



## PROYECTOS DE INVESTIGACIÓN 2019

### MEMORIA DEL PROYECTO Nº02

#### 1. DATOS DEL PROYECTO

**Título:** Desarrollo de modelos numéricos reológicos del tejido óseo del tórax para predecir el comportamiento biomecánico en el tratamiento de las deformidades congénitas de caja torácica Pectus Excavatum. Proyecto: PECTUSIM.

**Investigador/a/es responsable/es:** Mar Alonso Martínez

**Tfno:** (00 34) 985 18 23 53

**E-mail:** mar@constru.uniovi.es

**Otros investigadores:** Juan José del Coz Díaz, Juan Enrique Martínez Martínez.

**Empresas o instituciones colaboradoras:** La empresa Táctica, dentro de la red Táctica Bio, está especializada en el desarrollo de modelos numéricos avanzados que permiten estudiar el comportamiento de materiales complejos. Para abordar la simulación de comportamientos biomecánicos es muy importante la experiencia previa. En este proyecto esta empresa aportará su experiencia en el modelado numérico del material óseo, así como en el uso de diseño de experimentos en la fase inicial de definición del problema.

La empresa Ventura Medicas Technologies S.L. aportará su experiencia en la cirugía y tratamiento de la enfermedad a estudiar en este proyecto. Así como sus datos experimentales para permitir la validación de los modelos numéricos desarrollados en este proyecto.

#### 2. MEMORIA DESCRIPTIVA DEL PROYECTO

##### **2.1 Resumen ejecutivo**

Esta investigación permitirá comprender, formular matemáticamente y predecir el comportamiento de los tejidos óseos del tórax, a través de la captura de sus propiedades mecano-biológicas y biomecánicas, por medio de la combinación de modelos numéricos, ensayos in vitro, pruebas clínicas e inspección correlacionada de resultados. Analizar los tejidos óseos desde el punto de vista mecánico considerándolos materiales biológicos estructurales permitirá relacionar desplazamientos, deformaciones y tensiones con las cargas y movimientos a los que están sometidos. Esta investigación permitirá analizar estos esfuerzos, ya sean fisiológicos o patológicos y predecir cambios funcionales inducidos por enfermedades o terapias de manera no invasiva.

El gran reto de esta investigación radica en la naturaleza y comportamiento del material del tejido óseo. La principal peculiaridad de este material vivo respecto a los materiales inorgánicos, reside principalmente en su capacidad de regeneración con el tiempo (conocido como Modeling & Remodeling). En este fenómeno, el material está sometido a un continuo proceso de renovación a través de procesos bioquímicos y biológicos, estrechamente vinculados con los esfuerzos tensionales a los que está sometido. De hecho, los tejidos biológicos son ejemplos maravillosos de materiales que se fabrican con recursos mínimos y logran el máximo rendimiento. Podemos enumerar como propiedades más importantes de



estos materiales: multifuncionalidad, adaptabilidad, autorreparación, biodegradabilidad y reciclabilidad.

Este proyecto pretende llevar a cabo su actividad con el fin de desarrollar un modelo reológico integral del tejido óseo del tórax, que sea válido para predecir el comportamiento biomecánico del tejido “vivo”, así como para predecir el proceso de regeneración y consolidación de hueso. Para ello se persigue modelar el comportamiento biomecánico del tórax para poder emplearla como herramienta de ayuda a intervenciones quirúrgicas y tratamientos personalizados.

Para alcanzar los objetivos del proyecto se empleará una metodología en la que el análisis de variables, el análisis estadístico y el diseño de experimentos serán herramientas que permitirán identificar los factores más influyentes en la fluencia y la relajación de los huesos del tórax para predecir de manera fiable su comportamiento. Así mismo se empleará el método de los elementos finitos para implementar los modelos numéricos del problema.

## 2.2 Objetivos iniciales del proyecto y grado de consecución

El objetivo general se centra en conseguir un enfoque de medicina más personalizado a las características de cada paciente desarrollando una investigación aplicada basada en métodos utilizados en ingeniería mecánica en la caracterización de estructuras. Se persigue desarrollar modelos matemáticos paramétricos que logren entender y simular el comportamiento biomecánico del tórax que sufre deformaciones congénitas debido al Pectus Excavatum.

De forma más específica se plantean los siguientes objetivos parciales:

- Identificar las variables de interés a los efectos de mecánica de medios regenerativos y leyes de comportamiento.
- Aplicar modelos estadísticos y plantear modelos de optimización topológica aplicadas a tejidos vivos (hueso)
- Proponer estrategias de ensayos in vitro e in vivo para validar los modelos numéricos desarrollados.

