



UNIVERSITAT
POLITÈCNICA
DE VALÈNCIA



ESCUELA TÉCNICA
SUPERIOR INGENIEROS
INDUSTRIALES VALENCIA

TRABAJO FIN DE GRADO EN INGENIERÍA BIOMÉDICA



MODELADO NUMÉRICO DEL IMPACTO SOBRE EL TORSO HUMANO

AUTORA: Marina Souto Pastor

TUTORA: María José Rupérez Moreno

COTUTORA Estivaliz Lozano Minguez

Curso Académico: 2017-18

AGRADECIMIENTOS

Me gustaría agradecer este trabajo a todas las personas que me han ayudado y apoyado a lo largo de este proceso. En especial a mi familia y amigos por escuchar todas mis charlas sobre mi TFG, aunque no les interesaba demasiado; sobre todo a Manuel Requena por sus consejos, a Alba Segura por su ayuda y a Joaquín Bahilo por su paciencia. También a la gente del departamento de mecánica que me ha resuelto todas las dudas que me han surgido por ridículas que fueran y me ha animado a avanzar con mi trabajo.

Finalmente, a Maria Jose Rupérez y Estivaliz Lozano por la dedicación y esfuerzo que han puesto, tanto en que aprenda y me forme como en conseguir el mejor TFG posible.

RESUMEN

Cada vez son más frecuentes los modelos computacionales que simulan propiedades del cuerpo humano. En concreto, los modelos de impacto tienen numerosas aplicaciones. Desde la industria automovilística, donde evalúan y mejoran las medidas de seguridad, hasta la industria aeronáutica y el diseño de equipamiento antibalas.

En este trabajo se busca realizar un modelo anatómicamente complejo del torso humano, que refleje todas las estructuras fisiológicas desde la clavícula hasta la pelvis y posteriormente, mediante el método de los elementos finitos, refleje la respuesta del cuerpo frente a un impacto.

Se parte de unas imágenes de tomografía axial computarizada a partir de las cuales se obtendrá una segmentación compleja de un individuo medio. A nivel anatómico este modelo cuenta con las estructuras más significativas del torso: costillas, esternón, columna vertebral, clavículas, pelvis, discos intervertebrales, cartílago costal, pulmones, corazón, aorta abdominal, vena cava abdominal, hígado, vesícula biliar, páncreas, estómago, bazo, riñones, estómago, intestino grueso, intestino delgado y musculatura.

Después de una revisión bibliográfica de las propiedades de los materiales de cada uno de los tejidos, se ha optado por escoger un modelo donde la mayoría los tejidos son viscoelásticos y el resto elásticos lineales. Con las propiedades de los materiales incluidas se ha simulado un impacto frontal. En este impacto una placa rígida choca a una velocidad constante sobre el esternón del modelo.

Con la simulación se pretende evaluar el funcionamiento del modelo realizado con elementos finitos, así como la información obtenida sobre las propiedades mecánicas del torso humano.

Palabras clave: Modelo de impacto, Método de los elementos finitos, segmentación, torso, propiedades mecánicas de tejidos.

RESUM

Cada vegada són més freqüents els models computacionals que simulen propietats del cos humà. En concret, els models d'impacte tenen nombroses aplicacions. Des de la indústria automobilística, on avaluen i milloren les mesures de seguretat, fins a la indústria aeronàutica i el disseny d'equipament antibales.

En aquest treball es busca realitzar un model anatòmicament complex del tors humà, que reflectisca totes les estructures fisiològiques des de la clavícula fins a la pelvis i posteriorment, per mitjà del mètode dels elements finits, reflectisca la resposta d'un impacte al cos humà.

Es partix d'unes imatges de tomografia axial computaritzada a partir de les quals s'obtindrà una segmentació complexa d'un individu mitjà. A nivell anatòmic, aquest model compta amb les estructures més significatives del tors: costelles, estèrnum, columna vertebral, clavícules, pelvis, discos intervertebrals, cartílag costal, pulmons, cor, aorta abdominal, vena cava abdominal, fetge, vesícula biliar, pàncrees, estómac, melsa, renyons, estómac, intestí gros, intestí prim i musculatura.

Després d'una revisió bibliogràfica de les propietats dels materials de cada un dels teixits, s'ha optat per triar un model on la majoria els teixits són viscoelàstics i la resta elàstics lineals. Amb les propietats materials incloses s'ha simulat un impacte frontal. En aquest impacte una placa rígida xoca a una velocitat constant sobre l'estèrnum del model.

Amb la simulació, es pretén avaluar el funcionament del model realitzat amb elements finits, així com la informació obtinguda sobre les propietats mecàniques del tors humà.

Paraules clau: Model d'impacte, Mètode dels elements finits, segmentació, tors, propietats mecàniques teixits.

ABSTRACT

Computational models that simulate properties of the human body are becoming more frequent. In particular, impact models have numerous applications. For example, these types of models are used in the automotive industry to evaluate and improve safety measures, also in aeronautics and in ballistic equipment design.

The aim of this work is to develop an anatomically complex model of the human torso, with all the corporal structures from the collarbone to the pelvis and then, using the method of finite elements, with the mechanical properties of the same torso.

Employing CT scan images we have obtained a complex segmentation of an average individual. Regarding the anatomical geometry, this model features the most significant structures of the torso: ribs, sternum, vertebral column, clavicles, pelvis, intervertebral discs, costal cartilage, lungs, heart, abdominal aorta, abdominal cava, liver, gallbladder, pancreas, stomach, spleen, kidneys, stomach, large intestine, small intestine and musculature.

After a literature review of material properties of tissues, it was decided to choose a model in which most of the tissues were viscoelastic and the rest were linear elastic. When the model had material properties included, a frontal impact was simulated. In this impact, a rigid plate collides at a constant speed on the model's sternum.

The simulation is intended to assess the functioning of the model made by the finite element method, as well as evaluate the information obtained on the mechanical properties of the human torso.

Keywords: model of an impact, method of finite elements, segmentation, torso, mechanical properties of tissues.

LISTA DE ACRÓNIMOS

ATD Anthropomorphic Test Device

CAD Diseño asistido por computador (Computer assisted design)

DICOM Digital Imaging and Communication in Medicine

FE Elementos finitos

FEM Método de los elementos finitos

GHBM The Global Human Body Models Consortium GHBM

INE Instituto Nacional de Estadística

MRI Imagen de Resonancia Magnética

PMHS Post mortem human surrogates

TAC Tomografía axial computerizada

THUMS Total human model for safety desarrollado por Motor Corporation

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 Principales causas externas de mortalidad según sexo. (INE, 2015).....	3
Figura 2 Experimentos con primates (Beckman & Palmer, 1969).....	4
Figura 3 Primer maniquí antropomórfico para estudios de eyección (Fox,2012).....	4
Figura 4 Maniqués antropomórficos de los distintos percentiles Hybrid III (Rouhana, Viano, Jedrzejczak & McClary , 1898).....	5
Figura 5 Esquema etapas del Método de los elementos finitos	6
Figura 6 Mitad izquierda del modelo THORAX I (Roberts & Chen 1970)	6
Figura 7 Comparación modelo de elementos finitos y modelo físico (Roberts 2007)	8
Figura 8 Impacto frontal en el modelo THUMS (Shigeta, Kitagawa & Yasuki, 2009)	9
Figura 9 Anatomía del M50 (Vavalle, Davis, Stitzel & Gayzik, 2015).....	9
Figura 10 Esquema del proceso de creación de un modelo numérico de torso.....	10
Figura 11 Ejemplo uso ScanIP.....	11
Figura 12 Simulación de impacto en Abaqus	12
Figura 13 Proceso de creación del Modelo EF	13
Figura 14 Torso anatómico.....	15
Figura 15 Pantalla de software ScanIP	16
Figura 16 Filtro Threshold ScanIP (Simpleware, 2016).....	16
Figura 17 3D Editing ScanIP (Simpleware, 2016).....	17
Figura 18 Detalle filtros ScanIP (Simpleware, 2016)	18
Figura 19 Segmentación del sistema esquelético, cartílago y discos intervertebrales.....	19
Figura 20 Segmentación de los pulmones.....	19
Figura 21 Segmentación con el corazón y el sist. circulatorio.....	20
Figura 22 Segmentación del hígado y la vesícula biliar, páncreas y estómago (de izquierda a derecha)	20
Figura 23 Segmentación de riñones (en marrón) y bazo (en naranja).....	21
Figura 24 Segmentación del Intestino delgado y grueso	21
Figura 25 Resultado final de la segmentación del torso	22
Figura 26 Comparación modelo segmentado con múltiples técnicas de imagen médica y modelo segmentado en el proyecto.....	23
Figura 27 Configuración del modelo para generar la malla en ScanIP.....	24
Figura 28 Distribución de los elementos entre las distintas partes.	25
Figura 29 Errores y warnings de la malla en ScanIP.	25
Figura 30 Resultados del mallado en ScanIP	26
Figura 31 Porcentaje de Warnings de la malla en ABAQUS	27
Figura 32 Montaje para experimentos con PMHS de carga dinámica por cinturón de seguridad (Cesari & Bouquet, 1990)	37
Figura 33 Montaje para experimentos con PMHS de impacto lateral (Viano et al 1989)	37
Figura 34 Configuración impacto frontal (Lodbell et al.1973)	38
Figura 35 Esquema de zonas de impacto	39
Figura 36 Resultados del estudio de Kroell (Lodbell 1973)	39
Figura 37 Modelo del percutor en ABAQUS.....	40
Figura 38 Assembly del modelo en ABAQUS	40
Figura 39 Interaction Properties ABAQUS.....	41

Figura 40 Propiedades de la interacción surface to surface ABAQUS	41
Figura 41 Comparación del experimento de Kroell (Lodbel et al 1973) con las condiciones de contorno impuestas en ABAQUS	42
Figura 42 Condiciones de contorno en los hombros.....	42
Figura 43 Condiciones de contorno en la espalda	43
Figura 44 Progresión del impacto en ABAQUS.....	45
Figura 45 Desplazamiento en la sección axial	46
Figura 46 Gráfica del desplazamiento (m) en el modelo.	46
Figura 47 Gráfica fuerza de reacción (N) del modelo.....	47
Figura 48 Ajuste polinómico de la fuerza de reacción	47
Figura 49 Comparación resultados de fuerza de reacción con la validación (Ruan et al., 2003).....	48
Figura 50 Comparación resultados de fuerza de reacción respecto al desplazamiento con la validación (Ruan et al., 2003)	49
Figura 51 Distintos percentiles desarrollados por GHBMC (Combust, 2016)	54

LISTA DE TABLAS

Tabla 1 Propiedades de los tejidos del torso del modelo de Sandia Lab (Cooper, 2016)	30
Tabla 2 Parámetros del modelo hiperelástico de Swanson (Taylor et al., 2015).....	30
Tabla 3 Propiedades de los tejidos del torso del modelo Total Human Model for Safety (THUMS) (Shigeta et al., 2009).....	31
Tabla 4 Propiedades de los tejidos del torso del modelo de Ruan (Ruan et al., 2003).....	32
Tabla 5 Propiedades de los tejidos del torso del modelo realizado.....	34

TABLA DE CONTENIDOS

AGRADECIMIENTOS	I
RESUMEN	III
RESUM	V
ABSTRACT	VII
LISTA DE ACRÓNIMOS	IX
LISTA DE FIGURAS	X
LISTA DE TABLAS	XI
DOCUMENTO 1: MEMORIA	XV
ÍNDICE DE LA MEMORIA	1
1. INTRODUCCIÓN	3
1.1 Motivación y objetivo.....	3
1.2 Introducción al tema y estado del arte	3
2. DESARROLLO DEL MODELO NUMÉRICO 3D DEL TORSO HUMANO	15
2.1 SEGMENTACIÓN Y MALLADO.....	15
2.2 PROPIEDADES DE LOS MATERIALES DEL MODELO.....	29
2.3 VALIDACIÓN DEL MODELO EN ABAQUS.....	37
3. RESULTADOS Y DISCUSIÓN	45
4. CONCLUSIÓN Y LÍNEAS FUTURAS	53
5. BIBLIOGRAFÍA	57
DOCUMENTO 2: PRESUPUESTO	XVII
ÍNDICE DEL PRESUPUESTO	1
1. COSTE DE MANO DE OBRA	3
2. COSTE DE HARDWARE	5
3. COSTE DE SOFTWARE	6
4. CUADRO DE PRESUPUESTOS PARCIALES	7
5. CUADRO DE PRECIOS DESCOMPUESTOS	9
6. CUADRO DE PRECIOS UNITARIOS	12
7. PRESUPUESTO DE EJECUCIÓN POR CONTRATA	14



UNIVERSITAT
POLITÈCNICA
DE VALÈNCIA



ESCUELA TÉCNICA
SUPERIOR INGENIEROS
INDUSTRIALES VALENCIA

DOCUMENTO 1: MEMORIA

ÍNDICE DE LA MEMORIA

1. INTRODUCCIÓN.....	3
1.1 Motivación y objetivo.....	3
1.2 Introducción al tema y estado del arte	3
2. DESARROLLO DEL MODELO NUMÉRICO 3D DEL TORSO HUMANO	15
2.1 SEGMENTACIÓN Y MALLADO.....	15
2.2 PROPIEDADES DE LOS MATERIALES DEL MODELO.....	29
2.3 VALIDACIÓN DEL MODELO EN ABAQUS.....	37
3. RESULTADOS Y DISCUSIÓN.....	45
4. CONCLUSIÓN Y LÍNEAS FUTURAS	53
5. BIBLIOGRAFÍA	57

1. INTRODUCCIÓN

1.1 Motivación y objetivo

La motivación de este trabajo es poder estimar, de forma computacional, el daño sufrido por los tejidos del cuerpo humano tras producirse un impacto en el torso. Este análisis de daños se podría aplicar en estudios de seguridad de vehículos o incluso aplicarse al diseño de chalecos antibalas.

Para poder analizar las lesiones que se producirían en el impacto, el objetivo de este trabajo es realizar un modelo computacional mediante el método de los elementos finitos que simule la respuesta del cuerpo humano.

1.2 Introducción al tema y estado del arte

Los estudios de impactos no son un tema nuevo en los artículos científicos, existen numerosas investigaciones que se centran desde en experimentos con cadáveres (Kroell, Lobdell, Schneider, Hering, & Nahum, 1973) hasta experimentos con maniqués utilizados en los ensayos de choques de automoción (Hu, Klinich, Reed, Kokkolaras, & Rupp, 2011). La relevancia de este tema es evidente ya que se puede aplicar a cualquier tipo de lesión traumática por impacto.

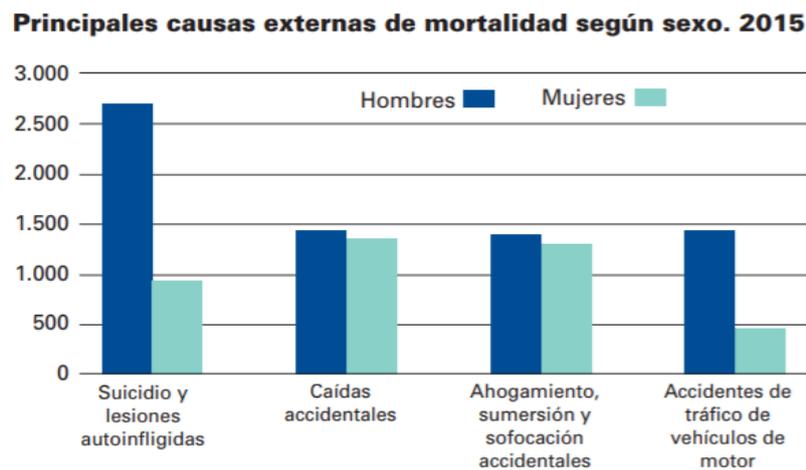


Figura 1 Principales causas externas de mortalidad según sexo. (INE, 2015)

En 2015 los datos publicados por el INE (INE, 2015) determinaron que la 4ª causa externa de mortalidad son los accidentes de tráfico (Figura 1). Por lo que resulta fundamental invertir y mejorar en los sistemas de seguridad de los vehículos.

El estudio de la tolerancia a impactos comienza de la mano del desarrollo de la automoción. En el inicio de la fabricación en serie de automóviles en 1908 por Henry Ford se populariza este medio de transporte y a mediados de siglo comienzan los primeros sistemas de seguridad como el cinturón de seguridad (popularizado a partir de 1940) y el airbag (inventado en 1971). Paralelamente a estos sistemas de seguridad, se estudian las reacciones del cuerpo humano ante impactos y como mejorar las tasas de supervivencia en accidentes.

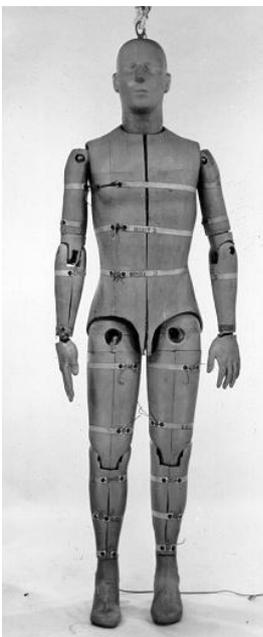
Las primeras investigaciones se centraron en simular los accidentes en cadáveres para evaluar los daños que se producían en el cuerpo (Kroell et al., 1973) y poco a poco se fueron desarrollando los primeros maniqués instrumentados en estudios de choque.



*Figura 2 Experimentos con primates
(Beckman & Palmer, 1969)*

Durante las décadas de 1960-1970 se publican numerosos estudios de impacto en cadáveres, muchos de ellos en la Universidad de Wayne State de Detroit, debido a la influencia del sector del automóvil en la ciudad (Patrick, 1966) (Hodgson, Lissner, & Patrick, 1963). También se estudiaron los impactos en seres vivos, sobre todo primates, (ver Figura 2) para evaluar los resultados en organismos vivos con tensión muscular y una presión arterial e intravenosa (Beckman & Palmer, 1969).

Aunque la relevancia de los estudios con cadáveres ha sido sobradamente demostrada (King, Viano, Mizeres, & States, 1995), realizar estudios con ellos supone diversos retos. Por una parte, la propia obtención de los cadáveres. Con el aumento de la producción de vehículos, el número de cadáveres para realizar choques sería excesivo; además de que en la mayoría de los casos los ensayos son destructivos. Por otra parte, se precisan de unas instalaciones habilitadas para la conservación de cadáveres con una temperatura adecuada y demás facilidades.



*Figura 3 Primer maniquí antropomórfico para estudios de eyección
(Fox, 2012)*

Estas dificultades propiciaron la aparición de “crash dummies”, maniqués antropomórficos instrumentados que simulan las propiedades del cuerpo humano a la vez que recogen variables durante el choque. Las ventajas de estos maniqués son indiscutibles. Algunos ejemplos son: menor gasto tanto en su adquisición como en su mantenimiento, obtención de variables como velocidades y fuerzas del interior de cuerpo, sujetos más homogéneos reduciendo el error causado por la variabilidad interindividual, etc.

Con este planteamiento surgen los primeros modelos hacia 1950. El primer maniquí “Sierra Sam” surgió en 1949 para ser utilizado en ensayos de la eyección de asientos en aviones, este modelo fue desarrollado por Samuel W. Alderson en Alderson Research Labs (ARL) y Sierra Engineering Co (Fox, 2012) (Figura 3). Posteriormente se modificaron estos maniqués para ser aplicados en choques de vehículos o para estudiar impactos balísticos (Jönsson, Arvebo, & Schantz, 1988).

Desde entonces, los también llamados ATD, (Anthropomorphic Test Device), han ido mejorándose y adaptándose a las necesidades. En la actualidad la mayoría de los fabricantes disponen de diversos modelos para adaptarse a todos los percentiles (Figura 4) y se ha mejorado la respuesta de los hombros, las rodillas y la columna. Asimismo, las medidas son más precisas y se adquieren más variables. (Rouhana, Viano, Jedrzejczak, & McCleary, 1989)

La mayoría de ensayos de impacto hoy en día se realizan con estos maniqués y aunque su instrumentación proporciona gran cantidad de datos y están diseñados para reflejar las respuestas del cuerpo humano, su respuesta no siempre refleja el comportamiento real de una persona, como aparece en numerosos artículos donde se demuestra que la deformación en los ATDS no se corresponde con la medida en cadáveres para la misma energía cinética (Cesari & Bouque, 1994).

Estas limitaciones precisan de modelos más complejos que reflejen el comportamiento de los tejidos y las articulaciones con sus respectivos rangos de movimiento de forma fisiológica. No solo mostrando la fuerza del impacto si no también el daño que sufren los tejidos blandos, qué movimientos producen lesiones y qué riesgos suponen para la persona. Todo ello con el propósito de aumentar las medidas de seguridad para proteger tanto a ocupantes como a peatones sujetos a este tipo de impactos.



Figura 4 Maniqués antropomórficos de los distintos percentiles Hybrid III (Rouhana, Viano, Jedrzejczak & McClary, 1998)

Con estas nuevas necesidades se empiezan a desarrollar modelos computacionales que simulan las características humanas frente a impactos. En concreto se aplica el método de los elementos finitos (MEF) (Zienkiewicz & Taylor, 1977), que está basado en la discretización de un medio continuo en una malla formada por elementos geométricos, estos elementos están unidos mediante nodos en los cuales se calculará desplazamientos, tensiones y deformaciones.

Este método se aplicó por primera vez hacia 1950 en el campo de la aeronáutica. Turner, Clough, Martin y Topp (M.J.Turner, 1956) desarrollaron modelos de aeronaves tridimensionales ensamblando paneles triangulares. Con el desarrollo de este método se ha ido aplicando a más tipos de problemas, cómo análisis estructural, análisis térmicos, análisis de campos eléctricos y magnéticos, fluidos y acústica...

Los pasos fundamentales para la aplicación de este método son los siguientes:

- 1) Subdivisión del medio en un conjunto de elementos definidos por sus respectivos nodos que forman una malla.
- 2) Aproximación mediante interpolación de las funciones incógnita para cada elemento. Con este planteamiento se transforma un problema continuo a un problema discreto donde las incógnitas se corresponden con las variables en los nodos.
- 3) Planteamiento del sistema de ecuaciones con las funciones incógnita de los nodos.
- 4) Interpolación del resultado en puntos que no se corresponden con los nodos.
- 5) Cálculo de magnitudes como tensión y deformación a partir de los desplazamientos calculados para los nodos.

De esta forma se consiguen resolver problemas en dos y tres dimensiones, lineales o no lineales y con propiedades isotrópicas o anisotrópicas. Por todo ello, cuando se aplica el FEM a modelos antropomórficos se puede reproducir las formas complejas del cuerpo humano asignando distintos tipos de tejidos con distintos tipos de propiedades a cada zona y obtener un resultado preciso, al igual que con los ATD, mientras se simula de manera más fidedigna la complejidad fisiológica del cuerpo.

En la aplicación del FEM existen tres etapas principales (ver figura 5).

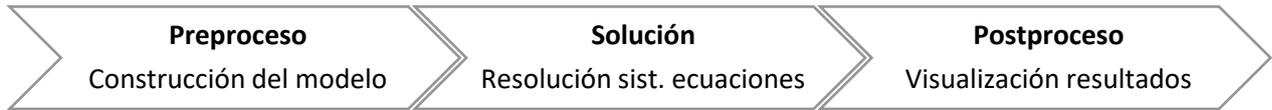
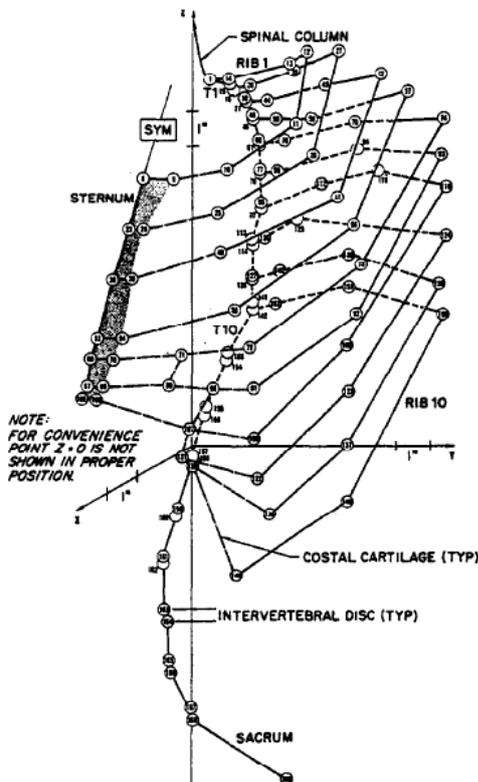


Figura 5 Esquema etapas del Método de los elementos finitos

- 1) **Preproceso:** En esta parte se define la geometría, se selecciona un tipo de elemento y se genera una malla. Además, se especifica las condiciones de contorno (cargas y restricciones del movimiento) y las propiedades materiales.
- 2) **Solución:** Durante esta fase se ensambla el sistema algebraico de ecuaciones que se resolverá mediante métodos iterativos. En esta etapa se obtiene como resultado los desplazamientos de cada uno de los nodos y también las fuerzas de reacción en aquellos grados de libertad no restringidos.
- 3) **Postproceso:** Durante la última etapa se calculan las deformaciones y tensiones a partir de los resultados de desplazamiento nodal calculados en la etapa anterior. También pueden calcularse otras magnitudes de interés como la tensión equivalente de Von Mises. Es habitual representar la solución como mapas coloreados, aunque también se pueden obtener listados, gráficas, etc.

