



Escuela Universitaria de Ingeniería

Técnica Industrial de Zaragoza

Universidad de Zaragoza.

Proyecto Fin de Carrera.

SIMULACIÓN DEL COMPORTAMIENTO BIOMECÁNICO DEL MÚSCULO RECTO ABDOMINAL

| | |
|---------------|----------------------------|
| Alumno: | Guillermo Cardesa Carreras |
| Director: | Jorge Grasa Orús |
| Especialidad: | Mecánica |
| Convocatoria: | Septiembre 2012 |



Índice:

| | <i>Página</i> |
|-----------------------------------|---------------|
| 1 Introducción | 2 |
| 1.1 Objetivo | 2 |
| 1.2 Tejido muscular | 2 |
| 1.3 Tendones y ligamentos | 5 |
| 1.4 Músculo recto abdominal | 6 |
| 1.5 Huesos | 7 |
| 2 Método de los elementos finitos | 9 |
| 2.1 Introducción | 9 |
| 2.2 Abaqus | 13 |
| 2.2 Modelo de comportamiento | 15 |
| 3 Simulación | 21 |
| 3.1 Preproceso | 21 |
| 3.2 Calculo | 33 |
| 3.3 Resultados | 36 |
| 4 Conclusiones | 45 |
| 5 Bibliografía | 46 |
| Anexo 1: Resumen | 47 |



1 Introducción

1.1 Objetivo

El objetivo de este proyecto es la simulación del comportamiento biomecánico del músculo recto abdominal mediante la utilización del programa de cálculo Abaqus utilizando el método de los elementos finitos.

Para la correcta simulación del comportamiento del recto abdominal ha sido necesario incluir los diferentes componentes del esqueleto directamente implicados en el movimiento que realiza el músculo.

1.2 Tejido muscular

Los músculos constituyen el tejido que genera el movimiento en las personas y animales. En el cuerpo humano (y en todos los vertebrados) los músculos están asociados al esqueleto, siendo los responsables de su movimiento.

Los músculos forman, en conjunto con los tendones, el sistema muscular, cuyas **funciones** son:

- **Locomoción:** efectuar el desplazamiento de la sangre y el movimiento de las extremidades.
- **Actividad motora de los órganos internos:** el sistema muscular es el encargado de hacer que todos nuestros órganos desempeñen sus funciones, ayudando a otros sistemas, como por ejemplo al sistema cardiovascular.
- **Información del estado fisiológico:** por ejemplo, un cólico renal provoca contracciones fuertes del músculo liso generando un fuerte dolor, signo del propio cólico.
- **Mímica:** el conjunto de las acciones faciales, también conocidas como gestos, que sirven para expresar lo que sentimos y percibimos.
- **Estabilidad:** los músculos, conjuntamente con los huesos, permiten al cuerpo mantenerse estable, mientras permanece en estado de actividad.
- **Postura:** el control de las posiciones que realiza el cuerpo en estado de reposo.



- **Producción de calor:** al producir contracciones musculares se origina energía calórica.
- **Forma:** los músculos y tendones dan el aspecto típico del cuerpo.
- **Protección:** el sistema muscular sirve como protección para el buen funcionamiento del sistema digestivo como para los órganos vitales.

Los **tipos de músculo** que se pueden encontrar en el ser humano son:

- **Músculo Cardíaco:** Se encuentra en las paredes del corazón. Deriva de una masa estrictamente definida del mesenquima esplácnico, el manto mioepicárdico, cuyas células surgen del epicardio y del miocardio. Las células de este tejido poseen núcleos únicos y centrales, aunque algunas células pueden contener hasta dos núcleos; también forman uniones terminales altamente especializadas, denominadas discos intercalados, que facilitan la conducción del impulso nervioso.

- **Músculo liso involuntario:** Se encuentra en las paredes de las vísceras huecas y en la mayor parte de los vasos sanguíneos. Sus células son fusiformes y no presentan estriaciones, ni un sistema de túbulos T. Son células mononucleadas con el núcleo en la posición central.

- **Músculo esquelético:** es decir, un músculo sujeto a los impulsos del sistema nervioso que se puede dominar a voluntad. Se les llama esquelético por estar insertado en el sistema esquelético, aunque también se los conoce como músculos estriados, por el aspecto rayado de las miofibrillas. Este tipo de músculo compone alrededor de un 35% de la masa corporal y es el responsable de dar motricidad al cuerpo humano.



Fig. 1 Músculo esquelético.



La unidad básica de **composición** de los músculos es la miofibrilla, las cuales están agrupadas en haces largos que, a su vez, forman paquetes que reunidos forman los músculos (fig.2).

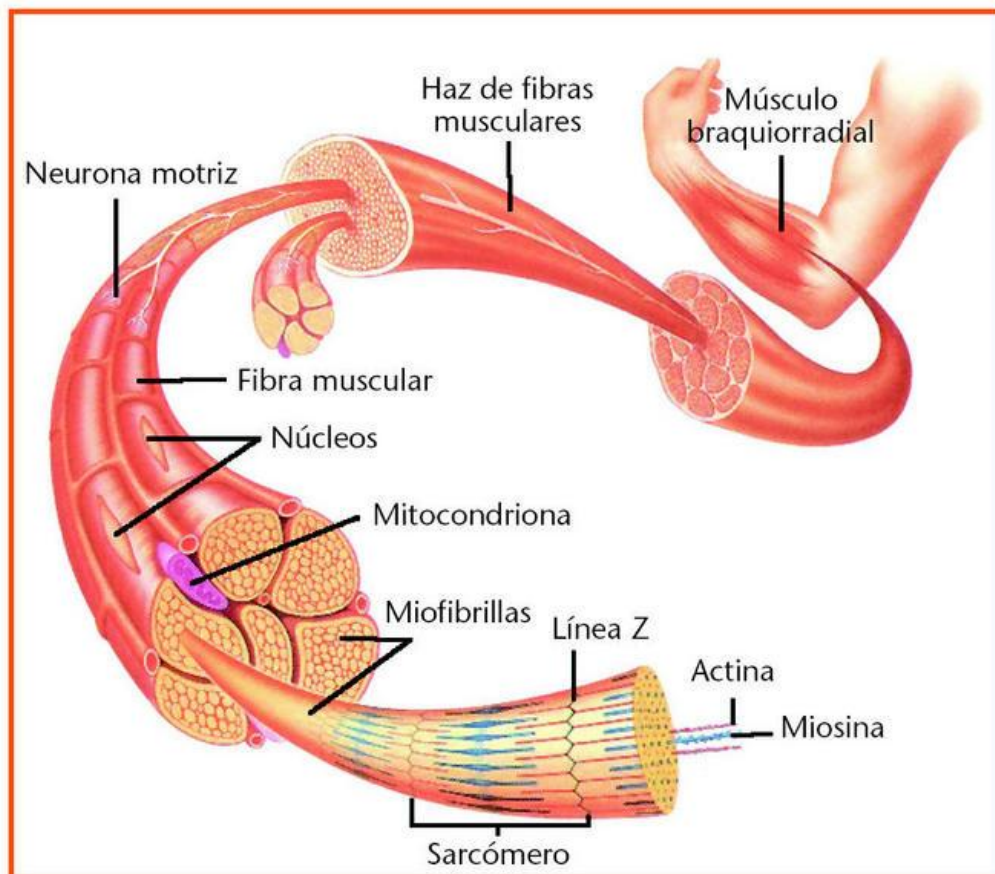


Fig. 2 Estructura interna del tejido muscular esquelético.

La miofibrilla es una estructura filiforme muy pequeña formada por proteínas complejas. Cada célula muscular o fibra tiene varias miofibrillas, compuestas de miofilamentos de dos tipos, gruesos y delgados, que adoptan una disposición regular. Cada miofilamento grueso contiene varios cientos de moléculas de la proteína miosina. Los filamentos delgados contienen dos cadenas de la proteína actina.

Las miofibrillas están formadas de hileras que alternan miofilamentos gruesos y delgados con sus extremos solapados. Durante las contracciones musculares, estas hileras de filamentos interdigitadas se deslizan una sobre otra por medio de la acción de



los denominados puentes cruzados. La energía que requiere este movimiento procede de mitocondrias densas que rodean las miofibrillas.

El mecanismo de la contracción se debe a un estímulo de una fibra nerviosa. Se libera acetilcolina - Ach -, la cual va a posarse sobre los receptores nicotínicos haciendo que éstos se abran para permitir el paso de iones sodio a nivel intracelular; viajan por los túbulos T hasta llegar a activar a los DHP - receptores de dihidropiridina - que son sensibles al voltaje; éstos van a ser los que se abran, provocando a la vez la apertura de los canales de rianodina que van a liberar calcio. El calcio que sale de éste retículo sarcoplasmático va directo al complejo de actina, específicamente a la troponina C. La troponina cuenta con tres complejos; este calcio unido a la troponina C hace que produzca un cambio conformacional a la troponina T, permitiendo que las cabezas de miosina se puedan pegar y así producir la contracción. Este paso del acoplamiento de la cabeza de miosina con la actina se debe a un catalizador en la cabeza de miosina, el magnesio. A la vez hay un gasto de energía, donde el ATP pasa a ser dividido en ADP y fósforo inorgánico. El calcio que se unió a la troponina C, vuelve al retículo por medio de la bomba de calcio, donde gran parte del calcio se une a la calcicuestrina.

1.3 Tendones y ligamentos

El tendón, que conecta el músculo estriado a los huesos, es de color blanco, de consistencia fuerte y no contráctil, constituido por fibras de tejido conectivo que se agrupan en fascículos.

Tienen la función de insertar el músculo en el hueso o a la fascia y transmitirles la fuerza de la contracción muscular para producir un movimiento.

Un ligamento es una estructura en forma de banda, formada por tejido fibroso, cuya función es unir y estabilizar los huesos en las articulaciones.

A diferencia de los tendones, que conectan músculos con hueso, los ligamentos interconectan huesos adyacentes entre sí; en una articulación, los ligamentos permiten y facilitan el movimiento dentro de las direcciones anatómicas naturales, mientras que restringe aquellos movimientos que son anatómicamente anormales, impidiendo lesiones o protrusiones que podrían surgir por este tipo de movimiento.



1.4 Músculo recto abdominal

El recto del abdomen es un músculo par, a cada lado de la línea media, y de tipo esquelético que forma la cara abdominal anterior. Está cubierto por una robusta fascia anterior. Es un músculo muy específico del ser humano.

Este músculo está unido al borde superior del pubis por un tendón de unos 2-3 centímetros y acaba en la cara anterior de los 5º, 6º y 7º cartílagos costales y apéndice xifoides (fig. 3).

Las funciones de este músculo son:

- Su tono contribuye a mantener la posición erecta y a mantener a las vísceras en su posición.
- Su contracción aumenta la presión intraabdominal y contribuye a expulsar los contenidos abdominales en la defecación o micción.
- Produce flexión de la columna vertebral a través de las costillas.
- Su contracción unilateral produce inclinación lateral del tronco hacia el mismo lado.
- Su tono limita la inspiración máxima y favorece la espiración.



Fig. 3 Parte derecha del músculo recto abdominal



1.5 Huesos

El **hueso** es un órgano firme, duro y resistente que forma parte del endoesqueleto de los vertebrados. Está formado por tejido muy consistente, resistente a los golpes y presiones pero también elástico. Protege órganos vitales como el corazón, pulmones, cerebro, etc.; asimismo permite el movimiento en partes del cuerpo para la realización de trabajo o actividades, estableciendo el desplazamiento de la persona.

Los huesos o conjuntos de huesos que intervienen en la simulación del comportamiento biomecánico del músculo recto abdominal son los que a continuación se describen brevemente.

La **columna vertebral** (fig. 4), también denominada raquis, es una estructura ósea en forma de pilar que soporta todo el tronco. Constituye el eje principal de nuestro cuerpo y está constituida por un conjunto de vértebras superpuestas y articuladas por una serie de estructuras discales y cápsulo-ligamentosas, cuya disposición asegura tres características fundamentales para su funcionalidad, como son dotar de rigidez suficiente para soportar cargas axiales, proteger las estructuras del sistema nervioso central (médula, meninges y raíces nerviosas) y otorgar una adecuada movilidad y flexibilidad para los principales movimientos del tronco.

Las **vértebras** son 33-34 y son las que aportan la rigidez a la columna vertebral. Están separadas por los **discos intervertebrales**, que son los que al deformarse permiten el movimiento de la columna.

La **pelvis** es una estructura de partes duras y blandas encargadas de unir las extremidades inferiores y el tronco. Forma la parte inferior de la pared abdominal, sirve de origen e inserción a los músculos de las extremidades inferiores y aloja a las vísceras abdominales. Está formada por el **coxis** y el **hueso sacro**.

Las **costillas** (fig. 5) son huesos largos y curvos que, en su conjunto, forman la caja torácica. Sirven para permitir expandir los pulmones, facilitando la respiración, y para proteger a los pulmones, al corazón, a grandes vasos sanguíneos como la arteria aorta (ascendente, arco y descendente), a la vena cava inferior, a la cadena ganglionar



simpática de donde salen los esplácnicos, a la vena ácigos mayor y menor, al esófago, conducto torácico, y su división es el mediastino.

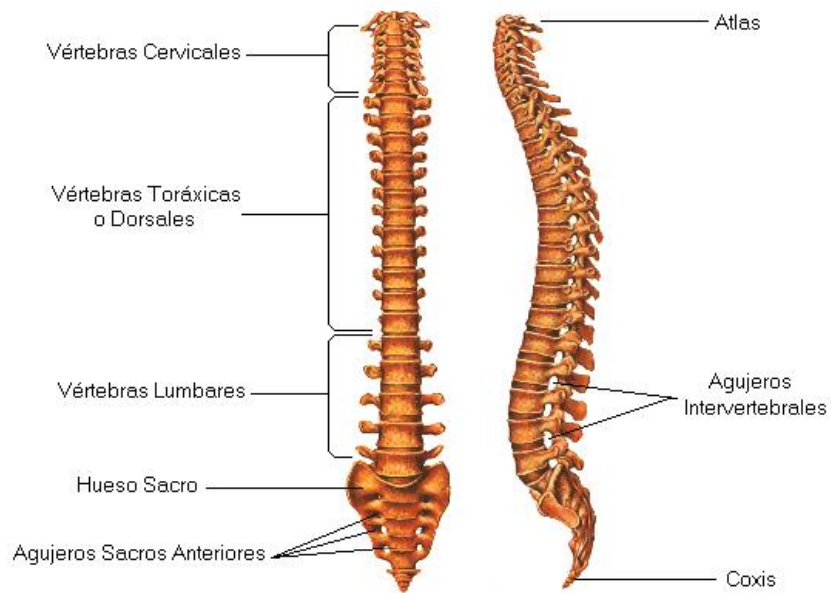


Fig. 4 Estructura de la columna vertebral



Fig. 5 Costillas



2 MÉTODO DE LOS ELEMENTOS FINITOS (MEF)

2.1 Introducción

El MEF es un método numérico general para la obtención aproximada de soluciones de ecuaciones en derivadas parciales, muy utilizado en diversos problemas de ingeniería y física.

La gran ventaja respecto a otros métodos de resolución es su facilidad para implementarlo en programas de ordenador facilitando así la resolución de problemas complejos (tanto de 2 como de 3 dimensiones). Aunque el método directo de la rigidez (MDR) también se puede implementar en ordenadores, solo se puede aplicar a problemas con geometrías simples. Mientras que con el MDR estamos limitados a geometrías muy concretas como puedan ser vigas o barras, el MEF permite calcular estructuras tan complejas como el chasis de un coche. Además el método es fácilmente adaptable a problemas de transmisión de calor, de mecánica de fluidos para calcular campos de velocidades y presiones (mecánica de fluidos computacional, CFD) o de campo electromagnético.