Esta investigación persigue desarrollar una herramienta de simulación para personalizar las intervenciones y tratamientos de una enfermedad concreta y mejorar sustancialmente la vida de los afectados, reduciendo al máximo los efectos invasivos del tratamiento.

Siendo la planificación inicial de las tareas un año (doce meses) y la duración real final de seis meses se ha optado por centrar los estudios en la parte de la caracterización biomecánica del tórax y en el modelado y simulación numérica del mismo en entorno Ansys.

## 2.3 Tareas realizadas

### Introducción: Patología y tratamiento.

El “pectus excavatum” es una malformación de la caja torácica que provoca que el esternón se hunda hacia la columna. Está considerada la deformidad congénita más frecuente de la cavidad torácica, abarcando el 95% de los casos. La patología suele detectarse de manera temprana en neonatos, pero los problemas derivados no suelen afectar hasta la adolescencia. Se estima que esta malformación se produce en aproximadamente 1 de cada 500 a 1.000 nacimientos y en general es más frecuente en el sexo masculino, siendo la proporción hombre: mujer de 3 a 1.

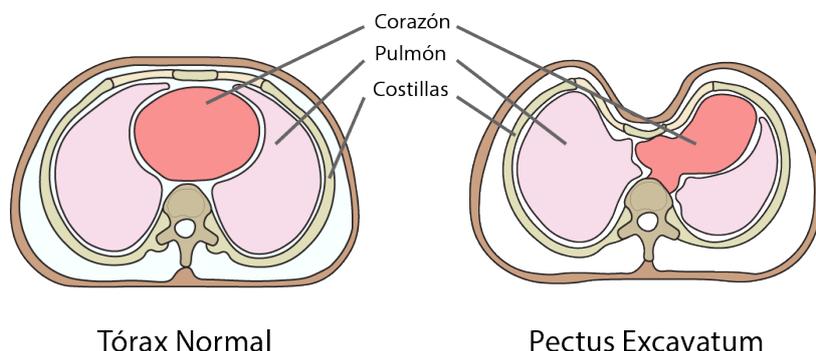


Figura 1: Comparación Tórax sano con Tórax en "Pectum Excavatum"

Hasta hace relativamente poco, los procedimientos quirúrgicos para tratar el Pectus excavatum eran muy invasivos y suponían una cirugía (técnica de Ravitch y de Nuss) con alto riesgo de afectar a los órganos internos.

En el año 2012 Ventura Medical Technologies, junto con la Corporación sanitaria Parc Tauilí, desarrolló un nuevo método quirúrgico denominado Taulinoplastia, que ofrece una solución extratorácica mínimamente invasiva para la corrección de esta patología. Este método supone una importante innovación tecnológica en la cirugía del tórax para el tratamiento del Pectus excavatum ya que es un método muy poco invasivo que reduce de forma considerable la complejidad y los riesgos de la intervención. Esto conlleva reducir los tiempo de recuperación del paciente.

A grandes rasgos el procedimiento consiste en la fijación, mediante una pequeña incisión en el pecho, de un dispositivo que ejerce una tracción sobre el esternón hasta lograr una posición más anatómica. Dicho dispositivo o placa se fija al esternón y a los cartílagos costales para mantener dicha posición tras la intervención.

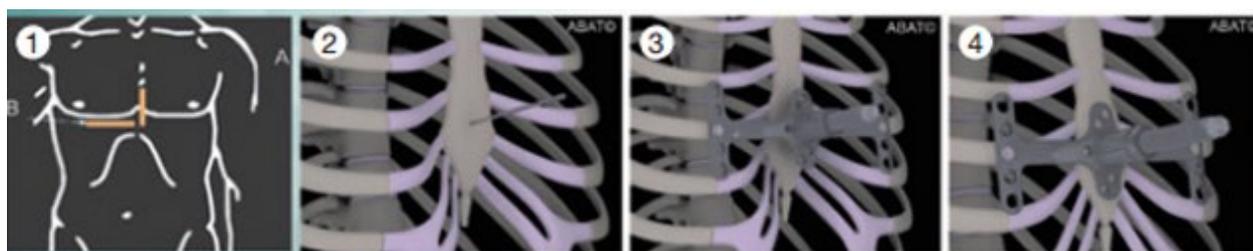


Figura 2: Colocación placa en procedimiento quirúrgico.