Los primeros modelos de elementos finitos de tórax surgieron en 1970 con el trabajo de Roberts y Chen (Roberts & Chen, 1970). En este modelo, que únicamente contaba con el tejido óseo del tórax,

se emplearon materiales elásticos lineales y una carga estática en el esternón. La geometría de este modelo, THORAX I, fue obtenida a partir de medidas realizadas sobre un esqueleto humano.



Orientado para el estudio de impactos en choques automovilísticos se desarrolló para tres escenarios distintos de carga en los que se calculó el desplazamiento del esternón, el cartílago costal y costillas y la tensión en el cartílago costal y las costillas.

El modelo simplificó el esqueleto en un ensamblaje de elementos rectos discretos cuyas propiedades de deformación se correspondían con el modelo clásico de pequeños desplazamientos propio de las teorías de barras finas. Un total de 169 nodos se emplearon para definir la geometría y los elementos de conexión se configuraron como una articulación rígida tal y cómo muestra la figura 6.

Figura 6 Mitad izquierda del modelo THORAX I (Roberts & Chen 1970)

En cuanto a los materiales del THORAX I, el cartílago y el hueso compacto se asumen elásticos ideales, homogéneos e isotropos. Gran parte de las propiedades materiales empleadas provinieron de estudios de fémur y húmero debido a la escasa información disponible respecto a las propiedades de costillas, esternón o cuerpos vertebrales en aquel momento. (Roberts & Chen, 1970).

Estas simplificaciones fueron posteriormente solventadas con modelos más complejos geoméricamente y materiales deformables. En 1974 Andriacchi et al publicaron un modelo de tórax que analizaba la interacción entre la columna y las costillas. En este modelo las vértebras y las costillas se modelaron como cuerpos rígidos mientras que los discos, ligamentos y el cartílago costal se consideraron deformables (Andriacchi, Schultz, Belytschko, & Galante, 1974).

Con la popularización de estas técnicas surgieron modelos dónde se representaba el tejido blando, como es el caso del modelo de Sundaram y Feng (1977) dónde se consideró el músculo, los pulmones y el corazón. En esta investigación se estudiaron once casos de carga estática y dos casos de cargas dinámicas (Sundaram & Feng, 1977) . Asimismo diversos estudios de Pank y Eppinger estudiaron la respuesta dinámica del tórax frente a cargas por impacto con el objetivo de aplicarlo al diseño de los sistemas de retención en vehículos (Plank, Kleinberger, & Eppinger, 1995).

La complejidad anatómica considerada en los estudios ha ido aumentando progresivamente, en 1995 Wang publicó un modelo que ya contaba con todos los órganos abdominales además de sistema circulatorio (aorta, vena cava, arterias pulmonares...) mayoritariamente modelados con propiedades viscoelásticas. (Wang, 1995). Asimismo, en el mercado actual ya existen diversos modelos comerciables para impactos automovilísticos como el THUMS (total human model for safety) desarrollado por Toyota central R&D Labs o el modelo de GHBM (The Global Human Body Models Consortium) entre otros.

Uno de los ejemplos de este tipo de modelos es el modelo de Roberts (J. C. Roberts et al., 2007) desarrollado para impacto balístico. En este estudio se realizó un maniquí físico antropométrico y un modelo de elementos finitos y se analizó la respuesta en ambos.

El modelo de elementos finitos incluyó la estructura esquelética y el tejido blando, cómo pulmones, corazón, estómago, hígado, mediastino, piel y músculo. El sistema esquelético (costillas, esternón, cartílago y columna) se modeló como un elemento elástico lineal mientras que los órganos como materiales viscoelásticos. Tanto el sistema esquelético como los órganos y el mediastino fueron modelados con elementos lineales tetraédricos sólidos. La musculatura y la piel fueron modeladas usando elementos tipo membrana como una única entidad y el contacto entre las superficies internas de los órganos o con el esqueleto se consideró sin fricción.

Modelado numérico del impacto sobre el torso humano

El modelo físico se construyó usando materiales que simulaban el tejido humano con la misma antropometría que el modelo de elementos finitos. Este prototipo contaba con sensores piezoresistivos de presión situados en el corazón y el estómago, y un acelerómetro en el esternón. Los huesos se fabricaron para tener las mismas propiedades materiales que el hueso poroso y los órganos con geles de siliconas. La figura 7 muestra un esquema del mismo.

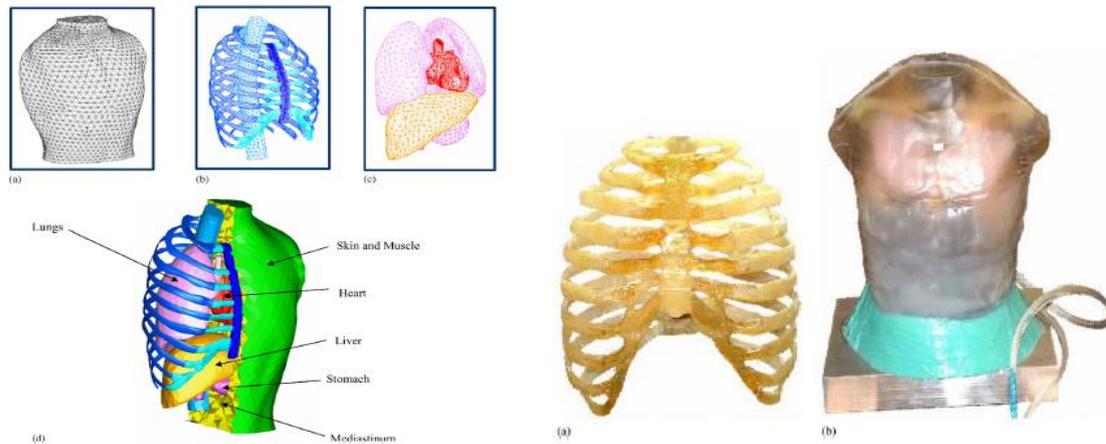


Figura 7 Comparación modelo de elementos finitos y modelo físico (Roberts 2007)

Las conclusiones de esta investigación fueron que la respuesta del maniquí físico con respecto al modelo de elementos finitos variaba menos de un 10% en impactos con similares condiciones y que las diferencias entre el modelo físico y el modelo de elementos finitos eran menores de un 35% de presión máxima en los órganos cercanos al impacto balístico.

Dentro del marco de los modelos de elementos finitos aplicados a choques automovilísticos uno de los más extendidos es el THUMS desarrollado por Toyota central R&D Labs (Shigeta, Kitagawa, & Yasuki, 2009). Este modelo incluye todo el cuerpo desde la cabeza hasta los miembros inferiores, cuenta con dos disposiciones: una sentado simulando el conductor y otra de pie para simular las condiciones de un peatón.

El modelo completo contiene 630000 nodos y 1.8 millones de elementos. El modelo se ajusta a una persona de 63 kg con una altura de 178.6 cm. Cada parte fue realizada individualmente y una vez finalizadas, se ensambló el modelo completo. Toda la estructura ósea está simulada con elementos tipo *shell* y elementos sólidos. Para el tejido blando se utilizaron elementos sólidos y los tejidos más finos como capilares y membranas con elementos tipo *shell*.

Los nodos y las superficies de contacto están compartidas entre distintas estructuras y aunque se definen como diferentes partes incluye elementos y nodos de las superficies adyacentes. El contacto entre superficies no conectadas se considera sin fricción.

Los materiales empleados para las partes óseas presentan propiedades elastoplásticas mientras que los materiales aplicados a ligamentos y membranas de los órganos fueron materiales de tipo membrana. Para las partes sólidas en los órganos se emplearon propiedades de materiales incompresibles y para órganos huecos, como intestinos, propiedades compresibles.

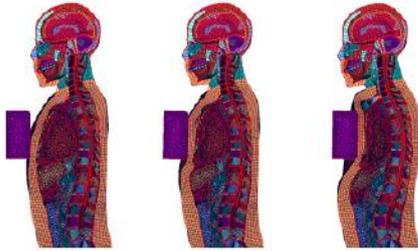


Figura 8 Impacto frontal en el modelo THUMS (Shigeta, Kitagawa & Yasuki, 2009)

Para validarlo se reprodujeron ensayos realizados con cadáveres. Se reprodujeron ensayos de impacto frontal, compresión dinámica debido a cinturón, impactos en la cabeza, flexión del cuello y flexión de húmero y fémur (Figura 8). En la mayoría de estos ensayos se obtuvieron resultados similares a los ensayos con cadáveres, lo que lo convierte en un modelo válido para usarse en choques y

evaluar las lesiones tanto en los pasajeros como en los peatones.

Otro modelo empleado en la actualidad en el sector del automóvil es el modelo M50 desarrollado por The Global Human Body Models Consortium (GHBM). Este consorcio agrupa empresas como Honda, General Motors, Hyundai, Nissan, Renault, etc. Pese a que han desarrollado modelos para adaptarse a todos los percentiles, el más importante es el modelo M50 del percentil 50 masculino (174.9cm, 78.6Kg, 26 años) (Vavalle, Davis, Stitzel, & Gayzik, 2015).

Una de las ventajas de este modelo es la gran precisión anatómica que presenta, con casi dos millones de elementos y un millón de nodos. Las imágenes sobre las que se ha realizado el CAD se obtuvieron mediante varias técnicas de imagen (TAC y MRI en posición sentada y en supino). El modelo M50 se encuentra en la posición del conductor sentado y cuenta con la mayoría de las estructuras anatómicas del cuerpo. Tiene 418 partes, 179 huesos independientes, 46 órganos, 96 músculos, 37 arterias o venas, 26 ligamentos, tendones y estructuras cartilagosas. El modelo de abdomen contiene todos los principales órganos de tejido blando, incluyendo el hígado, bazo, riñones, colon, el intestino delgado, la vejiga; y vasos como la vena cava inferior, la vena porta, la aorta descendente y las conexiones vasculares relevantes a los órganos. (Figura 9)

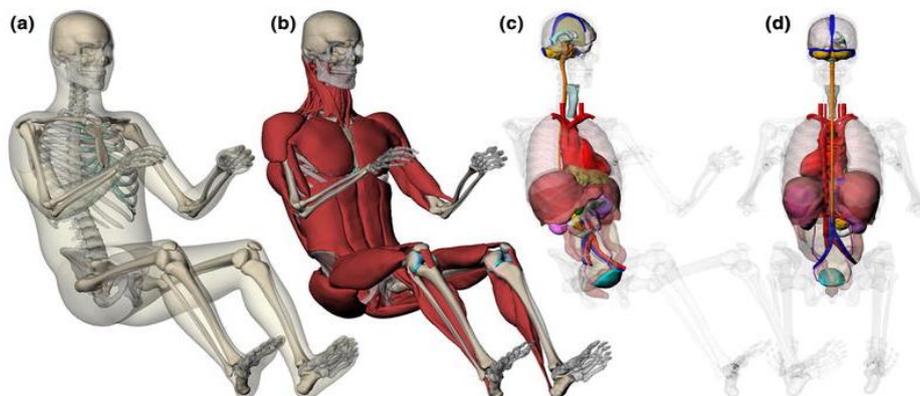


Figura 9 Anatomía del M50 (Vavalle, Davis, Stitzel & Gayzik, 2015)

Para este modelo se ha estudiado el impacto en el pecho, impacto en hombro, impacto toracoabdominal, impacto abdominal e impacto en la pelvis. En concreto, en el M50 los criterios de fractura se pueden activar o desactivar. Cuando se sobrepasan unos determinados valores, en el modo con fractura, el elemento se elimina. El criterio de fractura se puede activar en cráneo, columna cervical, costillas, pelvis y cabeza y cuello del fémur.

Al igual que en el modelo THUMS, los resultados del modelo FE M50 se ajustan con los descritos en los ensayos cadavéricos con PMHS (Post Morten Human Surrogates).

Tras la revisión de los modelos realizados hasta la fecha se evidencia que el proceso es similar a la hora de la construcción de este tipo de modelos tal y como muestra la figura 10:

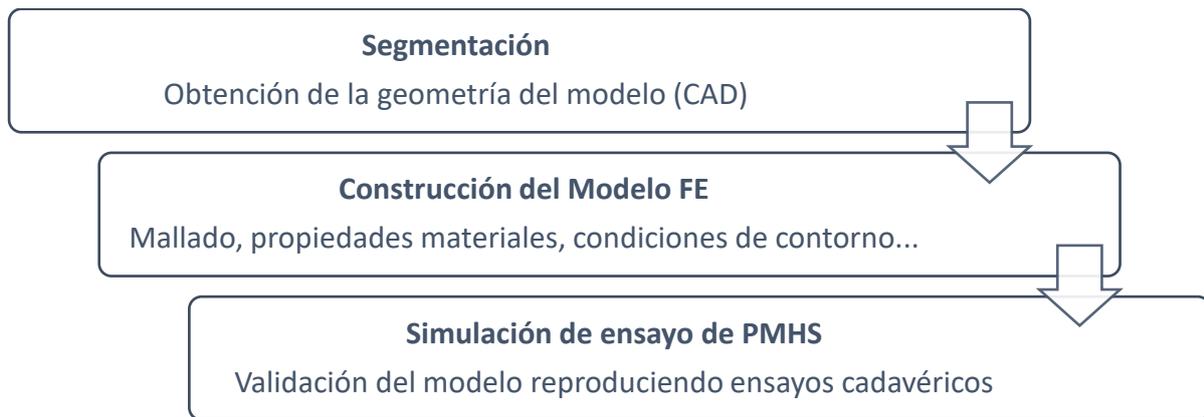


Figura 10 Esquema del proceso de creación de un modelo numérico de torso

La revisión bibliográfica pone de manifiesto la necesidad de estos modelos y su aplicabilidad. Pese a que los modelos aún necesiten mejoras para ajustarse por completo a las características biológicas de las personas es evidente que estos modelos ya ofrecen unos resultados replicables, fiables y precisos si se comparan con los maniqués instrumentados. Por ello, en este trabajo se va a seguir el esquema anterior para la construcción de un modelo de elementos finitos toracoabdominal que permita evaluar el daño producido en un impacto.

Cada vez se buscan sistemas más seguros y que sean capaces de predecir mejor el daño, sin embargo, con la precisión de los ATDs nunca se podrá evaluar correctamente el daño en los tejidos blandos. Por no destacar el gasto que supone el mantenimiento, calibración y almacenaje de los mismos, así como las instalaciones y maquinaria necesaria para reproducir accidentes. Los modelos computacionales son una alternativa más exacta, además de que cuentan con un margen de mejora incalculable, y más barato ya que se necesitan menos recursos para obtener la misma información.

En concreto este proyecto está centrado en un modelo toracoabdominal debido a que el tórax es la segunda parte del cuerpo, por detrás de la cabeza, donde más lesiones se registran en accidentes. Asimismo, la probabilidad de lesiones torácicas aumenta con la edad. Con el envejecimiento de la población previsto para los próximos años es necesario adaptar los sistemas de seguridad a las nuevas necesidades mediante un sistema que pueda reflejar estos cambios.

Modelado numérico del impacto sobre el torso humano

La geometría de este modelo ha sido obtenida de la base de datos anonimizada de National Biomedical Imaging Archive con imágenes del National Cancer Institute de Estados Unidos (NBIA, 2018). Las imágenes provienen de un paciente hombre de 58 años y 1.7 metros de estatura y se corresponden Tomografía axial computarizada (TAC) de cuerpo entero, aunque en este modelo solo se ha empleado la región toracoabdominal para evitar costes computacionales. El modelo está delimitado por las clavículas en la parte superior y en la parte inferior finaliza en la pelvis.

Para realizar la segmentación del torso humano se ha empleado el software ScanIP (Simpleware, 2016). La mayoría de la segmentación se ha realizado mediante umbralización sobre las imágenes de TAC, aunque en algunos casos se ha precisado de segmentación manual para corregir pequeñas desviaciones y en el acabado superficial de los órganos (Figura 11).

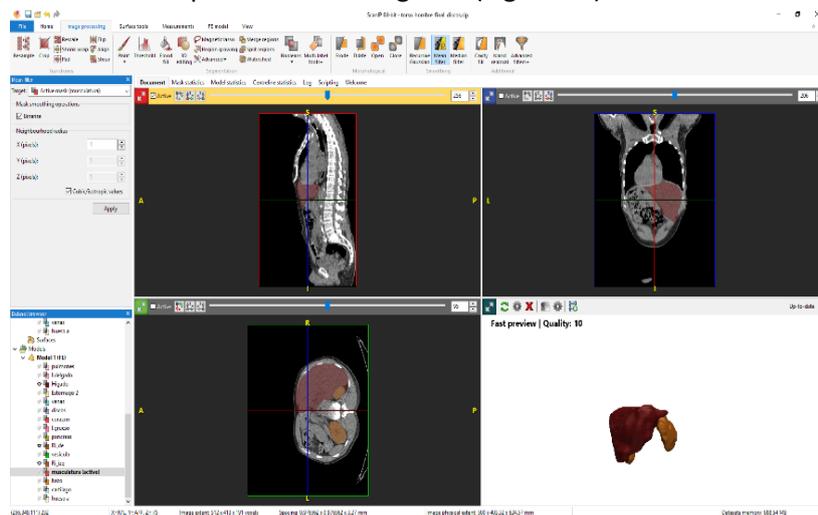


Figura 11 Ejemplo uso ScanIP

Con este software se ha construido todo el modelo y también el mallado del CAD. Cada una de las partes del torso se ha tratado con una máscara diferente y cuando los solapes entre las máscaras se solventaron se malló toda la superficie con unas características determinadas de mallado. Este proceso se relata con más detalle en este documento en la sección de desarrollo del modelo numérico 3D del torso, en el apartado de segmentación y mallado (pág. 11).

El siguiente paso en la construcción del modelo fue importar la malla a ABAQUS/CAE (Dassault, 2012). ABAQUS/CAE es un software de simulación que emplea el método de los elementos finitos en cálculos estructurales estáticos lineales y no lineales, y en cálculos dinámicos como simulación de impactos, problemas de contacto entre sólidos, acoplamientos acústico-estructurales, mecánica de fluidos, piezoeléctricos y otros. En particular este software se ha empleado en este proyecto para simular un ensayo dinámico de impacto (Figura 12).

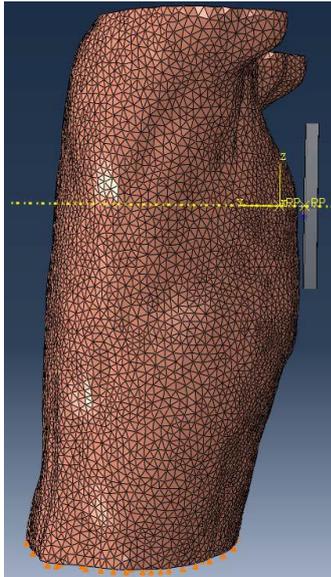


Figura 12 Simulación de impacto en Abaqus

Posteriormente a la importación de la malla, se asignaron las propiedades mecánicas de los materiales de cada una de las partes contenidas en el modelo. Aunque las propiedades biomecánicas del cuerpo humano lleven estudiándose extensivamente desde hace años, siempre ha habido limitaciones en este tipo de estudios.

Por una parte, los estudios con animales son complejos de extrapolar a los tejidos humanos y, por otra parte, los estudios que emplean PHMS deben mantener los tejidos en las condiciones más similares al estado biológico de los tejidos vivos (presión de la sangre, tensión muscular...)(Cooper, 2016). Para decidir que propiedades se usarían fue precisa una revisión bibliográfica de los modelos actuales prestando especial interés a las aplicaciones de los mismos.

Una vez escogidas las propiedades mecánicas de los materiales se definen unas condiciones de contorno para simular un impacto. Éste es el último paso del proceso, ya que consiste en replicar las condiciones de un ensayo cadavérico para contrastar resultados y poder asegurar la veracidad de los datos obtenidos con el MEF (Figura 13).

Cuando los resultados del modelo se aproximen a los datos experimentales con PMHS se puede empezar a hacer estudios con el modelo MEF. En consecuencia, este paso es de vital importancia, ya que, aunque los pasos anteriores se hayan realizado con éxito si los resultados no son similares a ensayos con PMHS, los datos obtenidos con ese modelo nunca podrán utilizarse al no ser un reflejo fiel de la realidad.

Existen diversos ensayos cadavéricos que se aplican a la validación de torsos de elementos finitos como son los experimentos de Kroell (Kroell et al., 1973) o Viano et al. (Viano, Lau, Asbury, King, & Begeman, 1989) entre otros. Las validaciones suelen reproducir ensayos frontales como los descritos en los experimentos de Kroell, impactos laterales (descritos en los artículos de Viano) e impactos causados por la compresión dinámica de los cinturones como los descritos por Cesari y Bouquet (Cesari & Bouquet, 1990).

Pese a que todos los experimentos son igualmente válidos y necesarios para asegurar la fiabilidad de los modelos en los distintos casos de impactos, este trabajo estará enfocado en reproducir únicamente el experimento de Kroell (Kroell et al., 1973). Este estudio consiste en impactos frontales en el pecho a una velocidad determinada con un peso concreto. El resultado final que se busca es construir un modelo que refleje unos datos lo más cercanos posibles a los obtenidos en esos ensayos.

Modelado numérico del impacto sobre el torso humano

A lo largo de este trabajo se pretende realizar el proceso completo de elaboración de estos modelos. Partiendo de una imagen médica a un CAD y finalmente a un modelo FE que se validará acorde con las referencias en estudios cadavéricos. Todas y cada una de las fases será descrita desde el inicio de este proceso hasta los resultados de la validación.

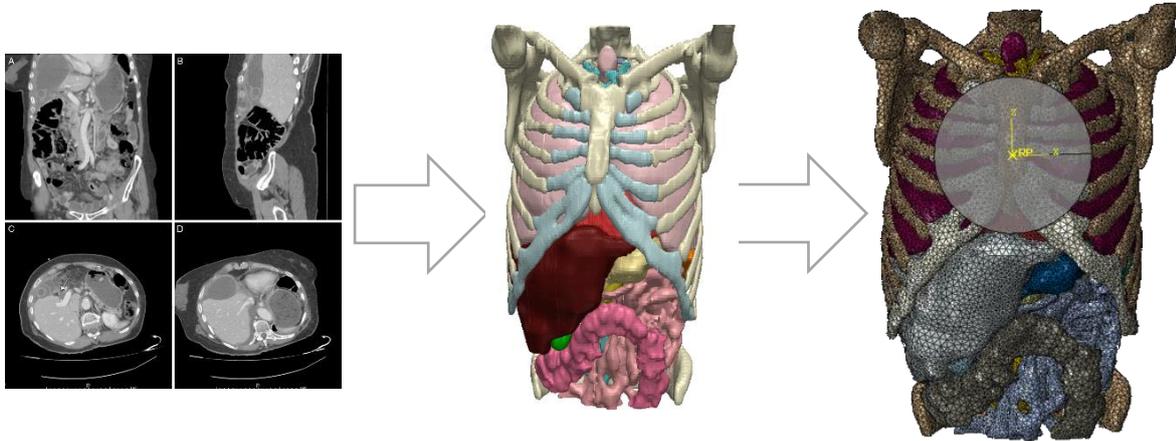


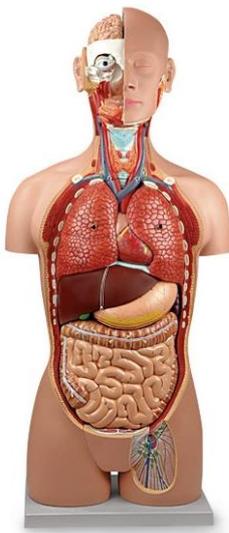
Figura 13 Proceso de creación del Modelo EF

2. DESARROLLO DEL MODELO NUMÉRICO 3D DEL TORSO HUMANO

2.1 SEGMENTACIÓN Y MALLADO

Toda la geometría de este modelo ha sido obtenida de imágenes DICOM (Digital Imaging and Communication in Medicine) de Tomografía computarizada anonimizadas de National Biomedical Imaging Archive (NBIA, 2018). Las imágenes provienen de un paciente varón de 58 años y 1.7 metros de estatura y se corresponden con una Tomografía axial computarizada (TAC) de cuerpo entero, pero en este modelo solo ha sido empleada la región toracoabdominal. El modelo está delimitado por las clavículas en la parte superior y la parte inferior finaliza en la pelvis.

En este modelo se ha intentado reflejar una complejidad anatómica similar a la bibliografía consultada por lo que el modelo cuenta con un total de 16 estructuras:



- Huesos (costillas, clavícula, esternón y columna vertebral)
- Cartílago costal
- Aorta Abdominal y vena Cava
- Corazón
- Pulmones
- Hígado
- Vesícula Biliar
- Páncreas
- Estómago
- Bazo
- Riñones
- Intestino grueso
- Intestino delgado
- Discos intervertebrales
- Músculo y vísceras

Figura 14 Torso anatómico

El término tomografía computarizada o TAC hace referencia a un procedimiento computarizado de imágenes médicas obtenidas por rayos X. Esta radiación se proyecta con una configuración de haz estrecho sobre un paciente y se gira rápidamente la fuente de estos rayos alrededor del cuerpo. Cuando se adquieren estas señales, son procesadas por la computadora de la máquina para generar imágenes transversales del cuerpo también llamados cortes.

