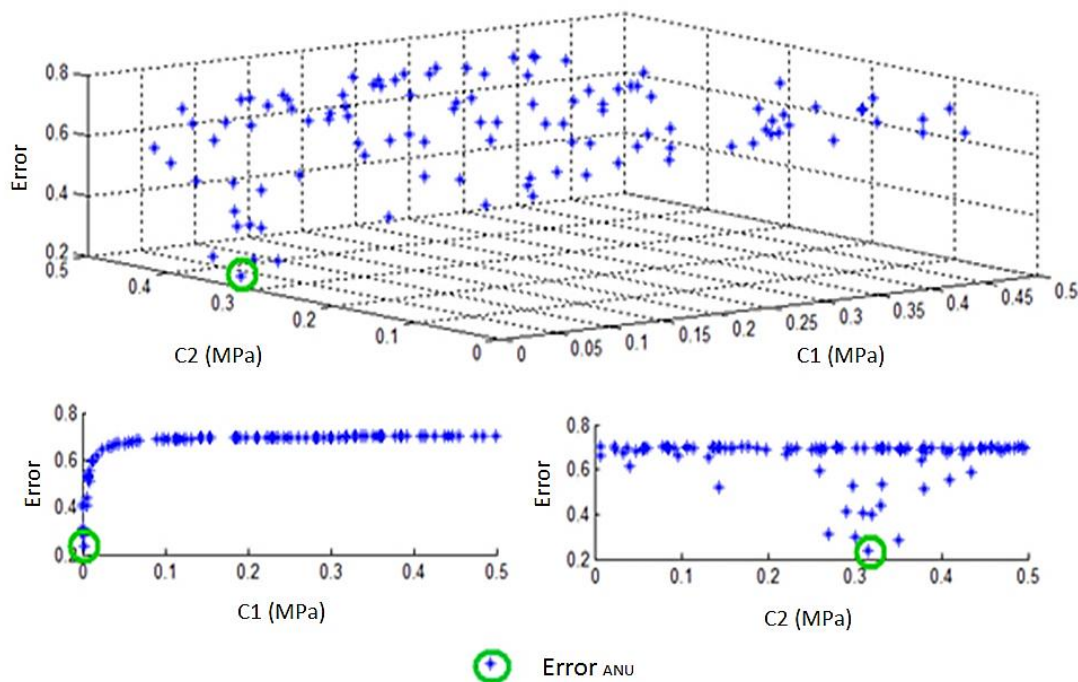


Figura 5.5. Error_{MI} para el segundo rango estudiado. Se índice el Error_{ANU}

Rango de variación de C_{10} =[0.0001-0.0015] y de C_{20} =[0.25-0.35]

En este cálculo final se han acotado los intervalos de estudio para cada uno de los parámetros individualmente. Para el intervalo de variación de C_{10} puede apreciarse que los mínimos errores se dan para valores de este parámetro muy bajos (Figura 5.5), por lo que se acota el intervalo [0.0001-0.0015]. Para el intervalo de variación de C_{20} (Figura 5.5) se observa que los mínimos valores se dan en el rango [0.25-0.35].

Para los pares de parámetros estudiados existe una combinación de parámetros que reduce el Error $_{ANU}$ (Capítulo 4) del 23.57 %. hasta un error del 15.97 % (Figura 5.6). De esta forma, la combinación de parámetros que disminuye el error en un 7.6 % se refleja en la Tabla 9.