La potencia de cálculo del MEF permite resolver una gran variedad de problemas. Entre los problemas que se pueden resolver está por ejemplo el cálculo de estructuras, simulación de procesos de conformado, simulación del comportamiento de materiales, simulación de sistemas físicos y biológicos complejos, etc. Gracias a este método se pueden reducir considerablemente el número de prototipos a realizar antes de sacar un producto al mercado.

El MEF se basa en calcular los desplazamientos (y a partir de los desplazamientos se calculan las deformaciones y tensiones) mediante la resolución de ecuaciones planteadas sobre pequeñas subdivisiones del medio continuo (puede ser una superficie, barra o volumen) llamadas elementos finitos. En cada uno de estos elementos finitos hay una serie de puntos representativos llamados nodos. Cuando dos o más nodos pertenecen al mismo elemento finito son adyacentes, y un mismo nodo puede pertenecer a varios elementos finitos si está en la frontera de estos. Estos elementos finitos y nodos se generan en un proceso previo a los cálculos llamado mallado



Este método es una aproximación, ya que, se calculan las soluciones solo para los nodos y no para todos los puntos del medio continuo.

Cabe destacar que, contra mayor sea el número de elementos finitos en los que se divide la estructura a analizar, mayor será la aproximación de la solución a la realidad, aunque también aumentara el tiempo necesario para calcularlo al aumentar el número de ecuaciones.

Desde el punto de vista del programa utilizado, en nuestro caso Abaqus, las tareas necesarias para llevar a cabo un cálculo mediante un programa MEF se dividen en: Preproceso, cálculo y resolución de ecuaciones y postproceso. Estas tareas quedan detalladas en los apartados siguientes.

2.1.1 Preproceso

En esta etapa se plantea el problema para su posterior resolución. Aquí se define la geometría del modelo, se genera la malla, las condiciones de contorno (por ejemplo si hay empotramientos, apoyos móviles,...), las cargas a las que está sometida la geometría y asignación de propiedades a los materiales (Modulo de Young, densidad, coeficiente de dilatación térmica,...) y otras propiedades.

Es una etapa muy importante, ya que si se plantea de forma errónea el problema, este error se arrastrara durante la resolución del problema y los resultados variaran.

Las tareas asignadas al preproceso son:

1. El continuo se divide, mediante líneas o superficies imaginarias en un número de elementos finitos. Esta parte del proceso se desarrolla habitualmente mediante algoritmos incorporados a programas informáticos de mallado durante la etapa de preproceso.
2. Se supone que los elementos están conectados entre sí mediante un número discreto de puntos o “nodos”, situados en sus contornos. Los desplazamientos de estos nodos serán las incógnitas fundamentales del problema, tal y como ocurre en el análisis simple de estructuras por el método matricial.
3. Se toma un conjunto de funciones que definan de manera única el campo de desplazamientos dentro de cada “elemento finito” en función de los



desplazamientos nodales de dicho elemento. Por ejemplo, el campo de desplazamientos dentro de un elemento lineal de dos nodos podría venir definido por: $u = N_1 u_1 + N_2 u_2$, siendo N_1 y N_2 las funciones comentadas (funciones de forma) y u_1 y u_2 los desplazamientos en el nodo 1 y en el nodo 2.

4. Estas funciones de desplazamientos definirán entonces de manera única el estado de deformación del elemento en función de los desplazamientos nodales. Estas deformaciones, junto con las propiedades constitutivas del material, definirán a su vez el estado de tensiones en todo el elemento, y por consiguiente en sus contornos.
5. Se determina un sistema de fuerzas concentradas en los nodos, tal que equilibre las tensiones en el contorno y cualesquiera cargas repartidas, resultando así una relación entre fuerzas y desplazamientos de la forma $F = k \cdot u$, que como vemos es similar a la del cálculo matricial.

2.1.2 Cálculo y resolución de sistemas de ecuaciones

La resolución del sistema anterior permite obtener los desplazamientos en los nodos y con ellos definir de manera aproximada el campo de desplazamientos en el elemento finito.

Cuando el problema es no-lineal en general la aplicación de las fuerzas requiere una aplicación incremental y considerar incrementos numéricos, y calcular en cada incremento algunas magnitudes referidas a los nodos. Algo similar sucede con los problemas dependientes del tiempo, para los que se considera una sucesión de instantes, en general bastante cercanos en el tiempo, y se considera el equilibrio instantáneo en cada incremento. En general, estos dos últimos tipos de problemas requieren un tiempo de cálculo sustancialmente más elevado que en un problema estacionario y lineal.

El problema en general se plantea sobre un espacio vectorial de dimensión infinita, pero que puede resolverse aproximadamente encontrando una proyección sobre el medio continuo dividido en elementos finitos, y por tanto con un número finito de ecuaciones (aunque en general el número de ecuaciones será muy elevado para una mejor aproximación, normalmente de miles o incluso centenares de miles). La discretización en elementos finitos ayuda a construir un algoritmo de proyección sencillo, logrando además que la solución por el método de elementos finitos sea exacta



en los nodos. Para la resolución concreta del enorme sistema de ecuaciones algebraicas en general pueden usarse los métodos convencionales del álgebra lineal en espacios de dimensión finita.

En esta etapa es donde el uso de programas de cálculo mediante el MEF supone un gran ahorro de tiempo ya que el número de ecuaciones a resolver suele ser muy elevado y sería imposible realizarlos de forma manual.

2.1.3 Postproceso

En esta etapa se presentan los resultados para poder ser analizados y así poder sacar conclusiones del problema tratado. Así podremos saber, por ejemplo si la estructura se comporta como habíamos pensado, si soportara unas cargas determinadas, en que zonas fallará, si el material utilizado es adecuado o no, etc.

Actualmente, el MEF es usado para calcular problemas complejos. Los ficheros que se generan como resultado del MEF tienen tal cantidad de datos que resulta conveniente procesarlos de alguna manera adicional para hacerlos más comprensibles e ilustrar diferentes aspectos del problema. En la etapa de post-proceso los resultados obtenidos de la resolución del sistema son tratados, para obtener representación gráfica y obtener magnitudes derivadas, que permitan extraer conclusiones del problema.

El post-proceso del MEF generalmente requiere software adicional para organizar los datos de salida, de tal manera que sea más fácilmente comprensible el resultado y permita decidir si ciertas consecuencias del problema son o no aceptables. En el cálculo de estructuras por ejemplo, el post-proceso puede incluir comprobaciones adicionales de si una estructura cumple los requisitos de las normas pertinentes, calculando si se sobrepasan tensiones admisibles, o existe la posibilidad de pandeo en la estructura. (K. J. Bathe (1995): "Finite Element Procedures")



2.2 Abaqus

Abaqus (fig. 6) es un programa destinado a resolver problemas de ciencias e ingeniería y está basado en el método de los elementos finitos. El programa puede resolver casi todo tipo de problemas en el ámbito de la mecánica estructural, desde un simple análisis lineal hasta simulaciones complejas no lineales.

Abaqus posee una extensa librería de elementos finitos que permite modelar virtualmente cualquier geometría, así como una extensa lista de modelos que simulan el comportamiento de una gran mayoría de materiales, permitiendo su aplicabilidad en distintas áreas de ingeniería.

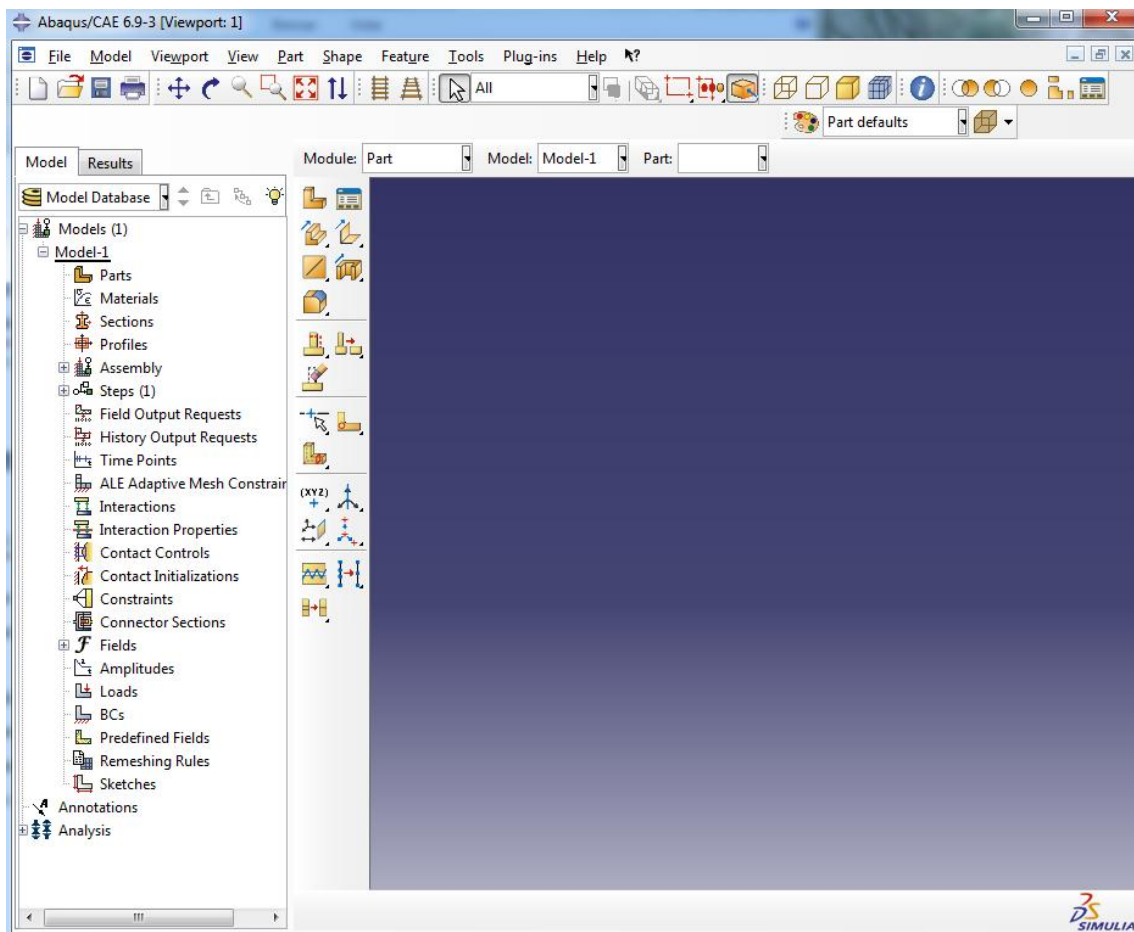


Fig. 6



También es posible utilizar una opción extra (subrutinas de usuario) con la cual se puede programar un material, en nuestro caso el músculo recto abdominal. De esta forma se puede llevar a cabo el análisis con un material cuyo comportamiento es complejo (comportamiento hiperelástico).



2.3 Modelo de comportamiento

Para simplificar los cálculos de los diferentes cuerpos o estructuras se pueden utilizar los siguientes modelos:

2.3.1 Sólido rígido

Tipo de sólido el cual se estudia sin tener en cuenta las deformaciones. Se trata, por tanto, de un modelo matemático útil para estudiar una parte de la mecánica de sólidos, ya que todos los sólidos reales son deformables. Se entiende por sólido rígido un conjunto de puntos del espacio que se mueven de tal manera que no se alteran las distancias entre ellos, sea cual sea la fuerza actuante (matemáticamente, el movimiento de un sólido rígido viene dado por un grupo uniparamétrico de isometrías).

Se emplea este modelo en casos donde las deformaciones son muy pequeñas y se pueden despreciar.

En nuestro caso se aplica a todo el conjunto de huesos excepto a los discos (vertebras, costillas, coxis y pelvis).

2.3.2 Sólido deformable

Modelo de sólido en el cual se tienen en cuenta en el estudio las deformaciones. Es la mecánica de los sólidos deformables la que estudia el comportamiento de los cuerpos sólidos deformables ante diferentes tipos de situaciones como la aplicación de cargas o efectos térmicos. Estos comportamientos, más complejos que el de los sólidos rígidos, se estudian introduciendo los conceptos de deformación y de tensión.

Una aplicación típica de la mecánica de sólidos deformables es determinar a partir de una cierta geometría original de sólido y unas fuerzas aplicadas sobre el mismo, si el cuerpo cumple ciertos requisitos de resistencia y rigidez. Para resolver ese problema, en general es necesario determinar el campo de tensiones y el campo de deformaciones del sólido. Las ecuaciones necesarias para ello son:



- ecuaciones de equilibrio, que relacionan tensiones internas del sólido con las cargas aplicadas. Las ecuaciones de la estática son deducibles de las ecuaciones de equilibrio.
- ecuaciones constitutivas, que relacionan tensión y deformación, y en las que pueden intervenir también otras magnitudes como temperatura, velocidad de deformación, deformaciones plásticas acumuladas, variables de endurecimiento, etc.
- ecuaciones de compatibilidad, a partir de la cual pueden calcularse los desplazamientos en función de las deformaciones y las condiciones de contorno o enlace con el exterior.

En nuestro diseño lo aplicamos a los discos intervertebrales, los cuales serán los que se deformen al ejercer la fuerza los músculos abdominales además del propio músculo.

En nuestro modelo los discos principalmente van a sufrir momentos flectores que provocan tensiones de tracción en las fibras posteriores del disco y compresión en las fibras anteriores. En la flexión, por tanto, la vértebra superior se desliza hacia delante, el espacio intervertebral disminuye en el borde anterior y el núcleo se desplaza hacia atrás, de modo que se sitúa sobre las fibras posteriores del anillo, aumentando la tensión del mismo. En la extensión sucede el efecto contrario: la vértebra superior se desplaza hacia atrás, el espacio intervertebral disminuye hacia atrás y el núcleo se proyecta hacia delante, de modo que se desplaza hacia las fibras anteriores del anillo. En la inflexión lateral la vértebra superior se inclina hacia el lado de la inflexión, por lo que el núcleo se ve desplazado hacia el lado de la convexidad de la curva. En resumen, en la parte cóncava de la curva el disco estará sometido a compresión, presentado tendencia a protruir y expandirse radialmente, y en la parte convexa estará sometido a tracción y tendrá tendencia a contraerse.

Hay diferentes tipos de sólidos deformables en función del comportamiento después de deformarse:

- Comportamiento plástico: aquí existe irreversibilidad; aunque se retiren las fuerzas bajo las cuales se produjeron deformaciones elásticas, el sólido no vuelve exactamente al estado termodinámico y de deformación que tenía antes de la aplicación de las mismas. A su vez los subtipos son:



- *Plástico puro*, cuando el material "fluye" libremente a partir de un cierto valor de tensión.
 - *Plástico con endurecimiento*, cuando para que el material acumule deformación plástica es necesario ir aumentando la tensión.
 - *Plástico con ablandamiento*.
- Comportamiento viscoso que se produce cuando la velocidad de deformación entra en la ecuación constitutiva. Típicamente para deformar con mayor velocidad de deformación es necesario aplicar más tensión que para obtener la misma deformación con menor velocidad de deformación pero aplicada más tiempo. Aquí se pueden distinguir los siguientes modelos:
- *Visco-elástico*, en que las deformaciones elásticas son reversibles. Para velocidades de deformaciones arbitrariamente pequeñas este modelo tiende a un modelo de comportamiento elástico.
 - *Visco-plástico*, que incluye tanto el desfase entre tensión y deformación por efecto de la viscosidad como la posible aparición de deformaciones plásticas irreversibles
- Comportamiento elástico, se da cuando un sólido se deforma adquiriendo mayor energía potencial elástica y, por tanto, aumentando su energía interna sin que se produzcan transformaciones termodinámicas irreversibles. La característica más importante del comportamiento elástico es que es reversible: si se suprimen las fuerzas que provocan la deformación, el sólido vuelve al estado inicial de antes de aplicación de las cargas. Dentro del comportamiento elástico hay varios subtipos:
- *Elástico lineal isótropo*, como el de la mayoría de metales no deformados en frío bajo pequeñas deformaciones.
 - *Elástico lineal no-isótropo*, la madera es material ortotrópico que es un caso particular de no-isotropía.
 - *Elástico no-lineal o hiperelástico*: Ejemplos de estos materiales elásticos no lineales son la goma, el caucho y el hule, también el hormigón o concreto. Para esfuerzos de compresión pequeños se comporta de manera no-lineal y aproximadamente elástica. A continuación se explica con mayor detalle puesto



que los músculos y tendones, concretamente el músculo recto abdominal con sus respectivos tendones, son una parte básica en la simulación.

