



**UNIVERSIDAD DE CHILE
FACULTAD DE CIENCIAS FÍSICAS Y MATEMÁTICAS
DEPARTAMENTO DE INGENIERÍA MECÁNICA**

**MODELACIÓN COMPUTACIONAL DE ESFUERZOS Y DEFORMACIONES
EN EL FENÓMENO DE BRAIN SHIFT**

MEMORIA PARA OPTAR AL TÍTULO DE INGENIERO CIVIL MECÁNICO

BENJAMÍN BLAS OLIVARES

PROFESOR GUÍA:
ÁLVARO VALENCIA MUSALEM

MIEMBROS DE LA COMISIÓN:
JAIME ORTEGA PALMA
ROGER BUSTAMANTE PLAZA

SANTIAGO DE CHILE
ENERO 2011

Resumen Ejecutivo

La neurocirugía necesita altos niveles de precisión debido a la complejidad del cerebro. Para ello, los cirujanos cuentan con imágenes pre-operatorias que permiten identificar la zona exacta de operación. Sin embargo, durante la craneotomía se producen deformaciones en el cerebro. Las deformaciones producidas conllevan un margen de error en la zona de operación. El fenómeno de deformaciones denominado "Brain Shift", se estudiará en el presente tema de memoria.

El proyecto de título busca cuantificar los desplazamientos originados en el tejido cerebral cuando existe un procedimiento quirúrgico de cráneo abierto. Al variar la presión intracraneal, el cerebro comienza un proceso de deformación hasta alcanzar un estado definitivo. La escasez de equipos clínicos capaces de actualizar el estado del cerebro durante el proceso y su alto costo, son los problemas que enfrenta la neurocirugía. Es por esto, que el fenómeno ha sido ampliamente abordado por investigadores del área biomecánica y dentro de los antecedentes recopilados se presenta un estado del arte de aquellos trabajos de mayor aporte a la modelación del fenómeno llamado Brain Shift. Dentro de este marco, se realizó un estudio acabado de modelos de sólidos adaptables a las condiciones del cerebro, en particular se han considerado modelos de elastómeros y lineales.

Como objetivo general se plantea establecer un valor aproximado del desplazamiento y estado final que tendrá la zona del cerebro a operar, mediante el uso de modelos matemáticos y algoritmos computacionales, en particular con el método de elementos finitos. Como objetivo específico, se busca modelar el fenómeno denominado Brain Shift para la determinar desplazamientos, deformaciones y esfuerzos.

La metodología aplicada consistió en la generación de un modelo CAD del cerebro importable a un programa de elementos finitos. En etapas previas a la simulación del Brain Shift, se estudiaron diferentes condiciones de borde y el modelo de sólido que se adaptase a las propiedades reales del cerebro.

Finalmente se simularon tres casos denominados craneotomía parietal, frontal y posterior respectivamente. El nombre indica la zona del cerebro expuesta. Con estos casos se cuantificó desplazamientos, esfuerzos y deformaciones generados por el fenómeno. Los resultados son similares a los registrados por investigadores, sin embargo, el Brain Shift es único para cada paciente.

Con este trabajo de título se entregan las herramientas esenciales para conocer los desplazamientos que se generaran en un procedimiento de este tipo, gracias a las condiciones de borde estudiadas y al modelo de sólido seleccionado.

Agradecimientos

Deseo agradecer a mis padres por estar en los momentos importantes de mi vida y por apoyarme en los difíciles. Ellos han sido el pilar principal para superar los obstáculos que hemos sorteado exitosamente. Por su esfuerzo en educarme y guiarme para convertirme en la persona que soy. Finalmente les agradezco por todo el amor y cariño entregado en mis veinticinco años de vida.

A mis hermanos, Nicolás y Annelise, por compartir excelentes momentos y por estar presente en los importantes, sin ellos no sería lo que soy.

A Gail por su todo su cariño, amor y comprensión en estos maravillosos años que llevamos juntos. Siempre ha sido una excelente compañera y amiga que ha entregado su apoyo incondicional.

A la familia Riddell Robles (Baxa) por entregarme su amor y comprensión como a un hijo más. Sólo tengo palabras de agradecimiento hacia ellos.

A mis siempre amigos de especialidad Felipe Crisóstomo Daniel Morales, Francisco Cortés y Pablo Hidalgo, por los gratos momentos de diversión que compartimos juntos y por esas horas de estudio que hoy día nos permiten convertirnos en ingenieros. Con todos ellos compartimos mucho más que un proyecto de ingeniería estudiantil. Les deseo suerte en lo restante y ya celebraremos este gran triunfo.

Quiero agradecer especialmente a mi profesor guía Álvaro Valencia, su apoyo, interés y buenos consejos contribuyeron para que este proyecto de título llegara a buen puerto. Agradezco a Jaime Ortega, por la confianza depositada en mí para desarrollar este interesante proyecto. Agradezco al profesor Roger Bustamante por aceptar amablemente cada una de mis consultas.

Mis agradecimientos al proyecto Fondecyt 1070148 y Fondef D0411237 por prestar financiamiento y apoyo en la investigación y desarrollo de esta memoria.

Finalmente agradezco a mi familia, abuelos, tíos, primos porque siempre me han querido y apoyado incondicionalmente.

Índice

1. Introducción	1
1.1. Motivación	2
1.2. Objetivos Generales	3
1.3. Objetivos Específicos	3
1.4. Alcances	3
2. Antecedentes Generales	5
2.1. Antecedentes Físico-Biológicos	5
2.2. Discusión Bibliográfica	7
2.2.1. Mechanical porperties of brain tissue in tension	9
2.2.2. Comparison between Brain Tissue Gray and White Matters in Tension Including Necking Phenomenon	10
2.3. Registros de Brain Shift	12
3. Marco Teórico	13
3.1. Teorema del Transporte de Reynolds	13
3.1.1. Conservación de Masa e Incompresibilidad	14
3.1.2. Conservación de Momento Lineal	15
3.1.3. Conservación de Momento Angular	15
3.2. Elasticidad Lineal	16
3.2.1. Ecuación Constitutiva de Lamé-Hooke	18
3.3. Elasticidad No Lineal	18
3.3.1. Modelo de Material de Neo-Hooke	22
3.3.2. Modelo de Material de Mooney-Rivlin	22
3.3.3. Modelo de Material de Ogden	23
3.4. Esfuerzos y Deformaciones	23
3.5. Modelos de Tejido Cerebral	25

4. Metodología	26
4.1. Introducción a Método de Elementos Finitos	26
4.1.1. Definición del Método	26
4.1.2. Aplicación del Método	27
4.1.3. Pasos del MEF	29
4.2. Modelación	29
4.3. Condición de Borde y Contacto	35
4.4. Incompresibilidad y Efectos Viscoelásticos	35
4.5. Geometría CAD	36
4.6. Estudio de Condiciones de Borde	41
4.6.1. Implementación	42
4.6.2. Caso i	45
4.6.3. Caso ii	45
4.6.4. Caso iii	46
4.6.5. Caso iv	46
4.7. Estudio del Modelo de Sólido	47
4.8. Simulación de Craneotomías	48
4.8.1. Prueba de Malla y Elementos de Malla	53
4.8.2. Craneotomía Parietal	56
4.8.3. Craneotomía Posterior	58
4.8.4. Craneotomía Frontal	60
5. Resultados	62
5.1. Estudio de Condiciones de Borde	62
5.1.1. Caso i	63
5.1.2. Caso ii	65
5.1.3. Caso iii	66
5.1.4. Caso iv	68
5.1.5. Discusión Resultados	69
5.2. Estudio del Modelo de Sólido	70
5.2.1. Modelo Sólido Elástico	70
5.2.2. Modelo de Neo-Hooke	71
5.2.3. Modelo de Ogden	72
5.2.4. Modelo de Mooney Rivlin	74
5.2.5. Discusión de Resultados	75

5.3. Simulación de Craneotomías	77
5.3.1. Craneotomía Parietal	77
5.3.2. Craneotomía Posterior	81
5.3.3. Craneotomía Frontal	84
6. Análisis y Discusión	88
6.1. Geometría CAD	88
6.2. Condiciones de Borde	89
6.3. Modelo de Sólido	90
6.4. Metodología y Supuestos	91
6.5. Simulación de Craneotomías	93
6.6. Ansys y Adina	95
7. Conclusiones	96
A. Anexos	98
A.1. Datos de esfuerzo-deformación	98
A.2. Caso i	100
A.3. Caso ii	101
A.4. Caso iii	102
A.5. Caso iv	103
A.6. Modelo de Sólido Elástico	104
A.7. Modelo de Sólido Neo-Hooke	105
A.8. Modelo de Sólido Ogden 1º Orden	106
A.9. Modelo de Sólido Ogden 2º Orden	107
A.10. Modelo de Sólido Ogden 3º Orden	108
A.11. Modelo de Sólido Mooney Rivlin dos Parámetros	109
A.12. Modelo de Estudio Sólido Mooney Rivlin cinco Parámetros	110
A.13. Craneotomía Lateral Modelo Elástico	111
A.14. Craneotomía Lateral Modelo Hiperelástico	114
A.15. Craneotomía Trasera Modelo Elástico	117
A.16. Craneotomía Trasera Modelo Hiperelástico	120
A.17. Craneotomía Delantera Modelo Elástico	123
A.18. Craneotomía Delantera Modelo Hiperelástico	126

Índice de Figuras

1.1. Ilustración de imagen pre operativa	2
2.1. Constituyentes de la meninges	6
2.2. Áreas del cerebro	7
2.3. Anatomía de médula espinal	7
2.4. Curva experimental de esfuerzo y deformación sustancia gris	11
2.5. Curva experimental de esfuerzo y deformación sustancia blanca	11
3.1. Ilustración de gradiente deformación	20
4.1. Elemento finito e	27
4.2. Curva esfuerzo-deformación materia gris, lóbulo parietal	30
4.3. Ajuste de curva uniaxial para modelo de Ogden primer orden	31
4.4. Ajuste de curva uniaxial para modelo de Ogden segundo orden	31
4.5. Ajuste de curva uniaxial para modelo de Ogden tercer orden	32
4.6. Ajuste de curva uniaxial para modelo de Mooney Rivlin dos parámetros	33
4.7. Ajuste de curva uniaxial para modelo de Mooney Rivlin cinco parámetros	33
4.8. Ajuste de curva uniaxial para modelo de Neo-Hooke	34
4.9. Modelo tridimensional cerebro	37
4.10. Corte coronal del cerebro	37
4.11. Familia de bosquejos, vista lateral	38
4.12. Familia de bosquejos, vista frontal	38
4.13. Bosquejos de un hemisferio, vista frontal	39
4.14. Vista frontal del modelo	39
4.15. Secuencia de vistas del modelo generado	39
4.16. Vista isométrica del modelo	40
4.17. Bosquejos para el modelo de cráneo	40
4.18. Modelo de cráneo generado	41
4.19. Vistas del modelo cráneo y cerebro	41

4.20. Modelo de estudio	42
4.21. Interfaz usuario-software	43
4.22. Modelo de estudio, caso i	45
4.23. Modelo de estudio, caso ii	45
4.24. Modelo de estudio, caso iii	46
4.25. Modelo de estudio, caso iv	46
4.26. CAD de sólido modelado	47
4.27. Condición de borde de presión	48
4.28. Condición de borde de empotramiento	48
4.29. Interfaz de módulos	49
4.30. Acceso a Engineering Data	50
4.31. Ingreso de datos	50
4.32. Importación de geometría	51
4.33. Configurar simulación	52
4.34. Inicio de simulación	52
4.35. Prueba de malla para desplazamientos máximos	53
4.36. Prueba de malla para deformación equivalente máxima	54
4.37. Prueba de malla para esfuerzo equivalente máximo	54
4.38. Elemento tetraédrico SOLID187	55
4.39. Esquema de simulaciones	55
4.40. Craneotomía parietal	56
4.41. Distintas perspectivas de la condición de borde y empotramiento de craneotomía parietal	56
4.42. 4.42a vista isométrica, 4.42b vista superior, 4.42c vista en corte sagital, 4.42d vista en corte horizontal	57
4.43. Craneotomía posterior	58
4.44. Distintas perspectivas de la condición de borde y empotramiento de craneotomía posterior	58
4.45. 4.45a vista isométrica, 4.45b vista superior, 4.45c vista en corte coronal, 4.45d vista en corte horizontal	59
4.46. Craneotomía frontal	60
4.47. Distintas perspectivas de la condición de borde y empotramiento de craneotomía frontal	60
4.48. 4.48a vista isométrica, 4.48b vista en corte coronal, 4.48c vista en corte sagital, 4.48d vista en corte horizontal	61
5.1. Desplazamiento para caso i	63
5.2. Desplazamiento para caso i	63

5.3. Desplazamiento para caso ii	65
5.4. Desplazamiento para caso ii	65
5.5. Desplazamiento para caso iii	66
5.6. Desplazamiento para caso iii	67
5.7. Desplazamientos en caso iv	68
5.8. Desplazamientos en sección coronal, caso iv	68
5.9. Desplazamiento tejido con modelo elástico lineal	70
5.10. Desplazamiento tejido con modelo Neo-Hooke	71
5.11. Desplazamiento tejido con modelo Ogden 1° orden	72
5.12. Desplazamiento tejido con modelo Ogden 2° orden	72
5.13. Desplazamiento tejido con modelo Ogden 3° orden	73
5.14. Desplazamiento tejido con modelo Mooney Rivlin dos parámetros	74
5.15. Desplazamiento tejido con modelo Mooney Rivlin dos parámetros	74
5.16. Desplazamiento del tejido para craneotomía parietal, modelo elástico	77
5.17. Desplazamiento del tejido para craneotomía parietal, modelo elástico	78
5.18. Desplazamiento del tejido para craneotomía parietal, modelo Ogden	78
5.19. Desplazamiento del tejido para craneotomía parietal, modelo Ogden	79
5.20. Vista en corte del desplazamiento del tejido para craneotomía parietal, modelo Ogden	79
5.21. Desplazamiento del tejido para craneotomía posterior, modelo elástico	81
5.22. Desplazamiento del tejido para craneotomía posterior, modelo elástico	81
5.23. Desplazamiento del tejido para craneotomía posterior, modelo Ogden	82
5.24. Desplazamiento del tejido para craneotomía posterior, modelo Ogden	82
5.25. Vista en corte del desplazamiento del tejido para craneotomía posterior, modelo Ogden	83
5.26. Desplazamiento del tejido para craneotomía frontal, modelo elástico	84
5.27. Desplazamiento del tejido para craneotomía frontal, modelo elástico	85
5.28. Desplazamiento del tejido para craneotomía frontal, modelo Ogden	85
5.29. Desplazamiento del tejido para craneotomía frontal, modelo Ogden	86
5.30. Vista en corte del desplazamiento del tejido para craneotomía frontal, modelo Ogden	86
6.1. Condición de presión aplicada en el tiempo	89
A.1. Curva esfuerzo-deformación materia gris	98
A.2. Deformaciones para caso i	100
A.3. Esfuerzos para caso i	100
A.4. Deformaciones para caso ii	101

A.5. Esfuerzos para caso ii	101
A.6. Deformaciones para caso iii	102
A.7. Esfuerzos para caso ii	102
A.8. Estado de deformación general	103
A.9. Estado de esfuerzos general	103
A.10. Deformación máxima equivalente	104
A.11. Esfuerzo máximo equivalente	104
A.12. Deformación máxima equivalente	105
A.13. Esfuerzo máximo equivalente	105
A.14. Deformación máxima equivalente	106
A.15. Esfuerzo máximo equivalente	106
A.16. Deformación máxima equivalente	107
A.17. Esfuerzo máximo equivalente	107
A.18. Deformación máxima equivalente	108
A.19. Esfuerzo máximo equivalente	108
A.20. Deformación máxima equivalente	109
A.21. Esfuerzo máximo equivalente	109
A.22. Deformación máxima equivalente	110
A.23. Esfuerzo máximo equivalente	110
A.24. Deformación máxima equivalente	111
A.25. Deformación máxima principal	111
A.26. Esfuerzo máximo equivalente en cerebro, escala logarítmica	112
A.27. Esfuerzos equivalentes en cerebro, escala logarítmica	112
A.28. Esfuerzo máximo principal en cerebro, escala logarítmica	113
A.29. Esfuerzos principales en cerebro, escala logarítmica	113
A.30. Deformación máxima equivalente	114
A.31. Deformación máxima principal	114
A.32. Esfuerzo máximo equivalente en cerebro, escala logarítmica	115
A.33. Esfuerzo máximo equivalente en cerebro, escala logarítmica	115
A.34. Esfuerzo máximo principal en cerebro, escala logarítmica	116
A.35. Esfuerzo máximo principal en cerebro, escala logarítmica	116
A.36. Deformación máxima equivalente	117
A.37. Deformación máxima principal	117
A.38. Esfuerzo máximo equivalente en cerebro, escala logarítmica	118
A.39. Esfuerzos equivalentes en cerebro, escala logarítmica	118

A.40. Esfuerzo máximo principal en cerebro, escala logarítmica	119
A.41. Esfuerzos principales en cerebro, escala logarítmica	119
A.42. Deformación máxima equivalente	120
A.43. Deformación máxima principal	120
A.44. Esfuerzo máximo equivalente en cerebro, escala logarítmica	121
A.45. Esfuerzo máximo equivalente en cerebro, escala logarítmica	121
A.46. Esfuerzo máximo principal en cerebro, escala logarítmica	122
A.47. Esfuerzo máximo principal en cerebro, escala logarítmica	122
A.48. Deformación máxima equivalente	123
A.49. Deformación máxima principal	123
A.50. Esfuerzo máximo equivalente en cerebro, escala logarítmica	124
A.51. Esfuerzo máximo equivalente en cerebro, escala logarítmica	124
A.52. Esfuerzo máximo principal en cerebro, escala logarítmica	125
A.53. Esfuerzo máximo principal en cerebro, escala logarítmica	125
A.54. Deformación máxima equivalente	126
A.55. Deformación máxima principal	126
A.56. Esfuerzo máximo equivalente en cerebro, escala logarítmica	127
A.57. Esfuerzo máximo equivalente en cerebro, escala logarítmica	127
A.58. Esfuerzo máximo principal en cerebro, escala logarítmica	128
A.59. Esfuerzo máximo principal en cerebro, escala logarítmica	128

Índice de Tablas

2.1. Módulos de Elasticidad	9
2.2. Valores de Brain Shift I, [12]	12
2.3. Valores de Brain Shift II, fuente [17]	12
2.4. Valores de Brain Shift III, fuente [7]	12
2.5. Valores de Brain Shift IV, fuente [10]	12
4.1. Constantes de Ogden para muestra de materia gris lóbulo parietal	32
4.2. Constantes de Mooney Rivlin para muestra de materia gris lóbulo parietal	34
4.3. Valores de parámetros Ogden, materia blanca	35
4.4. Cantidad de nodos y elementos en cada caso	43
4.5. Resultados prueba de malla	53
4.6. Diferencias porcentuales en resultados	54
5.1. Valores de desplazamiento, deformación y esfuerzos	69
5.2. Desplazamientos máximos tejido cerebral	76
6.1. Resultados para modelos con similar número de parámetros	91
6.2. Resultados para modelos con similar número de parámetros	91
6.3. Resultados para craneotomía parietal	93
6.4. Resultados para craneotomía posterior	93
6.5. Resultados para craneotomía frontal	93
6.6. Comparación de resultados obtenidos y registrados para craneotomía parietal	95
6.7. Comparación de resultados obtenidos y registrados para craneotomía posterior	95
A.1. Datos de esfuerzo-deformación materia gris	99

Capítulo 1

Introducción

En neurocirugía, la planificación de las cirugías está basada en el supuesto que las estructuras anatómicas no se mueven entre la adquisición de imágenes y el momento de inicio del procedimiento. Este supuesto es incorrecto, debido a que desde la apertura del cráneo y durante la operación, los tejidos del cerebro se deforman disminuyendo la precisión planeada con las imágenes pre operatorias. El fenómeno de deformación sufrido por el tejido cerebral es científicamente conocido como "Brain Shift". Su causa es producto de diversos factores, entre ellos se encuentra la variación de presión intracraneal (apertura craneal), la pérdida de líquido céfalorraquídeo, la manipulación de tejidos y la reacción de los medicamentos por parte del paciente.

Al producirse la apertura del cráneo, el tejido cerebral (en especial el superficial) comienza lentamente a deformarse hasta alcanzar una condición de equilibrio. Esta condición se alcanza después de 45 minutos a 1 hora aproximadamente. Las deformaciones son del orden de 10 mm en la superficie y de 3 a 5 mm en el interior. Es importante destacar que estos valores se alcanzan en la zona de operación o apertura, sin embargo, otras zonas del cerebro también sufren deformación. La problemática del fenómeno Brain Shift es el error al cual conlleva, en especial para cirugías de alta precisión. Esto último ocurre porque los médicos sólo disponen de imágenes pre-operatorias y no pueden anticipar la deformación. En la actualidad, los equipos médicos de apoyo a la neurocirugía capaces de entregar información actualizada del estado del cerebro, son altamente costosos y pocas instituciones tienen acceso a estos. Sin embargo, la simulación numérica, por medio de modelos matemáticos y algoritmos computacionales, es una de las formas de predecir las deformaciones y los esfuerzos generados en el proceso de apertura craneal, reduciendo así la incertidumbre y apoyando al cirujano durante la operación.

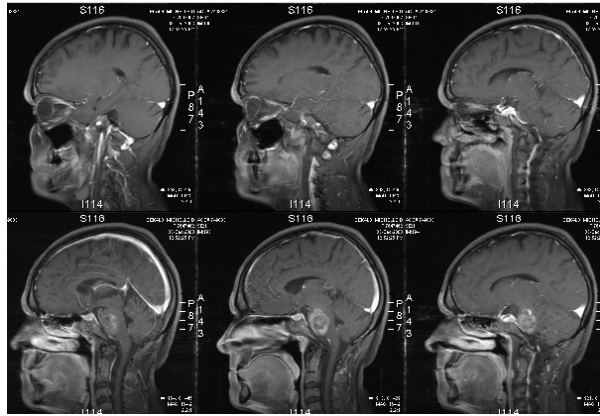


Figura 1.1: Ilustración de imagen pre operativa

En general, el motivo para realizar una neurocirugía de alta precisión, es la extracción de un tumor alojado en el tejido cerebral. Este tipo de procedimientos son asistidos con sistemas neuronavegación, sin embargo, ya se ha dicho que no son capaces de incorporar la deformación y desplazamiento del tejido cerebral ocurridos durante la operación. Debido a la naturaleza del cerebro, los desplazamientos pueden variar de un punto a otro de acuerdo a la elasticidad y presión intracraneal local del tejido. Por lo tanto, la magnitud del Brain Shift dependerá del tamaño y ubicación del tumor. Si además, el desplazamiento del tejido es considerable y no es corregido, la imprecisión del procedimiento quirúrgico no permitirá el éxito de la operación y podría causar daños en tejido cerebral sano. Por lo cual, incorporar procedimientos precisos a los sistemas existentes de neuronavegación resulta esencial.

1.1. Motivación

La neurocirugía necesita altos niveles de precisión debido a la complejidad del cerebro. Para ello, los cirujanos cuentan con imágenes pre-operatorias que permiten identificar la zona exacta de operación. Sin embargo, durante la craneotomía se producen esfuerzos que ocasionan deformaciones en el cerebro. Las deformaciones producidas conllevan un margen de error en la zona de operación. El fenómeno de deformaciones denominado Brain Shift, se estudiará en el presente tema de memoria. Esta memoria propone una metodología centrada en modelos matemáticos y el uso de algoritmos numéricos basados en elementos finitos para modelar, con una precisión adecuada, las deformaciones producto del Brain Shift. El problema será resuelto como uno de mecánica de sólidos, donde el modelo biomecánico adoptado para el cerebro será definido en el marco del proyecto. Las condiciones que simulan la apertura craneal también serán motivo de estudio a lo largo de esta memoria.

1.2. Objetivos Generales

Como objetivo general se plantea establecer un valor aproximado del desplazamiento que tendrá el tejido en la zona del cerebro a operar, con el uso de modelos matemáticos y algoritmos computacionales. Los resultados servirán de apoyo a la neurocirugía, pero no reemplazarán la experiencia del médico en este tipo de situaciones

Un segundo objetivo general es impulsar el desarrollo de tecnologías en torno a la neuronavegación y cirugía asistida por computador. El desarrollo de tecnología mejorará las técnicas de cirugía actuales y disminuirá los riesgos que presentan estos procedimientos.

1.3. Objetivos Específicos

A continuación se presentan los objetivos específicos a cumplir.

- Modelar el fenómeno denominado Brain Shift ocasionado por la apertura del cráneo, a través del uso de modelos matemáticos y algoritmos computacionales.
- Generar un modelo CAD deformable del cerebro y cráneo. Este modelo será generado con características aproximadas a la realidad.
- Estimar la deformación y los desplazamientos que sufre el tejido cerebral al ser sometido a cirugía. Para la implementación numérica se utilizará el método de elementos finitos.
- Determinar los esfuerzos ocasionados durante el fenómeno de Brain Shift. Este objetivo se logrará con el método de elementos finitos.
- Proponer una metodología para la simulación del fenómeno de Brain Shift, la cual puede ser mejorada en futuros trabajos.

1.4. Alcances

- Se realizará la simulación computacional del fenómeno de Brain Shift, utilizando el software computacional ADINA 8.5 y ANSYS 12.1
- El fenómeno de Brain Shift es ocasionado por diversos factores, por lo cual sólo se considerarán aquellos ocasionados por la apertura craneal.

- Con la información recopilada de artículos científicos, se adaptará el tejido cerebral a un modelo de sólido. En este punto se consideran las propiedades mecánicas del cerebro.
- La validación de resultados se realizará comparando los resultados obtenidos con los de referencia de artículos.

Capítulo 2

Antecedentes Generales

2.1. Antecedentes Físico-Biológicos

En los vertebrados, el cerebro se encuentra ubicado en la cabeza, en las cercanías de los aparatos sensoriales primarios de visión, oído, balance, gusto, y olfato. Los cerebros son organos sumamente complejos, cualidad que emerge por la naturaleza de la unidad que nutre su funcionamiento: la neurona. Estas se comunican entre sí por medio de largas fibras protoplasmáticas llamadas axones, que transmiten pulsos de señales a partes distantes del cerebro o del cuerpo, depositándolas en células receptoras específicas. En el caso de los vertebrados, la espina dorsal contiene los circuitos neuronales capaces de generar respuestas reflejas y patrones motores simples como los necesarios para nadar o caminar. Sin embargo, el comportamiento sofisticado basado en el procesamiento de señales sensorias complejas requiere de las capacidades de integración de información con que cuenta un cerebro centralizado.

El cráneo es una estructura rígida, no distensible, que contiene tres elementos: tejido cerebral (representa el 86 %), sangre (4 %) y líquido cefalorraquídeo, LCR (10 %). La interacción de estos tres componentes dentro del cráneo ejerce una presión (volumen) que se denomina presión intracraneal (PIC). Normalmente esta presión en un adulto sano es de 10 mm Hg (1332,8 [Pa]) y no debe ser mayor de 15 mm Hg. La densidad del LCR es 1007 [kg/m^3]. Además, el tejido cerebral constituye solamente 2 % del peso corporal, pero es el elemento con mayor volumen intracraneal. El peso del cerebro para un adulto sano oscila entre 1300 y 1600 [grs], mientras su volumen es del orden de 1000 a 1500 [cc]. Su densidad es cercana a la del agua, alrededor de 1040 [kg/m^3].

Los tejidos constituyentes del cerebro son tres; sustancia blanca, sustancia gris y meninge. La sustancia blanca se localiza en el centro del cerebro, la sustancia gris (o corteza cerebral) es el tejido envolvente de la sustancia blanca y finalmente la meninge recubre la sustancia gris y blanca. A su vez la meninge se compone de 3 tejidos, estos son la pámadre, membrana aracnoidea y duramadre. Todos estos tejidos

entregan las características físicas al cerebro.

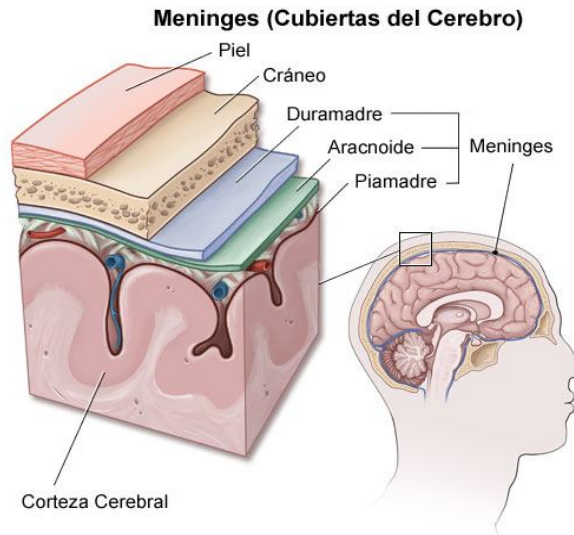


Figura 2.1: Constituyentes de la meninges

Las principales áreas del cerebro y sus funciones son las siguientes:

1. Hemisferios cerebrales: son dos, izquierdo y derecho. Las subestructuras de cada uno son los lóbulos. (frontal, occipital, parietal, temporal). Un tumor localizado en alguna de estas estructuras ocasiona cambios de personalidad y afecta los sentidos. En la mayoría de los casos produce convulsiones.
2. Ganglios basales (diencefalo): ayudan a controlar los movimientos musculares. Un tumor en esta zona puede ocasionar debilidad muscular, sin embargo, no causan descoordinación motriz.
3. Cerebelo: en esta área se controlan los movimientos. Un tumor en esta región afecta la coordinación de brazos, piernas e incluso el habla.
4. Tronco encefálico: contiene un conjunto de nervios que conducen las señales que controlan la musculatura y las sensaciones o sentidos. Los tumores localizados en esta zona causan debilidad, rigidez muscular, problemas con las sensaciones (visión y audición), dificultad con movimientos faciales y con la deglución. Por la vital importancia del tronco, resulta casi imposible extirpar tumores de esta región.

Estas zonas se pueden ver tremendamente afectadas por la aparición de tumores, que ocasionan la interrupción de las distintas funciones y diversos síntomas.

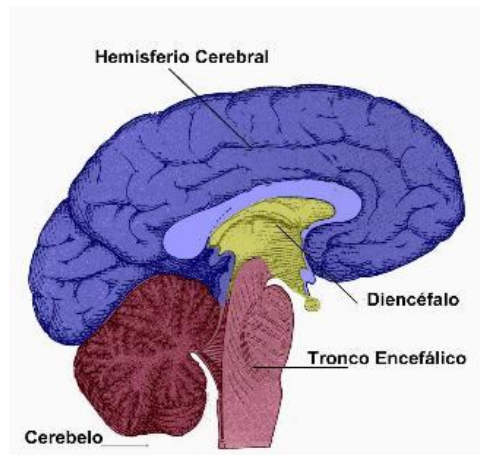


Figura 2.2: Áreas del cerebro

Es importante conocer la anatomía de la médula, ya que tendrá consecuencias importantes en las condiciones de borde del fenómeno de modelar. El detalle de la anatomía se muestra en la figura 2.3.