## Identificación de ley de comportamientos

### Reología de tejidos óseos: Modelos:

Para poder caracterizar el comportamiento biomecánico del hueso y encontrar las leyes que lo caracterizan fue necesario conocer la estructura tanto a nivel biológico como mecánico-estructural

A nivel anatómico biológico el tejido óseo posee una estructura jerárquica. A escala macro, o nivel de continuo, la porosidad del tejido permite distinguir entre el hueso cortical o compacto

y el hueso esponjoso o trabecular. A escala meso, o nivel de tejido, se puede identificar que el hueso cortical está compuesto por sistemas de Havers, mientras que el hueso esponjoso está compuesto por trabéculas. A escala micro el hueso cortical está formado por osteonas, líneas cementantes y matriz intersticial.

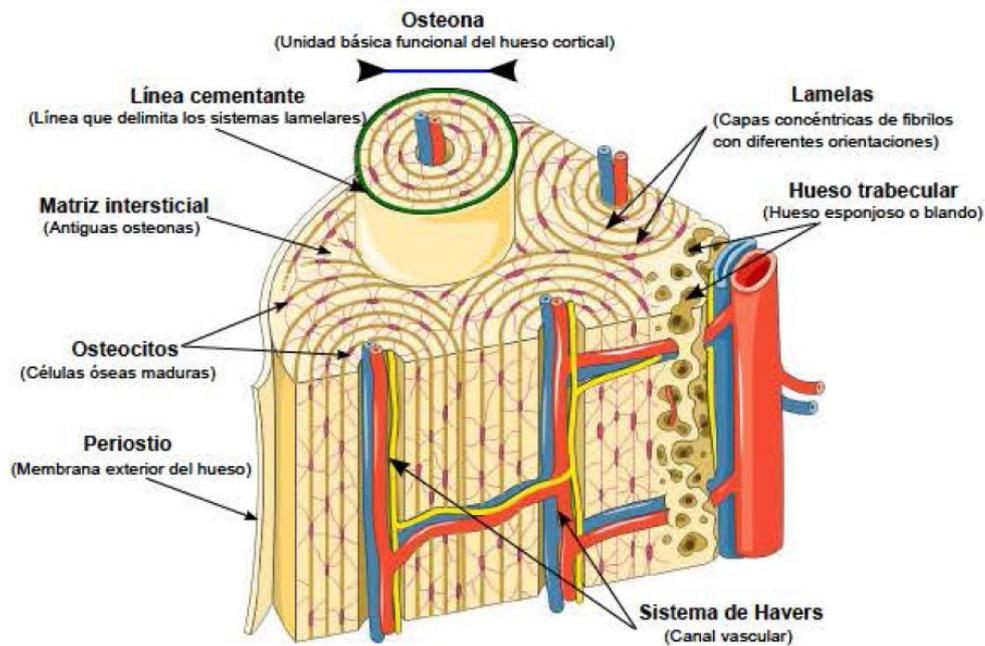


Figura 3: Estructura del hueso cortical.

A nivel mecano-estructural, durante la intervención quirúrgica objeto de nuestro estudio, el esternón es sometido a una **deformación constante** hasta alcanzar la posición correcta. Cuando esto ocurre, se alcanza un valor máximo de tensión que se irá **relajando** con el tiempo hasta la extracción del dispositivo quirúrgico.

Por tanto, estamos ante el fenómeno de relajación de tensiones. La relajación consiste en la pérdida de tensión con el tiempo a deformación constante.

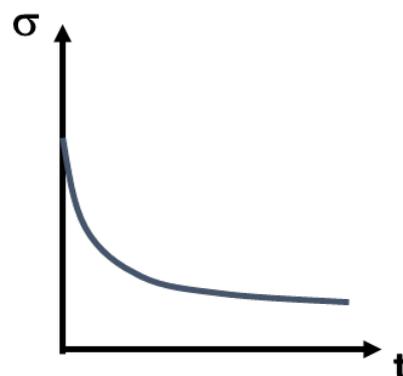


Figura 4: Relajación de tensiones a  $\epsilon = cte.$

Este fenómeno está íntimamente relacionado con la fluencia ya que se desencadenan en el material mecanismo análogos, respondiendo todos ellos a las mismas ecuaciones básicas.

La fluencia es la deformación que ocurre bajo una carga prolongada y sostenida y puede provocar daños permanentes en los huesos. Este es un fenómeno complejo y varía según el tipo de carga y propiedades mecánicas del hueso.