2.3.2.1 Comportamiento hiperelástico:

Este modelo de comportamiento se utiliza para un tipo de material que se comporta de diferente forma según las deformaciones. A mayor deformación, mayor es la fuerza necesaria para deformar el cuerpo en mayor cantidad.

La mejor forma de describir este comportamiento es mediante el uso de una función energía de deformación que, en el caso de un material fibrado, depende de la dirección de un conjunto de fibras representadas por un vector unitario \mathbf{m}_0 (Calvo, et al 2010).

Cada una de las fibras de las que se supone constituye el material, se desplazan junto con los puntos del material, de esta forma, el alargamiento de las mismas puede expresarse como:

$$\lambda_m^2 = \mathbf{m}_0 * \mathbf{C} \mathbf{m}_0$$

Donde \mathbf{m}_0 es el vector unitario en la dirección de las fibras en la configuración inicial, $\mathbf{F} = \mathbf{dx}/\mathbf{dX}$ y $\mathbf{C} = \mathbf{F}^T \mathbf{F}$ son el gradiente de deformación y tensor de Cauchy-Green por la derecha respectivamente.

Para establecer la condición de incompresibilidad, es necesario realizar una descomposición multiplicativa de estos tensores como $\mathbf{F} = J^{1/3} \bar{\mathbf{F}}$ y $\mathbf{C} = J^{2/3} \bar{\mathbf{C}}$

La función energía de deformación, tras esta descomposición queda expresada como:

$$\psi(\mathbf{C}, \mathbf{M}) = \psi_{VOL}(J) + \bar{\psi}(\bar{\mathbf{C}}, \mathbf{M}) = \psi_{VOL}(J) + \bar{\psi}(\bar{I}_1, \bar{I}_2, \bar{I}_4)$$



Donde $\psi_{VOL}(J)$ y ψ son funciones de $J, \bar{\mathbf{C}}, \mathbf{M} = \mathbf{m} \otimes \mathbf{m}$, respectivamente, que describen las partes volumétricas e isocoras del material (Holzapfel, 2000). I_1 y I_2 son el primer y segundo invariante del tensor modificado de Cauchy-Green $\bar{\mathbf{C}}$ (teniendo en cuenta que $I_3 = J$ y $I_3 \approx 1$). Finalmente, I_4 es el cuarto invariante que caracteriza la respuesta en la dirección de las fibras (Calvo, et al 2010):

$$\bar{I}_4 = \mathbf{C} : \mathbf{M} = \bar{\lambda}^2$$

Siendo $\bar{\lambda}$ la extensión de las fibras. El segundo tensor de Piola-Kirchhoff puede obtenerse como:

$$\mathbf{S} = 2 \frac{\partial \psi(\mathbf{C}, \mathbf{M})}{\partial \mathbf{C}} = \mathbf{S}_{VOL} + \bar{\mathbf{S}} = Jp\mathbf{C}^{-1} + \bar{\mathbf{S}}$$

Donde $p = d\psi_{VOL}(J)/dJ$ es la presión hidrostática.

El tensor de tensiones de Cauchy σ es $1/J$ veces el “empuje” de \mathbf{S} ($\sigma = J^{-1}\chi(\mathbf{S})$)

$$\sigma = p\mathbf{1} + \frac{2}{J} \left[\left(\frac{\partial \bar{\psi}}{\partial \bar{I}_1} + \bar{I}_1 \frac{\partial \bar{\psi}}{\partial \bar{I}_2} \right) \bar{\mathbf{b}} - \frac{\partial \bar{\psi}}{\partial \bar{I}_2} \bar{\mathbf{b}}^2 + \bar{I}_4 \frac{\partial \bar{\psi}}{\partial \bar{I}_4} \mathbf{m} \otimes \mathbf{m} - \frac{1}{3} \left(\frac{\partial \bar{\psi}}{\partial \bar{I}_1} \bar{I}_1 + 2 \frac{\partial \bar{\psi}}{\partial \bar{I}_2} \bar{I}_2 + \frac{\partial \bar{\psi}}{\partial \bar{I}_4} \bar{I}_4 \right) \mathbf{1} \right]$$

Siendo $\mathbf{1}$ un tensor identidad de segundo orden y $\bar{\mathbf{b}} = \overline{\mathbf{F}\mathbf{F}^T}$ el tensor de Cauchy-Green por la izquierda.

Los datos experimentales mostraron varios rasgos relevantes de tejidos de tendón y el musculo. En primer lugar, se observa que los tejidos experimentan grandes deformaciones para pequeñas cargas, para posteriormente pasar a un marcado comportamiento no lineal de la curva. Finalmente se obtiene de nuevo un tramo lineal cuando, se supone, todas las fibras se alinean en la dirección de la carga. Además, el tejido fue asumido como incompresible, esto es $I_3 = J^2 = 1$ (Calvo, et al 2010).

La función de energía de deformación utilizada para la formación del modelo está basada en aquella propuesta por Calvo (Calvo, et al 2010).



$$\bar{\psi} = c_1(\bar{I}_1 - 3) + \bar{\psi}_f$$

$$\bar{\psi}_f = 0, \bar{I}_4 < \bar{I}_{4_0}$$

$$\bar{\psi}_f = \frac{c_3}{c_4} (\exp^{c_4(\bar{I}_4 - \bar{I}_{4_0})} - c_4(\bar{I}_4 - \bar{I}_{4_0}) - 1), \quad \bar{I}_4 > \bar{I}_{4_0} \text{ y } \bar{I}_4 < \bar{I}_{4_{ref}}$$

$$\bar{\psi}_f = c_5\sqrt{\bar{I}_4} + \frac{1}{2}c_6 \ln(\bar{I}_4) + c_7, \quad \bar{I}_4 > \bar{I}_{4_{ref}}$$

Siendo \bar{I}_1 el primer invariante del tensor modificado de Cauchy-Green. $\bar{I}_4 > \bar{I}_{4_0}$ Caracteriza la respuesta mecánica en la dirección de las fibras, al igual que $\bar{I}_{4_{ref}}$ hace con la extensión en la cual las fibras de colágeno comienzan a estar alineadas en la dirección de la carga.



3 SIMULACIÓN

3.1 Preproceso

Para conseguir plasmar en Abaqus la geometría del esqueleto se ha tomado de un modelo disponible en la red.

Por otro lado la geometría del músculo recto abdominal se ha obtenido de un individuo real por medio de resonancia magnética.

Después, en el módulo de propiedades, se crean los materiales de las diferentes partes y se asignan a éstas. Se han creado varios materiales, uno genérico para los huesos que se comporta como solido rígido, otro deformable para los discos intervertebrales, y para los abdominales un material hiperelástico para el músculo y otro para la parte de los tendones.

El material de los huesos se ha creado con un modulo de Young de 210000 MPa y un coeficiente de Poisson de 0.3, mientras que el de los discos intervertebrales tiene como modulo de Young 2100 MPa (100 veces menos que los huesos) y el mismo coeficiente de Poisson, 0.3. Con esta diferencia de módulos se consigue asemejar el comportamiento real, en el cual los movimientos de la columna se consiguen deformando los discos intervertebrales.

Los materiales de los músculos y de los tendones se han desarrollado a partir de trabajos previos en los que se construyeron modelos de simulación de comportamiento de músculo y tendón. (Calvo, et al 2010, Ramírez, et al 2011, Grasa, et al 2011)

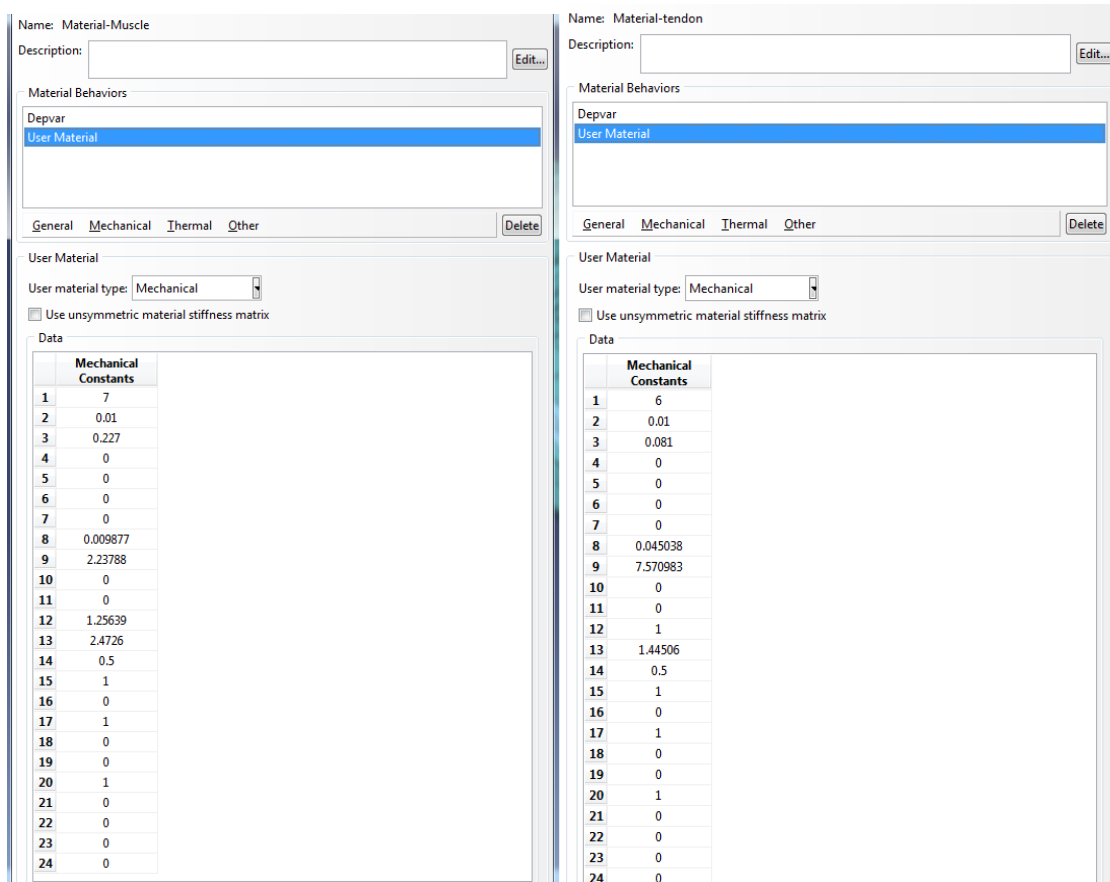


Fig. 7 Asignación propiedades de músculos y tendones

Para poder asignar los materiales creados (huesos, discos, tendones y músculos) al modelo se han creado diferentes secciones para cada material.

Por ejemplo, en la parte del recto abdominal derecho se selecciona la parte correspondiente al músculo y se crea una sección cuyo material es el creado anteriormente para el músculo (fig. 8).

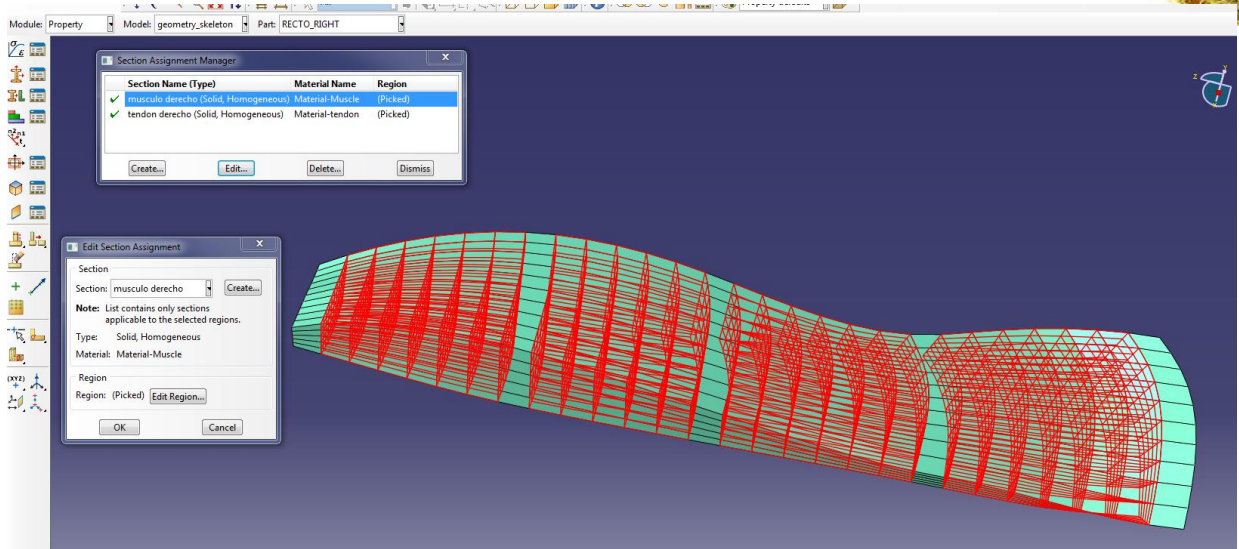


Fig. 8 Selección de elementos correspondientes al material músculo

Para poder seleccionar solo la zona del músculo se ha ocultado la parte correspondiente a los tendones mediante la herramienta display group, la cual nos permite ocultar partes del modelo como se muestra en las siguientes dos imágenes (fig. 9 y 10).

