



UNIVERSITAT
POLITÈCNICA
DE VALÈNCIA



ESCUELA TÉCNICA
SUPERIOR INGENIEROS
INDUSTRIALES VALENCIA

TRABAJO FIN DE GRADO EN INGENIERÍA EN TECNOLOGÍAS INDUSTRIALES

**ESTUDIO COMPARATIVO DE LOS
DISTINTOS MODELOS MECÁNICOS DE
TEJIDOS BIOLÓGICOS BLANDOS
EMPLEADOS POR SOFTWARE DE
ELEMENTOS FINITOS.**

AUTORA: ALICIA IBORRA CONCA

TUTOR: SANDRA MARTÍNEZ SANCHIS

Curso Académico: 2018-19

Estudio teórico experimental comparativo de los distintos modelos mecánicos de tejidos biológicos blandos empleados por software de elementos finitos.

Estudio teórico experimental comparativo de los distintos modelos mecánicos de tejidos biológicos blandos empleados por software de elementos finitos.

AGRADECIMIENTOS

A mis padres, por toda una vida de esfuerzo y dedicación a su hija.
Por apoyarme incondicionalmente en cada decisión.

A mi abuela, Asunción Calabuig.

Y también a Sandra, por el apoyo brindado durante todo el proyecto.

Estudio teórico experimental comparativo de los distintos modelos mecánicos de tejidos biológicos blandos empleados por software de elementos finitos.

Estudio teórico experimental comparativo de los distintos modelos mecánicos de tejidos biológicos blandos empleados por software de elementos finitos.

RESUMEN

El presente Trabajo de Fin de Grado se va a centrar en el estudio comparativo de los diferentes modelos teóricos de diversos materiales en tejido blando con la utilización de un software libre de elementos finitos, conocido como FEBio.

Para ello se implementaron nuevos materiales en el software utilizado con el fin de encontrar una similitud más aproximada a los comportamientos reales del tejido in vivo. Los materiales hiperelásticos implementados fueron NeoHooken, Mooney Rivlin y Demiray. Tras la mejora de estos materiales mediante la codificación y creación de los plugins en Visual Studio, se realizaron diversas simulaciones con ellos. Primeramente, en un modelo simple como es el caso de un cubo, y posteriormente en un modelo biológico real in vivo como es el hígado obtenido a partir de imágenes del tórax mediante TAC empleando un software comercial, Simpleware, especializado en segmentación y mallado. Para la conversión de los archivos de mallado con el software FEBio utilizado para las posteriores simulaciones, se requirió la ayuda de Matlab.

Para finalizar este estudio, se realizó una comparación de los resultados obtenidos para cada uno de los materiales estudiados en los modelos diseñados, con el fin de obtener cual sería el material implementado más adecuado para cada sólido simulado.

Palabras clave: Método de Elementos Finitos, FEBio, hiperelástico, NeoHookean, MooneyRivlin y Demiray

Estudio teórico experimental comparativo de los distintos modelos mecánicos de tejidos biológicos blandos empleados por software de elementos finitos.

RESUM

El present Treball de Fi de Grau se centrarà en l'estudi comparatiu dels diferents models teòrics de diversos materials en teixit bla amb la utilització d'un programari lliure d'elements finits, conegut com FEBio.

Per això es van implementar nous materials en el programari utilitzat amb la finalitat de trobar una similitud més aproximada als comportaments reals del teixit in vivo. Els materials hiperelàstics implementats van ser NeoHooken, Mooney Rivlin i Demiray. Després de la millora d'aquests materials mitjançant la codificació i creació dels plugins en Visual Studio, es van realitzar diverses simulacions amb ells. Primerament, en un model simple com és el d'un cub, i posteriorment en un model biològic real in vivo com és el fetge obtingut a partir d'imatges del tòrax mitjançant TAC emprant un programari comercial, Simpleware, especialitzat en segmentació i mallat. Per a la conversió dels arxius de mallat amb el programari FEBio utilitzat per a les posteriors simulacions, es va requerir l'ajuda de Matlab.

Per a finalitzar aquest estudi, es va realitzar una comparació dels resultats obtinguts per a cadascun dels materials estudiats en els models dissenyats, amb la finalitat d'obtindre com seria el material implementat més adequat per a cada sòlid simulat.

Paraules clau: Mètode d'Elements Finites, FEBio, hiperelástico, NeoHookean, MooneyRivlin i Demiray.

Estudio teórico experimental comparativo de los distintos modelos mecánicos de tejidos biológicos blandos empleados por software de elementos finitos.

ABSTRACT

The present Final Degree Project will focus on the comparative study of the different theoretical models of different materials of soft tissue using a free software of finite elements, known as FEBio.

For this reason, new materials were implemented in the software used in order to find an approximation similar to the behavior of the tissue in vivo. The hyperelastic materials implemented were NeoHookean, Mooney Rivlin and Demiray. After the improvement of these materials through the coding and creation of the plugins in Visual Studio, several simulations were performed with them. Firstly, in a simple model such as a cube, and later in a real biological model in vivo such as the liver obtained from abdominal CT images using a commercial software, Simpleware, specialized in segmentation and meshing. For the conversion of the mesh files to FEBio file was used Matlab.

To conclude this study, a comparison of the different materials was made for each designed models, in order to achieve what material is the most suitable for each simulated model.

Keywords: Finite Element Method, FEBio, hyperelastic, NeoHookean, MooneyRivlin and Demiray.

Estudio teórico experimental comparativo de los distintos modelos mecánicos de tejidos biológicos blandos empleados por software de elementos finitos.

ÍNDICE DE CONTENIDO

- MEMORIA
- PRESUPUESTO
- ANEXOS

Índice de la memoria

1.INTRODUCCIÓN	1
1.1. HISTORIA BIOMECÁNICA.....	2
1.2. MOTIVACIÓN.....	3
1.3. OBJETIVOS.....	3
1.4. FINALIDAD	4
2. MATERIALES Y MÉTODOS	5
2.1. MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS.....	5
2.1.1. Caso Tridimensional	7
2.2. TIPOS DE MATERIALES.....	13
2.2.1. Materiales Elásticos.....	13
2.2.2. Materiales hiperelásticos	15
2.2.2.1. Neo-Hookean	17
2.2.2.2. Ogden	19
2.2.2.3. Mooney Rivlin.....	21
2.2.2.4. Demiray	27
2.2.3. Materiales Viscoelásticos	29
2.3.FEBIO SOFTWARE	32
2.3.1. PreView	32
2.3.2. FEBio.....	33
2.3.3. PostView.....	34
2.3.4. PLUGINS.....	34
2.4. SEGMENTACIÓN Y MALLADO.....	35
3. RESULTADOS	41

Estudio teórico experimental comparativo de los distintos modelos mecánicos de tejidos biológicos blandos empleados por software de elementos finitos.

3.1.	SIMULACIÓN DE UN CUBO CON NEOHOOKEAN	42
3.2.	SIMULACIÓN DE UN CUBO CON MOONEY RIVLIN DE TRES PARÁMETROS	49
3.3.	SIMULACIÓN DE UN CUBO CON DEMIRAY.....	55
4.	DISCUSIÓN	59
5.	CONCLUSION Y FUTURO TRABAJO.....	63
6.	REFERENCIAS.....	65

Índice de figuras de la memoria

<i>Figura. 1. Ejemplo de mecánica clásica.[1]</i>	1
<i>Figura. 2. Leonardo da Vinci (1452-1519). Hombre de Vitrubio, puede considerarse como uno de los primeros análisis de la biomecánica de la historia.[3]</i>	2
<i>Figura. 3. Representación conceptos básicos de elementos finitos.[5]</i>	5
<i>Figura. 4. Discretización de un sólido rígido bidimensional mediante MEF. [6]</i>	6
<i>Figura. 5. Elemento finito tridimensional de 8 nodos.[7]</i>	7
<i>Figura. 6. Representación unitaria de la deformación unitaria.[7]</i>	8
<i>Figura. 7. Valores módulo de Young y módulo de Poisson.[8]</i>	13
<i>Figura. 8. Representación gráfica del ensayo de tracción.[10]</i>	14
<i>Figura. 9. Representación en .txt del material Ogden.</i>	21
<i>Figura. 10. Representación en .txt del material Mooney Rivlin.</i>	22
<i>Figura. 11. Representación comparativa de los diferentes modelos experimentales de Mooney Rivlin.[15]</i>	23
<i>Figura. 12. Representación gráfica del error en Mooney Rivlin en función del número de parámetros.[15]</i>	24
<i>Figura. 13. Gráfica Ley de Hooke [18]</i>	29
<i>Figura. 14. Gráfica Ley de Newton.[18]</i>	29
<i>Figura. 15. Comparativa de comportamiento (a) elástico (b) viscoso (c) viscoelástico.</i>	30
<i>Figura. 16. Comportamiento del material viscoelástico.[18]</i>	30
<i>Figura. 17. Relación entre esfuerzo y deformación para el caso viscoelásticos.[18]</i>	31
<i>Figura. 18. Modelado del diseño un modelo de pie.[20]</i>	32
<i>Figura. 19. Simulación final de un modelo de pie.[20]</i>	34
<i>Figura. 20. Imagen del tórax, plano horizontal.</i>	36
<i>Figura. 21. Imagen del tórax, plano sagital.</i>	36
<i>Figura. 22. Partes del hígado. [24]</i>	37
<i>Figura. 23. Segmentación hígado, plano horizontal.</i>	38
<i>Figura. 24. Segmentación hígado, plano frontal.</i>	38
<i>Figura. 25. Segmentación hígado, plano sagital.</i>	38
<i>Figura. 26. Diseño del hígado tras la segmentación.</i>	39
<i>Figura. 27. Elemento tetraedro lineal de 4 nodos.[7]</i>	39
<i>Figura. 28. Diseño del hígado con mallado.</i>	40
<i>Figura. 29. Mallado de un cubo en una primera simulación.</i>	41
<i>Figura. 30. Modificación del material neohookeanpi en el archivo .feb</i>	42
<i>Figura. 31. Modificación de la fuerza de tracción en simulación de NeoHookeanPI en un cubo</i>	42
<i>Figura. 32. Cubo diseñado para las simulaciones con los diferentes modelos mecánicos.</i>	43
<i>Figura. 33. Representación de la tensión efectiva en una cara de un cubo con neohookeanpi.</i>	43
<i>Figura. 34. Representación del desplazamiento de una cara en un cubo neohookeanpi.</i>	44
<i>Figura. 35. Representación de la tensión efectiva en un nodo de un cubo con neohookeanpi.</i>	45
<i>Figura. 36. Representación del desplazamiento de un nodo en un cubo neohookeanpi.</i>	46
<i>Figura. 37. Gráfica de comparación tensión en diferentes nodos en NeoHookean.</i>	46

Estudio teórico experimental comparativo de los distintos modelos mecánicos de tejidos biológicos blandos empleados por software de elementos finitos.

Figura. 38. Gráfica de comparación de desplazamiento en diferentes nodos en NeoHookean.	47
Figura. 39. Representación de la tensión efectiva del nodo 105 de un cubo con neohookeanpi.....	48
Figura. 40. Representación del desplazamiento del nodo 105 en un cubo neohookeanpi.	48
Figura. 41. Modificación del material femooneyrivlinpia en el archivo .feb.....	49
Figura. 42. Error coeficiente de Poisson negativo.	50
Figura. 43. Experimento de coeficiente de Poisson negativo. [26]	50
Figura. 44. Representación de la tensión efectiva en una cara de un cubo con mooneyrivlinpia.	51
Figura. 45. Representación del desplazamiento xy en la cara superior del cubo mooneyrivlinpia.	52
Figura. 46. Representación de la tensión efectiva en un nodo de un cubo con femooneyrivlinpia. ...	52
Figura. 47. Representación del desplazamiento de un nodo en un cubo femooneyrivlinpia.	53
Figura. 48. Gráfica de comparación tensión en diferentes nodos en Mooney Rivlin.	53
Figura. 49. Gráfica de comparación de desplazamiento en diferentes nodos en Mooney Rivlin.	54
Figura. 50. Modificación del material fedemiray en el archivo.feb	55
Figura. 51. Representación de la tensión efectiva en un nodo de un cubo con fedemiray.	56
Figura. 52. Gráfica de comparación tensión en diferentes nodos en Demiray.	56
Figura. 53. Gráfica de comparación de desplazamiento en diferentes nodos en Demiray.	57
Figura. 54. Localización del hígado.[27]	60
Figura. 55. Desplazamiento del hígado.....	61
Figura. 56. Gráfica tensión efectiva en hígado.	62

Índice tablas de la memoria

Tabla 1. Tabla comparativa de módulos de elementos finitos.[8]	12
Tabla 2. Parámetros implementados en el software del material Ogden.[14].....	20
Tabla 3. Parámetros implementados en el software del material Mooney Rivlin.[14]	21
Tabla 4. Comparativa Mooney Rivlin con distintos parámetros. [17].....	25

Estudio teórico experimental comparativo de los distintos modelos mecánicos de tejidos biológicos blandos empleados por software de elementos finitos.

Memoria

Estudio teórico experimental comparativo de los distintos modelos mecánicos de tejidos biológicos blandos empleados por software de elementos finitos.

CAPÍTULO 1

1.INTRODUCCIÓN

La mecánica, es una rama de la Física que describe el movimiento de un cuerpo. Se encarga del estudio del sólido rígido analizando las fuerzas que se aplican en éste y estudiando cómo es su evolución a lo largo del tiempo. Esta rama de la ciencia podría ser considerada la base de la mayoría de las ingenierías junto con las matemáticas, formando así una combinación perfecta entre ciencias más empíricas en contraposición con otras de razonamiento más deductivo como es el caso de ésta última. La disciplina de la mecánica se puede agrupar en cuatro tipos muy diferenciados: mecánica clásica, mecánica cuántica, mecánica relativista, mecánica cuántica relativista. [1] y [2]

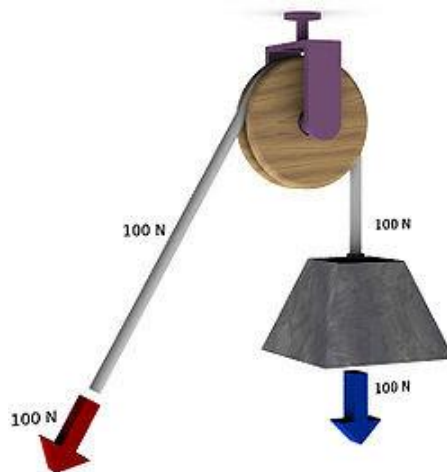


Figura. 1. Ejemplo de mecánica clásica.[1]

Sin embargo, la mecánica ha ido evolucionando a lo largo de la historia considerablemente, involucrándose en grandes logros y mejorándolos, tales como el primer vehículo a motor o la maquinaria desarrollada en la gran revolución industrial acontecida en el siglo XVIII.

Hoy en día, uno de los temas que más interés despierta a los investigadores son las mejoras que la ciencia puede conseguir en la rama de la medicina. Es por ello, que la mecánica ha realizado su contribución en esta rama al crear una nueva disciplina llamada biomecánica. En la que el

Estudio teórico experimental comparativo de los distintos modelos mecánicos de tejidos biológicos blandos empleados por software de elementos finitos.

objetivo principal de ésta es analizar el cuerpo humano a través de la aplicación de fuerzas y aceleraciones en el mismo.

1.1. HISTORIA BIOMECÁNICA

La biomecánica data de 1950 (siglo XX) y surge de la necesidad de observar el movimiento del cuerpo humano. Se trata de una ciencia relativamente nueva pese a que ya se estudiaban los actuales patrones del movimiento del ser humano en la prehistoria. Además, también hicieron diversos estudios al respecto, personajes tan ilustres como Aristóteles, Platón o Leonardo da Vinci. Sin embargo, como ya se ha comentado antes, no fue hasta el siglo XX cuando se creó la especialidad de la biomecánica. [3]

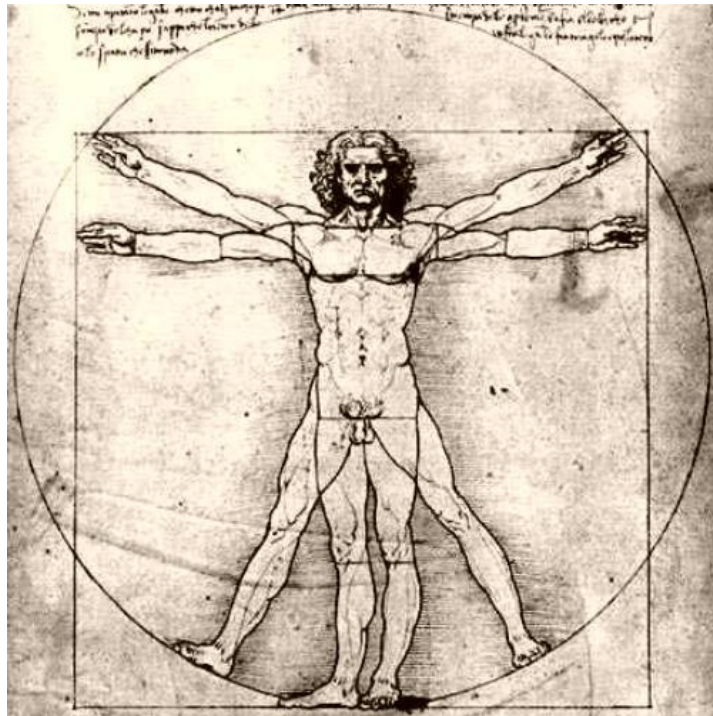


Figura. 2. Leonardo da Vinci (1452-1519). Hombre de Vitrubio, puede considerarse como uno de los primeros análisis de la biomecánica de la historia.[3]

Así pues, se puede definir como biomecánica la ciencia que estudia el movimiento del cuerpo humano analizando tanto las fuerzas externas como las internas que inciden sobre el mismo. Además, podemos clasificar la biomecánica en tres ramas:

- Medicina: Se pretende generar soluciones para personas con patologías o malformaciones intentando mejorar la calidad de vida de las personas.

Estudio teórico experimental comparativo de los distintos modelos mecánicos de tejidos biológicos blandos empleados por software de elementos finitos.

- Deporte: Utilizado en deportistas profesionales para evitar el riesgo de lesiones y mejorar su rendimiento.
- Laboral: Relación entre el cuerpo humano y las actividades cotidianas que se realizan a lo largo del día para prevenir lesiones a largo y a corto plazo. [4]

El presente proyecto se centrará en el estudio de la rama de biomecánica, concretamente en la simulación del comportamiento mecánico de ciertas muestras biológicas a través de un software libre especializado de elementos finitos. En los siguientes capítulos se expondrá de manera clara y concisa la mejora e implementación de un software libre de elementos finitos, llamado FEBio.

1.2. MOTIVACIÓN

En la actualidad existe una gran necesidad de estudio de la biomecánica para llegar a conocer el cuerpo humano, es por ello por lo que este Trabajo de Fin de Grado se centrará en el estudio de esta disciplina. Analizarlo es fundamental para entender el movimiento del ser humano. Algunos ejemplos de lo que se investiga en biomecánica son fractura de hueso, fuerzas implicadas en el comportamiento biomecánico de órganos, caracterización biomecánica de tejidos, etc. La biomecánica es importante y necesaria para la mejora de los procesos y materiales utilizados hoy en día en la medicina. Además, con la visión en el futuro se podrían conseguir grandes avances tales como mejorar la calidad de imagen médica, automatizar operaciones, crear exoesqueletos para personas que carecen de algún miembro, sistemas que permitan la mejora del día a día de las personas con problemas patológicos, entre otros.

1.3. OBJETIVOS

El principal objetivo de este Trabajo de Fin de Grado es comparar distintos modelos de materiales biomecánicos para la caracterización de tejido biológico blando utilizando un software libre de elementos finitos, FEBio. Para ello, primero se implementaron nuevos materiales en el software FEBio, los cuales no estaban definidos, y cuyos resultados fueron comprobados en un modelo simple. A continuación, se creó un modelo de hígado mediante segmentación de imágenes TAC, en el que se aplicaron los resultados y conclusiones obtenidos en las comprobaciones realizadas. Por tanto, el principal motivo de la realización de este trabajo fue perfeccionar el software FEBio, implementándolo con la definición de materiales más complejos, pero más ajustados al comportamiento real del tejido in vivo, y realizar comprobaciones de los mismos sobre un modelo real, obtenido de un paciente in vivo.

Estudio teórico experimental comparativo de los distintos modelos mecánicos de tejidos biológicos blandos empleados por software de elementos finitos.

1.4. FINALIDAD

La finalidad del Trabajo de Fin de Grado es conseguir mejorar y fomentar la investigación en la biomecánica, además de aplicar nuevos modelos que se ajusten a la mejora de las muestras biológicas in vivo. Como ya se ha comentado anteriormente es una disciplina relativamente nueva pero que promete ser una ciencia innovadora que permita el descubrimiento y mejora del funcionamiento teórico del cuerpo humano con el fin de aumentar la calidad de vida de las personas.

CAPÍTULO 2

2. MATERIALES Y MÉTODOS

2.1. MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS

En el presente proyecto se va a utilizar el Método de Elementos Finitos (MEF) ya que el software específico utilizado trabaja con este método matemático. El MEF ha ido adquiriendo con el paso del tiempo una gran importancia en la resolución de problemas, sobre todo en ingeniería. Se trata de un método matemático que resulta bastante novedoso, y requiere entender los principios teóricos para usar los programas informáticos que se basan en este método. La idea fundamental en la que se basa el MEF no es más que un sólido sometido a un sistema de cargas y coaccionado por una serie de ligaduras. El objetivo principal de MEF es la resolución de problemas mediante soluciones aproximadas. Además, el modelo consiste en pasar de un modelo continuo a un modelo discreto, cuyo proceso es conocido como discretización. Se basa en dividir el objeto en pequeñas partes interconectadas en una red, llamada malla. De este modo, se pasa de tener un sistema continuo (infinitos grados de libertad) a tener un sistema con un número de grados de libertad finito. Para explicar mejor en que se basa el método conviene distinguir tres conceptos:

- Dominio: es el lugar geométrico donde se va a estudiar el sistema.
- Condiciones de contorno: variables conocidas que van a permitir el cambio de sistemas de cargas, temperaturas, desplazamientos.
- Incógnitas: variables que contiene el sistema que desean conocerse después de aplicar las condiciones de contorno. [5]

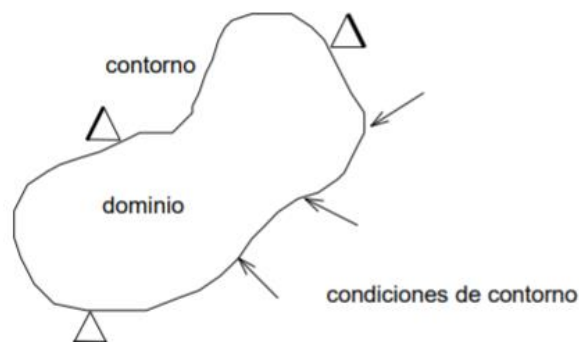


Figura. 3. Representación conceptos básicos de elementos finitos.[5]

Estudio teórico experimental comparativo de los distintos modelos mecánicos de tejidos biológicos blandos empleados por software de elementos finitos.

El modelo matemático por tanto pretende resolver el problema mediante el mallado del sólido en cuestión, dividiendo el objeto en partes denominadas elementos. Los elementos están interconectados entre si a través de los llamados nodos. Conviene remarcar también el concepto de matriz de rigidez que permite el análisis del desplazamiento de los nodos. Conociendo la matriz de rigidez se puede obtener de manera aproximada las tensiones y deformaciones en el interior del elemento. [6]

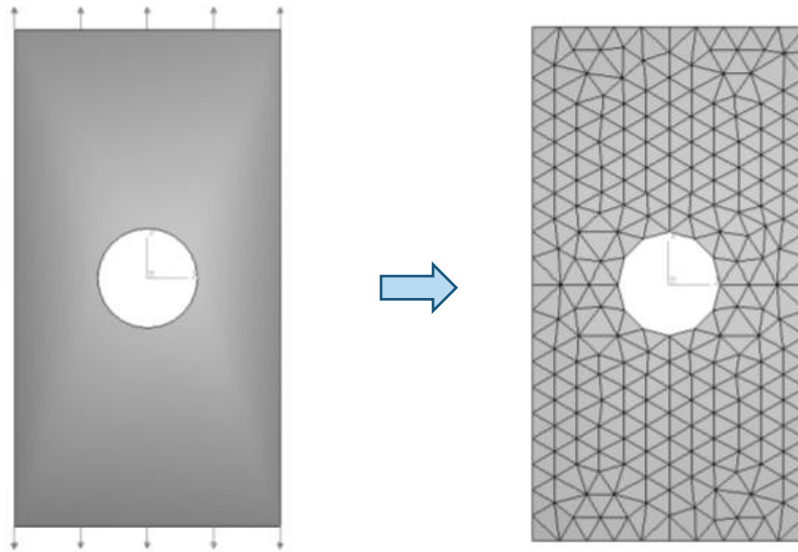


Figura. 4. Discretización de un sólido rígido bidimensional mediante MEF. [6]

En la primera imagen observamos el objeto sin modificaciones, mientras en la segunda imagen se puede visualizar la malla con la que se va a trabajar más fácilmente para la solución aproximada del problema, la cual es muy similar a la solución real.

La clave fundamental del método de elementos finitos se encuentra en la siguiente expresión: [6]

$$\{F\} = [K] \{u\} \quad (1)$$

Dónde, en general, $\{F\}$ es el vector de cargas, un vector columna y en el que están recogidas todas las fuerzas exteriores que se van a aplicar sobre el objeto de estudio. La segunda parte de la ecuación, $[K]$, es la matriz de rigidez, parte primordial en el modelo matemático debido a que relaciona las fuerzas aplicadas y los desplazamientos nodales con el sólido de estudio. Y la última parte de la ecuación es $\{u\}$, se trata de un vector en el que se representan los desplazamientos nodales. [6]

Estudio teórico experimental comparativo de los distintos modelos mecánicos de tejidos biológicos blandos empleados por software de elementos finitos.

2.1.1. Caso Tridimensional

En particular, en el proyecto se ha utilizado un objeto en tres dimensiones, que suele ser muy habitual en los problemas de ingeniería.