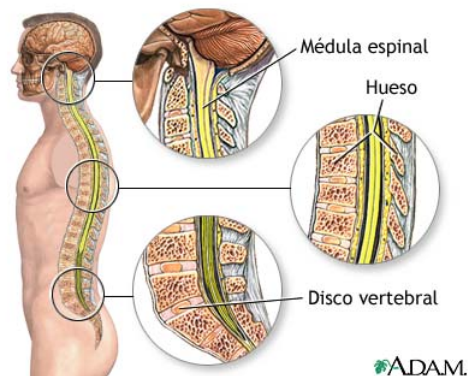


Figura 2.3: Anatomía de médula espinal

2.2. Discusión Bibliográfica

La modelación del fenómeno de Brain Shift se ha discutido ampliamente, en artículos de ingeniería biomecánica como en otras áreas de la ciencia. Dentro de este ámbito, se ha hecho una recopilación de antecedentes sobre el tema a estudiar. El objetivo del estudio de artículos científicos es que el

alumno aprenda a modelar la problemática descrita, además los valores de deformación detallados por los investigadores servirán de referencia al momento de comparar resultados. Al final del capítulo se ha dejado dos secciones con artículos científicos cuyos resultados son rescatados para desarrollar el tema de memoria.

Diversos autores proponen utilizar las ecuaciones de la elasticidad lineal para la modelación de esfuerzos y deformaciones en el tejido cerebral. La elasticidad lineal considera la determinación de parámetros como el módulo de elasticidad (E), el módulo de corte o segundo parámetro de Lamé (μ o G) entre otros. Todas estas magnitudes son explicitadas en los artículos científicos y no presentan complejidad para obtenerlos. La modelación siempre considera un tejido cerebral de una fase (a pesar de que no es así), isotrópico e incompresible. Luego se supone un cerebro inmerso en el líquido cefalorraquídeo y delimitado exteriormente por una corteza craneal rígida. Respecto del líquido cefalorraquídeo, se asume que es incompresible y viscoso. Es claro que el fluido ejerce una presión sobre el tejido cerebral. El cráneo es considerado una corteza extremadamente rígida que no acepta deformación, cuyo módulo de elasticidad es aproximado al del hueso humano.

Los parámetros relativos al cráneo son:

- Módulo de Elasticidad del cráneo: $6,5 \text{ [GN/m}^2\text{]}$.
- Constante de Poisson del cráneo: 0.22

En lo referido al tejido cerebral, se debe mencionar que los valores de elasticidad difieren notablemente entre autores, la tabla 2.1 permite visualizar estas diferencias. Los módulos de elasticidad son calculados a partir de las constantes de Lamé (λ, μ) obtenidas en los artículos o extraídos directamente de estos.

Tabla 2.1: Módulos de Elasticidad

λ kPa	μ kPa	E kPa	ν -	Autores -
11101,80	22,20	66,56	0,50	Hosey and Liu 1982 [19]
5270,30	219,60	650,02	0,48	Ward 1982 [19]
540,80	22,50	66,60	0,48	Ruan et al 1991 [19]
5473,00	228,00	674,88	0,48	Willinger et al 1992 [19]
4110,70	83,90	250,02	0,49	Chu et al 1994 [19]
8060,30	164,50	490,21	0,49	Tada et al 1994 [19]
41,80	2,70	7,94	0,47	Takizawa et at 1994 [19]
8108,10	337,80	999,89	0,48	Kuijpers et al 1995 [19]
540,80	22,50	66,60	0,48	Kumaresan and Radhakrisman 1996 [19]
12483,30	25,00	74,95	0,50	Hartmann and Krugel 1998 [19]
-	-	7,45	0,48	Miller and Chinzei 1998 [6]
-	-	3,2	0,45	Miga et al 1999 [11]
-	-	2,2	0,48	Miller and Chinzei 2002 [4]
-	-	3,24	0,49	Khoshgoftarn et al 2007 [13]
-	-	24,6	0,49	Mehdizadeh et al 2008 [14]

Si bien la teoría de elasticidad lineal se comporta bien para pequeñas deformaciones, es claro para todos los investigadores que la relación esfuerzo deformación en tejidos blandos no es lineal, por ello se discute en los dos siguientes artículos esta relación de no linealidad. El hecho de sólo considerar los artículos *Mechanical porperties of brain tissue in tension* y *Constitutive model of brain tissue suitable for finite element analysis of surgical procedures*, se debe a que el autor (Karol Miller) ha desarrollado la mayor cantidad investigación en esta línea.

2.2.1. Mechanical porperties of brain tissue in tension

(Karol Miller, Kiyoyuki Chinzei, Noviembre 2001)

El objetivo perseguido es proponer un modelo aplicable para esfuerzos de tracción y compresión, basado en la energía de deformación de Ogden para materiales elastómeros. Los autores ya habían propuesto un modelo basado en la energía de deformación, sin embargo, sólo era aplicable a esfuerzos de compresión. Además, el artículo presenta resultados experimentales de esfuerzo y deformación del cerebro bajo ensayo de tracción(uniaxial). Las muestras sometidas a ensayo de tracción uniaxial estaban conformadas por sustancia gris, sustancia blanca y membrana aracnoidea. Durante el ensayo de tracción se observa una clara relación no lineal esfuerzo-deformación, en particular para grandes deformaciones. Sin embargo, los autores clarifican que los experimentos fueron diseñados para conocer el comportamiento del tejido cerebral para pequeñas y lentas deformaciones. Esto último es lo usual

en procedimientos quirúrgicos. Finalmente se propone un modelo hiper-viscoelástico (relación no lineal esfuerzo-deformación) para el tejido cerebral. Algunos puntos relevantes del artículo, principalmente relacionados con el modelo biomecánico, son:

- Se propone un modelo compatible para cualquier tipo de esfuerzos (condiciones generales de carga).
- Modelo basado en una generalización de la energía de deformación de Ogden para elastómeros.
- El modelo de energía de deformación se presenta en forma de una integral de convolución, lo que permite variaciones de los parámetros en el tiempo.
- La energía de deformación propuesta depende del módulo de corte (μ), de un coeficiente particular para cada material (α) y de las elongaciones principales. Se hace referencia al valor de los datos. Es importante destacar que consideran un tejido cerebral incompresible.
- A través de la derivada de la energía de deformación, con respecto a la elongación, se obtienen los esfuerzos de Lagrange.

2.2.2. Comparison between Brain Tissue Gray and White Matters in Tension Including Necking Phenomenon

(Mehdizadeh S., Khoshgoftar M., Najarian S., Farmanzad F., Hooshiar S., 2008)

El presente artículo aporta información experimental de ensayos de tracción uniaxial para tejido cerebral. En particular, presenta resultados para sustancia gris y sustancia blanca. Las curvas de esfuerzo-deformación presentan una relación no lineal, sin embargo, ambas se caracterizan por tener una zona lineal para pequeñas deformaciones, lo que es consistente con lo propuesto por otros autores. Las curvas esfuerzo-deformación para sustancia gris y sustancia blanca se observan en la figura 2.4 y 2.5 respectivamente.

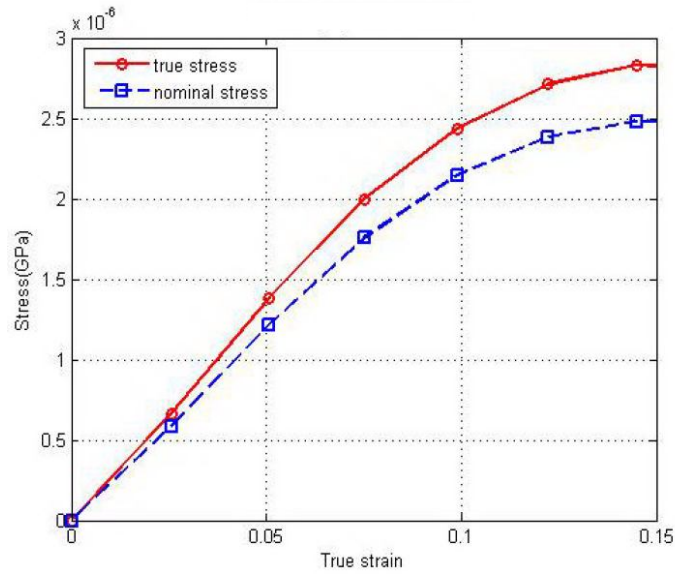


Figura 2.4: Curva experimental de esfuerzo y deformación sustancia gris

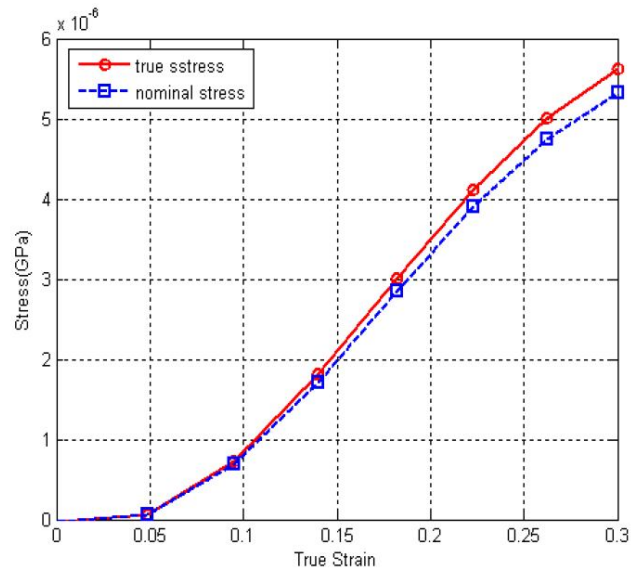


Figura 2.5: Curva experimental de esfuerzo y deformación sustancia blanca

2.3. Registros de Brain Shift

Es necesario comparar los resultados obtenidos en las simulaciones computacionales con aquellos registrados en diversos artículos científicos. Con este fin, se elaboró una tabla que recopila valores del desplazamiento sufrido por el tejido en cirugías y valores del desplazamiento estimado con otras simulaciones. Esta metodología de comparación fue la forma de validar el modelo planteado.

Tabla 2.2: Valores de Brain Shift I, [12]

Brain Shift Correction with the BEM Caso I	Shift máx	Error medio	Error c/elástico	Error c/elástico + fluido
Primera Medición [mm]	4,5	3	1,8	1,8
Segunda Medición [mm]	5,1	3,4	2,4	2,4

Brain Shift Correction with the BEM Caso II	Shift máx	Error medio	Error c/elástico	Error c/elástico + fluido
Primera Medición [mm]	1,8	1,4	1,4	1,3
Segunda Medición [mm]	7,5	4,5	2,3	1,6

Brain Shift Correction with the BEM Caso I	Shift máx	Error medio	Error c/elástico	Error c/elástico + fluido
Primera Medición [mm]	3,8	1,1	1	0,8
Segunda Medición [mm]	6,6	2,3	1,1	1

Tabla 2.3: Valores de Brain Shift II, fuente [17]

Fast and Adaptive FE approach for Modeling Brain Shift	Simulación 1	Simulación 2	Simulación 3
Máximo desplazamiento corteza cerebral [mm]	6,3	9,8	10,5

Tabla 2.4: Valores de Brain Shift III, fuente [7]

Model Driven Brain Shift Compensation	Mínimo estimado	Máximo estimado
Desplazamiento corteza, simulación [mm]	0,3	7,4
Desplazamiento en puntos internos, simulación [mm]	0,1	3,6

Tabla 2.5: Valores de Brain Shift IV, fuente [10]

Robust Non Rigid Registration to Capture Brain Shift from Intra Operative MRI	Simulación
Desplazamiento máximo [mm]	13,18
Desplazamiento medio +- D.S [mm]	3,77 +- 3,3
Error medio +- DS [mm]	0,75 +- 0,6

Capítulo 3

Marco Teórico

El comportamiento elástico es caracterizado por dos importantes condiciones: (1) los esfuerzos sobre el material son función de la deformación, y (2) el material es capaz de recuperar su estado inicial al eliminar las fuerza aplicadas. Dependiendo de la relación esfuerzo deformación del material, la elasticidad puede ser lineal o no lineal. Sin importar el tipo de relación elástica, la forma general de escribir la ecuación constitutiva es la siguiente:

$$\sigma = G(\epsilon) \quad (3.1)$$

Con:

- σ : tensor de esfuerzos generados en el material.
- G : tensor cuyos coeficientes caracterizan el tipo de elasticidad.
- ϵ : tensor de las deformaciones generadas en el material.

En las siguientes secciones se estudiarán las ecuaciones constitutivas de elasticidad lineal y no lineal.

3.1. Teorema del Transporte de Reynolds

A partir del teorema del transporte de Reynolds se deducen las ecuaciones de conservación de masa, conservación de cantidad de movimiento (angular y lineal) y conservación de energía. Estas ecuaciones son importantes para entender los supuestos y la forma de las ecuaciones constitutivas de elasticidad lineal y no lineal.

Sea $F(x,t)$ una función escalar regular, sea $v(t)$ un volumen de control, se desea calcular lo siguiente:

$$\frac{d}{dt} \int_{v(t)} F(\vec{x}, t) dv \quad (3.2)$$

El teorema del transporte permite expresar la relación anterior de la forma observada en la ecuación 3.3:

$$\frac{d}{dt} \int_{v(t)} F(\vec{x}, t) dv = \int_{v(t)} \frac{dF}{dt}(\vec{x}, t) + \int_{v(t)} F(\vec{x}, t) \operatorname{div} \frac{d\vec{x}}{dt} dv \quad (3.3)$$

Finalmente con el teorema de Green se obtiene:

$$\frac{d}{dt} \int_{v(t)} F(\vec{x}, t) dv = \int_{v(t)} \frac{dF}{dt}(\vec{x}, t) + \int_{d v(t)} F(\vec{x}, t) \frac{d\vec{x}}{dt} \cdot \vec{n} ds \quad (3.4)$$

3.1.1. Conservación de Masa e Incompresibilidad

A partir de la ecuación 3.4 y de conservación de masa se deduce la condición de incompresibilidad que cumplen los sólidos. La masa de un cuerpo se expresa a través de la siguiente ecuación.

$$m = \int_{v(t)} \rho(\vec{x}, t) dv \quad (3.5)$$

La masa del medio continuo no cambia al seguir su movimiento, esto es:

$$\frac{dm}{dt} = 0 = \int_{v(t)} \frac{d\rho}{dt}(\vec{x}, t) + \int_{v(t)} \operatorname{div}(\rho \frac{d\vec{x}}{dt}) dv \quad (3.6)$$

Debido a que $v(t)$ es arbitrario, se concluye la ecuación de conservación de masa:

$$\frac{d\rho}{dt}(\vec{x}, t) + \operatorname{div}(\rho \frac{d\vec{x}}{dt}) = 0 \quad (3.7)$$

La expresión 3.7 se reduce a:

$$\rho \operatorname{div} \frac{d\vec{x}}{dt} = 0$$

Asumiendo que la densidad ρ es constante, se tiene que:

$$\operatorname{div} \frac{d\vec{x}}{dt} = 0 \quad (3.8)$$

Es justamente esta expresión la definición de incompresibilidad de un medio continuo cuya densidad ρ es constante.

3.1.2. Conservación de Momento Lineal

La cantidad de movimiento lineal se expresa en términos de la densidad y velocidad de la forma 3.9.

$$\int_{v(t)} \rho \vec{v} dv \quad (3.9)$$

Utilizando la ecuación 3.4 en la expresión 3.9 se obtiene:

$$\frac{d}{dt} \int_{v(t)} \rho \vec{v} dv = 0 = \int_{v(t)} \rho \vec{f}(x, t) dv + \int_{dv(t)} \vec{t}(x, t) ds \quad (3.10)$$

Donde \vec{f} es el vector de fuerzas externas por unidad de masa y \vec{t} es el vector de fuerzas actuando sobre la superficie. El vector \vec{t} se define como:

$$\vec{t} = \sigma \vec{n} \quad (3.11)$$

La matriz σ se denomina tensor de esfuerzos. Por definición $\sigma_{ij} = [\vec{t}(\hat{e}_i)]_j$ es la componente j de la fuerza sobre el elemento de superficie cuya normal es i .

Es claro que:

$$\frac{d}{dt} \int_{v(t)} \rho \vec{v} dv = \int_{v(t)} \rho \frac{d\vec{v}}{dt} dv \quad (3.12)$$

Utilizando la expresión 3.12 y el teorema de la divergencia en la ecuación 3.10 se obtiene:

$$\int_{v(t)} \rho \frac{d\vec{v}}{dt} dv = \int_{v(t)} \rho \vec{f}(x, t) dv + \int_{v(t)} \text{div} \sigma dv \quad (3.13)$$

Finalmente se concluye la ecuación vectorial del movimiento:

$$\rho \frac{d\vec{v}}{dt} = \rho \vec{f}(x, t) + \text{div} \sigma \quad (3.14)$$

3.1.3. Conservación de Momento Angular

La conservación del momento angular es equivalente a la condición de simetría del tensor de esfuerzos. A continuación se muestra una breve demostración de la equivalencia.

La ecuación de conservación de momento angular es:

$$\frac{d}{dt} \int_{v(t)} \rho (\vec{r} \times \vec{v}) dv = 0 = \int_{v(t)} \rho (\vec{r} \times \vec{f}) dv + \int_{dv(t)} (\vec{r} \times \vec{t}) ds \quad (3.15)$$

Con la notación indicial y la definición en la ecuación 3.11 se obtiene de la ecuación 3.15, la expresión:

$$\frac{d}{dt} \int_{v(t)} \rho \epsilon_{ijk} r_k v_j dv = \int_{v(t)} \rho \epsilon_{ijk} f_j r_k dv + \int_{v(t)} \frac{\partial}{\partial x_l} \epsilon_{ijk} \sigma_{kl} r_k dv = 0 \quad (3.16)$$

La ecuación 3.16 se reduce a:

$$\int_{v(t)} \left[\rho \epsilon_{ijk} r_k (\gamma_k - f_j) - \frac{\partial}{\partial x_l} \epsilon_{ijk} \sigma_{kl} \right] dv = 0 \quad (3.17)$$

Donde γ es la aceleración de un volumen arbitrario. Otra forma de escribir la expresión 3.17 es:

$$\int_{v(t)} \left[\rho \epsilon_{ijk} r_k (\gamma_{kj} - f_j) - \frac{\partial}{\partial x_l} \epsilon_{ijk} \sigma_{kl} \right] dv = 0 \quad (3.18)$$

Finalmente se tiene:

$$\int_{v(t)} \left(\epsilon_{ijk} r_k \left[\rho \epsilon_{ijk} r_k (\gamma_k - f_j) - \frac{\partial}{\partial x_l} \sigma_{kl} \right] - \epsilon_{ilk} \sigma_{kl} \right) dv = 0 \quad (3.19)$$

De la expresión 3.19 se deduce que:

$$\int_{v(t)} \epsilon_{ilk} \sigma_{kl} dv = 0 \quad (3.20)$$

Lo anterior se cumple para cualquier volumen v en todo tiempo t , esto implica que:

$$\epsilon_{ilk} \sigma_{kl} = 0 \quad (3.21)$$

$$\epsilon_{pqi} \epsilon_{ilk} \sigma_{kl} = 0 \quad (3.22)$$

Se concluye que:

$$\sigma_{pq} - \sigma_{qp} = 0 \quad (3.23)$$

Es decir, el tensor σ es simétrico al existir conservación del momento angular.

3.2. Elasticidad Lineal

La teoría de la elasticidad lineal es el estudio de sólidos elásticos lineales sometidos a pequeñas deformaciones. La linealidad significa que las componentes del tensor de esfuerzos son una combinación lineal de las deformaciones. La relación que define cada elemento del tensor deformación se observa en la ecuación 3.24. Este tensor es conocido como tensor infinitesimal de Green-Cauchy.

$$\epsilon_{ij} = \frac{1}{2} \left(\frac{\partial u_i}{\partial x_j} + \frac{\partial u_j}{\partial x_i} \right) \quad (3.24)$$

con $i, j \in [1, 2, 3]$.

Esta teoría sólo es aplicable a sólidos con existencia de relación lineal esfuerzos-deformaciones, bajo la condición de pequeñas deformaciones. Las ecuaciones constitutivas de elasticidad lineal, para un sólido elástico, son representadas por la ley generalizada de Hooke. Ver ecuación 3.25

$$\sigma_{ij} = C_{ijkl} \epsilon_{kl} \quad (3.25)$$

con $i, j \in [1, 2, 3]$.

De forma matricial sólo basta con reemplazar en ecuación 3.1 la matriz G por la de coeficientes elásticos. La matriz general de elasticidad contiene 81 términos, sin embargo, la simetría del tensor de esfuerzos y deformaciones permiten reducirlos en treinta y seis. Estos coeficientes dependen de algunos factores como temperatura, adiabatismo y tasa de deformación.

Al considerar la simetría tanto del tensor de esfuerzos como el de deformaciones, la ley generalizada de Hooke se representa de la siguiente forma:

$$\begin{bmatrix} \sigma_1 \\ \sigma_2 \\ \sigma_3 \\ \sigma_4 \\ \sigma_5 \\ \sigma_6 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} C_{1111} & C_{1112} & \dots & C_{1116} \\ C_{2221} & C_{2222} & \dots & C_{2226} \\ \vdots & & & \vdots \\ C_{2361} & C_{2362} & \dots & C_{2366} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \epsilon_1 \\ \epsilon_2 \\ \epsilon_3 \\ \epsilon_4 \\ \epsilon_5 \\ \epsilon_6 \end{bmatrix} \quad (3.26)$$

Para el uso de esta notación es necesario considerar:

$$\begin{bmatrix} \sigma_1 & \sigma_6 & \sigma_5 \\ \sigma_6 & \sigma_2 & \sigma_4 \\ \sigma_5 & \sigma_4 & \sigma_3 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \sigma_{11} & \sigma_{12} & \sigma_{13} \\ \sigma_{21} & \sigma_{22} & \sigma_{23} \\ \sigma_{31} & \sigma_{32} & \sigma_{33} \end{bmatrix} \quad (3.27)$$

$$\begin{bmatrix} \epsilon_1 & \epsilon_6 & \epsilon_5 \\ \epsilon_6 & \epsilon_2 & \epsilon_4 \\ \epsilon_5 & \epsilon_4 & \epsilon_3 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \epsilon_{11} & 2\epsilon_{12} & 2\epsilon_{13} \\ 2\epsilon_{21} & \epsilon_{22} & 2\epsilon_{23} \\ 2\epsilon_{31} & 2\epsilon_{32} & \epsilon_{33} \end{bmatrix} \quad (3.28)$$

Sin embargo, si el material es supuesto homogéneo e isotrópico se tiene la ecuación constitutiva de Lamé Hooke.

3.2.1. Ecuación Constitutiva de Lamé-Hooke

Se ha dicho que si el material es considerado homogéneo e isotrópico se tendrán las ecuaciones constitutivas de Lamé-Hooke. Esto significa que las componentes del tensor elástico dependen de dos constantes particulares de cada material. Estas constantes son denominadas módulos de Lamé (λ, μ). La relación entre los coeficientes elásticos y los módulos de Lamé se observan en la ecuación 3.29.

$$C_{ijkl} = \lambda \delta_{ij} \delta_{kl} + \mu (\delta_{ik} \delta_{jl} + \delta_{il} \delta_{jk}) \quad (3.29)$$

La ecuación constitutiva se obtiene de reemplazar los coeficientes elásticos en la ecuación 3.25.

$$\sigma_{ij} = (\lambda \delta_{ij} \epsilon_{kk} + \mu (\delta_{ik} \delta_{jm} + \delta_{im} \delta_{jk})) \epsilon_{km} \quad (3.30)$$

Finalmente se puede simplificar la expresión anterior a la ecuación 3.31:

$$\sigma_{ij} = \lambda \delta_{ij} \epsilon_{kk} + 2\mu \epsilon_{ij} \quad (3.31)$$

Donde ϵ_{kk} es la traza del tensor deformación. Al desarrollar los términos se visualiza de mejor forma la ecuación constitutiva.

$$\begin{aligned} \sigma_{11} &= \lambda(\epsilon_{11} + \epsilon_{22} + \epsilon_{33}) + 2\mu\epsilon_{11} \\ \sigma_{12} &= \sigma_{21} = 2\mu\epsilon_{12} \\ \sigma_{13} &= \sigma_{31} = 2\mu\epsilon_{13} \\ \sigma_{22} &= \lambda(\epsilon_{11} + \epsilon_{22} + \epsilon_{33}) + 2\mu\epsilon_{22} \\ \sigma_{23} &= \sigma_{32} = 2\mu\epsilon_{23} \\ \sigma_{33} &= \lambda(\epsilon_{11} + \epsilon_{22} + \epsilon_{33}) + 2\mu\epsilon_{33} \end{aligned}$$

3.3. Elasticidad No Lineal

La elasticidad no lineal es un fenómeno observado en materiales elastoméricos (gomas) y materiales porosos. El origen de ambos es diverso, por ejemplo los elastómeros, polímeros de comportamiento elástico, pueden ser

de caucho natural o sintético mientras que los materiales porosos se presentan de distintas formas en la naturaleza (suelos, materiales orgánicos, tejido animal y vegetal). Lo que caracteriza a estas familias de materiales es su capacidad de deformación, la cual alcanza valores de 200 %–300 %. A pesar de estas elongaciones son capaces de volver a su estado original. Cabe mencionar que existen algunos materiales elástoméricos creados para no tener estas deformaciones, la diferencia radica en que sus enlaces cruzados están fuertemente ligados.

El motivo por el cual es necesario estudiar la teoría de elasticidad no lineal, es porque muchos tejidos humanos tienen este comportamiento, luego las formas específicas desarrolladas pueden ser implementadas para el modelamiento computacional de tejidos.

A continuación se desarrollaran las bases de los modelos de elasticidad no lineal. Lo primero es definir la relación entre la deformación y el vector desplazamiento. Ver ecuación 3.32. Notar que la relación no es lineal.

$$\epsilon_{ij} = \frac{1}{2} \left(\frac{\partial u_i}{\partial x_j} + \frac{\partial u_j}{\partial x_i} + \left(\frac{\partial u_k}{\partial x_i} \frac{\partial u_k}{\partial x_j} \right) \right) \quad (3.32)$$

con $i, j \in [1, 2, 3]$

Con las deformaciones presentadas en la ecuación 3.32 se obtiene el tensor deformación Green-Lagrange o Green-Lagrange strain tensor. Este tensor cuantifica los cambios en la longitud de una fibra del material y la variación del ángulo existente entre un par de fibras.

La energía de deformación es una función utilizada para definir un material hiperelástico. La función relaciona la energía almacenada con los esfuerzos y deformaciones generados en el sólido. A través de la derivada de la función con respecto a la deformación, se obtienen los esfuerzos ocasionados por las fuerzas aplicadas (esfuerzos de Cauchy). Para calcular la energía de deformación es necesario introducir el tensor gradiente de deformación $[F]$.

$$[F] = \begin{bmatrix} \frac{dx}{dX} & \frac{dx}{dY} & \frac{dx}{dZ} \\ \frac{dy}{dX} & \frac{dy}{dY} & \frac{dy}{dZ} \\ \frac{dz}{dX} & \frac{dz}{dY} & \frac{dz}{dZ} \end{bmatrix} \quad (3.33)$$

Este tensor representa la variación relativa de un punto del material en estado deformado con respecto al resto del sólido en su estado inicial. Una representación gráfica del significado del tensor se observa en la figura 3.1.

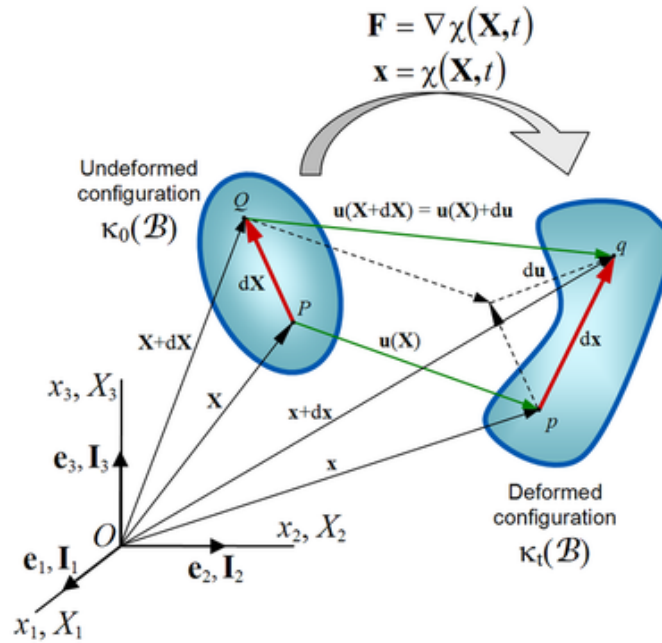


Figura 3.1: Ilustración de gradiente deformación

Para la simplificación de cálculos interesan el tensor deformación izquierdo ([B]) y derecho ([C]) de Green-Cauchy, una forma práctica de obtenerlos es con el tensor gradiente de deformación. A partir de estos se obtienen los invariantes de deformación del tensor Green-Cauchy.

$$[B] = [F][F]^T \quad (3.34)$$

$$[C] = [F]^T[F] \quad (3.35)$$

La energía de deformación de un material es función de los invariantes del tensor deformación izquierdo de Green-Cauchy ([B]). Si el material es supuesto isotrópico se tiene que la energía depende de los tres primeros invariantes del tensor.

$$W = W(I_1, I_2, I_3) \quad (3.36)$$

Los invariantes para el caso de material isotrópico son:

Primer Invariante:

$$I_1 = \text{tr}(B) \quad (3.37)$$

Segundo Invariante:

$$I_2 = \frac{1}{2}(tr(B)^2 - tr(B^2)) \quad (3.38)$$

Tercer Invariante:

$$I_3 = det[B] \quad (3.39)$$

Si las fuerzas normales estan alineadas con la dirección principal del material se tiene que los invariantes sólo dependen de las elongaciones principales sufridas por el sólido. Es importante destacar que en todo material isotrópico se dará esta condición, ya que no es influyente la dirección en la cual se mida una propiedad porque en todas será igual.

Las elongaciones principales se definen como el cociente entre el largo final (l) y el largo inicial (l_0) en la dirección de estiramiento. Los invariantes son función de las elongaciones principales.

$$I_1 = \lambda_1^2 + \lambda_2^2 + \lambda_3^2 \quad (3.40)$$

$$I_2 = \lambda_1^2\lambda_2^2 + \lambda_2^2\lambda_3^2 + \lambda_1^2\lambda_3^2 \quad (3.41)$$

$$I_3 = \lambda_1^2\lambda_2^2\lambda_3^2 \quad (3.42)$$

Donde λ_1 , λ_2 y λ_3 son las elongaciones en direcciones principales.