La fluencia se produce en tres etapas: primaria, secundaria y terciaria, como se muestra en la siguiente figura:

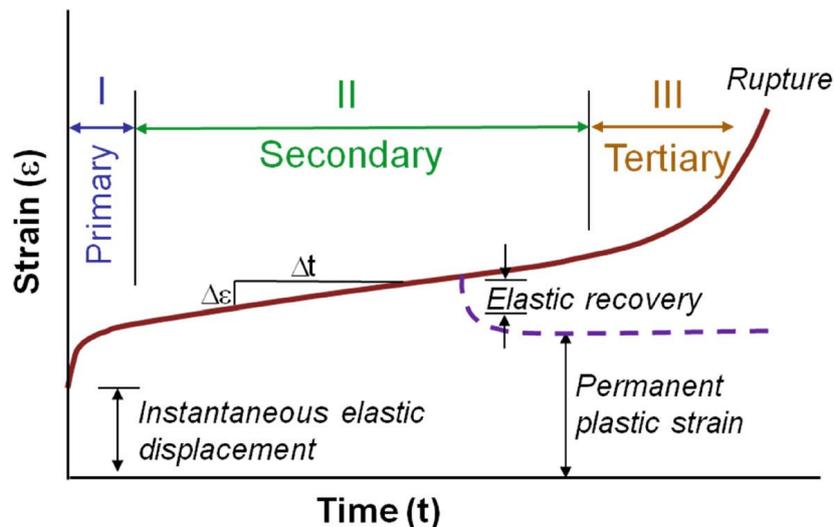


Figura 5: Comportamiento típico de fluencia.

La fluencia primaria es el breve periodo inicial durante el cual la velocidad de fluencia disminuye y se acompaña de cierta relajación del material. La fluencia secundaria es el régimen más largo y donde se observa una velocidad de fluencia constante ( $d\epsilon / dt$ ). La fluencia terciaria ocurre al final del régimen secundario y se asocia con una velocidad de fluencia acelerada y una mayor acumulación de daño hasta la rotura.

Una posibilidad de caracterizar este comportamiento es a través de modelos reológicos de parámetros distribuidos (muelle-amortiguador).

Un modelo que caracteriza de forma adecuada la fluencia en materiales viscoplásticos es el modelo de Schofield-Scott Blair en el que se combina en serie un sólido de Hooke (muelle), un sólido perfectamente viscoplástico (colocando en paralelo un émbolo y una deslizadora) y un sólido de Kelvin (cuerpo de Hooke en paralelo con un cuerpo de Newton, émbolo):

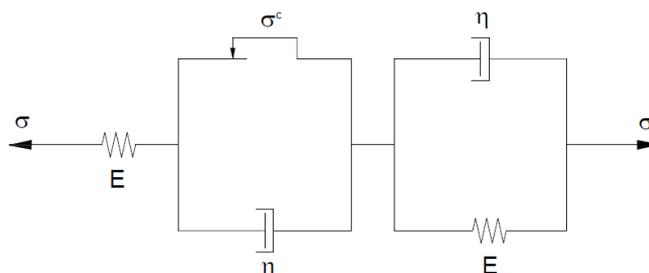


Figura 6: Sistema de parámetros distribuidos. Modelo de Schofield-Scott Blair.



La respuesta elástica en los materiales viscoplásticos puede ser representada por un elemento de Hooke (muelle). La dependencia de la velocidad puede representarse por un amortiguador o émbolo. La plasticidad queda representada por un elemento tipo deslizadera.

Se creará un material personalizado, que tendrá las propiedades elásticas del hueso cortical encontradas en la bibliografía y se le añadirá una ley de fluencia que permita simular la relajación del material bajo deformación constante.

## **MODELO NUMÉRICO**

Una vez caracterizados los parámetros se procede a la realización de un modelo de simulación que sea capaz de reproducir las tensiones y las deformaciones que se originan en el tejido óseo que compone los huesos del tórax.

Dicho modelo de simulación permitirá implementar las condiciones de contorno adecuadas a cada intervención particular (intervenciones quirúrgicas), y así poder predecir de forma fiable el tiempo de adaptación de los huesos de tórax a su nueva forma.

Para la realización de dicho modelo se llevaron a cabo las siguientes tareas:

### **PREPROCESO**

- **Geometría:**

A partir del estado del arte existente se ha construido el diseño geométrico necesario para la realización de la simulación del comportamiento real de un tórax bajo deformación contante.