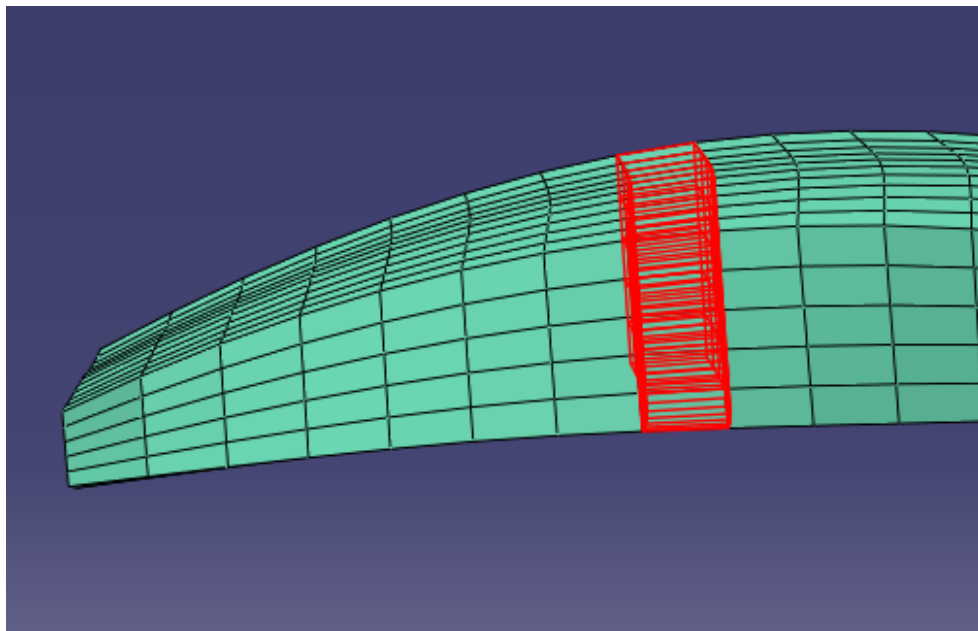


Fig. 9 Selección de una parte del tendón

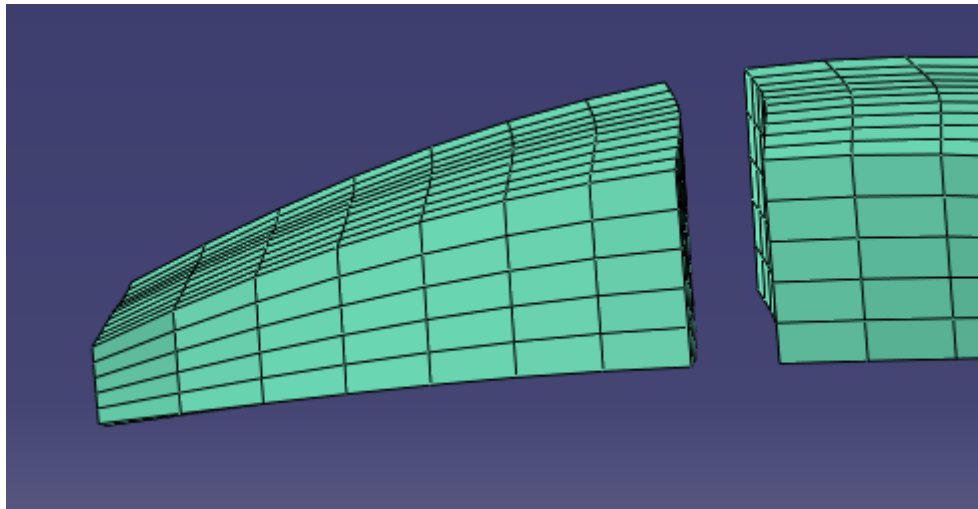


Fig. 10 Parte seleccionada del tendón oculta

Una vez creada la sección correspondiente al músculo recto abdominal de la parte derecha, se muestra solo la parte de los tendones utilizando también la misma herramienta que antes, pero mostrando solo lo que se había ocultado antes y se crea la sección para los tendones de este lado del recto del abdomen (fig. 11).

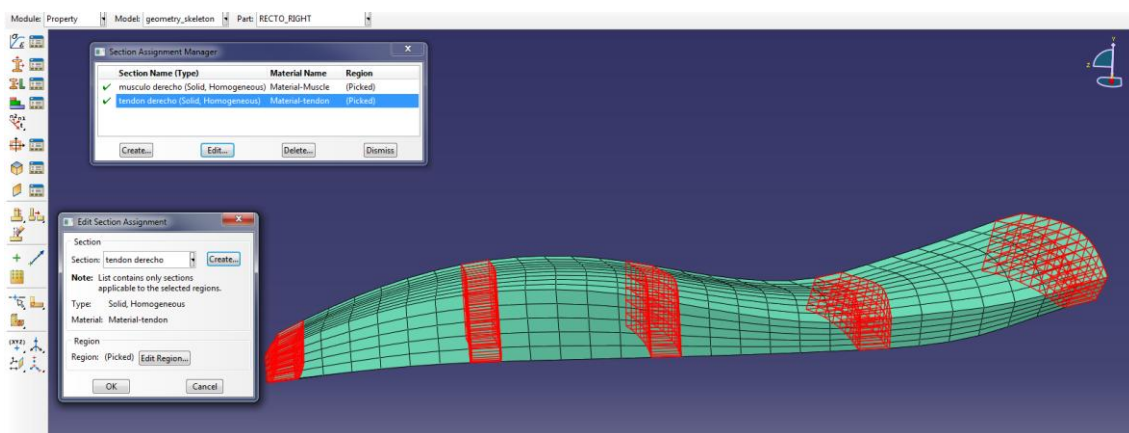


Fig. 11 Selección de elementos correspondientes al material tendón

El proceso es el mismo para la parte izquierda del recto abdominal.

Para los huesos bastaría con seleccionarlos todos para su sección correspondiente (ocultando el resto del modelo) y lo mismo para los discos.

El siguiente paso es realizar el ensamblaje de las partes del modelo para tener como resultado la siguiente figura (fig. 12).

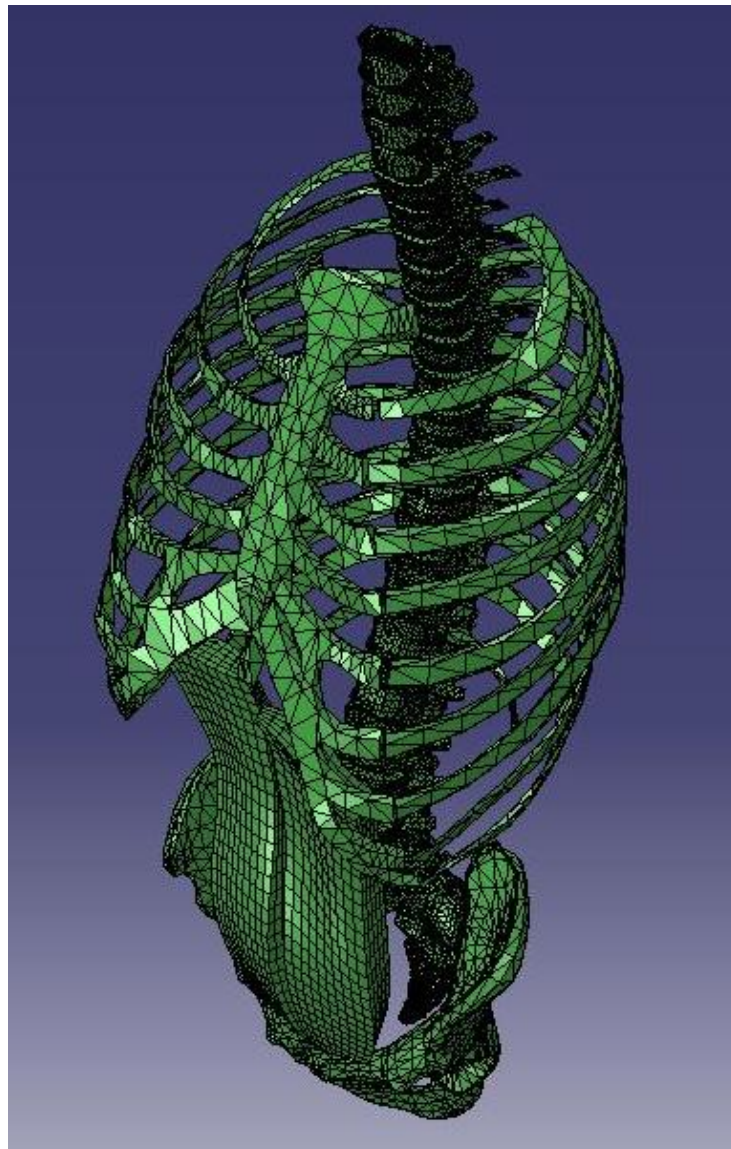


Fig. 12 Ensamblaje

Para continuar, se deben definir las interacciones entre las diversas partes del modelo.

Como ejemplo más claro tenemos las interacciones entre las vertebrae y los discos intervertebrales.

Para llevar a cabo la unión entre vertebrae y discos se han creado 44 interacciones, para que toda superficie de contacto entre vertebrae y los discos contiguos quede definida.



Lo primero de todo será aislar la parte de la columna vertebral haciendo uso de la herramienta display group (ocultando los demás grupos) (fig. 13).

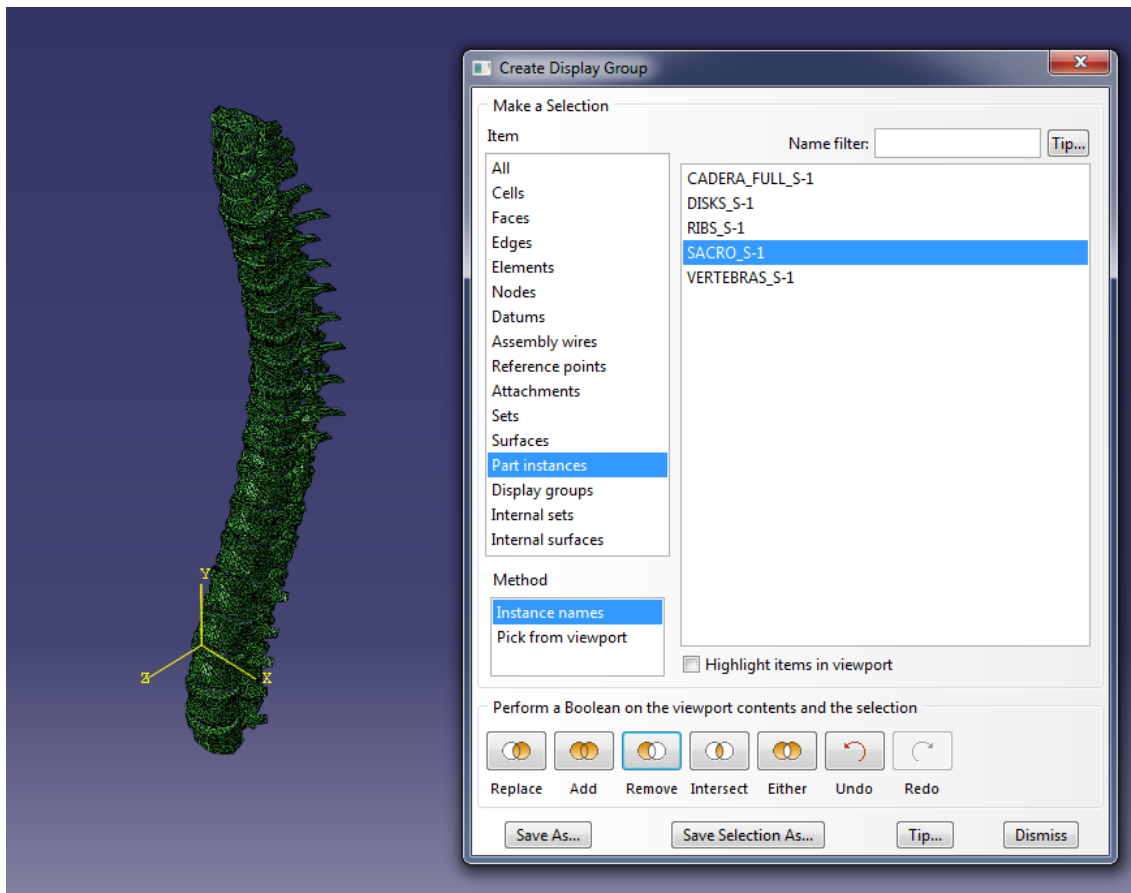


Fig. 13

En este punto, se van haciendo individualmente las interacciones. Para ello, en la creación de cada interacción se ocultan todos los discos y vértebras excepto la parte de la vértebra y el disco que estarán en contacto en la respectiva interacción. Después se oculta el disco para seleccionar la superficie primaria de la sección, como se puede observar en la siguiente imagen (solo se ve la parte inferior de la vértebra para poder seleccionar mejor la superficie de contacto; el resto de la vértebra esta oculta) (fig.14).

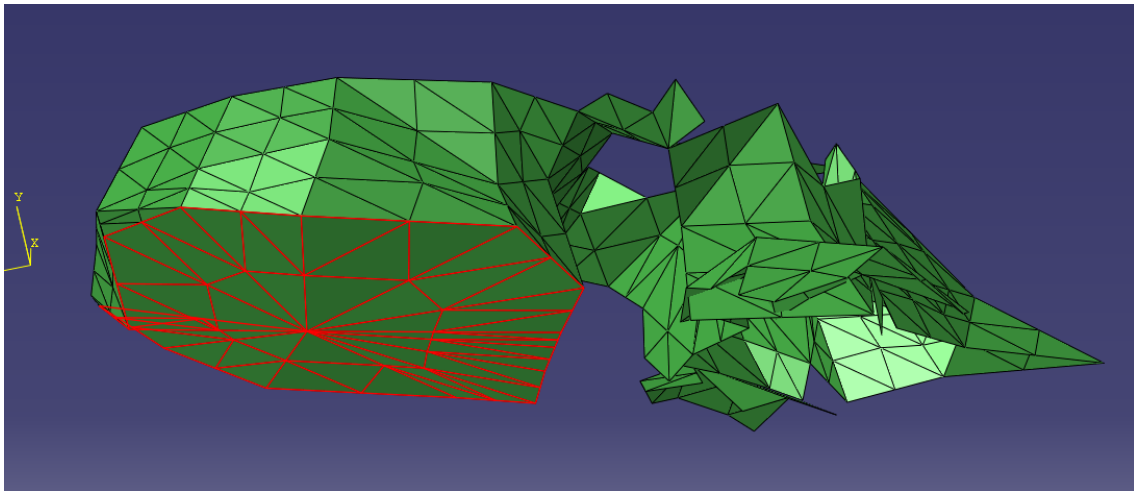


Fig. 14 Superficie primaria

Con el fin de seleccionar solo la parte de la superficie deseada se utiliza una selección por ángulo, en este caso con un ángulo de 30° (fig. 15).

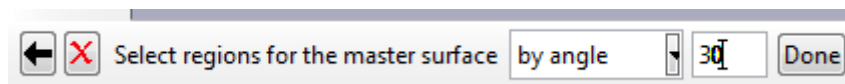


Fig. 15 Selección por ángulo

Una vez seleccionada la superficie primaria de la interacción (master surface) se realiza la misma operación pero con el disco. Para no seleccionar la cara contraria a la que pretendemos incluir en la interacción la ocultaremos (en este caso la cara inferior) (fig. 16, 17 y 18).