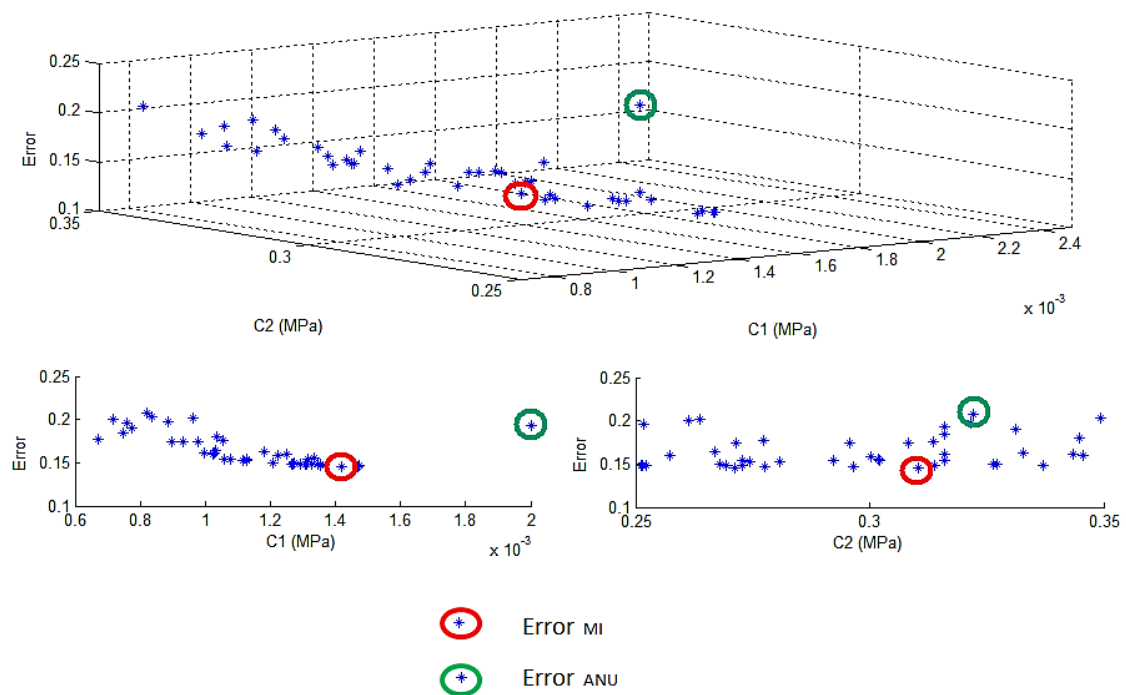


Figura 5.6. Error $_{MI}$ para el último rango estudiado. Se índice el Error $_{ANU}$

	C_{10} (MPa)	C_{20} (MPa)	Error
Error $_{ANU}$	0.002	0.316017	0.2357
Error $_{MI}$	0.0014185	0.2713	0.1597

Tabla 9. Comparativa del error en los dos métodos estudiados

El error obtenido con la aplicación del método inverso ha sido optimizado con respecto a la aplicación del primer método, descrito en el Capítulo 4 (Tabla 9). Como se ha introducido previamente, el método del análisis inverso tiene como objetivo la elección del conjunto de parámetros que minimizan el error medio registrado de los cinco casos de carga para un grupo de puntos seleccionados de cada zona, en vez de considerarse únicamente el error en el punto de máximo desplazamiento de cada zona estudiada. Es decir, el Error $_{MI}$ tiene en cuenta lo que ocurre no solo en un punto, sino en toda la zona de deformación.

Sin embargo, se ha comprobado que si el objetivo con este método se centrara en computar el error solamente en el punto de máximo desplazamiento para un determinado caso de carga (Figura 2.3), se podría obtener una combinación de parámetros del material tal que redujera, más que el Error $_{MI}$, el Error $_{ANU}$. En concreto, y a modo de análisis de los resultados, a través de un proceso iterativo realizado sobre el caso de carga en la Zona 1 se ha obtenido una combinación de parámetros que disminuye el error en dicho punto ostensiblemente. Sin embargo, al tomar estas constantes del material y calcular el error aplicando el método de análisis inverso, el error global normalizado asciende notablemente. Es decir, el error registrado con respecto a un único punto se ha disminuido, pero analizando la respuesta global el error se incrementa.

Analizando los resultados desde otra perspectiva, si solo se tiene en cuenta el error en el punto de máximo desplazamiento, para el caso de carga en la Zona 1, con la combinación de parámetros que registra el menor Error $_{MI}$ (Tabla 9), el error en dicho punto es igual al 12.36%. Por tanto, el error presentado en la Tabla 9, (15.97 %) se ve incrementado debido a que el resto de puntos de la nube considerados en los diferentes casos de carga aportan un error adicional en el cómputo del error global. Este fenómeno tiene lugar debido a que los resultados numéricos en la simulación, en el resto de puntos de la nube, no son capaces de ajustar los resultados experimentales tan fielmente, con la combinación de parámetros elegida (Tabla 9).

Considerando los resultados presentados, un refinamiento de la malla de elementos finitos podría mejorar los resultados obtenidos. De esta forma, los errores obtenidos en los puntos alejados del punto de máximo desplazamiento se verían reducidos, ya que una malla refinada podría reproducir con más fidelidad la curvatura provocada en la deformada del abdomen tras la aplicación de la carga con el dinamómetro. Sin embargo, no solo sería necesario un refinamiento de la malla para optimizar los resultados, sino que el modelo de elementos finitos debería considerar otras contribuciones existentes en el cuerpo humano que son despreciadas a priori.