Los rayos X son un tipo de radiación electromagnética ionizante capaz de atravesar cuerpos opacos. Esta radiación se obtiene de la desaceleración de un haz de electrones al chocar contra un blanco. Para detectar los rayos X se puede usar película fotográfica, actualmente en desuso, o detectores bidimensionales capaces de generar imágenes digitalizadas. Las imágenes adquiridas con rayos X se obtienen en una escala de blancos relacionada con la absorbancia de la radiación por cada tipo de tejido. Los tejidos que más absorben se muestran en tonos más claros, como el hueso, y los tejidos que menos absorben en los tonos más oscuros, como pulmones.

Modelado numérico del impacto sobre el torso humano

Al emplear TAC, los cortes axiales contienen información más detallada que los rayos X convencionales y su resolución es mayor. En general, se obtienen cortes sucesivos que se pueden “apilar” digitalmente para lograr una imagen tridimensional del paciente que permita identificar más fácilmente la ubicación de las estructuras básicas, así como de posibles tumores o anomalías.

Para realizar la segmentación con ScanIP, el primer paso es introducir las imágenes en formato DICOM. Cuando los cortes axiales se cargan (esquina inferior izquierda figura 15), el programa genera automáticamente los cortes coronales (esquina superior derecha figura 15) y sagitales (esquina superior izquierda figura 15). En la cuarta pantalla se genera un volumen 3D de las imágenes o la máscara seleccionada.

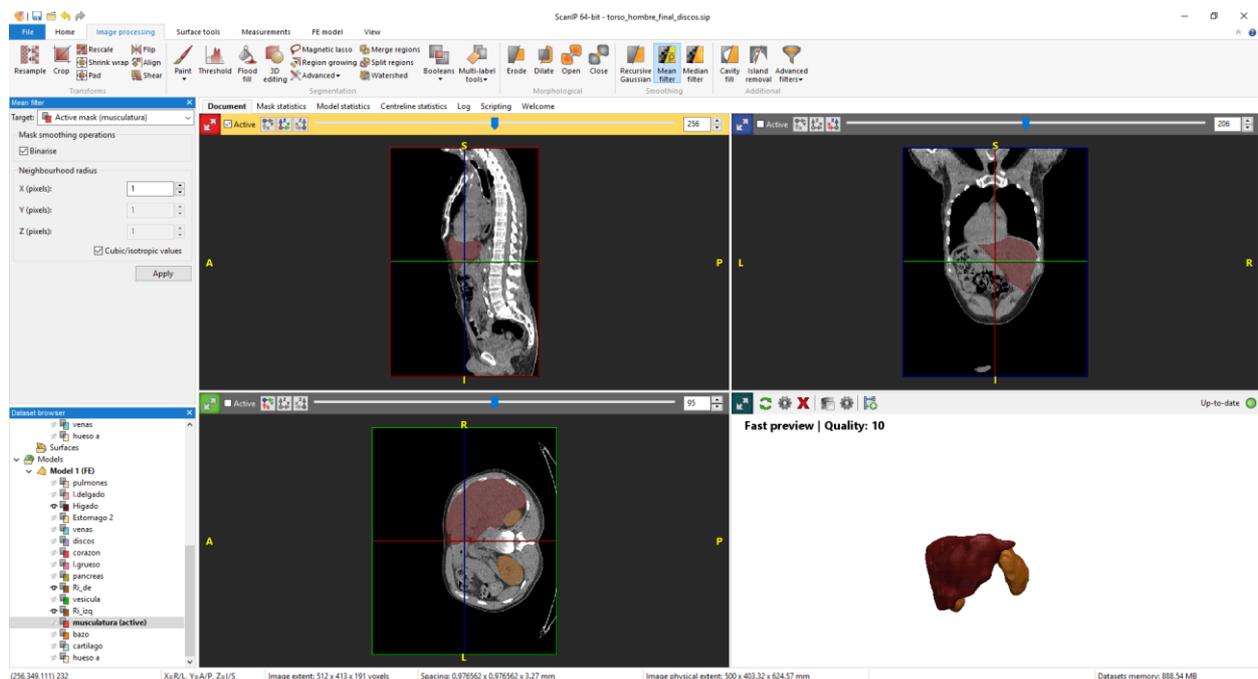


Figura 15 Pantalla de software ScanIP

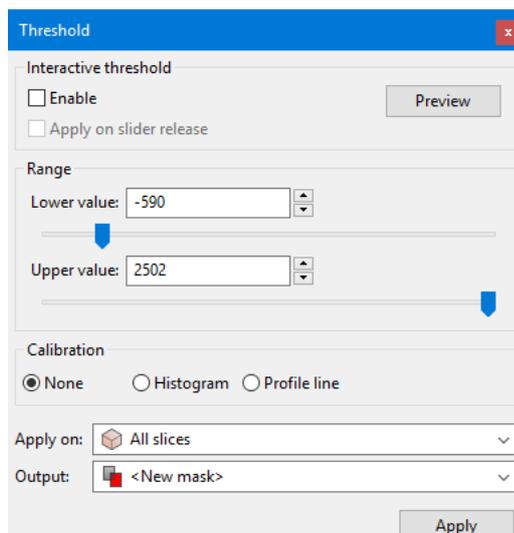


Figura 16 Filtro Threshold ScanIP (Simpleware, 2016)

Como se ha mencionado anteriormente, la gran parte de la segmentación se ha llevado a cabo mediante umbralización. Con un filtro *threshold* se seleccionan los tonos de grises correspondientes con el tejido para generar una máscara automáticamente. En esta máscara se agruparían todos los tonos dentro del rango de grises seleccionado y el volumen generado puede visualizarse en la cuarta pantalla. El software ScanIP permite seleccionar el rango de grises introduciéndolo numéricamente, seleccionándolo en el histograma o mediante la selección en la imagen “*profile line*” (Figura 16).

Mediante umbralización se aproxima en gran medida el volumen de todo el órgano, pero a veces son necesarias otras herramientas de edición cuando se producen anomalías en la máscara. Pese a que el software ScanIP ofrece múltiples herramientas para editar las máscaras, en este documento solo se revisarán las que más se han empleado para segmentar el modelo

- **Paint/Unpaint**

Con este filtro se puede modificar únicamente los cortes axiales añadiendo manualmente el volumen a la máscara o quitando esa zona a la máscara. Resulta útil para errores puntuales debido a que este torso cuenta con 256 cortes axiales.

- **Floodfill**

Este filtro se basa en la conectividad de los vóxeles para editar las máscaras. Se pueden seleccionar solo los vóxeles en contacto con el vóxel de interés para añadirlos a la máscara o sustraerlos. También puede utilizarse para conservar solo los vóxeles unidos al vóxel de interés o para eliminar huecos no conectados.

- **Filtros regionales 3D editing**

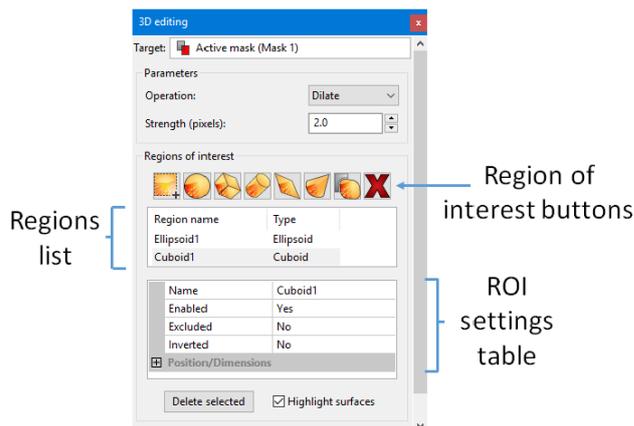


Figura 17 3D Editing ScanIP (Simpleware, 2016)

Esta opción permite editar el volumen desde la pantalla de generación de un modelo 3D. Sobre la máscara visualizada en 3D se selecciona una región de interés mediante las figuras disponibles. Al seleccionar esta sección, el color de esa parte cambiará con respecto al color de la máscara (Figura 17).

Esta opción resulta apropiada para modificar la superficie de la máscara de manera regional mientras se visualizan los cambios en el volumen total.

Esta opción contiene diversos filtros:

- *Dilate*: Dilata la superficie con la intensidad que se seleccione.
- *Erode*: Erosiona la superficie con la intensidad que se seleccione.
- *Delete*: Elimina el volumen seleccionado.
- *Fill*: Rellena el volumen de la región creada con la figura.
- *Smooth*: Suaviza la superficie.
- *Open*: Aumenta la apertura seleccionada.
- *Close*: Disminuye una apertura/hueco seleccionado.

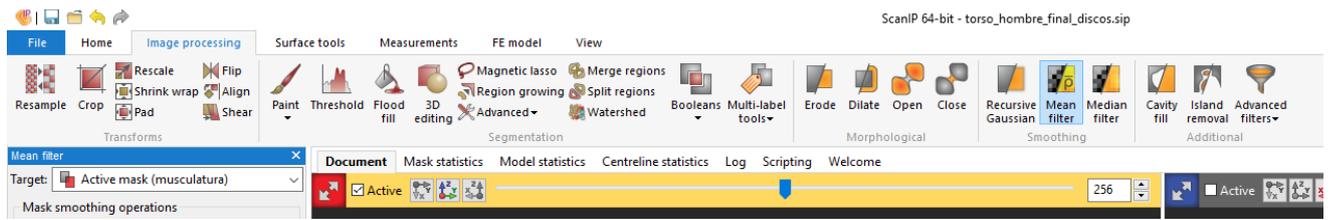


Figura 18 Detalle filtros ScanIP (Simpleware, 2016)

Filtros de suavizado

Todos estos filtros mejoran el acabado superficial de la máscara, pero, a diferencia de los filtros de *3D editing*, afectan a toda la superficie de la máscara en lugar de limitarse a una región. Se aplican para mejorar la calidad general de la malla una vez ya se hayan solventado los mayores problemas.

ScanIP cuenta con tres tipos de filtros morfológicos para suavizado:

- *Gaussian filter*
Normalmente se emplea para la reducción de ruido, aunque disminuye el detalle. Difumina los contornos haciendo que el resultado final se suavice, pero el detalle pequeño se pierde con ello.
- *Mean filter*
Este filtro también se emplea en la reducción de ruido, pero no produce el difuminado del Gaussian filter. Con este filtro se le asocia a cada píxel un cómputo de la media de la intensidad de los píxeles vecinos.
- *Median filter*
Es un filtro especialmente útil para reducir el *ruido sal y pimienta*, aunque se considera una herramienta robusta para la reducción de ruido en general. Este filtro computa el valor de intensidad de cada píxel como la mediana estadística de los píxeles vecinos.

● Filtros de adicionales

- *Cavity fill filter*
Este filtro rellena todos los espacios contenidos dentro del perímetro externo de la máscara.
- *Island Removal*
Elimina aquellos volúmenes de máscara no conectados que su tamaño sea menor al seleccionado.
- *Advanced filters*
Agrupa filtros más específicos como: *“CT image stabiliser”*, *“Conected component”*, *“Danielsson distance map”*, *“Gradiente magnitude”*, *“Histogram cylindrical equalisation”*, *“Lattice factory”*....

La complejidad anatómica de este modelo es comparable a la de los modelos de la bibliografía consultada y en algunos casos incluso más completo. Cuando se realizó la segmentación se consideró qué estructuras debían incorporarse en el modelo, en función de su importancia vital y desde el punto de vista de la resistencia general del torso, y al final se optó por las partes incluidas.

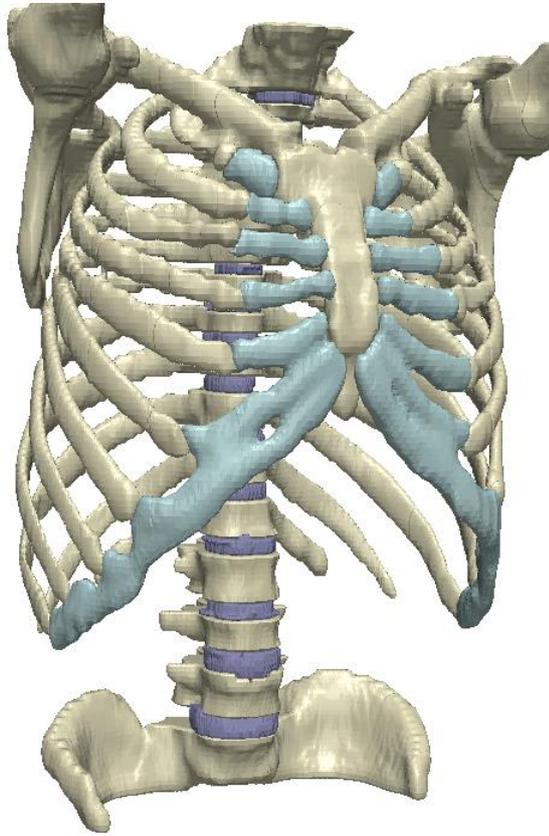


Figura 19 Segmentación del sistema esquelético, cartílago y discos intervertebrales

Resumiendo la anatomía del torso, la parte más importante en los estudios de impacto es, sin lugar a dudas, el sistema esquelético. Los huesos son la parte más rígida y actúan como soporte y protección de los órganos. La columna vertebral es el soporte del cuerpo que mantiene la postura erguida. En este modelo se han incluido discos intervertebrales debido al grado de articulación que le aportan a la columna. Suponer la columna como una barra rígida limitaba mucho el movimiento si se comparaba con el rango fisiológico. La columna humana dispone de pequeños discos cartilaginosos, discos intervertebrales, entre cada una de las vértebras que permiten que la columna pueda realizar movimientos de flexión, rotación o laterales (Figura 19).

La función de las costillas es la protección de los tejidos blandos del pulmón y corazón. Las costillas rodean el pecho y protegen las zonas más delicadas contra impactos. Para proteger todo el contorno, las costillas se unen en la parte frontal con el esternón. El esternón protege los impactos sobre el corazón. Las

costillas no se unen directamente al esternón, la unión entre costillas y esternón la realiza el cartílago costal. El cartílago es un material mucho más flexible que el hueso y puede soportar más tensión antes de fallo. Al unir las costillas y el esternón con este tipo de material, la estructura en general puede soportar más fuerza antes de fracturarse (Drake, Vogl, & Mitchell, 2013).

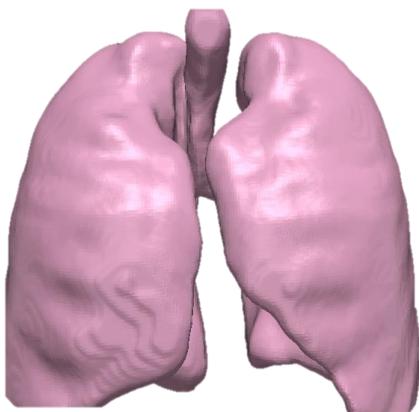


Figura 20 Segmentación de los pulmones

Los pulmones son el órgano menos denso del cuerpo humano. Tienen una configuración de esponja que les hace altamente deformables y muy poco densos. La importancia de esta parte del modelo radica en que las propiedades mecánicas del pulmón son tan distintas a las del resto de órganos que no se puede simplificar o considerarlo como parte de cualquier otro tejido.

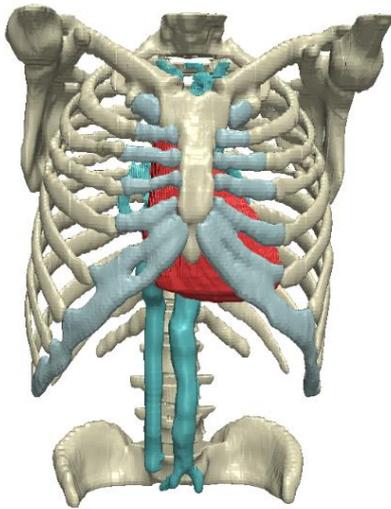


Figura 21 Segmentación con el corazón y el sist. circulatorio

El corazón es el órgano fundamental para la vida, es el encargado de llevar la sangre a cada parte del cuerpo. Esta importancia es lo que hace que lo hayamos modelado junto a los grandes vasos como la aorta, segmentada desde el cayado aórtico hasta finales de la aorta abdominal, y la vena cava, segmentada desde el corazón hasta la cava inferior. Pese a que el tejido de las arterias sea diferente al de las venas, debido a que las aortas deben soportar mayor presión sanguínea y son más musculares para poder resistirla, en este modelo se ha considerado el sistema circulatorio como una sola estructura y se ha simplificado con unas mismas propiedades materiales.

El hígado es el órgano de mayor volumen del cuerpo y se encuentra en la parte superior del abdomen en el lado derecho bajo el diafragma. Entre sus funciones destacan la síntesis de proteínas plasmáticas, purifica la sangre, almacena vitaminas y glucógeno. La vesícula biliar se ha segmentado independientemente del hígado (Figura 22). La función de la vesícula biliar es la secreción de bilis para la digestión de las grasas ingeridas en la alimentación.



Figura 22 Segmentación del hígado y la vesícula biliar, páncreas y estómago (de izquierda a derecha)

El páncreas se encuentra detrás del estómago al nivel de las primeras vértebras lumbares. Esta glándula secreta líquidos que participan en la digestión y se encarga de la producción de hormonas como la insulina, glucagón y somatostatina que regulan el metabolismo de los nutrientes y mantienen los niveles de glucosa adecuados en el organismo.

El estómago esta segmentado incluyendo el último tramo del esófago y el comienzo del intestino delgado. Este órgano se encuentra a la altura del hígado y su tamaño es muy variable en función de la ingesta de alimentos. El estómago cumple con tres funciones principales: almacena la comida deglutida, mezcla la comida con los ácidos gástricos y la envía hacia el intestino delgado mediante movimientos peristálticos.

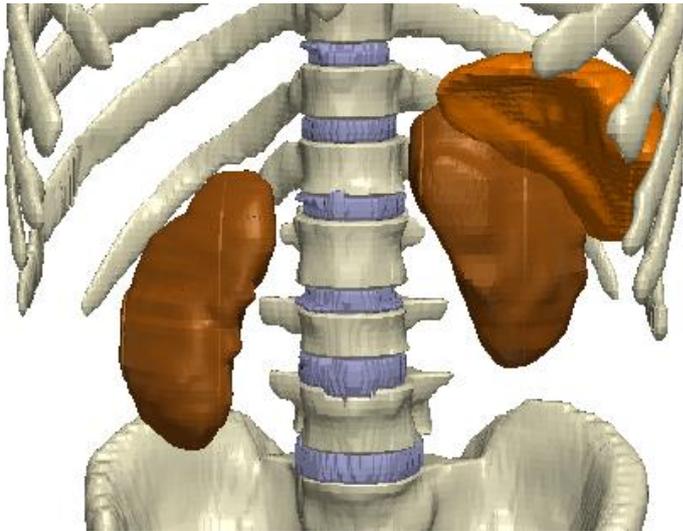


Figura 23 Segmentación de riñones (en marrón) y bazo (en naranja)

maduración y destrucción de los glóbulos rojos.

Los riñones son los órganos principales del sistema urinario y se ubican en la parte posterior del abdomen a ambos lados de la columna vertebral. Es el órgano encargado de la secreción de sustancias residuales mediante la orina y también mantiene el equilibrio del medio interno (homeostasis). La homeostasis se logra controlando el volumen de líquido extracelular, la osmolaridad del plasma sanguíneo, balance de electrolitos y el pH del medio interno. Las glándulas suprarrenales, situadas sobre los riñones, son las encargadas de la producción de hormonas como la eritropoyentina, responsable de la fabricación de glóbulos rojos, y la renina, que regula la presión arterial.

El intestino delgado se encuentra en la parte inferior del modelo, unido a continuación del estómago, es un tubo delgado de entre 3-5 m. Participa en el proceso de digestión y es el principal encargado de

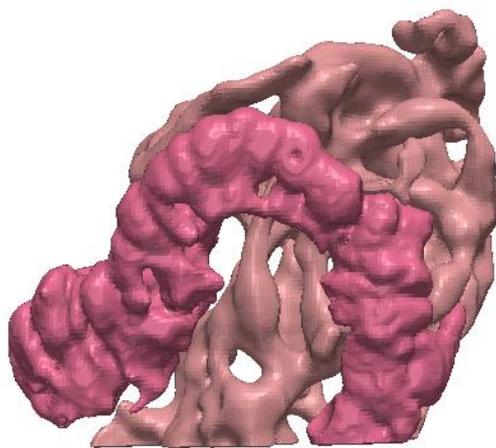


Figura 24 Segmentación del Intestino delgado y grueso

la absorción de nutrientes; que lleva a cabo mediante el contacto entre el alimento y las paredes intestinales. El intestino delgado está formado por tres secciones: duodeno, yeyuno e íleon, cada una de ellas con distinta morfología celular y diámetro. En este modelo no se han distinguido esas subpartes.

El intestino grueso es la parte final del aparato digestivo y se encuentra alrededor del intestino delgado; también tiene forma tubular, pero presenta mayor diámetro que el intestino delgado y es más corto (1.5 m aprox.). Sus funciones son absorber el agua sobrante y los nutrientes presentes en los alimentos y almacenar las heces. En este modelo no se ha representado la totalidad del intestino grueso ya que llegaría hasta el final del abdomen y el modelo solo llega al comienzo del hueso pélvico (Figura 24).

La última parte del modelo es la parte externa que recubre todas las estructuras. Esta capa muscular recubre todos los órganos y se compone de la musculatura externa: músculo pectoral mayor, oblicuos, recto anterior, dorsal, etc. Esta parte también incluye las pequeñas cavidades que se han generado durante la segmentación, de forma que todo el volumen del torso sea un volumen definido sin huecos entre partes que supondrían problemas a la hora de mallarlo y en la simulación de impacto (Drake, Vogl, & Mitchell, 2013). El resultado final de la segmentación del torso se muestra en la figura 25.

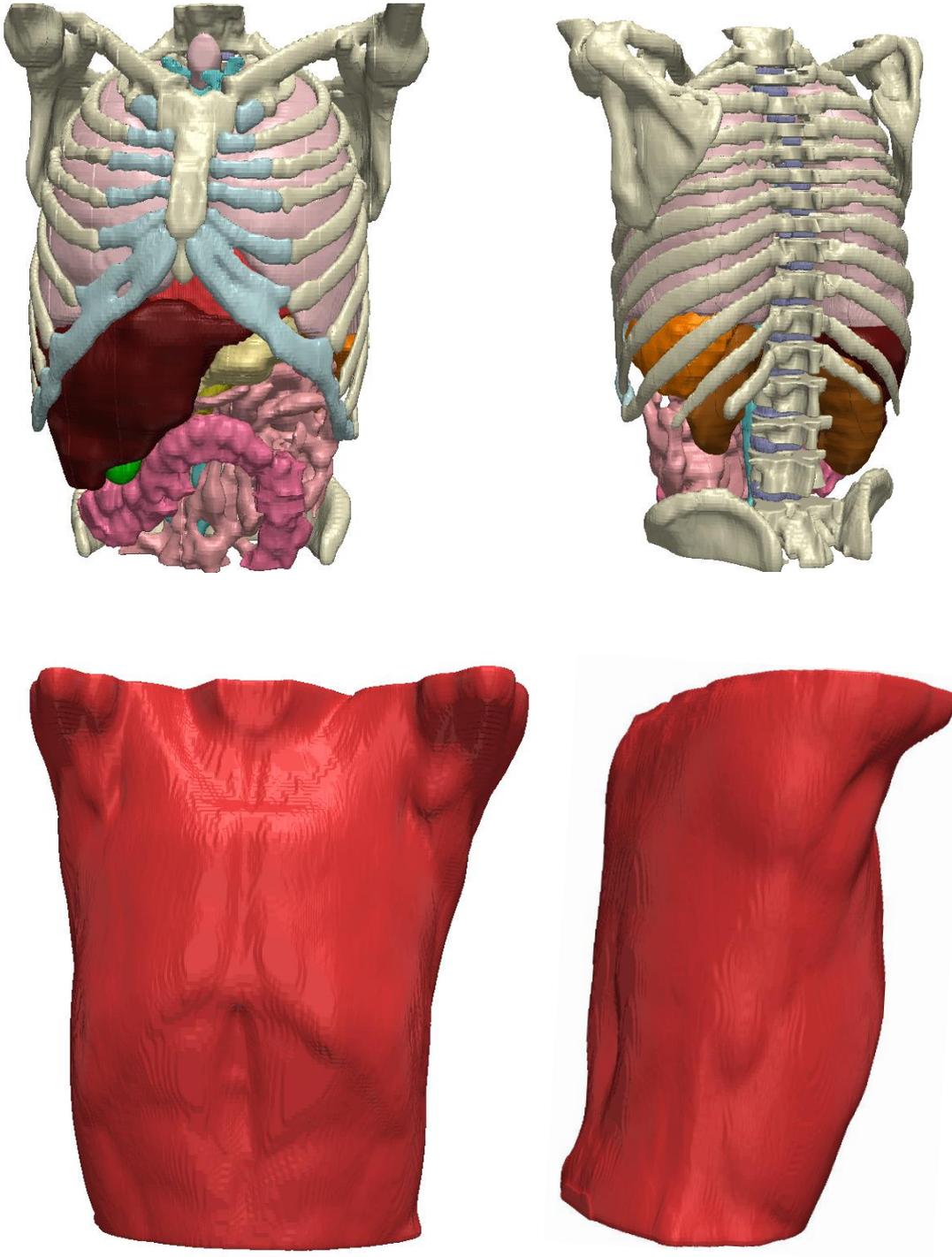


Figura 25 Resultado final de la segmentación del torso

Para toda la segmentación se han empleado únicamente las imágenes de TAC y, aunque esto sea común entre los modelos de tórax, hay otras maneras de mejorar la segmentación. La idea fundamental es que no se puede conseguir una segmentación más precisa que la resolución de la imagen, por lo tanto, la calidad de la imagen médica que se adquiera determinará en gran medida la calidad de la segmentación.