Al hilo del apartado anterior, un sólido queda representado mediante tres coordenadas (x, y, z) de las que depende el desplazamiento (u, v, w) quedando un vector como [7]:

$$\mathbf{u} = \begin{Bmatrix} u \\ v \\ w \end{Bmatrix} \quad (2)$$

Por tanto, un nodo cualquiera del sólido estudiado tiene tres desplazamientos U_i, V_i, W_i . Estos desplazamientos nodales se representan mediante el vector de desplazamientos nodales:

$$\delta^e = [U_1 \ V_1 \ W_1 \ U_2 \ V_2 \ W_2 \ \dots]^T \quad (3)$$

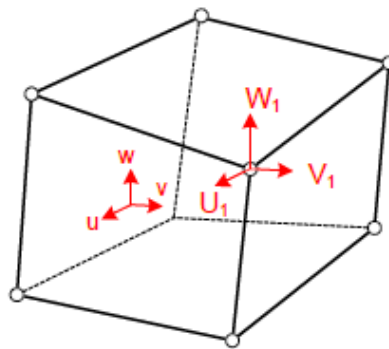


Figura. 5. Elemento finito tridimensional de 8 nodos.[7]

Los desplazamientos tienen que interpolarse con los desplazamientos nodales a través de funciones de interpolación:

Estudio teórico experimental comparativo de los distintos modelos mecánicos de tejidos biológicos blandos empleados por software de elementos finitos.

$$u = \sum N_i U_i \quad v = \sum N_i V_i \quad w = \sum N_i W_i \quad (4)$$

La interpolación puede representarse mediante una forma matricial suele figurar habitualmente de esta forma.

$$\mathbf{u} = \mathbf{N} \delta^e \quad (5)$$

Siendo N una matriz de funciones de interpolación, quedando representada como:

$$\mathbf{N} = \begin{bmatrix} N_1 & 0 & 0 & \dots & \dots & N_n & 0 & 0 \\ 0 & N_1 & 0 & \dots & \dots & 0 & N_n & 0 \\ 0 & 0 & N_1 & \dots & \dots & 0 & 0 & N_n \end{bmatrix} \quad (6)$$

Además, se deberá de tener en cuenta también el vector de deformaciones unitaria que contiene seis términos (ec.7). Tres de esos términos pertenecen a las deformaciones unitarias y los otros tres a las deformaciones de cortadura, quedando todo representado en la siguiente imagen y ecuación. [7]

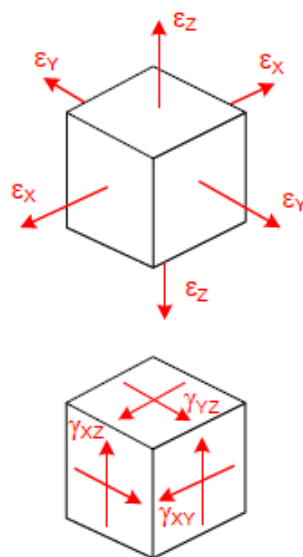


Figura. 6. Representación unitaria de la deformación unitaria.[7]

Estudio teórico experimental comparativo de los distintos modelos mecánicos de tejidos biológicos blandos empleados por software de elementos finitos.

$$\boldsymbol{\varepsilon} = \begin{Bmatrix} \varepsilon_x \\ \varepsilon_y \\ \varepsilon_z \\ \gamma_{xy} \\ \gamma_{yz} \\ \gamma_{zx} \end{Bmatrix} = \begin{Bmatrix} \frac{\partial u}{\partial x} \\ \frac{\partial v}{\partial y} \\ \frac{\partial w}{\partial z} \\ \frac{\partial u}{\partial y} + \frac{\partial v}{\partial x} \\ \frac{\partial v}{\partial z} + \frac{\partial w}{\partial y} \\ \frac{\partial w}{\partial x} + \frac{\partial u}{\partial z} \end{Bmatrix} \quad (7)$$

La expresión representada anteriormente también se encontrará habitualmente de la siguiente forma:

$$\boldsymbol{\varepsilon} = \begin{Bmatrix} \varepsilon_x \\ \varepsilon_y \\ \varepsilon_z \\ \gamma_{xy} \\ \gamma_{yz} \\ \gamma_{zx} \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{\partial}{\partial x} & 0 & 0 \\ 0 & \frac{\partial}{\partial y} & 0 \\ 0 & 0 & \frac{\partial}{\partial z} \\ \frac{\partial}{\partial y} & \frac{\partial}{\partial x} & 0 \\ 0 & \frac{\partial}{\partial z} & \frac{\partial}{\partial y} \\ \frac{\partial}{\partial z} & 0 & \frac{\partial}{\partial x} \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} u \\ v \\ w \end{Bmatrix} = \boldsymbol{\partial} \mathbf{u} \quad (8)$$

El operador $\boldsymbol{\partial}$ es fundamental para pasar de las deformaciones \mathbf{u} a las deformaciones unitarias. Además, simplificando todavía más la fórmula:

$$\boldsymbol{\varepsilon} = \boldsymbol{\partial} \mathbf{u} = \boldsymbol{\partial} \mathbf{N} \boldsymbol{\delta}^e = \mathbf{B} \boldsymbol{\delta}^e \quad (9)$$

Estudio teórico experimental comparativo de los distintos modelos mecánicos de tejidos biológicos blandos empleados por software de elementos finitos.

El nuevo término que aparece en la expresión anterior representado mediante el símbolo \mathbf{B} es una matriz que relaciona las deformaciones nodales con las deformaciones unitarias en cualquier punto del sólido rígido elegido. [7]

$$\mathbf{B} = \partial \mathbf{N} \quad (10)$$

Puesto que el término \mathbf{N} es una matriz, \mathbf{B} puede contemplarse de la siguiente manera:

$$\mathbf{B} = \partial \mathbf{N} = \partial \begin{bmatrix} N_1 & 0 & 0 & \dots & \dots & N_n & 0 & 0 \\ 0 & N_1 & 0 & \dots & \dots & 0 & N_n & 0 \\ 0 & 0 & N_1 & \dots & \dots & 0 & 0 & N_n \end{bmatrix} \quad (11)$$

$$\mathbf{B} = [\mathbf{B}_1 \quad \mathbf{B}_2 \quad \dots \quad \mathbf{B}_n] \quad (12)$$

De la expresión anterior, cada \mathbf{B}_i se representa de la siguiente forma:

$$\mathbf{B}_i = \partial \begin{bmatrix} N_i & 0 & 0 \\ 0 & N_i & 0 \\ 0 & 0 & N_i \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{\partial N_i}{\partial x} & 0 & 0 \\ 0 & \frac{\partial N_i}{\partial y} & 0 \\ 0 & 0 & \frac{\partial N_i}{\partial z} \\ \frac{\partial N_i}{\partial y} & \frac{\partial N_i}{\partial x} & 0 \\ 0 & \frac{\partial N_i}{\partial z} & \frac{\partial N_i}{\partial y} \\ \frac{\partial N_i}{\partial z} & 0 & \frac{\partial N_i}{\partial x} \end{bmatrix} \quad (13)$$

Estudio teórico experimental comparativo de los distintos modelos mecánicos de tejidos biológicos blandos empleados por software de elementos finitos.

La matriz **B** será fundamental para entender como están programados los modelos teóricos en el software de elementos finitos utilizado. Además, será necesaria también la relación entre la tensión y la deformación unitaria.

La tensión en un punto cualquiera del sólido está definida como:

$$\boldsymbol{\sigma} = \begin{Bmatrix} \sigma_x \\ \sigma_y \\ \sigma_z \\ \sigma_{xy} \\ \sigma_{yz} \\ \sigma_{zx} \end{Bmatrix} \quad (14)$$

Así, formulando la ecuación de un material elástico lineal: [7]

$$\boldsymbol{\sigma} = \mathbf{D}(\boldsymbol{\varepsilon} - \boldsymbol{\varepsilon}_0) + \boldsymbol{\sigma}_0 \quad (15)$$

Los parámetros de los que depende la expresión anterior son las tensiones iniciales $\boldsymbol{\sigma}_0$, el vector de deformaciones unitarias iniciales y, por último, la matriz elástica **D**. En el caso de la matriz elástica, cuando es un material elástico lineal constante, entonces ésta depende de dos parámetros el módulo de elasticidad o módulo de Young **E** y el coeficiente de Poisson ν . [7]

$$\mathbf{D} = \begin{bmatrix} \lambda + 2\mu & \lambda & \lambda & 0 & 0 & 0 \\ \lambda & \lambda + 2\mu & \lambda & 0 & 0 & 0 \\ \lambda & \lambda & \lambda + 2\mu & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \mu & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & \mu & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \mu \end{bmatrix} \quad (16)$$

Estudio teórico experimental comparativo de los distintos modelos mecánicos de tejidos biológicos blandos empleados por software de elementos finitos.

Siendo estos parámetros conocidos con el nombre de Lamé y están relacionados con E y ν de la siguiente forma:

$$\lambda = \frac{E\nu}{(1+\nu)(1-2\nu)} \quad (17)$$

$$\mu = \frac{E}{2(1+\nu)} \quad (18)$$

Esto sería la parte teórica de elementos finitos, en los apartados siguientes se aplicará esa teoría a las ecuaciones que se encuentran en el programa de elementos finitos empleado en el que aparece el tensor de Cauchy definido como:

$$\begin{bmatrix} \sigma_{11} \\ \sigma_{22} \\ \sigma_{33} \\ \sigma_{12} \\ \sigma_{23} \\ \sigma_{13} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \lambda + 2\mu & \lambda & \lambda & 0 & 0 & 0 \\ \lambda & \lambda + 2\mu & \lambda & 0 & 0 & 0 \\ \lambda & \lambda & \lambda + 2\mu & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \mu & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & \mu & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \mu \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \varepsilon_{11} \\ \varepsilon_{22} \\ \varepsilon_{33} \\ \gamma_{12} \\ \gamma_{23} \\ \gamma_{13} \end{bmatrix} \quad (19)$$

En la siguiente tabla, se relaciona los parámetros de Lamé con el módulo de Young E, con el módulo de Poisson ν , con el módulo de cortante G y con el módulo de compresibilidad K. [8]

	E, ν	λ, μ	K, G
E, ν		$E = \frac{\mu}{\lambda + \mu} (2\mu + 3\lambda)$ $\nu = \frac{\lambda}{2(\lambda + \mu)}$	$E = \frac{9KG}{3K + G}$ $\nu = \frac{3K - 2G}{6K + 2G}$
λ, μ	$\lambda = \frac{\nu E}{(1 + \nu)(1 - 2\nu)}$ $\mu = \frac{E}{2(1 + \nu)}$		$\lambda = K - \frac{2}{3}G$ $\mu = G$
K, G	$K = \frac{E}{3(1 - 2\nu)}$ $G = \frac{E}{2(1 + \nu)}$	$K = \lambda + \frac{2}{3}\mu$ $G = \mu$	

Tabla 1. Tabla comparativa de módulos de elementos finitos.[8]

Estudio teórico experimental comparativo de los distintos modelos mecánicos de tejidos biológicos blandos empleados por software de elementos finitos.

Es importante destacar que el módulo de Young y de Poisson se mueven entre un rango de valores.

$$\begin{aligned}0 < E < \infty, \\ -1 \leq \nu < 0.5.\end{aligned}$$

Figura. 7. Valores módulo de Young y módulo de Poisson.[8]

En el caso del módulo de Poisson para aquellos materiales que estén cerca del 0.5 se conocen como materiales casi incompresibles. [8]

2.2. TIPOS DE MATERIALES

A lo largo de todo el apartado se va a estudiar los diversos materiales utilizados, además se explicará cómo están formulados esos materiales teóricos y como se obtiene esa formulación.

2.2.1. Materiales Elásticos

Se define como material elástico todo aquel que puede deformarse sin llegar a plastificar volviendo nuevamente a su forma o estado original cuando cesa de actuar la fuerza o tensión aplicada. El término técnico de esto se conoce como recuperación elástica. Puede considerarse un material elástico aquel que puede ser traccionado hasta el 300% de su longitud inicial. Es por esta razón que existe lo que se conoce como límite elástico que se trata de la máxima tensión que puede soportar el material ante una deformación permanente. Además, conviene remarcar que cuando se sobrepasa el límite elástico, el material deja de comportarse como elástico y comienza a actuar como plástico.[9]

Todos estos términos son estudiados en las pruebas de ensayo de tracción. Uno de los conceptos más importantes en este tipo de experiencias es el esfuerzo, el cual se define como la relación entre la fuerza aplicada y el tamaño del objeto a estudiar. Su unidad en el Sistema Internacional es el Pascal (Pa). [10]

$$\sigma = \frac{F}{S} \quad (20)$$

Estudio teórico experimental comparativo de los distintos modelos mecánicos de tejidos biológicos blandos empleados por software de elementos finitos.

Otro de los conceptos importantes es la deformación unitaria. Se trata de la relación entre la diferencia de longitud del sólido deformado y sin deformar, y la longitud inicial de éste:

$$\varepsilon = \frac{\Delta l}{l_0} \quad (21)$$

La relación entre estos dos conceptos es lo que se conoce como la Ley de Hooke que viene determinada por la siguiente ecuación:

$$\sigma = E \cdot \varepsilon \quad (22)$$

La grafica mostrada en la siguiente imagen resume y sintetiza todos los conceptos nombrados anteriormente, es fundamental para entender el ensayo de tracción y observar cómo se comporta un material cuando somete al solido a una fuerza externa. [10]

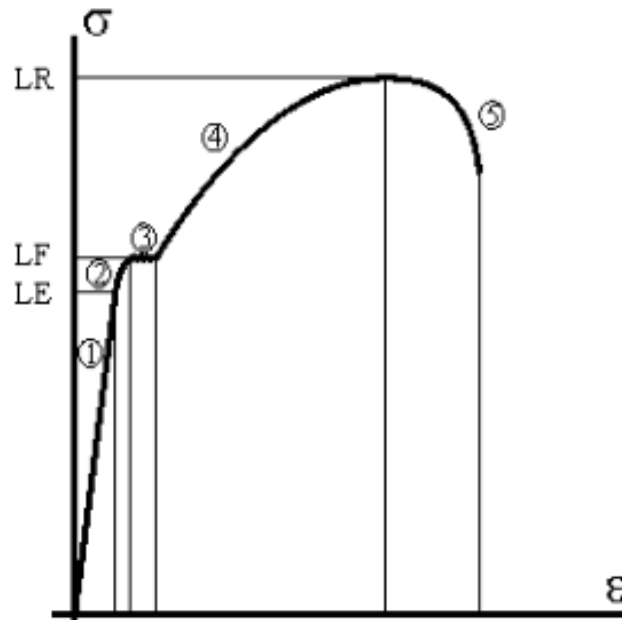


Figura. 8. Representación gráfica del ensayo de tracción.[10]

Estudio teórico experimental comparativo de los distintos modelos mecánicos de tejidos biológicos blandos empleados por software de elementos finitos.

En la gráfica aparecen tres importantes conceptos:

- LE (Límite Elástico): es la máxima tensión que puede soportar un sólido sin que el material del mismo llegue a plastificar y por tanto recuperando la forma original.
- LF (Límite Fluencia): se define como el valor a partir del cual el material comenzaría a plastificar sin que el sólido recupere su forma original.
- LR (Límite Rotura): sería a partir del cual el material se parte, rompiendo el sólido y por tanto quedando irrecuperable.

Al hilo de lo anterior, se puede observar también cinco zonas completamente diferenciadas en las que el material se comporta de manera diferente.

1. Se sigue una relación lineal y por tanto proporcional entre la deformación unitaria y el esfuerzo. El sólido se deforma hasta llegar al límite elástico.
2. La segunda sigue siendo una zona elástica, pero a diferencia de la otra ya no cumple la relación de proporcionalidad.
3. Comenzaría el inicio de la deformación plástica coincidiendo por tanto con el límite de fluencia.
4. En esta zona continuara deformándose plásticamente hasta llegar a la rotura.
5. Finalmente, ya se ha superado el límite de rotura luego el material continuara deformándose hasta llegar a partirse.

2.2.2. Materiales hiperelásticos

En el análisis de elementos finitos, la teoría de hiperelasticidad suele utilizarse para explicar la respuesta de los materiales aplicados a grandes deformaciones, es decir, cuando están sometidos a grandes tensiones. Normalmente, suelen ser usados este tipo de materiales en los ensayos con elementos finitos. Conviene recordar que los materiales hiperelásticos son usados cuando se requiere alta flexibilidad en una gran deformación. Además, tienen ciertas características tales como:

- Pueden sufrir grandes deformaciones desde el 100 hasta el 700% y observar una respuesta elástica. Esto quiere decir que pueden volver a su estado original cuando se elimine la carga.
- También son casi incompresibles lo que quiere decir que podrán cambiar su forma, pero su volumen general permanece prácticamente constante, como se demostrará en los apartados siguientes.
- Poseen una relación tensión deformación no lineal.[11]

Estudio teórico experimental comparativo de los distintos modelos mecánicos de tejidos biológicos blandos empleados por software de elementos finitos.

Los materiales hiperelásticos, llamados también materiales elásticos de Green son un caso particular de los materiales elásticos, pero con una función $W(\epsilon)$ de las componentes del vector deformaciones, para la que se cumple: [8]

$$\sigma = \frac{\partial W}{\partial \epsilon} \quad (23)$$

Donde W es la función de la energía de los materiales hiperelásticos. Cada definición del modelo teórico posee una ecuación de energía diferente.

Por lo tanto, la fórmula general de la función energía o también conocida como densidad de energía de deformación es: [8]

$$W = \frac{1}{2} \epsilon : \mathbb{C} : \epsilon \quad (24)$$

Pero al aplicar la fórmula (ec.23) se puede simplificar considerablemente, quedando la nueva ecuación de la siguiente forma. [8]

$$W = \frac{1}{2} \lambda (\text{tr } \epsilon)^2 + \mu \epsilon : \epsilon \quad (25)$$

De esta manera finalmente, el tensor de Cauchy se simplifica a: [8]

$$\sigma = \lambda (\text{tr } \epsilon) \mathbf{I} + 2\mu \epsilon \quad (26)$$

A continuación, como ya se ha comentado los materiales hiperelásticos, o también llamados modelos de Green, son caracterizados por una función de energía que dependerá de los invariantes de deformación (I_1, I_2, I_3) y de otros parámetros característicos dependiendo del modelo teórico empleado. Cada modelo dependerá de uno u otros invariantes, no es necesario

Estudio teórico experimental comparativo de los distintos modelos mecánicos de tejidos biológicos blandos empleados por software de elementos finitos.

que dependan de todos. Además, en nuestro caso el parámetro I_3 no se empleará ya que este invariante suele despreciarse en caso de que el material sea incompresible. Según la Real Academia de Ingeniería se define como material incompresible a todo aquel que cambia su volumen de forma inapreciable cuando es sometido a presión, pudiendo ser despreciable ese cambio de volumen en la realidad. [12] Además, los materiales utilizados en el caso del presente proyecto son todos incompresibles, luego el tercer invariante por tanto se desprecia.

A continuación, se van a exponer los modelos teóricos de los materiales hiperelásticos más utilizados a día de hoy. El programa de elementos finitos empleado tiene implementados muchos modelos teóricos de materiales. Sin embargo, en este trabajo se centrará en cuatro de los modelos más utilizados en biomecánica, los cuales son: Neo-Hookean, Mooney-Rivlin, Ogden y finalmente, Demiray.

2.2.2.1. Neo-Hookean

El material de Neo-Hookean se usa normalmente para predecir el comportamiento de diversos materiales como plásticos. [8] Ahora, partiendo de la expresión de la densidad de deformación (W) podemos expresarla en función de los alargamientos principales y de los invariantes de deformación, siendo esta última representada de la siguiente manera. [13]

$$W = W(I_1, I_2, I_3) \quad (27)$$

Siendo:

$$I_1 = (\lambda_1)^2 + (\lambda_2)^2 + (\lambda_3)^2 \quad (28)$$

$$I_2 = (\lambda_1 \cdot \lambda_2)^2 + (\lambda_2 \cdot \lambda_3)^2 + (\lambda_3 \cdot \lambda_1)^2 \quad (29)$$

$$I_3 = (\lambda_1 \cdot \lambda_2 \cdot \lambda_3)^2 \quad (30)$$

Para el caso de materiales incompresibles $I_3=1$.

Estudio teórico experimental comparativo de los distintos modelos mecánicos de tejidos biológicos blandos empleados por software de elementos finitos.

Con λ equivalente a:

$$\lambda = \frac{L}{L_0} = \frac{L_0 + u}{L_0} = 1 + \frac{u}{L_0} ; \quad (31)$$

Donde:

λ define el alargamiento principal

L es la longitud del elemento deformado

L_0 es la longitud inicial para cada una de las direcciones principales. [13]

También, puedes escribirse de la siguiente manera:

$$\bar{I}_1 = tr \bar{b} \quad (32)$$

$$\bar{I}_2 = \frac{1}{2} \left[(tr \bar{b})^2 - tr (\bar{b}^2) \right] \quad (33)$$

$$\bar{I}_3 = \det \bar{b} \quad (34)$$

La función de densidad de energía viene definida como: [8]

$$W = \frac{\mu}{2} (I_1 - 3) - \mu \ln J + \frac{\lambda}{2} (\ln J)^2 \quad (35)$$

Además, el tensor de Cauchy viene representado de la siguiente manera:[8]

$$\boldsymbol{\sigma} = \frac{\mu}{J} (\mathbf{b} - \mathbf{I}) + \frac{\lambda}{J} (\ln J) \mathbf{I} \quad (36)$$

El tensor de Elasticidad viene determinado por la siguiente expresión. [8]

Estudio teórico experimental comparativo de los distintos modelos mecánicos de tejidos biológicos blandos empleados por software de elementos finitos.

$$\mathbb{C} = \frac{\lambda}{J} \mathbf{I} \otimes \mathbf{I} + \frac{2}{J} (\mu - \lambda \ln J) \mathbf{I} \bar{\otimes} \mathbf{I} \quad (37)$$

El material de Neo-Hookean es una extensión de la Ley de Hooke para el caso de grandes deformaciones. Podría emplearse en por ejemplo en ciertos plásticos y en sustancias similares al caucho. Se utiliza muy a menudo para describir la respuesta elástica de los materiales de tejido biológico.

En el caso de este modelo teórico no se ha hecho ninguna modificación matemática ni en la formulación ni en la implementación del software, ya que este está como ejemplo en la página web oficial del software. Por lo tanto, su función principal fue utilizarlo como ejemplo para implementar un plugin en el programa antes de hacer modificaciones considerables, tal y como se hará en el caso de Mooney-Rivlin y Demiray. La implementación de plugin se explicará más detalladamente en el anexo 3, puesto que conlleva programación y modificaciones en Windows.

2.2.2.2. Ogden

Se trata de un material hiperelástico que viene modelado teóricamente mediante la siguiente expresión, el cual depende de los alargamientos principales y no de los invariantes. [8]

$$W(\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3) = \frac{1}{2} c_p (J - 1)^2 + \sum_{k=1}^N \frac{c_k}{m_k^2} (\lambda_1^{m_k} + \lambda_2^{m_k} + \lambda_3^{m_k} - 3 - m_k \ln J) \quad (38)$$

Como se puede observar depende de los alargamientos principales, del jacobiano J, y de c_p , c_k y m_k , que son parámetros del material Ogden.

El tensor de Cauchy viene representado de la siguiente manera:[8]

$$\sigma_i = c_p (J - 1) + \sum_{k=1}^N \frac{1}{J} \frac{c_k}{m_k} (\lambda_i^{m_k} - 1) \quad (39)$$

Estudio teórico experimental comparativo de los distintos modelos mecánicos de tejidos biológicos blandos empleados por software de elementos finitos.

Además, el tensor de elasticidad viene definido de la forma siguiente:[8]

$$\begin{aligned}
 \mathbb{C} = & \sum_{i=1}^3 \left(c_p + \sum_{k=1}^N \frac{1}{J} \frac{c_k}{m_k} [(m_k - 2) \lambda_i^{m_k} + 2] \right) \mathbf{a}_i \otimes \mathbf{a}_i \\
 & + \sum_{i=1}^3 \sum_{j=i+1}^3 c_p (2J - 1) (\mathbf{a}_i \otimes \mathbf{a}_j + \mathbf{a}_j \otimes \mathbf{a}_i) \\
 & + \sum_{i=1}^3 \sum_{j=i+1}^3 2 \frac{\lambda_j^2 \sigma_i - \lambda_i^2 \sigma_j}{\lambda_i^2 - \lambda_j^2} (\mathbf{a}_i \bar{\otimes} \mathbf{a}_j + \mathbf{a}_j \bar{\otimes} \mathbf{a}_i) ,
 \end{aligned} \tag{40}$$

Este material describe un comportamiento hiperelástico incompresible. Los parámetros que se encuentran en la implementación son:[14]

<c[n]>	Coefficient of n th term, where n can range from 1 to 6	[P]
<m[n]>	Exponent of n th term, where n can range from 1 to 6	[]
<k>	Bulk modulus	[P]

Tabla 2. Parámetros implementados en el software del material Ogden.[14]

La ecuación de la energía viene aplicada en el software de esta manera:

$$\Psi = \sum_{i=1}^N \frac{c_i}{m_i^2} \left(\tilde{\lambda}_1^{m_i} + \tilde{\lambda}_2^{m_i} + \tilde{\lambda}_3^{m_i} - 3 \right) + U(J) \tag{41}$$

Donde $\tilde{\lambda}_i^2$ (alargamientos principales) son valores propios de la matriz C, c_i y m_i son parámetros característicos del material. Un ejemplo de visualización en el software de elementos finitos empleado sería el siguiente:

Estudio teórico experimental comparativo de los distintos modelos mecánicos de tejidos biológicos blandos empleados por software de elementos finitos.

```
<material id="1" type="Ogden">
  <m1>2.4</m1>
  <c1>1</c1>
  <k>100</k>
</material>
```

Figura. 9. Representación en .txt del material Ogden.

2.2.2.3. Mooney Rivlin

Mooney Rivlin es un material hiperelástico, éste es uno de los más empleados por su capacidad de adaptación al comportamiento de los materiales de tejido biológico. Es un modelo en el que la ecuación de la energía viene definida por invariantes. Además, se puede observar como la ecuación se puede dividir en parte isométrica y la otra parte volumétrica. Quedando por tanto la expresión de la energía de dos parámetros (W) de la siguiente forma: [8]

$$W = c_1 (\tilde{I}_1 - 3) + c_2 (\tilde{I}_2 - 3) + \frac{1}{2} K (\ln J)^2 \quad (42)$$

Donde c_1 y c_2 son parámetros característicos del material Mooney Rivlin mientras que I_1 e I_2 son los invariantes. Además, conviene destacar que los parámetros característicos formarían parte de la isométrica, mientras que el jacobiano formaría la parte volumétrica de la ecuación. [14]

<c1>	Coefficient of first invariant term	[P]
<c2>	Coefficient of second invariant term	[P]
<k>	Bulk modulus	[P]

Tabla 3. Parámetros implementados en el software del material Mooney Rivlin. [14]

Estudio teórico experimental comparativo de los distintos modelos mecánicos de tejidos biológicos blandos empleados por software de elementos finitos.

Un ejemplo de cómo se verían estos valores en el código de FEBio sería:[13]

```
<material id="2" type="Mooney-Rivlin">
  <c1>10.0</c1>
  <c2>20.0</c2>
  <k>1000</k>
</material>
```

Figura. 10. Representación en .txt del material Mooney Rivlin.

A partir de esta ecuación (ec. 39) del modelo de Mooney Rivlin de dos parámetros, se pueden obtener diferentes expresiones de la función de energía como es el caso de NeoHookean. [13] El material de NeoHookean es un caso particular simplificado obtenido a partir de Mooney Rivlin usando un único parámetro. Como se puede observar si en la ecuación de la energía se supone que $C_2=0$ entonces se obtendría la de ecuación de NeoHookean. [8] La implementación de estos materiales con sus correspondientes ecuaciones que se encontrarán en el programa de elementos finitos FEBio quedarán descritas en el apartado de anexo 1.

El tensor de Cauchy en el caso de Mooney Rivlin de dos parámetros vendrá definido como: [8]

$$\boldsymbol{\sigma} = p\mathbf{I} + \frac{2}{J} \left[\left(c_1 + c_2 \tilde{I}_1 \right) \tilde{\mathbf{b}} - c_2 \tilde{\mathbf{b}}^2 - \frac{1}{3} \left(c_1 \tilde{I}_1 + 2c_2 \tilde{I}_2 \right) \mathbf{I} \right] \quad (43)$$

Cabe destacar que en el programa FEBio se puede encontrar el modelo de Mooney Rivlin de dos parámetros, en realidad este modelo se puede definir con más parámetros tal y como se muestra en las ecuaciones siguientes. Sin embargo, en el programa utilizado, los modelos de más parámetros no fueron definidos. Es por ello, que el presente proyecto desarrollado se centrará en el diseño e implementación de Mooney Rivlin de tres parámetros, pero antes se expondrá la ecuación de la energía de los parámetros más comunes siendo éstos de tres, cinco y nueve.

- Mooney Rivlin de tres parámetros:

$$W = C_{10}(\bar{I}_1 - 3) + C_{01}(\bar{I}_2 - 3) + C_{11}(\bar{I}_1 - 3)(\bar{I}_2 - 3) + \frac{1}{2}K \ln J \quad (44)$$

- Mooney Rivlin de cinco parámetros:

$$W = C_{10}(\bar{I}_1 - 3) + C_{01}(\bar{I}_2 - 3) + C_{20}(\bar{I}_1 - 3)^2 + C_{02}(\bar{I}_2 - 3)^2 + C_{11}(\bar{I}_1 - 3)(\bar{I}_2 - 3) + \frac{1}{2}K \ln J \quad (45)$$

- Mooney Rivlin de nueve parámetros:

$$W = C_{10}(\bar{I}_1 - 3) + C_{01}(\bar{I}_2 - 3) + C_{20}(\bar{I}_1 - 3)^2 + C_{02}(\bar{I}_2 - 3)^2 + C_{11}(\bar{I}_1 - 3)(\bar{I}_2 - 3) + C_{30}(\bar{I}_1 - 3)^3 + C_{03}(\bar{I}_2 - 3)^3 + C_{21}(\bar{I}_1 - 3)^2(\bar{I}_2 - 3) + C_{12}(\bar{I}_1 - 3)(\bar{I}_2 - 3)^2 + \frac{1}{2}K \ln J \quad (46)$$

Seguidamente, después de haber formulado los modelos de parámetros más usados en el modelo teórico de Mooney Rivlin. Se han encontrado diversas comparativas en función del número creciente de parámetros de la ecuación de energía. En la figura 11 es observa como la precisión del modelo aumenta al incrementar el número de parámetros en la función de densidad de energía, siendo muy próximo a los datos experimentales. Sin embargo, el nivel de complejidad de las ecuaciones se aumentará también puesto que habrá más parámetros y por tanto la codificación supondrá una dificultad mayor. [15]

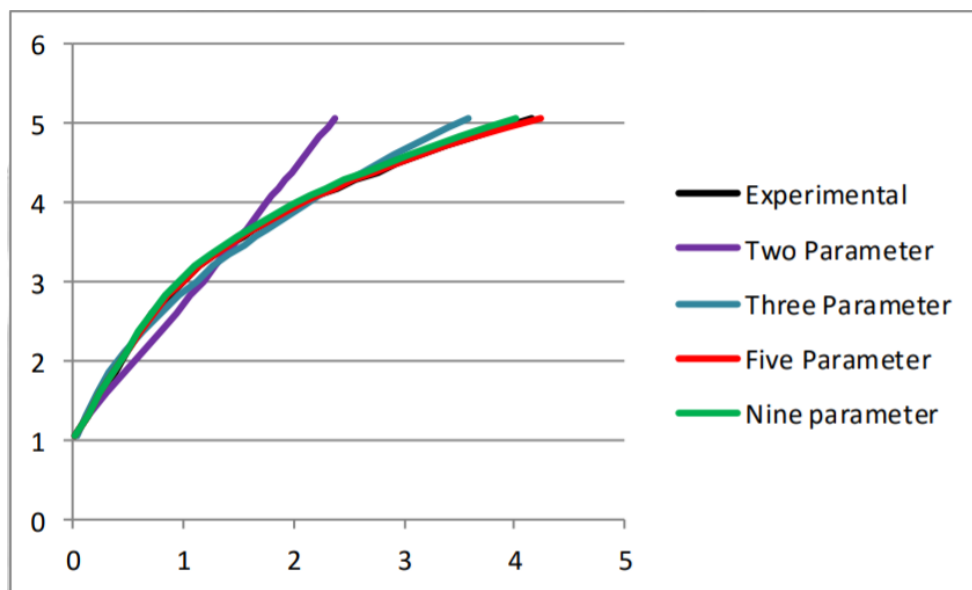


Figura. 11. Representación comparativa de los diferentes modelos experimentales de Mooney Rivlin.[15]

Estudio teórico experimental comparativo de los distintos modelos mecánicos de tejidos biológicos blandos empleados por software de elementos finitos.