Concretamente, la presencia de vísceras en el cuerpo humano restringe la deformación del abdomen ante cargas externas. Sin embargo, en este primer planteamiento del modelo de elementos finitos presentado en el presente proyecto, se desprecia dicha contribución, ya que es un abdomen hueco, y, por tanto, la deformada del abdomen para los diferentes casos de carga no reproduce de manera totalmente exacta la curvatura real provocada en el abdomen ante la carga experimental (Figura 5.7).

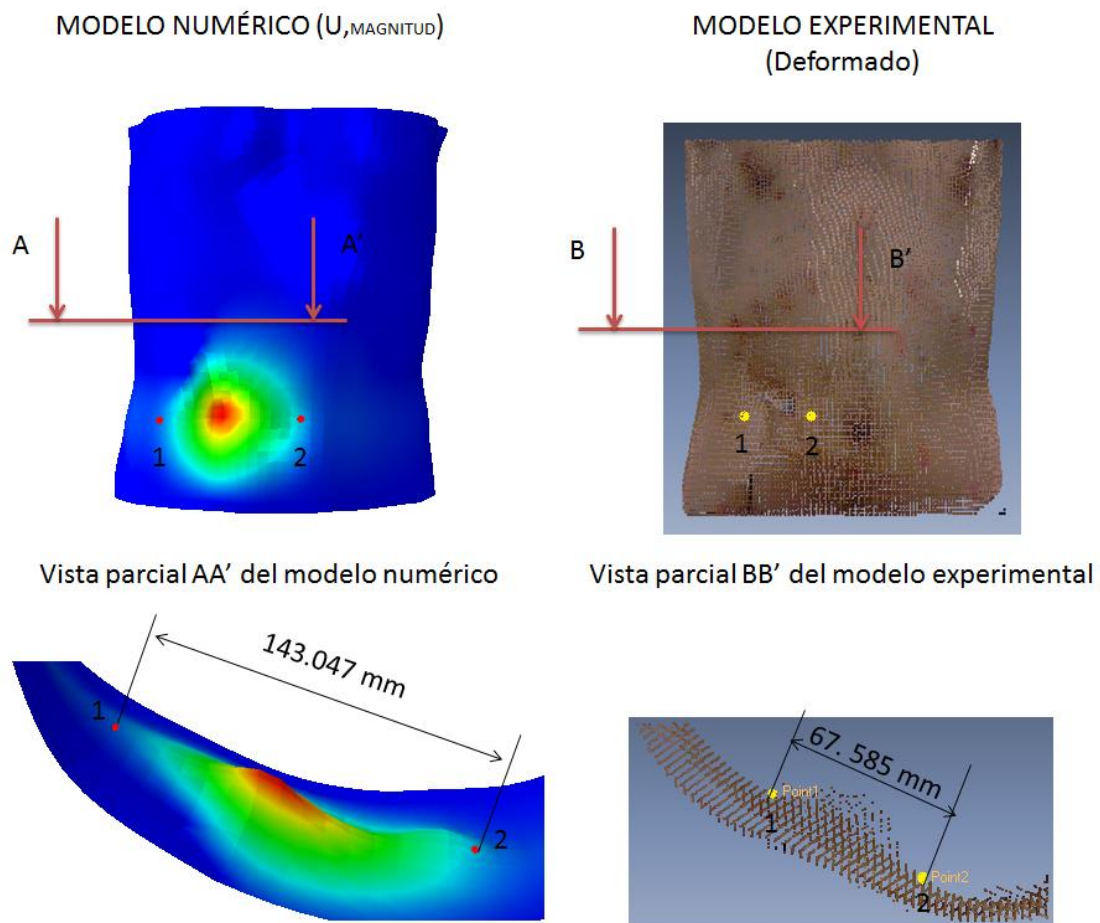


Figura 5.7. Comparativa de la curvatura en los modelos deformados numérico y experimental

Capítulo 6

Conclusiones y líneas futuras

El objetivo principal de este proyecto es el desarrollo de una metodología nueva para la determinación de las propiedades mecánicas de la pared abdominal. Para ello se ha aplicado el método del análisis inverso. Este método ha permitido optimizar el valor de los parámetros de la FDE frente a aquellos parámetros obtenidos con otros métodos de cálculo, también aplicados y descritos en el presente proyecto.