El modelo que se ha utilizado representa aproximadamente la geometría deformada de un esternón de una persona adulta con pectus excavatum basándonos en modelos generalizados.

Para poder simplificar el modelo se ha optado por representar solamente una costilla, concretamente la quinta, en la que irá fijada la placa sobre la que se aplicará el desplazamiento.

123	Elementos Beam189
325	Nodos
1.460	G.d.L.

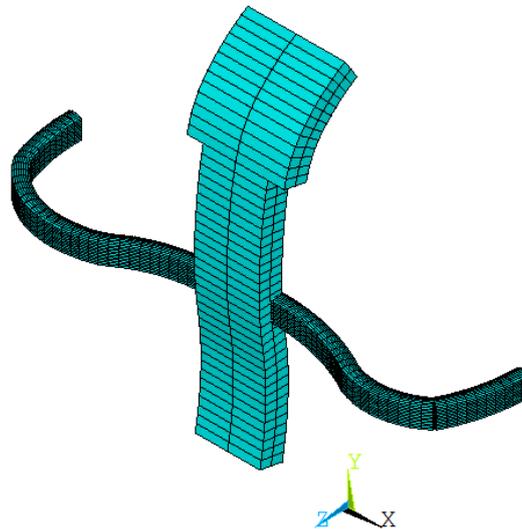


Figura 7: Geometría y modelo MEF

- **Elementos**

Para simular el comportamiento de relajación de un tórax real se ha utilizado el elemento BEAM189 que es un tipo de elemento compatible con las leyes de fluencia disponibles en ANSYS en su versión 12.1 o posterior.

Se trata de un elemento que implementa la teoría de vigas de Timoshenko con tres nodos (extremos e intermedio), con lo cual emplea funciones cuadráticas para la interpolación.

**BEAM189 3-D Quadratic Finite Strain Beam**

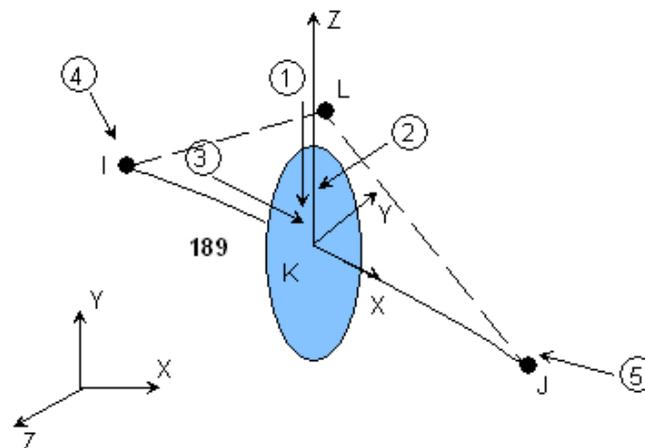


Figura 8: Representación esquemática del elemento BEAM 189.



- **Atributos: propiedades de materiales, constantes y parámetros.**

Según la información proporcionada por los distintos integrantes del proyecto y del estado del arte, se han ajustado distintos parámetros influyentes, desde un punto de vista biomecánico, asignados al tejido considerado. Se ha partido de datos generales, pudiendo particularizarse el análisis para cada paciente y caso en estudio gracias a la parametrización del modelo de simulación.

Así, el proceso de asignación de parámetros comienza con la obtención, mediante la lectura de bibliografía relacionada, de los coeficientes que caracterizan la ley de comportamiento. En dicha bibliografía se han podido obtener datos basados en experimentos con hueso humano y bovino *in vitro* bajo condiciones de fluencia y relajación. Estos coeficientes han sido ajustados para este modelo concreto buscando la reproducción fiel del comportamiento real del tórax del paciente.

De la bibliografía también se han obtenido las propiedades mecánicas del material descritas en la siguiente tabla:

<b>Módulo de Young (MPa)</b>	20.000
<b>Coefficiente de Poisson (-)</b>	0,3
<b>Densidad(kg/m<sup>3</sup>)</b>	2.000
<b>Límite elástico (MPa)</b>	100-170

*Tabla 1: Propiedades mecánica del hueso cortical.*

## **PROCESO**

En esta etapa de proceso, se han fijado las condiciones de contorno necesarias para la obtención de soluciones numéricas, chequeando su convergencia y estabilidad:

Para ello se plantearon las siguientes subtareas:

- **Condiciones de contorno (“apoyos”, acciones por cirugías):**

Las condiciones de contorno que se imponen al modelo son las siguientes:

- Se han impedido tanto los desplazamientos como los giros como se puede ver en la *Figura 9*.
- Para representar el efecto de la placa de elevación, se ha aplicado un desplazamiento constante en dirección perpendicular al esternón.