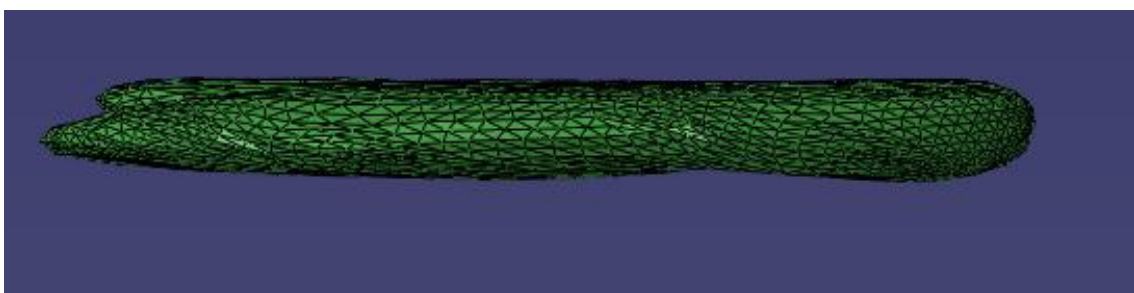


Fig. 16 Disco en contacto con la vertebra anterior

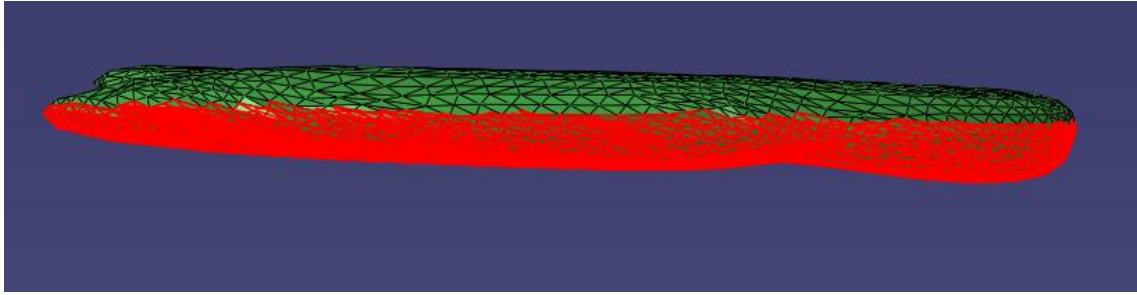


Fig. 17 Selección de la parte del disco que no interviene en la interacción

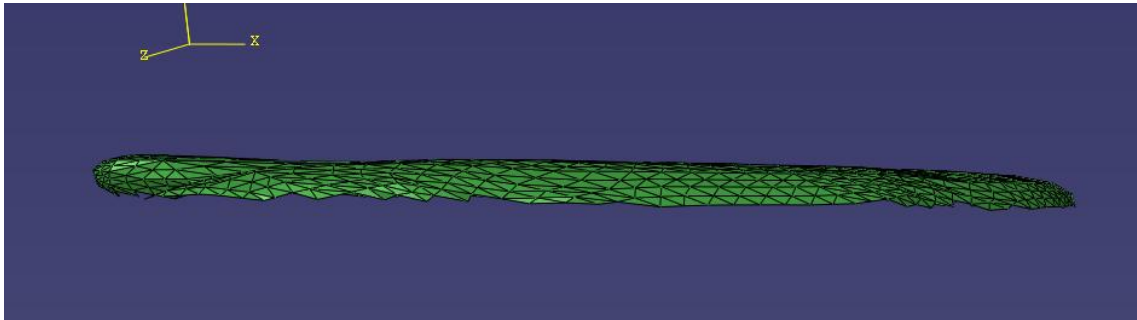


Fig. 18 Parte del disco que no interviene en la interacción oculta

Una vez oculta la parte que no nos interesa se selecciona la superficie secundaria (slave surface), apoyándonos también en una selección mediante ángulo de 15° (fig. 19).

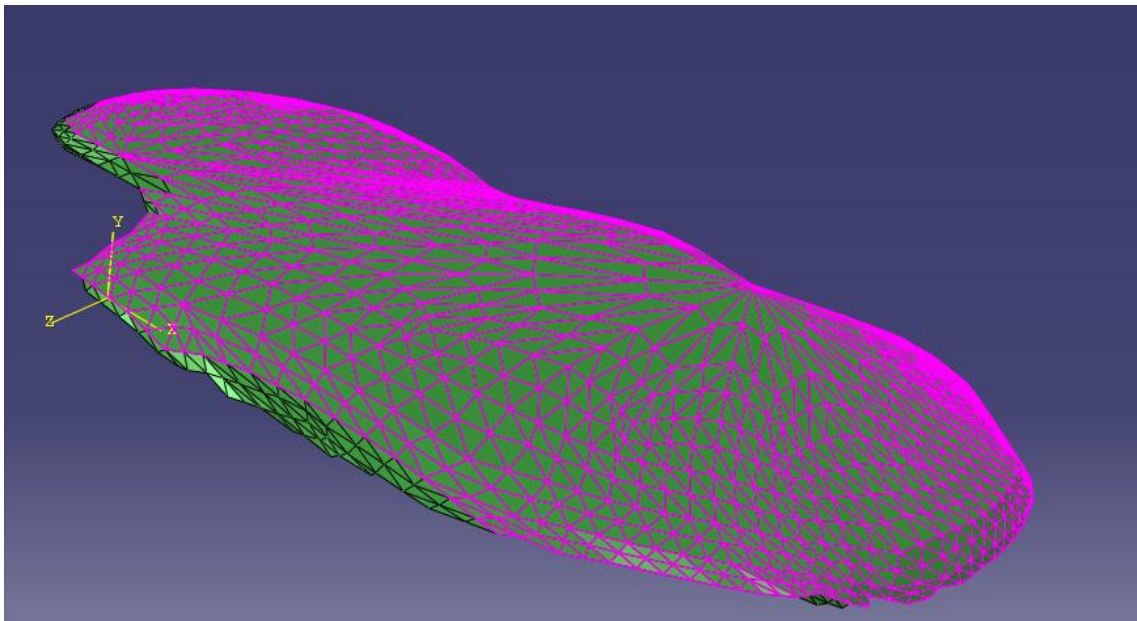


Fig. 19 Superficie secundaria

Una vez hecho esto se guarda y ya está creada la interacción (fig. 20 y 21).

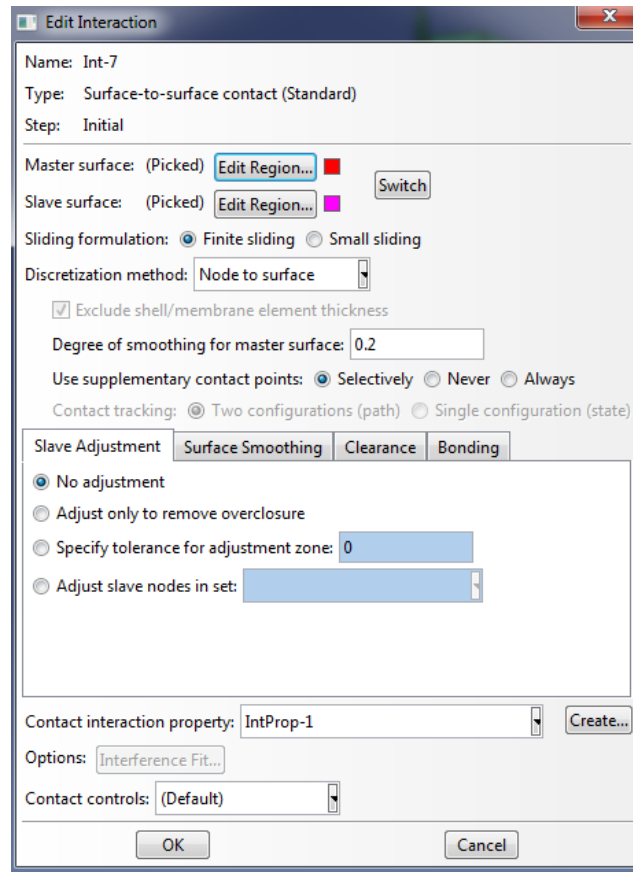


Fig. 20 Menu de interacción

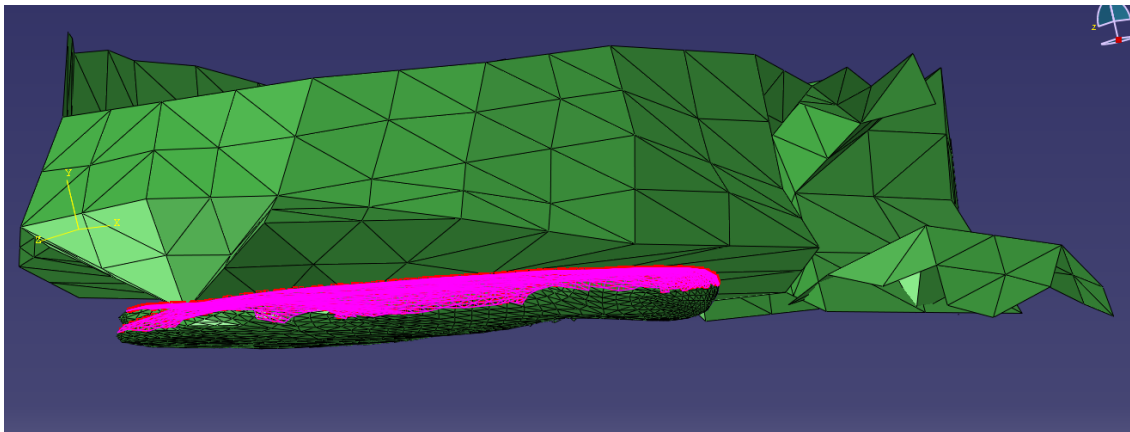


Fig. 21 Interacción creada

El proceso es el mismo para las interacciones restantes y el resultado se vería así (fig. 22).

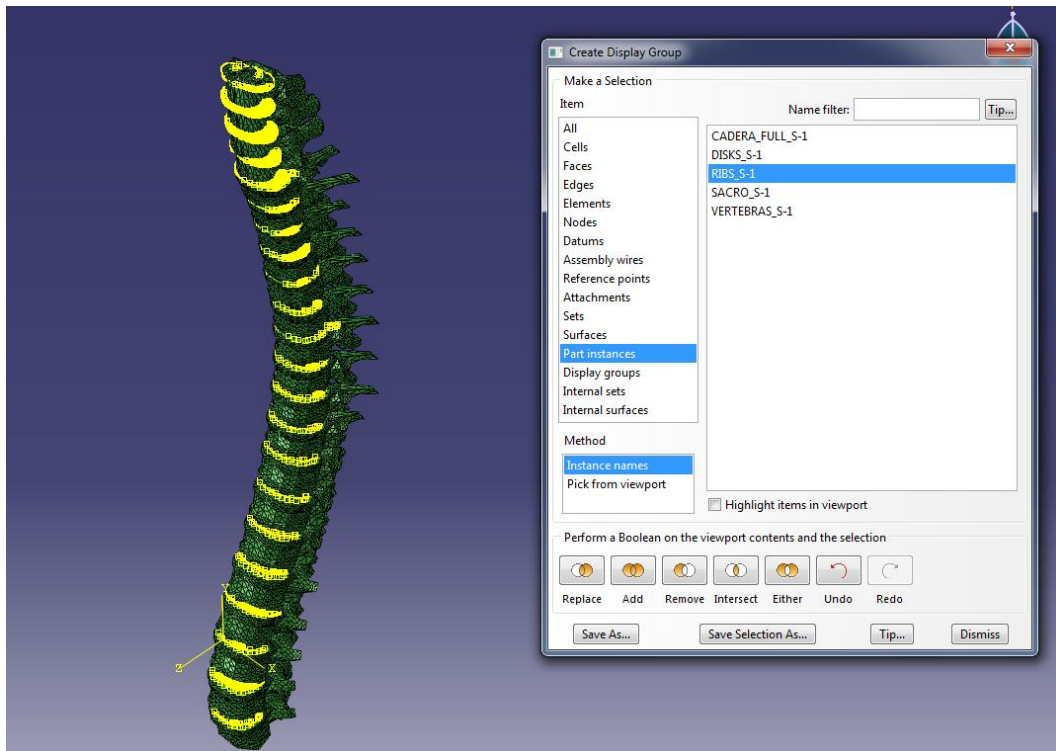


Fig. 22 Interacciones

También son necesarias las uniones entre las costillas y la columna, la pelvis con la columna vertebral y el recto del abdomen con las costillas y la pelvis, ya que, si no, el esfuerzo que genera el músculo recto del abdomen no se transmitiría al resto del conjunto que aparece en la simulación.

El esfuerzo generado por el músculo se puede transmitir así a las costillas y a la pelvis, y estos huesos a su vez a la columna vertebral que es donde tienen lugar, junto con el músculo, las mayores deformaciones, debido a la menor resistencia de los discos y su capacidad para deformarse en mayor cantidad que los huesos.

La siguiente tarea sería definir las fuerzas que actúan en el modelo.

Las fuerzas en esta simulación son generadas por el músculo. Pero no se ponen directamente en Abaqus sino en un archivo en el que está definido el comportamiento del músculo (subrutina de usuario) y el cual será explicado más adelante.



Se prosigue añadiendo las condiciones de contorno.

La primera condición de contorno sirve para fijar la pelvis e impedir cualquier desplazamiento de ésta.

Los dos empotramientos se muestran en la siguiente figura en la parte de la pelvis que queda justo por debajo del músculo (fig. 23).

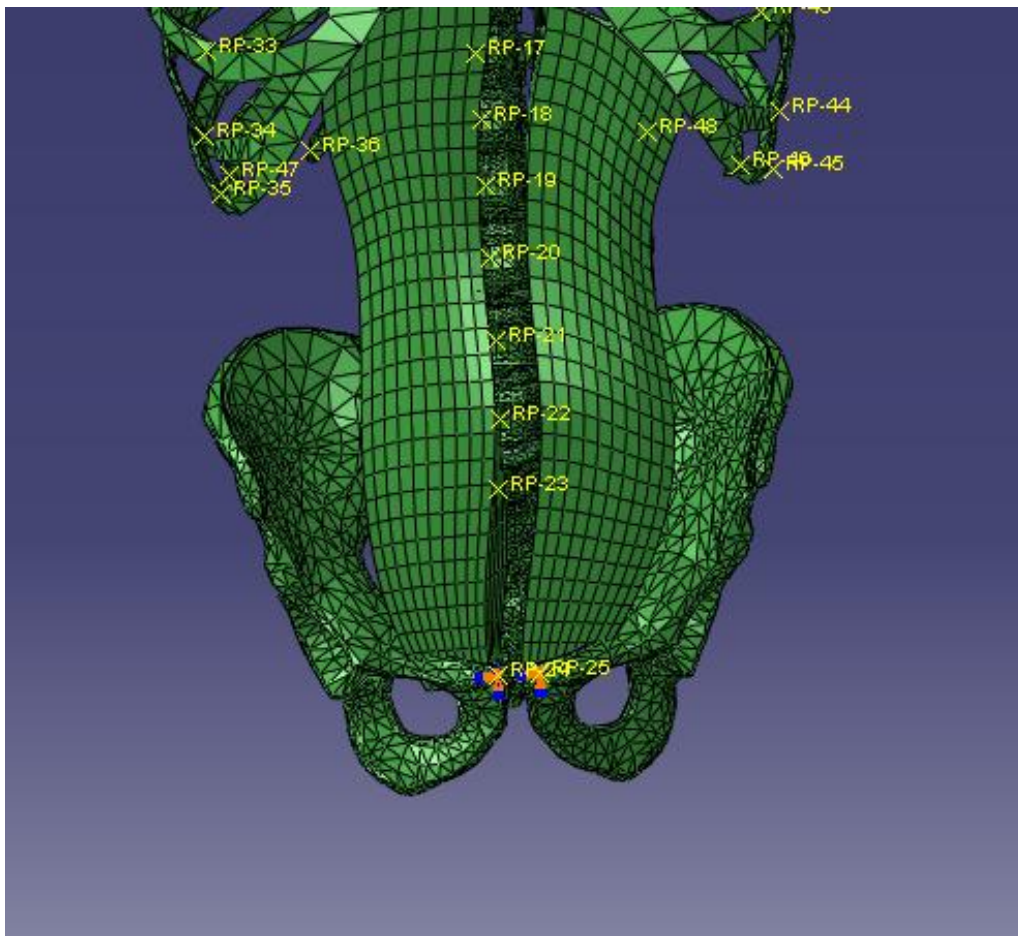


Fig. 23 Empotramientos

La parte del preproceso ya estaría completa y ahora es el turno del apartado de cálculo.



3.2 Cálculos

El paso inicial para realizar el cálculo del modelo es generar un archivo tipo .inp (input), es decir, un archivo de entrada.

En modelos más sencillos después de generar el archivo de entrada lo resolveríamos mediante el propio programa abaqus y acto seguido ya se podrían ver los resultados.