Al suponer un sólido casi incompresible o con módulo de compresibilidad alto, la energía de deformación sólo depende del primer y segundo invariante, debido a que el tercer invariante es la unidad ($I_3 = 1$). Como se dijo anteriormente, los esfuerzos de Cauchy (esfuerzos reales) son calculados a partir de la derivada de la función energía de deformación con respecto a la deformación. Ver ecuación 3.43.

$$\sigma_{ij} = -p\delta_{ij} + \frac{\partial W}{\partial I_1}B_{ij} + \frac{\partial W}{\partial I_2}B_{ij}^{-1} \quad (3.43)$$

Con p un término que representa la presión ejercida en las direcciones principales.

En las siguientes secciones se presentarán modelos para sólidos cuya energía de deformación y esfuerzos principales se obtienen bajo los siguientes supuestos:

1. hiperelasticidad.
2. isotropismo.
3. incompresibilidad.

4. ensayo uniaxial de tensión.

Para el caso de tensión uniaxial se tiene:

$$\lambda_1 = \lambda \quad (3.44)$$

$$\lambda_2 = \lambda_3 = 1/\sqrt{\lambda} \quad (3.45)$$

Sustituyendo las ecuaciones 3.44 y 3.45 en 3.40 y 3.41, obtiene que:

$$I_1 = \lambda^2 + 2\lambda^{-1} \quad (3.46)$$

$$I_2 = 2\lambda + \lambda^{-2} \quad (3.47)$$

3.3.1. Modelo de Material de Neo-Hooke

La energía de deformación para el modelo es:

$$W = C_1(I_1 - 3) \quad (3.48)$$

Donde C_1 es una constante. El esfuerzo en la dirección de la elongación principal es:

$$\sigma = C_1\left(2\lambda - \frac{2}{\lambda^2}\right) \quad (3.49)$$

3.3.2. Modelo de Material de Mooney-Rivlin

La energía de deformación para un modelo de 9 parámetros es:

$$\begin{aligned} W = & C_1(\lambda^2 + 2\lambda^{-1} - 3) + C_2(2\lambda + \lambda^{-2} - 3) + C_3(\lambda^2 + 2\lambda^{-1} - 3)^2 + \\ & C_4(\lambda^2 + 2\lambda^{-1} - 3)(2\lambda + \lambda^{-2} - 3) + C_5(2\lambda + \lambda^{-2} - 3)^2 + \\ & C_6(\lambda^2 + 2\lambda^{-1} - 3)^3 + C_7(\lambda^2 + 2\lambda^{-1} - 3)^3(2\lambda + \lambda^{-2} - 3) + \\ & C_8(\lambda^2 + 2\lambda^{-1} - 3)(2\lambda + \lambda^{-2} - 3)^3 + C_9(2\lambda + \lambda^{-2} - 3)^3 \end{aligned} \quad (3.50)$$

Donde C_1 a C_9 son constantes del material. Si se desea un modelo de Mooney Rivlin con cierto número de parámetros, basta con truncar la energía de deformación hasta el valor del parámetro escogido. Para este modelo

el esfuerzo en la dirección de la elongación principal(λ_1) se calcula con la ecuación 3.51.

$$\begin{aligned}
\sigma = & C_1(2\lambda - \frac{2}{\lambda^2}) + C_2(2 - \frac{2}{\lambda^3}) + 2C_3(\lambda^2 + \frac{2}{\lambda} - 3)(2\lambda - \frac{2}{\lambda^2}) + \\
& C_4((2\lambda - \frac{2}{\lambda^2})(2\lambda + \frac{1}{\lambda^2} - 3) + (\lambda^2 + \frac{2}{\lambda} - 3)(2 - \frac{2}{\lambda^3})) + \\
& 2C_5(2\lambda + \frac{1}{\lambda^2} - 3)(2 - \frac{2}{\lambda^3}) + 3C_6(\lambda^2 + \frac{2}{\lambda} - 3)(2\lambda - \frac{2}{\lambda^2}) + \\
& C_7(2(\lambda^2 + \frac{2}{\lambda} - 3)(2\lambda - \frac{2}{\lambda^2})(2\lambda + \frac{1}{\lambda^2} - 3) + (2 - \frac{2}{\lambda^3})(\lambda^2 + \frac{2}{\lambda} - 3)^2) + \\
& C_8((2\lambda - \frac{2}{\lambda^2})(2\lambda + \frac{1}{\lambda^2} - 3)^2 + (2\lambda + \frac{1}{\lambda^2} - 3)(2 - \frac{2}{\lambda^3})(\lambda^2 + \frac{2}{\lambda} - 3)) + \\
& 3C_9(2\lambda + \frac{1}{\lambda^2} - 3)(2 - \frac{2}{\lambda^3})
\end{aligned} \tag{3.51}$$

3.3.3. Modelo de Material de Ogden

La energía de deformación para el modelo de Ogden es:

$$W = \sum_{i=1}^n \frac{\mu_i}{\alpha_i} [\lambda^{\alpha_i} + (\frac{1}{\sqrt{\lambda}})^{\alpha_i} - 2] \tag{3.52}$$

Donde α_i y μ_i son constantes del material. Para este modelo el esfuerzo en la dirección de la elongación principal (λ) se calcula con la ecuación 3.53.

$$\sigma = \sum_{i=1}^n \mu_i [\lambda^{\alpha_i-1} - (\lambda)^{-0,5\alpha_i-1}] \tag{3.53}$$

3.4. Esfuerzos y Deformaciones

Los paquetes de simulación computacional pueden generar diversos resultados de esfuerzos y deformación, por lo que es importante definir el tipo de resultados obtenidos.

Para simulaciones de sólidos elásticos se obtienen las deformaciones de Green-Lagrange y los esfuerzos de Cauchy, ver ecuaciones 3.24 y 3.31 respectivamente. Tanto ANSYS como ADINA, al utilizar modelos hiperelásticos entregan los esfuerzos de Cauchy y las deformaciones de Hencky. Los esfuerzos de Cauchy son calculados a partir del segundo tensor de esfuerzos de Piola-Kirchhof(S):

$$\sigma_{ij} = \frac{1}{\sqrt{I_3}} F_{ik} S_{kl} F_{jl} \tag{3.54}$$

Donde las componentes del tensor S se calculan mediante:

$$S_{ij} = 2 \frac{\partial W}{\partial C_{ij}} \tag{3.55}$$

Con C_{ij} las componentes del tensor derecho de Green Cauchy definido en la ecuación 3.35 y F_{ij} las componentes del tensor gradiente deformación definido en 3.33. La ecuación 3.54 resulta ser equivalente a 3.43.

El tensor deformación de Hencky es calculado como:

$$[\epsilon] = \sum_{i=1}^3 \ln \lambda_i [e_i][e_i]^t \quad (3.56)$$

Donde λ y $[e_i]$ son los valores y vectores propios respectivamente del tensor deformación derecho $[C]$.

Un estado de esfuerzos en un medio es único, mientras no cambien las fuerzas que los producen. El estado de esfuerzo puede ser representado por un conjunto de esfuerzos normales (o axiales) y de esfuerzos cortantes (o tangenciales) referenciados a un sistema de coordenadas, lo que se llama "tensor de esfuerzos". Al elegir una dirección cualquiera en el espacio euclidiano, quedan determinados los valores de los esfuerzos normales y cortante en esa dirección a través del tensor de esfuerzos. El esfuerzo normal y el esfuerzo cortante son perpendiculares entre sí y por lo tanto, son las componentes rectangulares del vector esfuerzo. En cualquier dirección existirá un vector esfuerzo, con sus respectivas componentes normal y cortante. Sin embargo, solo existen (en el espacio) tres direcciones, en las cuales, la componente cortante se hace nula y sólo existe la componente normal del esfuerzo, por lo que el vector esfuerzo será igual a la componente normal. A esas direcciones, se les llama direcciones principales y a los esfuerzos normales que existen en esas direcciones se les llama esfuerzos principales. Los esfuerzos principales son únicos para un estado de esfuerzo, ya que son la solución del sistema de ecuaciones que define el estado de esfuerzo, y son ortogonales entre sí.

A partir del tensor de esfuerzos de Cauchy se calculan dos tipos de esfuerzos importantes, estos son los registrados en las diversas simulaciones hiperelásticas (ver capítulo de Resultados).

- Máximo esfuerzo principal(σ_1).
- Esfuerzos equivalentes.

Los esfuerzos equivalentes son calculados a través de la fórmula de Von Misses.

$$\sigma_{vm} = \sqrt{\frac{(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_1 - \sigma_3)^2}{2}} \quad (3.57)$$

Donde σ_1 , σ_2 y σ_3 son los esfuerzos principales.

A su vez, las deformaciones calculadas con el tensor de deformación de Hencky y bajo la condición de hiperelasticidad son:

- Deformaciones equivalentes.

- Máxima deformación principal.

La deformación equivalente se obtiene con la fórmula 3.58:

$$\epsilon_{eq} = \frac{1}{\sqrt{2}(1 + \nu_{eff})} [(\epsilon_x - \epsilon_y)^2 + (\epsilon_y - \epsilon_z)^2 + (\epsilon_z - \epsilon_x)^2 + \frac{3}{2}(\gamma_{xy}^2 + \gamma_{yz}^2 + \gamma_{xz}^2)]^{1/2} \quad (3.58)$$

Donde ϵ y γ componen el tensor deformaciones de Hencky. Cuando se tiene el caso hiperelástico la constante de Poisson efectiva es $\nu_{eff}=0,5$. En el caso elástico la constante de Poisson utilizada es la definida por el usuario.

Análogo al caso de esfuerzos principales, las deformaciones principales se obtienen cuando la componente tangencial del vector deformación es nula y por ende sólo existe la componente normal de deformación.

3.5. Modelos de Tejido Cerebral

Se han presentado diversos modelos de sólido para el comportamiento del tejido cerebral durante el fenómeno de Brain Shift. Se discutió que al existir pequeñas y lentas deformaciones el modelo elástico lineal es adecuado para obtener resultados en tiempo real, sin embargo, no representa la real dependencia existente entre los esfuerzos y la deformación del tejido. Una conclusión importante de este tema de memoria, es definir el modelo de sólido que mejor se adapte a la problemática del Brain Shift. Con el objetivo de lograr esto, se realizó simulaciones computacionales incorporando los modelos discutidos anteriormente. Los modelos hiperelásticos de Ogden y Mooney Rivlin pueden simular materiales como los tejidos humanos de forma muy precisa, sin embargo, entre ellos existen diferencias que privilegian a uno sobre otro. Una de las principales diferencias entre ambos modelos, es la forma de la densidad de energía de deformación. Para Mooney Rivlin la densidad de energía es un polinomio función de los invariantes principales, mientras que para Ogden la energía es un polinomio basado en las elongaciones principales. De acuerdo a los investigadores, ambos modelos otorgan resultados similares para pequeñas, medias y grandes deformaciones, sin embargo, la ventaja del modelo de Ogden se presenta al realizar un ajuste de curva para determinar las constantes. Lo anterior se debe a que las elongaciones principales son cantidades directamente cuantificables lo que disminuye el error en el cálculo de constantes, no así los valores de las invariantes que conforman la energía de deformación de Mooney Rivlin.

Es sugerido en el manual del software ANSYS 12.1 que si el ensayo de esfuerzo-deformación (uniaxial, biaxial o de corte) considera pocos puntos, se utilice un modelo con pocas constantes para minimizar el error en el ajuste de curva teórica con el de curva experimental. Ante esta situación se consideró un modelo de Ogden de 1°, 2° y 3° orden y Mooney Rivlin de dos y cinco parámetros.

Capítulo 4

Metodología

En la presente sección se describen las bases para simular el problema de Brain Shift. Es necesario entender el origen de la información y los supuestos utilizados en la modelación del fenómeno ya descrito.

4.1. Introducción a Método de Elementos Finitos

4.1.1. Definición del Método

El método de elementos finitos (MEF) es un método de aproximación de problemas continuos, de forma tal que:

- El continuo se divide en un número finito de partes o elementos, cuyo comportamiento se especifica mediante un número finito de parámetros asociados a ciertos puntos característicos denominados nodos. Estos son los puntos de unión de cada elemento con sus adyacentes. El conjunto de nodos considerando sus relaciones de adyacencia se llama malla.
- La solución del sistema completo sigue las reglas de los problemas discretos. El sistema completo se forma por ensamblaje de los elementos.
- Las incógnitas del problema dejan de ser funciones matemáticas y pasan a ser el valor de estas funciones en los nodos.
- El comportamiento en el interior de los elementos se obtiene a partir del comportamiento de los nodos y las funciones de interpolación o de forma. La interpolación puede ser lineal, cuadrática, spline, etc.

El MEF se basa en transformar un cuerpo de naturaleza continua en un modelo discreto aproximado. Esta transformación se denomina discretización del modelo. El conocimiento de lo que sucede en el interior del modelo, se obtiene mediante la interpolación de los valores conocidos en los nodos. Es por lo tanto una aproximación de los valores de una función a partir del conocimiento de un número determinado y finito de puntos.

4.1.2. Aplicación del Método

Típicamente el método de los elementos finitos se programa computacionalmente para calcular el campo de desplazamientos y, posteriormente, a través de relaciones cinemáticas y constitutivas las deformaciones y tensiones respectivamente, cuando se trata de un problema de mecánica de sólidos deformables o más generalmente un problema de mecánica de medios continuos. El método de los elementos finitos es muy usado debido a su generalidad y a la facilidad de introducir dominios de cálculo complejos (en dos o tres dimensiones).

El MEF se basa en solucionar un sistema de ecuaciones resultado de aplicar las ecuaciones de equilibrio a los nodos del sólido. Este sistema de ecuaciones se esquematiza de la siguiente manera:

$$f = K u \quad (4.1)$$

Donde las incógnitas son los desplazamientos en los nodos (\vec{u}) que se hallan a partir de las fuerzas o solicitaciones en estos (\vec{f}) y de la matriz de rigidez (K). Desde un punto de vista operativo, la matriz de rigidez, relaciona los desplazamientos desconocidos del sólido con las fuerzas exteriores definidas. Conocidos dichos desplazamientos es posible determinar los esfuerzos en el sólido.

Con el MEF se logra convertir un problema de cálculo variacional en uno de algebra lineal, tal como muestra la ecuación 4.1. El número de ecuaciones del sistema es proporcional de número nodos de la malla. Este sistema algebraico puede ser resuelto con métodos convencionales del álgebra lineal en espacios de dimensión finita.

Una explicación detallada de la aplicación del MEF en dos dimensiones se presenta a continuación. Sea un elemento finito e , definido por sus nodos i , j , m y por su contorno formado por las líneas que los unen. Los desplazamientos de cualquier punto del elemento se aproximan por un vector columna \vec{d} .

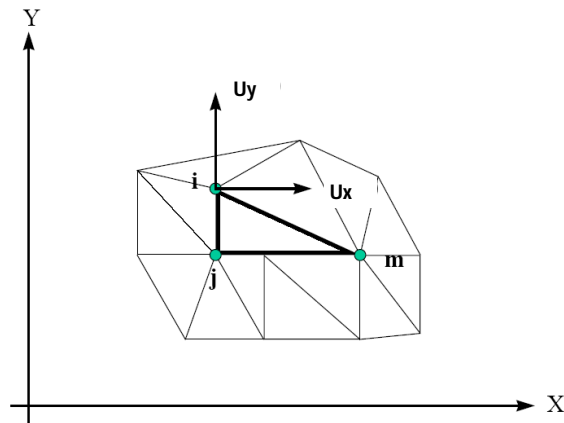


Figura 4.1: Elemento finito e

$$\vec{d} = \sum N_i \cdot \vec{u}_i^e = N \cdot \vec{u}^e \quad (4.2)$$

- \vec{d} representa los movimientos vertical y horizontal en cualquier punto del elemento e.
- \vec{u}_i son los desplazamientos del nodo i.
- N_i es la función de forma del nodo i.

En general, N son las funciones de forma y \vec{u}^e es un vector formado por los desplazamientos nodales del elemento considerado.

Las funciones N_i, N_j, N_m deben escogerse de forma que al reemplazar las coordenadas nodales en 4.2 se obtengan los desplazamientos nodales.

Para obtener el sistema lineal en 4.1 es necesario definir un funcional π basado en \vec{d} . Este funcional es ensamblado para calcular su primera variación (e igualarla a cero) y así obtener el sistema lineal de ecuaciones.

$$\pi = \left(\int_B W dv - \int_B b ddv - \int_{dB} \hat{t} dda \right) \quad (4.3)$$

Con W como la densidad de energía de deformación. En forma explícita y en base a la relación 3.36 se tiene que el funcional ensamblado para cada elemento de la malla es:

$$\pi = \sum_{e=1}^E \left(\int_{B_e} \frac{1}{2} \epsilon^t (C \epsilon) - d^t b dv - \int_{dB_{te}} d^t \hat{t} da \right) \quad (4.4)$$

Dónde ϵ es la matriz de deformación determinada por:

$$\epsilon = D \vec{d} \quad (4.5)$$

Con D como un operador diferencial, b como las fuerzas externas sobre el cuerpo y \hat{t} como las fuerzas externas sobre superficie.

Reemplazando la relación 4.2 en 4.5, se obtiene:

$$\epsilon = B \vec{d} \quad (4.6)$$

Al reemplazar 4.6 en 4.4 se obtiene una relación con la matriz de rigidez de cada elemento.

$$\pi = \sum_{e=1}^E \left(\frac{1}{2} u_e^t K_e u_e - q_e Q_e \right) \quad (4.7)$$

El término Q_e tiene la siguiente forma:

$$Q_e = \int_{B_e} N^t b dv + \int_{dB_e} N^t \hat{t} da \quad (4.8)$$

Al calcular la variación del funcional π e igualarla a cero se llega al sistema de ecuación lineal referido en 4.1.

$$\delta\pi(\vec{d}) = 0 \quad (4.9)$$

4.1.3. Pasos del MEF

Los programas de elementos finitos disponen de tres módulos de trabajo.

1. Preprocesador: en esta etapa se prepara el modelo CAD. Se seleccionan los elementos con que se va a mallar el sólido, esto en función del tipo de cálculo a realizar. Se definen las características de los materiales a emplear en el modelo. Se asignan los elementos y propiedades de materiales a los distintos componentes del modelo. Se realiza el mallado de acuerdo a los elementos asignados. Finalmente se realiza la aplicación de cargas externas y condiciones de contorno sobre el modelo.
2. Calculador: es la parte del programa que realiza el MEF. En esta etapa se selecciona el tipo de cálculo a realizar, puede ser estático, transitorio, análisis de vibraciones, etc. Se configuran los parámetros de cálculo, es decir número de iteraciones, tiempos de simulaciones, intervalos de iteración, reglas de convergencia. Finalmente se inicia el cálculo con la transferencia de cargas al modelo. Se genera la matriz de rigidez, se triangula la matriz y se resuelve el sistema de ecuaciones.
3. Postprocesador: una vez generada la solución, este módulo permite visualizar la solución gráfica del modelo.

4.2. Modelación

Para realizar las simulaciones con modelos elásticos, se utilizan los datos experimentales de [14]. La revisión bibliográfica entrega valores para el módulo elástico lineal y los datos de tracción uniaxial (esfuerzo-deformación) para materia gris y blanca. La muestra de materia gris es extraída del lóbulo parietal, mientras que la muestra de materia blanca es extraída del corpus callosum. Las probetas traccionadas son discos de 15 [mm] de diámetro y 5 [mm] de altura. Los ensayos son realizados con una tasa de deformación constante de 1 [mm/min] para evitar producir fuerzas inerciales en la muestra. La máquina utilizada en los ensayos fue una Dynamic Testing Machine, Hct/25-400, Servo Hydraulic Valve PID Controller, Zwick/Roell. El módulo elástico real estimado por los investigadores fue $E=24.600$ [Pa]. Este dato fue el utilizado para las simulaciones computacionales.

Para el estudio de sólidos hiperelásticos se utilizan datos de tracción de materia gris. Con los datos se realiza un ajuste de curva para la obtención de parámetros de los modelos. La curva de tracción uniaxial para la muestra de materia gris se muestra en la figura A.1.

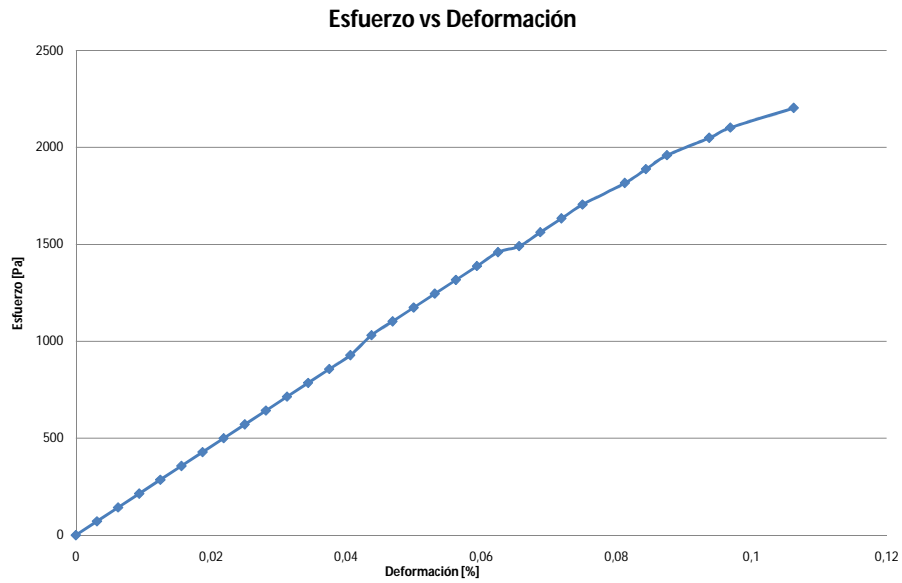


Figura 4.2: Curva esfuerzo-deformación materia gris, lóbulo parietal

El modelo de material de Ogden, se estudia en sus tres formas, primer, segundo y tercer orden. El modelo de material de Mooney Rivlin se estudia en dos de sus cuatro formas, con dos y cinco parámetros. Finalmente se realiza un ajuste de curva para el modelo de Neo-Hooke, caso también estudiado como modelo de sólido. Las tablas 4.1 y 4.2 muestran los datos del ajuste de curva para los modelos estudiados.

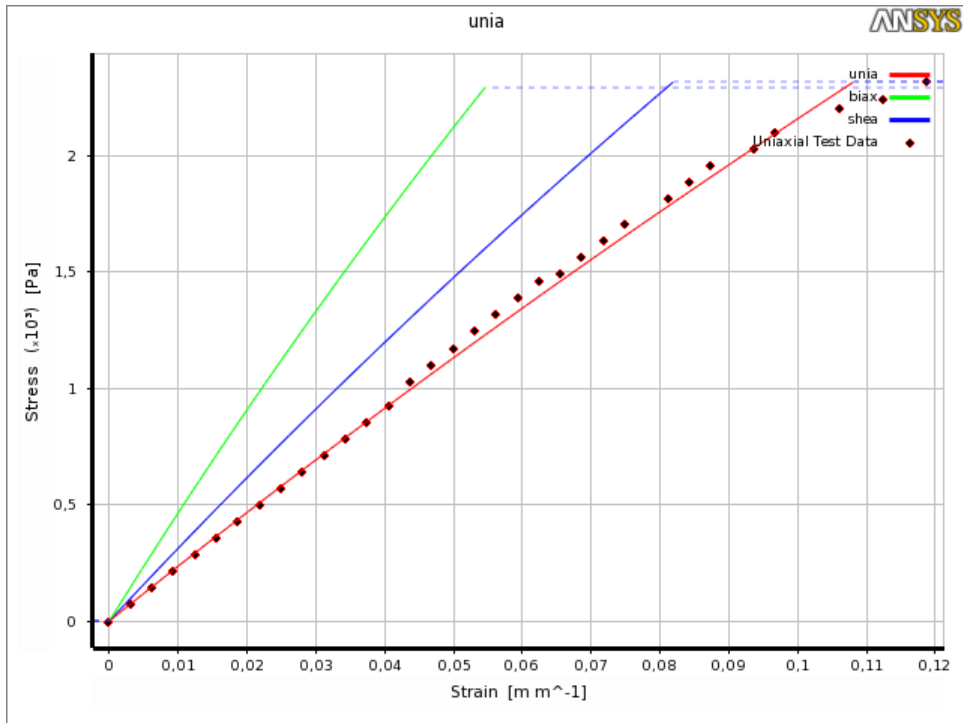


Figura 4.3: Ajuste de curva uniaxial para modelo de Ogden primer orden

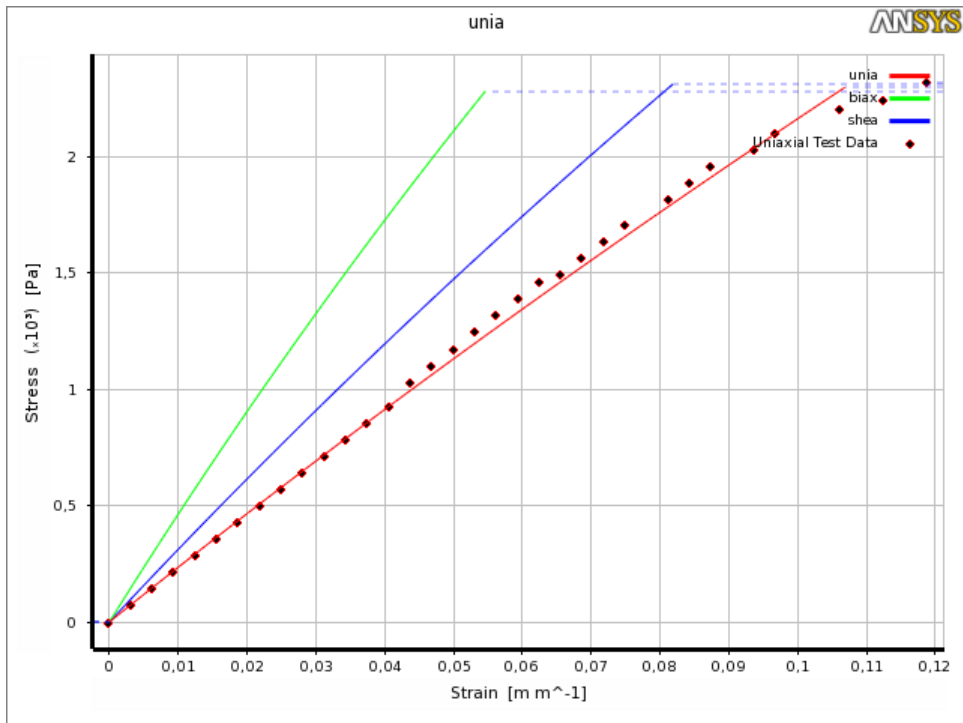


Figura 4.4: Ajuste de curva uniaxial para modelo de Ogden segundo orden

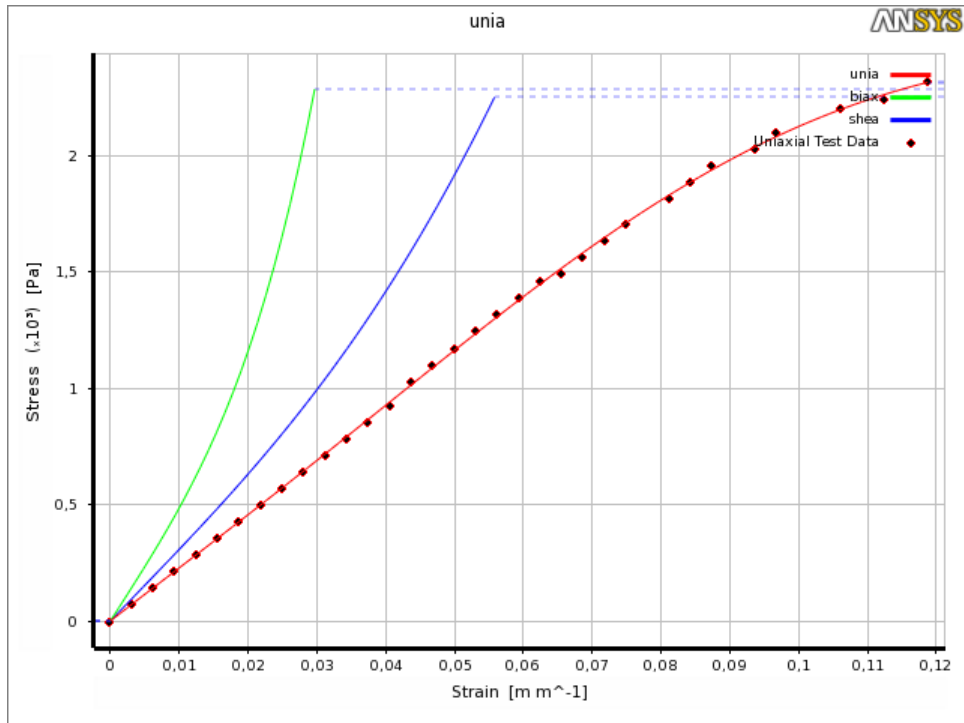


Figura 4.5: Ajuste de curva uniaxial para modelo de Ogden tercer orden

Las constantes se presentan a continuación:

Tabla 4.1: Constantes de Ogden para muestra de materia gris lóbulo parietal

	Ogden 1° Orden	Ogden 2° Orden	Ogden 3° Orden
μ_1 [Pa]	8743	629,5	423,62
α_1	1,8127	10,499	9,8787
μ_2 [Pa]	-	657,22	445,45
α_2	-	10,188	10,213
μ_3 [Pa]	-	-	459,1
α_3	-	-	10,156

Es importante tener presente que la constante de incompresibilidad para Ogden cualquier orden es nula. Para el modelo de Mooney Rivlin también se realiza un ajuste de curva, en este caso Mooney Rivlin de dos y cinco parámetros.