Se puede observar como en el caso de cinco y nueve parámetros se adapta considerablemente al experimental. Esto quiere decir que la aproximación realizada con el programa de elementos finitos se asemeja bastante a lo que sucede en el caso real. Visualizando también como en el caso de Mooney Rivlin de dos parámetros para el caso estudiado de la figura 11, es el que peor aproximación tiene, puesto que el error cometido es muy grande tal y como se muestra en la figura 12. En la cual, hay una comparativa de los diversos errores realizados por los diferentes modelos del material Mooney Rivlin en función de los parámetros empleados.

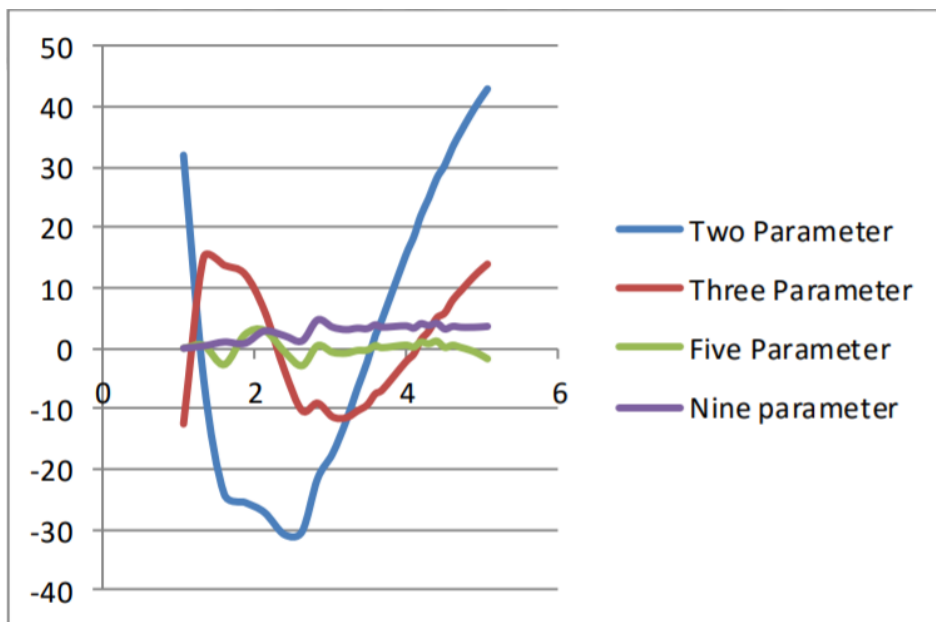


Figura. 12. Representación gráfica del error en Mooney Rivlin en función del número de parámetros.[15]

Como se puede observar, en la gráfica (figura 12) los materiales con cinco y nueve parámetros son en los que menos error se comete, siendo por tanto los que mejor aproximación tienen al experimento realizado. [15]

Seguidamente, en función de la curva tensión – deformación, es decir, si contiene uno o más puntos de inflexión se requerirán más términos dentro de la función polinomial. Esto quiere decir que en función del número de términos que se consideren en las funciones de energía con forma polinomial se contendrá unos u otros puntos de inflexión. [16] Quedando más claro en la siguiente tabla:

Estudio teórico experimental comparativo de los distintos modelos mecánicos de tejidos biológicos blandos empleados por software de elementos finitos.

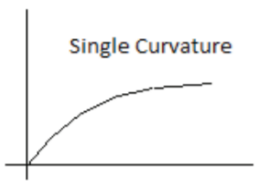
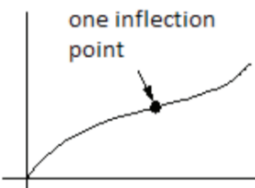
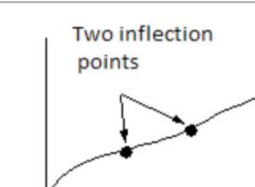
S.No.	Type of stress-strain curve	Type of Mooney-Rivlin model
1.	 <p>Single Curvature</p>	2-parameters/3-parameters model
2.	 <p>one inflection point</p>	3-parameters or 5-parameters model
3.	 <p>Two inflection points</p>	5-parameters or 9-parameters model

Tabla 4. Comparativa Mooney Rivlin con distintos parámetros. [17]

Una vez explicado esto, se procederá al desarrollo del material Mooney Rivlin de tres parámetros para la posterior compilación en el programa de elementos finitos FEBio. Se obtendrá tanto el tensor de Cauchy como el tensor de elasticidad. Partiendo de la función de la energía (ec. 40) la ecuación queda de la forma siguiente diferenciando la parte isométrica y volumétrica:

$$W_{ISO} = C_{10}(\bar{I}_1 - 3) + C_{01}(\bar{I}_2 - 3) + C_{11}(\bar{I}_1 - 3)(\bar{I}_2 - 3) \quad (47)$$

$$W_{VOL} = \frac{1}{2} K \ln J \quad (48)$$

Donde para simplificar:

- $C_{10} = C_1$
- $C_{01} = C_2$
- $C_{11} = C_3$

Estudio teórico experimental comparativo de los distintos modelos mecánicos de tejidos biológicos blandos empleados por software de elementos finitos.

Para calcular el **tensor de Cauchy** se deberá de aplicar la siguiente fórmula general:

$$\sigma = \frac{2}{J} \left[\left(\frac{\partial \bar{W}_{ISO}}{\partial \bar{I}_1} + \bar{I}_1 \frac{\partial \bar{W}_{ISO}}{\partial \bar{I}_2} \right) \bar{B} - \frac{\partial \bar{W}_{ISO}}{\partial \bar{I}_2} \bar{B} \bar{B} \right] + \left[\frac{\partial W_{VOL}}{\partial J} - \frac{2}{3J} \left(\bar{I}_1 \frac{\partial \bar{W}_{VOL}}{\partial \bar{I}_1} + 2 \bar{I}_2 \frac{\partial \bar{W}_{VOL}}{\partial \bar{I}_2} \right) \right] \quad (49)$$

De esta forma:

$$W_1 = \frac{\partial \bar{W}_{ISO}}{\partial \bar{I}_1} = C_1 - 3C_3 + C_3 \bar{I}_2 \quad (50)$$

$$W_2 = \frac{\partial \bar{W}_{ISO}}{\partial \bar{I}_2} = C_2 - 3C_3 + C_3 \bar{I}_1 \quad (51)$$

$$W_3 = \frac{\partial \bar{W}_{ISO}}{\partial \bar{I}_1 \partial \bar{I}_2} = C_3 \quad (52)$$

Así, aplicando la ec. 45 se obtiene:

$$\sigma_{iso} = \frac{2}{J} [W_1 + W_2 \bar{I}_1] - B2 W_2 \quad (53)$$

Para calcular el tensor de elasticidad se parte de la ec. 49:

$$\mathbb{C} = 2 \frac{\partial \sigma_{ISO}}{\partial \bar{I}_1} = 2 \frac{\frac{2}{J} [W_1 + W_2 \bar{I}_1] - B2 W_2}{\partial \bar{I}_1} = \frac{4}{J} W_2 \quad (54)$$

Para finalizar con la implementación de Mooney Rivlin de tres parámetros, será necesario codificar las nuevas fórmulas desarrolladas anteriormente en el software de programación

Estudio teórico experimental comparativo de los distintos modelos mecánicos de tejidos biológicos blandos empleados por software de elementos finitos.

(Visual Studio) para posteriormente crear el nuevo plugin requerido para las simulaciones, quedando toda la codificación del código en el anexo 1.

2.2.2.4. Demiray

El último de los materiales que se va a estudiar es el de Demiray. El material de Demiray no estaba implementado en el programa FEBio por lo que se ha tenido que codificar partiendo de cero.

La función de la energía de Demiray viene definida de la forma siguiente:

$$W = \left[\frac{a}{b} \left[e^{\frac{b}{2}(\bar{I}_1-3)} - 1 \right] \right] + \left[\frac{1}{2} K (\ln J)^2 \right] \quad (55)$$

Siendo:

$$W_{ISO} = \left[\frac{a}{b} \left[e^{\frac{b}{2}(\bar{I}_1-3)} - 1 \right] \right] \quad (56)$$

$$W_{VOL} = \left[\frac{1}{2} K (\ln J)^2 \right] \quad (57)$$

A continuación, para obtener el tensor de Cauchy se aplica la expresión (ec.45) quedando las derivadas de la siguiente manera:

$$\frac{\partial \bar{W}_{ISO}}{\partial \bar{I}_1} = \frac{b}{2} \frac{a}{b} e^{\frac{b}{2}(\bar{I}_1-3)} = \frac{a}{2} e^{\frac{b}{2}(\bar{I}_1-3)} \quad (58)$$

Así:

$$\sigma_{ISO} = \frac{2}{J} \left[\frac{a}{2} \left(e^{\frac{b}{2}(\bar{I}_1-3)} - 1 \right) \right] \bar{B} = \frac{a}{J} \left(e^{\frac{b}{2}(\bar{I}_1-3)} - 1 \right) \bar{B} \quad (59)$$

Estudio teórico experimental comparativo de los distintos modelos mecánicos de tejidos biológicos blandos empleados por software de elementos finitos.

$$\sigma_{VOL} = p \mathbf{I} = \frac{\partial W_{VOL}}{\partial J} I_1 = \frac{1}{J} K (\ln J) \mathbf{I} \quad (60)$$

Obteniendo el tensor de Cauchy:

$$\sigma = \frac{a}{J} \left(e^{\frac{b}{2}(I_1-3)} - 1 \right) \bar{\mathbf{B}} + \frac{1}{J} K (\ln J) \mathbf{I} \quad (61)$$

Para la obtención del tensor de elasticidad se recurrirá a la ec.57 para obtener:

$$\mathbb{C}_{ISO} = 2 \frac{\partial \sigma_{ISO}}{\partial I_1} = 2 J_i a \frac{b}{2} e^{\frac{b}{2}(I_1-3)} = J_i a b e^{\frac{b}{2}(I_1-3)} \quad (62)$$

$$\mathbb{C}_{VOL} = \tilde{p} \mathbf{I} \otimes \mathbf{I} - 2 p \mathbb{I} \quad (63)$$

Donde de la ec. 59:

$$\tilde{p} = p + J \frac{\partial p}{\partial J} \quad (64)$$

$$\frac{\partial p}{\partial J} = J_i^2 K (1 - \ln J) \quad (65)$$

$$\tilde{p} = J_i K \ln J + J_i K (1 - \ln J) \quad (66)$$

Siendo entonces:

$$\mathbb{C}_{VOL} = [J_i K \ln J + J_i K (1 - \ln J)] \mathbf{I} \otimes \mathbf{I} - 2 J_i K (\ln J) \mathbb{I} \quad (67)$$

Quedando el tensor de elasticidad de la siguiente forma:

Estudio teórico experimental comparativo de los distintos modelos mecánicos de tejidos biológicos blandos empleados por software de elementos finitos.

$$\mathbb{C} = J_i \left[a b e^{\frac{b}{2}(I_1-3)} + K \ln J + K (1 - \ln J) \right] \mathbb{I} \otimes \mathbb{I} - 2 J_i K (\ln J) \mathbb{II} \quad (68)$$

Finalmente, al igual que el material de Mooney Rivlin quedaría la implementación de las ecuaciones en el código, cuya compilación está reflejada en el anexo 2.

2.2.3. Materiales Viscoelásticos

Como ya te ha comentado anteriormente, la Ley de Hooke considera en los sólidos que la deformación es directamente proporcional a la fuerza aplicada sobre el mismo (figura 13). Sin embargo, en el caso de los líquidos viscosos, que siguen generalmente la Ley de Newton, el esfuerzo aplicado es proporcional a la velocidad de deformación siendo independiente de la deformación de la misma (figura 14). [18]

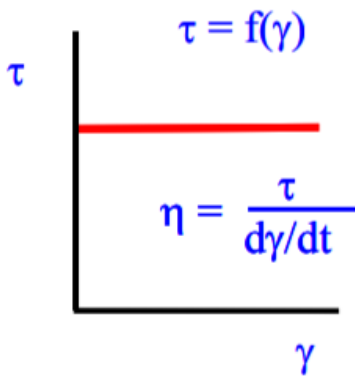


Figura. 14. Gráfica Ley de Newton.[18]

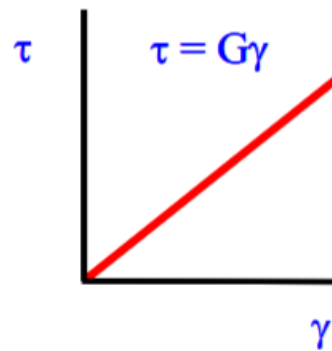


Figura. 13. Gráfica Ley de Hooke [18]

Ambas leyes son idealizaciones del comportamiento de los materiales, pero generalmente los sólidos siguen la Ley de Hooke mientras que los líquidos se aproximan más a la Ley de Newton (comportamiento viscoso). [18]

Estudio teórico experimental comparativo de los distintos modelos mecánicos de tejidos biológicos blandos empleados por software de elementos finitos.

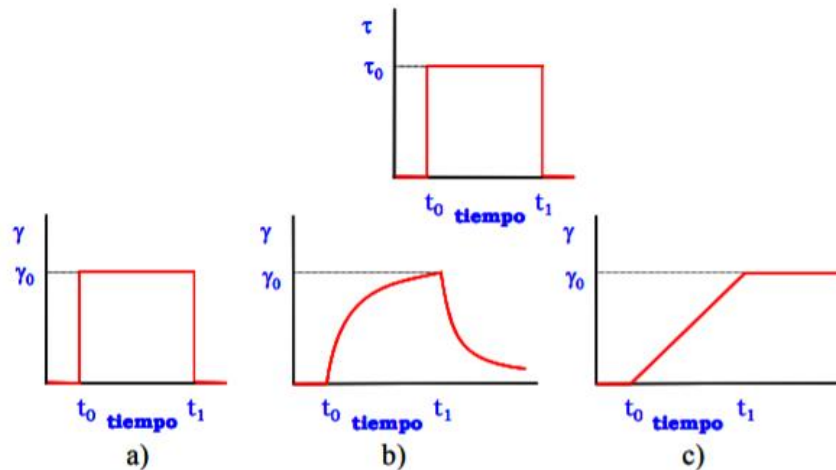


Figura. 15. Comparativa de comportamiento (a) elástico (b) viscoso (c) viscoelástico.

- Figura 15 a) se puede observar un material elástico ya que a pesar de que se aplique un esfuerzo al material, éste recupera su forma original.
- Figura 15 b) se trata de un material viscoso, ya que cuando se aplica un esfuerzo se deforma, pero no recuperaría su estado original.
- En la última imagen la c) se encuentra la zona intermedia de ambos, es por ello por lo que se trata de un material viscoelástico. Éste recupera únicamente una parte después de aplicar el esfuerzo.

Sin embargo, dentro de los materiales viscoelásticos se encuentran diferentes clasificaciones. De igual modo que en el caso de los materiales elásticos, se distinguen ciertos límites que hacen que cambie el comportamiento del material. Es decir, cuando las deformaciones son muy bajas, entonces los materiales viscoelásticos están en la zona de equilibrio prácticamente siguiendo una relación lineal entre esfuerzo y deformación. Sin embargo, en el momento en que esas deformaciones aumentan esa relación deja de ser lineal y alcanza la zona de viscoelasticidad no lineal, la cual queda perfectamente reflejada en la siguiente imagen. [18]

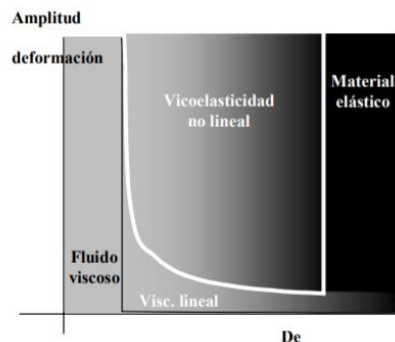


Figura. 16. Comportamiento del material viscoelástico.[18]

Estudio teórico experimental comparativo de los distintos modelos mecánicos de tejidos biológicos blandos empleados por software de elementos finitos.

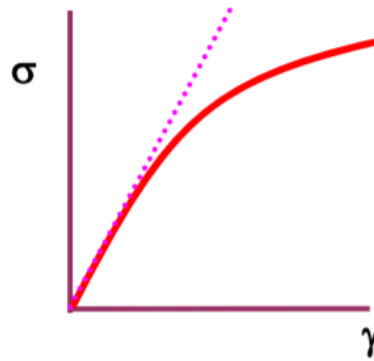


Figura. 17. Relación entre esfuerzo y deformación para el caso viscoelásticos.[18]

Para finalizar, cabe destacar que para las simulaciones del hígado in vivo, no se han utilizado los materiales viscoelásticos por ser demasiado deformables para este tipo de modelo. Además, como se ha comentado antes, cuando se aplica un esfuerzo a un material viscoelástico puede recuperarse, pero solo una parte, es decir, no volvería a su estado original. Sin embargo, a pesar de que la viscoelasticidad es una propiedad importante en el caso de tejido hepático, en los ensayos suelen despreciarse como es el caso del presente proyecto. La viscosidad está estrechamente relacionada con el estado de salud del hígado, es decir, que para un hígado sano se utilizan materiales hiperelásticos y se para a utilizar modelos viscoelásticos en caso de que el hígado padezca de alguna patología. [19]

Estudio teórico experimental comparativo de los distintos modelos mecánicos de tejidos biológicos blandos empleados por software de elementos finitos.

2.3. FEBIO SOFTWARE

Como ya se ha comentado anteriormente, el software de elementos finitos empleado en el Trabajo de Fin de Grado se denomina FEBio. Se trata de un software libre que permite el análisis de elementos finitos no lineales en biomecánica y biofísica. El desarrollo y distribución es un logro de los equipos de investigación de Jeff Weiss (Universidad de Utah) y Gerard Ateshian (Universidad Columbia). El software es de código libre y permite usarse en cualquier dispositivo. El paquete de software FEBio se compone de tres preprocesadores PreView, FEBio y PostView, los cuales se pueden descargar en la web <https://febio.org/> [20]

2.3.1. PreView

PreView es un preprocesador de elementos finitos que permite al usuario diseñar para la resolución de los problemas. Permite al usuario crear o importar mallas, especificar condiciones de contorno, asignar un material y configurar las opciones de análisis. Esta partición del programa está compuesta de una interfaz de fácil uso para el usuario novel. [20]

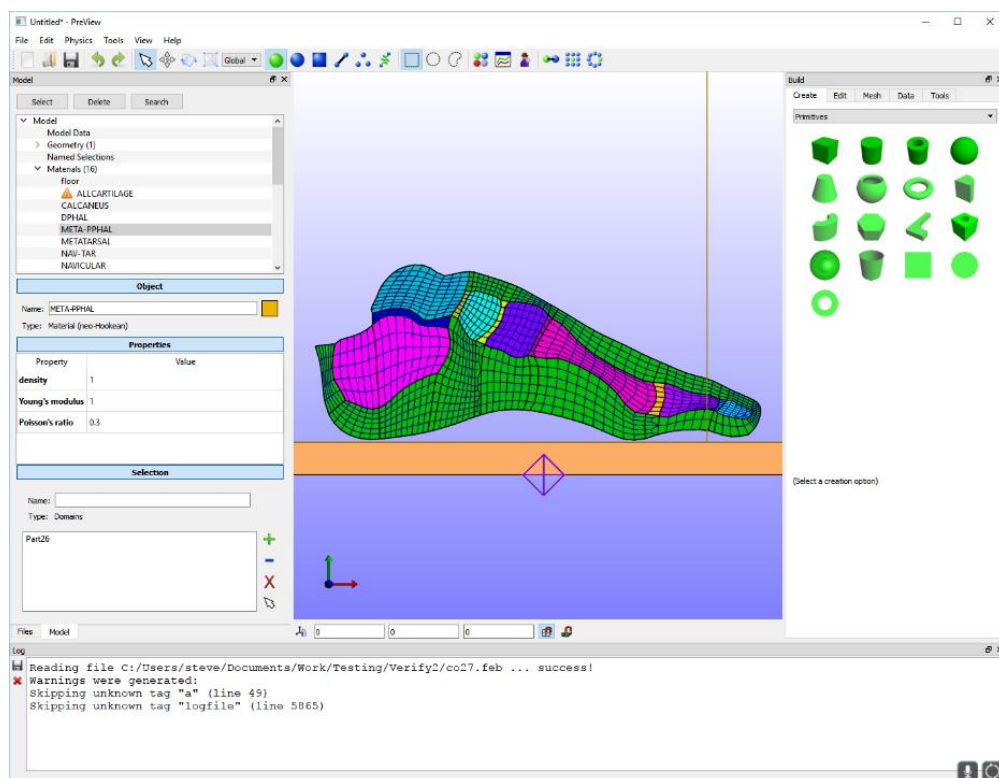


Figura. 18. Modelado del diseño un modelo de pie.[20]

Estudio teórico experimental comparativo de los distintos modelos mecánicos de tejidos biológicos blandos empleados por software de elementos finitos.

2.3.2. FEBio

FEBio es un compilador de los problemas de elementos finitos no lineales diseñados concretamente para las aplicaciones biomecánicas y biofísicas. Cuando se tiene el diseño creado mediante el preprocesador PreView, entonces se compila con FEBio para obtener una solución. Este es una poderosa herramienta para resolver problemas 3D de biomecánica computacional. El software fue creado para solventar los siguientes tipos de análisis: [20]

- Elasticidad no lineal y viscoelasticidad
- Mecánica de cuerpos rígidos
- Mecánica multifásica
- Mecánica de crecimiento intersticial
- Conducción de calor (transitoria o cuasi-estática)
- Dinámica de fluidos computacional
- Interacción fluido-sólido (FSI)
- Reacción-difusión (a través del complemento FEBioChem)

En este caso, se trabajará con el análisis de elasticidad no lineal y viscoelasticidad, centrándose en materiales hiperelásticos isotrópicos como es el caso de Mooney Rivlin.

Cuando se compila en FEBio, si todo ha salido de manera óptima, se debería de generar tres archivos:

- Archivo .log, se trata de un documento de texto que muestra la solución del modelo en cada uno de los pasos de carga definidos para su cálculo.
- Archivo .feb se trata del modelo creado en el lenguaje xml, y es el archivo que usa FEBio para compilar el problema.
- Archivo .xplt, típica por defecto de Post-View, contiene el resultado final del modelo.

En conclusión, esta parte del procesador permite solucionar problemas de elementos finitos aplicados a la biomecánica. Se permite el análisis de modelos estáticos, transitorios, cuasi-estáticos y dinámicos para sólidos deformables y rígidos. FEBio en este caso, a diferencia de PreView, no tiene una interfaz de trabajo tan fácil, visual y dinámica, sino que usa una ventana de comandos propia (similar a la ventana del símbolo del sistema de Windows).

Estudio teórico experimental comparativo de los distintos modelos mecánicos de tejidos biológicos blandos empleados por software de elementos finitos.

2.3.3. PostView

PostView es la última parte del software. La función específica de este postprocesador es visualizar y analizar los resultados. Este también tiene una interfaz muy cuidada como en el caso de PreView.

El archivo con extensión xplt será el necesario para abrir el postprocesador. PostView sirve para mostrar una representación gráfica del modelo, además en el caso en que haya dependencia con el tiempo se podrá visualizar una animación del mismo. [20]

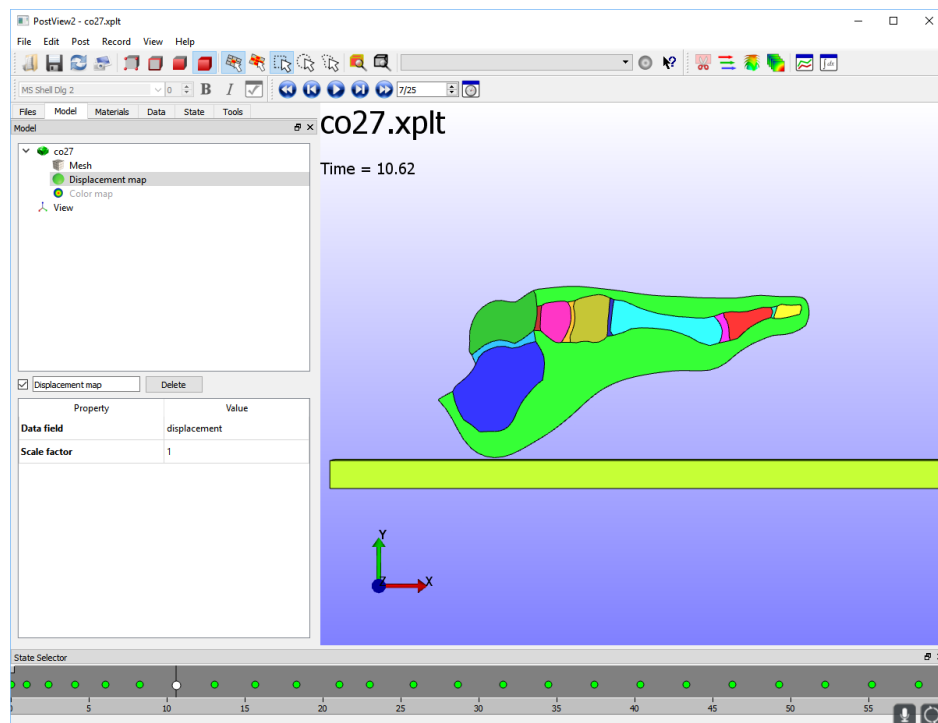


Figura. 19. Simulación final de un modelo de pie.[20]

2.3.4. PLUGINS

Uno de los objetivos principales de este proyecto, es la mejora del software FEBio a través de la implementación de nuevos materiales y con ello, encontrar una mayor precisión con los comportamientos reales en tejido in vivo. Para poder crear estos materiales, es necesaria la creación de un plugin mediante la ayuda de diversos programas de programación tales como DevC++, Visual Studio, etc.

Estudio teórico experimental comparativo de los distintos modelos mecánicos de tejidos biológicos blandos empleados por software de elementos finitos.

Un plugin es el diseño de un complemento que permite el desarrollo de un nuevo modelo constitutivo para posteriormente implementarlo al programa. Los plugin básicamente son bibliotecas dinámicas que permiten a los usuarios ampliar las capacidades del software, que como ya se he explicado, puesto que FEBio es un programa libre, cualquier usuario puede desarrollar nuevas características. Por tanto, la finalidad principal de un plugin en el caso de FEBio, es la mejora de un código en el programa de MEF para la creación de nuevas funciones o simplemente ampliar el código fuente. [21]

En el proyecto realizado, lo primero que se hizo fue la implementación de un plugin ya existente, como es el de NeoHookeanPI. Éste puede encontrarse en la página web de FEBio. Una vez que se consiguió implementar el plugin, se pasó a la creación de nuevos plugin. Para la creación fueron necesarios diversos archivos con extensiones como cpp, h y la creación de nuevos archivos para la compilación (ver anexo 1 y anexo 2). Se utilizó Visual Studio 2013, en el que se tuvieron que modificar algunas propiedades establecidas para la implementación de los nuevos modelos (en el anexo 3 explicado queda con más detalle cómo se cambiaron los códigos, la creación de los nuevos archivos, el enlace de bibliotecas necesario para evitar errores, y cómo hay que enlazarlo con el programa FEBio para poder comenzar con las primeras simulaciones después de crear el plugin).