Una de las propuestas encontradas en la bibliografía para aumentar esta precisión, es emplear dos métodos de adquisición de imagen y superponerlos. En concreto emplear la resonancia magnética y TAC sobre un mismo sujeto, posteriormente estas imágenes se superpondrían obteniendo todos los beneficios del TAC y todos los beneficios de la resonancia magnética (Gayzik, Moreno, & Stitzel, 2014). Las imágenes de resonancia magnética se obtienen mediante pulsos de radiofrecuencia y campos magnéticos, estas imágenes no precisan de radiación ionizante por lo que no tienen ninguna contradicción. El contraste de estas imágenes se basa en la alineación y relajación de los spins de magnetización de los átomos de hidrógeno libres. Por este motivo se distinguen cada uno de los tipos de tejidos en función de su composición de hidrógeno y esto mejora la diferenciación/caracterización especialmente de los tejidos blandos. En oposición, el TAC únicamente se basa en la absorción de rayos X por los distintos tipos de tejido. La ventaja de utilizar ambas modalidades es que al fusionar ambos tipos de imagen se combinan las ventajas de ambas técnicas. Por lo que tanto el hueso, que se observa mejor en el TAC, como el tejido blando, que se observa mejor con resonancia magnética, tienen la máxima definición posible.

En general, para las prestaciones de nuestro modelo consideramos que las imágenes de TAC son suficientemente precisas y que la geometría se encuentra acorde con lo observado en la bibliografía. No parece necesario aumentar la calidad de la imagen en la que se basa segmentación, tal y como se muestra en la figura 26, pero como líneas futuras para este trabajo considerar emplear distintas modalidades de imagen médica podría mejorar la calidad de la segmentación del tejido blando.

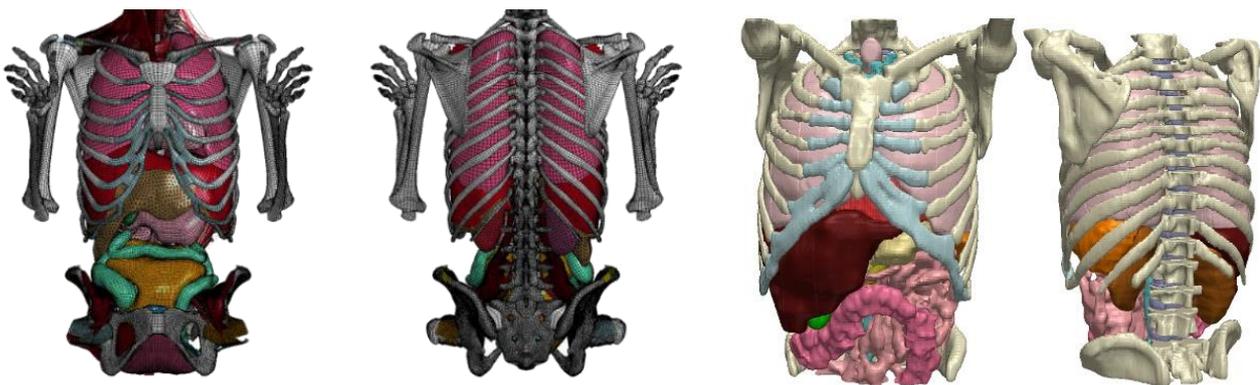


Figura 26 Comparación modelo segmentado con múltiples técnicas de imagen médica y modelo segmentado en el proyecto

El siguiente paso a la segmentación es mallar el CAD. El software ScanIP cuenta con su propio módulo de mallado que te permite convertir en malla todo lo segmentado. Se ha empleado esta función para realizar todo el mallado de las distintas partes del torso.

La configuración empleada para generar la malla es la que se muestra en la figura 27:

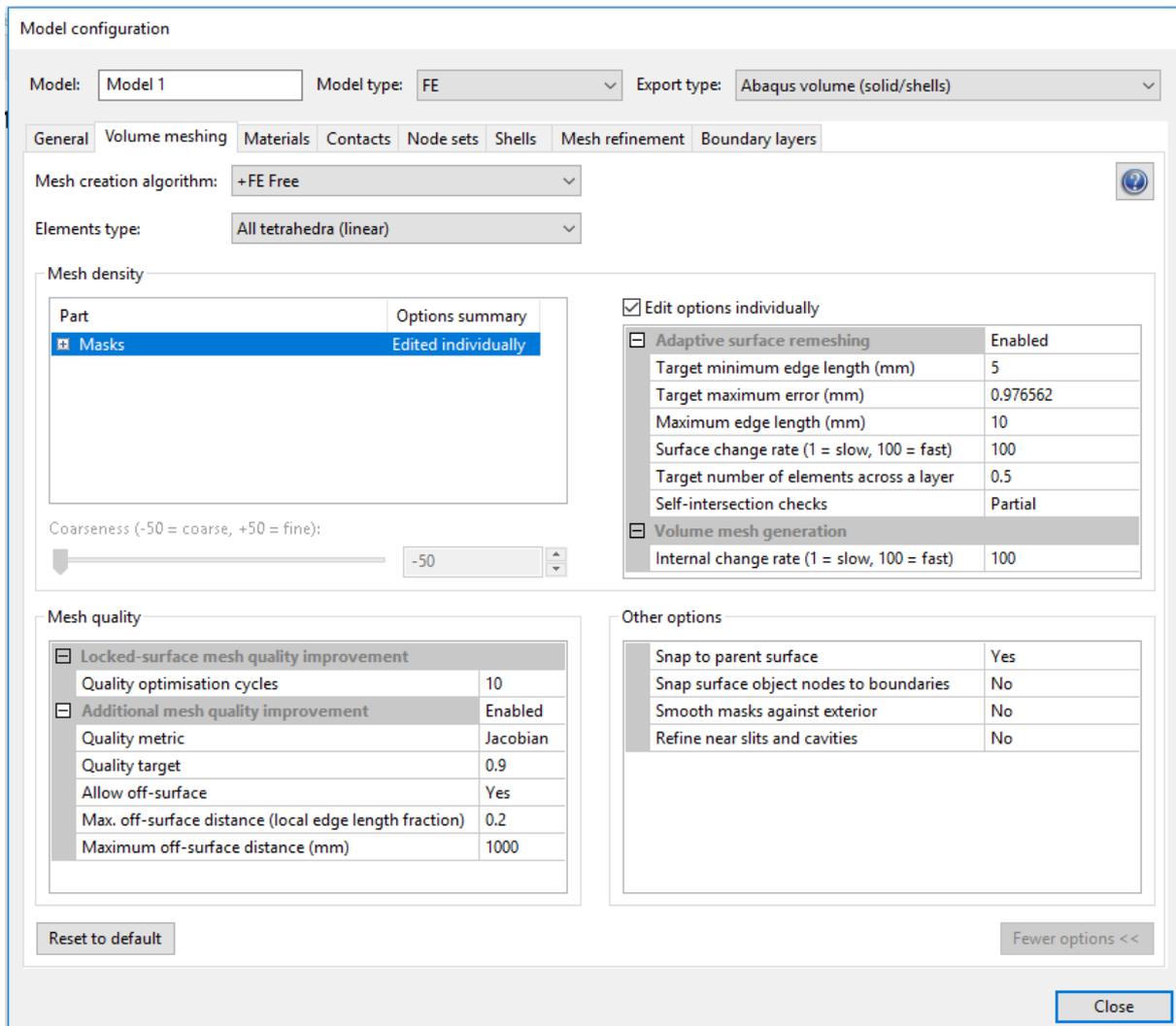
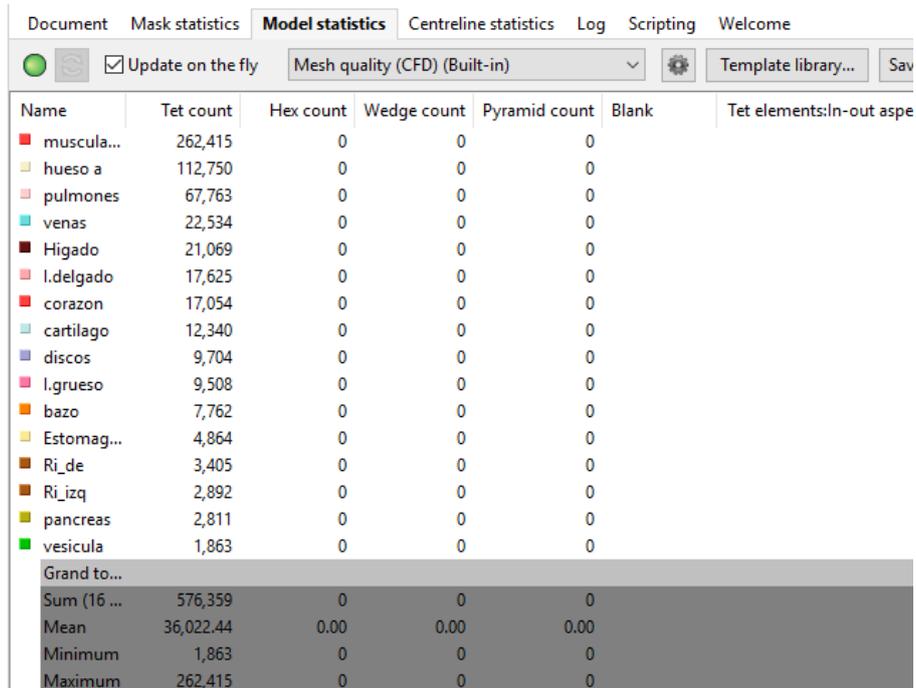


Figura 27 Configuración del modelo para generar la malla en ScanIP.

Para lograr una malla con la mayor calidad posible se han establecido 10 ciclos de optimización y una calidad de 0.9 evaluada con el método Jacobiano. Para reducir el gasto computacional y mantener un número de elementos bajo se ha establecido un tamaño mínimo de 5 mm y un tamaño máximo de 10 mm. El error máximo es de menos de un milímetro y el ratio de cambio es el más rápido posible.

Estos parámetros fueron ajustados para conseguir un nivel de elementos lo más reducido posible sin comprometer la calidad de la malla. Un mayor número elementos habría supuesto demasiado tiempo de simulación e intentar simular con muy pocos podría generar errores y resultados poco fiables.

La malla que se ha empleado en la simulación cuenta con 576359 elementos, todos ellos tetraedros lineales repartidos entre las distintas partes segmentadas como se muestra la figura 28.



Name	Tet count	Hex count	Wedge count	Pyramid count	Blank	Tet elements:In-out aspe
muscula...	262,415	0	0	0	0	
hueso a	112,750	0	0	0	0	
pulmones	67,763	0	0	0	0	
venas	22,534	0	0	0	0	
Higado	21,069	0	0	0	0	
l.delgado	17,625	0	0	0	0	
corazon	17,054	0	0	0	0	
cartilago	12,340	0	0	0	0	
discos	9,704	0	0	0	0	
l.grueso	9,508	0	0	0	0	
bazo	7,762	0	0	0	0	
Estomag...	4,864	0	0	0	0	
Ri_de	3,405	0	0	0	0	
Ri_izq	2,892	0	0	0	0	
pancreas	2,811	0	0	0	0	
vesicula	1,863	0	0	0	0	
Grand to...						
Sum (16 ...	576,359	0	0	0	0	
Mean	36,022.44	0.00	0.00	0.00		
Minimum	1,863	0	0	0		
Maximum	262,415	0	0	0		

Figura 28 Distribución de los elementos entre las distintas partes.

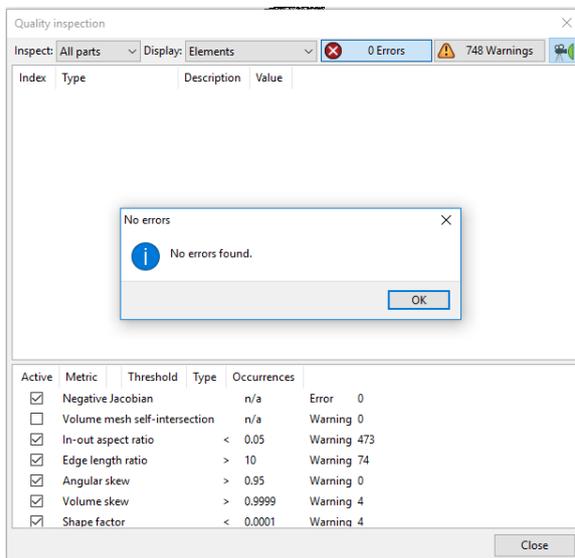


Figura 29 Errores y warnings de la malla en ScanIP.

Además de evaluar número de elementos, es fundamental comprobar que la malla no tenga ningún error y cuál es el porcentaje de *warnings*. Esta malla no cuenta con ningún error y tiene 748 *warnings*, lo cual representa un bajo porcentaje de *warnings* respecto el total de elementos, tal y como muestra la figura 29. La figura 30 muestra la malla final obtenida para el modelo toraco-abdominal.

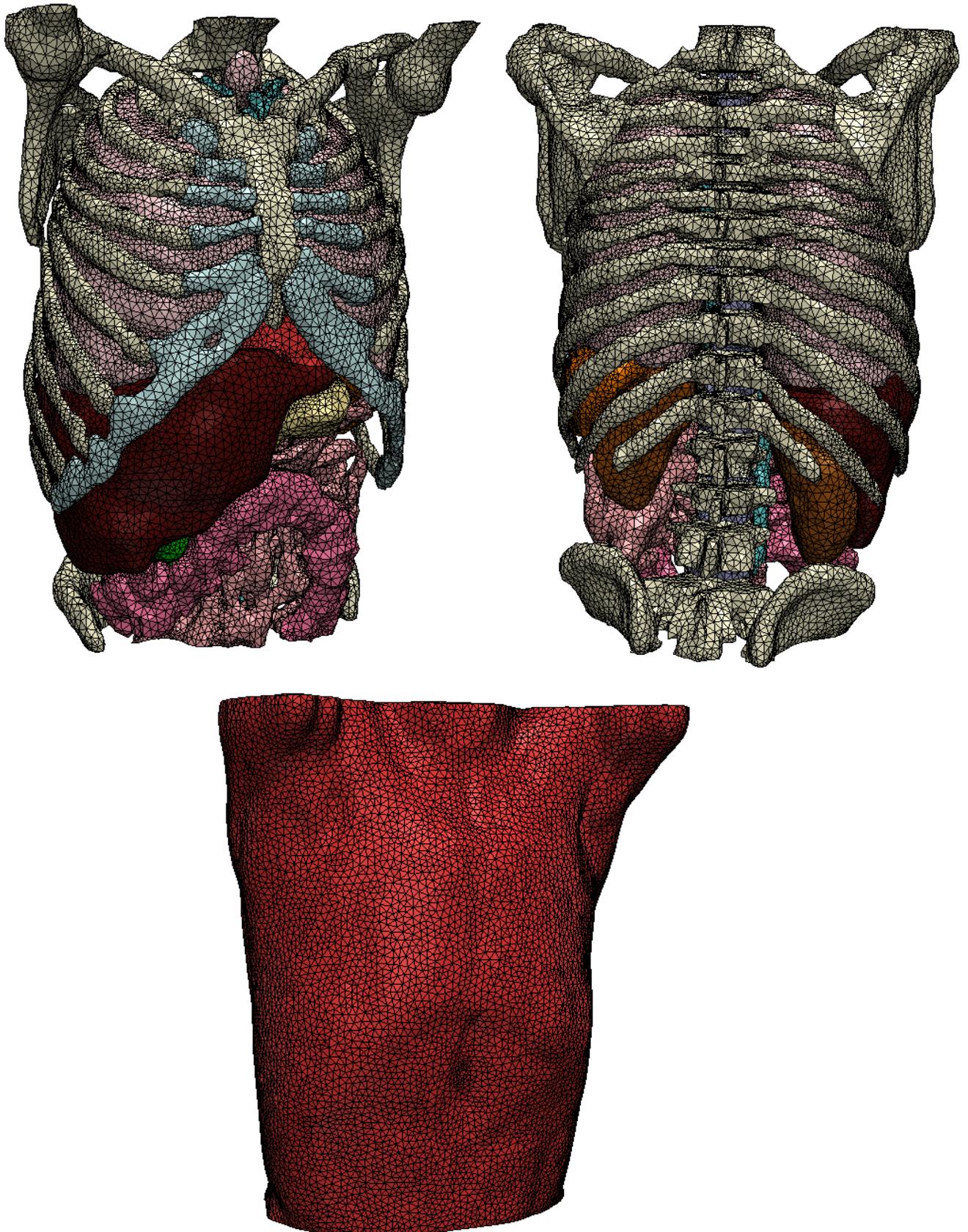


Figura 30 Resultados del mallado en ScanIP

Modelado numérico del impacto sobre el torso humano

Una vez segmentado el modelo, se importa la malla a ABAQUS/CAE con el formato de archivo input (.inp). Antes de asignarle propiedades a los elementos, se comprueba la calidad de la malla según los parámetros predefinidos en ABAQUS/CAE para ver que no ha habido ningún fallo al importar el modelo.

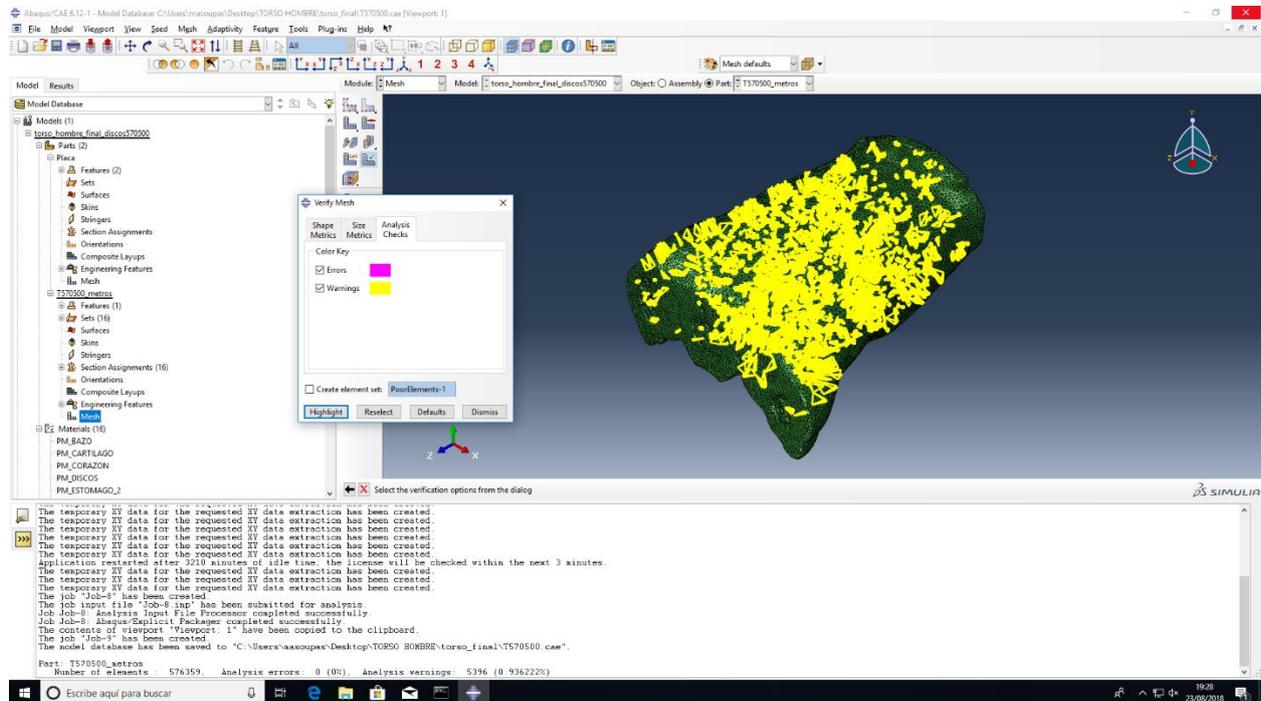


Figura 31 Porcentaje de Warnings de la malla en ABAQUS

En la figura 31 podemos ver los warnings destacados en color amarillo y los errores estarían en color violeta. No hay ningún error. La malla cuenta con 576359 elementos de los cuales el 0.936222% tiene warnings (5396 elementos). Este porcentaje de warnings es bastante bajo, ya que no llega ni al 1% de la malla por lo que se puede seguir la simulación sabiendo que la malla no será una limitación.

2.2 PROPIEDADES DE LOS MATERIALES DEL MODELO

Para simular el impacto, es fundamental asignar propiedades mecánicas a los materiales de las distintas regiones del torso. Cuando importamos la malla a ABAQUS, el programa automáticamente genera secciones y materiales con los nombres de la segmentación, aunque las propiedades están vacías.

El estudio de las propiedades biomecánicas del cuerpo lleva años realizándose, pero siempre ha contado con limitaciones. Hay que considerar que los estudios en animales son difíciles de extrapolar debido a las diferencias con los seres humanos y realizar estudios con PMHS siempre supone un grado de incertidumbre debido a la falta de tensión muscular, riego sanguíneo, rigor mortis, etc. Además de que las propiedades de los tejidos van cambiando en función de la fecha de defunción.

En la bibliografía aparecen propiedades muy diferentes y comportamientos distintos para el mismo tipo de tejido. Antes de asignar propiedades al modelo se han revisado las propiedades de otros modelos como referencia.

Una de las referencias consultadas es el modelo de torso de Sandia Lab. (Taylor, Cooper, & Burnett, 2015). Este modelo fue desarrollado para estudiar el trauma producido por impactos u ondas de presión. En concreto, el modelo está orientado a predecir las lesiones en los tejidos blandos que suelen ser de mayor gravedad que las fracturas óseas. Es uno de los modelos más recientes y con la mayor complejidad en la formulación de las propiedades materiales de los tejidos biológicos.

El hueso esquelético está representado como un material comprensible, elástico lineal y perfectamente plástico, con un modelo de fractura basado en la acumulación de tensiones (Cooper & Taylor, 2016). Para el modelado del comportamiento del hueso se ha empleado la ecuación de estado de Mie-Gruneisen, habitualmente empleada para modelar materiales comprimidos a altas presiones. Esta ecuación de estado también ha sido empleada para modelar el cartílago costal y el estómago.

Para los órganos más críticos en la supervivencia (corazón, pulmones, hígado, riñones, músculo y bazo) se emplea un modelo hiperelástico que se ajusta mejor al comportamiento de estos tejidos en concreto. El modelo empleado es una versión del modelo hiperelástico de Swanson (Swanson, 1985) basado en la energía de deformación:

$$U = \frac{3}{2} \frac{A_1}{P_1+1} \left(\frac{\bar{I}_1}{3} - 1 \right)^{P_1+1} + \frac{3}{2} \frac{B_1}{Q_1+1} \left(\frac{\bar{I}_2}{3} - 1 \right)^{Q_1+1} + \frac{3}{2} \frac{C_1}{R_1+1} \left(\frac{\bar{I}_1}{3} - 1 \right)^{R_1+1} \quad (1)$$

Donde I_1 e I_2 son el primer y segundo invariante del tensor de deformación Cauchy-Green (deformación desviadora) ; P_1 , Q_1 y R_1 son parámetros adimensionales del material y A_1 , B_1 y C_1 son constantes de tensión que han de determinarse empíricamente para cada material (Taylor et al., 2015). Esta ecuación es una alternativa a otros modelos hiperelásticos como por el ejemplo el Mooney-Rivlin, más popular para este tipo de modelos. Las tablas 1 y 2 resumen las propiedades mecánicas usadas en los modelos de Sandia y Swanson, respectivamente.

Modelado numérico del impacto sobre el torso humano

Tabla 1 Propiedades de los tejidos del torso del modelo de Sandia Lab (Cooper, 2016)

MATERIAL	DENSIDAD (KG/M ³)	K (MPA)	E (MPA)	σ fluencia (MPA)	σ_u (MPA)	ϵ_u
HUESO	1210	4762	3279	95	77.5	0.016
CARTÍLAGO COSTAL	1000	8.33	1.79	--	77.5	--
PULMONES	700	150	0.033	--	10.0	--
HÍGADO	1060	280	0.190	--	10.0	--
RIÑONES	1100	276	46.65	--	10.0	--
BAZO	1100	276	46.65	--	10.0	--
CORAZÓN	1000	380	0.106	--	10.0	--
MÚSCULO	1200	34.8	5.88	--	10.0	--
ESTÓMAGO	1050	480	0.096	--	10.0	--

Tabla 2 Parámetros del modelo hiperelástico de Swanson (Taylor et al., 2015).