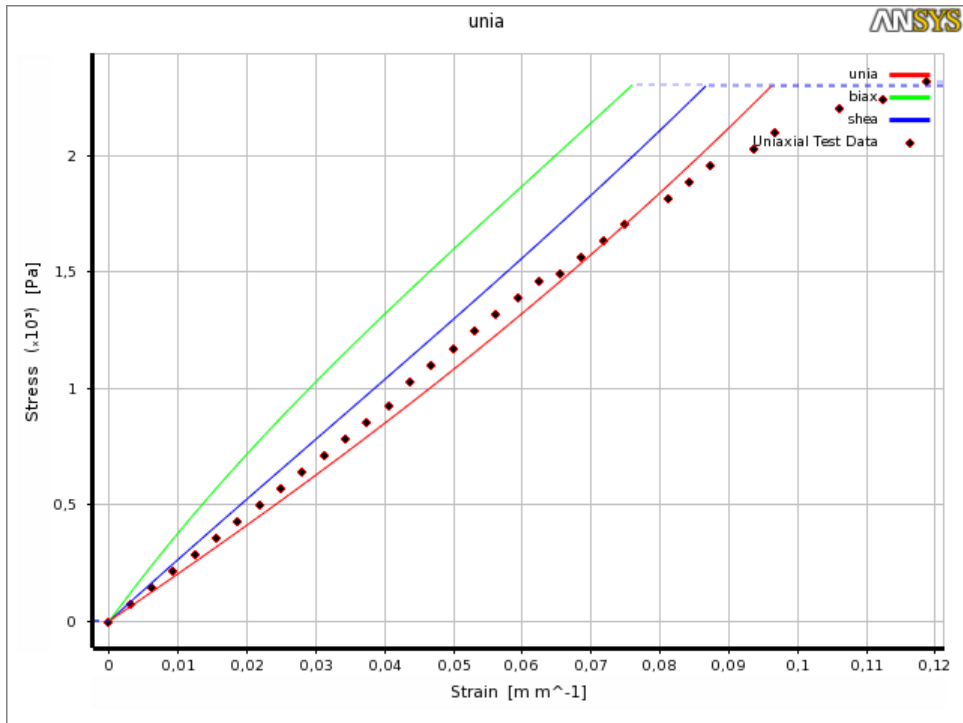


Figura 4.6: Ajuste de curva uniaxial para modelo de Mooney Rivlin dos parámetros

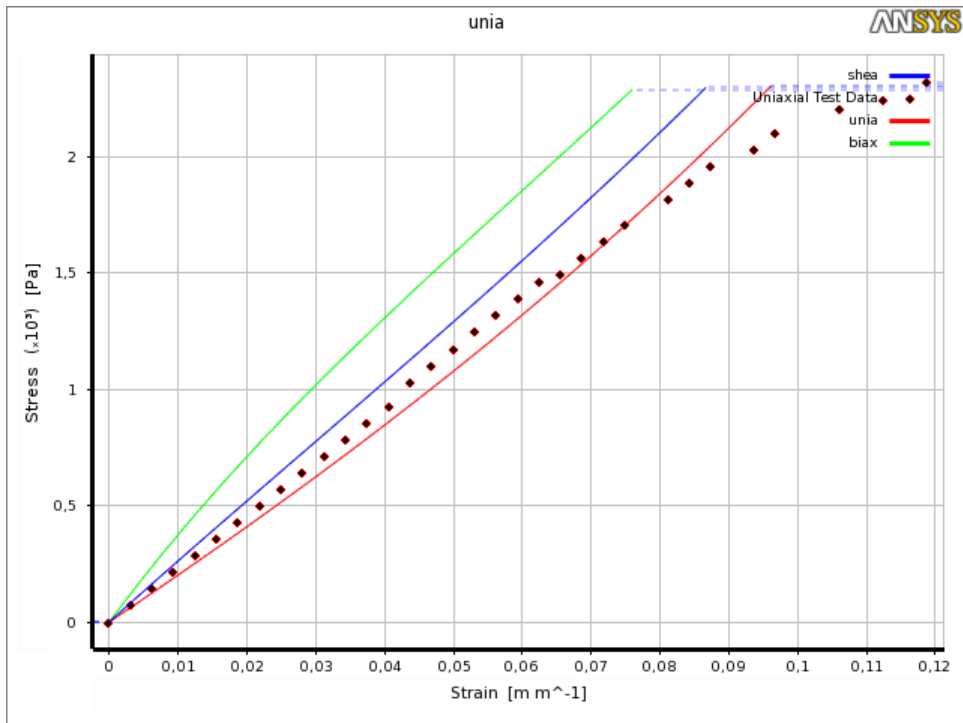


Figura 4.7: Ajuste de curva uniaxial para modelo de Mooney Rivlin cinco parámetros

Las constantes se presentan a continuación:

Tabla 4.2: Constantes de Mooney Rivlin para muestra de materia gris lóbulo parietal

	MR 2 parámetros	MR 5 parámetros
C10 [Pa]	3922,2	-620,52
C01 [Pa]	30,838	4466,1
C20 [Pa]	-	3,85E+06
C11 [Pa]	-	-8,71E+06
C02 [Pa]	-	4,93E+06

Es importante tener presente que la constante de incompresibilidad para Mooney Rivlin es nula. El ajuste de curva para el material tipo Neo-Hooke es el siguiente:

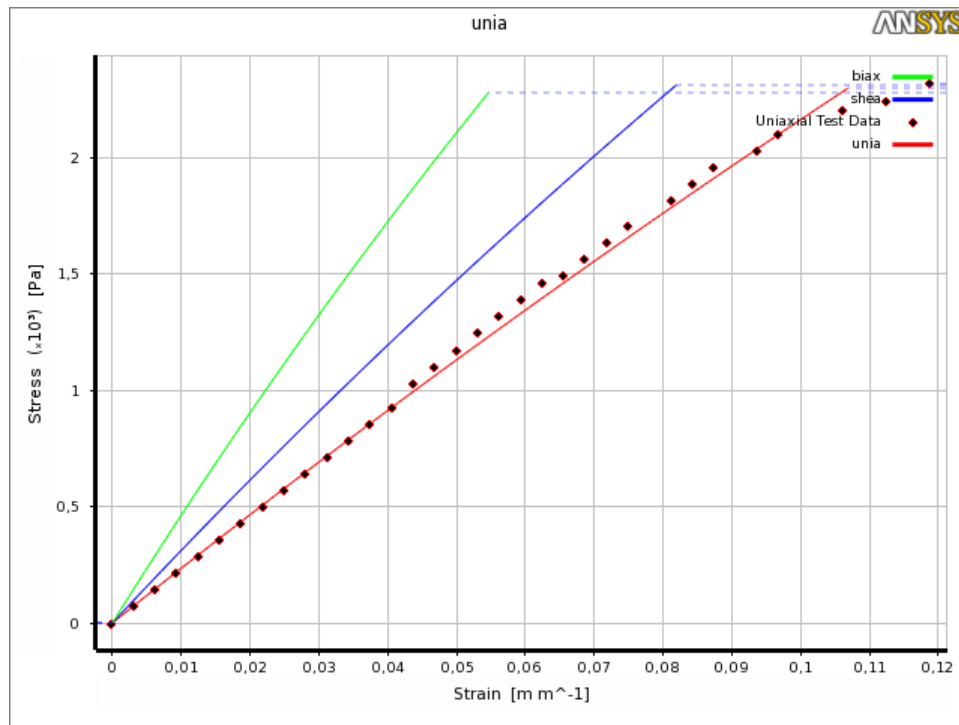


Figura 4.8: Ajuste de curva uniaxial para modelo de Neo-Hooke

Las constantes para este modelo son dos:

1. Módulo de corte inicial (μ): 7.903,1 [Pa].
2. Parámetro de incompresibilidad: 0.

En la bibliografía revisada [16] existen valores referenciales para el modelo de Ogden en segundo orden. La tabla 4.3 muestra estos valores para materia blanca.

Tabla 4.3: Valores de parámetros Ogden, materia blanca

	Corpus Callosum	Medula Oblongata	Valores promedios Materia Blanca
μ_1 [Pa]	32	73	1.044
α_1	11,5	20,9	4,309
μ_2 [Pa]	179	116	1.183
α_2	8,1	41,6	7,736

4.3. Condición de Borde y Contacto

El método de elementos finitos considera la resolución de un sistema de ecuaciones diferenciales. Estas ecuaciones deben estar sujetas a condiciones de borde y restricciones. Para el caso de Brain Shift y de acuerdo a los estudiado en la bibliografía se consideraron dos condiciones de borde:

- Fijación de médula espinal: con el objetivo de limitar el movimiento del cerebro y permitir deformaciones mayores sólo en la zona afectada por la variación de presión. Una condición más específica fue determinada a través de las simulaciones de estudio previas.
- Variación de presión en zona de operación: la presión intracraneal causada por encéfalo, sangre y LCR es aproximadamente de 770 [mmHg]. La presión atmosférica es 760 [mmHg]. Al producirse la apertura craneal, existe chorreo de LCR y sangre, afectando principalmente la zona de operación y dejándola expuesta a la presión atmosférica. Esta condición se traduce en un presión negativa en la zona de apertura, equivalente a 10 [mmHg] o 1.333[Pa].

La condición de contacto debe simular el momento en el cual el tejido cerebral colisiona con el cráneo, impidiendo así una mayor deformación. Además debe considerar la posibilidad de deslizamiento del tejido sobre el cráneo en el instante posterior al momento del contacto. Para ello se estudio un contacto del tipo sin fricción, es decir, una vez que se toquen ambos sólidos el deslizamiento ocurre sin fricción.

4.4. Incompresibilidad y Efectos Viscoelásticos

El tejido cerebral se comporta como un sólido casi incompresible, sin embargo, ANSYS 12.1 considera sus modelos de sólidos como totalmente incompresibles al realizar un ajuste de curva con datos experimentales. Este condición se ve reflejada en la densidad de energía de deformación, donde el término de energía por variación de volumen es eliminado de los modelos, esto último se debe a que al realizar el ajuste de curva las constantes hiperelásticas de Ogden y Mooney Rivlin que consideran compresibilidad son nulas.

En un material viscoelástico no existe una relación bien definida entre las tensiones instantáneas y las deformaciones instantáneas del sólido. Por lo general la deformación (ϵ) depende del tiempo y los esfuerzos (σ) dependen de la deformación (ϵ) y la variación de esta en el tiempo ($\dot{\epsilon}$). Los materiales viscoelásticos presentan estas propiedades debido a la existencia de moléculas muy largas y flexibles (representativo de materiales poliméricos) y/o por la presencia de partículas líquidas o sólidos dispersos. Los efectos viscoelásticos están presentes en la deformación del tejido cerebral, sin embargo, la inclusión de estos en las simulaciones presentan una complejidad ineludible, debido a que las constantes viscosas para el tejido cerebral se determinan experimentalmente y porque los valores de bibliografía difieren notablemente entre autores.

Aún cuando los efectos viscosos están presentes en la deformación del tejido, diversos investigadores optan por no incluirlos en los modelos. Esto se debe a la cantidad de recursos que se destinan computacionalmente en las simulaciones, sin lograr un aumento importante en la precisión del desplazamiento del tejido. El objetivo general de la memoria es la implementación de un modelo capaz de estimar deformaciones en el momento posterior a la apertura craneal y así guiar al cirujano en el momento del procedimiento quirúrgico. Para lograr esto, es necesario tener un modelo que actualice la información regularmente, sin embargo, al considerar efectos viscoelásticos aumentan los tiempos de cálculo y la información entregada no es actualizada bajo los requerimientos impuestos.

4.5. Geometría CAD

La importancia de un buen modelo CAD para las simulaciones, radica en la posibilidad de cuantificar de forma precisa las deformaciones y esfuerzos producidos en el fenómeno de Brain Shift. Por lo tanto, la geometría CAD que se utilizará en las diversas simulaciones será una aproximación con características similares a la realidad.

En lo siguiente se describirán las características de un cerebro masculino observadas en un paciente sano de 35 años. El cerebro tiene una geometría ovoide cuya superficie se caracteriza por presentar pliegues irregulares. Es en esta zona donde se ubican la mayor parte de los vasos sanguíneos, venas y arterias. El ancho del cerebro es variable, sin embargo, se observa una media de 140 [mm]. La longitud promedio es de 170 [mm], este último valor resulta estar entre 160 [mm] y 175 [mm]. La altura del cerebro varía respecto de la sección transversal observándose un máximo de 120 [mm]. Considerando las medidas anteriores como referencia y utilizando diversos modelos tridimensionales, en particular el facilitado por el Departamento de Ingeniería Matemática, se genera un CAD deformable. El paquete computacional utilizado es Solid Edge, ya que brinda las herramientas necesarias para modelar curvas complejas no parametrizadas. La metodología consiste en generar un hemisferio a partir de los contornos exteriores del cerebro. Para obtener estos contornos se realizaron cortes coronales de los modelos tridimensionales, luego los contornos son dibujados para generar una familia de bosquejos. Una vez que la familia de bosquejos tiene suficiente información para rehacer el modelo y con la herramienta Mirror, se crean los bosquejos del hemisferio faltante. De esta forma se asegura simetría en la geometría. El último paso es utilizar la opción Swept Protusion sobre los bosquejos para crear el modelo CAD del cerebro. Una imagen del modelo facilitado por el Departamento de Ingeniería Matemática se muestra en la figura 4.9.

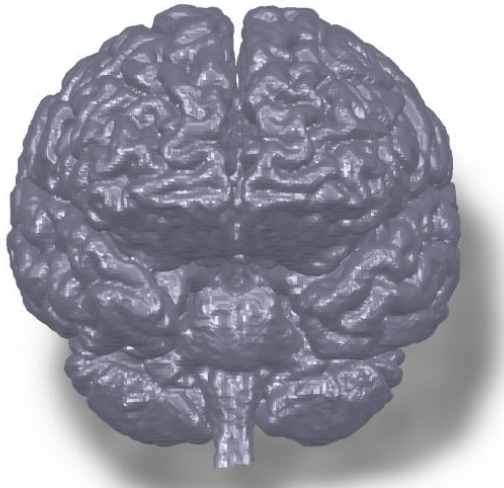


Figura 4.9: Modelo tridimensional cerebro

En la figura 4.10 se observa un corte coronal al cerebro. La familia de bosquejos observados en las figuras 4.11 y 4.12 son utilizadas para reconstruir el modelo CAD.

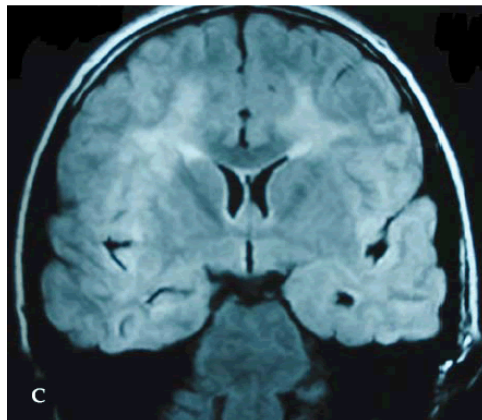


Figura 4.10: Corte coronal del cerebro

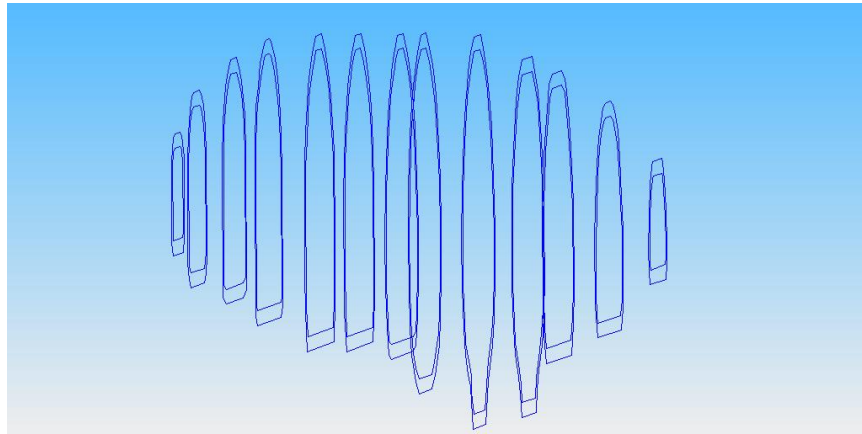


Figura 4.11: Familia de bosquejos, vista lateral

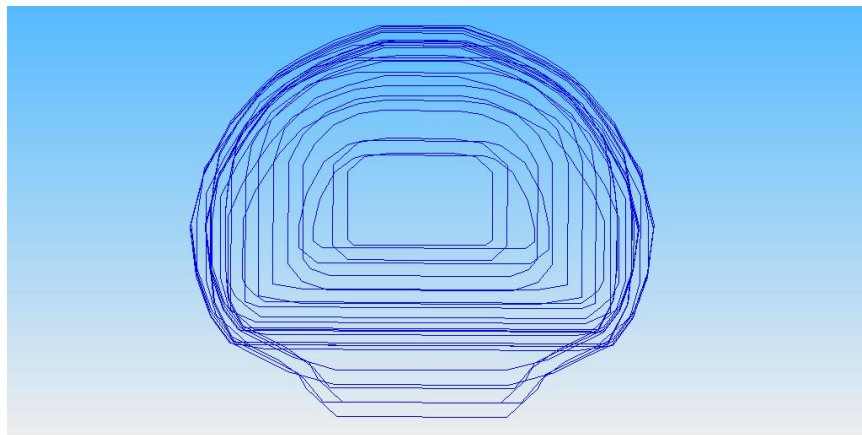


Figura 4.12: Familia de bosquejos, vista frontal

En las figuras 4.13 y 4.14 se muestra el proceso completo de generación de geometría. Se observan los bosquejos de un hemisferio y todo el cerebro.

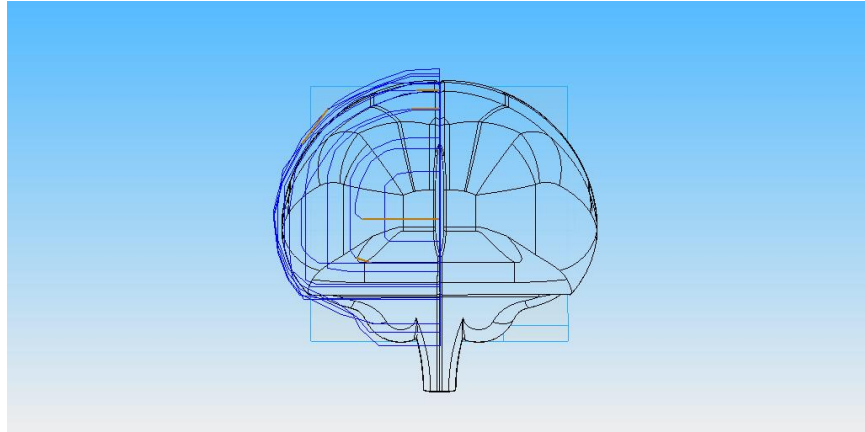


Figura 4.13: Bosquejos de un hemisferio, vista frontal

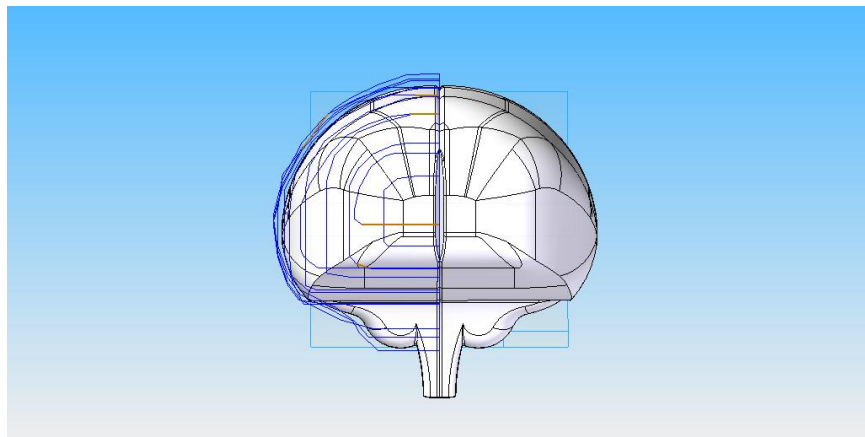


Figura 4.14: Vista frontal del modelo

Más imágenes del modelo construido se muestran en la figura 4.15.

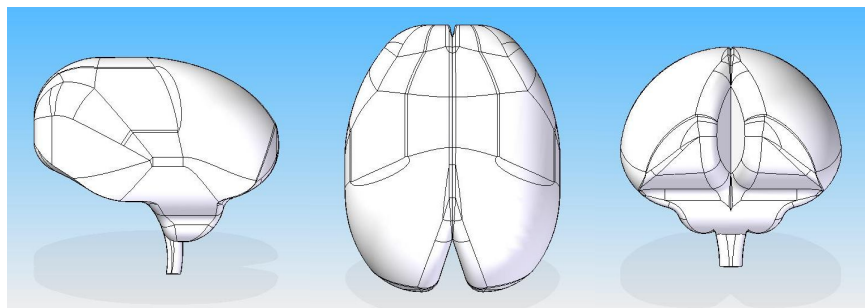


Figura 4.15: Secuencia de vistas del modelo generado

Imágenes isométricas con distinta perspectiva se observan en la figura 4.16.

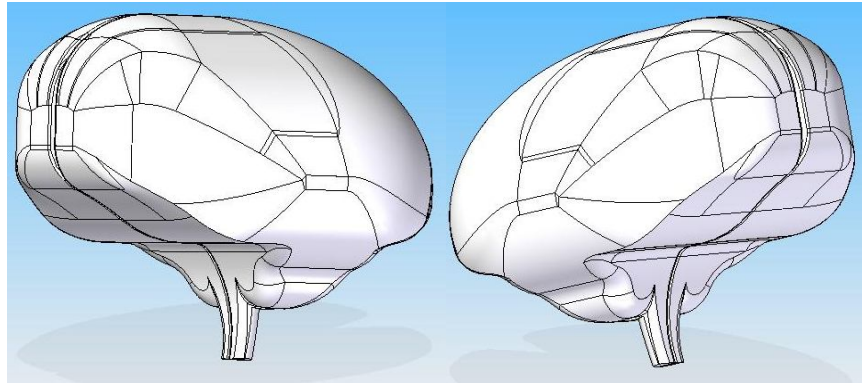


Figura 4.16: Vista isométrica del modelo

El cráneo es construido de forma similar al cerebro. Para ello, se utiliza la herramienta Offset en la familia de bosquejos dibujados. El objetivo es lograr que el cráneo mantuviese la misma forma ovoide del cerebro pero cumpliera con la separación existente entre estos elementos. De acuerdo a lo observado en pacientes masculinos de mediana edad, el “gap” existente entre los elementos varía entre 1 [mm] y 5 [mm]. Para simplificar la generación del cráneo y debido a la incertidumbre de la variabilidad del “gap”, se utiliza una separación promedio de 3 [mm]. Una vez que se genera el sólido con la herramienta Swept Protusion, se realiza un vaciado con la herramienta Swept Cut. Con esta metodología se obtiene un contenedor hueco para el cerebro. En la figura 4.17 se muestra el proceso de generación de la geometría.

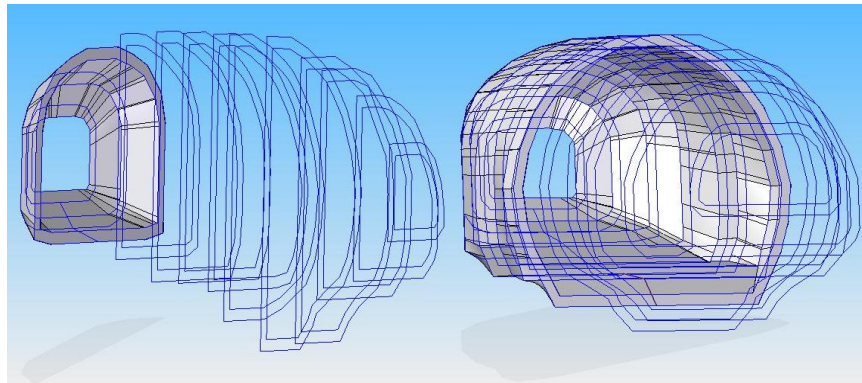


Figura 4.17: Bosquejos para el modelo de cráneo

Finalmente se observan dos imágenes, el cráneo completo (ver figura 4.18) y el conjunto cráneo-cerebro (ver figura 4.19).

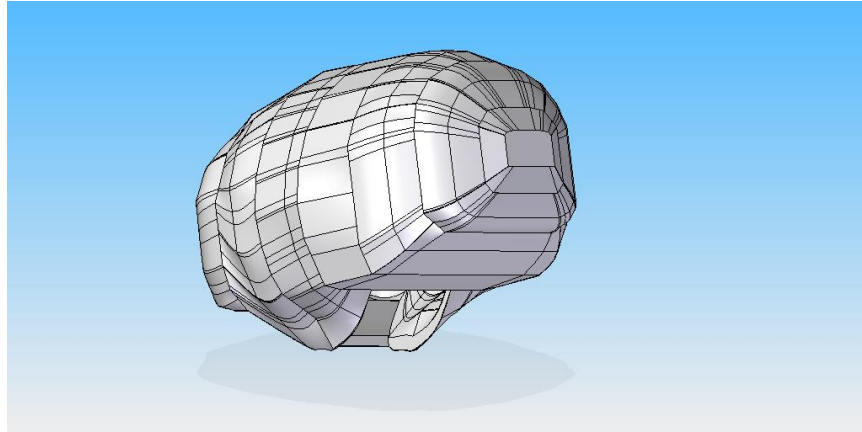


Figura 4.18: Modelo de cráneo generado

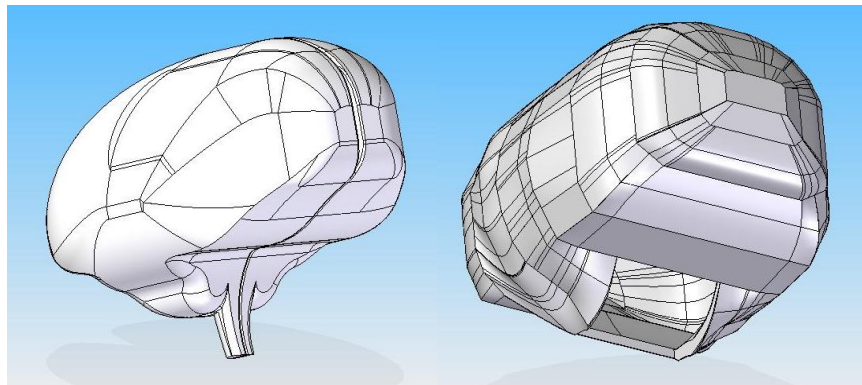


Figura 4.19: Vistas del modelo cráneo y cerebro

A pesar que los modelos son una simplificación de la realidad, es importante notar que conservan similitud en aquellas características morfológicas más importantes. Con los modelos del cerebro y del cráneo generados, se realizan las simulaciones computacionales.

4.6. Estudio de Condiciones de Borde

Los primeros casos de estudio sirven para familiarizarse con el software ADINA 6.0 y para conocer el comportamiento del sólido ante las condiciones de borde propuestas. En esta etapa se utiliza un modelo elástico lineal con módulo de elasticidad de 24.600 [Pa] . En las simulaciones es considerada una geometría poco representativa del cerebro, sin embargo, el objetivo es el estudio de los parámetros de modelación y el comportamiento del sólido ante estos. La imagen 4.20 muestra el modelo utilizado; la esfera representa el cerebro y el cilindro la médula espinal.

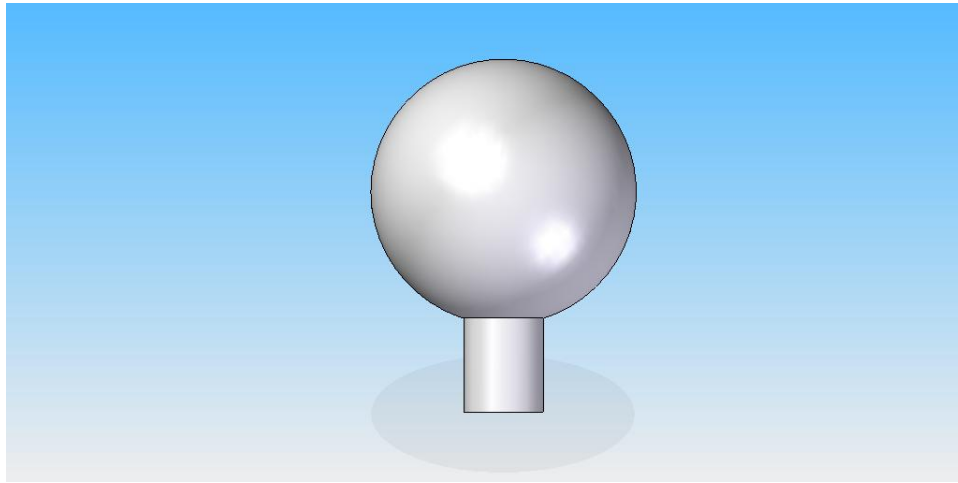


Figura 4.20: Modelo de estudio

4.6.1. Implementación

La implementación del modelo en ADINA fue la siguiente:

1. Preparación del Archivo

- a) Abrir geometría con Solid Edge (Windows) y guardar como parasolid.
- b) Importar parasolid a ADINA en S.O. Windows y guardar como *.idb. Automáticamente se genera un parasolid *.x t que puede ser usado en ADINA de Windows.

2. Mallado

- a) Model → Materials → Manage Materials → Elastic → Isotropic: ingresar propiedades del sólido, módulo elástico 24.600 [Pa].
- b) Model → Element Properties → 3D Solid → Body:1, Material:1.
- c) Meshing Element Groups → Add → Type: 3D solid, Kinematic Formulation: large displacement, large strains.
- d) Meshing → Mesh density → Body → Method: Use length, escoger largo del elemento.
- e) Meshing → Create Mesh → Body → Type: 3D Solid, Element group:1, Bodies to be Mesh: 1, el resto de las opciones mantener el default.

3. Condiciones de Borde Las condiciones de borde se aplican a la fijación de la médula espinal y a la presión sobre las caras.

- a) Model → Boundary Conditions → Define Fixity → Add → Fixed Degrees of Freedom: seleccionar de acuerdo a lo requerido.

- b) Model → Boundary Conditions → Apply Fixity → Apply to: Faces, seleccionar las caras a fijar de la médula.
 - c) Model → Loading → Apply → Load Type: Pressure → Apply to: Face → Load Number: Define, definir la presión. → Site: aplicar sobre las caras. → Load Direction: Total.
4. Solución Una vez que se ha preparado el archivo, se han definido las propiedades del material y se ha realizado el mallado e impuesto las condiciones de borde, se procede a resolver el problema. Por ser un problema de sólidos, en particular de análisis estático, basta con simular durante un segundo para ir de la situación inicial a la final.
- a) Solution → Data File/Run → Save File: guardar el archivo de solución. → Se inicia la simulación.

Una imagen de la interfaz se muestra en la figura 4.21. A partir de esta pantalla se realizaron los pasos detallados anteriormente.