2.4. SEGMENTACIÓN Y MALLADO

Las simulaciones serán el paso final del proyecto, primero en el modelo simple como es el caso de un cubo, y posteriormente con el hígado.

Es por ello, que antes de pasar a simular en el programa FEBio, es necesario crear el modelo del hígado. Para la realización, se utilizó un programa comercial de segmentación y mallado, llamado Simpleware (ScanIP). El primero de los pasos que se realizó fue la segmentación, que consiste en descomponer los datos recogidos mediante las imágenes en estructuras más significativas relacionadas con el estudio que se va a desarrollar. Se trata de una delineación costosa y que requiere gran precisión, sin embargo, cuanto mayor es esa precisión mejores resultados se obtendrán posteriormente con el estudio que se desee realizar. [22]

La segmentación en este proyecto en concreto se realizó a partir de imágenes TAC4D del tórax de un paciente in vivo, tal y como se muestran en las figuras 20 y 21 realizadas desde diferentes planos para conseguir una visión más efectiva.

Estudio teórico experimental comparativo de los distintos modelos mecánicos de tejidos biológicos blandos empleados por software de elementos finitos.



Figura. 20. Imagen del tórax, plano horizontal.



Figura. 21. Imagen del tórax, plano sagital.

Las imágenes obtenidas tienen un formato DICOM, el cual es el más empleado para la comunicación de imágenes médicas, el cual además de la imagen, proporciona información sobre el estado de salud del paciente. [23] Las imágenes utilizadas tenían una resolución de $512 \times 512 \times 141$ voxels y un espaciado de $0,683594 \times 0,683594 \times 1,5$ mm. Además, en estas imágenes del tórax aparecen diversos órganos, pero este proyecto solo se centrará el modelado del hígado, por ello, la segmentación solo se realizará de este órgano.

Estudio teórico experimental comparativo de los distintos modelos mecánicos de tejidos biológicos blandos empleados por software de elementos finitos.

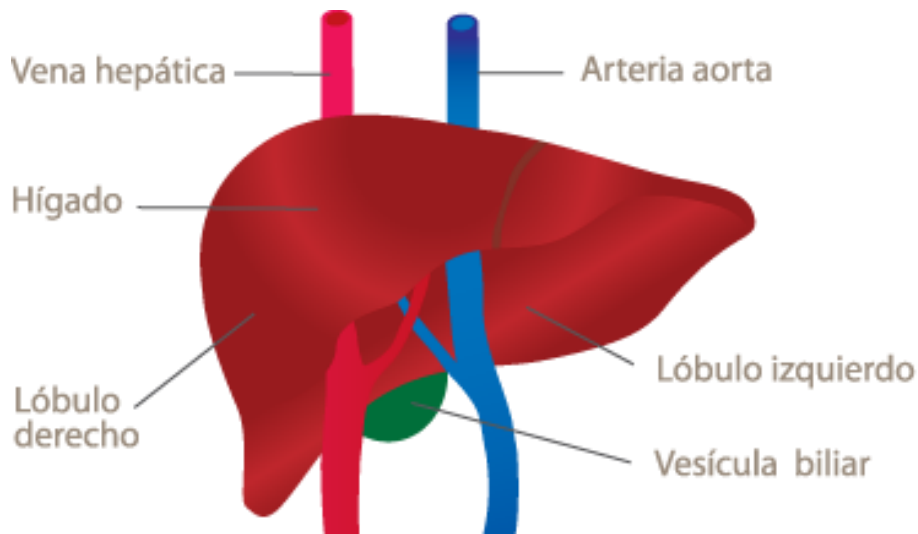


Figura. 22. Partes del hígado. [24]

Al hilo de lo anterior, se va a proceder a describir las pautas necesarias para la segmentación del hígado con el programa Simpleware. El primer paso de la segmentación fue la umbralización, es una de las principales herramientas utilizadas en la segmentación, que consiste en realizar discriminación en la imagen según el nivel de gris, de forma que el objeto de interés destaque más que el resto. [25] A pesar de ser una técnica que se ha utilizado mucho, todavía no se encuentra totalmente automatizada, debido a esto, el proceso de segmentación se debe continuar manualmente. Este es uno de los más costosos. Aquí se debe ir imagen por imagen para comprobar y retocar la segmentación de forma manual. A continuación, es necesario rellenar cavidades y eliminar puntos aislados, puesto que al usar umbralización se puede haber creado huecos no deseados o zonas segmentadas que no corresponden al hígado. Por último, se usará el filtro gaussiano con valor de sigma igual a 4 puesto que es el óptimo para este caso. El valor de sigma permite controlar el grado de suavizado. Cuanto mayor es sigma, mayor es el suavizado, pero hay que tener cuidado con el valor que se introduce, ya que al poner valores muy altos, el modelo comienza a contraerse, y por tanto, el modelo deja de corresponder al caso real. El filtro gaussiano es importante para la mejora de la calidad de las muestras recogidas, ya que al tratarse con un paciente in vivo en ocasiones suele producirse ruido en la digitalización de la imagen debido a diversos motivos como respiración, implantes metálicos, etc. Por lo que para poder trabajar adecuadamente es fundamental reducir el ruido de la imagen para obtener áreas más homogéneas con el fin de conseguir un mejor análisis [22]. En la figura 23, 24 y 25 se muestra la segmentación realizada:

Estudio teórico experimental comparativo de los distintos modelos mecánicos de tejidos biológicos blandos empleados por software de elementos finitos.



Figura. 23. Segmentación hígado, plano horizontal.

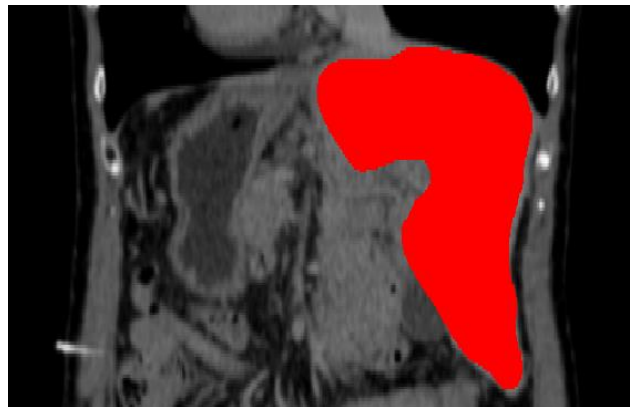


Figura. 24. Segmentación hígado, plano frontal.

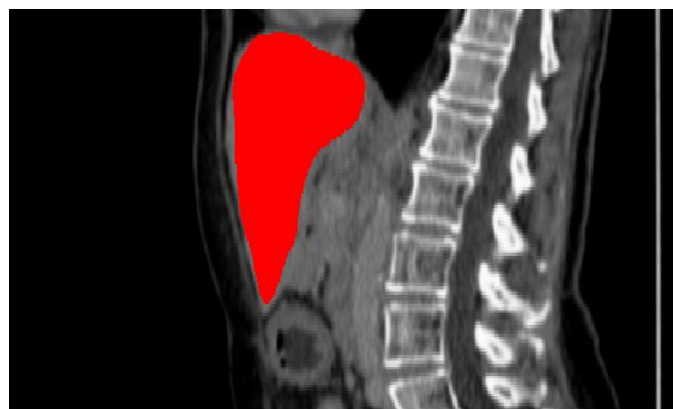


Figura. 25. Segmentación hígado, plano sagital.

Estudio teórico experimental comparativo de los distintos modelos mecánicos de tejidos biológicos blandos empleados por software de elementos finitos.

Quedando el diseño del hígado finalmente antes del mallado de la siguiente forma:

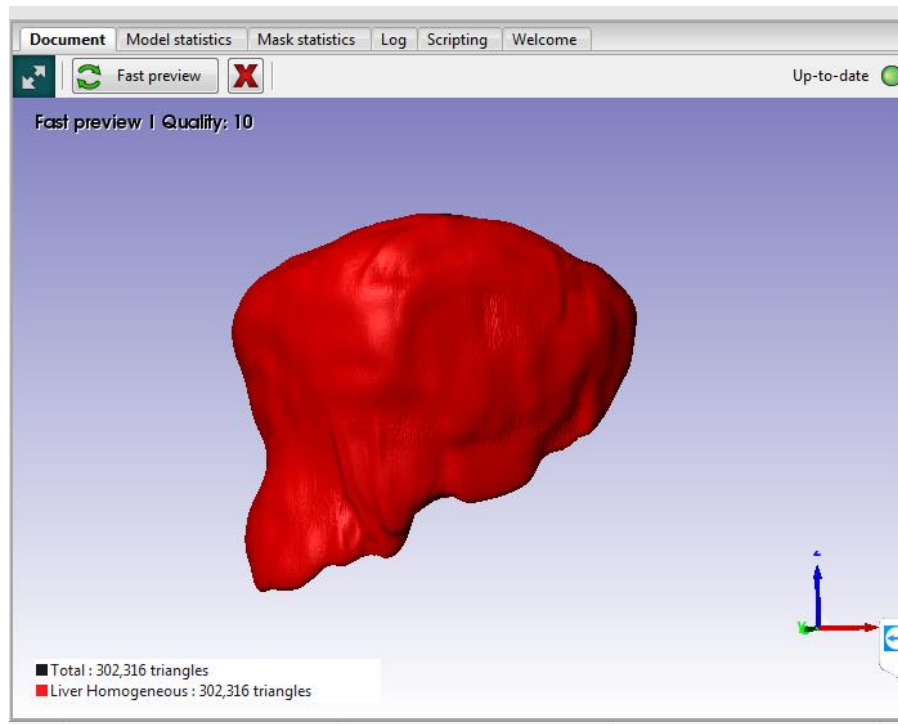


Figura. 26. Diseño del hígado tras la segmentación.

Una vez finalizada la segmentación, se comienza con la segunda parte del diseño, el mallado, el cual se ha realizado libremente. El mallado se exportará como formato .inp (formato utilizado en FEBio). Para la malla se utilizaron tetraedros lineales (es decir, de 4 nodos) por simplicidad, puesto que una malla superior como por ejemplo la hexaédrica habría supuesto más nodos y elementos en el hígado, lo cual hubiera supuesto simulaciones mucho más complejas. [7]

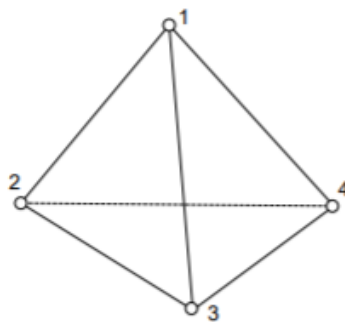


Figura. 27. Elemento tetraedro lineal de 4 nodos.[7]

Estudio teórico experimental comparativo de los distintos modelos mecánicos de tejidos biológicos blandos empleados por software de elementos finitos.

Además, el refinamiento de la malla, que está relacionado con el tamaño de los elementos creados, se consideró bajo. Finalmente, se obtuvo un modelo compuesto por 64.659 elementos y 15.814 nodos.

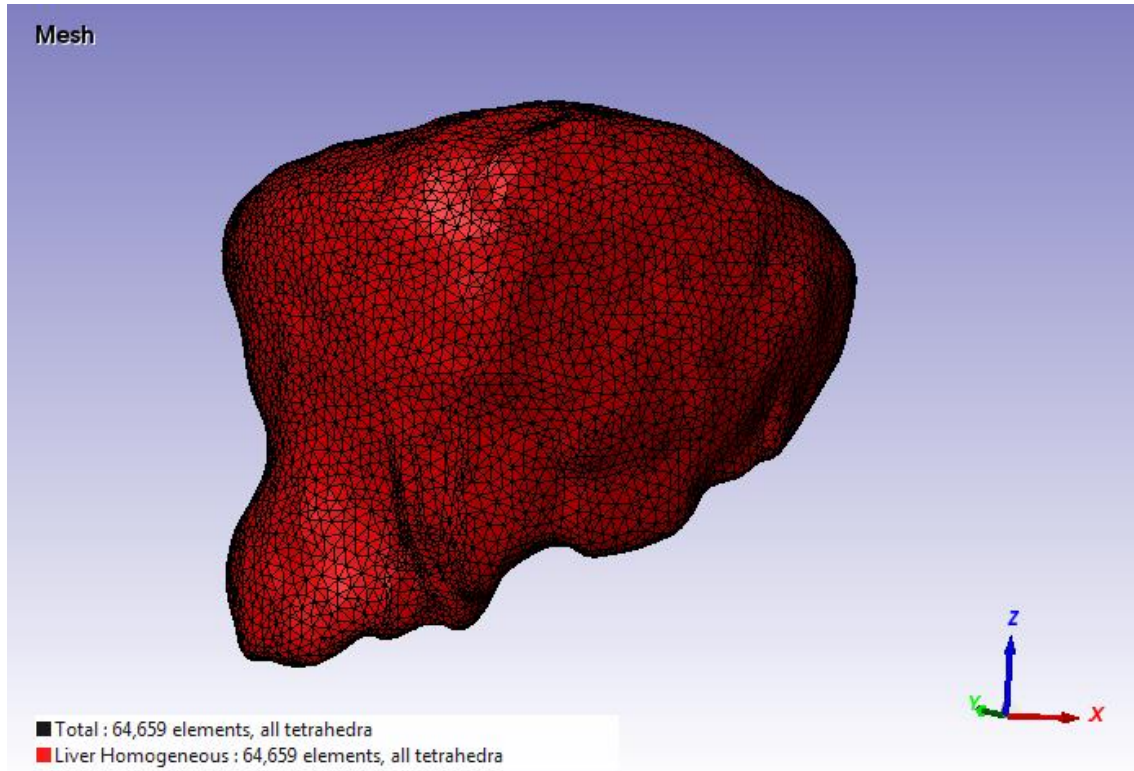


Figura. 28. Diseño del hígado con mallado.

Con respecto al mallado, se tendrá un archivo con extensión .inp pero se necesitará un archivo con extensión .feb para que el software FEBio sea capaz de ejecutarlo. Para realizar esta conversión de extensión se recurrirá al programa Matlab con el que se obtendrá el archivo correspondiente necesario para abrir el procesador Pre-View. Una vez con la extensión adecuada para la visualización en PreView, y habiendo comprobado que los modelos teóricos desarrollados funcionan correctamente (se van a probar previamente con un sólido simple como un cubo), se podrá proceder a aplicar las condiciones de contorno necesarias para la simulación. Esto se explicará en los apartados siguientes con más detalle.

CAPÍTULO 3

3. RESULTADOS

Una vez se han realizado los cambios oportunos con el fin de mejorar los modelos mecánicos de tejido biológico para mejorar su aproximación a la realidad y se han creado e implementado correctamente los plugins, el siguiente paso será la simulación.

Para comenzar con la simulación y ver si funciona correctamente todo lo creado en los apartados anteriores, se empezará con una forma simple como es el caso de un cubo. En él se han realizado los experimentos con los diferentes materiales de NeoHookean, Mooney Rivlin de tres parámetros y Demiray. Se dará comienzo con la simulación de NeoHookean por la simplicidad en la función de densidad de energía que lo caracteriza y también porque es un plugin que venía de ejemplo de simulación en la web oficial del software FEBio.

Seguidamente, para la creación de un cubo se ha utilizado la interfaz de PreView, en la cual, se ha realizado el diseño y se ha caracterizado. El cubo es de 1x1x1 m, con un material hiperelástico al azar, puesto que posteriormente se va a modificar con los modelos teóricos creados. Como malla se ha aplicado elementos del tipo tetraedro, quedando el cubo tal que así:

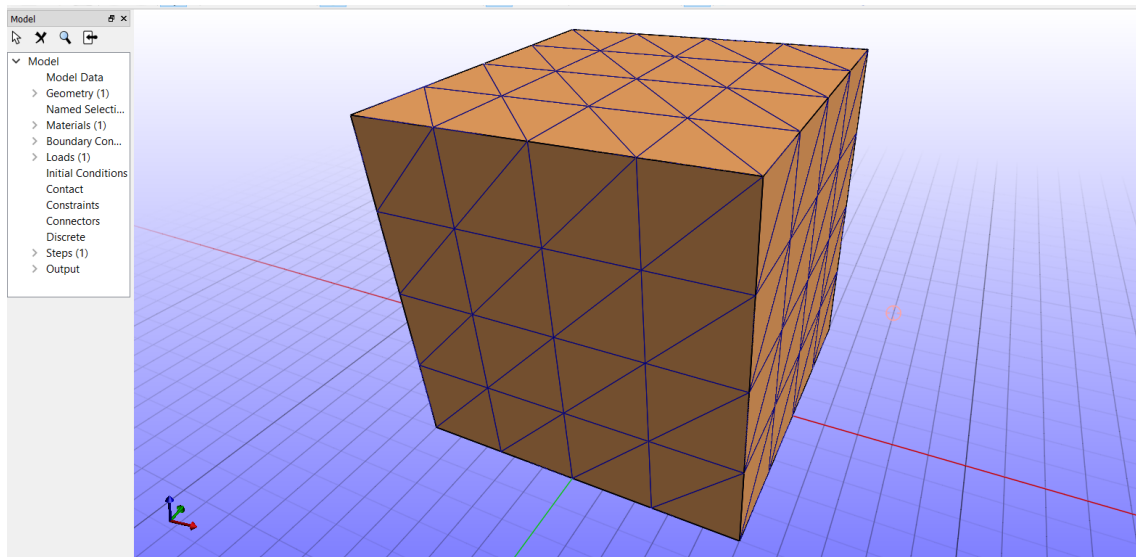


Figura. 29. Mallado de un cubo en una primera simulación.

Estudio teórico experimental comparativo de los distintos modelos mecánicos de tejidos biológicos blandos empleados por software de elementos finitos.

A continuación, será necesario aplicar las condiciones de contorno realizadas en el cubo. Éstas se definirán en cada simulación, puesto que irá variando en cada uno de los ensayos realizados.

3.1. SIMULACIÓN DE UN CUBO CON NEOHOOKEAN

Para comenzar con la primera simulación después de haber diseñado el cubo, se necesitarán aplicar las condiciones de contorno. En este primer caso de simulación, las condiciones de contorno que van a suponerse son:

- Fijar completamente del desplazamiento de la cara inferior del cubo (fijar ejes x, y, z) y fijar el desplazamiento en los ejes x e y de la cara superior.
- Aplicar una fuerza de tracción en la cara superior del cubo, 20 N.

Si todo funciona correctamente, al compilar se deberán de generar una serie de archivos. Se modificará el archivo .feb para la implementación del nuevo material neohookeanpi, que se ha implementado mediante el plugin de ejemplo.

```
<Material>
  <material id="1" name="Material1" type="neohookeanpi">
    <E>1</E>
    <v>0</v>
  </material>
</Material>
```

Figura. 30. Modificación del material neohookeanpi en el archivo .feb

En principio a lo largo de las primeras simulaciones de NeoHookean se supondrán los valores $E = 206.9 \text{ Pa}$ y un valor de $\nu = 0.2$. Además, desde el código (figura 30) también será posible la modificación del valor de la fuerza de compresión y así como, la fijación o liberación de los desplazamientos impuestos.

```
<Boundary>
  <fix bc="x,y,z" node_set="f1"/>
  <fix bc="x,y" node_set="f2"/>
</Boundary>
<Loads>
  <surface_load type="traction" surface="t1">
    <scale lc="1">-20</scale>
    <traction>0,0,1</traction>
  </surface_load>
</Loads>
```

Figura. 31. Modificación de la fuerza de tracción en simulación de NeoHookeanPI en un cubo

Estudio teórico experimental comparativo de los distintos modelos mecánicos de tejidos biológicos blandos empleados por software de elementos finitos.

En la figura 32, se muestra como quedaría representado el cubo finalmente con el programa de PostView, en el que se van a realizar las correspondientes simulaciones.

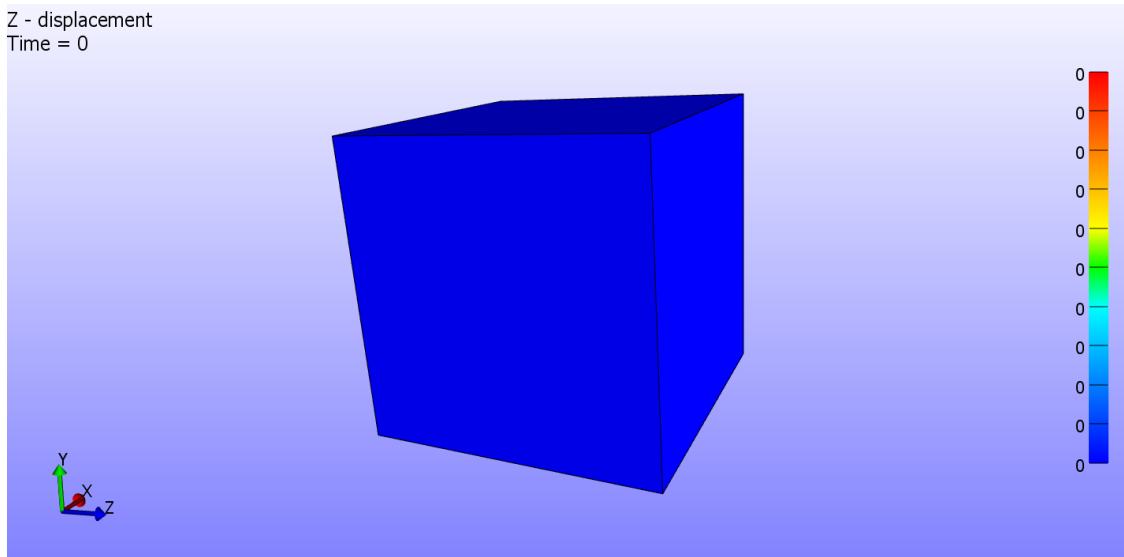


Figura. 32. Cubo diseñado para las simulaciones con los diferentes modelos mecánicos.

Aplicando todas las condiciones impuestas, la simulación quedaría:

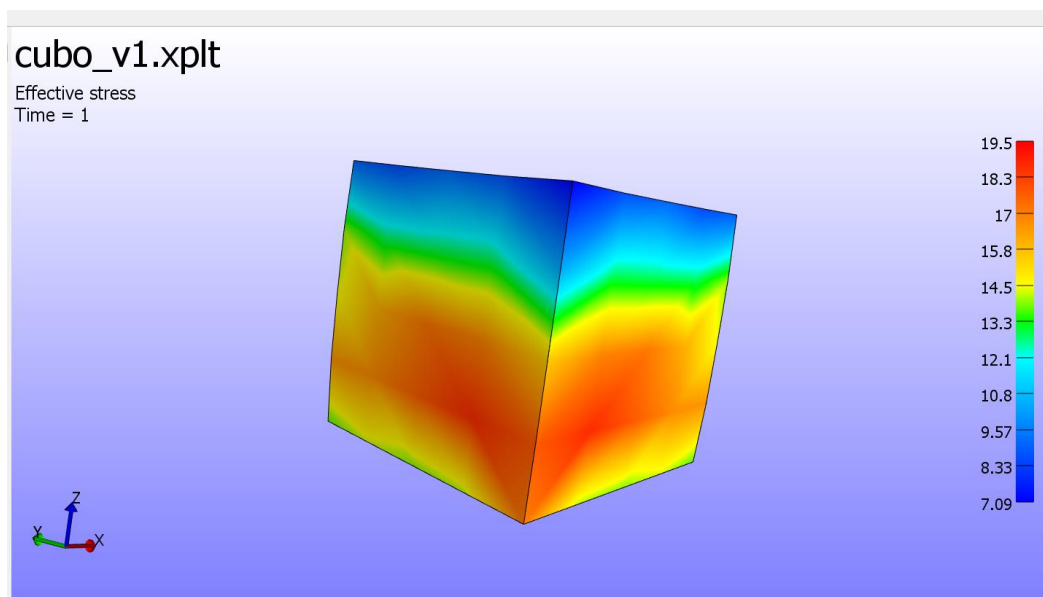


Figura. 33. Representación de la tensión efectiva en una cara de un cubo con neohookeanpi.

Estudio teórico experimental comparativo de los distintos modelos mecánicos de tejidos biológicos blandos empleados por software de elementos finitos.

Observándose en la figura 33, como las máximas tensiones se dan en las esquinas del cuadrado, siendo la máxima de 19,5 Pa. Además, se puede apreciar como el cubo hace una forma redondeada, es decir, tiene forma cóncava.

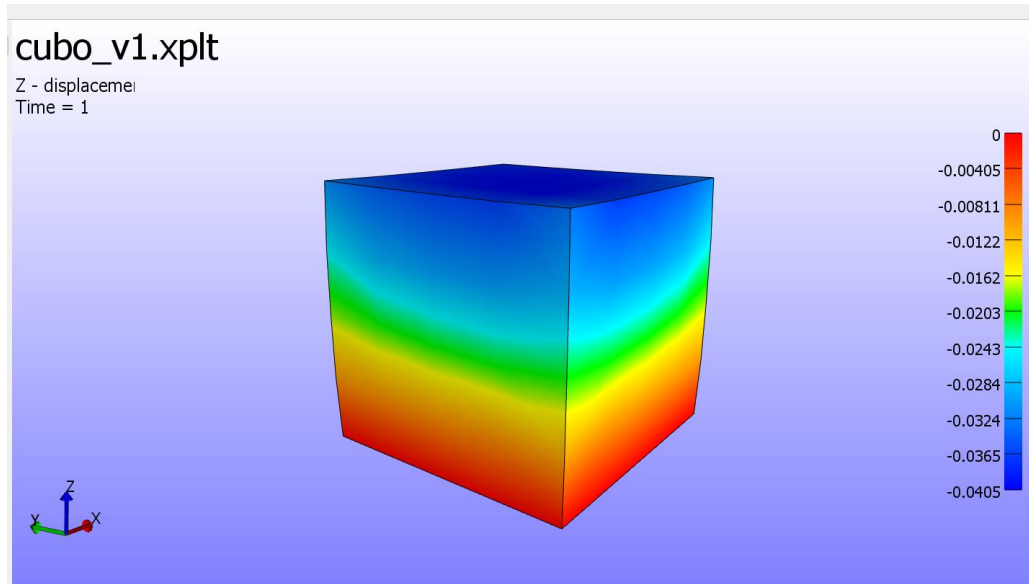


Figura. 34. Representación del desplazamiento de una cara en un cubo neohookeanpi.

En la figura 34, se visualiza el desplazamiento en el eje z del cubo. Puede observarse como la cara superior del cubo (la parte de color azul) es la que mayor desplazamiento presenta, puesto que se ha aplicado en esa cara la fuerza de tracción. Sin embargo, después de este primer ensayo en el cubo con el material de NeoHookeanPI, se llegó a la conclusión de que no se visualizaba demasiado claro el objetivo al comparar donde se encontraban las máximas tensiones, deformaciones y desplazamientos. Por lo que se decidió aplicar la fuerza de tracción en vez de en una cara, en un nodo concreto.

Por lo tanto, en el segundo caso de simulación en lugar de aplicar una fuerza de tracción en toda la superficie, se aplicó un desplazamiento en un nodo concreto siendo en este caso el central tal y como se observa en la figura 35 y 36. Las condiciones de contorno aplicadas serían, teniendo en cuenta que E y ν mantienen el valor inicial:

- Fijar la cara inferior completamente quedando de esta manera completamente inmóvil. En la cara superior, se fija el desplazamiento en x e y, dejando liberado el eje z, que es donde se producirá el desplazamiento.
- Desplazamiento en el eje z (sentido negativo) de valor 0.3 en el nodo central.

Estudio teórico experimental comparativo de los distintos modelos mecánicos de tejidos biológicos blandos empleados por software de elementos finitos.

Se observa que la forma del cubo sigue siendo cóncava, pero que la máxima tensión y desplazamiento se produce en el nodo central superior, tal y como se muestra en las figuras siguientes.