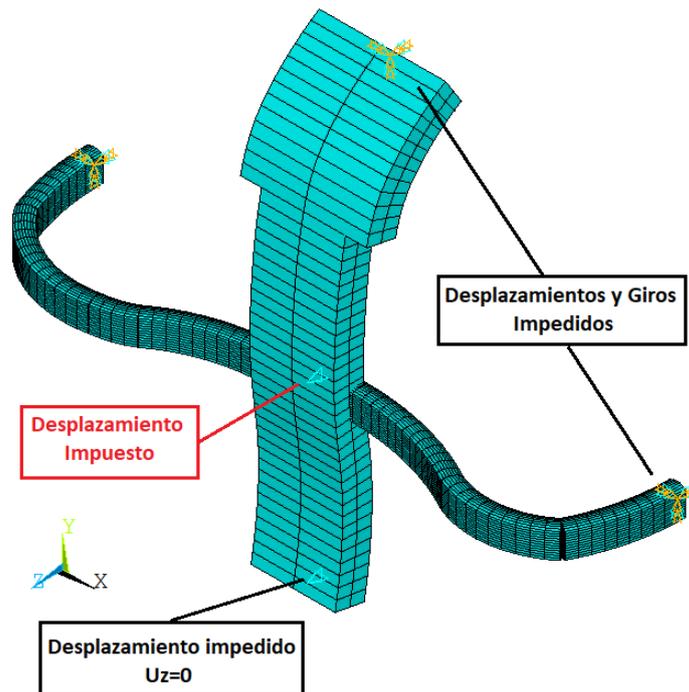


Figura 9: Condiciones de contorno impuestas en el modelo de simulación.

## 2.4 Resultados obtenidos

- **Obtención de deformaciones:**

Se ha obtenido la geometría deformada, en función de las condiciones de contorno descritas.

Los resultados de este proyecto muestran la evolución de un tórax sometido a un desplazamiento constante de un centímetro. En los resultados obtenidos se muestra cómo la tensión que soporta el esternón se reduce en el tiempo mientras el desplazamiento se mantiene aplicado. Esto se consigue mediante el efecto no lineal de fluencia que permite que la tensión del material se reduzca mientras se aplica una fuerza externa que desplaza el esternón a su posición “natural”.

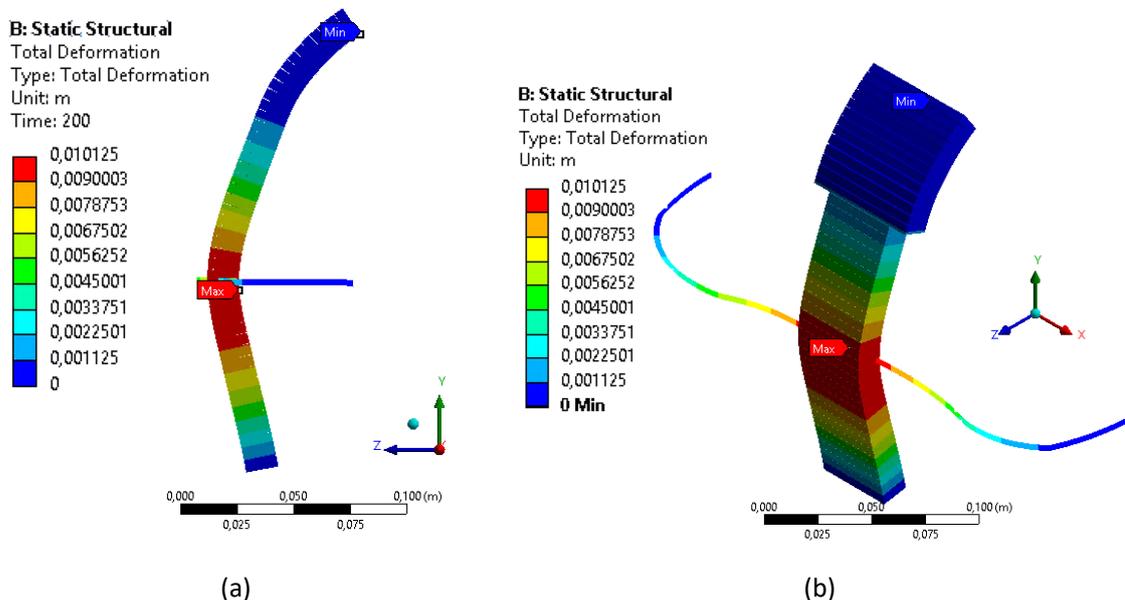


Figura 10: Desplazamientos totales [m]: (a) esternón; (b) modelo completo

En la Figura 10 se muestra el desplazamiento aplicado y mantenido en el tiempo. En este caso, se ha utilizado un tiempo 200 segundos para reducir el coste computacional de la simulación. Este modelo, debería validarse con datos experimentales de cada paciente.