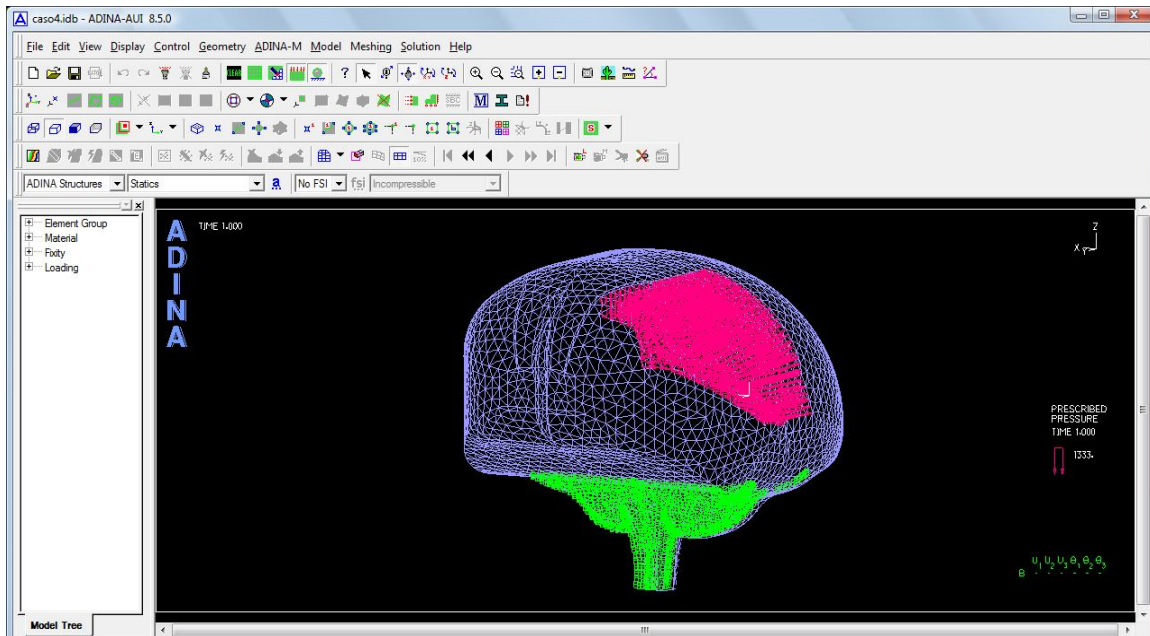


Figura 4.21: Interfaz usuario-software

Los casos de estudio son cuatro, los parámetros del mallado de acuerdo a las etapas antes detalladas son:

Tabla 4.4: Cantidad de nodos y elementos en cada caso

Medición	Caso i	Caso ii	Caso iii	Caso iv
Longitud elemento	0,003	0,003	0,003	0,005
Nodos	83.720	83.720	83.720	110.434
Elementos	58.797	58.797	58.797	77.281

La tabla 4.4 cuantifica la cantidad de nodos y elementos de cada simulación. Estos valores sirven de referencia para simulaciones posteriores.

4.6.2. Caso i

En este caso se considera como condición de borde, el empotramiento de la cara inferior del cilindro y una presión negativa de 1.333 [Pa] sobre la cara superior de la esfera.

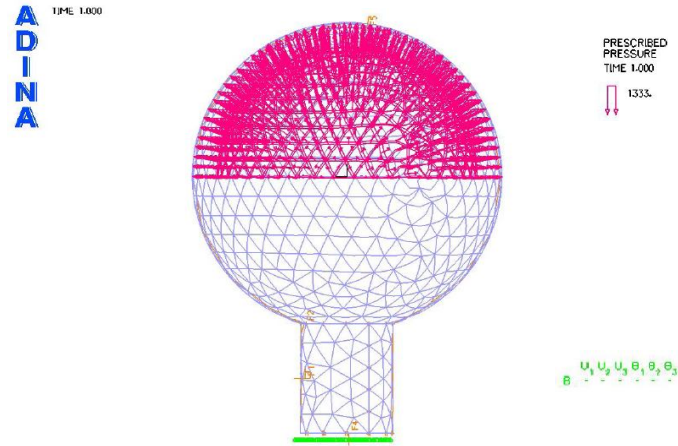


Figura 4.22: Modelo de estudio, caso i

4.6.3. Caso ii

La condición de borde que se definió para la simulación, permite la rotación de la médula en cualquiera de sus ejes, restringiendo totalmente los desplazamientos. Esta condición es aplicada sobre la cara inferior del cilindro. Nuevamente se impone una presión negativa de 1.333 [Pa] en la cara superior de la esfera.

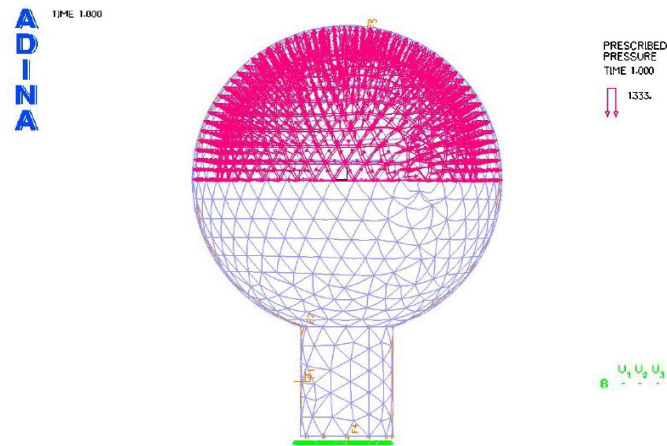


Figura 4.23: Modelo de estudio, caso ii

4.6.4. Caso iii

Este caso se utiliza para estudiar una condición de borde más real, para ello se establece el empotramiento de todas las caras que componen el cilindro representativo de la médula. Se mantiene la condición de presión sobre la cara superior de la esfera.

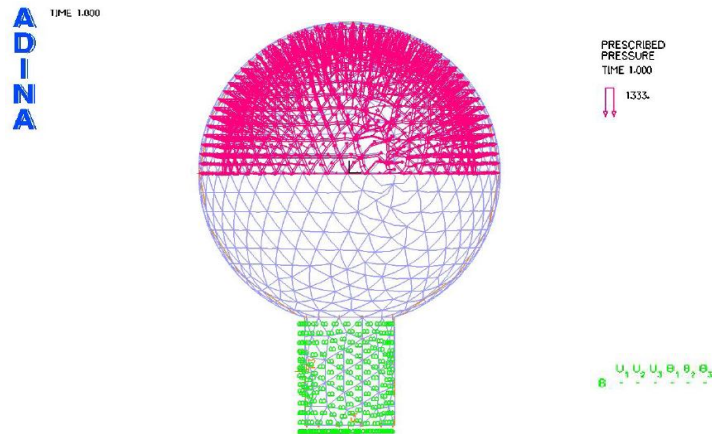


Figura 4.24: Modelo de estudio, caso iii

4.6.5. Caso iv

Este caso consideró la geometría real a estudiar. Las condiciones de borde de la simulación se basaron en el caso iii, es decir se empotró las caras correspondientes a la médula espina y se aplicó una presión negativa sobre un número determinado de caras.

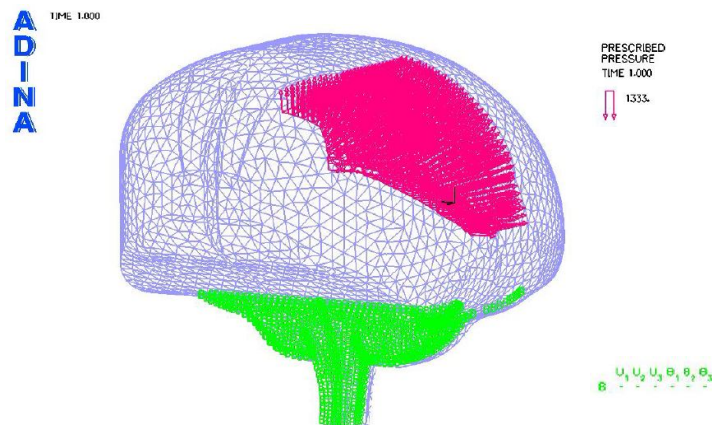


Figura 4.25: Modelo de estudio, caso iv

4.7. Estudio del Modelo de Sólido

Las primeras simulaciones se realizaron con el paquete comercial ADINA 6.0, sin embargo, al aumentar la complejidad en la geometría y en el modelo, el software no logró converger. Ante este escenario, es necesario cambiar de paquete computacional a uno con mayor poder de cálculo, para ello se escoge el software ANSYS 12.1. En ANSYS 12.1 se llevan a cabo simulaciones para estudiar los modelos de sólidos y posteriormente para cuantificar los desplazamientos sufridos en el tejido cerebral. Para esta segunda etapa, ya estaba definido el modelo de sólido hiperelástico a utilizar.

Las simulaciones para el estudio del modelo de sólido son:

1. Modelo sólido elástico.
2. Modelo hiperelástico de Neo-Hookean.
3. Modelo hiperelástico de Ogden 1°, 2° y 3° orden.
4. Modelo de Mooney Rivlin de dos y cinco parámetros.

En la figura 4.26 se observa la geometría simulada en la etapa del estudio del sólido.



Figura 4.26: CAD de sólido modelado

Las condiciones de borde sobre el cerebro se observan en las figuras 4.27 y 4.28 para la presión y empotramiento respectivamente. Estas son las condiciones para el estudio del sólido.

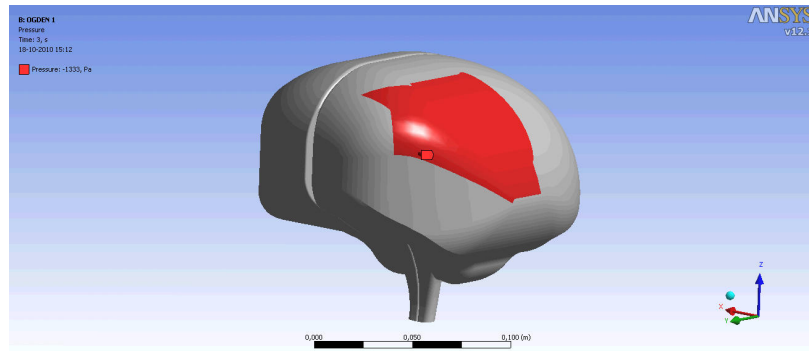


Figura 4.27: Condición de borde de presión

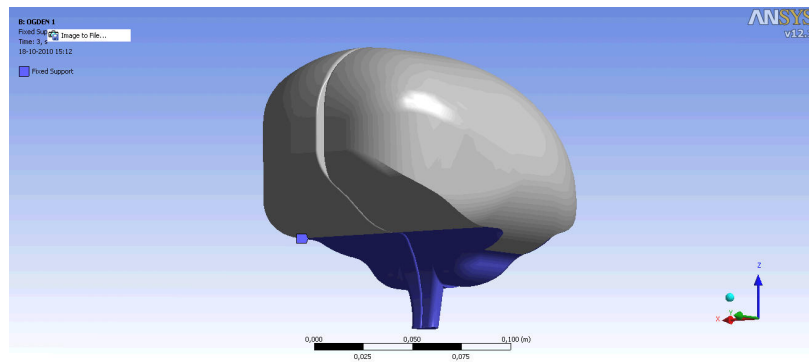


Figura 4.28: Condición de borde de empotramiento

4.8. Simulación de Craneotomías

El programa ANSYS 12.1 tiene una interfaz con distintos módulos, cada uno de ellos son una etapa en la preparación del modelo para la simulación.

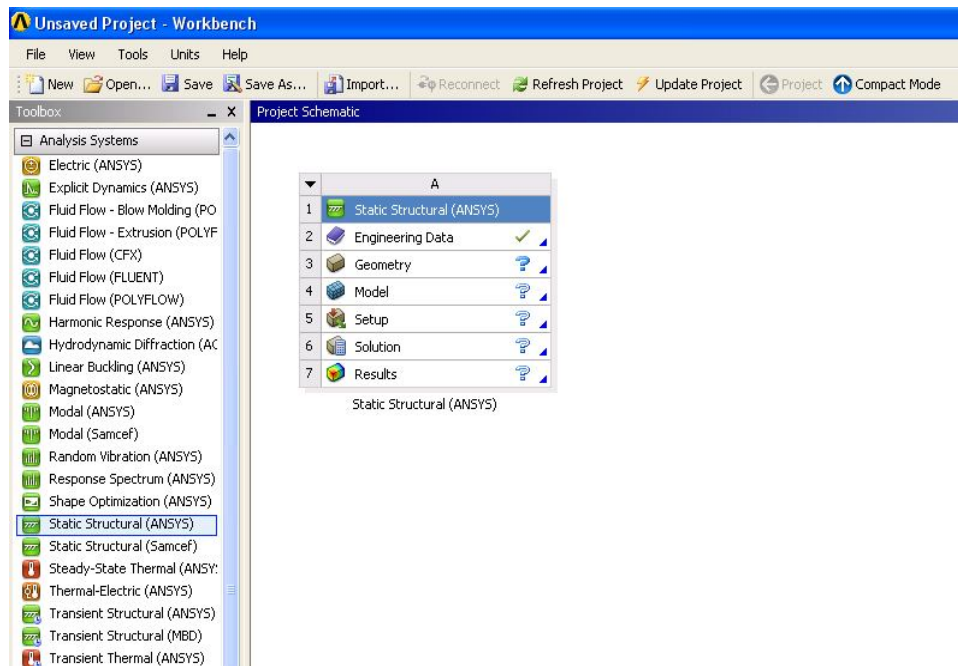


Figura 4.29: Interfaz de módulos

1. Engineering Data → Edit: la primera etapa consiste en definir las características de los materiales a utilizar en el sólido. Ver figuras 4.30 y 4.31.
 - a) Add a new material: definir las propiedades del cráneo. Se utiliza un modelo elástico con $E = 6,5[G\text{N}/\text{m}^2]$ y $\nu = 0,22$.
 - b) Add a new material: definir las propiedades del cerebro. Se realizan simulaciones con modelo elástico e hiperelástico. Para el primero se define $E = 24.600 [\text{Pa}]$ y $\nu = 0,49$. Para el modelo hiperelástico se realiza un ajuste de curva y se obtienen las constantes de la tabla 4.1.

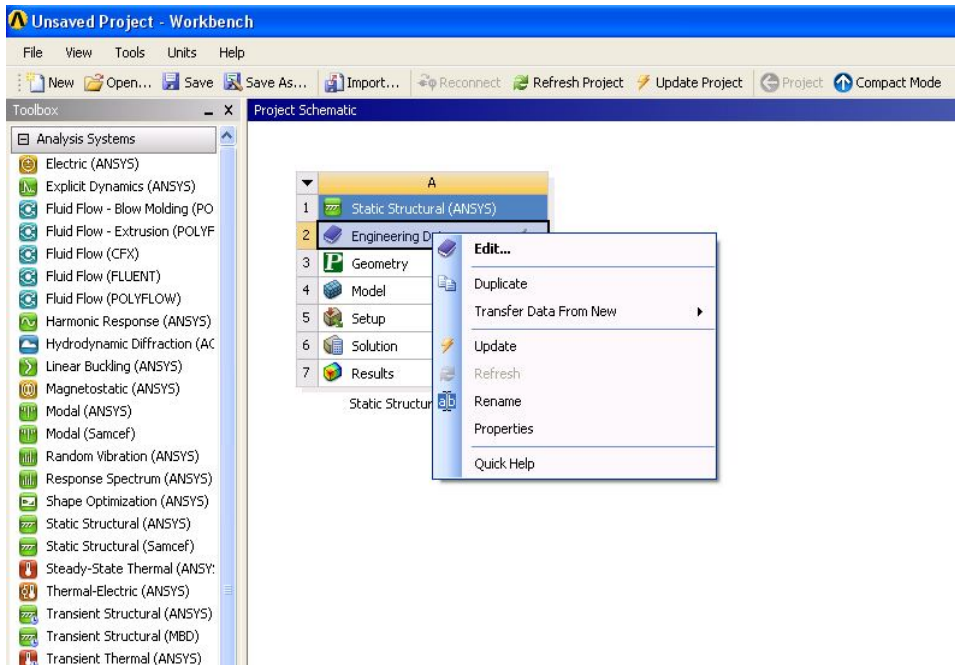


Figura 4.30: Acceso a Engineering Data

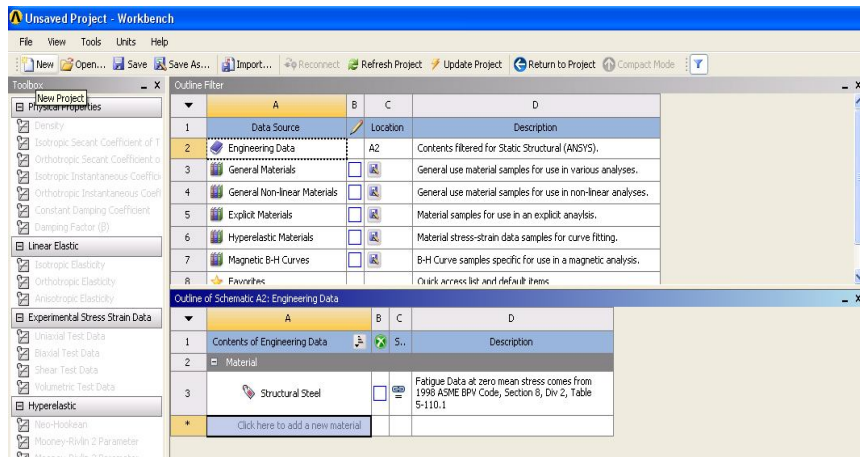


Figura 4.31: Ingreso de datos

2. Geometry: se importa a ANSYS 12.1 la geometría generada en CAD. Es posible generar dos sólidos distintos cuando se importa un assembly desde SolidEdge. Realizar esta metodología permite que el software reconozca los contactos entre sólidos durante la simulación. Ver figura 4.32.

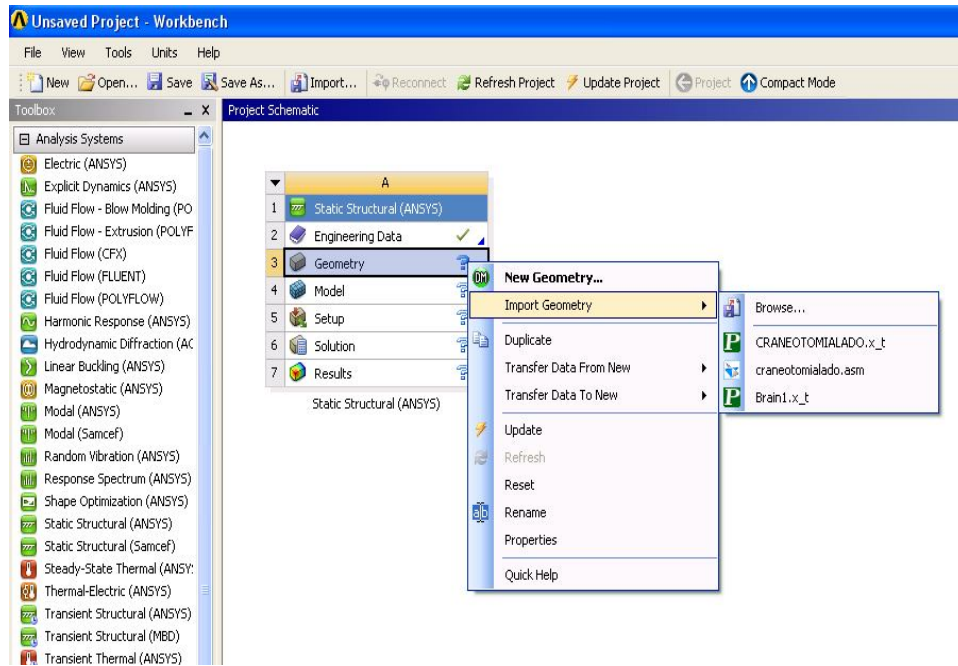


Figura 4.32: Importación de geometría

3. Model → Edit: 4.33

- a) Model → Geometry → Solid: en esta etapa se asignan los materiales a cada cuerpo, tanto para cráneo como para cerebro. Se activa la opción para efectos no lineales.
- b) Model → Connections → Frictionless: se escoge el cuerpo Solid2 como Contact y Solid como Target. Se selecciona la opción Augmented Lagrange y Assymmetric.
- c) Model → Mesh: mallado de los sólidos. Se mantienen las opciones por default. Se realiza un refinamiento de algún grado en la zona mayormente afectada por la presión.
- d) Model → Static Structural → Analysis Settings: se escoge el tiempo a simular. Para casos complejos se aconsejan 6 segundos. Se define el número de pasos mínimo (5) y máximo (1000).
- e) Model → Static Structural → Pressure: se aplica la presión de forma lineal desde 0 hasta -1333 [Pa] en el segundo 5. El último segundo de simulación busca el estado estacionario. La presión se aplica sobre diferentes superficies de acuerdo al problema modelado.
- f) Model → Static Structural → Fixed Support: se establece el empotramiento de la columna vertebral.
- g) Model → Static Structural → Solution: se seleccionan los magnitudes a calcular. Total deformation, equivalent elastic strain, maximun principal elastic strain, equivalent stress, maximun principal stress, deformation energy.

Para los pasos anteriores ver figura 4.34.

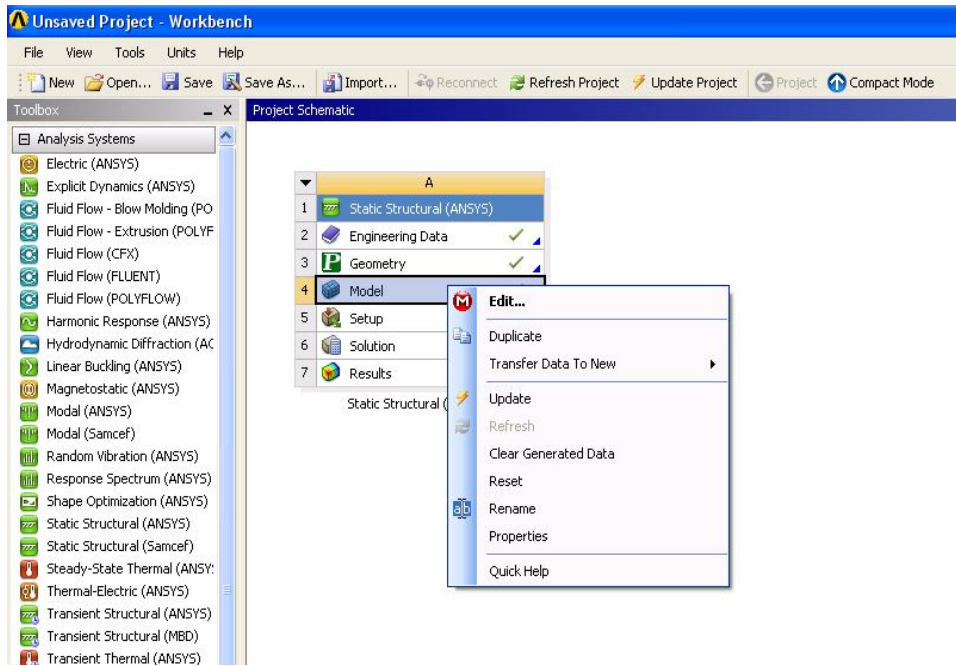


Figura 4.33: Configurar simulación

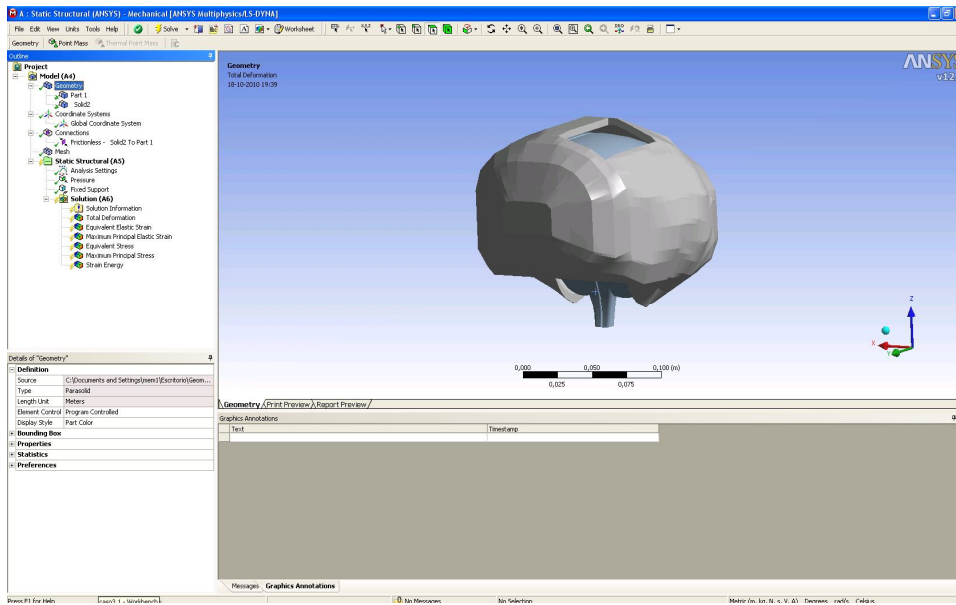


Figura 4.34: Inicio de simulación

4.8.1. Prueba de Malla y Elementos de Malla

La realización de la prueba de malla responde a la necesidad de conocer la precisión de los datos obtenidos en función de la malla utilizada. Además es necesario trabajar los casos con la malla más gruesa posible y que entregue datos confiables. En resumen, la prueba de malla permite establecer la mejor relación entre el uso de los recursos computacionales y resultados confiables. Con el objetivo de definir la malla óptima, se utiliza la geometría de una craneotomía frontal y la condición de sólido elástico lineal para el tejido cerebral. Tres tamaños de mallas son probados con resultados muy similares tanto para los desplazamientos, deformaciones y esfuerzos. La tabla 4.5 muestra los resultados para cada densidad. Además se calculó una diferencia porcentual entre los resultados de cada malla, tomando como valor referencial los de la malla más fina o densa. Ver tabla 4.6

Tabla 4.5: Resultados prueba de malla

	Nodos	Elementos	Desp. máximo [mm]	Def. máxima eq. [%]	Esf. máximo eq. [Pa]
Malla Fina	77.804	49.453	3,845	59,14	14.527
Malla Media	53.621	34.356	3,83	59,313	14.591
Malla Gruesa	19.607	11.730	3,806	59,853	14.724

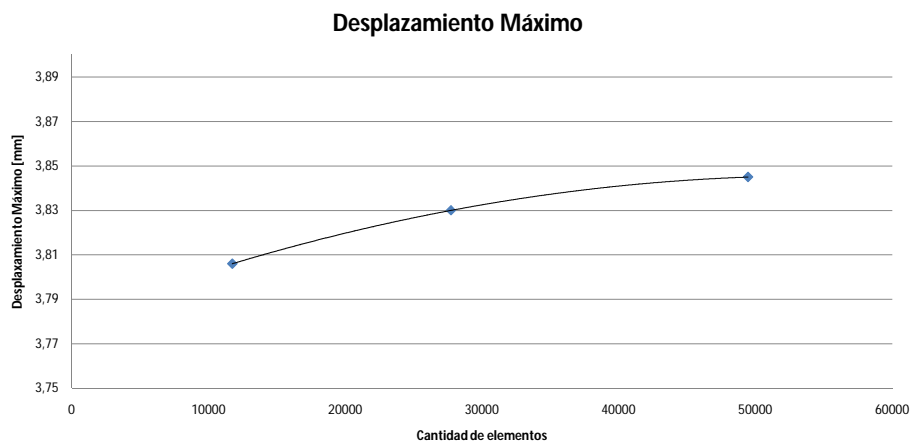


Figura 4.35: Prueba de malla para desplazamientos máximos

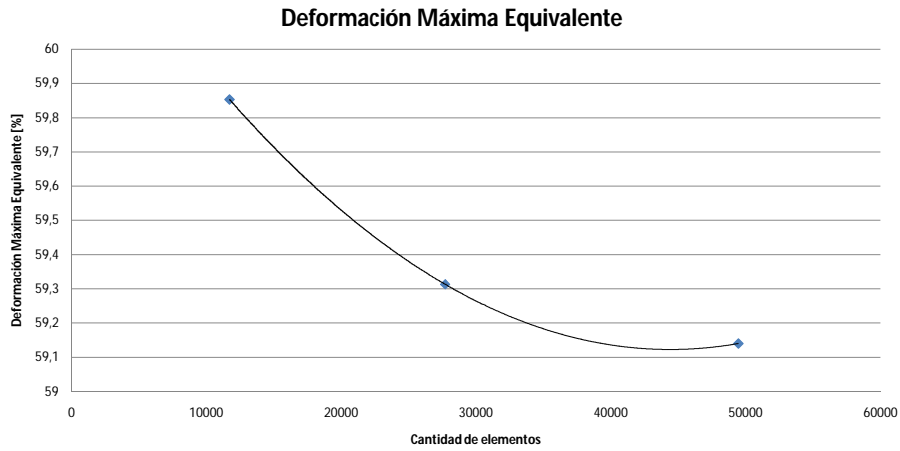


Figura 4.36: Prueba de malla para deformación equivalente máxima

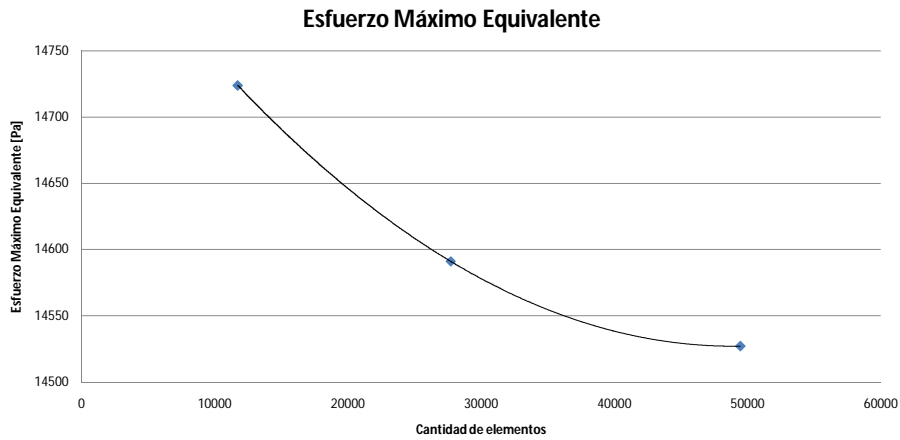


Figura 4.37: Prueba de malla para esfuerzo equivalente máximo

Tabla 4.6: Diferencias porcentuales en resultados

	Dif. Desplazamiento máx [%]	Dif. Deformación máx [%]	Dif. Esfuerzo máx [%]
Malla Fina-Malla Media	0,374	-0,118	-0,441
Malla Fina-Malla Gruesa	1,004	-1,030	-1,356

Para el mallado se utilizan elementos de volumen tetraédricos debido a la precisión entregada sin sacrificio mayor de los recursos computacionales. En particular, es el elemento SOLID187 el seleccionado para el mallado de cráneo y cerebro, este se caracteriza por ajustarse de buena forma a mallas irregulares generadas en geometrías complejas como este caso. SOLID187 tiene tres grados de libertad en cada uno de sus 10 nodos, es decir acepta traslación

nodal en las direcciones x, y, z. Permite formulación para materiales plásticos, hiperelásticos, con endurecimiento, bajo creep y con alta capacidad de deformación.