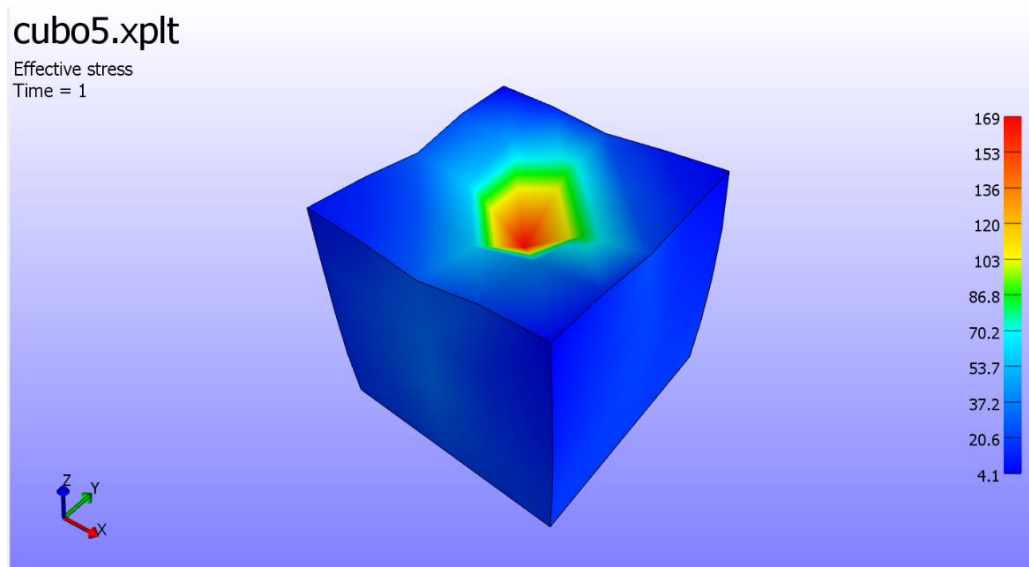


Figura. 35. Representación de la tensión efectiva en un nodo de un cubo con neohookeanpi.

Se puede observar como la máxima tensión se da en el nodo elegido, con un valor máximo de 169 Pa (Figura 35). Comparándola con la figura 33 puede contemplarse como en la tensión máxima ha aumentado considerablemente y además concentrándose en el mismo sitio. Puesto que en la figura 33 las tensiones se encuentran más repartidas por la superficie, mientras que en la figura 35 se puede observar cómo se encuentra concentradas en el nodo central, siendo este punto más propenso a fatiga por la limitación de superficie.

Seguidamente, en la figura 36, se visualiza como el desplazamiento máximo se encuentra en este nodo, siendo su desplazamiento máximo de 0,3 m (en valor absoluto) puesto que es el valor al que se ha limitado. Se puede observar también como en la figura 34 el desplazamiento es bastante inferior.

Estudio teórico experimental comparativo de los distintos modelos mecánicos de tejidos biológicos blandos empleados por software de elementos finitos.

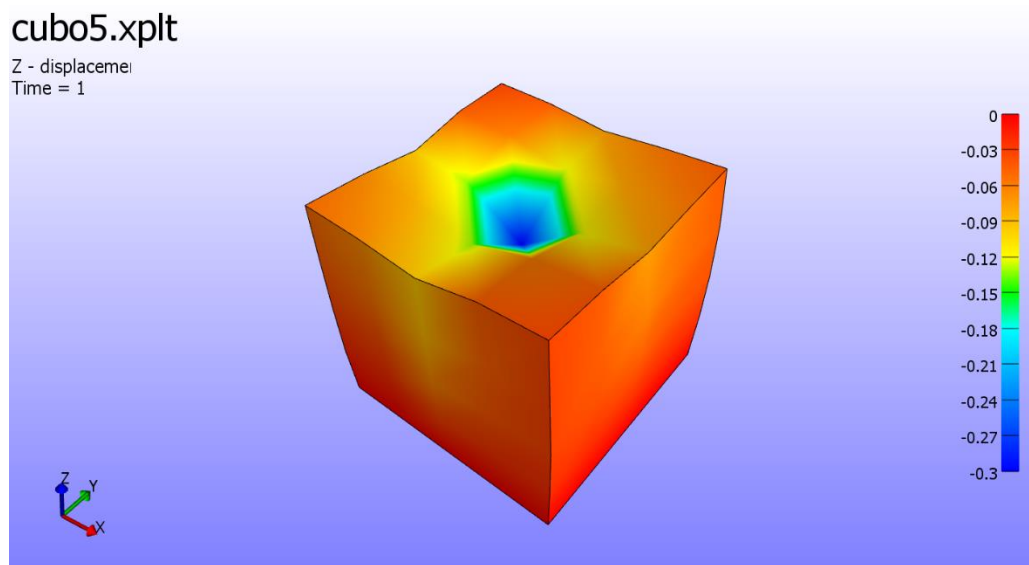


Figura. 36. Representación del desplazamiento de un nodo en un cubo neohookeanpi.

Para completar esta segunda simulación (figuras 35 y 36) se van a mostrar las siguientes gráficas comparando el desplazamiento y tensión efectiva:

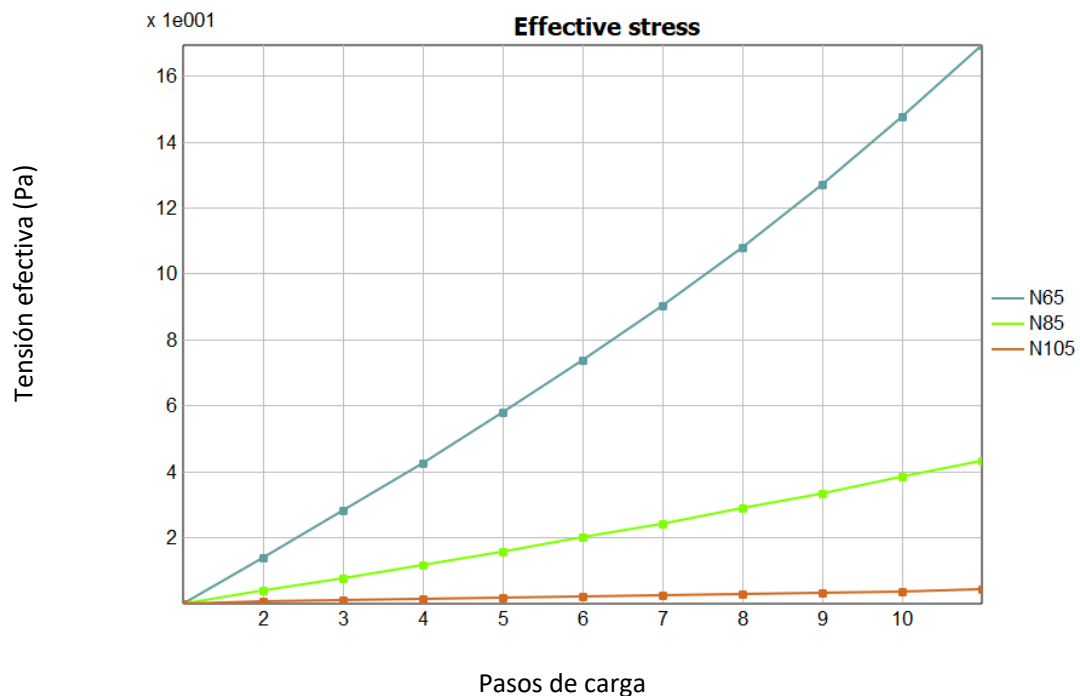


Figura. 37. Gráfica de comparación tensión en diferentes nodos en NeoHookean.

En la figura 37, dado que se está utilizando el material de NeoHookean, podría parecer *a priori* que sigue una relación lineal y por tanto la Ley de Hooke. Sin embargo, como ya se ha estado

Estudio teórico experimental comparativo de los distintos modelos mecánicos de tejidos biológicos blandos empleados por software de elementos finitos.

comentado, el modelo teórico de NeoHookean es un material hiperelástico luego sigue una relación no lineal. Aunque sí que es cierto, que es de los modelos de los más sencillos, luego puede asemejarse bastante a un material elástico, es por ello que no presenta una buena respuesta hiperelástica.

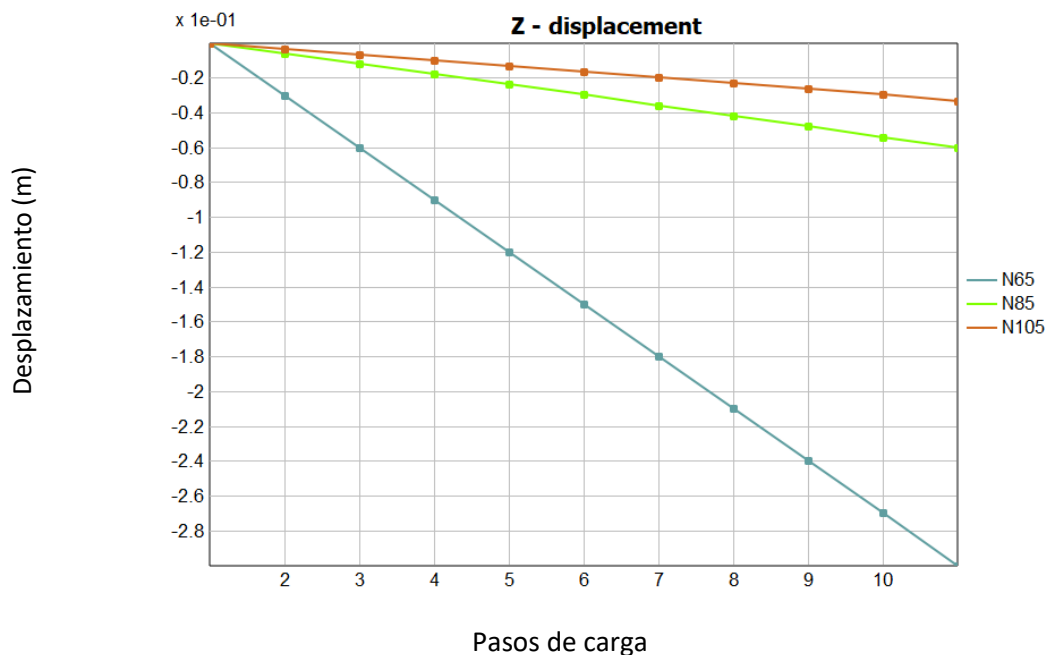


Figura. 38. Gráfica de comparación de desplazamiento en diferentes nodos en NeoHookean.

En la Figura 38, se muestra como el nodo central (N65) es el que presenta mayor desplazamiento, mientras que en los otros dos hay desplazamiento, pero muy inferiores en comparación con N65, lo cual es lógico. El nodo N105 es el de menor desplazamiento de los representados, coincidiendo con una de las esquinas de la cara superior del cubo.

La tercera simulación con este tipo de material será igual que la segunda pero en lugar de aplicar el desplazamiento en el nodo central (N65), se va a aplicar en el nodo de una de las esquinas de la cara superior (N105). Además, se cambiará el valor del módulo de Young a 3000 Pa, dejando igual el coeficiente de Poisson. Las condiciones de contorno requeridas por tanto serán:

- Fijar la cara inferior completamente quedando de esta manera completamente inmóvil. En la superior fijamos el desplazamiento en (x e y) dejando liberado el eje z, que es donde se producirá el desplazamiento.
- Aplicar un desplazamiento en el eje z (sentido negativo) de valor 0.1 m en el nodo N105.

Estudio teórico experimental comparativo de los distintos modelos mecánicos de tejidos biológicos blandos empleados por software de elementos finitos.

Siendo los resultados de la nueva simulación los siguientes:

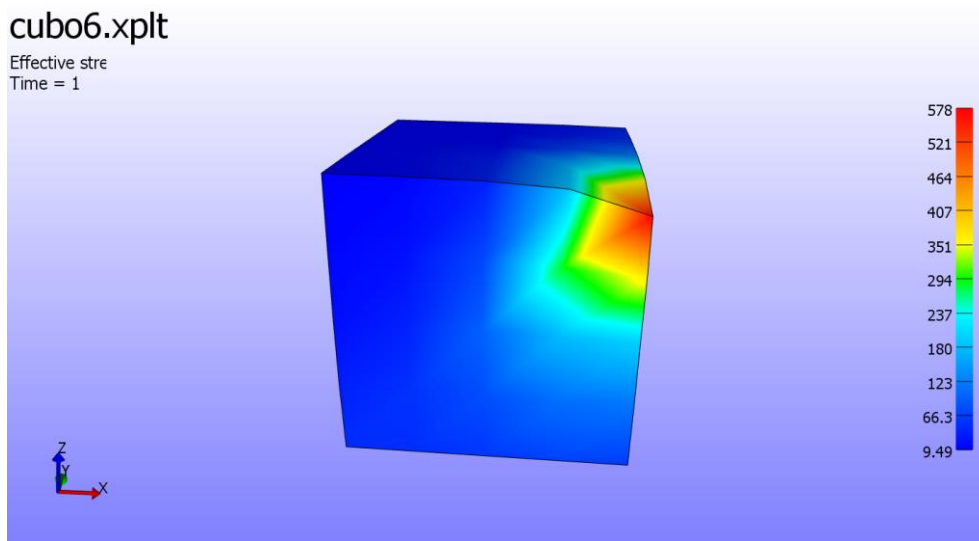


Figura. 39. Representación de la tensión efectiva del nodo 105 de un cubo con neohookeanpi.

En la Figura 39, puede observarse como igual que en la simulación 2, la tensión de mayor valor está concentrada en el nodo donde se aplica el desplazamiento. Además, es importante remarcar que el valor de la tensión ha aumentado considerablemente. Esto puede ser debido a que, a pesar de aplicar menor desplazamiento, ese punto es clave en la concentración de tensiones por lo que hay más posibilidades de fatiga o rotura. También influye el incremento de E, puesto que la rigidez del sólido se incrementa. Con ello, si se aumentase el desplazamiento, la tensión aumentaría todavía más, incrementando también la concentración de tensiones en ese punto.

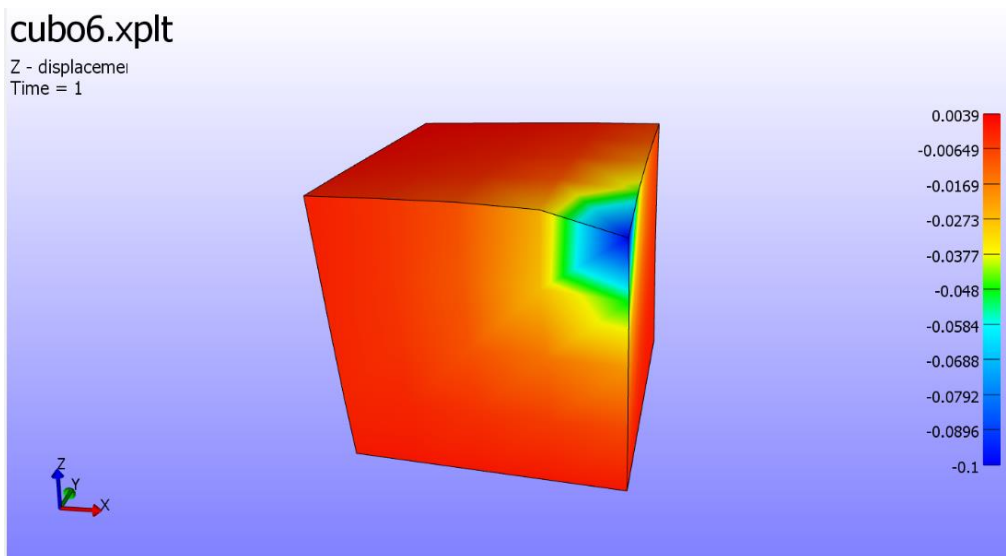


Figura. 40. Representación del desplazamiento del nodo 105 en un cubo neohookeanpi.

Estudio teórico experimental comparativo de los distintos modelos mecánicos de tejidos biológicos blandos empleados por software de elementos finitos.

En la Figura 40, puede visualizarse como el punto de mayor desplazamiento, es el nodo en el que se ha aplicado la fuerza. Además, en esta tercera simulación, es importante remarcar que el valor de E se ha incrementado hasta 3000 Pa, pudiéndose observar como el material se ha hecho más rígido con respecto a las simulaciones anteriores.

Como conclusión de las simulaciones de NeoHookean, a medida que se incrementa el desplazamiento o la fuerza aplicada se aumentan las tensiones en el caso de aplicar la fuerza sobre un nodo, puesto que es donde se encontrarían mayormente concentradas las tensiones, mientras que si se aplica en una superficie, las tensiones quedan distribuidas a lo largo de ésta, habría más deformación, pero menos riesgo de fatiga. Además, si se aumenta el valor de E (módulo de Young), el material se hace más rígido, es decir, las tensiones se incrementan considerablemente. Por último, cuanto más aproximes el valor de ν (módulo de Poisson) al valor de 0,5 más incompresible será y por tanto la variación general del volumen será prácticamente impredecible.

3.2. SIMULACIÓN DE UN CUBO CON MOONEY RIVLIN DE TRES PARÁMETROS

Para comenzar con las simulaciones del segundo modelo teórico de Mooney Rivlin, se necesitará modificar el archivo febio.xml (anexo 3) con el fin de poner el plugin desarrollado para este material. Puesto que, si no se cambia, el programa dará error en la compilación. Una vez realizado eso, se procederá a implementar el cubo modificando el material en el código y las condiciones de contorno para cada caso de la simulación. Quedando el nuevo material en el código definido de la forma siguiente:

```
<Material>
  <material id="1" name="Material1" type="femooneyrivlinpia">
    <density>1</density>
    <c1>150</c1>
    <c2>100</c2>
    <c3>100</c3>
    <k>0</k>
  </material>
</Material>
```

Figura. 41. Modificación del material femooneyrivlinpia en el archivo .feb

Se deberán de poner unos valores razonables. Ya que, si el valor de los parámetros no se ajusta a la realidad de lo que sucede en el material, en el programa saldrá un error de jacobiano

Estudio teórico experimental comparativo de los distintos modelos mecánicos de tejidos biológicos blandos empleados por software de elementos finitos.

negativo. Esto significaría que el problema no ha convergido a una solución, debido a que el material se ha deformado de forma errónea.

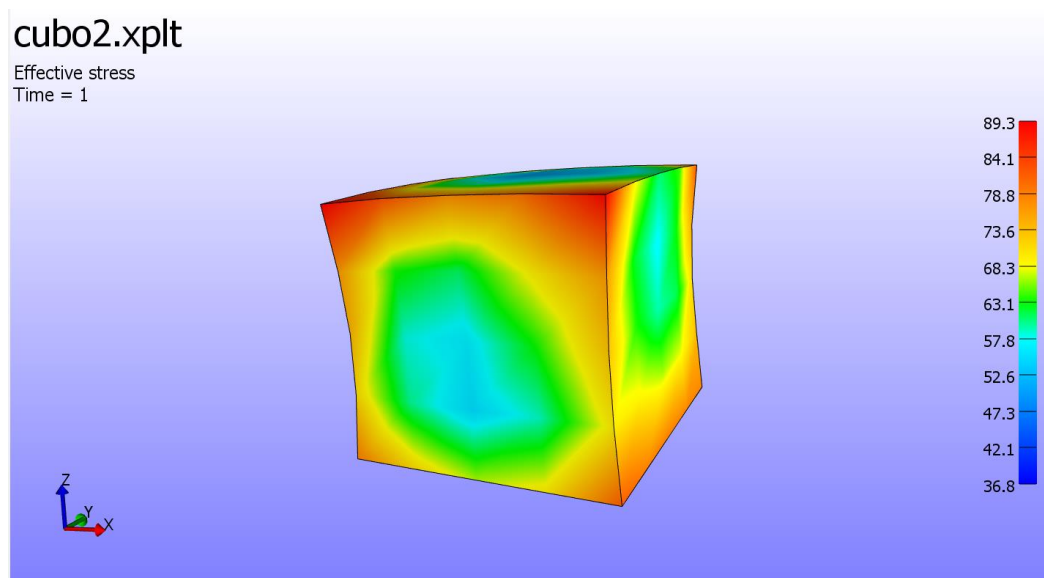


Figura. 42. Error coeficiente de Poisson negativo.

Como puede observarse en la figura 42, se ha aplicado una fuerza de compresión en la cara superior, pero los valores característicos del material no son los adecuados apareciendo en el programa un error de coeficiente de Poisson negativo. Puesto que, se produce una convergencia, pero que no se ve en la realidad en el caso de problemas biomecánicos como de los que se centra el presente trabajo. Este tipo de convergencia se da en la realidad pero para estructuras como sílice cristalina o zeolita cuando se aplica una compresión axial, como se ve en la figura 43: [26]

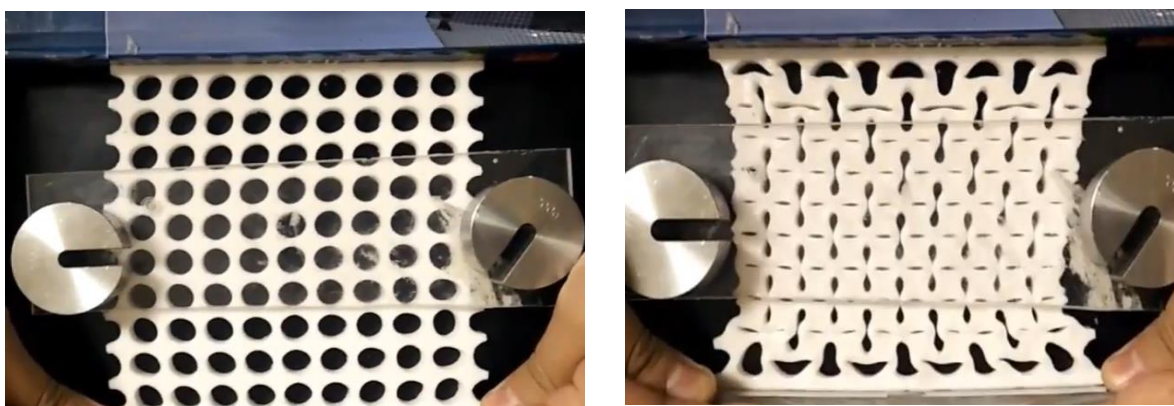


Figura. 43. Experimento de coeficiente de Poisson negativo. [26]

Estudio teórico experimental comparativo de los distintos modelos mecánicos de tejidos biológicos blandos empleados por software de elementos finitos.

Para evitar este tipo de comportamientos relacionados con el coeficiente de Poisson, en el caso de Mooney Rivlin será necesario incrementar el valor de k .

Para la primera simulación de Mooney Rivlin que se va a realizar, se aplicó una fuerza de compresión en la cara superior, siendo las condiciones de contorno modificadas desde el código (figura 31) las siguientes:

- Fijar completamente del desplazamiento de la cara inferior (ejes x , y , z) y justo en la opuesta (cara superior) se deberá de fijar el desplazamiento en el eje (x e y) para permitir la compresión en el eje z .
- Aplicar una compresión en la cara superior del cubo, poniendo el valor que se desee en Newton ya que posteriormente podrá ser modificada por el usuario. En el caso de la primera simulación se pondrá un valor de menos 500 N.
- Parámetros del modelo de Mooney Rivlin utilizados: $c_1 = 150$, $c_2 = 150$, $c_3 = 150$ y $k = 1000$ Pa.

Una vez aplicado esto, la simulación quedaría de la siguiente manera:

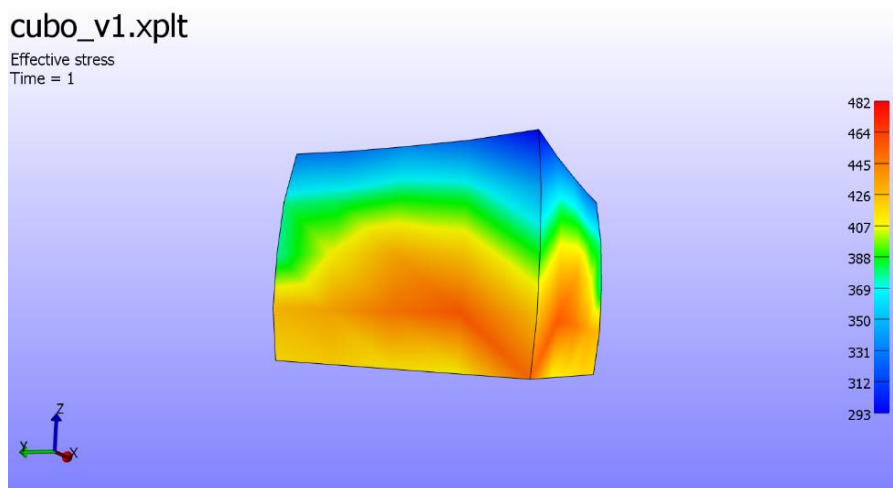


Figura. 44. Representación de la tensión efectiva en una cara de un cubo con mooneyrivlinpia.

Tal y como se observa en la figura las máximas tensiones se dan en dos de las esquinas inferiores del cubo siendo por tanto la zona con mayor concentración. Además, si en esas mismas condiciones de contorno, manteniendo el valor de la fuerza de compresión, se aplicara un valor de k mucho menor, se obtendría una mayor deformación ya que la fuerza aplicada se mantiene. Esa deformación en este caso no podría ser posible puesto que el coeficiente de Poisson sale negativo, y como se ha comentado antes, este tipo de material no se comporta de esa manera.

En la siguiente figura 45, se muestra el desplazamiento que ocurre en el cubo en los ejes x e y . Se observa perfectamente, como la cara superior e inferior no tiene desplazamiento ya que se ha fijado. Sin embargo, al aplicar compresión sí que hay un desplazamiento en x e y por parte

Estudio teórico experimental comparativo de los distintos modelos mecánicos de tejidos biológicos blandos empleados por software de elementos finitos.

de las aristas, siendo un comportamiento muy normal al tratarse de fuerza de compresión debido a que el material se expande.

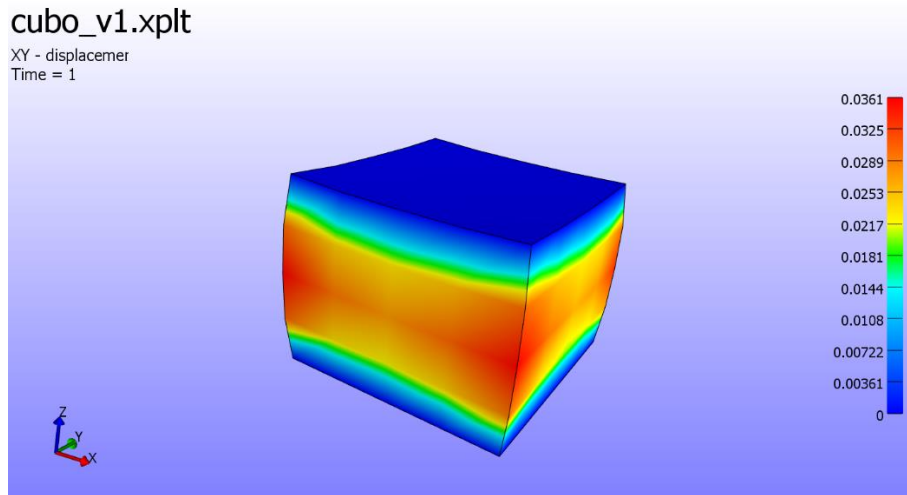


Figura. 45. Representación del desplazamiento xy en la cara superior del cubo mooneyrivlinpia.

En la segunda simulación del cubo en Mooney Rivlin, al igual que en NeoHookean, se decidió aplicar un desplazamiento a un nodo correspondiendo con el central. Luego las condiciones de contorno variarán:

- Fijar completamente del desplazamiento de la cara inferior ejes x, y, z) y en la cara superior fijar el desplazamiento en el eje (x e y) para permitir la compresión en el eje z.
- Se aplica un desplazamiento en el eje z (sentido negativo) de valor 0.3 m en el nodo central (N65).
- Parámetros del modelo de Mooney-Rivlin utilizados: $c_1 = 150$, $c_2 = 150$, $c_3 = 150$ y $k = 1000$ Pa.

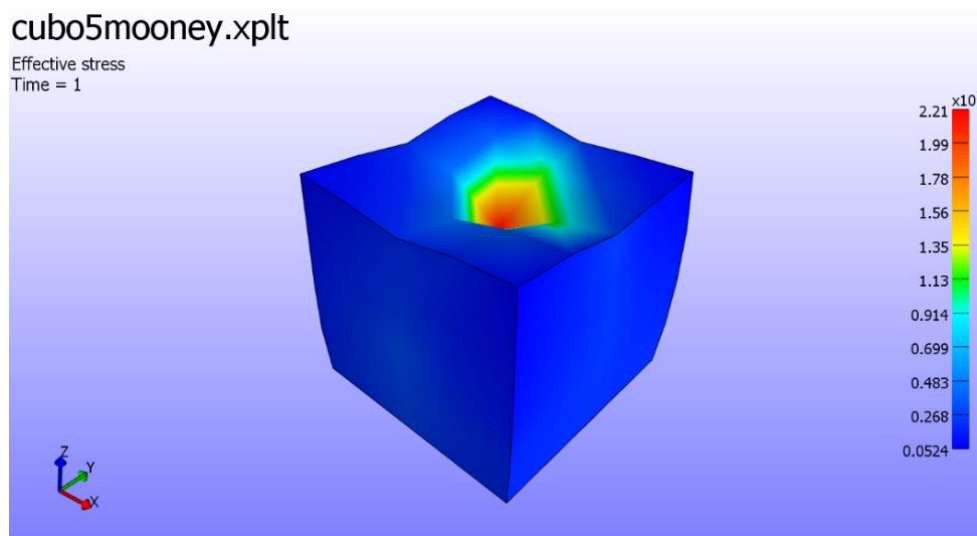


Figura. 46. Representación de la tensión efectiva en un nodo de un cubo con femooneyrivlinpia.