Concretamente, se han desarrollado dos métodos de forma paralela para la obtención de los parámetros definitorios de la ecuación de comportamiento de la pared abdominal. El primer método, tradicionalmente utilizado en la caracterización de materiales, se basa en el ajuste numérico de datos experimentales obtenidos a partir de ensayos uniaxiales invasivos en modelos de experimentación animal. El segundo método, el análisis inverso, se basa en la utilización de datos experimentales obtenidos mediante ensayos no invasivos en un modelo de experimentación humano. En concreto, se han utilizado imágenes de scanner 3D obtenidas de un abdomen humano indeformado y deformado para llevar a cabo una reconstrucción 3D y, posteriormente, se ha obtenido un modelo de elementos finitos del abdomen indeformado. Finalmente, la aplicación del método de elementos finitos sobre el modelo del abdomen humano permite la comparación entre ambos métodos aplicados y la elección de los parámetros que minimizan el error entre desplazamientos experimentales y numéricos.

6.1. Conclusiones

6.1.1. Conclusiones del estudio experimental

Los scanners y otros sistemas de grabación y programas de tratamiento de imágenes permiten obtener información muy valiosa sobre la posición estática (geometría, imagen) o incluso sobre el estado dinámico (vídeo) de los cuerpos a estudiar. En este proyecto, se han tomado imágenes del sujeto muestra con un scanner 3D. A partir de las imágenes obtenidas, se ha reconstruido la geometría 3D del abdomen indeformado, cuya identificación con el abdomen real es satisfactoria.

Así mismo, las imágenes de scanner en el formato de nube de puntos han permitido identificar las zonas de aplicación de la fuerza, y correlacionar cada uno de los puntos de la nube en su estado deformado e indeformado para hallar de esta forma el desplazamiento experimental. Finalmente, se han identificado los puntos anatómicos marcados para su exportación al sistema de coordenadas del modelo numérico de elementos finitos. Sin embargo, existe una limitación en la metodología de la toma de imágenes. Las fuerzas son ejercidas desde el exterior del abdomen, por lo que el instrumento de aplicación de carga entorpece la imagen obtenida con el scanner. Para solucionar este problema se deben seleccionar instrumentos de medida y aplicación de carga de un color o textura que sea difícil de captar para el scanner, o realizar otro tipo de ensayos que no requieran la interposición del instrumento entre el scanner y el modelo.

6.1.2. Conclusiones del estudio numérico y computacional

A partir de la geometría obtenida en la reconstrucción 3D del modelo indeformado, en formato de superficie, se ha generado una malla de elementos finitos compuesta por elementos placa. La capacidad de estos elementos para reproducir comportamientos mecánicos, en el marco de la hiperelasticidad no lineal y en grandes deformaciones, ha permitido la simulación computacional del modelo de elementos finitos del abdomen humano. Se ha obtenido así la respuesta mecánica del mismo, simulando las mismas cargas que se aplican experimentalmente en el laboratorio.

Una de las limitaciones del estudio es que no se ha modelado la anisotropía, característica propia de los tejidos músculo-esqueléticos. La incorporación de la componente de anisotropía podría mejorar la respuesta dada por el modelo de elementos finitos. No obstante, el ajuste numérico de la curva con la función densidad energía de deformación de Yeoh, sin considerar la componente de anisotropía,

proporciona un ajuste muy fiel a los resultados experimentales provenientes de los ensayos uniaxiales utilizando el modelo animal (B. Hernández et al. [2011]).

La simulación computacional del abdomen, utilizando los parámetros del primer método, el del ajuste numérico de los datos experimentales, proporciona unos valores de error, medidos en el punto de máximo desplazamiento, entre el 17.99% y el 30.62% para las Zonas 1 y 5 respectivamente (Figura 2.3). Si bien los errores son significativamente diferentes, estas diferencias quedan justificadas por la cercanía de ciertas zonas, concretamente la 2, la 4 y la 5, a las condiciones de contorno. Es decir, el empotramiento de los nudos definido en las condiciones de contorno altera los resultados numéricos en zonas cercanas a los mismos. Por tanto, estas condiciones de contorno son demasiado restrictivas, debiéndose estudiar otro tipo de condiciones, diferentes al empotramiento, que reproduzcan más correctamente la inserción de los músculos abdominales en las estructuras óseas.

Por otra parte, los valores del error obtenidos indican que, a pesar de que el ajuste de la curva del ensayo uniaxial reproduce en muy buena medida los resultados experimentales (Figura 4.1), dichos parámetros empeoran la calidad con la que se reproduce el comportamiento mecánico real en el modelo tridimensional. Por tanto, la realización de ensayos de otra naturaleza (biaxiales, tangenciales, presión, etc), que reproduzcan estados fisiológicos ante los que trabaja el abdomen, darían información adicional. De esta forma, las constantes del material serían capaces de reproducir, en mejor medida, los resultados experimentales en las simulaciones numéricas 3D.