MATERIAL	A1 (KPA)	B1 (KPA)	C1 (KPA)	P1	Q1	R1	σ_u (KPA)	ϵ_u
PULMONES	3.66	-2.09	8.0	0.47	0.78	2.01	4.6	0.4
CORAZÓN	-605.6	1089.6	-454.0	1.0	0.5417	1.0	10.4	0.23
HÍGADO	-22.19	204.67	-	30.5	0.948	9.452	1850	0.33
RIÑÓN	287.73	569.09	-	1.0	2.672	3.894	4780	0.36
BAZO	-38.26	3.859	35.155	177.57	1.34	0.469	65.0	0.18
MÚSCULO	336.47	340.69	-674.16	1.24	4.44	2.772	10.0	0.2

Otro de los modelos que han sido considerados para este proyecto, es el torso Total Human Model for Safety (THUMS) desarrollado por Toyota Motor Corporation and Toyota Central R&D Labs. (Shigeta et al., 2009), del cual se ha hablado en la introducción de este trabajo. Este modelo fue desarrollado para el sector automovilístico y se trata de un modelo de cuerpo completo en las posiciones de conductor y peatón.

En este modelo se asumen propiedades elastoplásticas para el tejido óseo y propiedades de membrana para los ligamentos y membranas de órganos. Los órganos sólidos se consideran incompresibles y los órganos huecos compresibles (intestino delgado, intestino grueso...). Tanto los pulmones como los vasos sanguíneos se modelaron como membranas y en su interior materiales elásticos simulan gas/fluido. En este modelo destaca el detalle aplicado en las propiedades materiales óseas, ya que se han distinguido propiedades entre cada hueso segmentado y entre la parte cortical y trabecular del hueso. Habitualmente la mayoría de modelos simplifican estas propiedades considerando menos diferencias materiales entre distintos huesos. La tabla 3 resume las propiedades usadas en este modelo.

Modelado numérico del impacto sobre el torso humano

Tabla 3 Propiedades de los tejidos del torso del modelo Total Human Model for Safety (THUMS) (Shigeta et al., 2009).

			Density (kg/m ³)	Young's modulus E (MPa)	Poisson ratio	Yield stress (MPa)	Ultimate stress (MPa)	Reference	
Bone	Skull	Frontal bone	Cortical	2,120	11,000	0.22	48	Yamada (1970) Wood (1971) Abe et al. (1996)	
			Trabecular	1,000	100	0.22	0.35		
		Parietal, temporal,	Cortical	2,120	11,000	0.22	48		
			Trabecular	1,000	1,000	0.22	4.8		
		Facial bones	Cortical	2,120	11,000	0.22	48		
	Trabecular		1,000	200	0.22	0.7			
		Skull suture		2,120	13,000	0.22	12	Naruse (1993)	
	Vertebrae		Cortical	2,000	12,000	0.3	100	Yamada(1970)	
			Trabecular	1,000	1,000	0.3	8.3	Abe et al.(1996)	
	Thorax	Rib / Sternum	Cortical	2,000	9,860	0.3	66.7	Kimpara (2005)	
			Trabecular	1,000	40	0.45	1.8	Yamada(1970)	
		Costal		1,000	49	0.4	4.9	Abe et al.(1996)	
	Upper extremity		Cortical	2,000	11,000	0.3	110	Yamada (1970)	
			Trabecular	1,000	1,100	0.3	7.7		
	Lower extremity	Fibula	Cortical		18,500	0.3			146
			Trabecular		145.6	0.45			30.6
		Talus	Cortical		15,000	0.3			140
			Trabecular		145.6	0.45			30.6
		Calcaneus	Cortical		15,000	0.3			140
			Trabecular		145.6	0.45			30.6
Femur		Cortical		17,000	0.3		150		
		Trabecular		145.6	0.45		30.6		
Tibia	Cortical		18,000	0.3		150			
	Trabecular		145.6	0.45		30.6			
Soft tissue	Diaphragm		1,000	2	0.4	2	Shah et al. (2001)		
		Cervical	2,000	1	0.4	2			
	Pleural, Mediastinum, Peritoneum, Fascia			1,000	13	0.4		1	
	Skin			900	31.5	0.45	0.1	Shah et al. (2001)	
	Aorta			4,000	4	0.4	3		
	Ligaments			1,100	9 - 100	0.22	1 - 3	Yamada(1970) Abe et al.(1996)	
	Fat			900	0.5			Lee and Yang (2001)	
	Mascle			900	0.5				
	Intercostal		1,000	1	0.3		Yamada (1970)		

Internal organ	Nominal stress [KPa]	Property data				Preference
		Nominal strain [%]				
		10	20	30	50	
Heart		5.4	12.4	28	374.9	Yamada (1970)
Lung		7.9	14.1	20.1	31.7	Hayamizu (2003)
Liver		2.5	14.7	58.9	380.2	Tamura (2002)
Spleen		1.5	2.5	3.7	9.8	Ishikawa (2000)
Kidney		4.9	36.3	134.4		Yamada (1970)
Small intestine		17.7	38.2	94.1	778.6	
Large intestine		16.3	29.4	40.9	163.4	
Blood vessel		14.9	29.7	66.9	193.2	
Stomach		4.5	12.7	28.1	93.2	

Por último también se ha tenido en cuenta el modelo desarrollado por Ford Motor Company (Ruan, El-Jawahri, Chai, Barbat, & Prasad, 2003), este modelo es el más antiguo de los considerados en el apartado de propiedades materiales. Este modelo, desarrollado también para el sector automovilístico, es el más sencillo de los tres en cuanto a propiedades materiales. La mayoría de los tejidos están modelados como elementos sólidos con propiedades viscoelásticas lineales o con propiedades elastoplásticas. Los tejidos modelados con elementos tipo *shell* están modelados como elásticos lineales. Este modelo no considera excesivas diferencias entre huesos y no emplea modelos hiperelásticos complicados de implementar en ABAQUS (tabla 4).

Tabla 4 Propiedades de los tejidos del torso del modelo de Ruan (Ruan et al., 2003).

Material properties for the tissues modeled as solid element

Tissues	ρ (Kg/m ³)	K (Mpa)	G ₀ (Mpa)	G _∞ (Mpa)	References	
Rib*	2000	9600	4430	1772	Roberts and Chen, 1970 Granik and Stein, 1973 Hakim and King, 1979 Shirazi-adl, et al, 1983 Yang and King, 1984 Wang, 1995 Cowin, 2001	
Vertebra**	2750	192	144	n/a		
Pedicle**	3000	7355	4413	n/a		
Lamina**	3000	7355	4413	n/a		
Process**	3000	9450	4875	n/a		
Inter-vertebral Disc*	1040	307	32	n/a		
Disc Nucleus*	1040	2255	0.2	18		
Rib Cartilage*	1500	53	9	0.096		
Sternum**	2000	9592	4423	2.3		
Anterior & Posterior Lig.*	2000	307	32	18		Myklebust et al, 1988
Long Bone**	3000	9450	4875	n/a		Cowin, 2001
Bone Cartilage**	1200	41	9	n/a		Yamada, 1970, Wang, 1995.
Intercostal Muscle*	1100	2.1	0.35	n/a		
Flesh*	1100	1.33	0.14	0.04		
Lung*	600	0.22	.02	0.075		
Heart*	1000	2.6	0.44	0.15		
Heart Ventricle*	1040	0.07	0.015	0.0051		
Spleen*	1100	2.8	0.23	0.044		
Liver*	1100	2.8	0.23	0.044		
Kidney*	1100	2.8	0.23	0.044		
Abdomen*	1150	0.15	0.015	0.005	Plank and Eppinger, 1991	
Ligament**	1000	33	7	n/a	Yamada, 1970	

* Linear Viscoelastic Material Model, ** Elastic-Plastic Material Model.

ρ : Density, K: Bulk Modulus, G: Shear Modulus.

Material properties for the tissues modeled as shell element

Tissues	ρ (Kg/m ³)	E (Mpa)	ν	References
Skin	1000	31.5	0.45	Yamada, 1970 Ruan et al, 1997
Ligament	1200	16.7	0.45	Myklebust et al, 1988
Articular Cartilage	1200	966	0.4	Yamada, 1970
Intercostal	1000	89	0.4	Plank and Eppinger, 1991
End Plate	3000	12480	0.28	Shirazi-adl, et al, 1983
Vena Cave	1200	20	0.4	Yamada, 1970, Wang, 1995.
Pulmonary Vein	1200	20	0.4	
Trachea	1200	16.7	0.4	
Aorta	1200	4	0.4	
Pulmonary Artery	1200	4	0.4	
Esophagus	1200	3	0.4	
Diaphragm	1000	27	0.35	
Ventricle Wall/Membrane	1000	13	0.3	
Contact Shell	1000	12.5	0.3	

ρ : Density, E: Young's Modulus, ν : Poisson's Ratio.

Debido a la envergadura del proyecto, se ha optado por empezar con las propiedades más sencillas posibles. Una vez el modelo reproduzca el impacto de validación correctamente y los resultados obtenidos estén próximos a los resultados de PMHS se emplearán modelos más complejos que consigan estimar mejor la respuesta del modelo toracoabdominal tras un impacto.

Esta decisión ha sido tomada debido a que el gasto computacional de un modelo con tantos elementos es muy alto y hay muchas variables que influyen en los resultados. Se consideró que aumentar el coste computacional y emplear modelos no implementados en el software sería contraproducente. Por ejemplo, el modelo hiperelástico de torso de Sandia Lab. (Taylor et al., 2015) es complejo y no está implementado en ABAQUS.

El modelo el torso Total Human Model for Safety (THUMS) (Shigeta et al., 2009) cuenta con una segmentación ósea mucho más precisa que la de este modelo, donde no se diferencia entre huesos o entre la porción cortical y trabecular del mismo.

Si que se ha planteado ir modificando las propiedades de los materiales en un futuro y mejorar la predicción del daño, así como la similitud entre los estudios con PMHS y el modelo, pero este proceso se ha planificado para cuando, empleando propiedades sencillas, se consigan resultados prometedores. Se ha decidido que emplear propiedades complejas en el estado actual es una complicación adicional en un estado tan temprano del desarrollo de este modelo. Por todo ello, se ha optado por emplear las propiedades materiales del modelo de Ford Motors (Ruan et al., 2003) que son relativamente sencillas.

Para la formulación de los elementos elásticos lineales se han asumido propiedades isotrópicas. Para los elementos viscoelásticos se ha empleado una serie Prony (ecuación 2) con dominio en el tiempo para describir su comportamiento. Los dos parámetros necesarios para definir la serie Prony (g_i y τ_i) se obtienen mediante las ecuaciones (3) y (4), donde β se corresponde con el factor de decaimiento y t con el tiempo.

$$g_R(t) = 1 - \sum_{i=1}^N g_i \left(1 - e^{-\frac{t}{\tau_i}}\right) \quad (2)$$

$$g_i = 1 - \frac{G_\infty}{G_0} \quad (3)$$

$$\tau_i = \frac{1}{\beta} \quad (4)$$

*** Todos los parámetros de la serie prony son adimensionales.

Adicionalmente, en ABAQUS, para describir el comportamiento viscoelástico se deben definir unas propiedades elásticas lineales. Para obtener el Módulo de Young y el coeficiente de Poisson se han empleado las ecuaciones (5), (6) y (7). Donde K se corresponde con el módulo elástico volumétrico, G con el módulo de cizalladura y k1 y k2 son constantes del material.

$$G = \frac{3Kk_1}{9K-k_1} \quad G_0 = \frac{3K(k_1+k_2)}{9K-(k_1+k_2)} \quad (5)$$

$$E_0 = k_1 + k_2 \quad (6)$$

$$\nu_0 = \frac{3K-k_1-k_2}{6K} \quad (7)$$

La tabla 5 muestra las propiedades de los tejidos para el modelo de torso realizado.

Tabla 5 Propiedades de los tejidos del torso del modelo realizado.

PARTES CON PROPIEDADES ELÁSTICAS LINEALES

Tipo de tejido	Densidad (kg/m ³)	Módulo de Young (MPa)	Coef. De Poisson
Sistema circulatorio	1200	20	0.4
Discos intervertebrales	1040	450	0.3

PARTES CON PROPIEDADES VISCOELÁSTICAS

Tipo de tejido	Densidad (kg/m ³)	Prony g_i	Prony tau_i	Módulo de Young (MPa)	Coef. De Poisson
Bazo	1100	0,8087	4	0,6716	0,46
Cartílago	1500	0,9893	4	25,5536	0,42
Corazón	1000	0,6591	4	1,2495	0,42
Estómago	1150	0,6667	4	0,0435	0,45
Hígado	1100	0,8087	4	0,6716	0,46
Hueso	2000	0,6	4	11518,2666	0,3
Int. Delgado	1150	0,6667	4	0,0435	0,45
Int. Grueso	1150	0,6667	4	0,0435	0,45
Musculatura	1100	0,7143	4	0,4058	0,45
Páncreas	1150	0,6667	4	0,0435	0,45
Pulmones	600	0,6652	4	0,0650	0,45
Riñones	1100	0,8087	4	0,6716	0,46
Vesícula Biliar	1150	0,6667	4	0,0435	0,45

Por último, en este modelo se ha empleado una subrutina tipo VUSDLFD (Dassault Systèmes, 2012) para eliminar los elementos que superen la tensión de rotura considerando el Criterio de Rankine. El criterio de Rankine, criterio de la tensión normal máxima, establece que un material fallará si en alguno de sus puntos se sobrepasa una tensión máxima (tracción) o mínima (compresión). Según este criterio un elemento se elimina si se cumple:

$$\sigma_1 \geq \sigma_{ut} \quad \sigma_3 \leq \sigma_{uc} \quad (8)$$

Donde σ_1 , σ_2 y σ_3 se corresponden con las principales tensiones (considerando $\sigma_1 \geq \sigma_2 \geq \sigma_3$), σ_{ut} se corresponde con el límite de tensión uniaxial de tracción y σ_{uc} con el límite de tensión uniaxial de compresión (considerada negativa).

En algunos modelos revisados como el de GHBM (Vavalle et al., 2015) se eliminan elementos en cráneo, columna cervical, costillas, pelvis y extremidades inferiores. Lo que se busca conseguir aplicando estas subrutinas es simular la fractura de los huesos. Al eliminar esos elementos, la carga que impacta puede seguir su trayectoria sin la resistencia de esos huesos que ya han sido fracturados. En este modelo en concreto solo aplicamos eliminación de elementos para el hueso cuando supere una deformación de rotura de 0.02 (Vavalle et al., 2015) .

2.3 VALIDACIÓN DEL MODELO EN ABAQUS

El objetivo final de la segmentación y la asignación de las propiedades de los materiales es conseguir un modelo de elementos finitos que reproduzca fielmente la respuesta del cuerpo humano. Para comprobar esta hipótesis, es necesario comparar, mediante experimentos, los resultados obtenidos en cadáveres y los resultados obtenidos con el modelo.

Se ha comentado en la introducción que hay distintos escenarios de carga para comparar los resultados en cadáveres con los resultados de modelos. Entre ellos destacan los impactos laterales, impactos frontales y la compresión dinámica de los cinturones de seguridad. Estos escenarios de carga reproducen los experimentos con PMHS realizados por Kroell (Kroell et al., 1973) en el caso de los impactos frontales, Viano (Viano et al., 1989) en el caso de los impactos laterales (Figura 33) y Cesari (Cesari & Bouquet, 1990) para la carga del cinturón de seguridad (Figura 32). Técnicamente haría falta validar con varios impactos para demostrar la aplicabilidad del modelo de elementos finitos a cualquier escenario de carga.

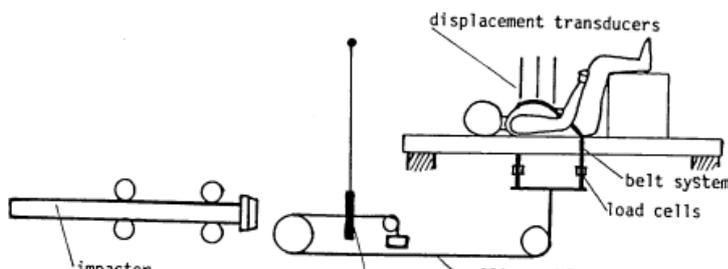


Figura 32 Montaje para experimentos con PMHS de carga dinámica por cinturón de seguridad (Cesari & Bouquet, 1990)

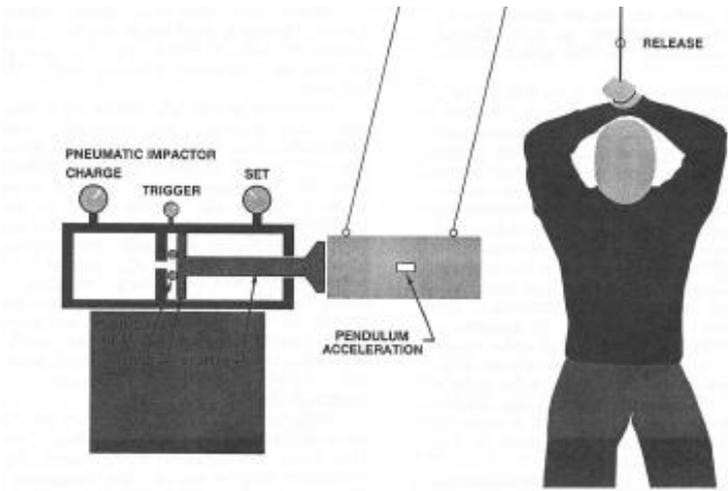


Figura 33 Montaje para experimentos con PMHS de impacto lateral (Viano et al 1989)

estandarización de las medidas adquiridas para los distintos percentiles. Además de artículos basados en sus experimentos (Lebarbé & Petit, 2012).

Debido a la extensión del trabajo y al coste computacional de realizar cada uno de los impactos, se ha decidido comenzar validando el impacto frontal. Una vez se consiga ajustar el modelo a estas condiciones de carga se extenderá la validación a los otros escenarios.

El impacto frontal es el más comúnmente utilizado como validación. Prácticamente en la totalidad de los estudios de modelos de elementos finitos se ha realizado este tipo de impacto (Figura 34). Después de una extensa revisión bibliográfica de las validaciones, se puede terminar que todas provienen de un mismo estudio realizado por Kroell en los años 70 (Kroell et al., 1973).

Posteriormente a estos estudios con cadáveres realizados por Kroell, han surgido numerosos artículos para la

Para la validación de este proyecto se ha empleado el artículo original de Kroell (Kroell et al., 1973). Este estudio fue realizado por el sector automovilístico, General Motors Research Laboratories, en colaboración con la Universidad de California para estudiar los impactos en choques. Aunque el artículo está fechado en 1973, agrupa estudios cadavéricos de los años 1970 y 1971.

En el estudio citado (Kroell et al., 1973) se compilan distintos estudios de impacto frontal con PMHS, se comparan los resultados con maniqués para impactos de automóviles y se plantea un modelo matemático de impacto torácico que relacione la fuerza con la deformación del pecho. Para este proyecto, la parte fundamental es la compilación de ensayos de impacto que serán reproducidos en el software de elementos finitos ABAQUS.

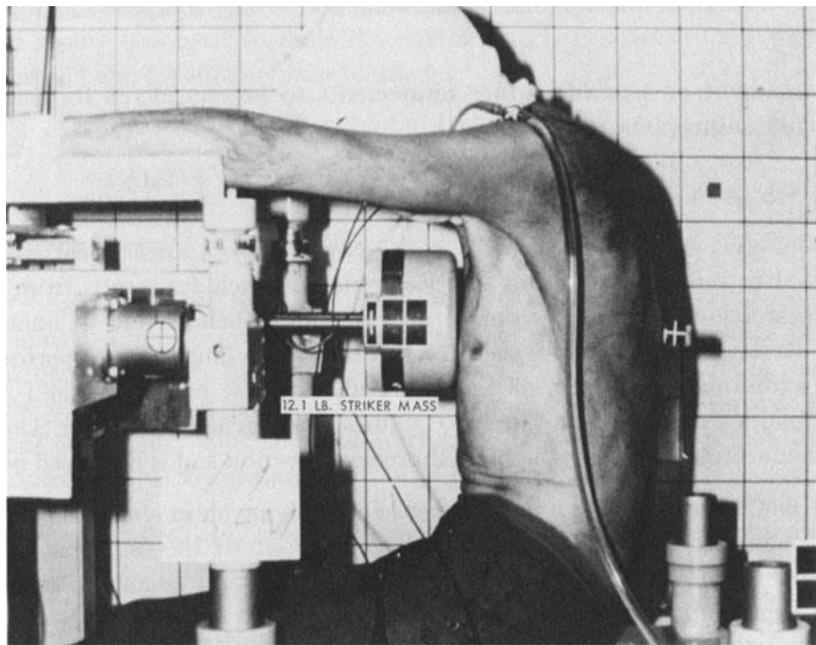


Figura 34 Configuración impacto frontal (Lodbell et al.1973)

En estos impactos los cadáveres se encontraban en posición sentada con los brazos sujetos a soportes horizontales tal y como se muestra en la figura 34. Esta restricción era mínima y se rompía cuando se producía el impacto. La función de esta restricción era mantener el torso en una posición erguida. El estudio se realizó con 24 cadáveres de ambos sexos, 17 hombres y 7 mujeres, con edades comprendidas entre los 19 y los 86 años. Los resultados se separaron en cadáveres embalsamados (4 de 24) y cadáveres no embalsamados (20 de 24). El pistón del impacto está dirigido por dos railes horizontales y es acelerado a la velocidad de impacto por cables de choque elástico. Se usaron dos configuraciones, una con un peso menor y otra con mayor peso. Para los impactos de mayor peso se empleaba una única masa acelerada y para los impactos de menor peso se utilizaba una combinación de soporte/percutor, cuando ambos eran acelerados a la velocidad de choque el soporte se detenía y el percutor impactaba en el pecho del PMHS.

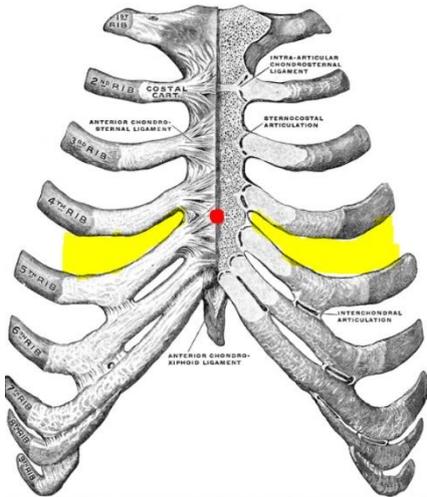


Figura 35 Esquema de zonas de impacto

Todos los impactos estaban centrados en el esternón en el cuarto espacio intercostal (destacado en amarillo el 4º espacio intercostal y en rojo el punto donde se centra el impacto en la figura 35). El impacto se realizaba con un cilindro de madera de diámetro 15.24 cm y una altura de 1.27cm. La fuerza se midió con una célula de carga y se descompuso en sus componentes axiales.

También se midió el desplazamiento del percutor, los pulsos y las señales para sincronizar el osciloscopio con la película de alta velocidad. Las imágenes de alta velocidad se tomaron a una velocidad de 1000 fotografías por segundo para los impactos de baja velocidad y 2000 fotografías por segundo para los impactos de alta velocidad.

La mayoría de los resultados del estudio de Kroell comparan la fuerza aplicada por el percutor con el desplazamiento en el esternón o la deformación. Para medir esta variable se emplearon dos métodos distintos:

1) Primer método empleado

La primera técnica que se empleó en el estudio consistía en insertar una varilla en el pecho del cadáver. Un extremo se unía la parte interna del esternón y el otro extremo sobresalía por la espalda. Con el análisis de las imágenes se determinaba cuanto se había desplazado el extremo libre en la espalda y así se sabía cuánto se había hundido el esternón (deformación esquelética).

2) Segundo método empleado

Con la progresión del estudio de Kroell, decidieron evaluar el daño interno producido por los impactos. Debido a la barra atravesando el pecho, el daño no se podía calcular, por lo que optaron por una técnica distinta. En el último grupo de cadáveres del estudio, se midió el desplazamiento del esternón mediante el cálculo del desplazamiento del percutor y la componente vertical de la columna del cadáver (deformación total).

Los resultados que se obtuvieron fueron los siguientes:

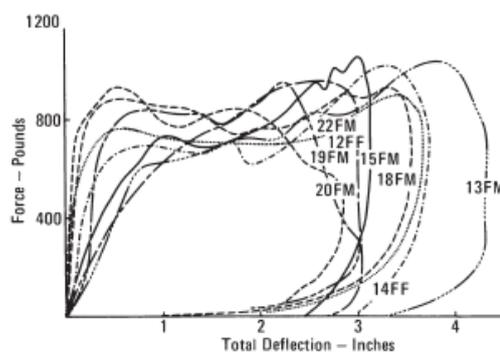


Fig. 8a. Dynamic force-deflection characteristics for unembalmed cadavers using 50-52 lb. striker at ~16 MPH - Reference (2).

Figura 36 Resultados del estudio de Kroell (Lodbell 1973)

El impacto que se va a reproducir en ABAQUS es el realizado con el de mayor peso (23.4Kg) a velocidad rápida (7.2m/s) cuyos resultados en cadáveres se corresponden con la gráfica de la figura 36. Cuando el modelo de elementos finitos ya cuenta con una malla en ABAQUS y las propiedades de los materiales, lo siguiente es modelar la placa y aplicar las condiciones de contorno.