Estudio teórico experimental comparativo de los distintos modelos mecánicos de tejidos biológicos blandos empleados por software de elementos finitos.

En la figura 46, queda definida la tensión efectiva de la segunda simulación realizada con el material Mooney Rivlin implementado. Se observa cómo aplicando el mismo desplazamiento que en el caso de Neoohookean, la tensión es superior, alcanzando un valor máximo de $2,21 \times 10^3$ Pa. La máxima concentración de tensiones se da en la misma zona en ambos casos. Además, debido a ese aumento de tensión, se llega a la conclusión de que este material es más deformable, pues aplicando el mismo desplazamiento este se deforma más rápidamente.

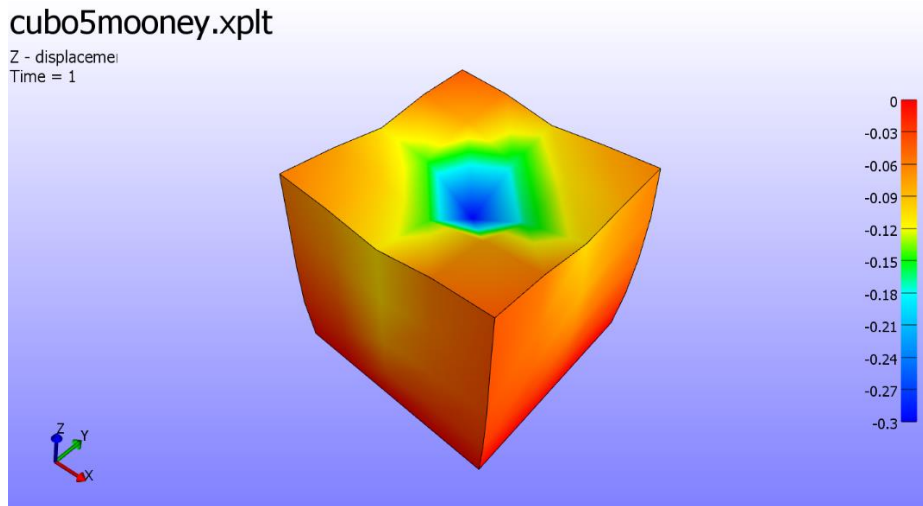


Figura. 47. Representación del desplazamiento de un nodo en un cubo femooneyrivlinpia.

Seguidamente, en la figura 47 se puede visualizar como el mayor desplazamiento se produce en el nodo central (N65) puesto que se ha aplicado ahí el desplazamiento.

A continuación, se van a mostrar unas gráficas para comparar en diferentes nodos la tensión efectiva y el desplazamiento.

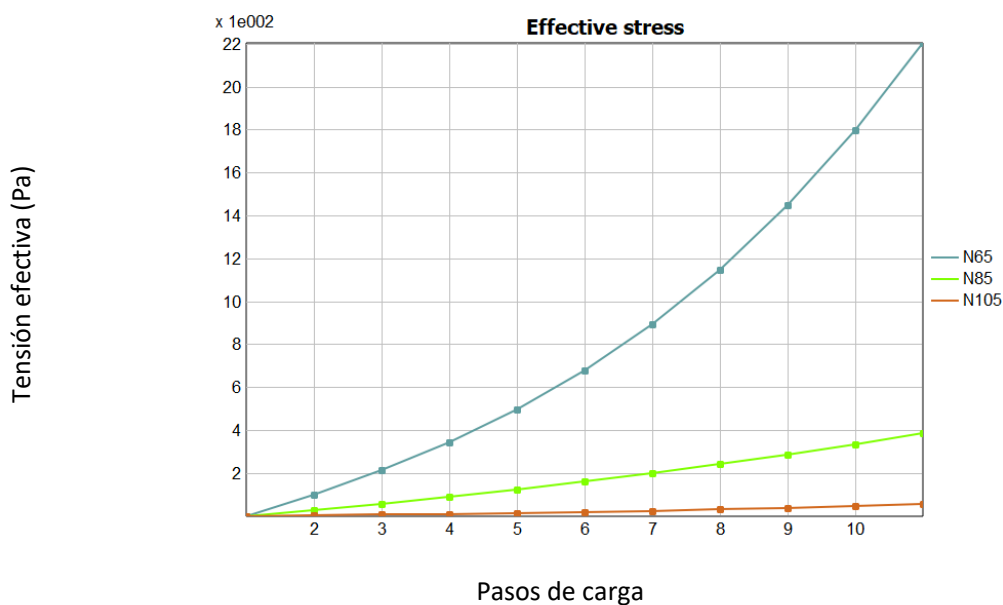


Figura. 48. Gráfica de comparación tensión en diferentes nodos en Mooney Rivlin.

Estudio teórico experimental comparativo de los distintos modelos mecánicos de tejidos biológicos blandos empleados por software de elementos finitos.

En la Figura 48, se puede observar claramente una tendencia no lineal. Ambos materiales simulados hasta el momento son hiperelásticos, sin embargo, en el caso de NeoHookean sigue una tendencia más lineal. La forma de la gráfica en el nodo central (N65) hace que se llegue a la conclusión de que este tipo de material tiene un comportamiento más hiperelástico, luego se deforma con mayor facilidad bajo las mismas acciones de carga que la estudiada anteriormente. Además, esto puede visualizarse tanto en la tendencia de la gráfica como en el valor máximo de las tensiones. En el modelo teórico de Mooney Rivlin es importante remarcar también que el aumento repentino de la carga aplicada, puede provocar inestabilidad en los parámetros y por tanto comportamientos ficticios del material.

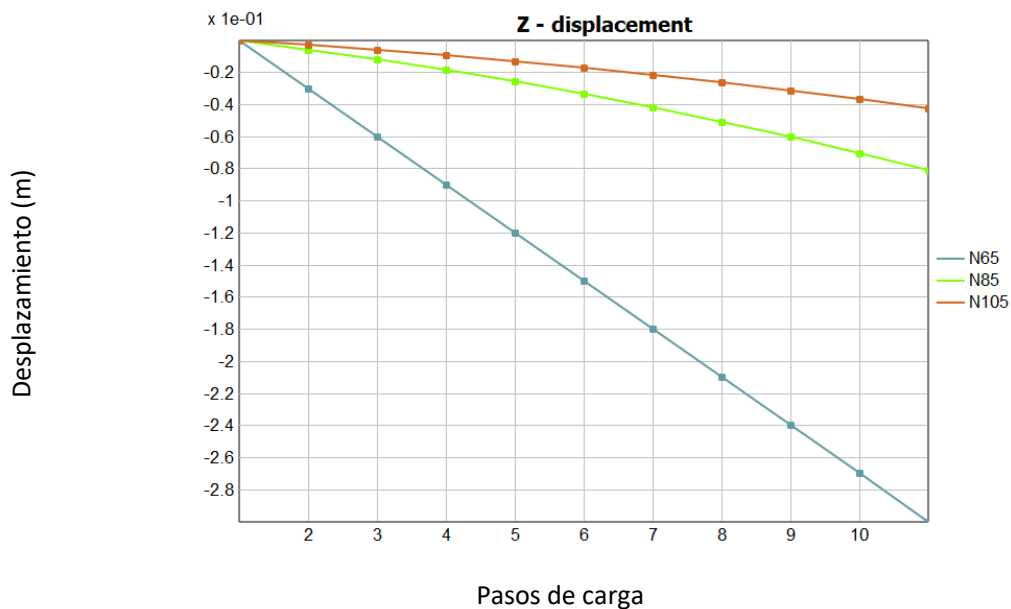


Figura. 49. Gráfica de comparación de desplazamiento en diferentes nodos en Mooney Rivlin.

Continuando con lo comentado anteriormente y en comparación de la figura 49 con la 38, se puede observar una mayor deformación por parte de los nodos N85 y N105 en los mismos pasos de carga (eje de abscisas). Es por ello, que en las mismas condiciones de carga, en el caso de Mooney Rivlin de deformará más, luego se trata de un material más deformable.

En la tercera simulación de este modelo teórico, se aplicaron las condiciones de contorno siguientes:

- Fijar la cara inferior completamente quedando de esta manera completamente inmóvil. En la superior fijamos el desplazamiento en (x e y) dejando liberado el eje z, que es donde se producirá el desplazamiento.
- Aplicar un desplazamiento en el eje z (sentido negativo) de valor 0.1 m en el nodo N105.

Estudio teórico experimental comparativo de los distintos modelos mecánicos de tejidos biológicos blandos empleados por software de elementos finitos.

- Parámetros del modelo de Mooney-Rivlin utilizados: $c_1 = 150$, $c_2 = 150$, $c_3 = 150$ y $k = 1000$.

En las pruebas realizadas en la tercera simulación del material Mooney Rivlin, se observa que al disminuir el desplazamiento aplicado, también ha disminuido las tensiones, siendo la máxima a 424 Pa. Al estar aplicada el nodo (N105) todas las tensiones se concentran ahí, luego eso conllevará a que la mayor deformación del elemento se produzca en ese nodo. Si además, se incrementa el valor de k como por ejemplo a 2000 Pa, entonces el cubo se deformaría todavía más con las mismas condiciones de contorno.

En contraposición, si se deseara incrementar el valor de algunos de los tres parámetros, la rigidez del objeto aumentaría, siendo este menos deformable. Aumentando la tensión hasta el valor de $1,91e3$ Pa, habría riesgo de fatiga o fractura puesto que, el sólido no se está deformando. El material se hace más rígido.

3.3. SIMULACIÓN DE UN CUBO CON DEMIRAY

Antes de comenzar con las simulaciones, se cambió nuevamente el plugin aplicar el material de Demiray. Al igual que en los modelos teóricos anteriores, se modificó en el código el material y las condiciones de contorno que serán características de cada simulación.

```
<Material>
  <material id="1" name="Material1" type="fedemiray">
    <a>107,19e-3</a>
    <b>1,4</b>
    <k>250</k>
  </material>
</Material>
```

Figura. 50. Modificación del material fedemiray en el archivo.feb

Las condiciones de contorno aplicadas a la primera simulación fueron:

- Fijar completamente del desplazamiento de la cara inferior ejes (x, y, z) y en la cara superior fijar el desplazamiento en el eje (x e y) para permitir la compresión en el eje z.
- Se aplica un desplazamiento en el eje z (sentido negativo) de valor 0.3 m en el nodo central (N65).
- Parámetros del modelo de Demiray utilizados: $a = 107.19e-3$, $b = 1.4$, $k = 250$ Pa.

Suponiendo esos valores, el cubo se comportó de una manera irreal. En la compilación salió el coeficiente de Poisson negativo, luego las aristas del cubo convergieron tal y como sucede en la figura 42.

Estudio teórico experimental comparativo de los distintos modelos mecánicos de tejidos biológicos blandos empleados por software de elementos finitos.

En la segunda simulación de Demiray, lo único que se modificó fue el valor de k , incrementando este a un valor elevado de 9000 Pa, para así poder observar bien las diferencias. Se llegó a la conclusión de que el cubo se deformaba bastante, comportándose el material como un plástico. Siendo el valor de la tensión máxima de 205 Pa. Esta vez en lugar de estar concentrada solo en el nodo al que se le aplica el desplazamiento, había también tensión en las caras laterales, tal y como se muestra en la imagen siguiente:

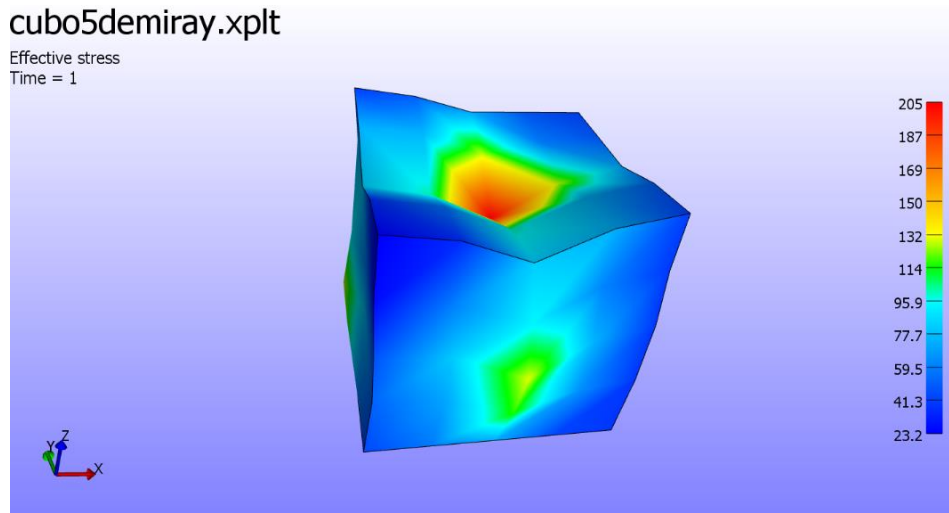


Figura. 51. Representación de la tensión efectiva en un nodo de un cubo con fedemiray.

Se puede visualizar como a pesar de estar estudiando tres modelos teóricos hiperelásticos, el material de Demiray se deforma con más facilidad aplicando las mismas caras.

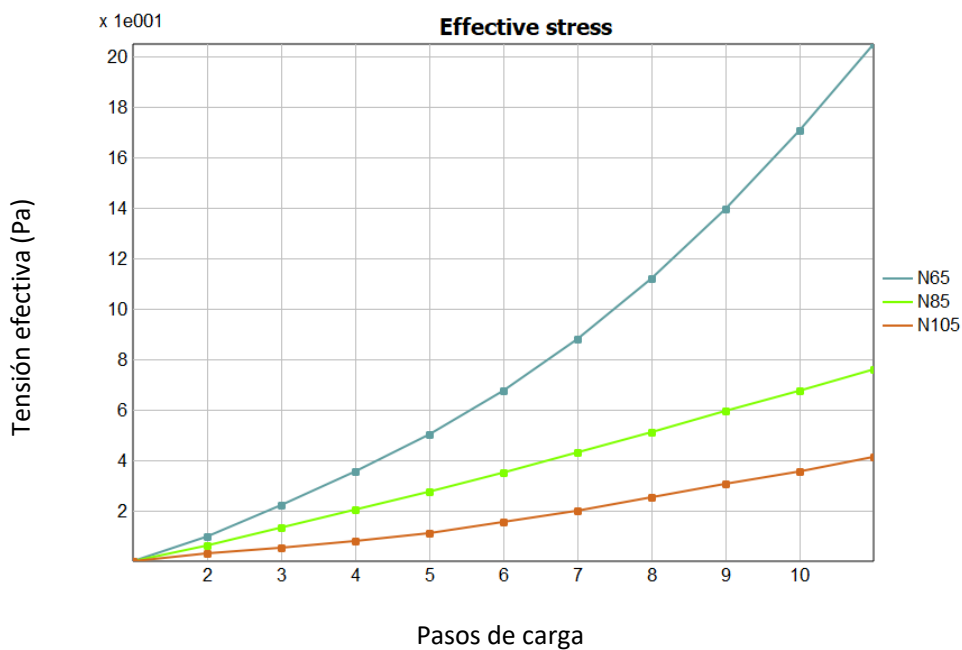


Figura. 52. Gráfica de comparación tensión en diferentes nodos en Demiray.

Estudio teórico experimental comparativo de los distintos modelos mecánicos de tejidos biológicos blandos empleados por software de elementos finitos.

Se observa como el nodo N65 sigue la tendencia exponencial notable pero los nodos N85 y N105 tienen más tensión efectiva que los otros dos casos estudiados por lo que se este material se deforma más rápidamente.

En la siguiente grafica (figura 53) se muestra el desplazamiento, que también es diferente al resultado obtenido en los otros dos casos, pues como ya hemos dicho se trata de un material más deformable. El nodo que más llama la atención es el N105 puesto que comienza a deformarse en sentido negativo pero como la carga aplicada es grande, el material se desestabiliza y comienza a deformarse rápidamente observando ese desplazamiento.

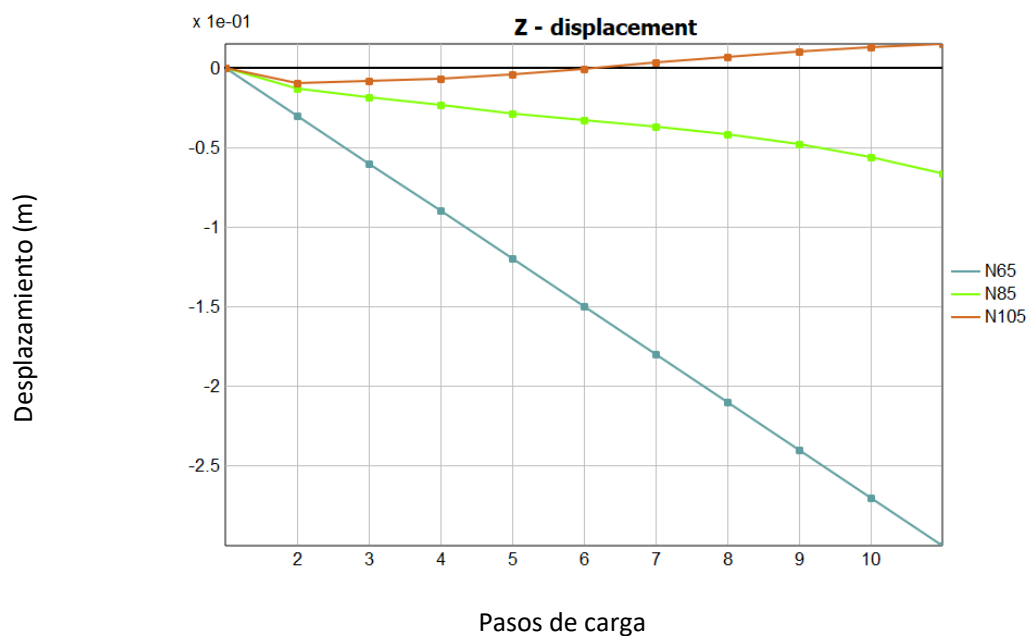


Figura. 53. Gráfica de comparación de desplazamiento en diferentes nodos en Demiray.

Estudio teórico experimental comparativo de los distintos modelos mecánicos de tejidos biológicos blandos empleados por software de elementos finitos.

CAPÍTULO 4

4. DISCUSIÓN

La simulación del hígado con la implantación de los modelos teóricos creados es el paso final del Trabajo de Fin de Grado. Además, el objetivo principal del mismo era el estudio comparativo de los diferentes modelos teóricos. Se han realizado las simulaciones con un caso sencillo, como fue un cubo, con el fin aplicar los modelos creados en un caso real, siendo el objeto de estudio el de un hígado in vivo.

Para comenzar, conviene recordar que los tres modelos estudiados NeoHookean, Mooney Rivlin y Demiray son materiales hiperelásticos. Sin embargo, el de Demiray se trata del material más deformable, el de NeoHookean es el modelo menos exacto y más próximo al modelo elástico, quedando por tanto el material más adecuado para la simulación en el hígado el de Mooney Rivlin de tres parámetros puesto que el de dos parámetros no es tan preciso. También es importante recordar que tanto el material de NeoHookean como Mooney Rivlin son funciones polinómicas mientras que en el caso de Demiray es exponencial, por ello en este último se requerirá mayor complejidad en el cálculo de las simulaciones.

Además, también se han llegado a diversas conclusiones comunes para todos. La primera sería que la tensión va ligada al nivel de carga que se aplique, si la carga es elevada entonces la tensión lo será también. Sin embargo, hay que tener en cuenta la rigidez, si se trata de un sólido más rígido por los valores utilizados, entonces la tensión será todavía mayor pues se opone a la deformación, habiendo por tanto una mayor concentración en el sólido estudiado. También hay que tener en cuenta es el coeficiente de Poisson (el valor medio suele ser 0,3), que en el caso de Mooney Rivlin y Demiray se encuentra implementado en el valor de k (tabla 1). A medida que se incrementa el valor de k , aumenta la deformación en el material, en cambio sí éste disminuye (haciendo el cociente de Poisson negativo) entonces el sólido se comporta de una forma que distinta a la realidad.

Dicho todo esto, se va a caracterizar al tejido biológico in vivo con el material de Mooney Rivlin por ser el que mejor se asemeja a la realidad en ese tipo de tejido. Las condiciones de contorno aplicadas son:

- Fijar en desplazamiento completamente (ejes x,y,z) en la parte inferior del hígado en algunos nodos.
- Fijar el desplazamiento en los ejes x e y en algunos nodos de la parte superior del hígado.

Estudio teórico experimental comparativo de los distintos modelos mecánicos de tejidos biológicos blandos empleados por software de elementos finitos.

- Aplicar una carga de desplazamiento en algunos nodos de la parte superior del hígado, de valor 10 m.
- Parámetros del modelo de Mooney-Rivlin utilizados: $c_1 = 150$, $c_2 = 150$, $c_3 = 150$ y $k = 1000$ Pa.

Se aplicaron esas condiciones de contorno según donde se localiza el órgano y cómo es el movimiento del mismo. Sobre todo, pensando en que debajo del hígado se encuentra el estómago, el cual limita el desplazamiento de esa zona y que en la parte de arriba está el diafragma, el cual produce un movimiento en el hígado ligado a la respiración. Por tanto, en la parte superior, se ha fijado el desplazamiento en dos direcciones, dejando libre una debido a la compresión que hará el diafragma en el hígado. [27]

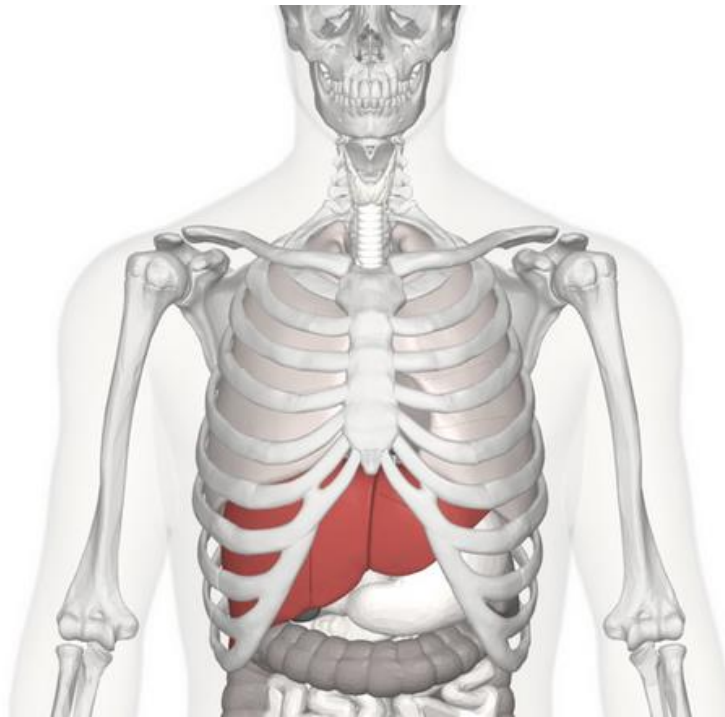


Figura. 54. Localización del hígado.[27]

La simulación del desplazamiento en el programa FEBio con el material de Mooney Rivlin creado, quedaría, por tanto, de la siguiente manera:

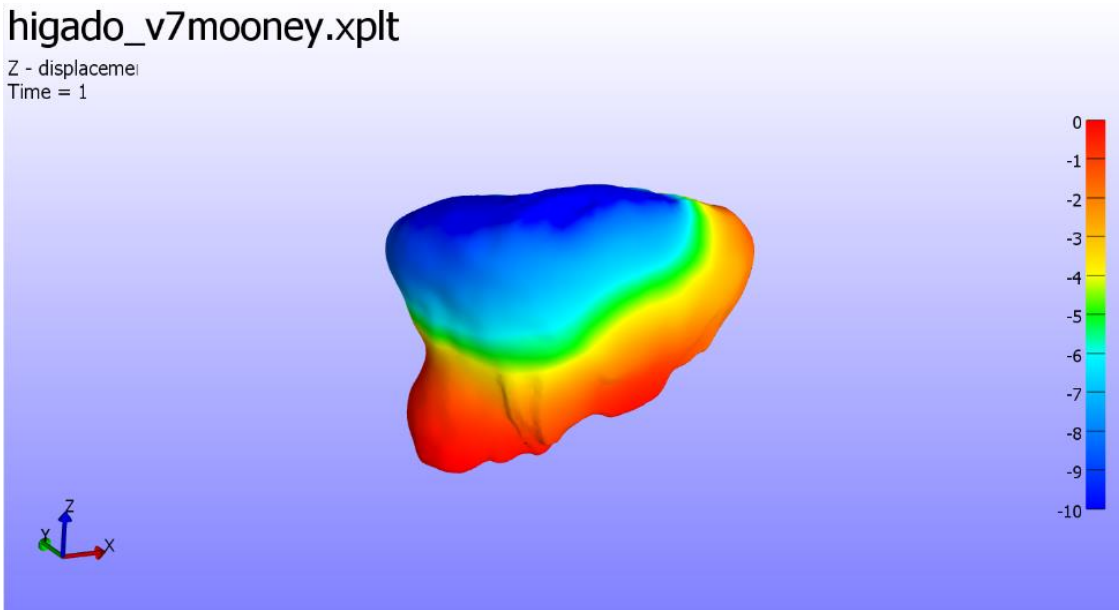


Figura. 55. Desplazamiento del hígado.

Visualizando, como ya se ha comentado, la fijación total de la parte inferior y el desplazamiento de la parte superior de 10 m en el eje negativo, puesto que el diafragma actúa como fuerza de compresión.

Con respecto a la tensión, se observó que seguía una tendencia exponencial, pero sin ningún riesgo de fatiga puesto que no se observó en la simulación concentraciones de tensión a diferencia de lo sucedido con los cubos. Además, tampoco se visualizó comportamientos rígidos, como se dio en el caso de algunos cubos. Lo que llevó a pensar que se trataba de un modelo adecuado puesto que el hígado empleado en el estudio fue uno sano, es decir, sin ninguna patología.

Lo que se puede observar en la simulación se parece a lo ocurre en la realidad. Quedando la gráfica de la siguiente manera:

Estudio teórico experimental comparativo de los distintos modelos mecánicos de tejidos biológicos blandos empleados por software de elementos finitos.

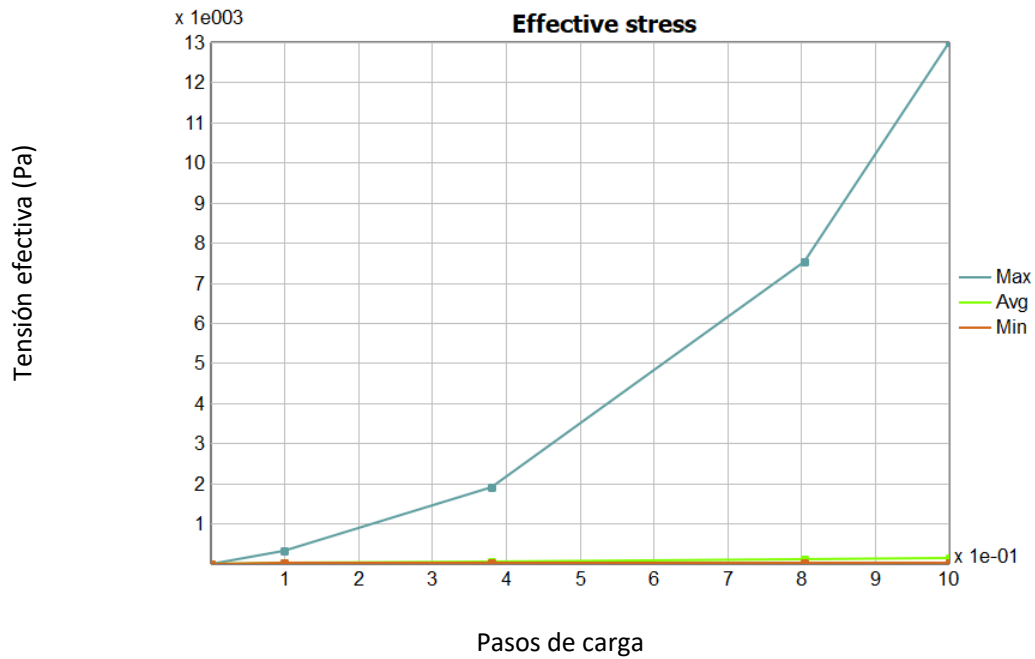


Figura. 56. Gráfica tensión efectiva en hígado.