Referente al segundo método utilizado, el método de análisis inverso, éste ha permitido obtener varios grupos de parámetros que caracterizan la respuesta mecánica pasiva del músculo abdominal, utilizando la FDE de Yeoh, y que optimizan el error. Concretamente, el conjunto de parámetros óptimo encontrado reduce el error global normalizado en un 7.9% con respecto al error obtenido aplicando la metodología descrita previamente (Tabla 9).

Puesto que se está modelando la respuesta mecánica de un modelo fenomenológico, y no estructural, simulaciones numéricas con diferentes grupos de parámetros muy similares entre sí para la FDE, dan lugar a errores muy diferentes. Pese a lo expuesto anteriormente, es necesario restringir el rango de variación de los parámetros para los estudios realizados, y obtener así la combinación óptima de parámetros. Para ello, se ha realizado un análisis de sensibilidad que concluye que el parámetro C_{30} es el que tiene menor influencia en la respuesta del material. Por otro lado ha permitido acotar los intervalos de estudio de C_{10} y C_{20} .

Si bien con el método de análisis inverso se ha obtenido una combinación más óptima de parámetros que reproducen la respuesta mecánica pasiva del músculo abdominal en el modelo del abdomen, una malla más fina de elementos finitos podría mejorar los resultados presentados en este proyecto. Concretamente, una malla refinada podría reproducir más fielmente la curvatura provocada en la deformada del abdomen tras la aplicación de la carga con el dinamómetro. Además, otro factor que contribuye a que la curvatura real no se reproduzca exactamente es que no se considera la presencia de los órganos internos del abdomen, sino que se define un modelo del abdomen humano hueco. Es decir, la restricción que imponen las vísceras a la deformación del abdomen sometido a cargas, no se ha considerado (Figura 5.7). Sin embargo, a pesar de las limitaciones que se han descrito, el modelo de elementos finitos es capaz de reproducir la respuesta mecánica pasiva del músculo abdominal, obteniéndose resultados de desplazamientos ajustados a los valores obtenidos experimentalmente. Además, la aplicación del método del análisis inverso sobre la malla generada ha revelado una mejora en el error obtenido, mostrando así la potencialidad de dicho modelo.

6.2. Líneas futuras

Las posibilidades que se abren a raíz de este trabajo son muy amplias, tanto hacia la mejora de la metodología utilizada como hacia la aplicación del método en casos clínicos.

- ❖ **Caracterización experimental.** La obtención de los parámetros que definen la ecuación de comportamiento se ha realizado, en el primer método, a partir de un ajuste numérico de los resultados de un ensayo uniaxial y en un modelo de experimentación animal. Sería interesante la caracterización experimental mediante otros tipos de test, como los biaxiales, tangenciales, ensayos de presión, etc..., los cuales aportarían información adicional y, además, reproducen estados fisiológicos más reales. A su vez, la realización de ensayos experimentales en modelos de experimentación humana 'in vivo', utilizada en el segundo método, sería interesante, puesto que la comparación con resultados computacionales sería muy fiable.
- ❖ **Modelo numérico.** El modelo numérico utilizado para la simulación presenta algunas limitaciones que se podrían eliminar: incorporación de la anisotropía y modelado de los diferentes músculos abdominales por separado, así como sus aponeurosis. Además un refinamiento de la malla del modelo, así como la

consideración de los órganos internos del abdomen, podría conseguir una mejor aproximación de los resultados numéricos a los experimentales, reproduciendo más fielmente la deformada del abdomen.

- ❖ **Diagnóstico y cirugía.** La determinación del comportamiento mecánico de un tejido vivo perteneciente a un sujeto en particular puede abrir nuevas puertas al estudio y diagnóstico individualizado sin recurrir a técnicas invasivas. Una vez determinadas las propiedades mecánicas de todos los tejidos de interés (pared abdominal, mallas sintéticas) un siguiente paso sería la simulación computacional individualizada de procesos quirúrgicos que permitan programar las cirugías, estudiando diferentes opciones y permitiendo analizar cuál de ellas ofrece los mejores resultados tras la intervención.

Para todo lo anterior, la metodología planteada en el presente proyecto ha de automatizarse de tal forma que estudios individualizados para cada paciente sean factibles.