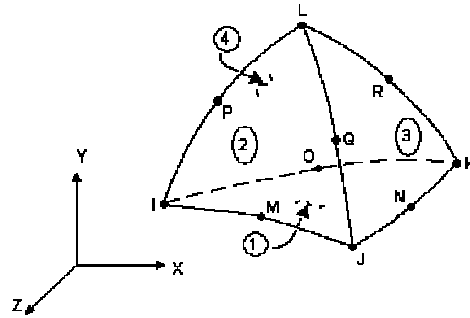


Figura 4.38: Elemento tetraédrico SOLID187

Los casos estudiados son tres.

1. Craneotomía parietal.
2. Craneotomía posterior.
3. Craneotomía frontal.

Es importante destacar que para cada caso se realiza una primera simulación con la malla generada automáticamente por el software, luego se afina localmente en la zona de mayor desplazamiento del tejido.

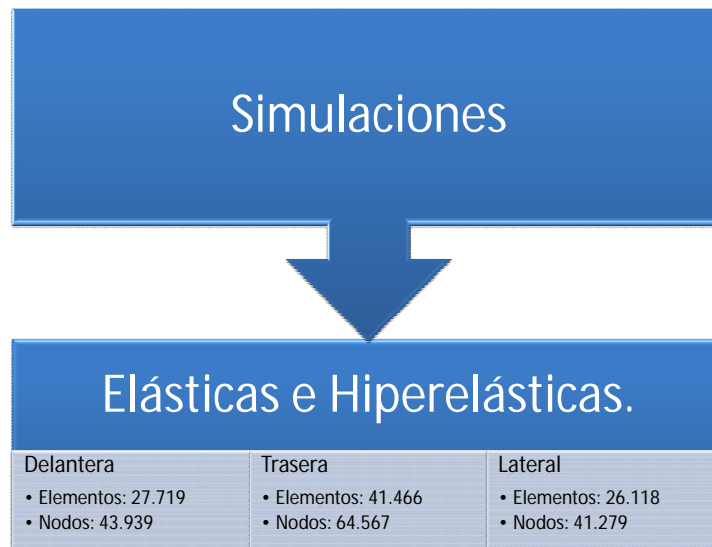


Figura 4.39: Esquema de simulaciones

4.8.2. Craneotomía Parietal

En la figura 4.40 se observa la geometría estudiada en la etapa de cálculo de desplazamientos para una craneotomía parietal.

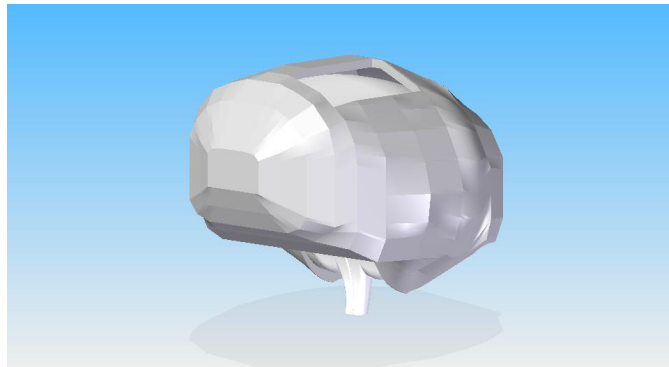


Figura 4.40: Craneotomía parietal

En la figura 4.41 se muestra la condición de borde de presión(rojo) y empotramiento(morado) para la craneotomía parietal.

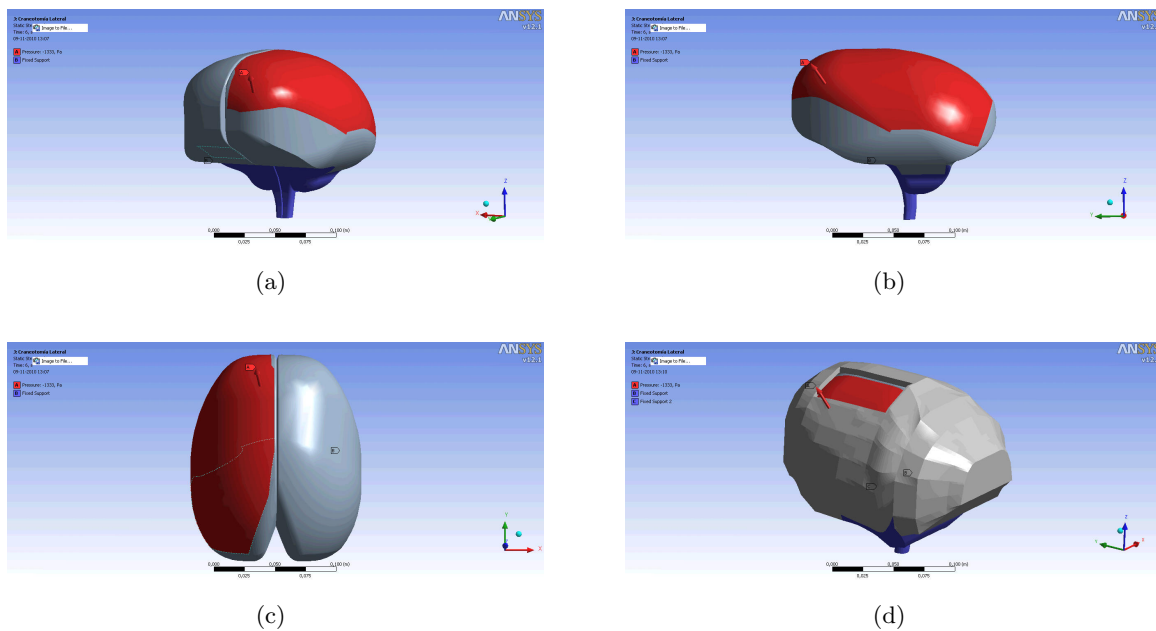
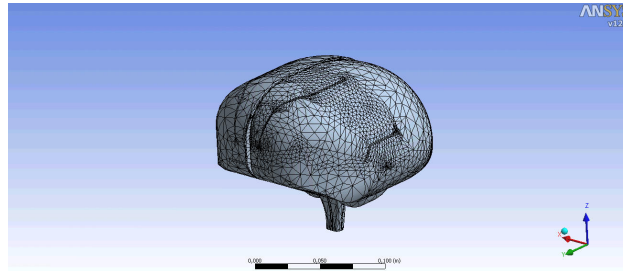
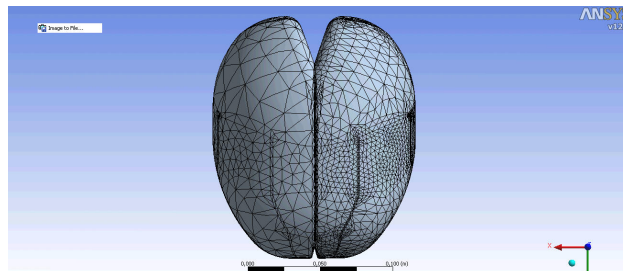


Figura 4.41: Distintas perspectivas de la condición de borde y empotramiento de craneotomía parietal

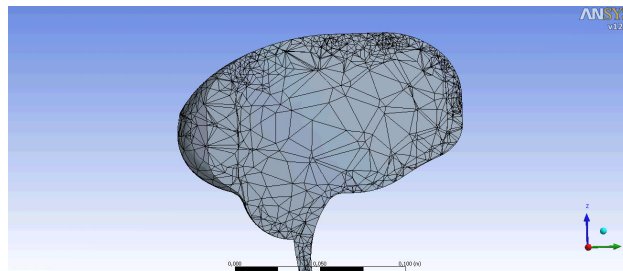
En la figura 4.42 se observa el mallado para distintas perspectivas y cortes.



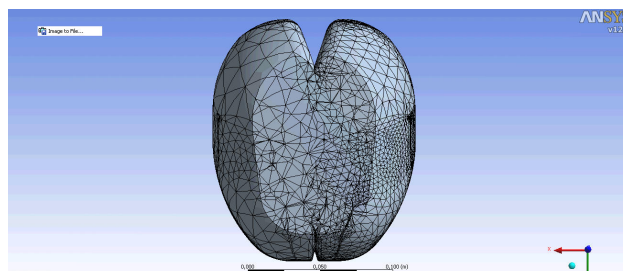
(a)



(b)



(c)



(d)

Figura 4.42: 4.42a vista isométrica, 4.42b vista superior, 4.42c vista en corte sagital, 4.42d vista en corte horizontal

4.8.3. Craneotomía Posterior

En la figura 4.43 se observa la geometría estudiada en la etapa de cálculo de desplazamientos para una craneotomía posterior.

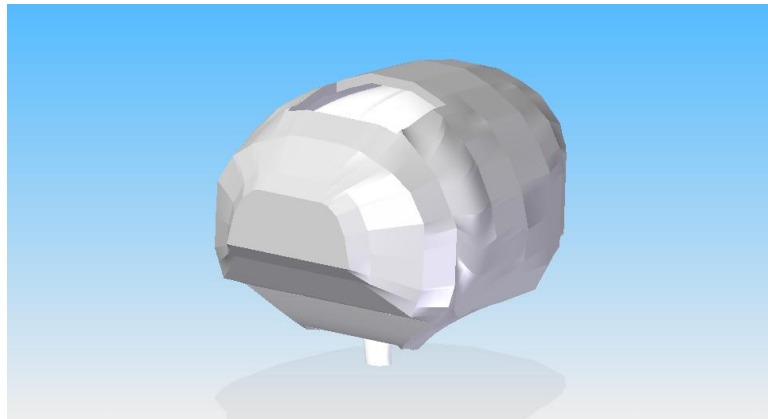


Figura 4.43: Craneotomía posterior

En la figura 4.44 se muestra la condición de borde y empotramiento para la craneotomía posterior.

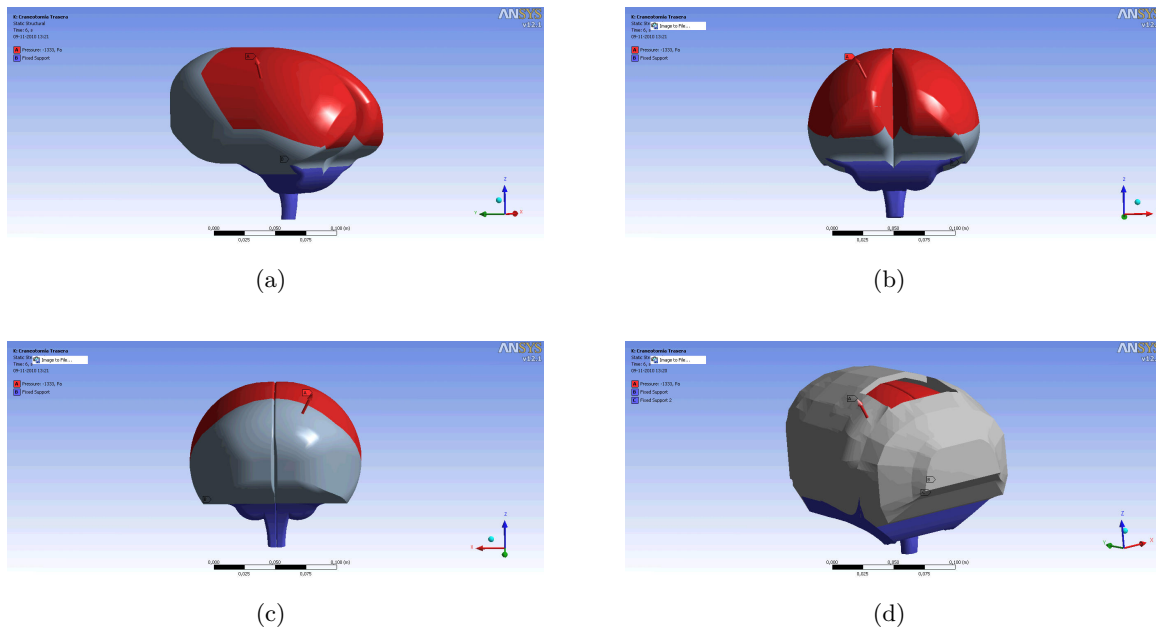
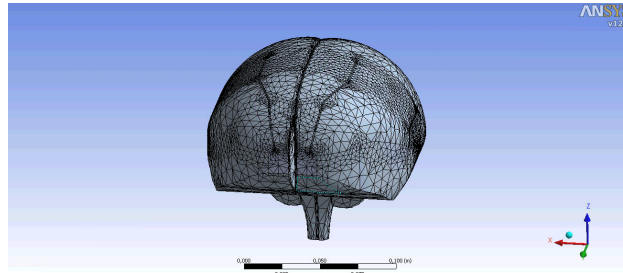
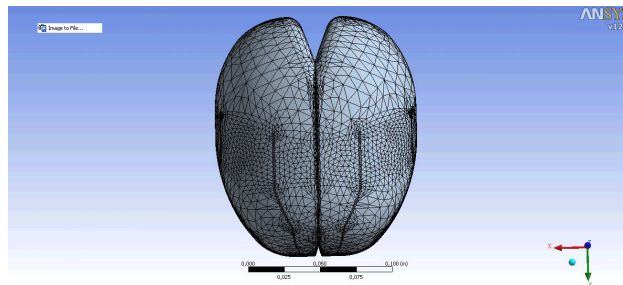


Figura 4.44: Distintas perspectivas de la condición de borde y empotramiento de craneotomía posterior

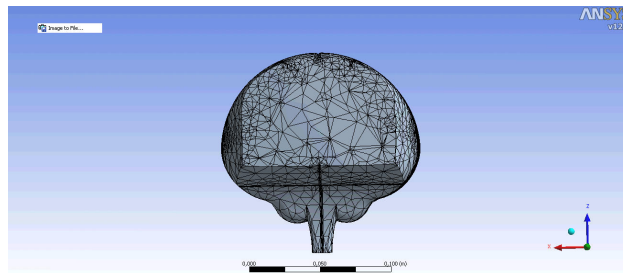
En la figura 4.45 se observa el mallado para distintas perspectivas y cortes.



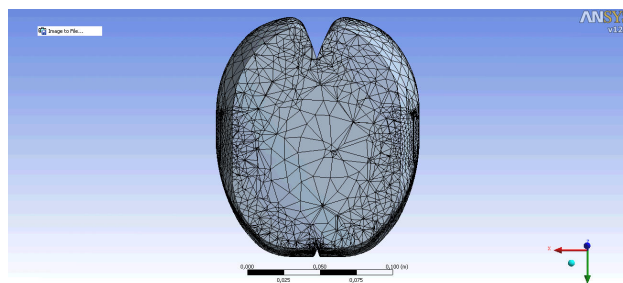
(a)



(b)



(c)



(d)

Figura 4.45: 4.45a vista isométrica, 4.45b vista superior, 4.45c vista en corte coronal, 4.45d vista en corte horizontal

4.8.4. Craneotomía Frontal

En la figura 4.46 se observa la geometría estudiada en la etapa de cálculo de desplazamientos para una craneotomía frontal.

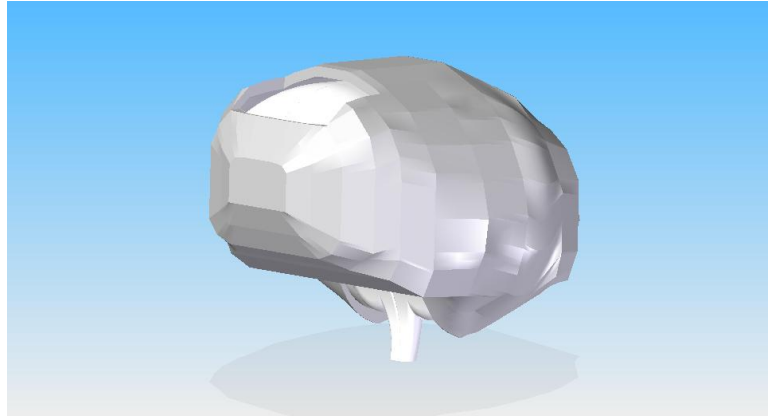
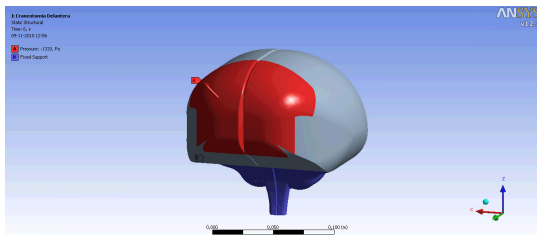
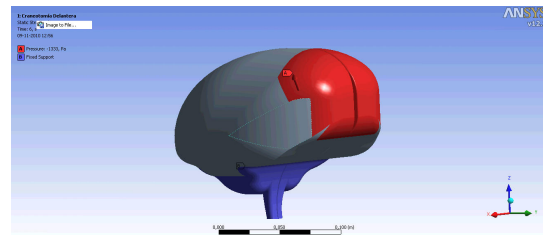


Figura 4.46: Craneotomía frontal

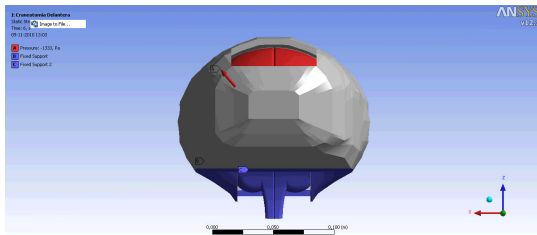
En la figura 4.47 se muestra la condición de borde y empotramiento para la craneotomía frontal.



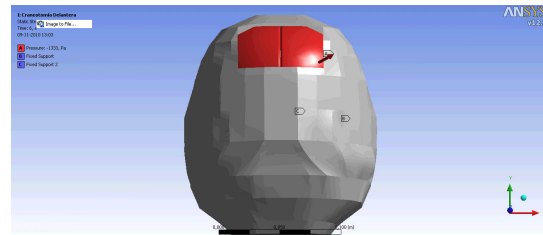
(a)



(b)



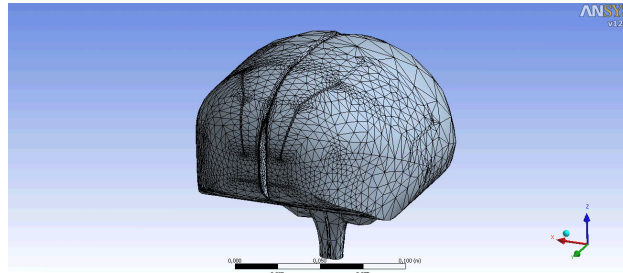
(c)



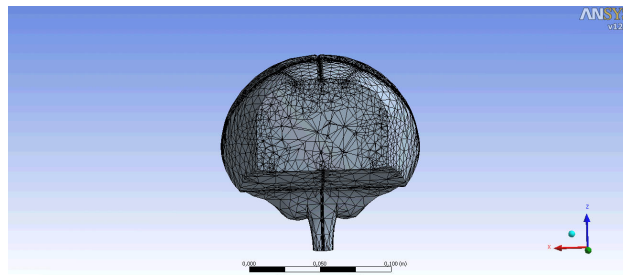
(d)

Figura 4.47: Distintas perspectivas de la condición de borde y empotramiento de craneotomía frontal

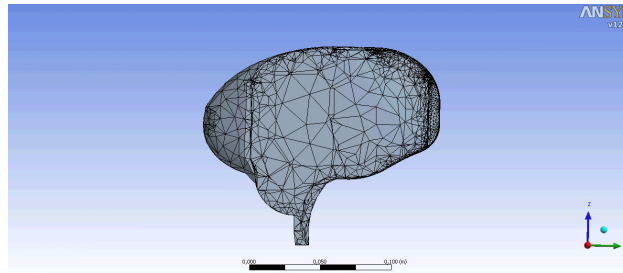
En la figura 4.48 se observa el mallado para distintas perspectivas y cortes.



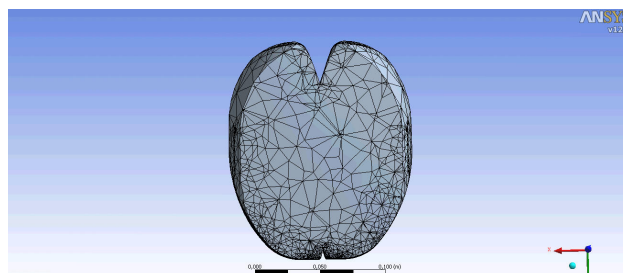
(a)



(b)



(c)



(d)

Figura 4.48: 4.48a vista isométrica, 4.48b vista en corte coronal, 4.48c vista en corte sagital, 4.48d vista en corte horizontal

Capítulo 5

Resultados

5.1. Estudio de Condiciones de Borde

El objetivo de los casos de estudio es conocer el comportamiento del sólido bajo distintas condiciones de fijación asignadas. Los resultados de las simulaciones sirven para sentar un precedente de lo esperado en la modelación del Brain Shift. Las magnitudes calculadas en esta etapa son:

- Desplazamiento.
- Deformación principal.
- Esfuerzo principal.

Los resultados de los desplazamientos del tejido cerebral se muestran en las siguientes secciones. Los detalles de los resultados de esfuerzo y deformación se pueden ver en anexos.

5.1.1. Caso i

Los resultados obtenidos se muestran en las siguientes figuras.

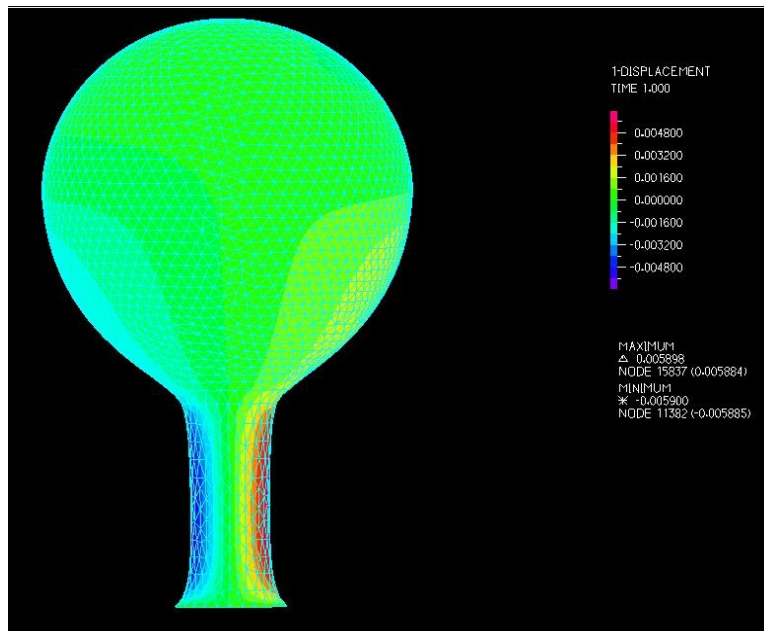


Figura 5.1: Desplazamiento para caso i

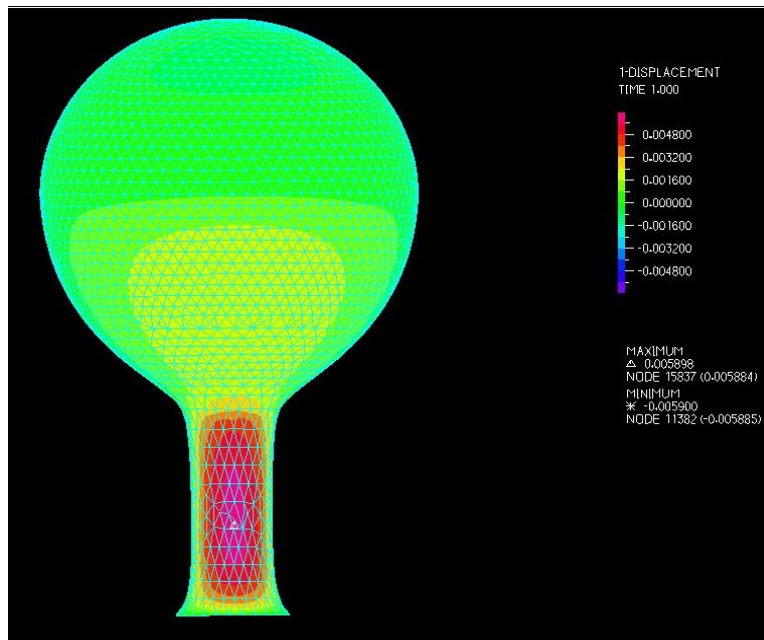


Figura 5.2: Desplazamiento para caso i

Para este caso se ha empotrado la cara inferior del cilindro (médula) y aplicado una presión en las caras. El resultado se observa en las figuras 5.1 y 5.2, donde los desplazamientos generados por la presión se producen en la zona comprendida entre la unión de la esfera (cerebro) y el cilindro, alcanzando un máximo de 5,89[mm]. Para esta geometría se utiliza un modelo elástico lineal, sin embargo, las deformaciones superiores a 10% (ver figura A.2) sugieren el uso de modelos hiperelásticos. Los esfuerzos no son necesariamente representativos del fenómeno Brain Shift, sin embargo, es importante tener en consideración el orden de magnitud, para un detalle de esto último ver figura A.3.

5.1.2. Caso ii

Los resultados obtenidos se muestran en las siguientes figuras.

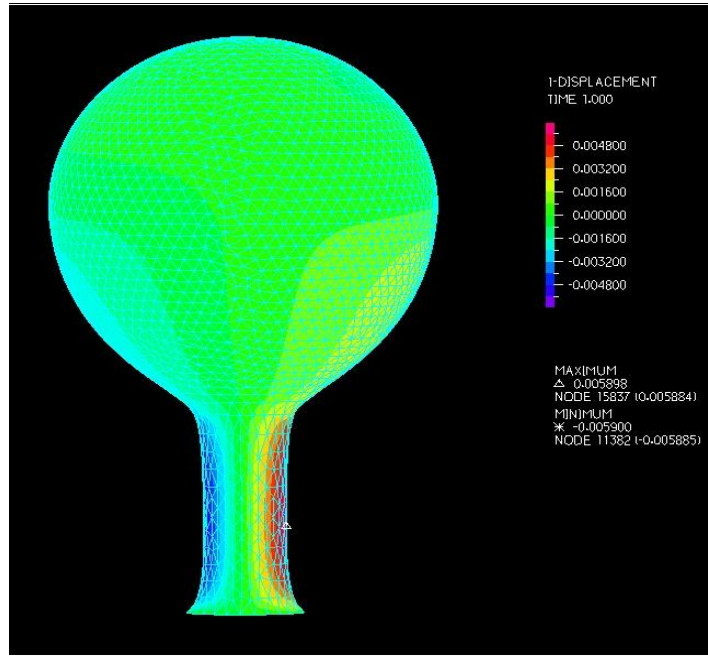


Figura 5.3: Desplazamiento para caso ii

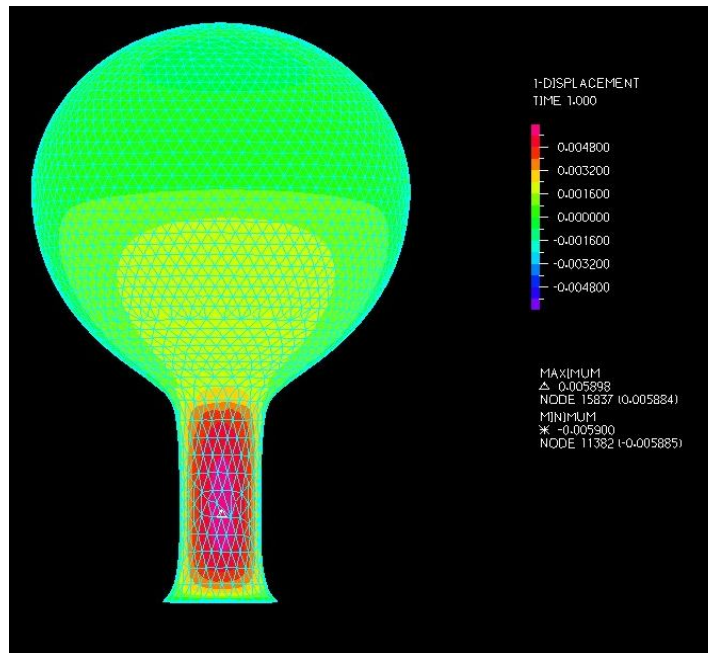


Figura 5.4: Desplazamiento para caso ii

Este caso es similar al estudiado anteriormente, la diferencia radica en que la cara inferior del cilindro está restringida sólo en sus traslaciones, es decir puede rotar en cualquier dirección. A pesar de aumentar la libertad del modelo, este presenta los mismos resultados que el caso i, donde se asignaba empotramiento total a la cara inferior del cilindro. Los desplazamiento se observan en las figuras 5.3 y 5.4, la deformación y esfuerzos en las figuras A.4 y A.5 respectivamente. Se concluye que las fuerzas externas no ejercen movimientos de rotación en el sólido. Nuevamente se utiliza un modelo de sólido elástico lineal.

5.1.3. Caso iii

Los resultados obtenidos se muestran en las siguientes figuras.