Para finalizar, el modelo teórico de Mooney Rivlin se adapta bastante bien al comportamiento real del tejido blando in vivo como es el caso del hígado. Además, se debe tener en cuenta, que en función de los parámetros de entrada se obtendrán unos resultados u otros en función del estudio que se desee realizar. Cabe destacar también, que el comportamiento biomecánico es tremendamente complejo de modelar, puesto que cada órgano de cada persona es diferente y también porque se necesita modelos teóricos que se aproximen lo máximo posible a la realidad. Elevando la dificultad del estudio, tal y como se comentó en apartados anteriores, en el caso de los hígados que sufren alguna enfermedad hepática, suelen modelarse con tejido viscoelástico ya que estos se deforman de tal forma, que es irre recuperable la forma original.

CAPÍTULO 5

5. CONCLUSION Y FUTURO TRABAJO

Para concluir, a lo largo del Trabajo de Fin de Grado se han estudiados tres modelos teóricos que han sido implementados, para posteriormente hacer simulaciones primero con un cubo y luego con el hígado. El comportamiento biomecánico es complejo de estudiar, debido a la gran variedad de tejidos y de órganos. Es por ello que lo que se ha pretendido a lo largo del trabajo es a través de un ensayo mecánico comparar la relación de tensiones y desplazamientos, en función de los valores iniciales. Por tanto es muy importante definir correctamente los parámetros del modelo a utilizar, al igual que aplicar la correcta carga, ya que estos pueden hacer variar las características del modelo.

En el caso del hígado, se aplicó el modelo de Mooney Rivlin por ser uno de los más utilizados en el análisis con elemento finitos en tejido blando y porque se observó que era el que mejor se adaptaba, puesto que presentaba deformación pero recuperaba parte de la forma original y no presentaba rigidez. Esta última característica, solo se da en casos con alguna enfermedad hepática.

Conviene recordar, que la biomecánica es una ciencia innovadora que a día de hoy se encuentra en continua investigación, es por ello que se necesita investigar todavía más para poder lograr un modelo mecánico para el hígado in vivo más realista. Puesto que como consecuencia de eso, se podría aprender más sobre este órgano para mejorar la calidad de vida de las personas con alguna enfermedad hepática. Concretamente, en este Trabajo de fin de Grado como futuro trabajo podrían realizarse más simulaciones con otros materiales como por ejemplo con el modelos de Ogden. Además, podrían tomarse medidas experimentales para poder validar con más evidencias las comparaciones con los modelos teóricos.

Estudio teórico experimental comparativo de los distintos modelos mecánicos de tejidos biológicos blandos empleados por software de elementos finitos.

CAPÍTULO 6

6. REFERENCIAS

- [1] Definición de la mecánica. Enlace (acceso 02/01/2019): <http://andyoliveros.blogspot.com/2010/02/definicion-de-mecanica.html>
- [2] Principales bloques de la mecánica. Enlace (acceso 02/01/2019): <https://www.ecured.cu/Mec%C3%A1nica>
- [3] Evolución histórica de la biomecánica. Enlace (acceso 12/03/2019): <https://g-se.com/blog-2-resumen-de-la-evolucion-historica-de-la-biomecanica-bp-457cfb26d0a0a6>
- [4] C, Forno. Docente en la Universidad de Pedro de Valdivia. Enlace (acceso 12/03/2019): <http://academico.upv.cl/doctos/KINE-4017/%7BFB54167D-14E0-4CCC-9ABA-71A014819712%7D/2012/S1/Clase2VESP%20%5bModo%20de%20compatibilidad%5d.pdf>
- [5] A. Carnicero. Introducción al método de Elementos finitos. Enlace (acceso 18/02/2019): https://www.iit.comillas.edu/carnicero/Resistencia/Introduccion_al_MEF.pdf
- [6] Introducción al método de los elementos finitos. Enlace (acceso 18/02/2019): http://ocw.uc3m.es/mecanica-de-medios-continuos-y-teoria-de-estructuras/ingenieria-estructural/material-de-clase-1/apuntes/Capitulo_9.-Introduccion_al_metodo_de_los_elementos_finitos.pdf
- [7] J.T. Celigüeta. Método de los Elementos Finitos para Análisis Estructural. Enlace (acceso 18/02/2019): <https://core.ac.uk/download/pdf/83570224.pdf>
- [8] S.Maas,D. Rawlins, J. Weiss, G. Ateshian (2018) Theory Manual Version. Enlace (acceso 25/01/2019): https://help.febio.org/FEBio/FEBio_tm_2_7/index.html
- [9] Materiales Elásticos. Enlace (acceso 25/03/2019): <https://www.lifeder.com/materiales-elasticos/>
- [10] Ensayo de tracción. Enlace (acceso 25/03/2019): <http://www.juntadeandalucia.es/averroes/centros-tic/21700290/helvia/aula/archivos/repositorio/0/11/html/traccion.html>
- [11] Materiales hiperelásticos. Enlace (acceso 25/03/2019): <https://www.simscale.com/docs/content/simulation/model/materials/hyperelasticMaterial.html>
- [12] Real Academia de la ingeniería. Enlace (acceso 02/06/2019): <http://diccionario.raing.es/es/lema/material-incompresible>
- [13] R.A. González Carbonell, E. Álvarez García, J. L. Moya Rodríguez, K. Abreu González (2009) Modelos de materiales hiperelásticos para el análisis de elastómetros usando MEF. Enlace (acceso 02/06/2019): <http://www.ingenieriamecanica.cujae.edu.cu/index.php/revistaim/article/download/79/402>
- [14] S.Maas,D. Rawlins, J. Weiss, G. Ateshian (2018). User's Manual Version. Enlace (acceso 26/01/2019): https://help.febio.org/FEBio/FEBio_um_2_8/index.html
- [15] A. N. Jadhav , Dr. S.R. Bahulikar , N.H. Sapate.(2016) Comparative Study of Variation of MooneyRivlin Hyperelastic Material Models under Uniaxial Tensile Loading. Enlace (acceso 01/05/2019):http://ijariie.com/AdminUploadPdf/Comparative_Study_of_Variation_of_M

[ooney Rivlin Hyperelastic Material Models under Uniaxial Tensile Loading ijariie2865.pdf](#)

- [16] D.Huri, T Mankovits (2018). Comparison of the material models in rubber finite element análisis. IOP Conf. Series: Materials Science and Engineering 393, 2018, 012018. Enlace (acceso 02/06/2019): <https://iopscience.iop.org/article/10.1088/1757-899X/393/1/012018/pdf>
- [17] N. Kumar, V. Venkateswara Rao (2016). Hyperelastic Mooney-Rivlin Model: Determination and Physical Interpretation of Material Constants. MIT International Journal of Mechanical Engineering, Vol. 6, No. 1, January 2016, pp. 43-46. Enlace (acceso 02/06/2019): https://www.mitpublications.org/yellow_images/75618-me-book.43-46.pdf
- [18] Viscoelasticidad. RUA (Repositorio Institucional de la Universidad de Alicante). Enlace (acceso 27/05/2019): <https://rua.ua.es/dspace/bitstream/10045/3624/1/tema3RUA.pdf>
- [19] Zhao J, Zhai F, Cheng J, He Q, Luo J, Yang X, et al. (2017) Evaluating the Significance of Viscoelasticity in Diagnosing Early-Stage Liver Fibrosis with Transient Elastography. PLoS ONE 12(1): e0170073. Enlace (acceso 27/05/2019): <https://journals.plos.org/plosone/article?id=10.1371/journal.pone.0170073>
- [20] Web oficial software FEBio. (Acceso: 02/01/2019): <https://febio.org/>
- [21] Concepto de Plugin. Enlace (acceso 13/05/2019): <https://neoattack.com/neowiki/plugin/>
- [22] A. Peña-Peñate, L. G. Silva Rojas, R. Alcolea Núñez. (2016) Módulo de filtrado y segmentación de imágenes médicas digitales para el proyecto Vismedic. REv. Cuba cienc informat vol.10, no.1, La Habana. Enlace (acceso 23/06/2019): http://scielo.sld.cu/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S2227-18992016000100002
- [23] Formato DICOM. Enlace (acceso 23/06/2019): <https://clinic-cloud.com/blog/formato-dicom-que-es-estandar-imagenes-medicas/>
- [24] El hígado. Enlace (acceso 23/06/2019): <https://www.fundhepa.org.mx/Conoce%20tu%20higado.html>
- [25] Umbralización (Thresholding). Enlace (acceso 23/06/2019): https://www.lpi.tel.uva.es/~nacho/docencia/ing_ond_1/trabajos_03_04/sonificacion/cab_roa_archivos/umbralizacion.html
- [26] Coeficiente Negativo de Poisson (vídeo). Enlace (acceso 02/05/2019): <https://www.youtube.com/watch?v=-5jhiyIMzj8>
- [27] Localización del hígado. Enlace (acceso 28/06/2019): <https://yosedondeesta.com/donde-esta-el-higado/>
- [28] Gerhard A. Holzapfel. (2000). *Nonlinear Solid Mechanics*. Ed. John Wiley and Sons Ltd.

Estudio teórico experimental comparativo de los distintos modelos mecánicos de tejidos biológicos blandos empleados por software de elementos finitos.

Presupuesto

Estudio teórico experimental comparativo de los distintos modelos mecánicos de tejidos biológicos blandos empleados por software de elementos finitos.

Índice de presupuesto

1. INTRODUCCIÓN	1
2. PRESUPUESTO	2
2.1. PRECIO DE LA MANO DE OBRA	2
2.2. PRECIO DEL SOFTWARE.....	2
2.3. PRECIO MAQUINARIA.....	3
2.4. PRECIOS DESCOMPUESTOS PARCIALES.....	3
2.4.1. Precio planificación y recopilación.....	3
2.4.2. Precio de plugins y codificación	3
2.4.3. Precio diseño, simulación y comprobaciones	4
2.4.4. Precio elaboración y supervisión	4
2.5. PRESUPUESTO DE EJECUCIÓN POR CONTRATA	4
3. PLANIFICACIÓN	5
4. DIAGRAMA DE GANTT	6

Estudio teórico experimental comparativo de los distintos modelos mecánicos de tejidos biológicos blandos empleados por software de elementos finitos.

CAPÍTULO 1

1. INTRODUCCIÓN

En este documento se presentara el coste económico del Trabajo de Fin de Grado, así como la planificación del mismo realizado a lo largo de todo el cuatrimestre académico. Se tendrá en cuenta las horas de dedicación, todos los materiales necesarios para la realización del mismo y también las amortizaciones.

Para el desarrollo del proyecto será necesario contemplar la mano de obra y los productos necesarios para el buen desarrollo del mismo. En cuanto a la mano de obra se contara con una ingeniera en tecnologías industriales junior y con la encargada de la supervisión que será una ingeniera senior para una correcta realización del proyecto. Se calculará el coste total de cada una de ellas con las horas de dedicación empleadas.

En cuanto a los materiales utilizados algunos programas son de software libre, otros se han podido utilizar gracias a las versiones de estudiantes que poseen o gracias al software de la Universidad Politécnica de Valencia. Por lo tanto, en el caso de esos softwares no se contabilizara en el presupuesto ya que no ha sido necesario el precio de adquisición. Sin embargo, hay otros programas que si son de pago como es el caso de Microsoft que es completamente necesario para la realización de le memoria, luego se calculara la tasa de amortización del mismo en el proyecto. Por lo que se encontrara que solo computa en el presupuesto del proyecto aquello que tiene un precio de adquisición y que por tanto se deberá de calcular el factor de amortización del mismo.

Además, se tendrá en cuenta también el ordenador comprado con las características necesarias para la realización del Trabajo de Fin de Grado y por tanto se obtendrá la tasa de amortización del mismo.

Para finalizar, para la obtención del presupuesto final del Trabajo de Fin de Grado se tendrá en cuenta los incrementos de los gastos generales (13%) y también el beneficio industrial (6%) sobre el presupuesto de ejecución de material. Aparte se aplicara el impuesto IVA del 21% impuesto por la Agencia Tributaria.

CAPÍTULO 2

2. PRESUPUESTO

Se elabora el presupuesto con el fin de evaluar el coste total de los recursos empleados en la actividad Trabajo Fin de Grado. Se tendrá en cuenta la mano de obra tanto la junior como la senior, todos los softwares necesarios para el desarrollo del proyecto y por último la inversión inicial que se realiza para poder realizar el trabajo de la mejor manera posible.

2.1.PRECIO DE LA MANO DE OBRA

Num.	Descripción	Precio	Horas	Total
1	Ingeniera en tecnologías industriales junior	9€/h	300h	2.700 €
2	Ingeniera senior encargado de la supervisión	18€/h	13h	234 €

Coste total mano de obra: 2.934€

2.2.PRECIO DEL SOFTWARE

Num.	Descripción	Precio	Cantidad	Fact.Amort.	Total
1	Visual Studio 2013	0 €	1 u	-	0 €
2	DevC++	0 €	1 u	-	0 €
3	FEBio	0 €	1 u	-	0 €
4	Microsoft Office 2016	123,14 €	1 u	32/48	82,09 €
5	ScanIP	30.000 €	1 u	40/120	4.800 €
6	Matlab (Estudiante)	0 €	1 u	-	0 €

Coste software: 4.882,09€

Estudio teórico experimental comparativo de los distintos modelos mecánicos de tejidos biológicos blandos empleados por software de elementos finitos.

2.3. PRECIO MAQUINARIA

Num.	Descripción	Precio	Cantidad	Fact.Amort.	Total
1	Ordenador ASUS Zenbook	1.300 €	1 u	54/60	1.170,00 €

Coste maquinaria: 1.170€

2.4. PRECIOS DESCOMPUESTOS PARCIALES

2.4.1. Precio planificación y recopilación

Num.	Descripción	Precio	Horas	Total
1	Estudio de la actividad	9€/h	1h	9,00 €
2	Elección de la tutora	9€/h	1h	9,00 €
3	Planificación del proyecto	9€/h	1,5h	22,50 €
4	Elección del programa de elementos finitos	18€/h	0,5 h	9,00 €
5	Decisión de FEBio	18€/h	0,5 h	9,00 €
6	Instalación FEBio	9€/h	0,5 h	4,50 €
7	Control FEBio	9€/h	20 h	180,00 €
8	Instalación C++	9€/h	0,5 h	4,50 €
9	Instalación Visual Studio	9€/h	1,5 h	13,50 €
10	Dominio teoría de FEBio	9€/h	10 h	90,00 €

Coste planificación y recopilación: 351 €

2.4.2. Precio de plugins y codificación

Num.	Descripción	Precio	Horas	Total
1	Elaboración de plugins	9€/h	20h	180,00 €
2	Codificación	9€/h	30h	270,00 €

Coste plugins y codificación: 450 €

Estudio teórico experimental comparativo de los distintos modelos mecánicos de tejidos biológicos blandos empleados por software de elementos finitos.

2.4.3. Precio diseño, simulación y comprobaciones

Num.	Descripción	Precio	Horas	Total
1	Diseño modelo (ScanIP)	9€/h	40 h	360,00 €
2	Transcripción Matlab	9€/h	40 h	360,00 €
3	Simulación en FEBio	9€/h	12,5 h	112,50 €
4	Comprobaciones	9€/h	10 h	90,00 €

Coste diseño, simulación y comprobaciones: 922,50 €

2.4.4. Precio elaboración y supervisión

Num.	Descripción	Precio	Horas	Total
1	Elaboración memoria	9€/h	100 h	900,00 €
2	Supervisión memoria junior	9€/h	10,5 h	94,50 €
3	Supervisión memoria senior	18€/h	12 h	216,00 €

Coste elaboración y supervisión: 1.210,5 €

2.5. PRESUPUESTO DE EJECUCIÓN POR CONTRATA

DESCRIPCIÓN	IMPORTE
<i>Coste planificación y recopilación</i>	351,00 €
<i>Coste plugins y codificación</i>	450,00 €
<i>Coste diseño, simulación y comprobaciones</i>	922,50 €
<i>Coste software</i>	4882,09 €
<i>Coste maquinaria</i>	1.170,00 €
<i>Coste elaboración y supervisión</i>	1.210,50 €
PRESUPUESTO DE EJECUCIÓN DE MATERIAL	8986,09 €
<i>Gastos generales (13%)</i>	1168,19 €
<i>Beneficio industrial (6%)</i>	539,17 €
<i>IVA (21%)</i>	1887,08 €
PRESUPUESTO DE EJECUCIÓN POR CONTRATA	12.580,53 €

CAPÍTULO 3

3. PLANIFICACIÓN

En la siguiente tabla se muestra como fue el desarrollo del proyecto y la evolución en el tiempo del mismo. Se incluye la actividad realizada, así como el inicio y fin de la misma sin olvidar las actividades predecesoras necesarias para poder realizar la siguiente tarea.

ID	TAREAS	INICIO	FIN	DURACION	PREDECESORA
1	FASE PREVIA				
2	Estudio de la actividad a realizar	03/12/2018	17/12/2018	1h	
3	Búsqueda de tutora	18/12/2018	21/12/2018	1h	2
4	Planificación del proyecto	24/12/2018	26/12/2018	1,5h	3
5	FASE DE DESARROLLO				
6	Búsqueda y elección de programas de elementos finitos	27/12/2018	28/12/2018	0,5h	4
7	Decisión de FEBio	31/12/2018	31/12/2018	0,5h	6
8	Descarga e instalación de FEBio	01/01/2019	01/01/2019	0,5h	7
9	Control de FEBio	02/01/2019	14/01/2019	20h	8
10	Descarga e instalación de C++	14/01/2019	14/01/2019	0,5h	
11	Descarga e instalación de Visual Studio 2013	14/01/2019	14/01/2019	1,5h	10CC
12	Dominio de teoría de FEBio	02/01/2019	18/03/2019	10h	9CC
13	Elaboración de plugins	15/01/2019	17/04/2019	20h	9
14	Modificación y codificación	18/04/2019	20/06/2019	30h	13
15	Diseño del modelo (ScanIP)	20/05/2019	29/05/2019	40h	
16	Transcripción Matlab	30/05/2019	14/06/2019	40h	15
17	Simulación en FEBio	15/01/2019	24/06/2019	12,5h	9
18	Comprobaciones	25/06/2019	27/06/2019	10h	17
19	ELABORACION DE MEMORIA	08/02/2019	27/06/2019	100h	18FF
20	SUPERVISION DEL PROYECTO	02/01/2019	27/06/2019	10,5h	8

CAPÍTULO 4

4. DIAGRAMA DE GANTT

Se encuentra la siguiente hoja para así poder visualizarlo mejor.

Estudio teórico experimental comparativo de los distintos modelos mecánicos de tejidos biológicos blandos empleados por software de elementos finitos.

Estudio teórico experimental comparativo de los distintos modelos mecánicos de tejidos biológicos blandos empleados por software de elementos finitos.

Anexos

Estudio teórico experimental comparativo de los distintos modelos mecánicos de tejidos biológicos blandos empleados por software de elementos finitos.

Índice de anexos

ANEXO 1: MOONEY RIVLIN	1
1. ARCHIVO CPP.....	1
ANEXO 2: DEMIRAY	4
1. ARCHIVO CPP DEMIRAY	4
ANEXO 3: PLUGINS	6
1. IMPLEMENTACIÓN DE UN PLUGIN EXISTENTE	6
2. CREACIÓN DE UN PLUGIN	9

Índice de figuras de los anexos

<i>Figura. 1. Tensor de Cauchy de Mooney Rivlin.</i>	1
<i>Figura. 2. Tensor de Elasticidad en Mooney Rivlin.</i>	2
<i>Figura. 3. Función de energía en Mooney Rivlin.</i>	3
<i>Figura. 4. Tensor de Cauchy en Demiray.</i>	4
<i>Figura. 5. Tensor de elasticidad en Demiray.</i>	5
<i>Figura. 6. Función de energía en Demiray.</i>	5
<i>Figura. 7. Función mlink.</i>	6
<i>Figura. 8. Vinculo simbólico en el símbolo del sistema.</i>	6
<i>Figura. 9. Variables de entorno de path.</i>	7
<i>Figura. 10. Propiedades del sistema de path.</i>	7
<i>Figura. 11. Visualización de path creado.</i>	7
<i>Figura. 12. Vinculación del plugin existente con FEBio.</i>	8
<i>Figura. 13. PostView de la primera simulación realizada.</i>	8
<i>Figura. 14. Elección de características del proyecto en Visual Studio 2013.</i>	9
<i>Figura. 15. Creación de un plugin Configuration Manager.</i>	10
<i>Figura. 16. Creación de un plugin New Solucion Platform.</i>	10
<i>Figura. 17. Configuration Manager con Release y x64 finalizada.</i>	10
<i>Figura. 18. C/C++ en Precompiled headers.</i>	11
<i>Figura. 19. VC++ bibliotecas de FEBio.</i>	11
<i>Figura. 20. Archivo h de Mooney Rivlin.</i>	12
<i>Figura. 21. Archivo h de Demiray.</i>	12
<i>Figura. 22. Archivo dllmain.</i>	13

ANEXO 1: MOONEY RIVLIN

1. ARCHIVO CPP

Para la implementación de las fórmulas vistas en el apartado 2.2.2.3. se necesitará la ayuda de un programa de creaciones de código. En un primer momento comenzó a realizarse con el software de programación DevC++ pero se observó que se necesitaba modificar los archivos makefile del programa FEBio. Por ello se decidió usar el programa Visual Studio 2013 que además es el recomendado por los desarrolladores de FEBio para la creación de códigos y posteriormente de plugins.

El archivo cpp será fundamental modificarlo puesto que se encuentra toda la definición de parámetros y las ecuaciones. Por ello, con las ecuaciones descritas en el apartado quedarían de la siguiente manera.

Siendo la primera imagen referida al tensor de Cauchy.

```
1 // FEMooneyRivlinPIA.cpp : Defines the exported functions for the DLL application.
2
3 #include "FEMooneyRivlinPIA.h"
4
5 //-----
6 // define the material parameters
7 BEGIN_PARAMETER_LIST(FEMooneyRivlinPIA, FEUncoupledMaterial)
8 ADD_PARAMETER2(m_c1, FE_PARAM_DOUBLE, FE_RANGE_GREATER(0.0), "c1");
9 ADD_PARAMETER(m_c2, FE_PARAM_DOUBLE, "c2");
10 ADD_PARAMETER(m_c3, FE_PARAM_DOUBLE, "c3");
11 //ADD_PARAMETER(m_K, FE_PARAM_DOUBLE, "K");
12 END_PARAMETER_LIST();
13
14 //-----
15 //! Calculate the deviatoric stress
16 mat3ds FEMooneyRivlinPIA::DevStress(FEMaterialPoint& mp)
17 {
18     FEElasticMaterialPoint& pt = *mp.ExtractData<FEElasticMaterialPoint>();
19
20     // determinant of deformation gradient
21     double J = pt.m_J;
22
23     // calculate deviatoric left Cauchy-Green tensor
24     mat3ds B = pt.DevLeftCauchyGreen();
25
26     // calculate square of B
27     mat3ds B2 = B*B;
28
29     // Invariants of B (= invariants of C)
30     // Note that these are the invariants of Btilde, not of B!
31     double I1 = B.tr();
32     double I2 = 0.5*(I1*I1 - B2.tr());
33
34     // --- TODO: put strain energy derivatives here ---
35
36     double W1 = m_c1 - 3 * m_c3 + m_c3*I2;
37     double W2 = m_c2 - 3 * m_c3 + m_c3*I1;
38     // ---
39
40     mat3ds T = B*(W1 + W2*I1) - B2*W2;
41
42     return T.dev()*(2.0 / J);
43 }
```

Figura. 1. Tensor de Cauchy de Mooney Rivlin.

Estudio teórico experimental comparativo de los distintos modelos mecánicos de tejidos biológicos blandos empleados por software de elementos finitos.

La figura 2, referida a la implementación del tensor de elasticidad.

```
47 tens4ds FEMooneyRivlinPIA::DevTangent(FEMaterialPoint& mp)
48 {
49     FEElasticMaterialPoint& pt = *mp.ExtractData<FEElasticMaterialPoint>();
50
51     // determinant of deformation gradient
52     double J = pt.m_J;
53     double Ji = 1.0 / J;
54
55     // calculate deviatoric Left Cauchy-Green tensor: B = F*Ft
56     mat3ds B = pt.DevLeftCauchyGreen();
57
58     // calculate square of B
59     mat3ds B2 = B*B;
60
61     // Invariants of B (= invariants of C)
62     double I1 = B.tr();
63     double I2 = 0.5*(I1*I1 - B2.tr());
64
65     // --- TODO: put strain energy derivatives here ---
66     // Wi = dW/dIi
67     double W1, W2;
68     W1 = m_c1 - 3 * m_c3 + m_c3*I2;
69     W2 = m_c2 - 3 * m_c3 + m_c3*I1;
70     // ---
71
72     // calculate dWdC:C
73     double WC = W1*I1 + 2 * W2*I2;
74
75     // calculate C:d2WdCdC:C
76     double CWC = 2 * I2*W2;
77
78     // deviatoric cauchy-stress, trs = trace[s]/3
79     mat3ds devs = pt.m_s.dev();
80
81     mat3ds T = B*(W1 + W2*I1) - B2*W2;
82     T = T.dev()*(2.0 / J);
83
84     // Identity tensor
85     mat3ds I(1, 1, 1, 0, 0, 0);
86
87     tens4ds IxI = dyad1s(I);
88     tens4ds I4 = dyad4s(I);
89     tens4ds BxB = dyad1s(B);
90     tens4ds B4 = dyad4s(B);
91
92     // d2W/dCdC:C
93     mat3ds WCCxC = B*(W2*I1) - B2*W2;
94
95     tens4ds cw = (BxB - B4)*(W2*4.0*Ji) - dyad1s(WCCxC, I)*(4.0 / 3.0*Ji) + IxI*(4.0 / 9.0*Ji*CWC);
96
97     tens4ds c = dyad1s(devs, I)*(-2.0 / 3.0) + (I4 - IxI / 3.0)*(4.0 / 3.0*Ji*WC) + cw;
98
99     return c;
100 }
101
102
```

Figura. 2. Tensor de Elasticidad en Mooney Rivlin.

Estudio teórico experimental comparativo de los distintos modelos mecánicos de tejidos biológicos blandos empleados por software de elementos finitos.

La última parte para finalizar la implementación de Mooney Rivlin de tres parámetros es codificar la fórmula nueva de la energía, quedando por tanto en el programa Visual Studio de la siguiente manera:

```
103 //-----
104 /// calculate deviatoric strain energy density
105 double FEMooneyRivlinPIA::DevStrainEnergyDensity(FEMaterialPoint& mp)
106 {
107     FEElasticMaterialPoint& pt = *mp.ExtractData<FEElasticMaterialPoint>();
108
109     double J = pt.m_J;
110     //double lnJ = log(J);
111
112     // calculate deviatoric left Cauchy-Green tensor
113     mat3ds B = pt.DevLeftCauchyGreen();
114
115     // calculate square of B
116     mat3ds B2 = B*B;
117
118     // Invariants of B (= invariants of C)
119     // Note that these are the invariants of Btilde, not of B!
120     double I1 = B.tr();
121     double I2 = 0.5*(I1*I1 - B2.tr());
122
123     //
124     // W = C1*(I1 - 3) + C2*(I2 - 3)
125     //
126     //double sed = (c1*(I1 - 3) + c2*(I2 - 3) + c3*(I1 - 3)*(I2 - 3)) + (m_K / 2.0*(lnJ*lnJ));
127     double sed = (m_c1*(I1 - 3) + m_c2*(I2 - 3) + m_c3*(I1 - 3)*(I2 - 3));
128
129     return sed;
130 }
131
```

Figura. 3. Función de energía en Mooney Rivlin.