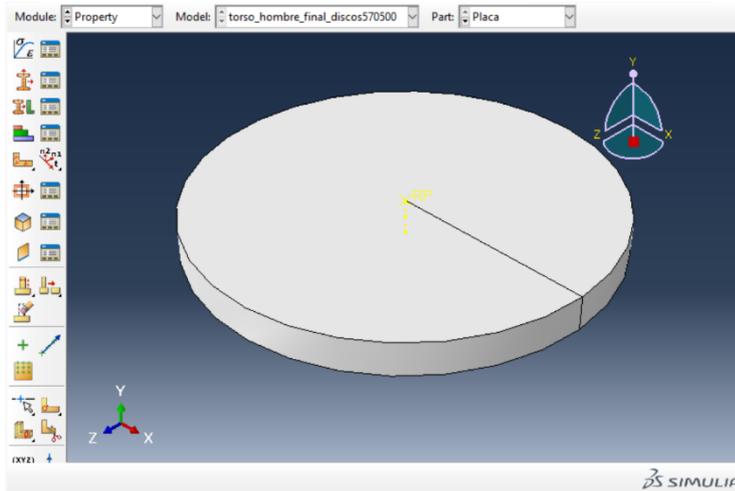


Figura 37 Modelo del percutor en ABAQUS

Mass/Inertia y los 23.4 kg se distribuyen de forma isotrópica. Es necesario que la placa lleve una restricción de cuerpo rígido.

El percutor está modelado como una placa *3D Discrete Rigid*, ya que se considera el percutor como un sólido no deformable.

Se emplean elementos tipo *shell* y una forma de revolución utilizando las medidas del percutor del artículo. Es necesario mallar la parte.

El peso se incluye como inercia en un punto de referencia. En esta simulación se ha escogido el centro de la placa como punto de aplicación de la inercia. La inercia es del tipo *Point*

En cuanto al torso, una vez importado se deben comprobar las unidades. ABAQUS no incluye ningún sistema de unidades, por lo que el propio usuario debe encargarse de escoger su sistema y mantenerlo en todos los cálculos. Cuando se importa la malla es fácil averiguar que ScanIP utiliza mm al medir cualquier distancia, en este proyecto se ha reescalado el torso a metros para utilizar el Sistema internacional.

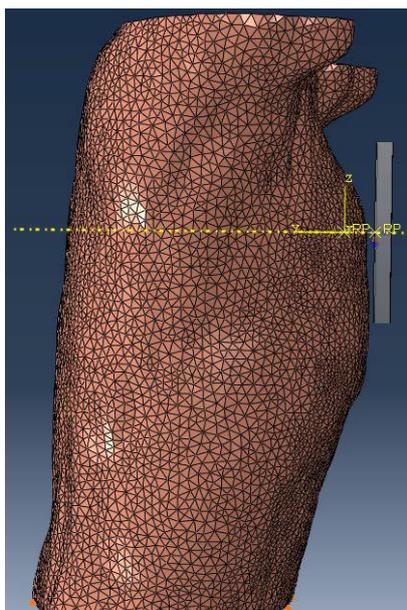


Figura 38 Assembly del modelo en ABAQUS

En el ensamblaje se sitúa el torso de tal forma que el centro del percutor se encuentra orientado hacia el esternón a la altura del cuarto espacio intercostal. En esta simulación, el centro del percutor se encuentra a 2 cm de la zona de impacto. Se escoge una distancia pequeña para ahorrar tiempo de computación entre que el percutor avanza y llega a impactar.

Suponiendo que ya se hayan incluido las propiedades de los materiales en el torso y se haya especificado el empleo de una subrutina encargada de eliminar elementos; el siguiente paso es simular las propiedades de la interacción entre la placa y el torso y definir las condiciones de contorno que simulen el impacto de la validación.

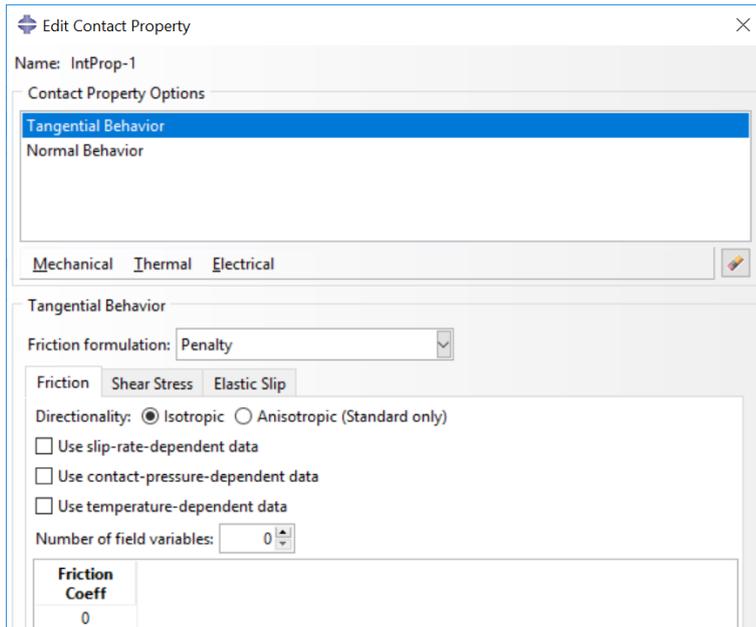


Figura 39 Interaction Properties ABAQUS

La interacción entre el torso y la placa está definida como una interacción entre superficies.

Las propiedades de interacción (Figura 39) se definen como:

-Tangential Behavior:

- Penalty
- Isotropic
- Friction coeff = 0

-Normal Behavior:

- "Hard" Contact
- Default
- Allow separation after contact

En la interacción *Surface to Surface contact (Explicit)* (Figura 40), la superficie 1 se corresponde con la placa y la superficie 2 con la zona del torso donde se produce el impacto. Esta interacción está aplicada en el *step Dynamic*, que se corresponde con el intervalo de tiempo cuando se produce el impacto con el percutor.

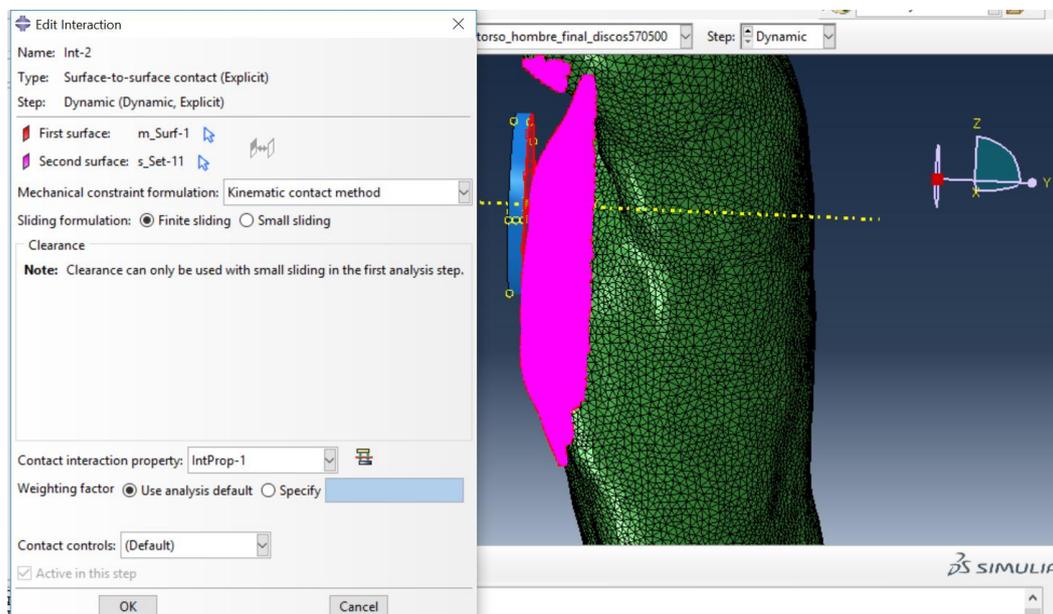


Figura 40 Propiedades de la interacción surface to surface ABAQUS

Las condiciones de contorno determinan en gran medida los resultados que se obtendrán. Al comparar el experimento de Kroell (Kroell et al., 1973) con nuestro modelo, el torso realizado con elementos finitos no cuenta ni con cabeza ni con las extremidades superiores o inferiores.

En el experimento cadavérico, los brazos están sujetos ligeramente para mantener la posición erguida. En el modelo de elementos finitos, como no cuenta ni con cabeza ni brazos, el torso mantiene una posición erguida a ser un tronco con una base plana. Como el torso no cuenta con la inercia del peso de la cabeza ni con brazos, se decidió inicialmente limitar solo el movimiento en la base del tronco simulando una posición sentada y en los hombros simulando la restricción en los brazos de los cadáveres.

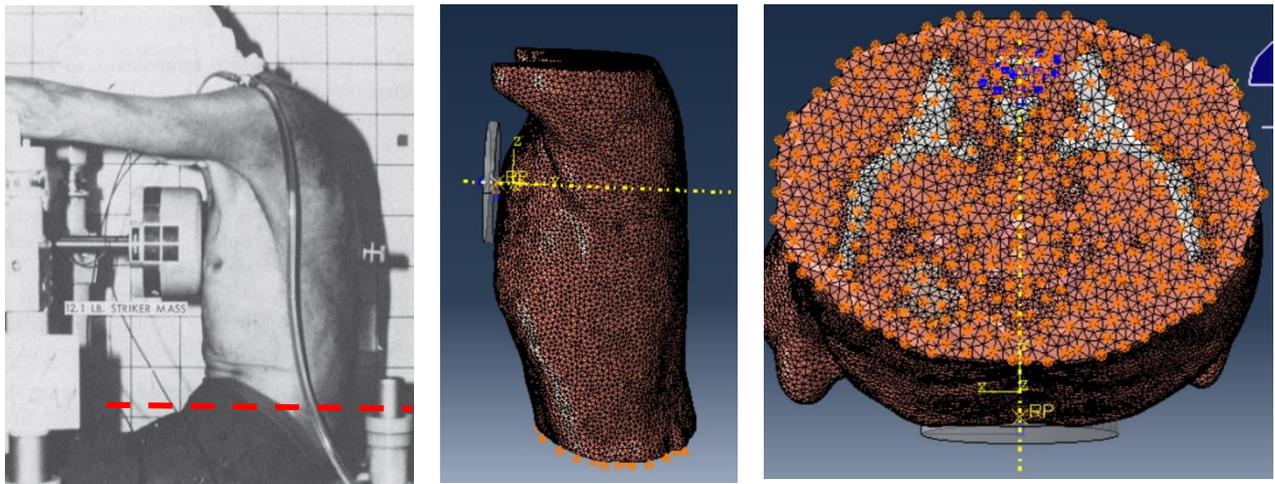


Figura 41 Comparación del experimento de Kroell (Lodbel et al 1973) con las condiciones de contorno impuestas en ABAQUS

En la figura 41 se muestran las condiciones de contorno aplicadas sobre el torso. En la imagen de la izquierda aparece el montaje del experimento de Kroell (Kroell et al., 1973). Con la línea roja se ha intentado señalar a qué altura aproximada se acaba el torso de EF.

En la imagen central se puede apreciar que se ha limitado todo el movimiento de la base en el eje vertical, esta condición de contorno busca simular las condiciones de un cuerpo sentado donde el peso evita que esa sección del torso se desplace hacia arriba. Para evitar desplazamientos de sólido-rígido se ha optado por limitar el movimiento de la superficie inferior de la última vértebra del modelo en todos los ejes.

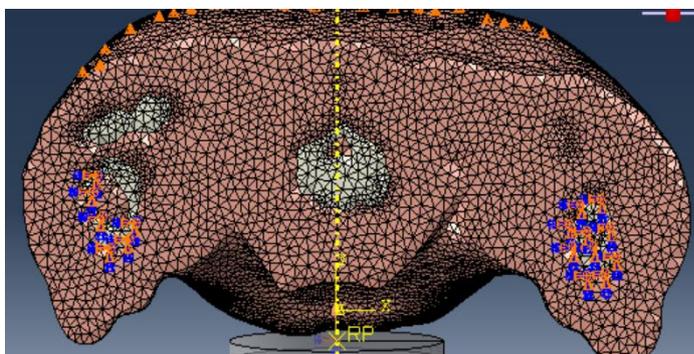


Figura 42 Condiciones de contorno en los hombros

En los hombros se ha seleccionado la porción de hueso del húmero segmentada y se ha limitado su movimiento en todas las direcciones (Figura 42). Como esta condición de contorno se aplica sobre el hueso, en el caso de que los elementos fijados experimenten una deformación excesiva serán eliminados por la subrutina.

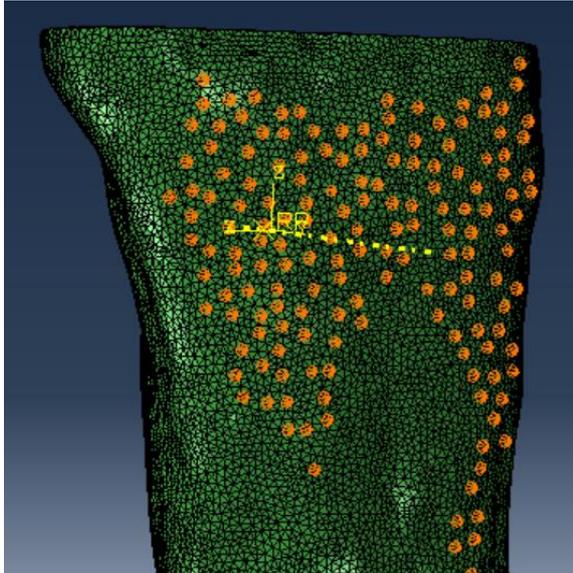


Figura 43 Condiciones de contorno en la espalda

También se ha limitado el movimiento de la capa más superficial de la espalda en el sentido de la velocidad para evitar el movimiento que se producía en ella y que afectaba a la reacción medida en los resultados. La restricción solo está aplicada en elementos de la capa musculatura.

Con respecto a las condiciones de contorno de la placa, se ha limitado el movimiento en el punto de referencia en todos los ejes a excepción de la dirección de movimiento. Se ha simulado la velocidad de 7.2 m/s como una condición de contorno aplicada sobre el punto referencia en la dirección horizontal.

Tanto en *Field output* como *History output request*, archivos de salida de la simulación, se han extraído los datos con una frecuencia de cada 0.0001 segundos. Es importante recordar añadir en *Field output request* aquellas variables relacionadas con la subrutina, ya que son las encargadas de aplicar la eliminación de elementos al modelo.

En el *job*, archivo encargado la ejecución de la simulación, es imprescindible añadir la subrutina empleada en la eliminación de los elementos, además de la paralelización del proceso. Todas las simulaciones realizadas para este modelo se han empleado usando 6 procesadores con el objetivo de reducir el tiempo de simulación.

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

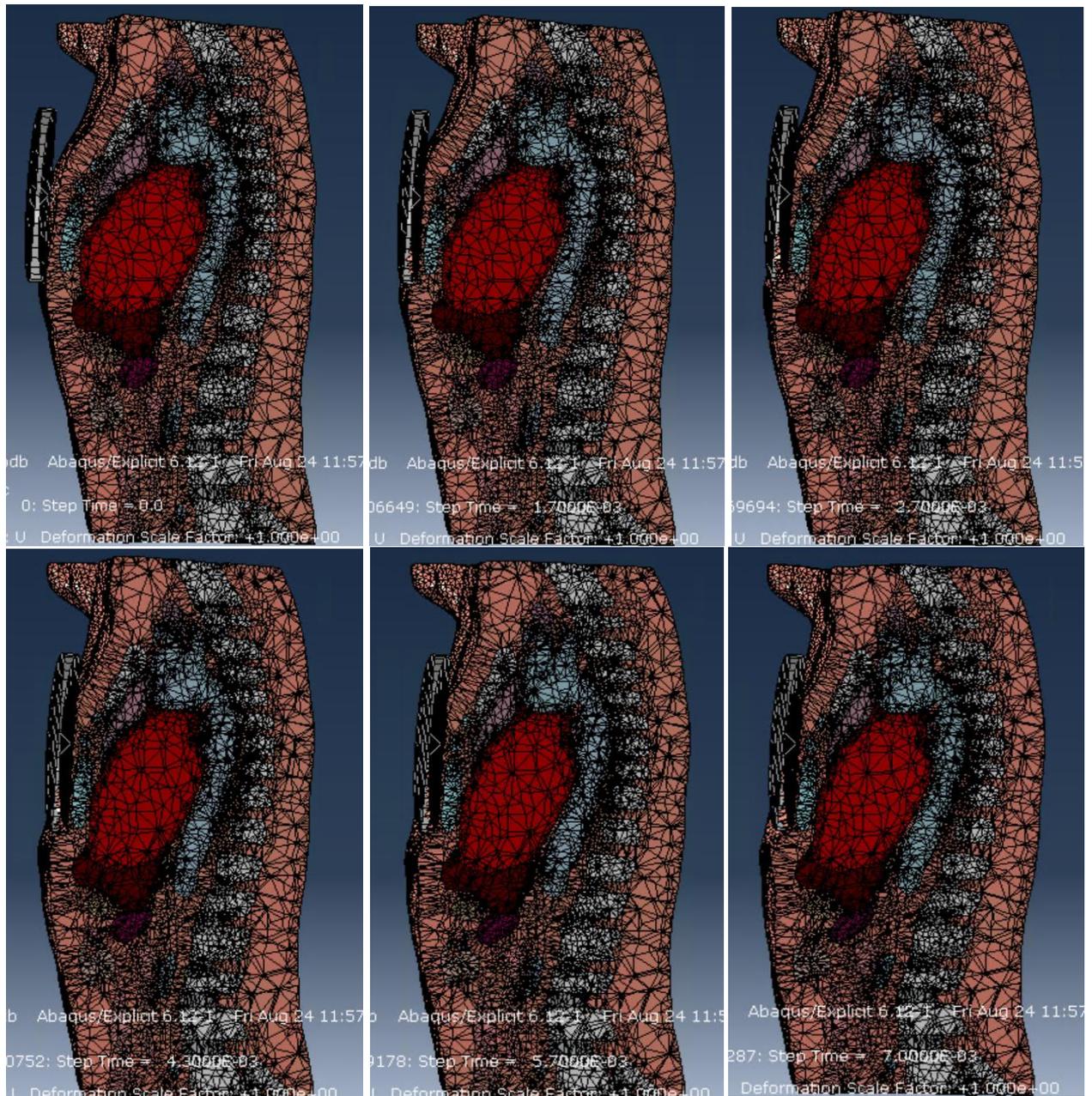
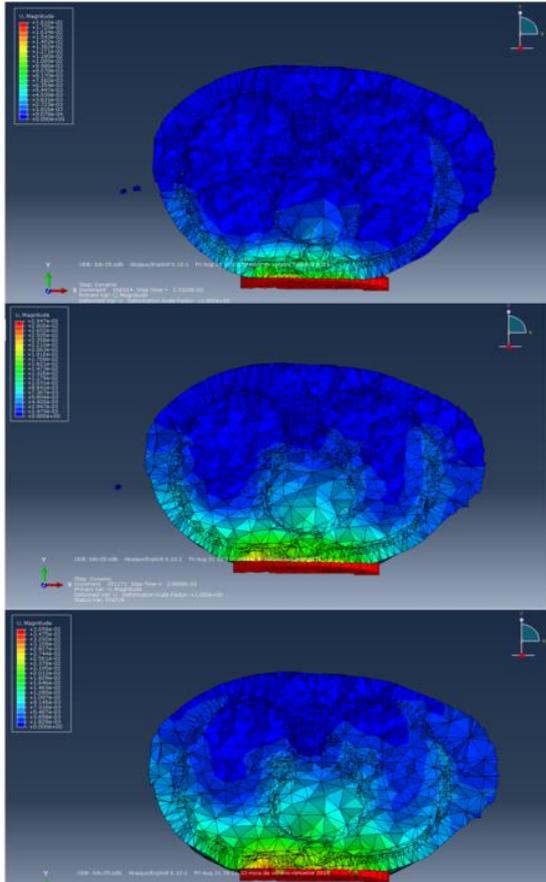


Figura 44 Progresión del impacto en ABAQUS

Quando se ejecuta la simulación, se completa el análisis en aproximadamente 10 h con el modelo EF de 576359 elementos. El coste computacional del modelo está determinado por el número de elementos y el hecho de que sea un modelo dinámico en ABAQUS Explicit.

La figura 44 muestra el impacto en el torso y como los tejidos se comprimen y la espalda se curva debido a la fuerza del impacto.

Modelado numérico del impacto sobre el torso humano



Cuando se produce la compresión por el percutor, los tejidos se van deformando y desplazando por la fuerza ejercida.

En las imágenes de la figura 45 se ha representado el desplazamiento de cada elemento. En estos mapas de desplazamiento se puede apreciar la deformación que sufre la sección axial de la zona del impacto y el movimiento que sufren los tejidos comprendidos en esa zona.

Los resultados obtenidos se corresponden con lo esperado, ya que la fuerza del percutor rígido desplaza más los tejidos de la zona más próxima y menos los de las zonas más alejadas del punto del impacto.

El desplazamiento máximo alcanzado es de 3.5 cm en la zona frontal del cuerpo en el punto de impacto de la placa. En la gráfica mostrada en la figura 46 se aprecia que el desplazamiento es constante debido a que la placa mantiene una velocidad fija a lo largo de la simulación.

Figura 45 Desplazamiento en la sección axial

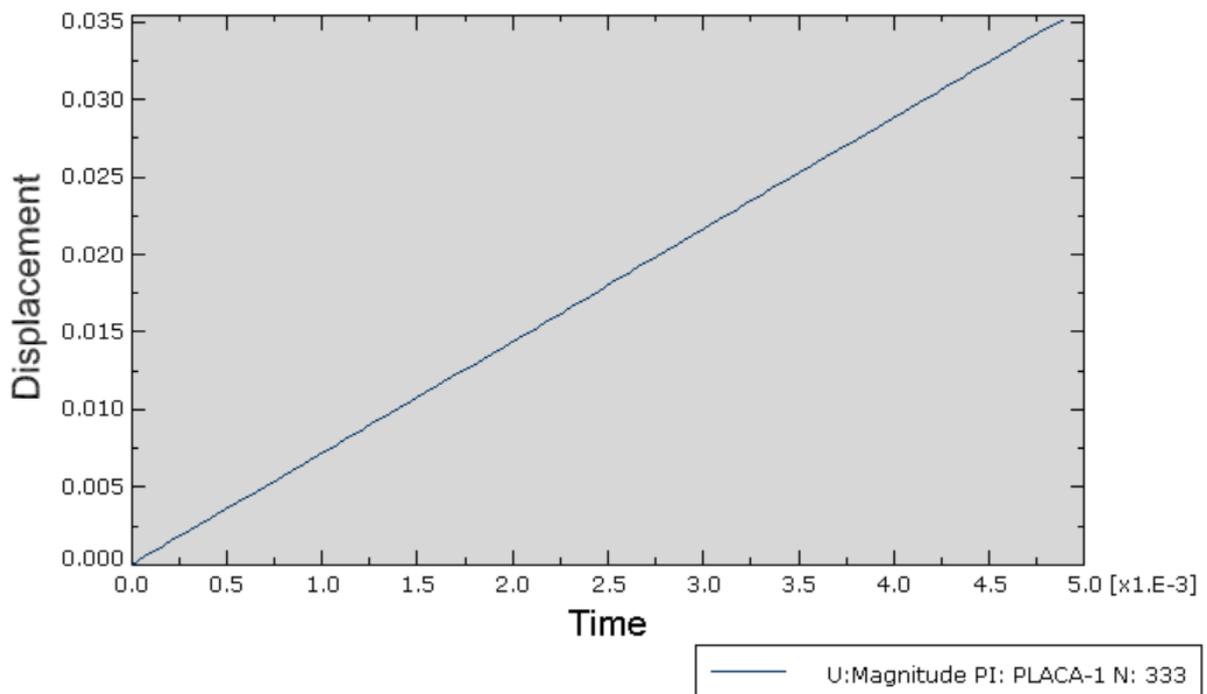


Figura 46 Gráfica del desplazamiento (m) en el modelo.

Modelado numérico del impacto sobre el torso humano

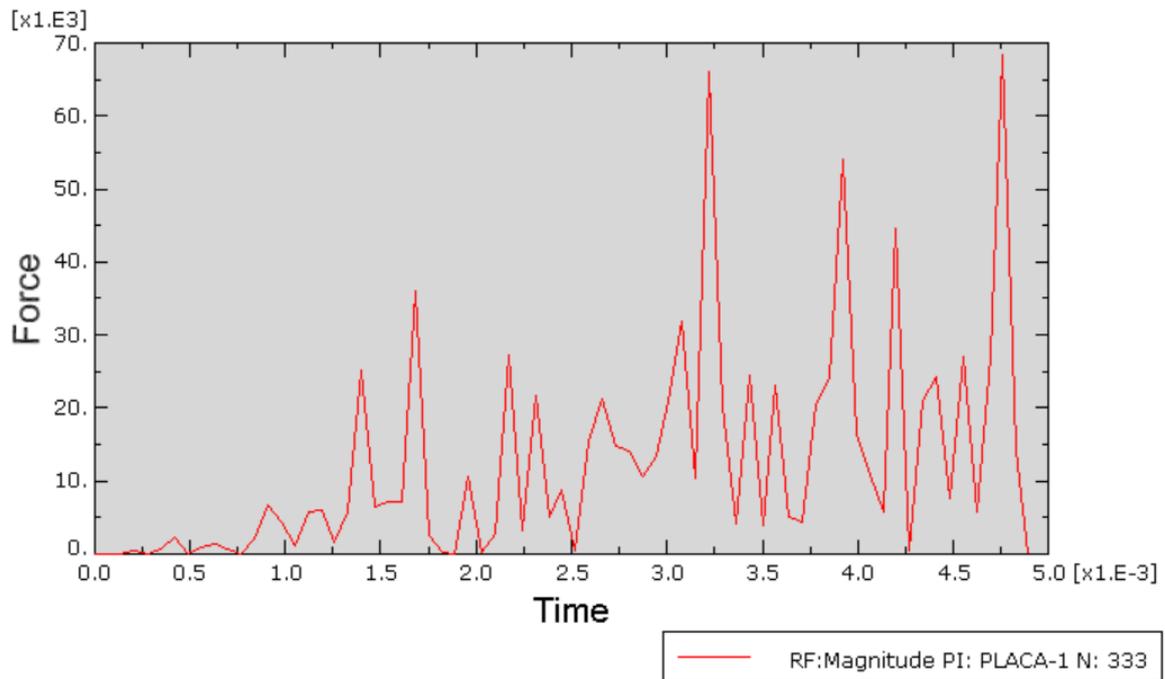


Figura 47 Gráfica fuerza de reacción (N) del modelo

Tanto la fuerza de reacción como el desplazamiento se han medido en el punto de referencia del percutor. Este punto de la placa es el mismo punto dónde se estableció tanto la condición de velocidad constante como la inercia.