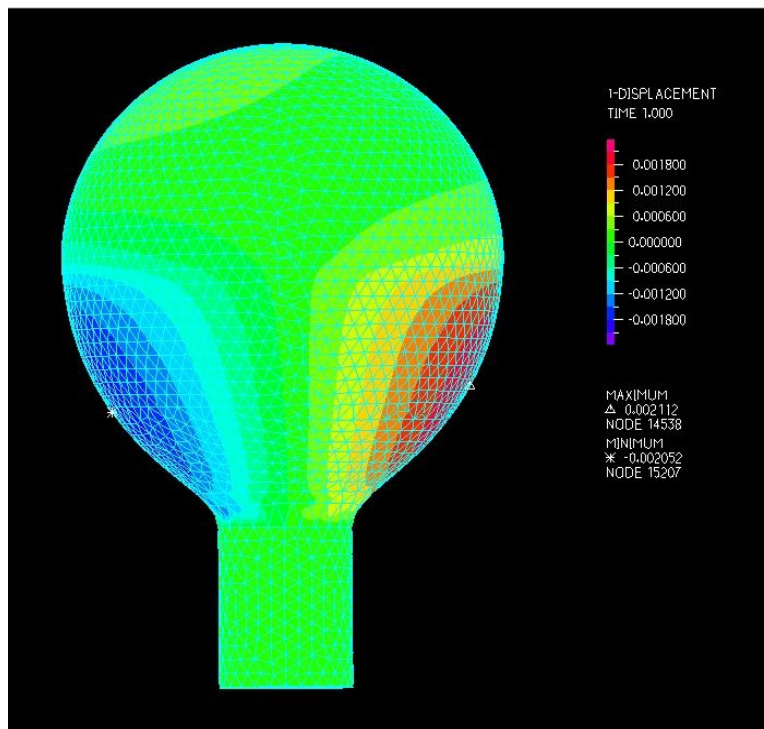


Figura 5.5: Desplazamiento para caso iii

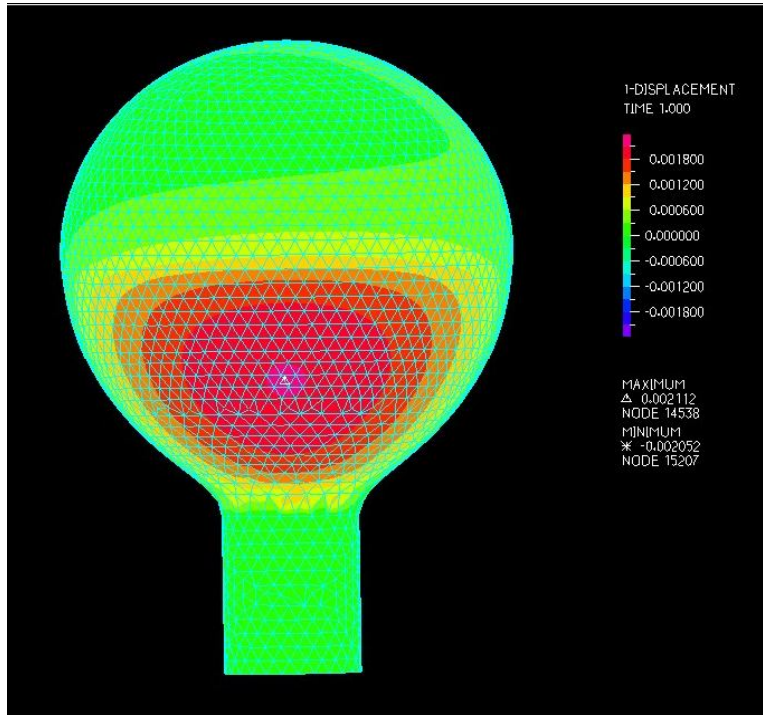


Figura 5.6: Desplazamiento para caso iii

Este caso de estudio tiene como objetivo conocer el comportamiento del modelo bajo una condición de fijación distinta al caso i y ii, para ello se empotra todas las caras del cilindro. Los desplazamientos se producen en la parte superior de la unión esfera-cilindro. A diferencia de los casos i y ii donde los desplazamientos mayores se producen en la superficie de la esfera(cerebro), alcanzando valores de 2,11[mm]. Ver figuras 5.5 y 5.6. Las deformaciones se encuentran en la zona de unión debido a que parte del cerebro se traslada mientras la médula se mantiene fija. Para mayor detalle de deformaciones y esfuerzos referirse a las figuras A.6 y A.7 respectivamente. El empotramiento de la médula espinal representada por el cilindro, es una de las formas propuestas por diversos autores de simular la condición de borde del Brain Shift, por ello es necesario un estudio previo con una geometría simple. Los resultados son satisfactorios para este nivel de estudio.

5.1.4. Caso iv

Los resultados obtenidos de desplazamiento se muestran en las siguientes figuras.

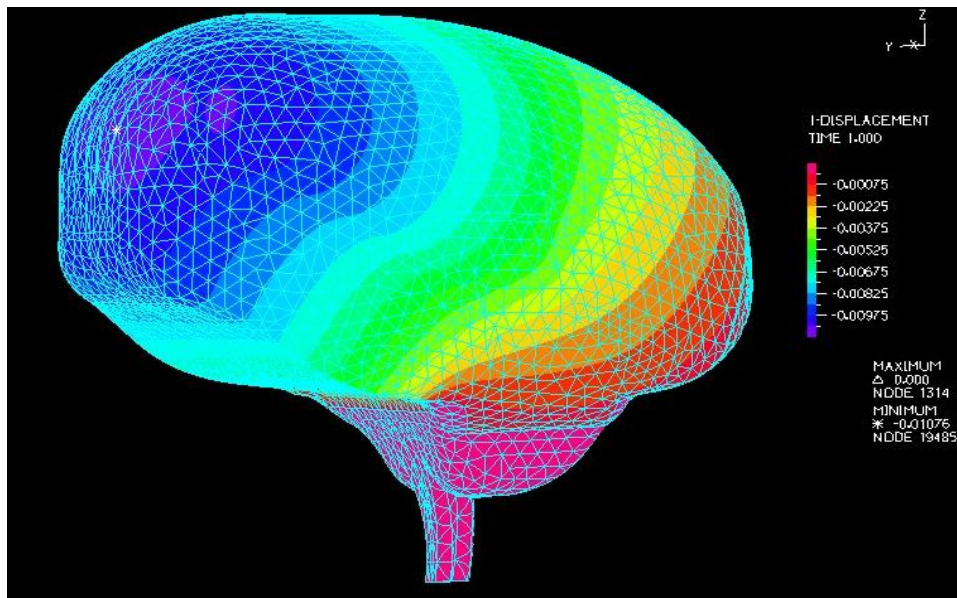


Figura 5.7: Desplazamientos en caso iv

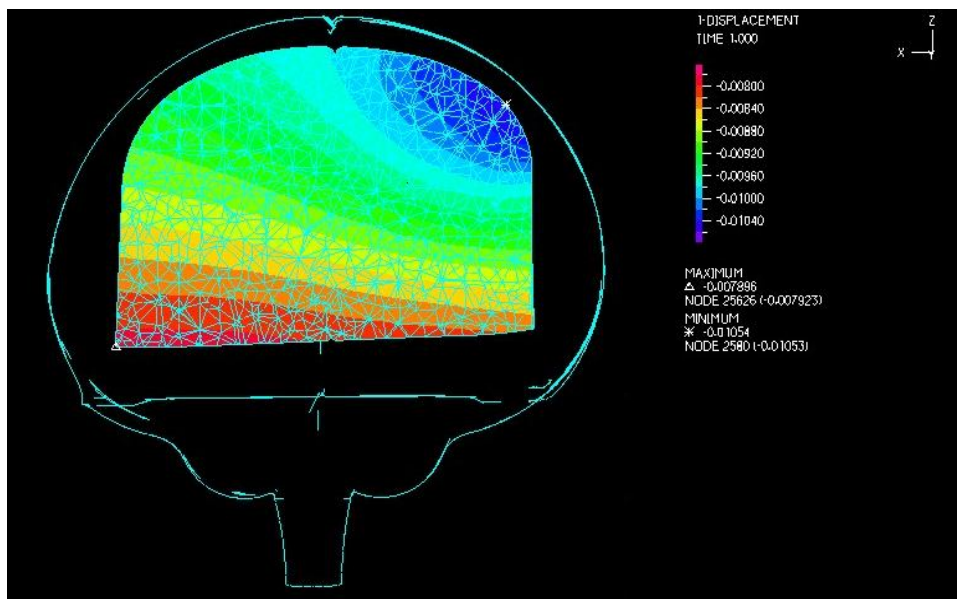


Figura 5.8: Desplazamientos en sección coronal, caso iv

En este caso se utiliza la geometría original y las condiciones de borde adecuadas con el objetivo de conocer

el comportamiento del programa y su convergencia con la simulación. El modelo de sólido es lineal elástico y las deformaciones superan el 10 %, ante esto surgen algunas dificultades con la deformación de los elementos de mallado. La matriz de rigidez presenta determinantes negativos, lo que significa forzar la convergencia omitiendo explícitamente esta condición en la implementación de la simulación. A pesar de la situación anterior, los resultados de desplazamientos y deformación se encuentran en rangos aceptables para el fenómeno y son considerados válidos a modo de estudio y como paso previo a la simulación de Brain Shift. El desplazamiento máximo presenta un valor de 10[mm], esto último se observa en la figura 5.7 y en un corte coronal de la figura 5.8. Las deformaciones y esfuerzos se encuentran en rangos no aceptables y se concluye que el programa tiene problemas de convergencia en la simulación, basta observar la figura A.8 para notar valores de deformación divergentes, caso similar para los esfuerzos en el cerebro, ver A.9.

5.1.5. Discusión Resultados

La formulación en los casos i, ii, iii y iv es “large displacements” y “large strains”, a pesar que para modelos elásticos se aconseja utilizar “small strains”. Para ADINA small strains es definido como deformaciones no mayores a 2 %, sin embargo, estos valores son ampliamente superados en las simulaciones. Los valores de desplazamiento, deformación y esfuerzos obtenidos se muestran en la tabla 5.1.

Tabla 5.1: Valores de desplazamiento, deformación y esfuerzos

Características	Caso i	Caso ii	Caso iii	Caso iv
Max Desplazamiento [mm]	0,00589	0,00589	0,00211	0
Min Desplazamiento [mm]	-0,00589	-0,0059	-0,002052	-0,01076
Max Deformación [%]	0,2925	0,2925	0,3263	5,585
Min Deformación [%]	-0,5456	-0,5456	-0,3468	-2,302
Max Esfuerzo [Pa]	25.887	25.887	17.285	1.084.045
Min Esfuerzo [Pa]	74,25	74,25	0,3615	0

En lo que respecta a condiciones de borde, la médula espinal debe considerarse empotrada en todo su largo por encontrarse limitada en su movimiento por los huesos y discos que componen la columna vertebral. Esta condición es estudiada en el caso iii, donde desplazamientos se producen en la esfera y las deformaciones y esfuerzos importantes en la zona de unión del cerebro y la médula. Para un detalle más acabado de la condición de la médula espinal, ver figura 2.3.

Basado en el caso iv, el software ADINA presenta problemas de convergencia, es decir sólo se adapta a modelos elásticos lineales y geometrías simples. Es claro que existen divergencias al observar los resultados del modelo iv, ya que los valores de deformación y esfuerzos escapan de los rangos obtenidos en las simulaciones previas. En particular, el problema de convergencia se presenta en la matriz de rigidez asociada a geometrías complejas. La posible fuente de este problema es la malla generada en la geometría. Los elementos al comenzar su deformación

tienden a torcerse ocasionando divergencias en distintas zonas, lo que provoca la caída de la simulación o resultados imprecisos. Ante esta situación y con el objetivo de obtener resultados confiables, se decide cambiar de software. El programa escogido (ANSYS12.1) tiene un poder de cálculo inmensamente superior en los modelos hiperelásticos.

5.2. Estudio del Modelo de Sólido

En esta etapa se estudia la conveniencia de un modelo hiperelástico por sobre otro para simular el Brain Shift, para ello se utilizan los modelo de Neo-Hooke, Ogden y Mooney Rivlin. Además, se plantea un caso base con un modelo elástico, cuyos resultados son referenciales para los otros modelos. Los resultados de desplazamiento se muestran en las siguientes secciones. Los detalles de los resultados de esfuerzo y deformación se pueden ver en anexos. Los tópicos registrados en este caso son:

- Desplazamiento.
- Deformación equivalente.
- Esfuerzo equivalente.

5.2.1. Modelo Sólido Elástico

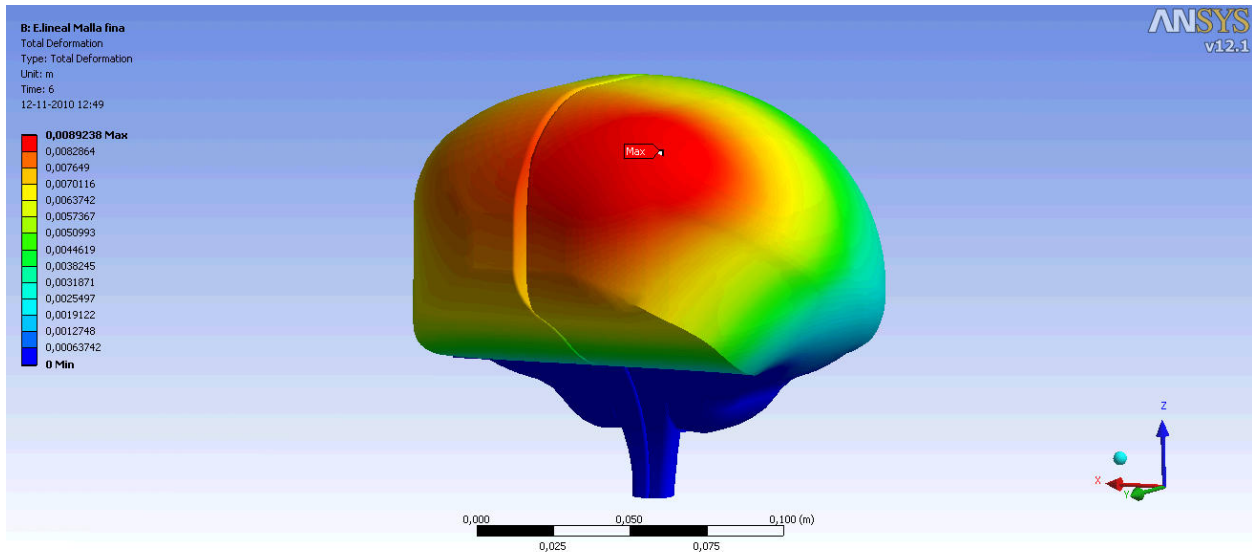


Figura 5.9: Desplazamiento tejido con modelo elástico lineal

A partir del modelo sólido elástico ($E=24600$ [Pa]) para el tejido cerebral se obtienen valores referenciales para desplazamiento, esfuerzo y deformación. El objetivo de la simulación elástica es generar resultados referenciales,

sin embargo, debido al comportamiento real del tejido cerebral (no lineal), algunos resultados no son del todo correctos.

Bajo este contexto, se empotran las caras que componen la médula espinal y se aplica una presión negativa sobre la superficie del hemisferio izquierdo frontal, el resultados obtenido es un desplazamiento máximo de 8,92[mm] como se observa en la figura 5.9. Las deformaciones equivalentes se mantienen en un rango entre 40 % y 55 %, excepto para algunas zonas donde los valores superan el 150 %, sin embargo, estos resultados son explicados como divergencias puntuales en el modelo de sólido elástico (discontinuidad). Para más detalle ver figura A.10. El esfuerzo máximo equivalente es de 37.045 [Pa], es importante considerar el orden de magnitud de este valor, aunque no sea necesariamente un resultado definitivo.

5.2.2. Modelo de Neo-Hooke

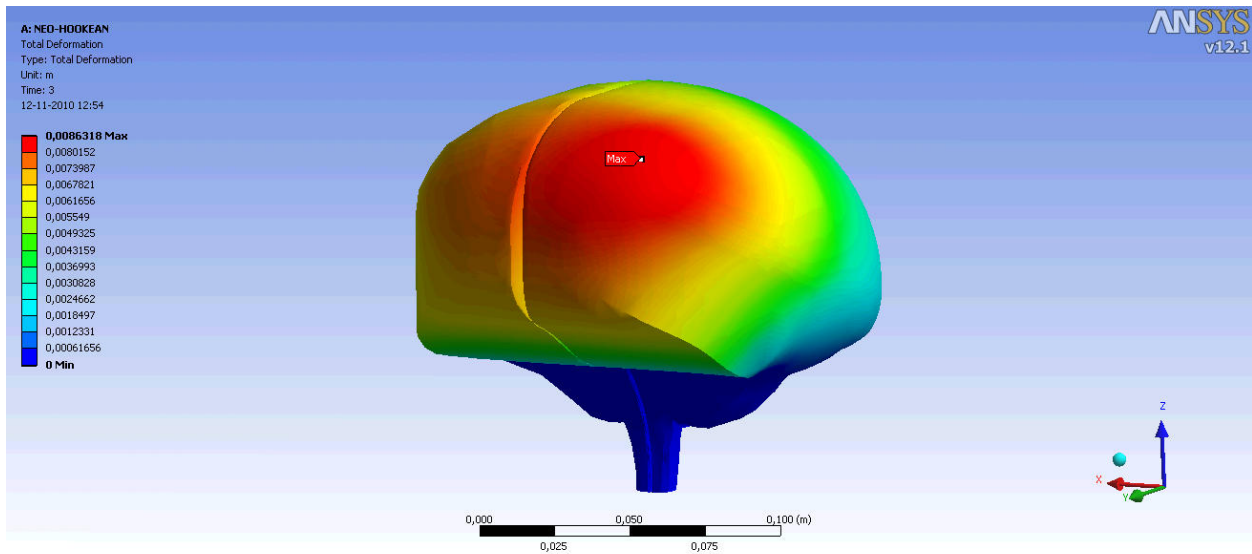


Figura 5.10: Desplazamiento tejido con modelo Neo-Hooke

El modelo Neo-Hookean resulta ser una alternativa válida para modelar el tejido cerebral en el fenómeno de Brain Shift. Con el objetivo de estudiar el modelo se realiza un ajuste de curva con los datos esfuerzo deformación de A.1. La característica del modelo es su simplicidad en las simulaciones, debido al poco requerimiento de recursos computacionales, sin embargo, puede ser una desventaja por no representar fielmente el fenómeno. El desplazamiento máximo observado es de 8,63[mm], valor cercano al obtenido en el modelo elástico. La deformación equivalente no presenta discontinuidades y el valor máximo observado es 47,77 %, para un mayor detalle del estado de deformación basta referirse a la figura A.12. Los esfuerzos equivalentes se mantienen en rangos más acotados que en el modelo elástico, en efecto, el valor máximo registrado alcanza un valor de 16.920[Pa] (ver figura A.13).

5.2.3. Modelo de Ogden

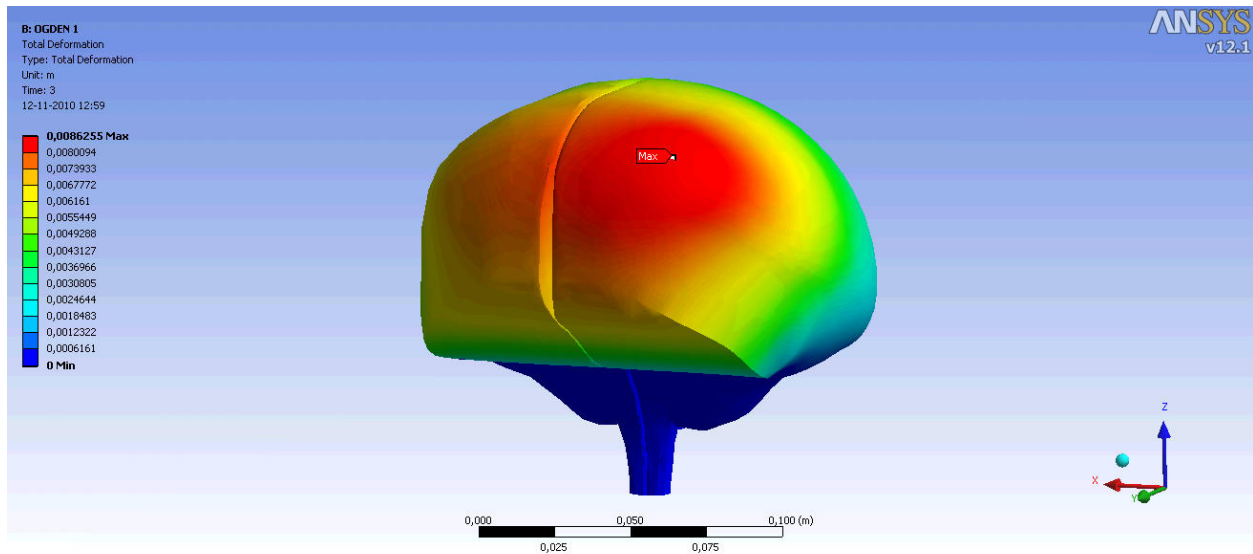


Figura 5.11: Desplazamiento tejido con modelo Ogden 1° orden

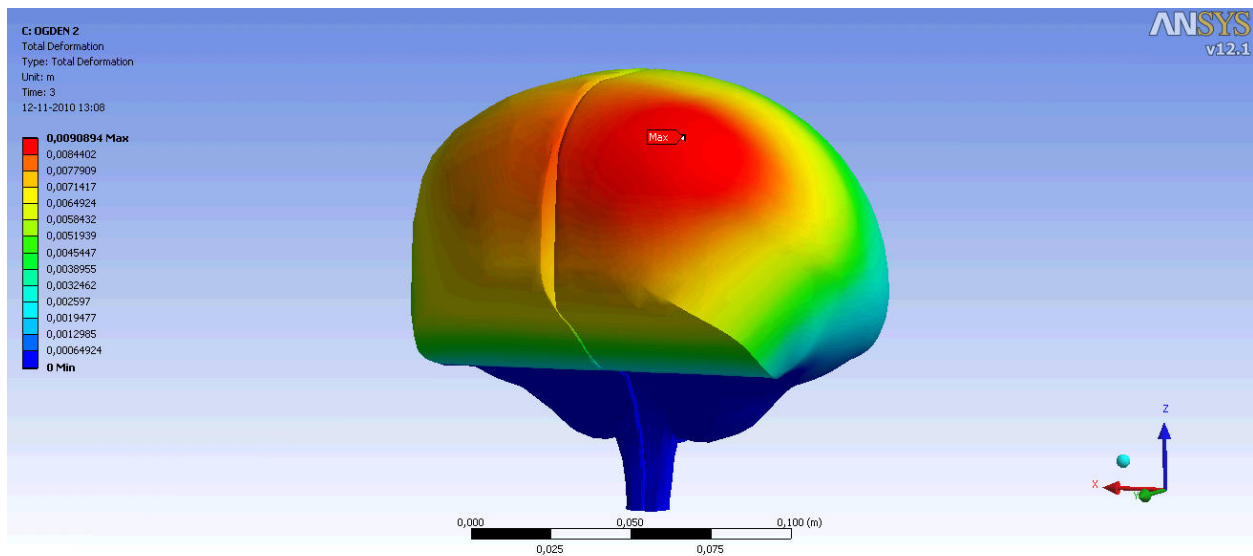


Figura 5.12: Desplazamiento tejido con modelo Ogden 2° orden

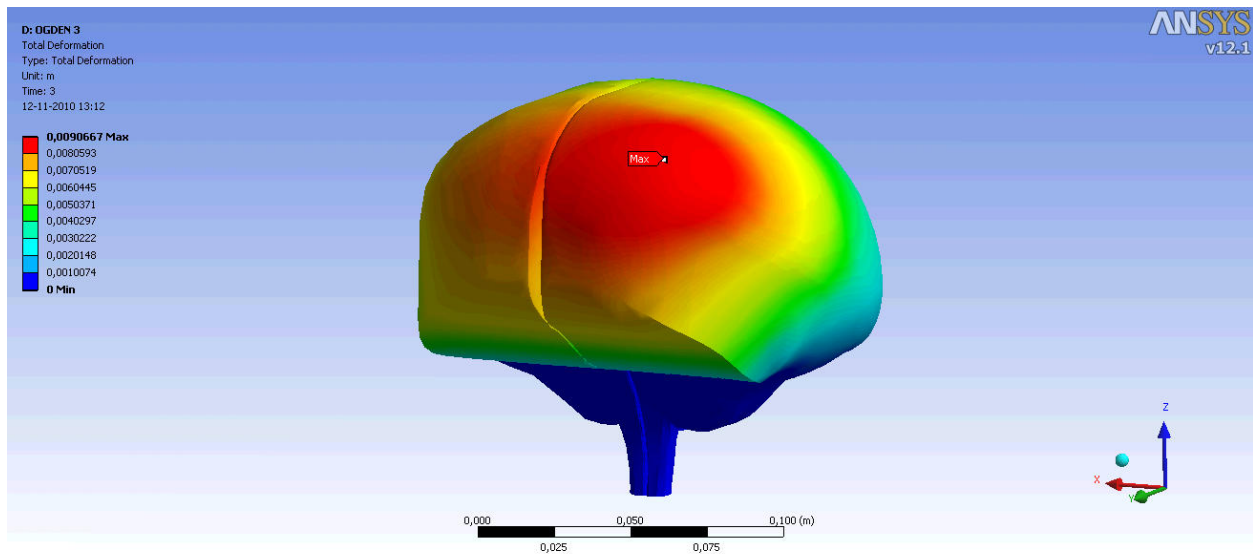


Figura 5.13: Desplazamiento tejido con modelo Ogden 3° orden

El modelo de Ogden destaca por ser el más escogido entre los autores de artículos científicos para modelar el fenómeno de Brain Shift. Si bien este modelo es el más complejo de los estudiados en esta memoria (Neo-Hooke y Mooney Rivlin), su capacidad para ajustarse a mayores deformaciones le otorga la capacidad de representar adecuadamente el fenómeno. El modelo de Ogden se puede ajustar hasta orden tres, esto significa que el primer orden tiene dos constantes, segundo orden tiene cuatro constantes y el tercer orden tiene seis constantes. Los valores de constantes se observan en la tabla 4.1. El primer modelo de Ogden estudiado es de orden uno, esto quiere decir que el ajuste de curva pierde precisión en comparación con un ajuste de orden dos o tres. Los resultados de desplazamiento comienzan a converger para un modelo de Ogden de orden dos y tres. Para primer, segundo y tercer orden los desplazamientos máximos son:

1. Desplazamiento Ogden 1° orden: 8,62[mm].
2. Desplazamiento Ogden 2° orden: 9,089[mm].
3. Desplazamiento Ogden 3° orden: 9,066[mm].

El desplazamiento para cada orden se observa en las figuras 5.11, 5.12 y 5.13. La deformación máxima equivalente para orden dos y tres es 32,75 % y 33,04 % respectivamente, mientras que para primer orden se tiene 47,91 %. Es claro que el comportamiento tiene a converger hacia los ajustes de curva de mayor orden. El esfuerzo máximo equivalente también tiende a converger para orden dos y tres, en el caso de orden dos se tiene 47.729[Pa] y en orden tres se registra 46.639[Pa], una diferencia notable con el esfuerzo máximo equivalente para primer orden, cuyo valor es 16.401[Pa].

5.2.4. Modelo de Mooney Rivlin

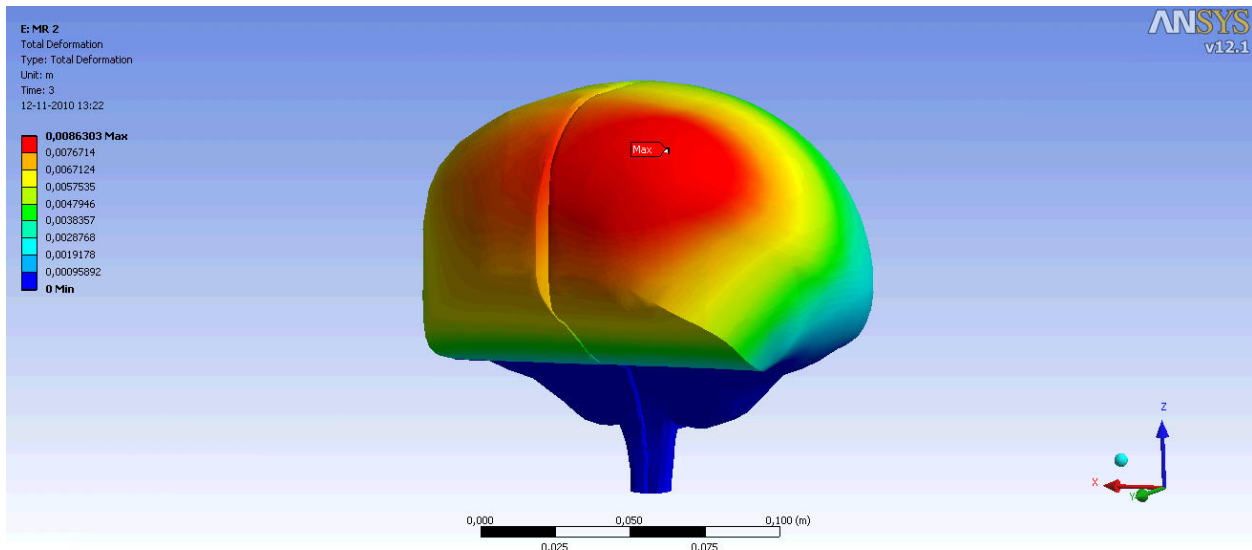


Figura 5.14: Desplazamiento tejido con modelo Mooney Rivlin dos parámetros

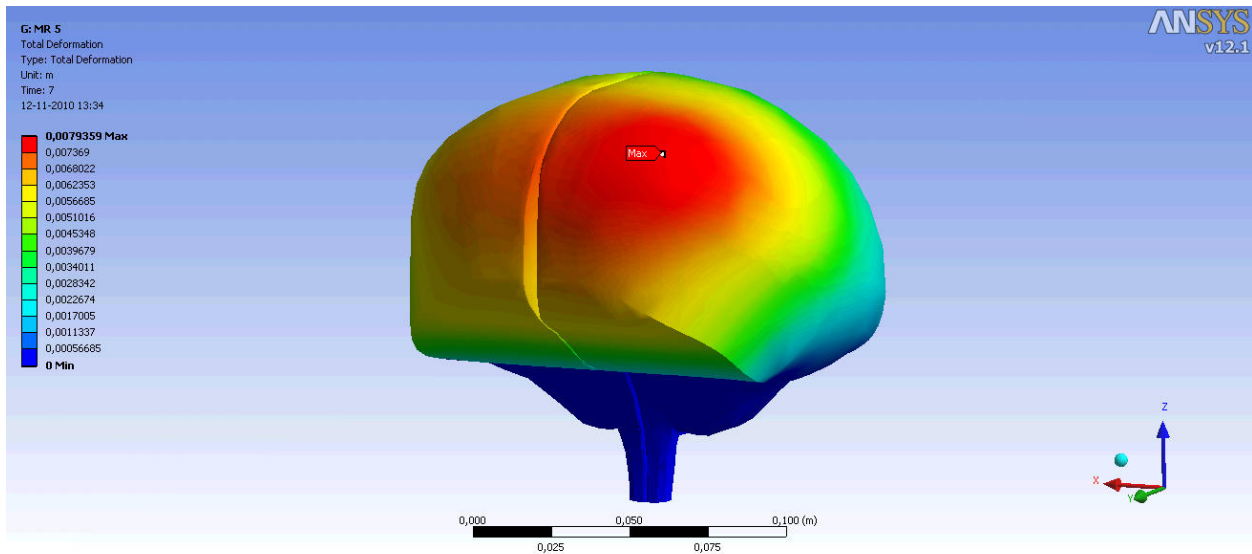


Figura 5.15: Desplazamiento tejido con modelo Mooney Rivlin dos parámetros

El modelo de Mooney Rivlin, al igual que el de Neo-Hooke, se caracteriza por la simplicidad en la forma de su energía de deformación. Esto se observa en la ecuación desarrollada en el subcapítulo 3.3.1, donde la

función presenta una forma polinomial a diferencia del modelo de Ogden cuyas elongaciones tienen exponentes de diversa naturaleza. La simplificación del modelo permite que Mooney Rivlin sea menos costoso en recursos computacionales, sin descuidar la representatividad del fenómeno modelado.

En las figuras 5.14 y 5.15 se registra el desplazamiento sufrido por el tejido

1. Desplazamiento Mooney Rivlin dos parámetros: 8,63 [mm].
2. Desplazamiento Mooney Rivlin cinco parámetros: 7,935 [mm].

Se observa que la diferencia entre los valores de desplazamiento es de 0,7 [mm] o cercana a un 10% del valor máximo, además no se aproximan al obtenido en el modelo elástico. Las deformaciones registradas para el modelo de dos y cinco parámetros son 47,7% y 39,93% respectivamente, lo que no demuestra una clara convergencia y consistencia en la simulación. Los esfuerzos máximos tienen notables diferencias, para el de dos parámetros es 16.880, valor similar al modelo de Neo-Hooke de dos parámetros, el de cinco parámetros es 56.375, valor similar al de Ogden 2º orden, formado por cuatro constantes.