En este caso es necesario realizar los cálculos en un servidor remoto para así poder realizar el análisis conjunto del músculo con el resto del modelo, ya que se necesita un equipo potente y capaz de lanzar cálculos utilizando subrutinas de usuario.

Por lo tanto, una vez generado el archivo .inp hay que transferirlo al servidor remoto para poder calcular los resultados.

Para esta tarea se utiliza el programa Winscp que nos permite acceder al servidor remoto que ha indicado el profesor.

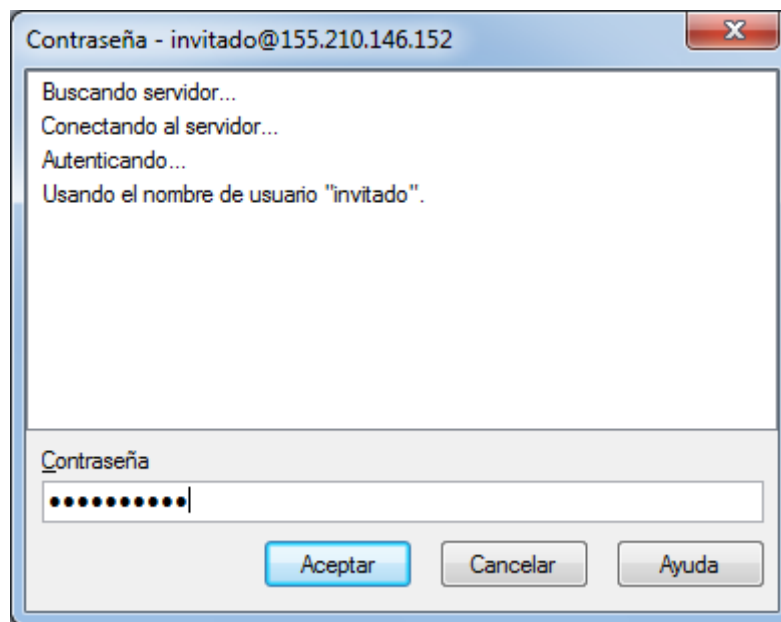


Fig. 24 Acceso a Winscp



Ahora accedemos a nuestra carpeta e introducimos en ella el archivo .inp generado, así como dos archivos de texto (param_umat.txt y umat_2f_isotonic_jgo.f). En el archivo umat_2f_isotonic_jgo.f viene definida la información del comportamiento del músculo necesaria para realizar los cálculos.

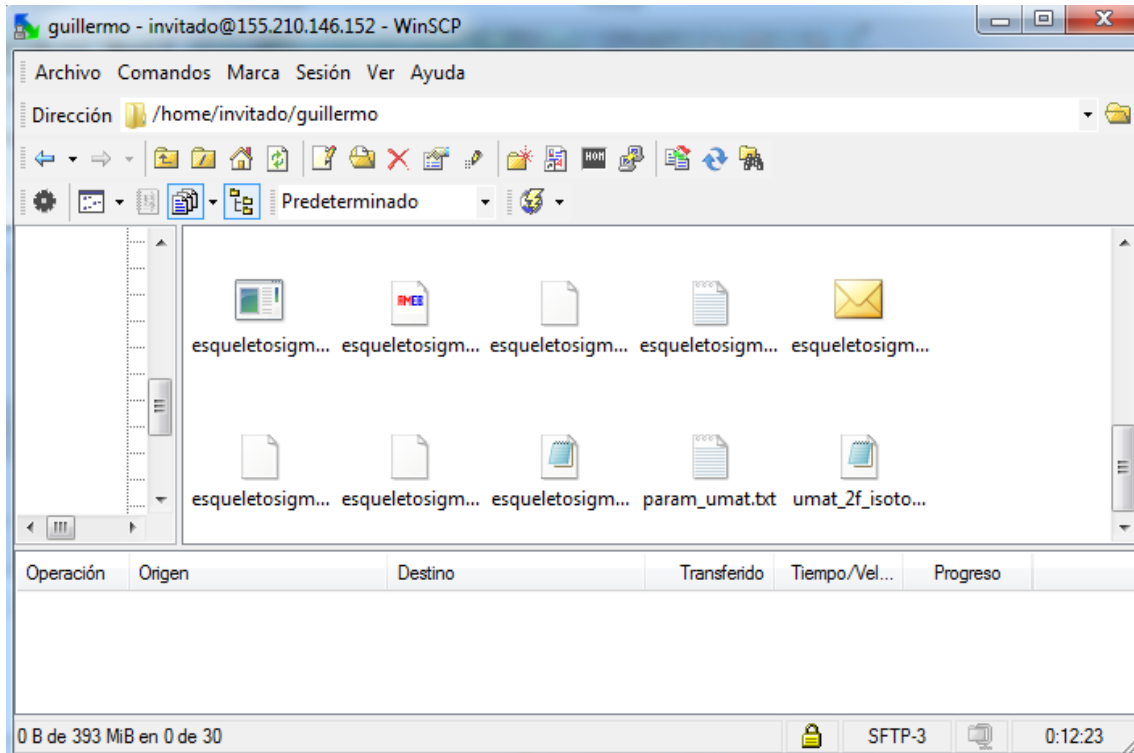


Fig. 25 Winscp

Una vez hecho esto, iniciamos el ejecutable PuTTY (fig. 27), que es una aplicación .exe donde le indicaremos al sistema los archivos en los cuales debe realizar los cálculos.

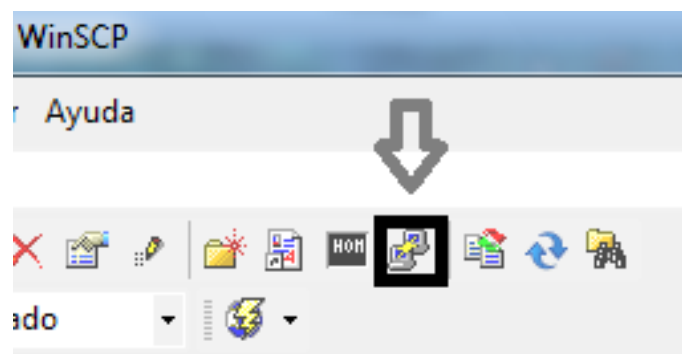


Fig.26 Acceso a PuTTY



Aparece una consola (fig. 28) en la cual primero introducimos la contraseña, luego le indicamos la carpeta (cd guillermo) y posteriormente le indicamos la tarea a resolver por el sistema. Se indica abaqus job=``nombre del archivo sin la extensión`` seguido del archivo txt necesario para el cálculo (user=umat_2f_isotonic_jgo.f).

```
invitado@mmcyte52: ~/guillermo
Using username "invitado".
invitado@155.210.146.152's password:
Linux mmcyte52 2.6.32-41-generic #88-Ubuntu SMP Thu Mar 29 13:10:32 UTC 2012 x86_64 GNU/Linux
Ubuntu 10.04.4 LTS

Welcome to Ubuntu!
 * Documentation:  https://help.ubuntu.com/

0 packages can be updated.
0 updates are security updates.

Last login: Fri May 11 16:05:12 2012 from 85.251.108.69.dyn.user.ono.com
invitado@mmcyte52:~$ cd guillermo
invitado@mmcyte52:~/guillermo$ abaqus job=esqueleto user=umat_2f_isotonic_jgo.f
```

Fig. 27 Consola

Realizada esta acción, empieza a calcularse y generarse los resultados del modelo, así como información detallada del desarrollo de los cálculos.

Los resultados quedan guardados en un archivo .odb que es una base de datos que luego nos permitirá visualizar los resultados en abaqus.



3.3 Resultados

Mediante las acciones comentadas en los puntos anteriores se ha conseguido el siguiente modelo (fig. 28):

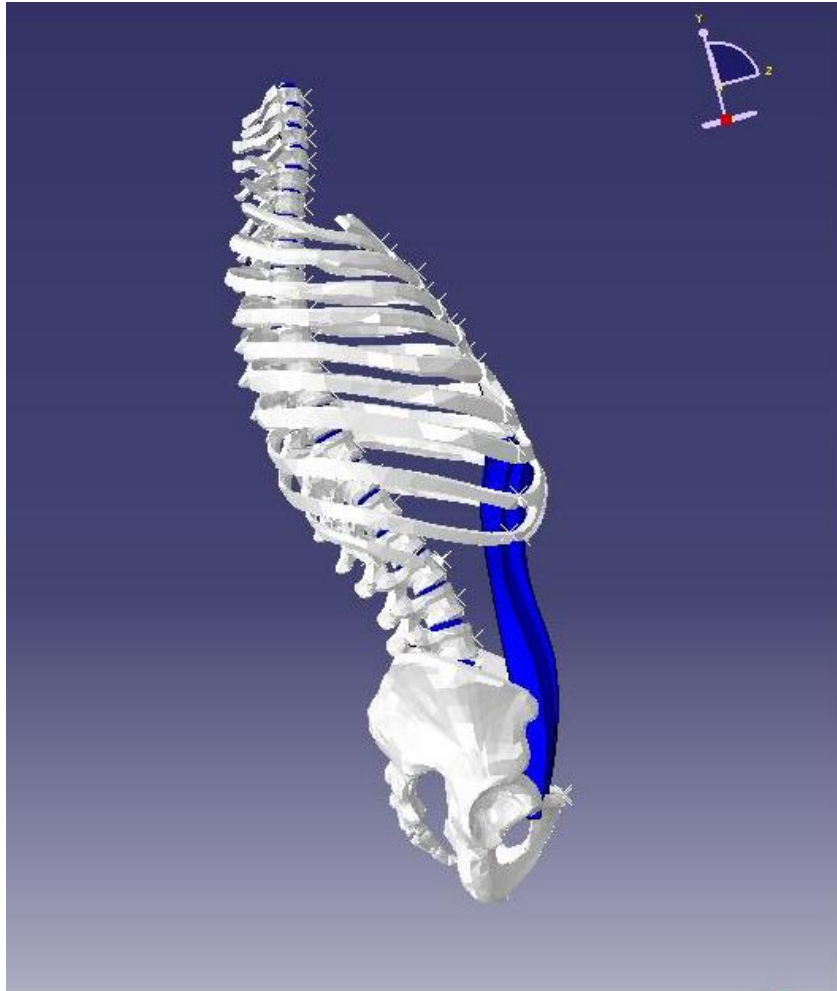


Fig. 28

La tensión máxima principal del modelo se puede observar en las siguientes figuras (fig. 29 y 30):

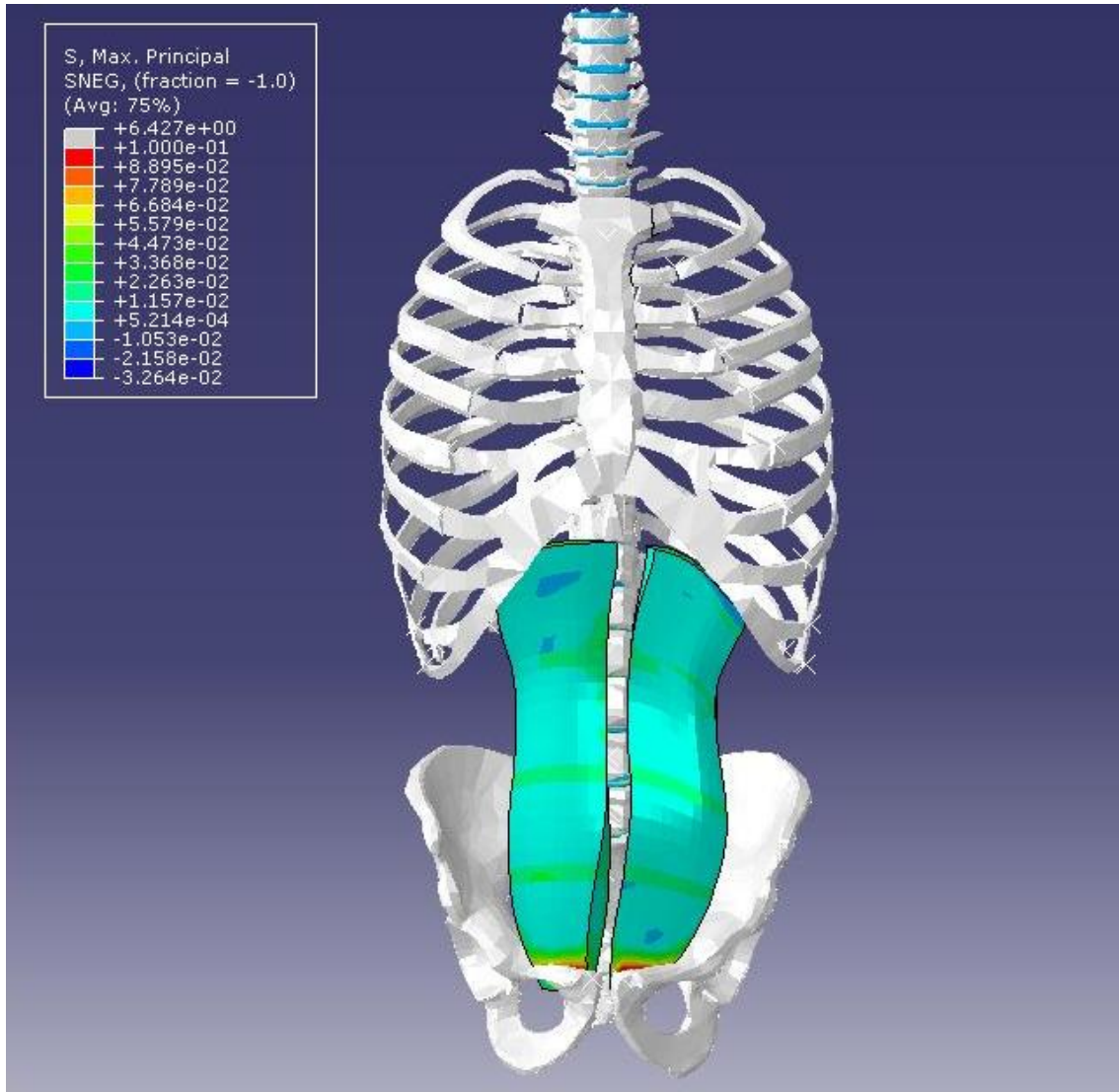


Fig. 29 Tensión máxima principal (vista frontal)



Visto desde un lateral el modelo se ve de la siguiente forma (fig. 31):