ANEXO 2: DEMIRAY

1. ARCHIVO CPP DEMIRAY

Para la implementación de las ecuaciones de Demiray (apartado 2.2.2.4) en Visual Studio, se ha tenido en cuenta una simplificación. Por comodidad a la hora de escribir las ecuaciones, se ha sustituido $\frac{1}{J} = J_i$ quedando por tanto el tensor de Cauchy de la siguiente manera:

```
3
4  #include "FEDemiray.h"
5
6  // define the material parameters
7  BEGIN_PARAMETER_LIST(FEDemiray, FEUncoupledMaterial)
8  ADD_PARAMETER2(m_a, FE_PARAM_DOUBLE, FE_RANGE_GREATER(0.0), "a");
9  ADD_PARAMETER(m_b, FE_PARAM_DOUBLE, "b");
10 ADD_PARAMETER(m_K, FE_PARAM_DOUBLE, "K");
11 END_PARAMETER_LIST();
12
13 mat3ds FEDemiray::DevStress(FEMaterialPoint&mp)
14 {
15     FEElasticMaterialPoint& pt = *mp.ExtractData<FEElasticMaterialPoint>();
16
17     // determinant of deformation gradient
18     double J = pt.m_J;
19     double Ji = 1.0 / J;
20     double lnJ = log(J);
21
22     // calculate deviatoric left Cauchy-Green tensor
23     mat3ds B = pt.DevLeftCauchyGreen();
24
25     // Invariants of B (= invariants of C)
26     // Note that these are the invariants of Btilde, not of B!
27     double I1 = B.tr();
28
29     mat3dd I(1);
30
31     mat3ds T = Ji*m_a*(exp(m_b / 2.0*(I1 - 3.0)))*B + m_K*Ji*lnJ*I;
32
33     return T;
34 }
35
```

Figura. 4. Tensor de Cauchy en Demiray.

Estudio teórico experimental comparativo de los distintos modelos mecánicos de tejidos biológicos blandos empleados por software de elementos finitos.

El tensor de elasticidad se codifica tal que así:

```
36 //-----
37 /// Calculate the deviatoric tangent
38 tens4ds FEDemiray::DevTangent(FEMaterialPoint& mp)
39 {
40     FEElasticMaterialPoint& pt = *mp.ExtractData<FEElasticMaterialPoint>();
41
42     // determinant of deformation gradient
43     double J = pt.m_J;
44     double Ji = 1.0 / J;
45     double lnJ = log(J);
46
47     // calculate deviatoric Left Cauchy-Green tensor: B = F*Ft
48     mat3ds B = pt.DevLeftCauchyGreen();
49
50
51     // Invariants of B (= invariants of C)
52     double I1 = B.tr();
53
54
55     // Identity tensor
56     mat3ds I(1, 1, 1, 0, 0, 0);
57
58     tens4ds IxI = dyad1s(I);
59     tens4ds I4 = dyad4s(I);
60
61     tens4ds c = Ji*(m_a*m_b*(exp(m_b / 2.0*(I1 - 3.0))) + (m_K*lnJ + m_K*J*(1 - lnJ))*IxI - 2 * Ji*m_K*lnJ*I4;
62
63     return c;
64 }
65
```

Figura. 5. Tensor de elasticidad en Demiray.

Para finalizar con la implementación del nuevo material de Demiray, quedaría por codificar la función de la energía, quedando de la forma siguiente:

```
67 //-----
68 /// calculate deviatoric strain energy density
69 double FEDemiray::DevStrainEnergyDensity(FEMaterialPoint& mp)
70 {
71     FEElasticMaterialPoint& pt = *mp.ExtractData<FEElasticMaterialPoint>();
72
73     double J = pt.m_J;
74     double lnJ = log(J);
75
76     // calculate deviatoric left Cauchy-Green tensor
77     mat3ds B = pt.DevLeftCauchyGreen();
78
79     // Invariants of B (= invariants of C)
80     // Note that these are the invariants of Btilde, not of B!
81     double I1 = B.tr();
82
83     //
84     // W = a/b*[exp(b/2*/I1-3)-1]+K/2*(lnJ)*(lnJ)
85     //
86     double sed = m_a / m_b*exp(m_b / 2.0*(I1 - 3.0) - 1) + m_K / 2.0*(lnJ*lnJ);
87
88     return sed;
89 }
```

Figura. 6. Función de energía en Demiray.

ANEXO 3: PLUGINS

1. IMPLEMENTACIÓN DE UN PLUGIN EXISTENTE

Antes de comenzar con todo el proceso de creación de plugin y sobre todo de entender cómo funciona matemáticamente cada archivo será sumamente necesario aprender a implementar un plugin ya existente. En la página web oficial del software libre se encuentra un ejemplo de creación de plugin para el caso del modelo de NeoHookean, el cual se puede descargar. La carpeta llamada NeoHookeanPI (plugin de ejemplo de NeoHookean de la web) contiene las siguientes carpetas:

- Bin: contendrá el plugin a utilizar
- Examples: se encuentra el ejemplo de prueba que se ejecutara
- Src: donde está situado el código fuente del material

Seguidamente, se accede a la carpeta NeoHookeanPI/src desde Símbolo del sistema. Para poder crear un vínculo simbólico mediante la función mklink entre la carpeta NeoHookeanPI con el resto de los archivos del programa sdk/include/FEBioMech.

La función mklink permitirá crear ese enlace simbólico y en función del parámetro que el usuario decida poner se creará un tipo de enlace u otro. Si por ejemplo se decide utilizar el parámetro tal y como se dice en la web de Microsoft /j entonces creara una unión de directorios, /h creara un vínculo físico en un lugar simbólico y por último que se utilizara en este caso que será el /d que generara un vínculo simbólico del directorio. Quedando la sintaxis del comando:

```
mklink [[/d] | [/h] | [/j]] <Link> <Target>
```

Figura. 7. Función mklink.

El comando <Link> se pondrá como nombre origen y en <Target> se colocará la ruta perteneciente a la carpeta sdk de FEBio. Si todo funciona correctamente debería ser favorable la creación de ese vínculo, mostrando el símbolo del sistema esto.

```
C:\Users\Alicia\Desktop\NeoHookeanPI\NeoHookeanPI\src>mklink /d origen C:\FEBio\sdk\include\FEBioMech
vínculo simbólico creado para origen <==> C:\FEBio\sdk\include\FEBioMech
```

Figura. 8. Vinculo simbólico en el símbolo del sistema.

Estudio teórico experimental comparativo de los distintos modelos mecánicos de tejidos biológicos blandos empleados por software de elementos finitos.

El próximo paso será crear el Path FEBio.

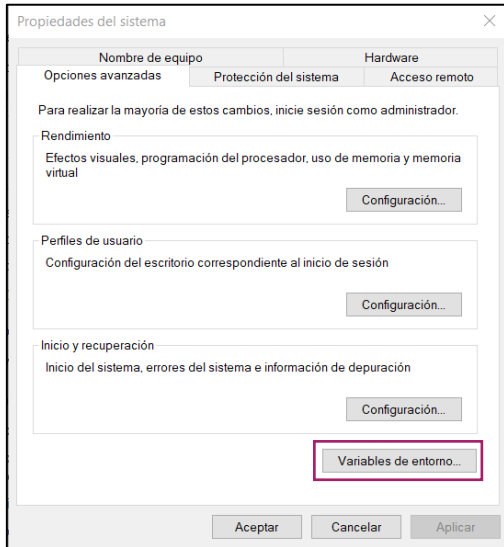


Figura. 10. Propiedades del sistema de path.

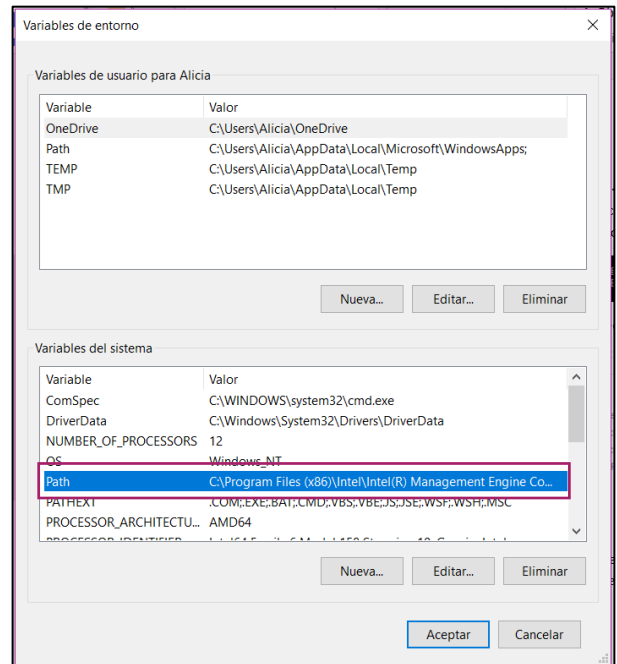


Figura. 9. Variables de entorno de path.

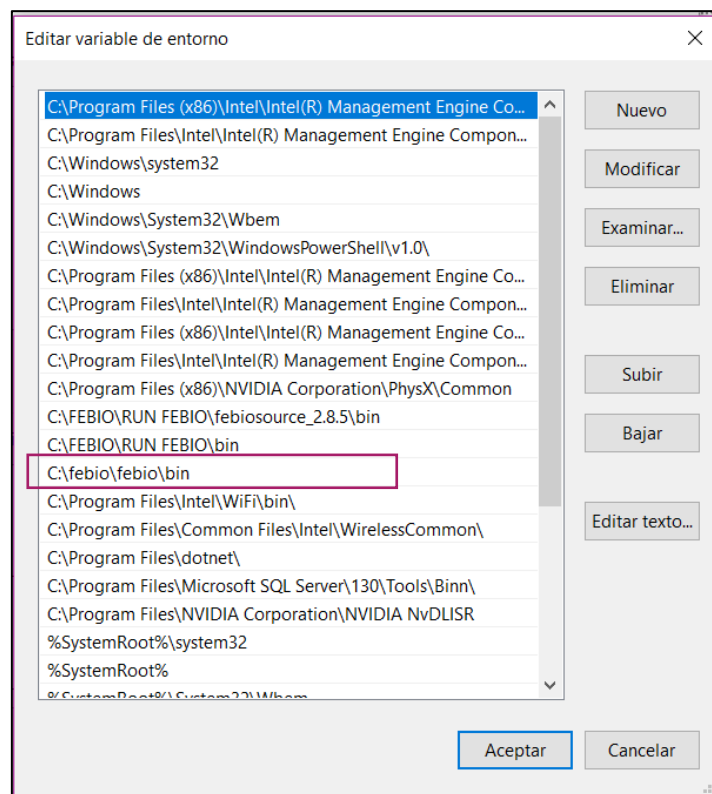


Figura. 11. Visualización de path creado.

Estudio teórico experimental comparativo de los distintos modelos mecánicos de tejidos biológicos blandos empleados por software de elementos finitos.

De esta manera, se tendría el Path ya añadido y no se debería tener ningún problema en ejecutar el plugin. Antes de hacerlo de ejecutar el plugin se deberá de añadir la localización del plugin (es decir el archivo .dll) se realizará mediante el comando <import>.

```
febio: Bloc de notas
Archivo Edición Formato Ver Ayuda
<?xml version="1.0" encoding="utf-8"?>
<febio_config version="1.0">
  <linear_solver type="pardiso"/>
  <import>C:\Users\Alicia\Desktop\NeoHookeanPI\NeoHookeanPI\bin\win\NeoHookeanPI.dll</import>
</febio_config>
```

Figura. 12. Vinculación del plugin existente con FEBio.

Si todo funciona como debería entonces nos encontraremos con un “Normal Termination” en la pantalla de comandos de FEBio, y además se generarán los archivos .log y .xplt en la carpeta de trabajo.

El resultado obtenido puede ser visualizado desde PostView:

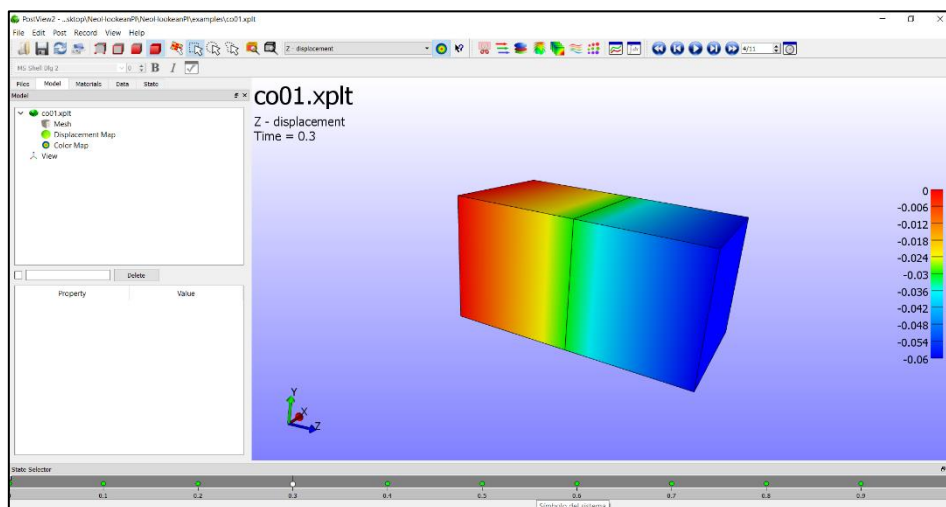


Figura. 13. PostView de la primera simulación realizada.

El ejemplo utilizado para esta primera prueba es uno de los ya generados en FEBio que vienen por defecto. En la simulación se puede observar cómo son dos cubos unidos en una cara formando así un único objeto. Además, en un extremo de la figura se fija una cara en los ejes x e y, en la cara opuesta (la azul) se aplica una fuerza de compresión. El desplazamiento se produce por tanto en el eje z.

2. CREACIÓN DE UN PLUGIN

Para la creación de un plugin será un proceso algo más complejo que lo anterior, ya que será imprescindible la programación mediante Visual Studio 2013. Además, aparte de la programación se deberá de cambiar diversas propiedades del programa.

Lo primero para la elaboración el plugin es descargar el programa y abrir un nuevo proyecto, poniendo el nombre que queramos. El proyecto habrá que abrirlo con Win32 y además poner Win32Project para poder crear el archivo DLL que sería el plugin necesario que posteriormente se utilizará. Cuando ya que ha seleccionado el proyecto que se quiere, la siguiente pantalla que se encuentra es la de elección de las características que son imprescindibles para el proyecto que se desea realizar. Será fundamental que en Application type se ponga DLL y el Additional Options se desmarquen todas las casillas a excepción de la que viene marcada por defecto, aunque posteriormente se eliminara también esta opción puesto que no será necesaria. Dado que no hay que hacer nada más entonces se pulsara Finish.

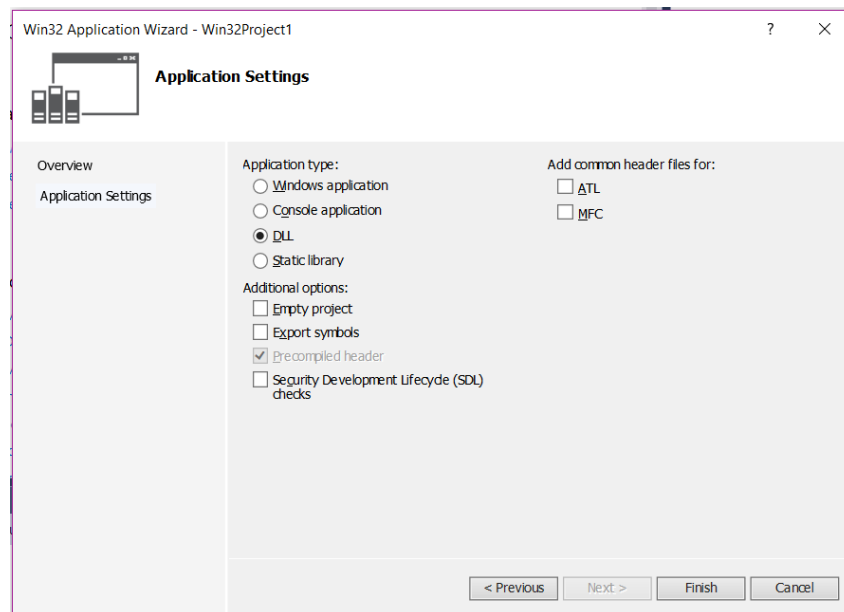


Figura. 14. Elección de características del proyecto en Visual Studio 2013.

Una vez dentro del programa, lo primero que se deberá de hacer es cambiar en la barra de herramientas la opción de Debug por Release, es fundamental hacerlo lo primero ya que si se cambian propiedades o características y después se cambia a Release se pierden todas las modificaciones realizadas. Además, al lado se tiene una lista desplegable en la que pone Win32, si se despliega se encuentra la ventana de Configuration Manager que se deberá de modificar tal y como se muestra en la siguiente secuencia de imágenes.

Estudio teórico experimental comparativo de los distintos modelos mecánicos de tejidos biológicos blandos empleados por software de elementos finitos.

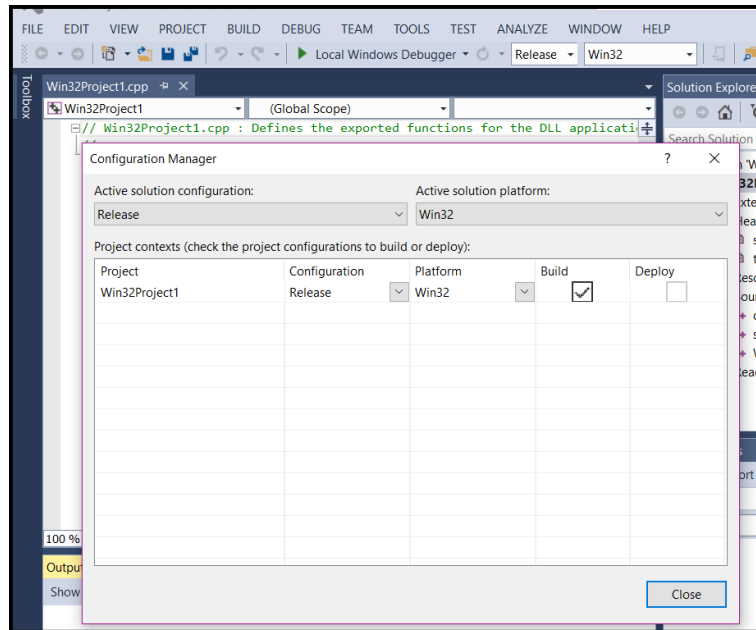


Figura. 15. Creación de un plugin Configuration Manager.

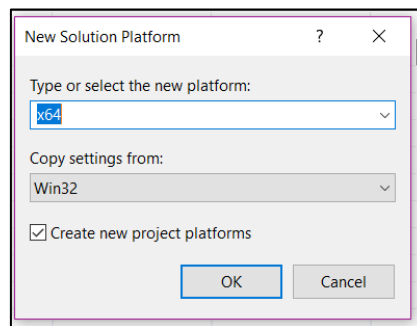


Figura. 16. Creación de un plugin New Solucion Platform.

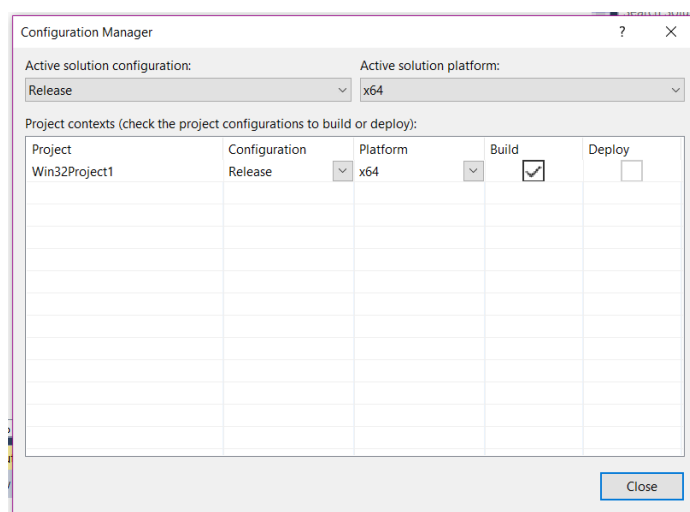


Figura. 17. Configuration Manager con Release y x64 finalizada.

Estudio teórico experimental comparativo de los distintos modelos mecánicos de tejidos biológicos blandos empleados por software de elementos finitos.

Lo siguiente será eliminar los archivos líderes (“Header Files”) y posteriormente abrir la ventana de propiedades del proyecto y en el apartado de C/C++ siguiendo con el apartado de Precompiled Headers poner que no se quiere usar precompiladores líder por defecto ya que eso obliga a meter en el código ambos archivos .h.

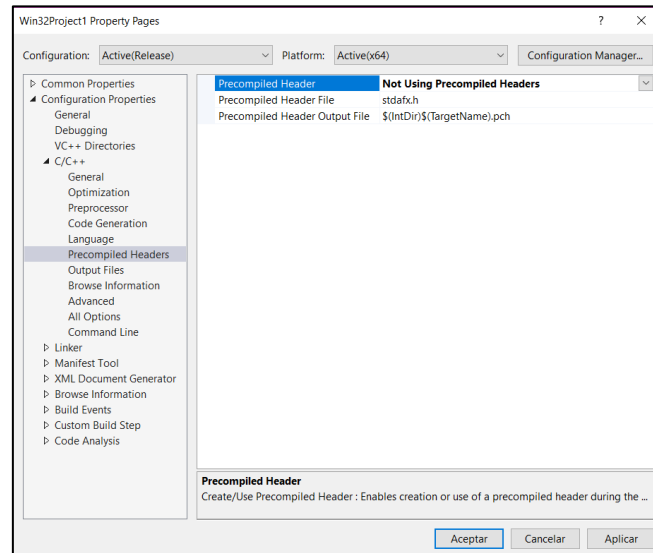


Figura. 18. C/C++ en Precompiled headers.

A continuación, uno de los pasos más importantes en la creación de plugin es el enlace de las bibliotecas que pertenecen al programa FEBio con el de Visual Studio. Se deberán incluir en VC++ Directories en el apartado Include Directories y en Library Diectories, quedando todo tal que así.

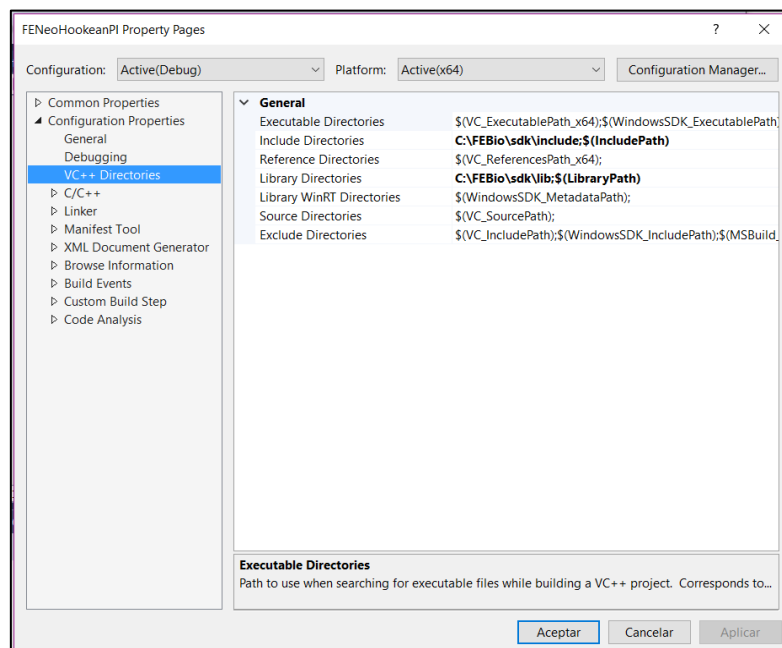


Figura. 19. VC++ bibliotecas de FEBio.

Estudio teórico experimental comparativo de los distintos modelos mecánicos de tejidos biológicos blandos empleados por software de elementos finitos.

Seguidamente, se deberá de ir al apartado de Linker, luego Input y posteriormente Additional Dependencies. Allí se tendrá que localizar donde se encuentran las rutas de las bibliotecas FECore.lib y FEBioMech.lib.

Una vez se han realizado todos los cambios en Visual Studio, será necesario añadir el archivo cpp del material que el usuario quiera y además también deberá añadirse el archivo h y dllmain. Siendo figura 20 y 21 los archivos .h de Mooney Rivlin y de Demiray.

```
1 #pragma once
2 #include "FEBioMech/FEUncoupledMaterial.h"
3
4 //-----
5 //! Mooney-Rivlin material
6
7 class FEMooneyRivlinPIA : public FEUncoupledMaterial
8 {
9 public:
10     FEMooneyRivlinPIA(FEModel* pfem) : FEUncoupledMaterial(pfem) {}
11
12 private:
13     double m_c1; !!< Mooney-Rivlin coefficient C1
14     double m_c2; !!< Mooney-Rivlin coefficient C2
15     double m_c3;
16     //double m_K;
17
18 public:
19     !! calculate deviatoric stress at material point
20     mat3ds DevStress(FEMaterialPoint& pt) override;
21
22     !! calculate deviatoric tangent stiffness at material point
23     tens4ds DevTangent(FEMaterialPoint& pt) override;
24
25     !! calculate deviatoric strain energy density
26     double DevStrainEnergyDensity(FEMaterialPoint& mp) override;
27
28     // declare the parameter list
29     DECLARE_PARAMETER_LIST();
30 };
```

Figura. 20. Archivo h de Mooney Rivlin.

```
1 #pragma once
2 #include <FEBioMech/FEUncoupledMaterial.h>
3
4 //-----
5 !! Mooney-Rivlin material
6
7 class FEDemiray : public FEUncoupledMaterial
8 {
9 public:
10     FEDemiray (FEModel* pfem) : FEUncoupledMaterial(pfem) {}
11
12 public:
13     double m_a;
14     double m_b;
15     double m_K;
16
17 public:
18     !! calculate deviatoric stress at material point
19     mat3ds DevStress(FEMaterialPoint& pt) override;
20
21     !! calculate deviatoric tangent stiffness at material point
22     tens4ds DevTangent(FEMaterialPoint& pt) override;
23
24     !! calculate deviatoric strain energy density
25     double DevStrainEnergyDensity(FEMaterialPoint& mp) override;
26
27     // declare the parameter list
28     DECLARE_PARAMETER_LIST();
29
30 };
```

Figura. 21. Archivo h de Demiray.

Estudio teórico experimental comparativo de los distintos modelos mecánicos de tejidos biológicos blandos empleados por software de elementos finitos.

A continuación, el archivo dllmain. Solo se ha puesto de un material, puesto que solo sería necesario cambiar una línea, mas concretamente donde se encuentra la función FERegisterClass_T que en caso se quisiera otro material solo tendría que modificarse el nombre de la función que se quiere utilizar y el nombre del material.

```
1 // dllmain.cpp : Defines the entry point for the DLL application.
2 // This file defines the required functions for registering the plugin classes
3 // with the FEBio framework.
4 #include "FECore/FECoreKernel.h"
5 #include "FEMooneyRivlinPIA.h"
6
7 //-----
8 // This template class instantiates a factory class that will be used by FEBio
9 // to create an instance of the plugin class. It is this factory class that needs
10 // to be registered with the FEBio framework. This is done by returning a pointer
11 // to this factory object in the RegisterPlugin function below.
12 FERegisterClass_T<FEMooneyRivlinPIA> febhionh_factory(FEMATERIAL_ID, "femooneyrivlinpia");
13
14 //-----
15 // This required function returns the version of the FEBio SDK that is being
16 // used by the plugin. This version number will be checked by FEBio to make
17 // sure that the FEBio executable is compatible with this SDK. Usually this
18 // function just returns the predefined macro FE_SDK_VERSION.
19 FECORE_EXPORT unsigned int GetSDKVersion()
20 {
21     return FE_SDK_VERSION;
22 }
23
24 //-----
25 // If FEBio is successful in loading the plugin, this is the first function
26 // that will be called and can be used to initialize any resources that are
27 // needed by the plugin. FEBio passes a reference to the FECoreKernel as a parameter,
28 // which can be used to access some of the FEBio resources such as the log file.
29 // This function is optional.
30 FECORE_EXPORT void PluginInitialize(FECoreKernel& febio)
31 {
32     FECoreKernel::SetInstance(&febio);
33 }
34
35 //-----
36 // This required function should return the number of classes that this plugin defines.
37 // This number determines the number of times that FEBio calls the RegisterPlugin
38 // later, which is used to register the actual factory classes.
39 FECORE_EXPORT int PluginNumClasses()
40 {
41     return 1;
42 }
43
44 //-----
45 // This required function is called by FEBio and will be called the same number of times
46 // as return by PluginNumClasses. The parameter i is used as a counter which contains
47 // how often this function has been called thus far.
48 FECORE_EXPORT FECoreFactory* PluginGetFactory(int i)
49 {
50     if (i == 0) return &febhionh_factory;
51     return 0;
52 }
53
54 //-----
55 // This function is called when FEBio exits and gives the plugin a chance to close
56 // any resource that have been allocated.
57 // This is an optional function.
58 FECORE_EXPORT void PluginCleanup()
59 {
60 }
61 }
```

Figura. 22. Archivo dllmain

Finalmente, si se han realizado los pasos correctamente, entonces ya se podrá ejecutar sin ningún problema. Al compilar se los creara automáticamente un archivo .dll que es el plugin, para poderlo utilizar se tendría que utilizar los pasos descritos anteriormente (figura 12).