### DISPLACEMENT (mm)

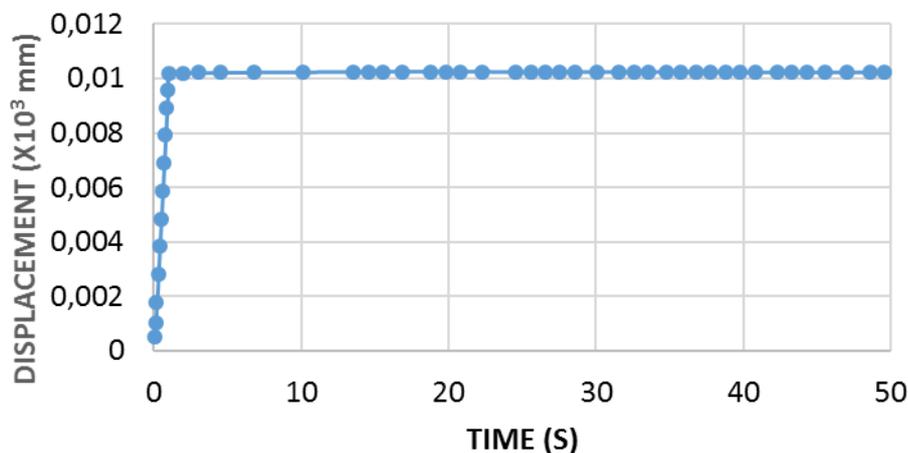


Figura 11: Gráfica desplazamiento frente a tiempo.

Tal y como se muestra en los resultados de tensión, el esternón sufre un proceso de relajación.

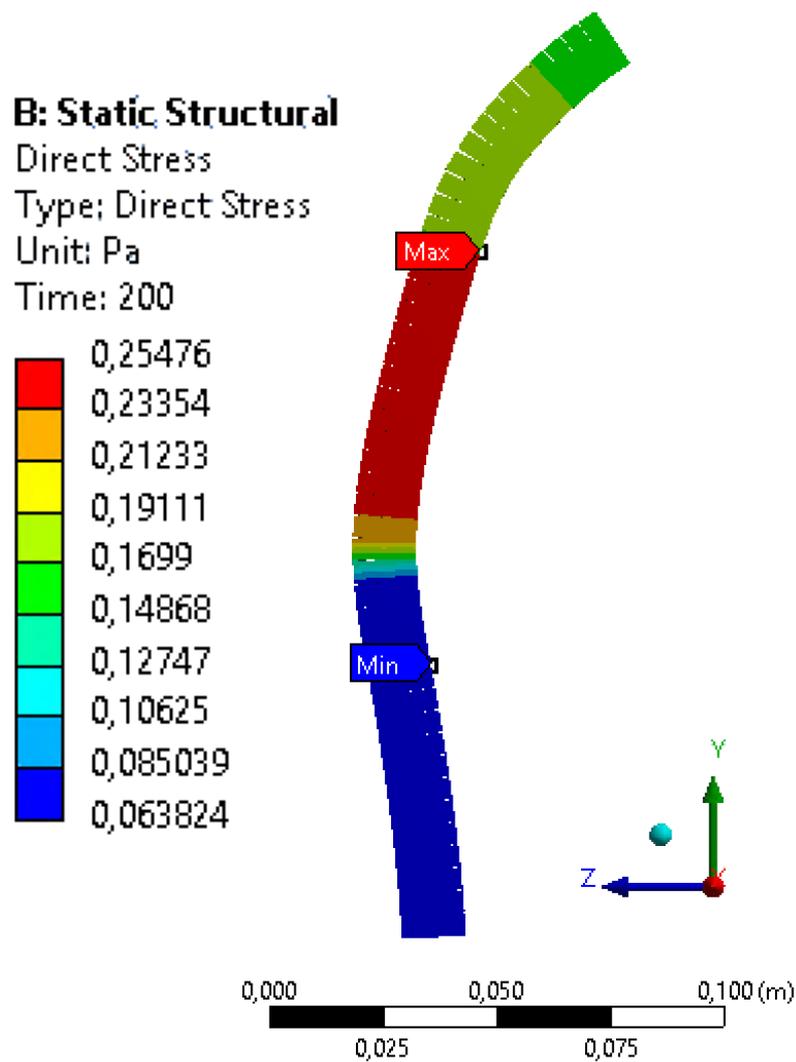


Figura 12: Resultado de tensión en el instante final (200 s).