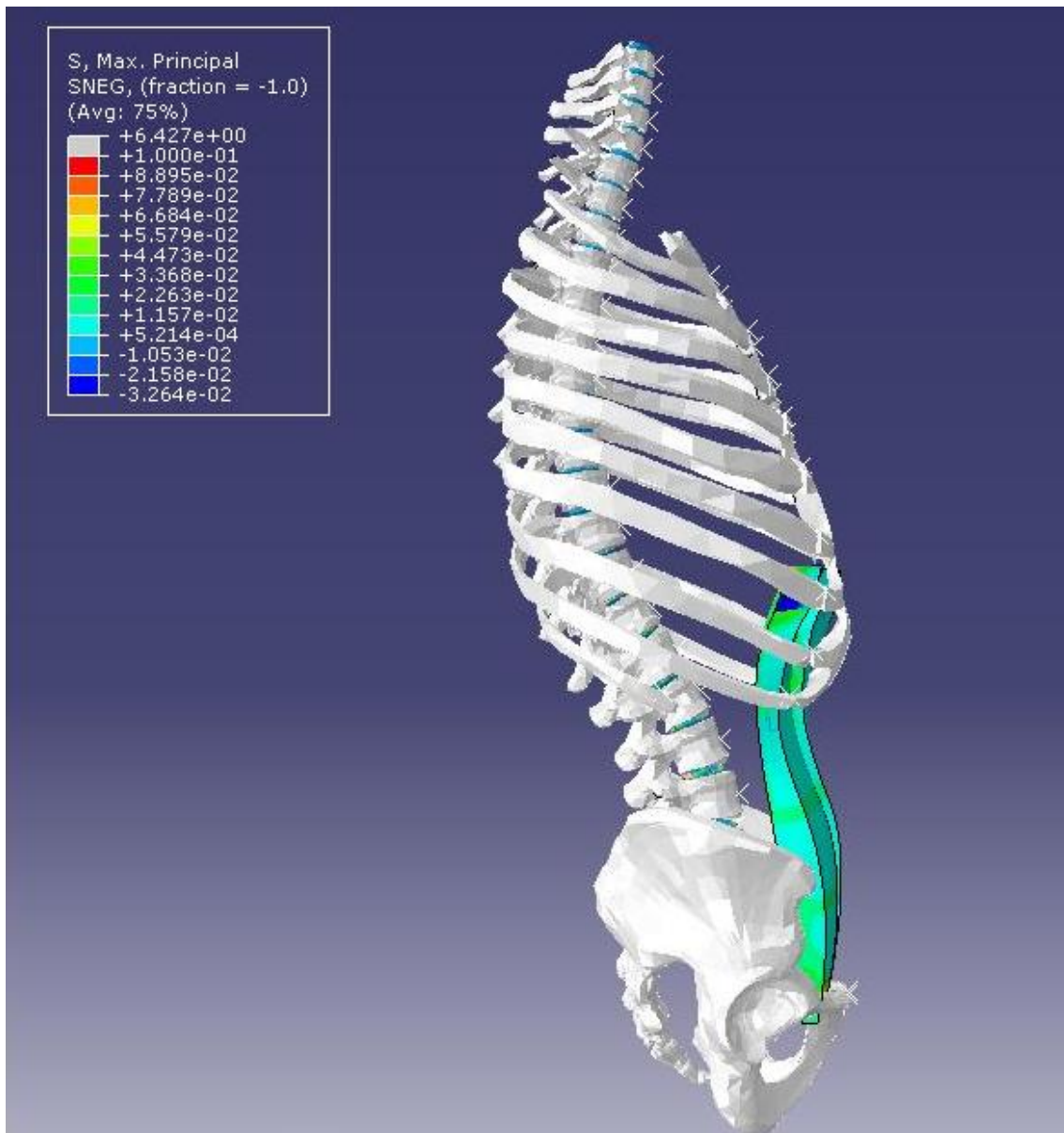


Fig. 30 Tensión máxima principal (vista lateral)

En el músculo recto abdominal, como se puede apreciar en las siguientes imágenes (fig. 31, 32 y 33), hay mayor tensión en la parte superior e inferior donde se une el músculo con el esqueleto:

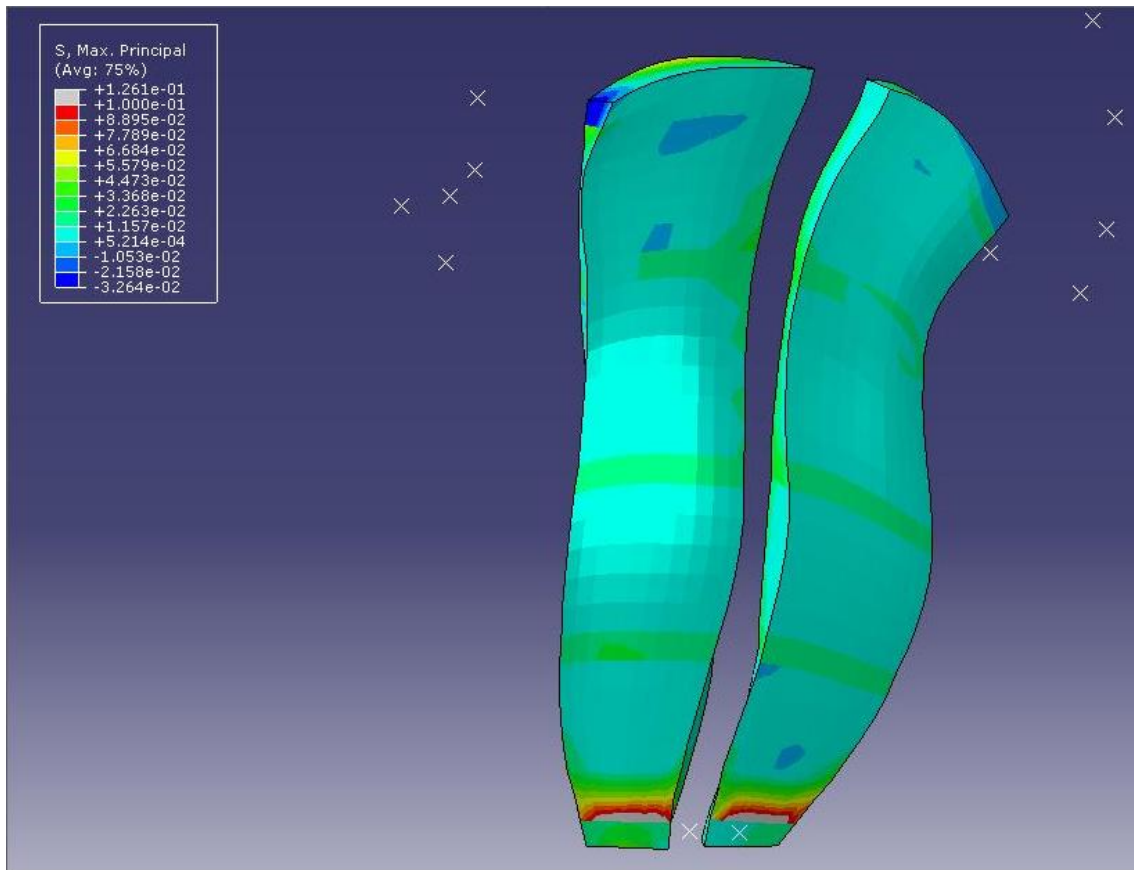


Fig. 31 Tensiones en el músculo recto abdominal

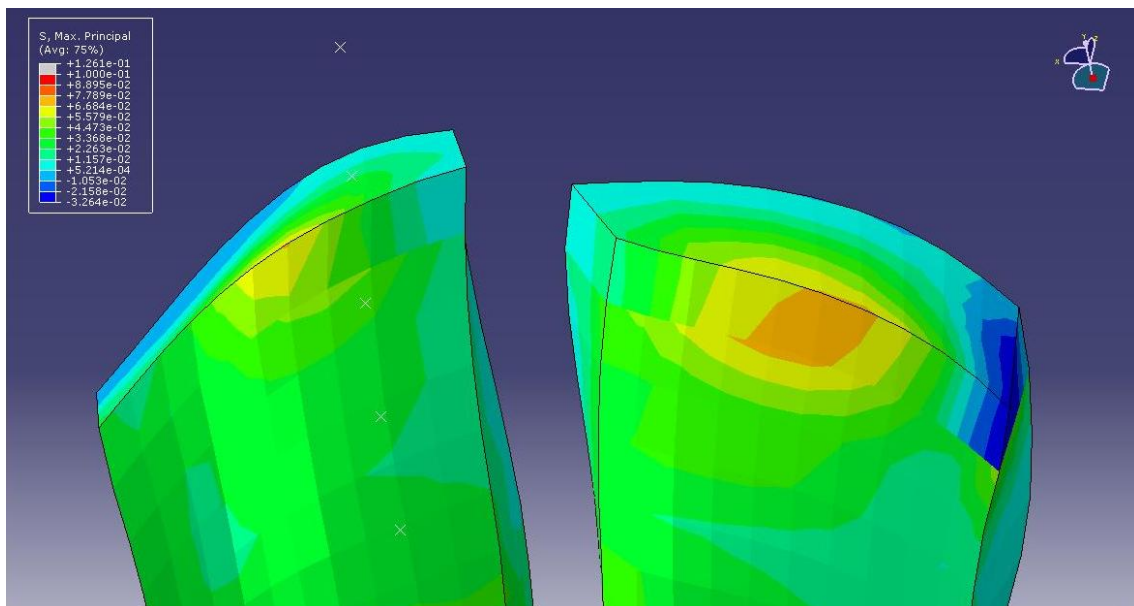


Fig. 32 Tensiones en el músculo recto abdominal

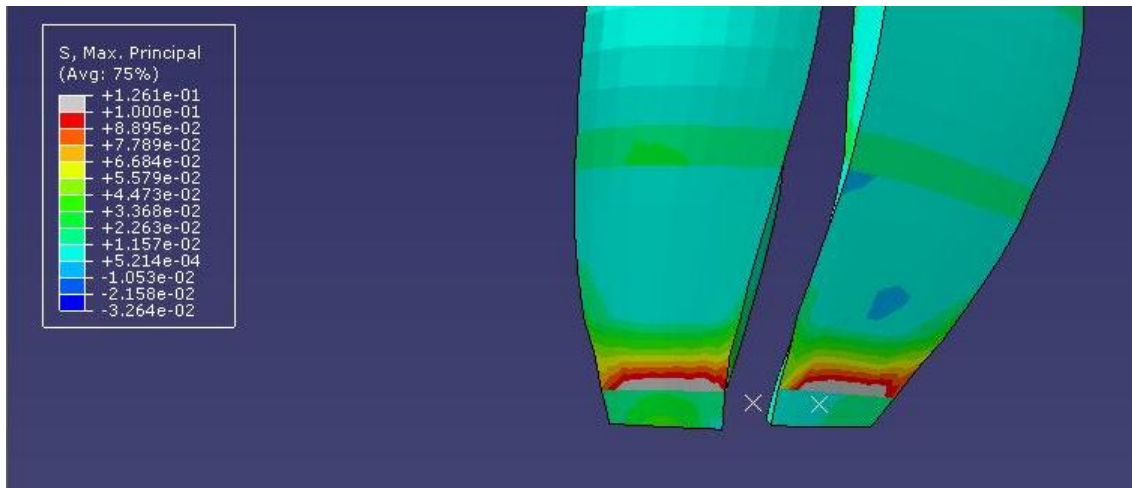


Fig. 33 Tensiones en el músculo recto abdominal

No hay grandes diferencias entre las tensiones en el resto del modelo, excepto en una parte de los discos de la parte inferior de la columna vertebral (fig. 34):

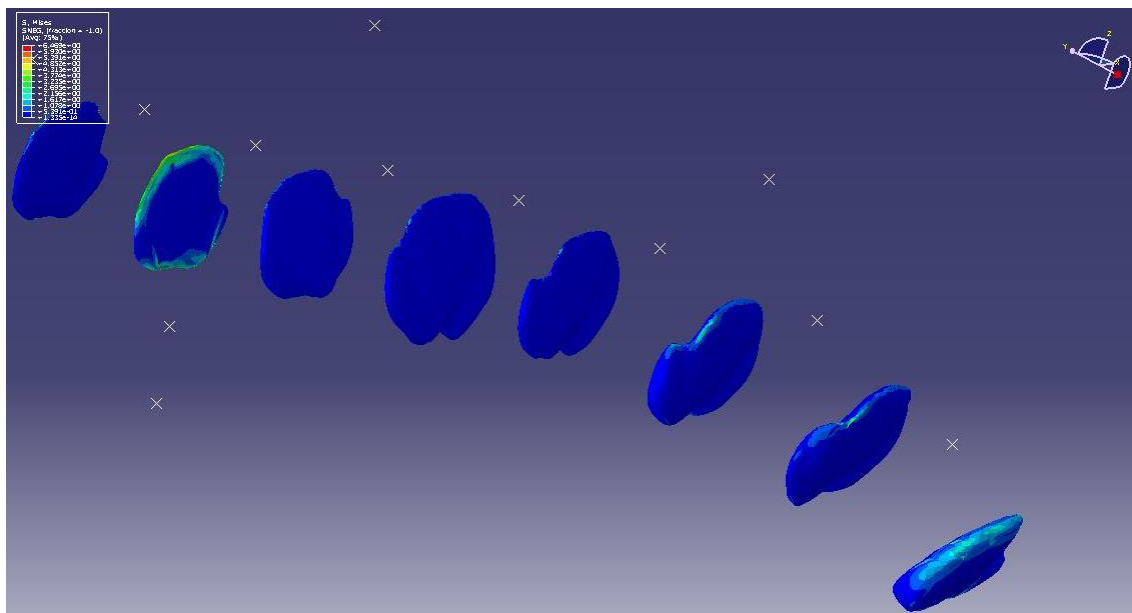


Fig. 34 Tensiones en los discos

Esto es así porque son zonas de transición, condiciones de contorno, etc. que hacen que se eleven enormemente las tensiones.



En cuanto a los desplazamientos, en el eje z (perpendicular al musculo recto abdominal) los desplazamientos son, lógicamente, mayores en posiciones más cercanas a las vertebrales superiores. La zona de la pelvis al ser el eje sobre el que gira el conjunto tiene unos desplazamientos muy bajos en el eje z. (fig. 35 y 36)

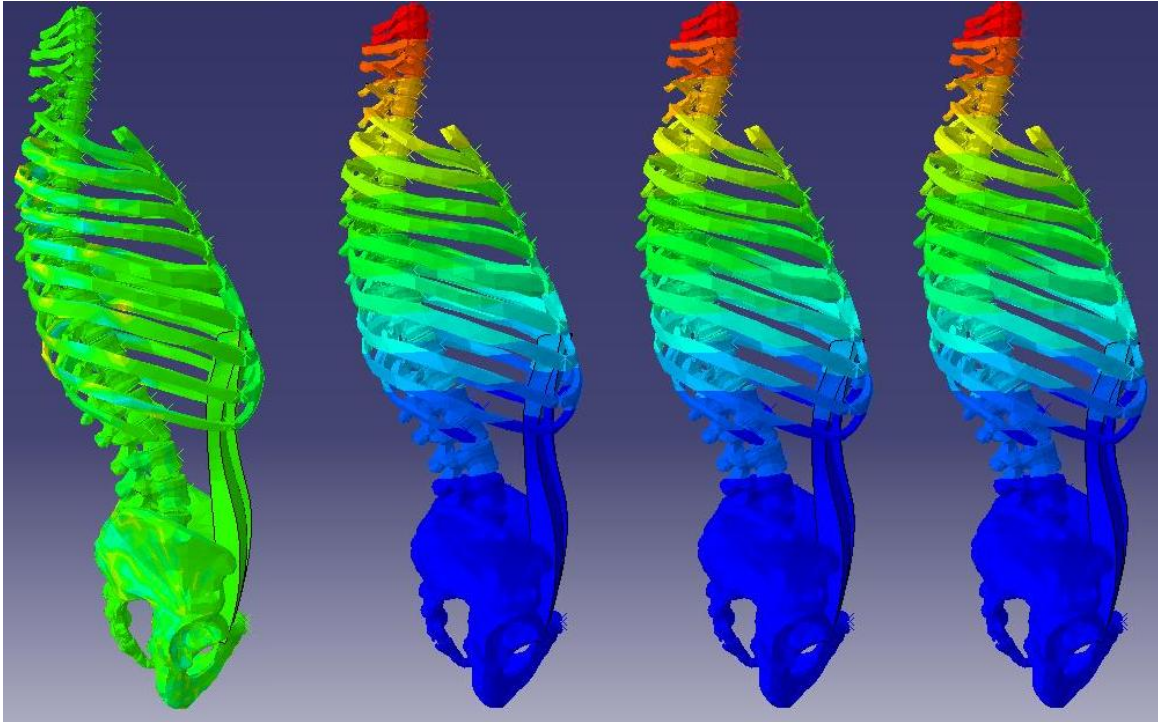


Fig. 35 Secuencia desplazamientos en el eje “Z”