En la gráfica de la fuerza de reacción (Figura 47) se aprecia como conforme pasa el tiempo la fuerza va aumentando. Los picos presentes en la gráfica están causados por la excesiva deformación en la capa de musculatura y también debido a la eliminación de elementos de la capa hueso. En general se aprecia una tendencia de aumento de la fuerza a lo largo del tiempo. Se ha realizado un ajuste polinómico, donde el error se minimiza mediante mínimos cuadrados, para calcular una línea de tendencia más ajustada. Este procedimiento se ha realizado utilizando el software MATLAB (Figura 48).

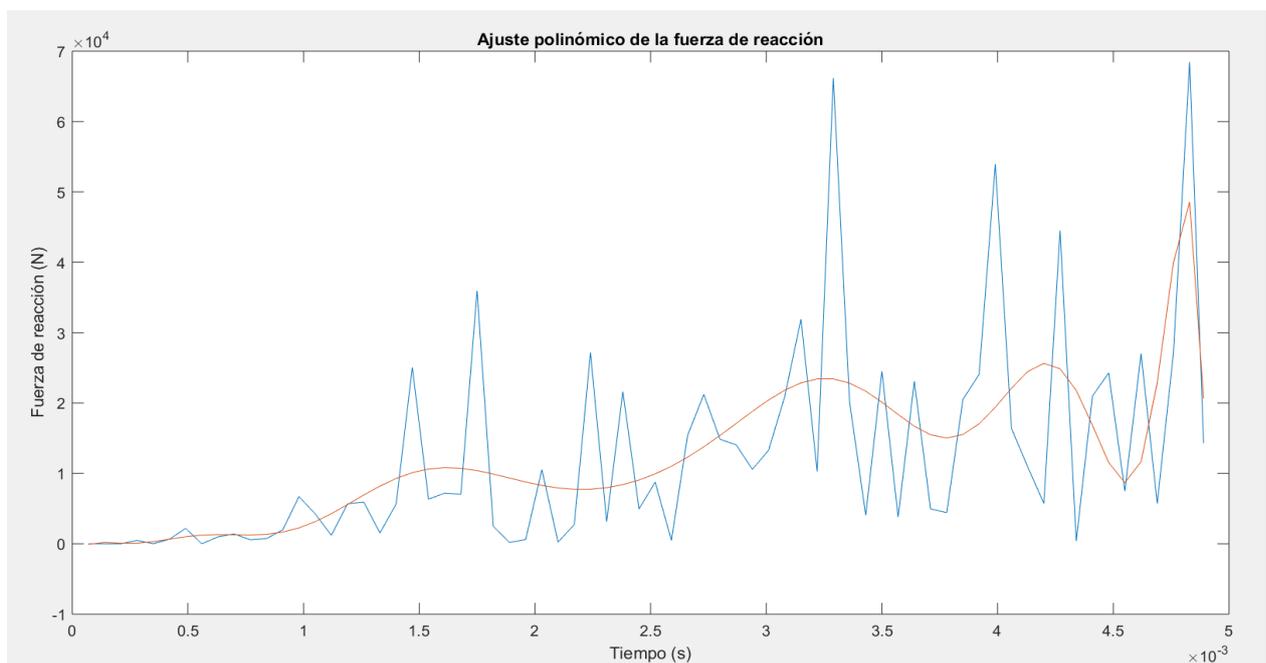


Figura 48 Ajuste polinómico de la fuerza de reacción

Con los datos ya suavizados, el siguiente paso es compararlos con la validación en cadáveres (Kroell et al., 1973). Hay que tener en cuenta que el modelo realizado solo reproduce los primeros milisegundos de la simulación. Esto es debido al gasto computacional que supone reproducir simulaciones de un segundo entero, ya que aunque este modelo solo reproduce los 5 primeros milisegundos ya tarda unas 10 horas en obtener los resultados.

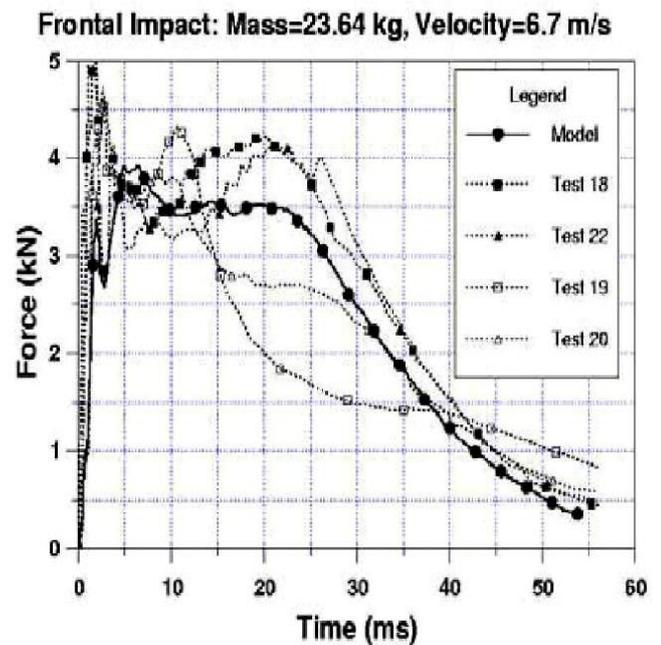
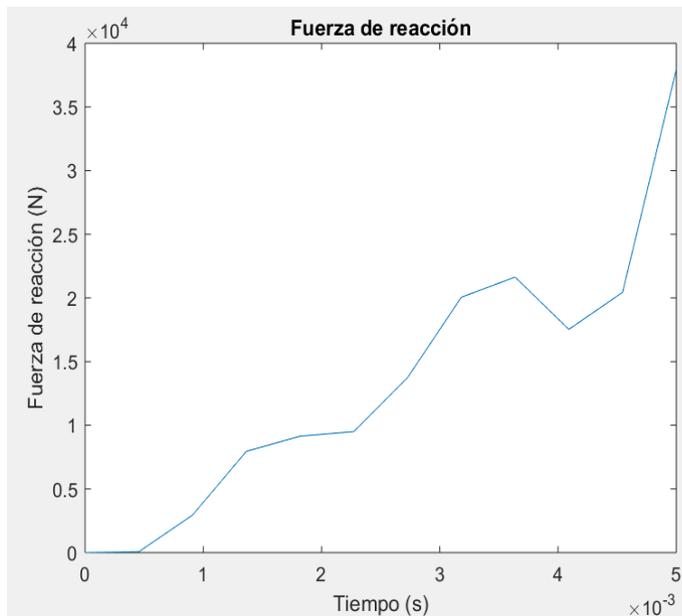


Figura 49 Comparación resultados de fuerza de reacción con la validación

En la gráfica obtenida del modelo realizado se observa la misma tendencia que en la gráfica de la validación, tal y como muestra la figura 49. En ambos modelos se produce un aumento de la fuerza en los primeros milisegundos, sin embargo, en el modelo realizado está subida es progresiva y constante y no muestra el pico inicial que se observa en el caso la validación.

A pesar de que esta subida es más moderada que en el caso de la validación, se aprecia que el modelo realizado alcanza unos valores de fuerza pico muchos mayores que en el caso de la validación. En el modelo realizado observamos que se llega hasta valores de casi 50.000 Newtons mientras que en el modelo de la validación los valores máximos están en torno a 5000 Newtons.

Pese a que los resultados no sean iguales podemos decir que si sigue la misma tendencia de incremento de la fuerza, aunque es evidente que el modelo realizado alcanza fuerzas mayores a las que debería. Esto puede deberse a diversos motivos como las propiedades de los materiales, la interacción entre superficies, las condiciones de contorno, etc, como se explica más adelante.

Además de la validación comparando la fuerza de reacción a lo largo del tiempo, también se evalúa la fuerza de reacción en función al desplazamiento del percutor. Para realizar esta gráfica se han empleado los datos suavizados de la fuerza de reacción y el desplazamiento de la placa. Al igual que en el caso anterior, en el modelo realizado solo se consigue un desplazamiento máximo de 35 mm mientras que en los casos de validación se alcanzan hasta 65 mm de deformación como muestra la gráfica de la figura 50.

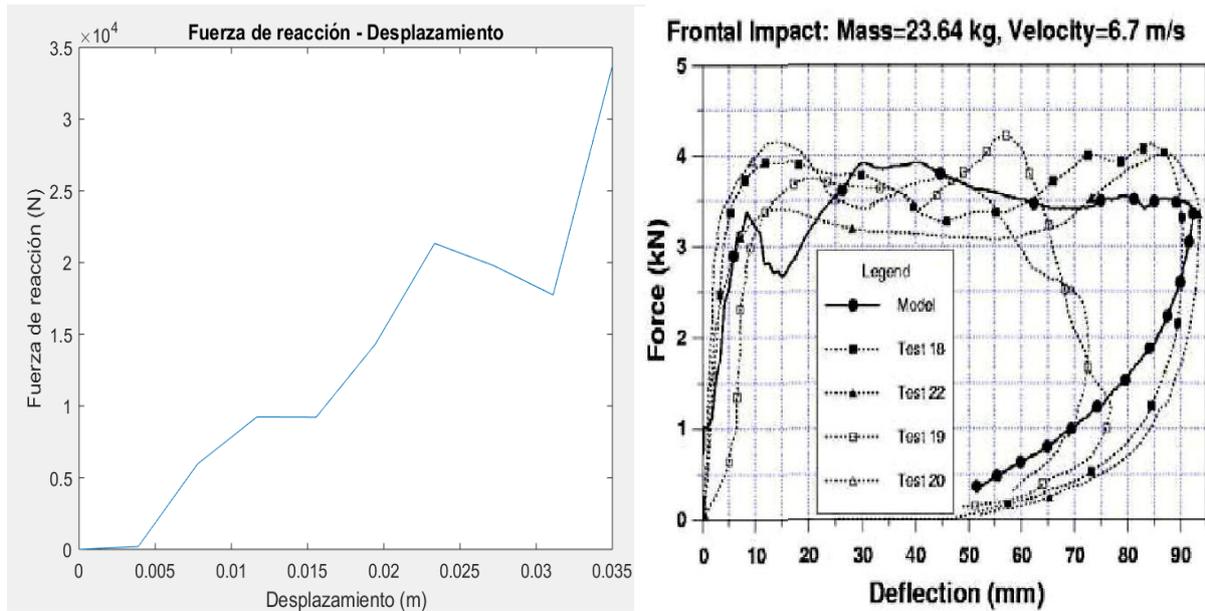


Figura 50 Comparación resultados de fuerza de reacción respecto al desplazamiento con la validación (Ruan et al., 2003)

En la gráfica del modelo, se puede comprobar que es necesario aplicar mucha más fuerza para conseguir el mismo desplazamiento que en la gráfica correspondiente con la validación. Mientras que en la gráfica de validación, a partir de 10 mm la fuerza necesaria para aumentar esta deformación se mantiene más o menos constante en el modelo sigue una relación lineal, para conseguir más desplazamiento se aplica más fuerza.

En la gráfica de validación se aprecia una meseta a partir de los 10 mm de deformación dónde ya no hace falta aplicar más fuerza para aumentar desplazamiento. Es evidente que esta relación no se cumple en la gráfica obtenida con modelo realizado. Al igual que en el caso anterior esto puede deberse por diversas razones, entre las que se encuentran las propiedades de los materiales, las condiciones de contorno y las propiedades de impacto.

Aunque los resultados analíticos obtenidos con el modelo no se corresponden con los necesarios para validarlo, sí que muestran una tendencia común. Este modelo se trataba de una primera aproximación a los modelos de impacto de torso y a pesar de que no haya conseguido los resultados deseados supone un avance.

Como se ha comentado anteriormente, el modelo puede fallar por diversos motivos, uno de ellos es las propiedades de contacto definidas en la interacción. En este trabajo se ha establecido una interacción del tipo *surface to surface*, a diferencia de otros modelos que emplean la interacción del tipo *General contact*. Al realizar la simulación se probó con ambos tipos de interacciones y se obtuvieron mejores resultados con la interacción entre superficies. Además, en este modelo el contacto entre la placa y el torso se asume sin fricción.

Otra de las posibles causas del desvío entre modelos puede ser las condiciones de contorno. En este trabajo como el modelo no contaba con brazos, solo se pudo fijar una sección del húmero. Tampoco se pudo simular la posición sentada por lo que se optó por limitar el movimiento en la última sección axial en la dirección vertical. Tanto la falta de peso de los miembros y la cabeza, como las aproximaciones asumidas en las condiciones de contorno impuestas en este trabajo pueden haber condicionado el resultado obtenido.

La velocidad del percutor está modelada como una condición de contorno, en la que la placa avanza a una velocidad constante. Con la gráfica de desplazamiento se aprecia que después de impactar la velocidad siempre se mantiene igual. Se consideró realizar el modelo con una velocidad inicial de 7.2 m/s, pero se producía un rebote al impactar contra el cuerpo por lo que el choque era demasiado corto y no se conseguía una deformación en la línea de lo establecido en los estudios cadavéricos. No sé específica en la bibliografía cómo se simularon los choques en otros modelos de EF y quizás simularlo a una velocidad constante es lo que ha provocado el desajuste en la gráfica fuerza desplazamiento.

Otra de las posibles causas de la disparidad en los datos, pueden ser las propiedades materiales. En la bibliografía hemos encontrado diversas propiedades materiales, con diferentes ecuaciones de estado, tipos de material, etc. Quizás sería necesario realizar un estudio comparativo de los resultados obtenidos con distintas propiedades de materiales para escoger aquellas que se acerque más a los resultados deseados. Siempre incrementando la complejidad del modelo lo mínimo posible para no aumentar el gasto computacional de una manera innecesaria.

Adicionalmente, en este trabajo se decidió segmentar todo el hueso como un único material. Separar cada hueso según sus propiedades podría mejorar el resultado, ya que no todos los huesos tienen las mismas propiedades.

Asimismo, se podría separar la porción de hueso cortical del hueso trabecular en los huesos segmentados. El hueso trabecular se caracteriza por tener una densidad menor que el hueso cortical así como mayor flexibilidad debido a su estructura con trabéculas, en oposición a la estructura lamelar más rígida del hueso cortical.

Por último, en la subrutina empleada se puede modificar los valores de deformación máxima admitidos antes de la eliminación del elemento. Las deformaciones empleadas fueron sustraídas del modelo de Sandia Lab (Vavalle et al., 2015), pero se podría contrastar en la bibliografía otros valores de deformación máxima.

En este proyecto únicamente se consideró la eliminación del hueso con un único valor de deformación máxima, sin considerar las porciones de hueso trabecular y cortical. Asumir unas deformaciones máximas para la porción trabecular y otra para la porción trabecular probablemente mejoraría el resultado. También sería interesante establecer un valor deformación máxima para la capa de musculatura que solventara los problemas derivados de la gran deformación que experimenta esta capa.

3. CONCLUSIÓN Y LÍNEAS FUTURAS

Este proyecto comprende desde la segmentación de un modelo anatómicamente complejo hasta la simulación de un impacto. En primer lugar, realizado durante la segmentación del torso es equiparable a los modelos más complejos de la bibliografía revisada. Cuenta con la mayoría de las estructuras anatómicas extraídas de las imágenes de tomografía axial computarizada de un paciente medio.

En segundo lugar, se ha realizado una búsqueda bibliográfica de las propiedades materiales de cada uno de los tejidos en este tipo de modelos. Se ha optado por representar la mayoría de los tejidos como materiales viscoelásticos empleando las series Prony. Adicionalmente, se ha empleado una subrutina realizada con Fortran para simular la fractura de los huesos eliminando elementos que sobrepasan una determinada información.

Por último, se han intentado reproducir las condiciones de un impacto de validación común para este tipo de modelos. Pese a que los resultados obtenidos no han sido los deseados y no se ajustan a la validación, el modelo ha mostrado un comportamiento similar al deseado, aunque no sea el esperado.

Aunque el modelo no haya cumplido todos los resultados esperados sí que ha completado gran parte del proceso. Según los pasos descritos en el esquema anterior, la parte de segmentación estaría finalizada. Dentro del apartado de construcción del modelo de elementos finitos, el mallado ya ha sido realizado, las propiedades de los materiales ya han sido revisadas y siempre se pueden modificar los modelos constitutivos de los materiales para considerar modelos más complejos. Las condiciones de contorno se pueden variar dentro del modelo de Abaqus con relativa sencillez. Por todo ello, aunque el modelo no reproduzca el ensayo cadavérico gran parte del trabajo ha sido realizado con éxito.

Cómo se ha ido mencionando a lo largo del trabajo, es una primera aproximación a los modelos de impacto. Por lo tanto, se puede decir que son unos resultados prometedores.

El objetivo de este trabajo era construir un modelo de torso de impacto, la siguiente fase es realizar modificaciones para acercarse más al objetivo final. En el apartado de resultados se han descrito alguno de los pasos a tomar para mejorar el modelo. Entre ellos destacan los siguientes:

- Cambiar las condiciones de contorno y/o las condiciones del percutor.
- Ajustar el tipo de interacción y sus propiedades
- Modificar las propiedades materiales escogidas.
- Modificar los rangos de deformación máxima de la subrutina.
- Incluir en la segmentación la porción de hueso trabecular y hueso cortical, así como asignarle diferentes propiedades materiales.

Modelado numérico del impacto sobre el torso humano

La finalidad de este tipo de modelos es representar las propiedades mecánicas del torso para emplearse, principalmente, en mejorar las medidas de seguridad tanto de automóviles como equipamiento antibalístico. El envejecimiento de la población pone de relevancia la necesidad de adecuar las medidas de seguridad a un tipo de individuo con una estructura ósea más frágil. Estos modelos suponen una ventaja frente a los maniqués debido a que pueden representar más fielmente las propiedades humanas.

Este proyecto ha puesto de manifiesto el potencial de este tipo de modelos; ya que consiguen una representación fiel de la geometría y las propiedades específicas de cada tipo de tejido. Además de reflejar resultados para cada una de estas zonas.

Actualmente, ya se realizan modelos EF para distintos percentiles como niños, mujeres y hombres, y en distintas posiciones (configuración de peatón o configuración sentado) (Figura 51). Cada uno de los percentiles presenta una diferente estructura y estas diferencias pueden ser vitales a la hora de evaluar el daño que se produciría en un accidente automovilístico.

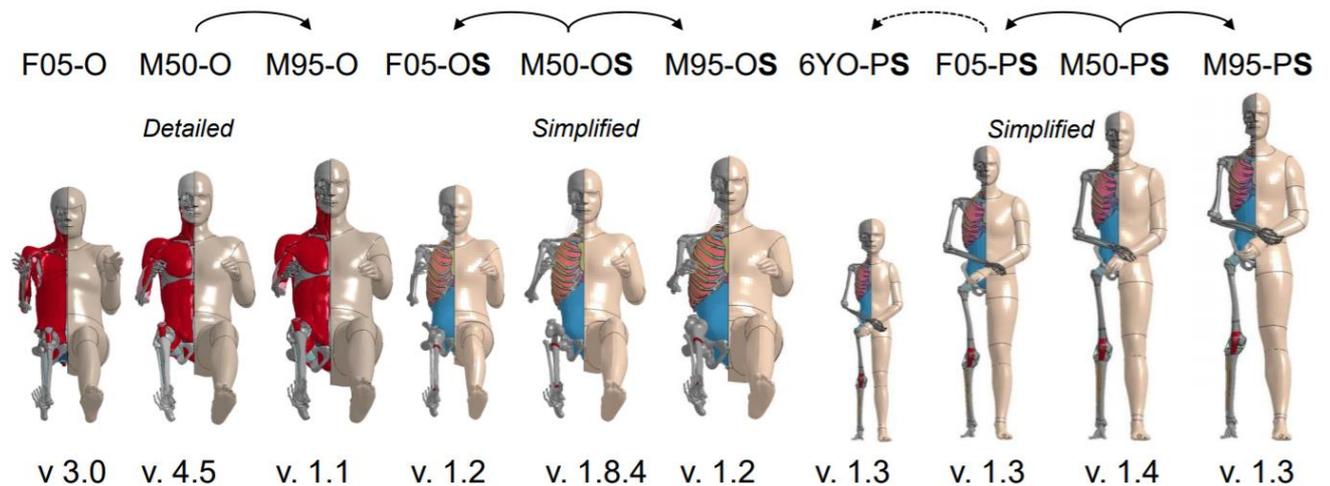


Figura 51 Distintos percentiles desarrollados por GHBMC (Combest, 2016)

Se debe tener en cuenta que la validación está basada en unos estudios realizados en cadáveres en 1970 (Kroell et al., 1973). Por mucho que este tipo de validaciones se hayan estado empleando en los modelos elementos finitos desarrollados por la industria, los cadáveres no reflejan las propiedades del cuerpo humano vivo. Factores imprescindibles como la tensión muscular, riego sanguíneo o el rigor mortis no se manifiestan de la misma manera que en personas vivas.

Resulta necesario por tanto, más validaciones realizadas con los medios de los que se dispone en la actualidad para obtener medidas más precisas que aquellas basadas en las fotografías tomadas durante un impacto (Kroell et al., 1973). En la actualidad podría medirse de manera más exacta tanto la deformación del cuerpo como las consecuencias de dicho choque.

Por otra parte, existe una gran disparidad entre las propiedades mecánicas de los tejidos biológicos de diversos artículos, consultados en el apartado de propiedades materiales. El estudio de las propiedades mecánicas del tejido biológico es aún un campo en desarrollo en el cual es muy difícil obtener datos de un tejido vivo.

En conclusión, este proyecto ha servido como acercamiento a los modelos de impacto en torso. Se ha realizado una gran labor en la segmentación y mallado del modelo. Además de la revisión bibliográfica de las propiedades materiales. Pese a que el resultado final no se corresponda con los datos de validación, se ha realizado un gran esfuerzo en construir este primer prototipo que podrá ser ajustado para convertirse en un modelo fiable con gran aplicabilidad.

Quiero resaltar que la realización de este trabajo me ha aportado una formación complementaria al grado donde he podido profundizar en algunos campos de la biomecánica. Este trabajo me ha brindado la oportunidad de mejorar mis conocimientos sobre el método de los elementos finitos utilizando un software, ABAQUS/CAE, con el que no había trabajado anteriormente. Adicionalmente, he ampliado mis conocimientos en los problemas dinámicos y en concreto en la simulación de fractura utilizando una subrutina realizada con FORTRAN. Por otra parte, la segmentación me ha proporcionado un mejor entendimiento de las imágenes médicas y la anatomía humana. En general creo con la realización de este TFG he aprendido diversos conceptos y métodos que espero que me sean útiles en un futuro.