En la siguiente gráfica se muestra la relajación del esternón, incluyendo sólo en el gráfico los primeros 50 segundos para facilitar la interpretación de los resultados.

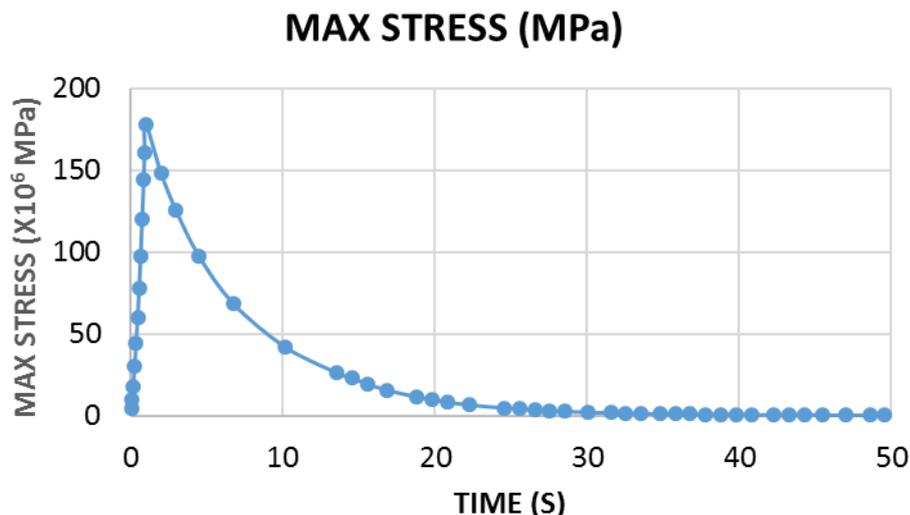


Figura 13: Tensión directa del modelo numérico (50 s).

## 2.5 Trabajos o necesidades futuras

En base al modelo desarrollado en este proyecto, como trabajo futuro sería interesante su validación con un caso experimental real en el que se pudiese aplicar el mismo desplazamiento que al paciente, y se pudiese hacer un seguimiento de la relajación con alguna herramienta óptica que pudiese medir la tensión del esternón y su evolución en el tiempo.

Los datos de material utilizados en este modelo han sido extraídos de bibliografía, sin embargo, para la validación experimental de este modelo se debería de parametrizar los valores más relevantes como son las constantes de fluencia que tienen una gran influencia en la evolución de la relajación para poder obtener un resultado más ajustado a los valores reales que experimentan los pacientes.

## 2.6 Divulgación de los resultados (publicaciones, artículos, ponencias...)

La investigadora principal de este proyecto ha sido entrevistada por el periódico regional La Nueva España en abril de 2019 en la sección "Del aula a la empresa". En esta entrevista la investigadora pudo hacer pública la labor del IUTA citando este proyecto y su importancia en la colaboración entre Universidad y empresa.

Se adjunta enlace:

<https://afondo.lne.es/asturias/dadles-un-tornillo-y-una-caida-de-agua-y-moveran-los-coches.html>



### 3. MEMORIA ECONÓMICA

Financiación		Personal	Inventariable	Fungible	Otros gastos
IUTA	SV-19-GIJON-1-02	2959,56 €			
Otras fuentes	Referencia proyecto/contrato				
Estudiante con ayuda a la investigación	Nombre	Marina Díaz Grobas			
	Tareas	Desarrollar un modelo de elementos finitos, en entorno Ansys, del tejido óseo del tórax para predecir el comportamiento biomecánico en el tratamiento de "Pectus Excavatum"			
	Período	01-07-19 a 31-12-19			

### 4. OTROS PROYECTOS Y CONTRATOS CON FINANCIACIÓN EXTERNA

Título del proyecto/contrato	
Referencia	
Investigador/a/es principal/es	
Equipo investigador	
Periodo de vigencia	
Entidad financiadora	
Cantidad subvencionada	