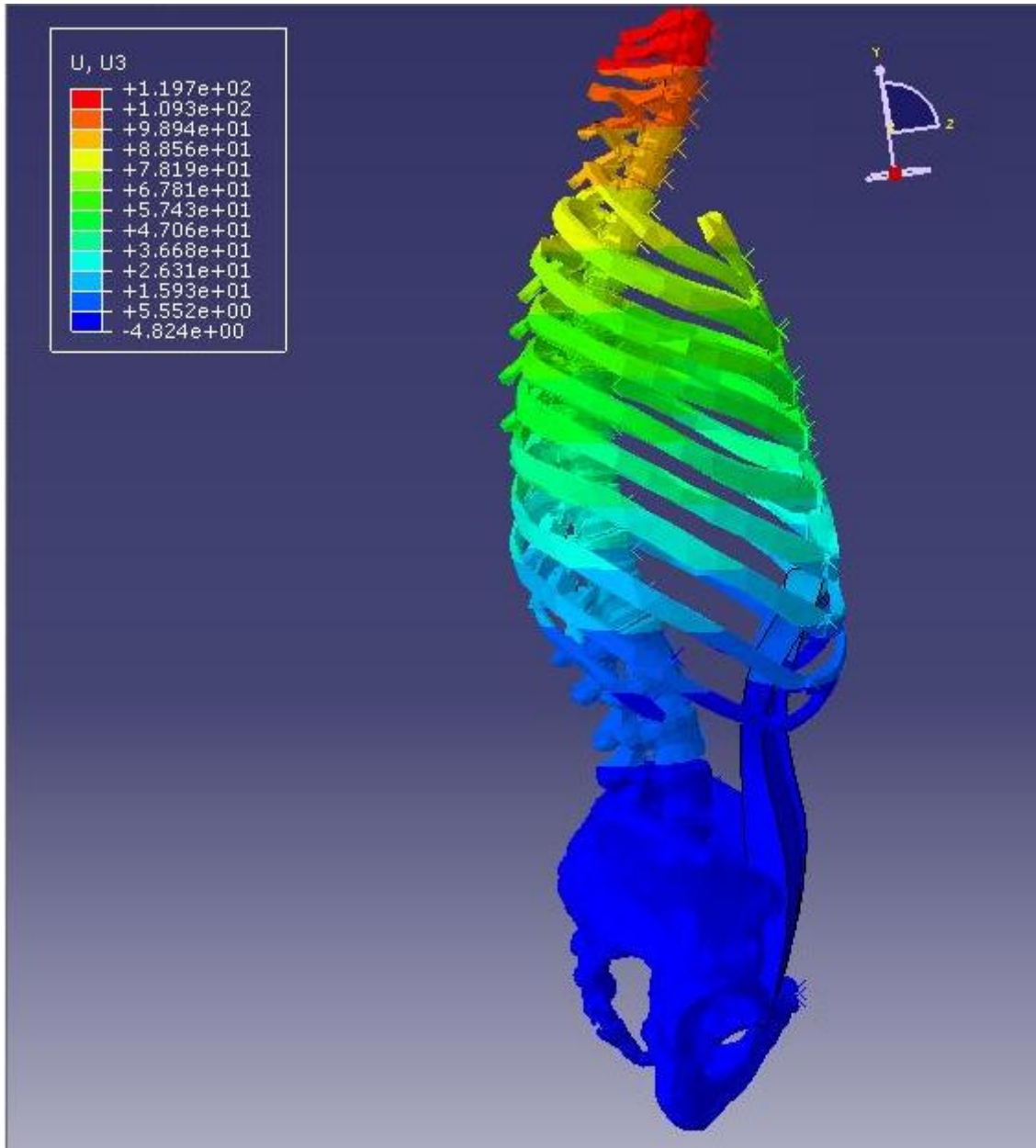


Fig. 36 Desplazamientos en el eje “Z” en la posición final



En cuanto a los desplazamientos en el eje y (en la dirección de la columna vertebral) son hacia arriba en la parte de atrás de la columna vertebral y costillas, y hacia abajo en la parte frontal de las costillas y en la zona superior de los abdominales. (fig. 37 y 38)

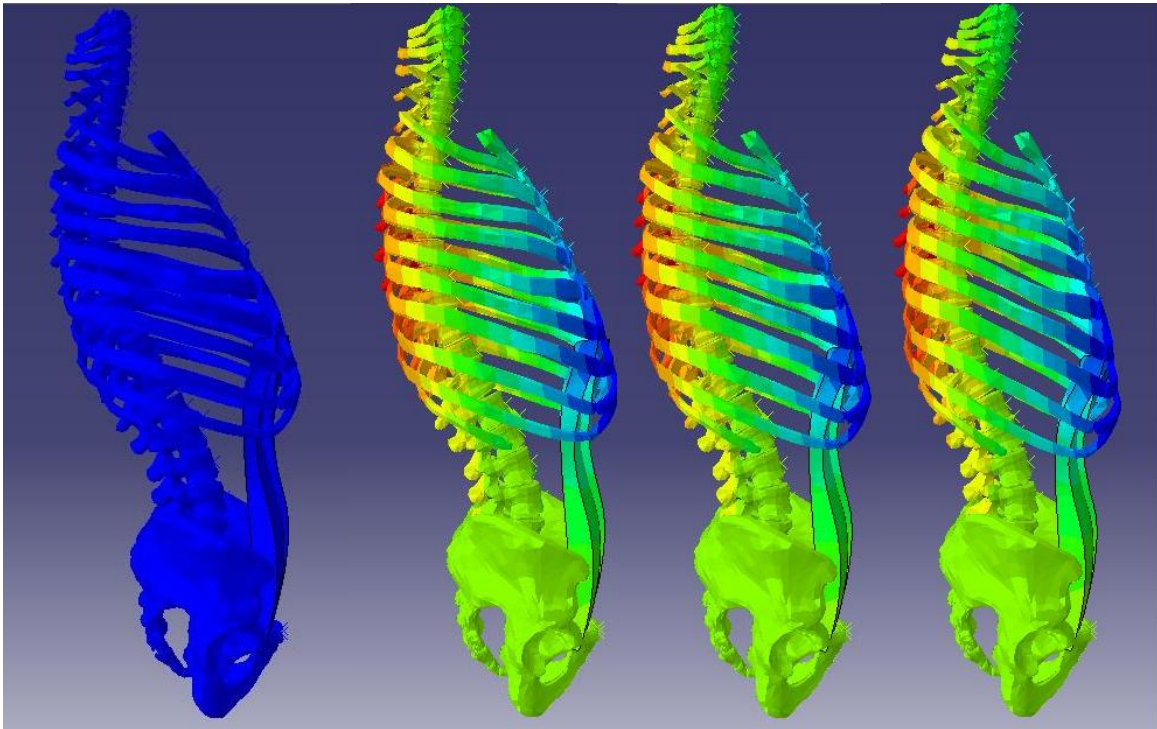


Fig. 37 Secuencia desplazamientos en el eje “Y”

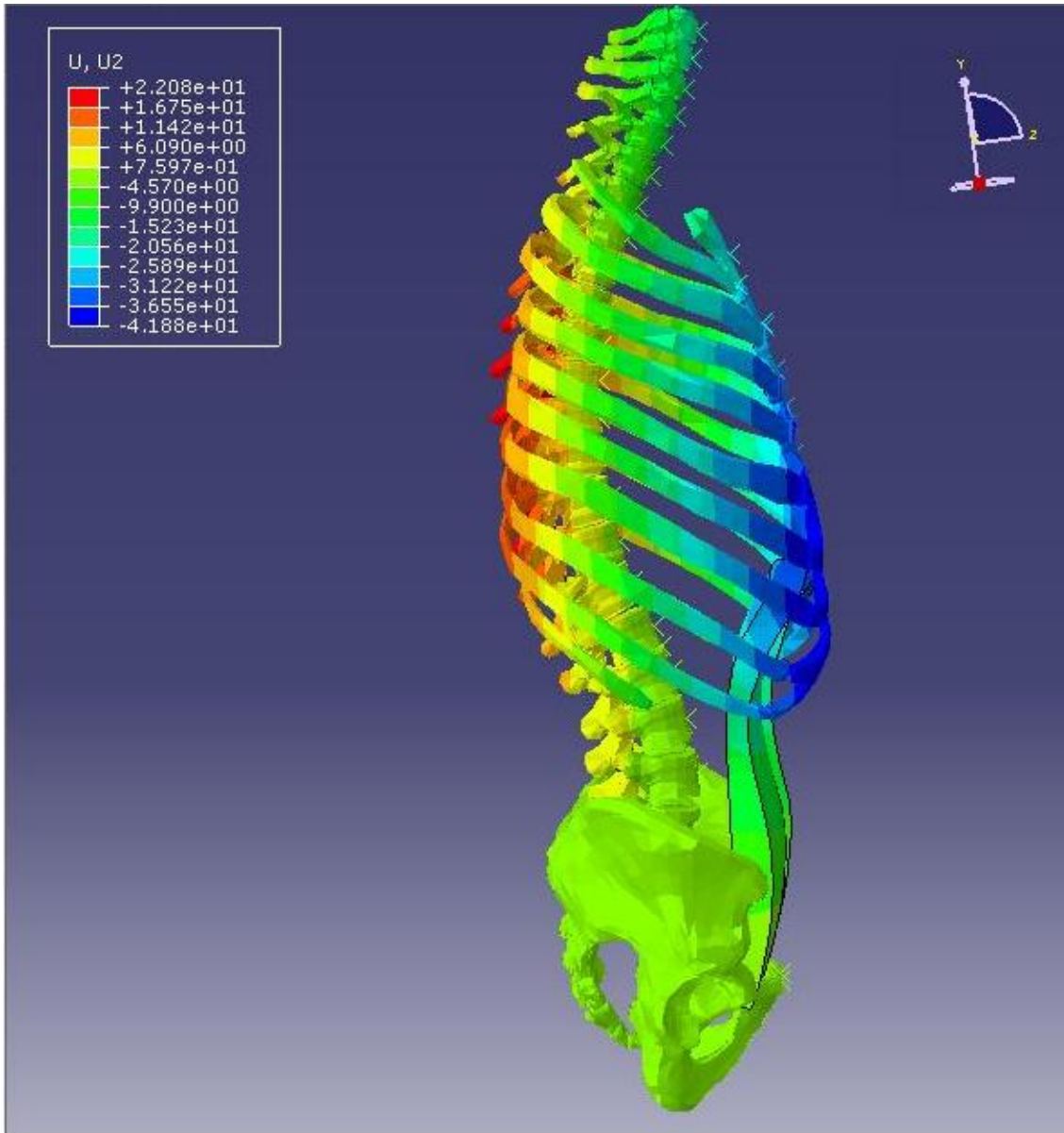


Fig. 38 Desplazamientos en el eje “Y” en la posición final



4 CONCLUSIONES

En este proyecto el principal programa utilizado para llevar a cabo de manera satisfactoria la simulación ha sido Abaqus, dicho programa se ha utilizado en un equipo local para el pre y post proceso, y en un servidor remoto para llevar a cabo los cálculos.

Con Abaqus he podido aprender la utilización de un programa de cálculo mediante el método de elementos finitos y el uso de subrutinas así como afianzar los conceptos del método de los elementos finitos dados en la asignatura de Teoría de Estructuras y Construcciones Industriales. Además ha permitido ver una aplicación práctica de este método.

También he podido ver una introducción acerca del uso de servidores remotos que han sido útiles para poder llevar a cabo determinados cálculos que son demasiado complejos para ser realizados en un ordenador personal.

Gracias a la simulación se pueden ver las zonas que están expuestas a mayores tensiones o como se desplazan los huesos o músculos del conjunto. Lo más reseñable en los resultados del modelo es el aumento de las tensiones en las zonas de unión del músculo recto abdominal con los huesos.

Para la elaboración del modelo se han aplicado con abaqus diferentes restricciones. Por un lado se han considerado sólidos rígidos (Rigid body) a los huesos, ya que sus deformaciones en la realidad son despreciables frente a las que experimenta el músculo. Por otro lado, se han creado interacciones (Interaction) entre todos los elementos necesarios del modelo (vertebras con discos, músculo recto abdominal con la pelvis, costillas con vertebras,...). También se han aplicado condiciones de contorno (empotramiento en la pelvis), se han creado conjuntos, se han definido materiales diferentes (recto abdominal, tendones, huesos y discos).

Las uniones entre discos (deformables) y vertebras (consideradas como sólidos rígidos) permiten reproducir el movimiento de la columna vertebral. Al someter a esfuerzos a la columna vertebral los discos se deforman provocando que el conjunto de la columna se mueva como lo lleva a cabo en la realidad.



La simulación realizada es un ejemplo de la multitud de usos del cálculo de estructuras. No solo es válido para analizar el comportamiento de componentes mecánicos como pueda ser una pieza de un material o de componentes estructurales tales como columnas, tuberías, etcétera sino que también es posible utilizarlo en calcular los esfuerzos que sufren un hueso o el estudio del comportamiento de diferentes músculos, tendones o ligamentos. En nuestro caso particular, se aplica en biomecánica.

Otro aspecto que he podido comprobar mediante este trabajo ha sido la gran diferencia entre el comportamiento de un material y otro, desde los huesos, con un comportamiento prácticamente de sólido rígido con unas deformaciones prácticamente despreciables, hasta el músculo, cuyo comportamiento varía de forma característica según la deformación.



5 BIBLIOGRAFÍA

- Wikipedia <http://es.wikipedia.org/wiki>
- Anatomía músculos abdominales <http://www.puntofape.com/anatomia-musculos-abdominales-265/>
- Libro introducción a la mecánica, Estática (Juan Doria y Javier Mata).
- B. Calvo, A. Ramirez, A. Alonso, J. Grasa, F. Soteras, R. Osta, M.J. Muñoz, “Passive nonlinear elastic behaviour of skeletal muscle: Experimental results and model formulation”.
- A. Ramirez, J. Grasa, A. Alonso, F. Soteras, R. Osta, M.J. Muñoz, B. Calvo “Active response of skeletal muscle: In vivo experimental results and model formulation”.
- J. Grasa, A. Ramírez, R. Osta, M. J. Muñoz, F. Soteras, B. Calvo, “A 3D active-passive numerical skeletal muscle model incorporating initial tissue strains”.



ANEXO 1 RESUMEN:

El fin del proyecto es la simulación del comportamiento biomecánico del músculo recto abdominal.

Para ello se ha utilizado el programa Abaqus, que está basado en el método de los elementos finitos (método numérico general para la obtención aproximada de soluciones de ecuaciones en derivadas parciales en pequeñas subdivisiones del cuerpo llamadas elementos finitos).

La realización del proyecto está dividido en 3 etapas: preproceso, cálculo y resolución de ecuaciones, y postproceso.

En el preproceso se prepara el modelo para su posterior resolución. En esta etapa se genera la geometría del modelo, se crean los materiales de las partes del modelo (Para los huesos se crea un material que actúa como sólido rígido, los discos intervertebrales como sólido deformable y los tendones y músculo recto abdominal un material hiperelástico), se genera la malla, se aplican las condiciones de contorno, cargas e interacciones entre los huesos.

En la etapa de cálculo se lleva a cabo la resolución del problema planteado en el preproceso obteniendo así los desplazamientos. En esta etapa nos ayudamos de un servidor remoto en el que poder realizar los cálculos.

Finalmente, en el postproceso se presentan los resultados para poder ser analizados y así poder sacar conclusiones del problema tratado. En nuestro problema se analiza la tensión máxima principal y los desplazamientos durante la contracción del músculo recto abdominal.