BIBLIOGRAFÍA

- Andriacchi, T., Schultz, a, Belytschko, T., & Galante, J. (1974). A model for studies of mechanical interactions between the human spine and rib cage. *Journal of Biomechanics*, 7(6), 497–507. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(74\)90084-0](https://doi.org/10.1016/0021-9290(74)90084-0)
- Beckman, D. L., & Palmer, M. F. (1969). Response of the Primate Thorax to Experimental Impact. *SAE International in United States*, (3).
- Cesari, D., & Bouque, R. (1994). Comparison of Hybrid III and Human Cadaver Thorax Deformations Loaded by a Thoracic Belt. *SAE International in United States*, 106, 3383–3386. <https://doi.org/10.1002/qua>
- Cesari, D., & Bouquet, R. (1990). Behaviour of Human Surrogates Thorax under Belt Loading. <https://doi.org/10.4271/902310>
- Cooper, C. F. (2016). Development and Implementation of High Fidelity Human Models for the Investigation of Blast and Non-Penetrating Projectile Impact.
- Cooper, C. F., & Taylor, P. A. (2016). Virtual Simulation of Blast , Behind-Armor Blunt Trauma , and Projectile Penetration Leading to Injury of Life-Critical ... PROJECTILE PENETRATION LEADING TO INJURY OF LIFE-CRITICAL ORGANS IN, (March). <https://doi.org/10.1115/IMECE2015-52631>
- Dassault. (2012). ABAQUS / CAE 6.12 User's Manual. *ABAQUS/CAE 6.12 User's Manual*.
- Dassault Systèmes. (2012). Section 1.2.19 VUSDFLD, Abaqus User Subroutines Reference Manual. Dassault Systèmes.
- Drake, R., Vogl, A. W., & Mitchell, A. W. M. (2013). *Gray. Anatomía básica + StudentConsult*. Elsevier Health Sciences Spain. Retrieved from https://books.google.es/books/about/Gray_Anatomía_básica+_StudentConsult.html?id=v20aRWYbtpUC&printsec=frontcover&source=kp_read_button&redir_esc=y#v=onepage&q&f=false
- Fox, M. (2012). Samuel Alderson, Crash-Test Dummy Inventor, Dies at 90. *The New York Times*. Retrieved from <https://www.nytimes.com/2005/02/18/us/samuel-alderson-crashtest-dummy-inventor-dies-at-90.html>
- Gayzik, F. S., Moreno, D., & Stitzel, J. (2014). *Development of a Full Human Body Finite Element Model for Blunt Injury Prediction Utilizing a Multi-Modality Medical Imaging*. Retrieved from <https://www.researchgate.net/publication/267229689>
- Hodgson, V. R., Lissner, H. R., & Patrick, L. M. (1963). Response of the Seated Human Cadaver to Acceleration and Jerk with and without Seat Cushions. *Human Factors: The Journal of Human Factors and Ergonomics Society*, 5(5), 505–523. <https://doi.org/10.1177/001872086300500509>
- Hu, J., Klinich, K. D., Reed, M. P., Kokkolaras, M., & Rupp, J. D. (2011). Development and validation of a modified Hybrid-III six-year-old dummy model for simulating submarining in motor-vehicle crashes. *Medical Engineering and Physics*, 34, 541–551. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2011.08.013>
- INE. (2015). España en cifras 2015. Retrieved August 7, 2018, from www.ine.es

- Jönsson, A., Arvebo, E., & Schantz, B. (1988). Intrathoracic pressure variations in an anthropomorphic dummy exposed to air blast, blunt impact, and missiles. *The Journal of Trauma*, 28(1 Suppl), S125-31. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/3339673>
- King, A. I., Viano, D. C., Mizeres, N., & States, J. D. (1995). Humanitarian benefits of cadaver research on injury prevention. *The Journal of Trauma*, 38(4), 564–569. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/7723096>
- Kroell, C. K., Lobdell, T. E., Schneider, D. C., Hering, W. E., & Nahum, A. M. (1973). Impact Response of the Human Thorax. *Human Impact Response: Measurement and Simulation*, 201–245. https://doi.org/10.1007/978-1-4757-1502-6_11
- Lebarbé, M., & Petit, P. (2012). New biofidelity targets for the Thorax of a 50th percentile adult male in frontal impact, 856–870.
- M.J.Turner. (1956). Stiffness and Deflection Analysis of Complex Structures. *Journal of the Aeronautical Sciences*, 23(9), 805–823. <https://doi.org/10.2514/8.3664>
- NBIA, N. B. I. A. (2018). NBIA Image - Search Results. *National Cancer Institute*. Retrieved from <https://imaging.nci.nih.gov/ncia/login.jsf>
- Patrick, L. M. (1966). Human Tolerance to Impact - Basis for Safety Design. *SAE Transactions*. SAE International. <https://doi.org/10.2307/44460556>
- Plank, G. R., Kleinberger, M., & Eppinger, R. (1995). Finite element modelling and analysis of thorax/restraint system interaction. *Proceedings: International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles, 1995*, 210–219. Retrieved from [https://www.safetylit.org/citations/index.php?fuseaction=citations.viewdetails&citationIds\[\]=cjournalarticle_245304_38](https://www.safetylit.org/citations/index.php?fuseaction=citations.viewdetails&citationIds[]=cjournalarticle_245304_38)
- Roberts, & Chen. (1970). Elastostatic analysis of the human thoracic skeleton. *Journal of Biomechanics*, 3(6), 527–545. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(70\)90037-0](https://doi.org/10.1016/0021-9290(70)90037-0)
- Roberts, J. C., Merkle, A. C., Biermann, P. J., Ward, E. E., Carkhuff, B. G., Cain, R. P., & O'Connor, J. V. (2007). Computational and experimental models of the human torso for non-penetrating ballistic impact. *Journal of Biomechanics*, 40(1), 125–136. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2005.11.003>
- Roberts, S. B., & Chen, P. H. (1970). Elastostatic analysis of the human thoracic skeleton. *Journal of Biomechanics*, 3(6), 527–545. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(70\)90037-0](https://doi.org/10.1016/0021-9290(70)90037-0)
- Rouhana, S. W., Viano, D. C., Jedrzejczak, E. A., & McCleary, J. D. (1989). Assessing Submarining and Abdominal Injury Risk in the Hybrid III Family of Dummies. *SAE Transactions*. SAE International. <https://doi.org/10.2307/44472418>
- Ruan, J., El-Jawahri, R., Chai, L., Barbat, S., & Prasad, P. (2003). Prediction and Analysis of Human Thoracic Impact Responses and ... *Stapp Car Crash Journal*, 299–321.
- Shigeta, K., Kitagawa, Y., & Yasuki, T. (2009). Development of next generation human FE-model capable of organ injury prediction. *Proceedings of the 21st Enhanced Safety Vehicle (ESV) Conference*, (0111), 1–20.
- Simpleware. (2016). Reference Guide ScanIP.
- Sundaram, S. H. H. ., & Feng, C. C. C. (1977). Finite Element Analysis of the human thorax. *Journal of Biomechanics*, 10, 505–516. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(77\)90104-X](https://doi.org/10.1016/0021-9290(77)90104-X)

- Swanson, S. (1985). Constitutive Model for High Elongation Elastic Materials. *Journal of Engineering Materials and Technology*, 107(5), 110–114.
- Taylor, P. A., Cooper, C. F., & Burnett, D. J. (2015). Wound Ballistics Modeling for Blast Loading , Blunt Force Impact , and Projectile Penetration, (September).
- Vavalle, N. A., Davis, M. L., Stitzel, J. D., & Gayzik, F. S. (2015). Quantitative Validation of a Human Body Finite Element Model Using Rigid Body Impacts. *Annals of Biomedical Engineering*, 43(9), 2163–2174. <https://doi.org/10.1007/s10439-015-1286-7>
- Viano, D. C., Lau, I. V., Asbury, C., King, A. I., & Begeman, P. (1989). Biomechanics of the human chest, abdomen, and pelvis in lateral impact. *Accident Analysis and Prevention*, 21(6), 553–574. [https://doi.org/10.1016/0001-4575\(89\)90070-5](https://doi.org/10.1016/0001-4575(89)90070-5)
- Wang, H. (1995). Development of a side impact finite element human thoracic model. *Ph. D. Thesis, Wayne State University*. Retrieved from <http://ci.nii.ac.jp/naid/10007653858/en/>
- Zienkiewicz, O., & Taylor, R. (1977). The finite element method. Retrieved from <http://civil.dept.shef.ac.uk/current/module/CIV8130.pdf>



UNIVERSITAT
POLITÈCNICA
DE VALÈNCIA



ESCUELA TÉCNICA
SUPERIOR INGENIEROS
INDUSTRIALES VALENCIA

DOCUMENTO 2: PRESUPUESTO

ÍNDICE DEL PRESUPUESTO

1. COSTE DE MANO DE OBRA.....	3
2. COSTE DE HARDWARE.....	5
3. COSTE DE SOFTWARE.....	6
4. CUADRO DE PRESUPUESTOS PARCIALES	7
5. CUADRO DE PRECIOS DESCOMPUESTOS	9
6. CUADRO DE PRECIOS UNITARIOS.....	12
7. PRESUPUESTO DE EJECUCIÓN POR CONTRATA	14

1. COSTE DE MANO DE OBRA

En la elaboración de este presupuesto, se ha considerado imprescindible la mano de obra de un ingeniero biomédico y un ingeniero supervisor que le evalúe y asesore durante la realización del proyecto.

Se ha establecido un sueldo bruto de 1500 euros mensuales para el ingeniero biomédico y 2500 euros mensuales para el ingeniero supervisor. Según el Boletín Oficial del Estado del Ministerio de Empleo y Seguridad Social para el ejercicio de 2018, la empresa destinará 23,60 % del sueldo para contingencias comunes, un 5,5% para el seguro de empleo, 0,6% para formación profesional, 0,2% de FOGASA y un 1,65 de IT/MS (accidentes de trabajo y enfermedades profesionales). Con lo que se obtiene un sueldo neto de 1140,25 euros para ingeniero biomédico y 1900 euros para el ingeniero supervisor.

En la tabla siguiente se resumen las horas destinadas a cada capítulo, a modo de justificación de las horas totales cobradas.

MOIB = Mano de Obra Ingeniero Biomédico

MOIS= Mano de Obra Ingeniero Supervisor

Tabla 6 Horas dedicadas a cada capítulo/tarea

	Horas MOIB	Horas MOIS
1 PLANIFICACIÓN DEL PROYECTO A REALIZAR		
Reunión de planificación y plazos	2	2
Búsqueda bibliográfica de modelos similares	40	
2 SEGMENTACIÓN Y MALLADO		
Formación en básica en software de segmentación ScanIP	16	
Segmentación de todos los órganos del modelo	400	
Reunión de evaluación de progresos	2	2
Mallado del modelo y optimización de la malla	20	
3 BÚSQUEDA DE PROPIEDADES MATERIALES		
Búsqueda bibliográfica de las propiedades materiales	158	
Reunión discusión de modelos materiales	2	2
4 BÚSQUEDA DE MODELOS DE VALIDACIÓN		
Búsqueda bibliográfica de metodos validación FEM	158	
Reunión discusión de modelos de validación	2	2
5 SIMULACIÓN IMPACTO EN ABAQUS		
Formación en básica en software FEM ABAQUS	40	
Simulación de impactos en software FEM ABAQUS	230	
Edición subrutina FORTRAM	20	
Reunión para el ajuste del modelo	10	10
6 ADMINISTRACIÓN E INFORME DEL PROYECTO		
Realización del proyecto	10	
Presentación del proyecto final	10	
TOTAL	1120 h	18h

Para los cálculos se ha considerado una jornada laboral de 8 horas, con 15 días festivos anuales, fines de semana libres, 30 días de vacaciones pagadas y dos pagas extras anuales. Por lo tanto, se realizan 1792 horas de trabajo anuales y el coste por hora del ingeniero biomédico asciende a 11,71 euros y el coste por hora del ingeniero supervisor a 19,53 euros la hora

Tabla 7 Cuadro de precios de mano de obra

CUADRO DE MANO DE OBRA

Nº	Código	Denominación de la mano de obra	Precio	Horas	Total
1	MO.IB	Ingeniero biomédico Junior	11,71 €	1120h	13.115,20 €
2	MO.IS	Ingeniero supervisor	19,53 €	18h	351,54 €
Total mano de obra:					13.466,74 €

2. COSTE DE HARDWARE

Se ha incluido el coste del ordenador debido a que hacen falta unas determinadas prestaciones para realizar simulaciones con tan alto costo computacional para tantos elementos. No se ha indicado el factor de amortización debido a la incapacidad de determinar la vida útil de un ordenador de sobremesa.

Tabla 8 Cuadro de costes de hardware

CUADRO DE HARDWARE

Nº	Código	Denominación de la mano de obra	Precio*	Cantidad	Factor de amortización	TOTAL
1	H.ORD	Equipamiento de cálculo científico (presupuestado en base a ordenador con procesadores Intel Core i7 de 6 núcleos de 3,4GHz y 128 GB de memoria)	3.500,0 €	1u		3.500,00 €
Total hardware:						<u><u>3.500,00 €</u></u>

*** Todos los precios ya incluyen un IVA del 21%

3. COSTE DE SOFTWARE

El software necesario para realizar este proyecto es el detallado en la tabla siguiente. En primer lugar, es necesario un sistema operativo, en este trabajo es el Windows 10 home, y las herramientas de Microsoft Office.

El software Simpleware ScanIP se ha empleado para realizar la segmentación de todos los tejidos a partir de imágenes de TAC.

Para la simulación con elementos finitos se ha ampliado el programa Abaqus 6.12, en concreto ABAQUS explicit.

El compilador Intel Fortran y Microsoft Visual Studio se ha utilizado en la edición de la subrutina para la eliminación de elementos en la simulación.

El factor de amortización (f) se obtiene a través de la siguiente fórmula:

$$f = \frac{T}{P}$$

Ecuación 1 factor de amortización

Donde T es el tiempo de uso durante el proyecto para ese programa y P la duración de la licencia.

CUADRO DE SOFTWARE

Nº	Código	Denominación de la mano de obra	Precio*	Cantidad	Factor de amortización	TOTAL
1	S.W10	Windows 10 Home	145,0€	1u	7/36	28,19 €
2	S.MO16	Microsoft Office 2016	149,0 €	1u	7/48	21,73 €
3	S.MVS	Microsoft Visual Studio Professional	454,5 €	1u	2/12	75,76 €
4	S.ICF	Compilador Intel Fortran	400,0 €	1u	7/12	233,33 €
5	S.SS	Simpleware ScanIP +FE Module	6.560,0 €	1u	3/12	1.640,00 €
6	S.AE	Actualización licencias de 20 tokens para Abaqus/Explicit	9.600,0 €	1u	4/36	1.066,67 €
7	S.AC	Actualización licencia módulo de postproceso Abaqus/CAE	3.000,0 €	1u	4/36	333,33 €

Total software:

3.399,01 €

Tabla 9 Cuadro de costes software

*** Todos los precios ya incluyen un IVA del 21%

4. CUADRO DE PRESUPUESTOS PARCIALES

En esta sección se agrupa el presupuesto en los costes de cada capítulo.

Tabla 10 Cuadro de presupuestos parciales

Nº	Denominación	Importe		
		Cantidad	Precio	Total
1 PLANIFICACIÓN DEL PROYECTO A REALIZAR				
1.1	Reunión de planificación y plazos	2h	31,24 €	62,48 €
1.2	Asignación de equipo	1u	3.783,25 €	3.783,25 €
1.3	Búsqueda bibliográfica de modelos similares	40h	11,71 €	468,40 €
1.4	Instalación del Software Simpleware ScanIP	1u	1.640,00 €	1.640,00 €
			<i>Total:</i>	5.954,13 €
2 SEGMENTACIÓN Y MALLADO				
2.1	Formación en básica en software de segmentación ScanIP	16h	11,71 €	187,36 €
2.2	Segmentación de todos los órganos del modelo	400h	11,71 €	4.684,00 €
2.3	Reunión de evaluación de progresos	2h	31,24 €	62,48 €
2.4	Mallado del modelo y optimización de la malla	20h	11,71 €	234,20 €
			<i>Total:</i>	5.168,04 €
3 BÚSQUEDA DE PROPIEDADES MATERIALES				
3.1	Búsqueda bibliográfica de las propiedades materiales	158h	11,71 €	1.850,18 €
3.2	Reunión discusión de modelos materiales	2h	31,24 €	62,48 €
			<i>Total:</i>	1.912,66 €

4 BÚSQUEDA DE MODELOS DE VALIDACIÓN

4.1	Búsqueda bibliográfica de métodos validación FEM	158h	11,71 €	1.850,18 €
4.2	Reunión discusión de modelos de validación	2h	31,24 €	62,48 €
			<i>Total:</i>	1.912,66 €

5 SIMULACIÓN IMPACTO EN ABAQUS

5.1	Instalación del Software FE ABAQUS	1u	1.400,00 €	1.400,00 €
5.2	Formación en básica en software FEM ABAQUS	40h	11,71 €	468,40 €
5.3	Simulación de impactos en software FEM ABAQUS	230h	11,71 €	2.693,30 €
5.4	Instalación del Software Microsoft Visual Studio	1u	75,76 €	75,76 €
5.5	Edición subrutina FORTRAM	20h	11,71 €	234,20 €
5.6	Reunión para el ajuste del modelo	10h	31,24 €	312,40 €
			<i>Total:</i>	5.184,06 €

6 ADMINISTRACIÓN E INFORME DEL PROYECTO

6.1	Realización del proyecto	10h	11,71 €	117,10 €
6.2	Presentación del proyecto final	10h	11,71 €	117,10 €
			<i>Total:</i>	234,20 €

*** Todos los precios ya incluyen un IVA del 21%

5. CUADRO DE PRECIOS DESCOMPUESTOS

En esta sección se han descompuesto los precios unitarios de cada tarea realizada dentro de los capítulos en los que se ha dividido este trabajo.

Tabla 11 Cuadro de precios descompuestos

Nº	Ud	Denominación	Total	
CAPÍTULO 1 PLANIFICACIÓN DEL PROYECTO A REALIZAR				
1.1	h	Reunión de planificación y plazos		
	MO.IB	1h Ingeniero biomédico junior	11,71€/h	11,71 €
	MO.IS	1h Ingeniero Supervisor	19,53€/h	19,53 €
		Precio total por h		31,24 €
1.2	u	Asignación de equipo		
	H.ORD	1u Equipamiento de cálculo científico (presupuestado en base a ordenador con procesadores Intel Core i7 de 6 núcleos de 3,4GHz y 128 GB de memoria)	3.500,00 €	3.500,00 €
	S.W10	1u 7/36 Windows 10 Home	145,00 €	28,19 €
	S.MO16	1u 7/48 Microsoft Office 2016	149,00 €	21,73 €
	S.ICF	1u 7/12 Compilador Intel Fortran	454,54 €	233,33 €
		Precio total por unidad		3.783,25 €
1.3	h	Búsqueda bibliográfica de modelos similares		
	MO.IB	1h Ingeniero biomédico junior	11,71€/h	11,71 €
		Precio total por h		11,71 €
1.4	u	Instalación del Software Simpleware ScanIP		
	S.SS	1u 3/12 Simpleware ScanIP +FE Module	6.560,0 €	1.640,00 €
		Precio total por unidad		1.640,00 €
CAPÍTULO 2 SEGMENTACIÓN Y MALLADO				
2.1	h	Formación en básica en software de segmentación ScanIP		
	MO.IB	1h Ingeniero biomédico junior	11,71€/h	11,71 €
		Precio total por h		11,71 €
2.2	h	Segmentación de todos los órganos del modelo		
	MO.IB	1h Ingeniero biomédico junior	11,71€/h	11,71 €
		Precio total por h		11,71 €

2.3	h	Reunión de evaluación de progresos				
		MO.IB	1h	Ingeniero biomédico junior	11,71€/h	11,71 €
		MO.IS	1h	Ingeniero Supervisor	19,53€/h	19,53 €
		Precio total por h				31,24 €
2.4	h	Mallado del modelo y optimización de la malla				
		MO.IB	1h	Ingeniero biomédico junior	11,71€/h	11,71 €
		Precio total por h				11,71 €

CAPÍTULO 3 BÚSQUEDA DE PROPIEDADES MATERIALES

3.1	h	Búsqueda bibliográfica de las propiedades materiales				
		MO.IB	1h	Ingeniero biomédico junior	11,71€/h	11,71 €
		Precio total por h				11,71 €
3.2	h	Reunión discusión de modelos materiales				
		MO.IB	1h	Ingeniero biomédico junior	11,71€/h	11,71 €
		MO.IS	1h	Ingeniero Supervisor	19,53€/h	19,53 €
		Precio total por h				31,24 €

CAPÍTULO 4 BÚSQUEDA DE MODELOS DE VALIDACIÓN

4.1	h	Búsqueda bibliográfica de métodos validación FEM				
		MO.IB	1h	Ingeniero biomédico junior	11,71€/h	11,71 €
		Precio total por h				11,71 €
4.2	h	Reunión discusión de modelos de validación				
		MO.IB	1h	Ingeniero biomédico junior	11,71€/h	11,71 €
		MO.IS	1h	Ingeniero Supervisor	19,53€/h	19,53 €
		Precio total por h				31,24 €

CAPÍTULO 5 SIMULACIÓN IMPACTO EN ABAQUS

5.1	u	Instalación del Software FE ABAQUS				
		S.AE	1u 4/36	Actualización licencias de 20 tokens para Abaqus/Explicit	9.600,0 €	1.066,67 €
		S.AC	1u 4/36	Actualización licencia módulo de postproceso Abaqus/CAE	3.000,0 €	333,33 €
		Precio total por unidad				1.400,00 €
5.2	h	Formación en básica en software FEM ABAQUS				
		MO.IB	1h	Ingeniero biomédico junior	11,71€/h	11,71 €
		Precio total por h				11,71 €
5.3	h	Simulación de impactos en software FEM ABAQUS				
		MO.IB	1h	Ingeniero biomédico junior	11,71€/h	11,71 €
		Precio total por h				11,71 €

5.4	u	Instalación del Software Microsoft Visual Studio				
				Microsoft Visual Studio		
	S.MVS	1u	2/12	Professional	454,5 €	75,76 €
				Precio total por unidad		75,76 €
5.5	h	Edición subrutina FORTRAM				
	MO.IB	1h		Ingeniero biomédico junior	11,71€/h	11,71 €
				Precio total por h		11,71 €
5.6	h	Reunión para el ajuste del modelo				
	MO.IB	1h		Ingeniero biomédico junior	11,71€/h	11,71 €
	MO.IS	1h		Ingeniero Supervisor	19,53€/h	19,53 €
				Precio total por h		31,24 €

CAPÍTULO 6 ADMINISTRACIÓN E INFORME DEL PROYECTO

6.1	h	Realización del proyecto				
	MO.IB	1h		Ingeniero biomédico junior	11,71€/h	11,71 €
				Precio total por h		11,71 €
6.2	h	Presentación del proyecto final				
	MO.IB	1h		Ingeniero biomédico junior	11,71€/h	11,71 €
				Precio total por h		11,71 €

*** Todos los precios ya incluyen un IVA del 21%

6. CUADRO DE PRECIOS UNITARIOS

En este cuadro se ha catalogado el precio unitario de cada una de las tareas realizadas en el proyecto.

Tabla 12 Cuadro de precios unitarios

Nº	Denominación	Importe	
		Cifra	Letra (€)
1.1	Reunión de planificación y plazos	31,24 €	Treinta y un euros con veinticuatro céntimos
1.2	Asignación de equipo	3.783,25 €	Tres mil setecientos ochenta y tres euros con veinticinco céntimos
1.3	Búsqueda bibliográfica de modelos similares	11,71 €	Once euros con setenta y un céntimos
1.4	Instalación del Software Simpleware ScanIP	1.640,00 €	Mil seiscientos cuarenta euros
2.1	Formación en básica en software de segmentación ScanIP	11,71 €	Once euros con setenta y un céntimos
2.2	Segmentación de todos los órganos del modelo	11,71 €	Once euros con setenta y un céntimos
2.3	Reunión de evaluación de progresos	31,24 €	Treinta y un euros con veinticuatro céntimos
2.4	Mallado del modelo y optimización de la malla	11,71 €	Once euros con setenta y un céntimos
3.1	Búsqueda bibliográfica de las propiedades materiales	11,71 €	Once euros con setenta y un céntimos
3.2	Reunión discusión de modelos materiales	31,24 €	Treinta y un euros con veinticuatro céntimos
4.1	Búsqueda bibliográfica de métodos validación FEM	11,71 €	Once euros con setenta y un céntimos
4.2	Reunión discusión de modelos de validación	31,24 €	Treinta y un euros con veinticuatro céntimos
5.1	Instalación del Software FE ABAQUS	1.400,00 €	Mil cuatrocientos euros
5.2	Formación en básica en software FEM ABAQUS	11,71 €	Once euros con setenta y un céntimos
5.3	Simulación de impactos en software FEM ABAQUS	11,71 €	Once euros con setenta y un céntimos
5.4	Instalación del Software Microsoft Visual Studio	75,76 €	Setenta y cinco euros con setenta y seis céntimos

5.5	Edición subrutina FORTRAM	11,71 €	Once euros con setenta y un céntimos
5.6	Reunión para el ajuste del modelo	31,24 €	Treinta y un euros con veinticuatro céntimos
6.1	Realización del proyecto	11,71 €	Once euros con setenta y un céntimos
6.2	Presentación del proyecto final	11,71 €	Once euros con setenta y un céntimos

*** Todos los precios ya incluyen un IVA del 21%

7. PRESUPUESTO DE EJECUCIÓN POR CONTRATA

Tabla 13 Presupuesto de ejecución por contrata

2. CUADRO PRECIOS DESCOMPUESTOS	
Capítulo	Importe
Capítulo 1 PLANIFICACIÓN DEL PROYECTO A REALIZAR	5,954.13 €
Capítulo 2 SEGMENTACIÓN Y MALLADO	5,168.04 €
Capítulo 3 BÚSQUEDA DE PROPIEDADES MATERIALES	1,912.66 €
Capítulo 4 BÚSQUEDA DE MODELOS DE VALIDACIÓN	1,912.66 €
Capítulo 5 SIMULACIÓN IMPACTO EN ABAQUS	5,184.06 €
Capítulo 6 ADMINISTRACIÓN E INFORME DEL PROYECTO	234.20 €
Presupuesto de ejecución material	20,365.75 €
Gastos generales (13%)	2,647.55 €
Beneficio industrial (10%)	2,036.58 €
Presupuesto de ejecución por contrata	25,049.87 €
IVA (21%)	5,260.47 €

El presupuesto de ejecución por contrata asciende a la cantidad de **veinticinco mil cuarenta y nueve euros con ochenta y siete céntimos.**