5.2.5. Discusión de Resultados

Las simulaciones tienen el objetivo de definir el modelo de sólido más adecuado al fenómeno de Brain Shift. Con el caso elástico se busca obtener una primera aproximación de los desplazamientos, esfuerzos y deformaciones bajo condiciones de menor complejidad en comparación con los modelos hiperelásticos, sin embargo, estos resultados son considerados parcialmente válidos por representar en alguna medida el fenómeno Brain Shift. Un resumen de los resultados de simulaciones con modelos hiperelásticos se observan en la tabla 5.2. Los desplazamientos máximos del tejido cerebral tienen valores similares para el mismo modelo e incluso de un modelo a otro. Destaca en las figuras 5.9, 5.10, 5.11, 5.12, 5.13, 5.14, 5.15 que la zona de máximo desplazamiento es la misma.

La proximidad de valores de desplazamiento máximo entre el modelo elástico y el hiperelástico de Ogden, privilegian el uso de este último frente a otros, además este modelo presenta una clara convergencia para el 2º y 3º orden, en especial para desplazamiento, esfuerzo y deformación. Su convergencia (para 2º y 3º orden) es el motivo principal para ser escogido en la simulación de craneotomías.

Una observación importante es que aquellos modelos con igual o similar número de constantes, registran datos de esfuerzo y deformación dentro de un rango cercano. Esto indica que existe consistencia de un modelo a otro al considerar el número de constantes que lo componen, sin importar que para el mismo modelo los resultados no sean similares.

¹Este valor es producto de una divergencia puntual

Tabla 5.2: Desplazamientos máximos tejido cerebral

	Lineal Elástico	Neo-Hooke	Ogden 1	Ogden 2	Ogden 3	Mooney R 2	Mooney R 5
Máx. Desp [mm]	8,923	8,631	8,625	9,0894	9,0667	8,63	7,935
Máx. Def. Eq. [%]	150,059 ¹	47,715	47,919	32,754	33,042	47,7	39,935
Máx. Esf. Eq. [Pa]	37.045	16.920	16.401	47.729	46.639	16.880	56.375

La selección del modelo de sólido utilizado para los casos reales se basa en las simulaciones previas y en los estudios de los diferentes autores revisados durante desarrollo de esta memoria. El modelo de sólido hiperelástico escogido para los casos reales es Ogden. La información de esfuerzo-deformación para Ogden de 2° orden se obtiene de la figura A.1 y las constantes de un ajuste de curva. Se mantiene como caso base para los casos reales un modelo elástico de constante $E = 24,600$ y $\nu = 0,49$.

5.3. Simulación de Craneotomías

Esta etapa final incorpora los elementos de los estudios anteriores con el objetivo de estimar desplazamientos, esfuerzos y deformaciones en el fenómeno de Brain Shift. En primera instancia se han establecido condiciones de borde y posteriormente el modelo de sólido hiperelástico que mejor comportamiento presenta en la situación simulada. Se realizan tres simulaciones cuyos resultados de desplazamiento se presentan a continuación, los registros de esfuerzos y deformaciones se incluyen en anexos para facilitar el acceso a la información. Los valores obtenidos son:

- Desplazamiento.
- Deformación principal y equivalente.
- Esfuerzo principal y equivalente.

5.3.1. Craneotomía Parietal

Modelo Elástico

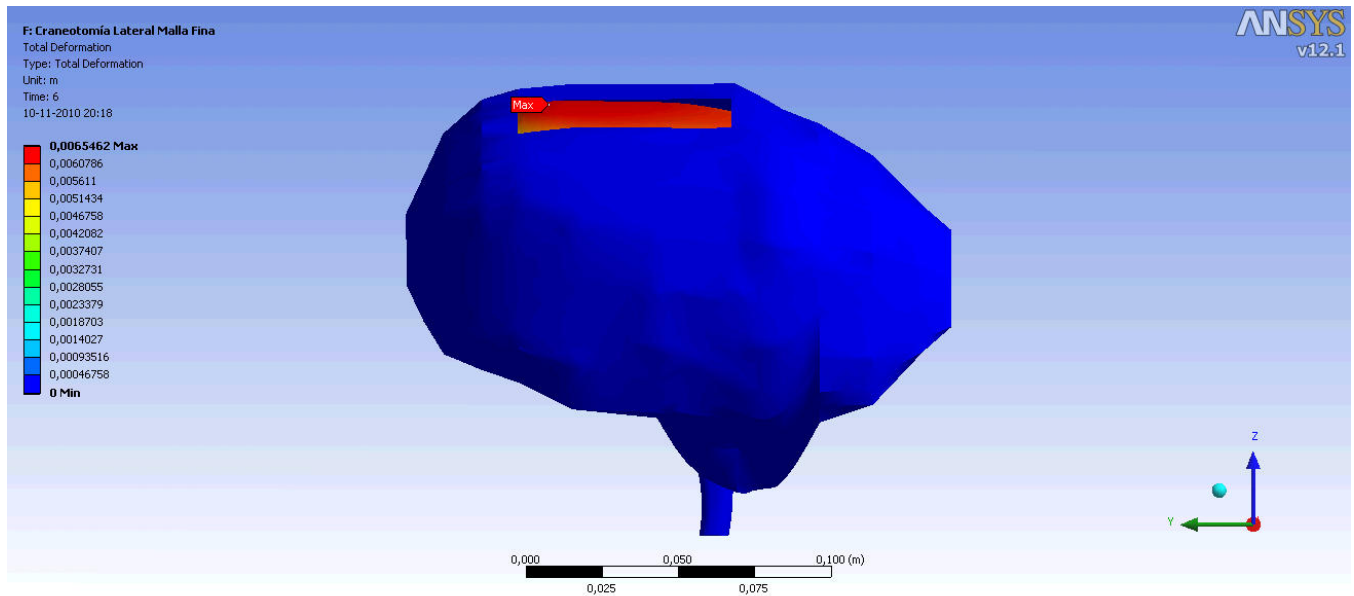


Figura 5.16: Desplazamiento del tejido para craneotomía parietal, modelo elástico

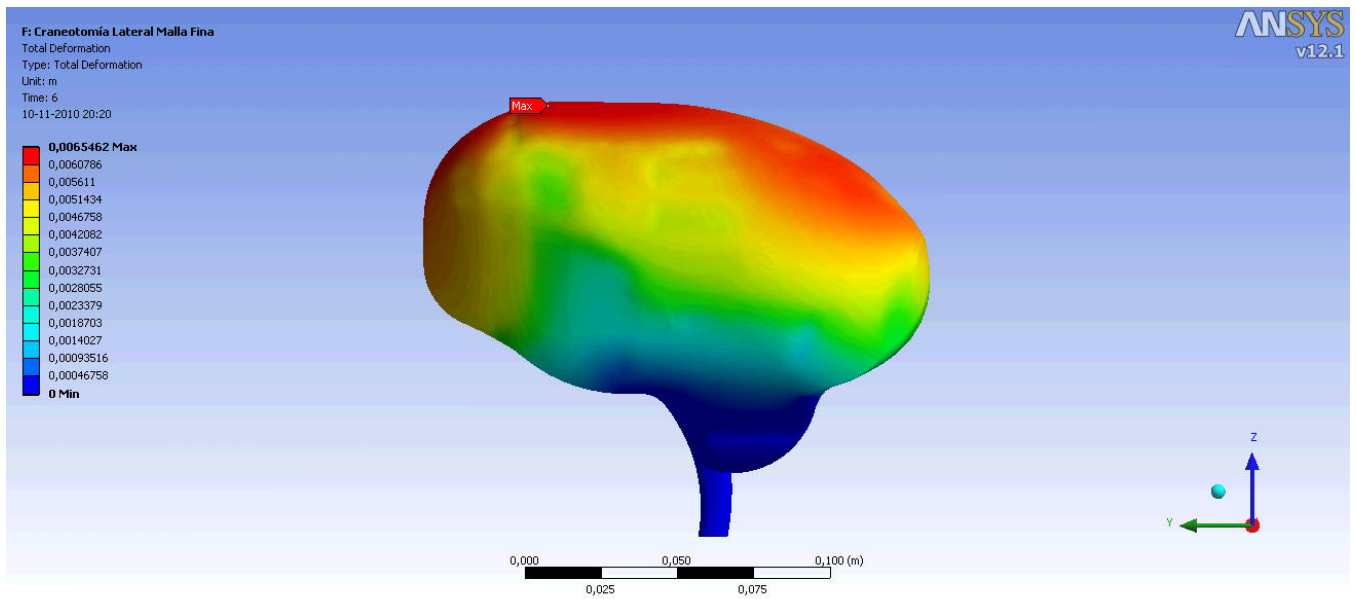


Figura 5.17: Desplazamiento del tejido para craneotomía parietal, modelo elástico

Modelo Hiperelástico

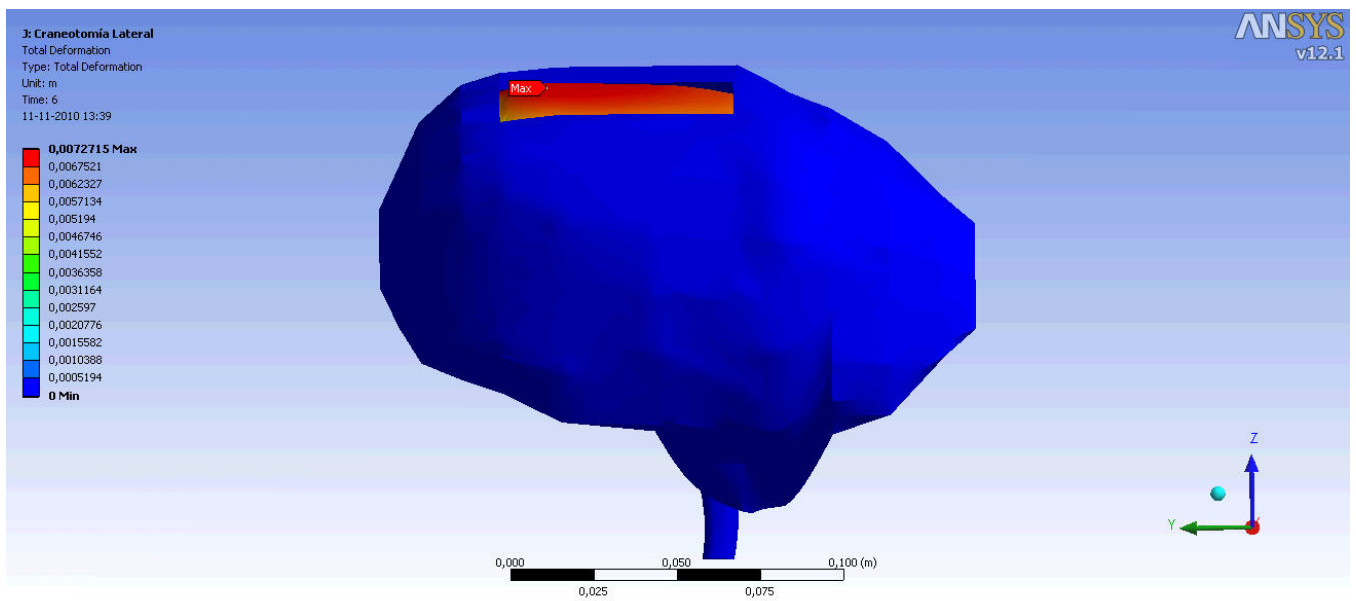


Figura 5.18: Desplazamiento del tejido para craneotomía parietal, modelo Ogden

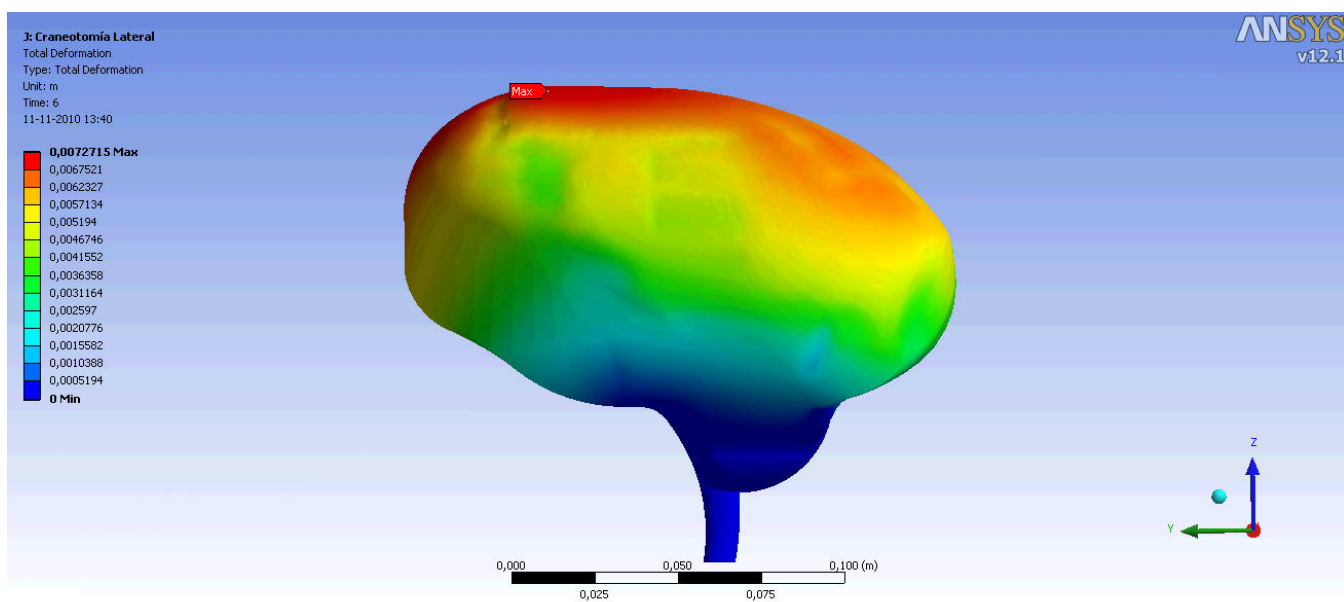


Figura 5.19: Desplazamiento del tejido para craneotomía parietal, modelo Ogden

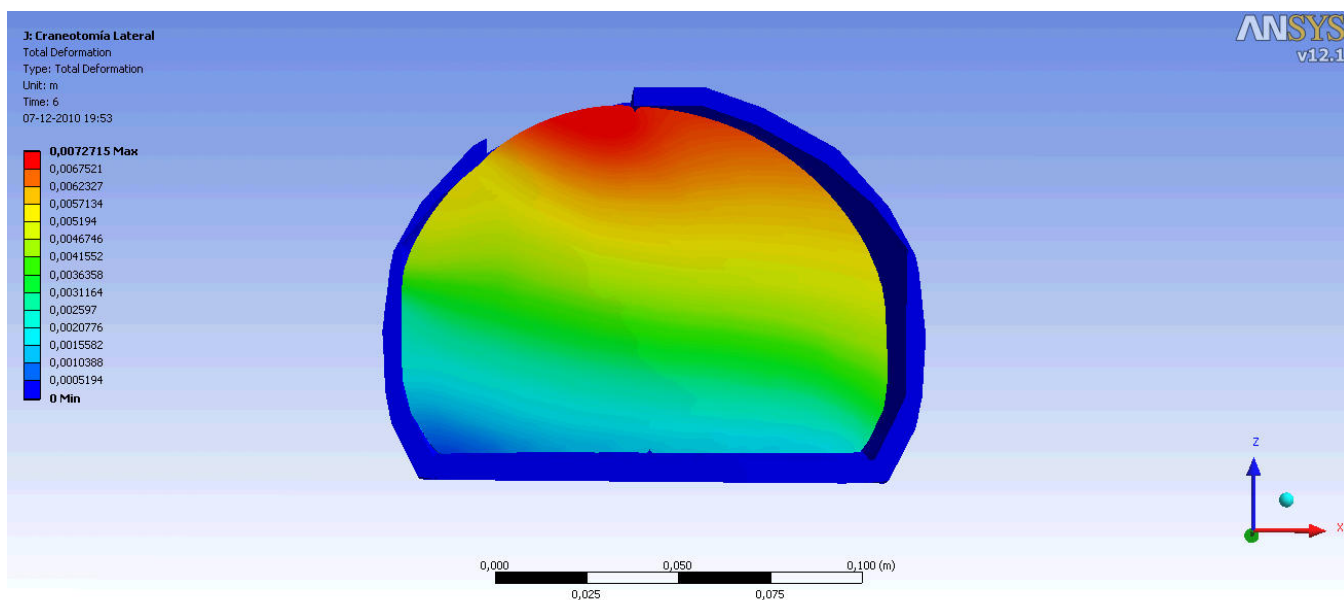


Figura 5.20: Vista en corte del desplazamiento del tejido para craneotomía parietal, modelo Ogden

La craneotomía parietal registra consistencia en la zona de máximo desplazamiento, es decir, coinciden tanto en el modelo elástico como hiperelástico. Se observa que el desplazamiento máximo ocurre en el hemisferio izquierdo del cerebro y en particular en el vértice derecho de la craneotomía, además el cerebro presenta la usual

característica de abombamiento en el area libre de cráneo. El modelo elástico alcanza un desplazamiento de 6,54 [mm], mientras que el modelo hiperelástico tiene un desplazamiento máximo de 7,27 [mm]. Para ambos casos y como es de esperarse, el corrimiento que sufre el tejido disminuye hacia la parte inferior del cerebro y en dirección a la médula, esto ocurre por la condición de empotramiento definida sobre ella.

De forma contraria a la situación del desplazamiento, los esfuerzos y deformaciones máximos se generan en la zona cercana a la médula, en particular donde termina el empotramiento de la médula y comienza el tejido deformable. La deformación máxima equivalente elástica tiene valores cercanos al 100 %, sin embargo, esto se presenta en sólo un punto, lo que puede ser considerado como una divergencia. Esta situación es similar a la observada en "Caso de Estudio Sólido Elástico". La distribución de la deformación equivalente se concentra en un rango entre 35 % y 50 %, valores coincidentes con la distribución del caso hiperelástico. Un mayor detalle de la distribución de deformación se puede ver en la figura A.24. La deformación máxima equivalente hiperelástica es 37,65 %, valor que indica una mejor convergencia de un modelo versus otro, detalle en figura A.30. También se registran valores para la deformación principal, el modelo elástico alcanza un máximo de 98,51 %, sin embargo, el rango de mayor distribución es entre 35 % y 55 %. El modelo hiperelástico registra una deformación principal máxima de 48,79 %. Las imágenes del estado de deformación para cada caso se encuentran en las figuras A.25 y A.31.

El máximo esfuerzo equivalente registrado tiene un valor de 25.145 [Pa] y 53.286 [Pa] para el modelo elástico e hiperelástico respectivamente. La mayor parte de los esfuerzos equivalentes están comprendidos entre 25 [Pa] y 25.000 [Pa] para el caso elástico, mientras que los valores del esfuerzo equivalente en el hiperelástico oscilan entre 50 [Pa] y 50.000 [Pa], ver figuras A.26, A.32. El esfuerzo principal alcanza un máximo de 40.670 [Pa] en el caso elástico y 57.168 [Pa] para el hiperelástico. Para ver en detalle la distribución de esfuerzos, referirse a las figuras A.28 y A.34.

Ambos modelos se comportan similar en cuanto a la zona donde se producen los esfuerzos, deformaciones y desplazamientos, sin embargo, los valores de deformación entre modelos presentan diferencias cercanas al 60 %. Esto indica que el modelo elástico no tiene una convergencia adecuada, conclusión basada en el valor de máxima deformación principal y equivalente.

Por otro lado, las tonalidades azules y celestes observadas en las figuras A.53 y A.52 dan cuenta del contacto producido entre el cráneo y el cerebro. Los esfuerzos principales en las zonas donde no existe el contacto presenta una tonalidad amarilla luego cambia hacia tonalidades celestes producto de la compresión del tejido sobre el sólido.

5.3.2. Craneotomía Posterior

Modelo Elástico

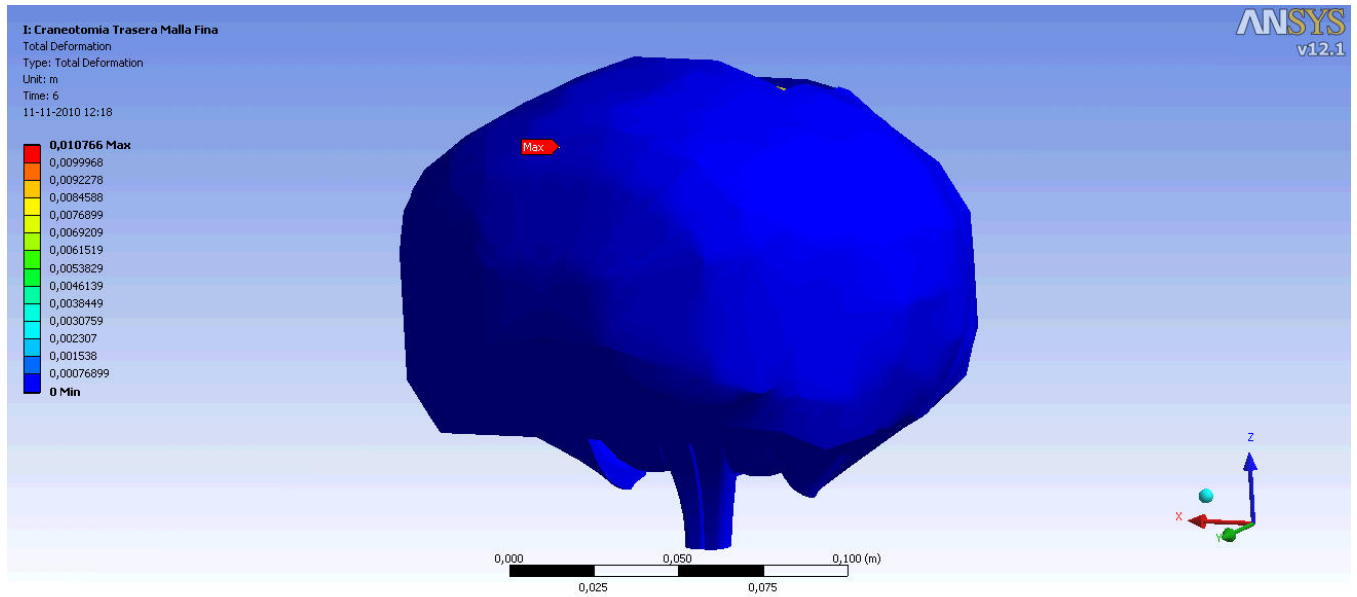


Figura 5.21: Desplazamiento del tejido para craneotomía posterior, modelo elástico

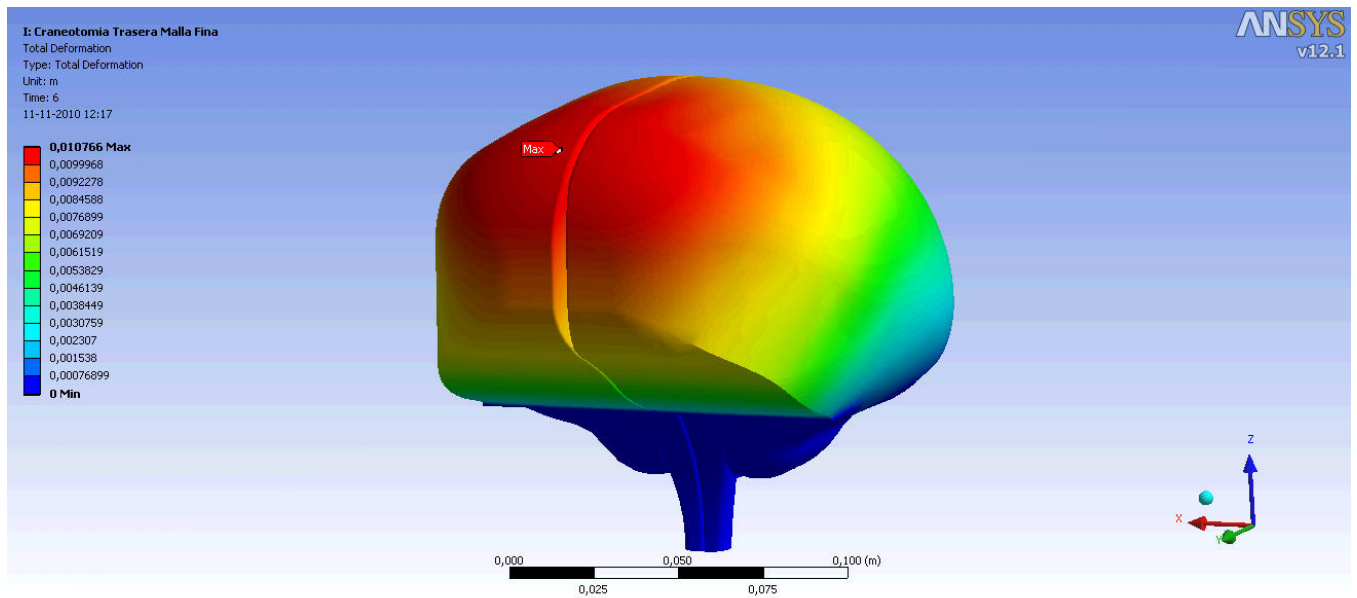


Figura 5.22: Desplazamiento del tejido para craneotomía posterior, modelo elástico

Modelo Hiperelástico

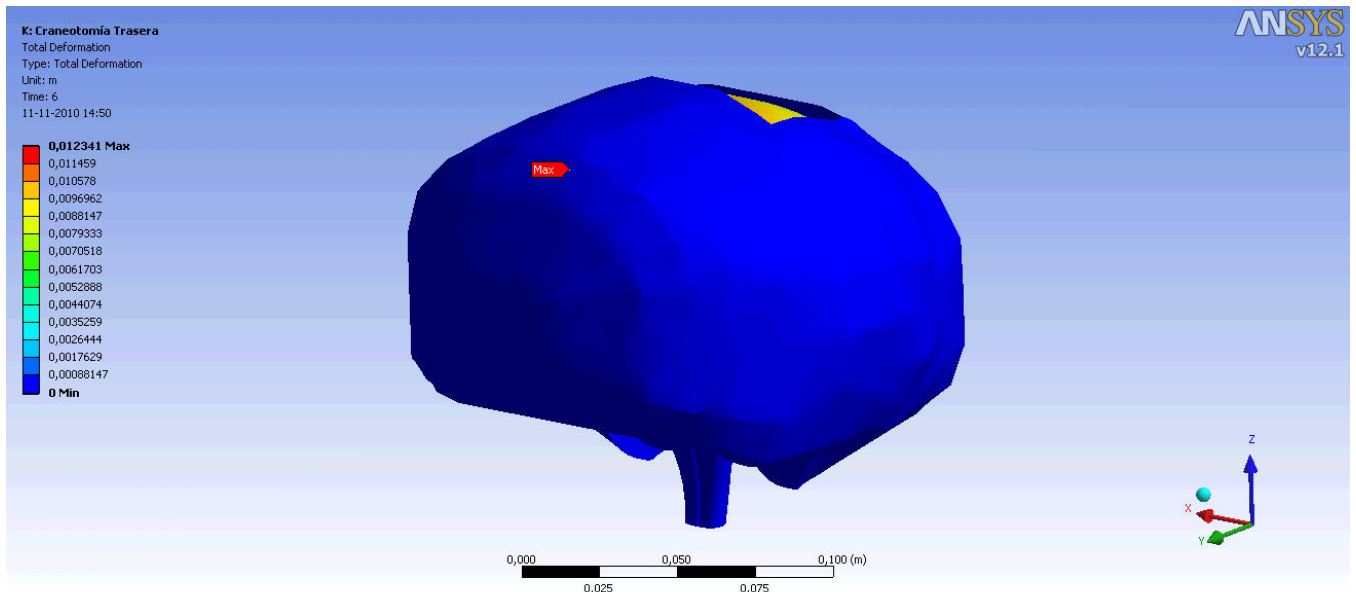


Figura 5.23: Desplazamiento del tejido para craneotomía posterior, modelo Ogden

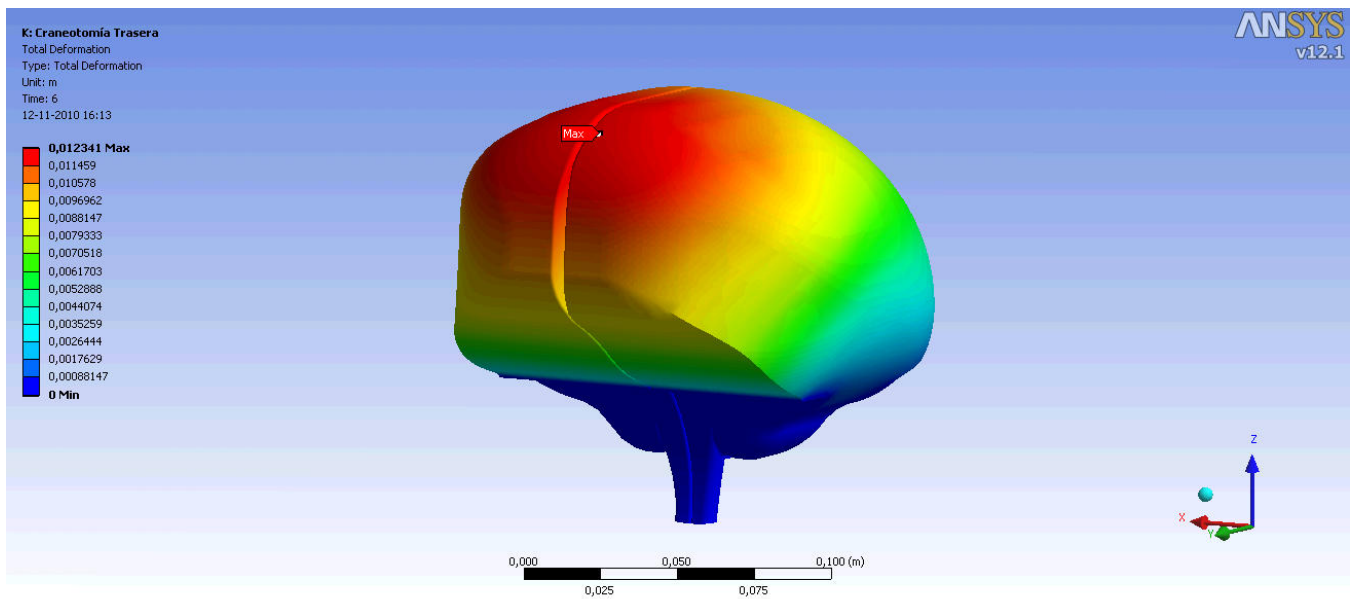


Figura 5.24: Desplazamiento del tejido para craneotomía posterior, modelo Ogden

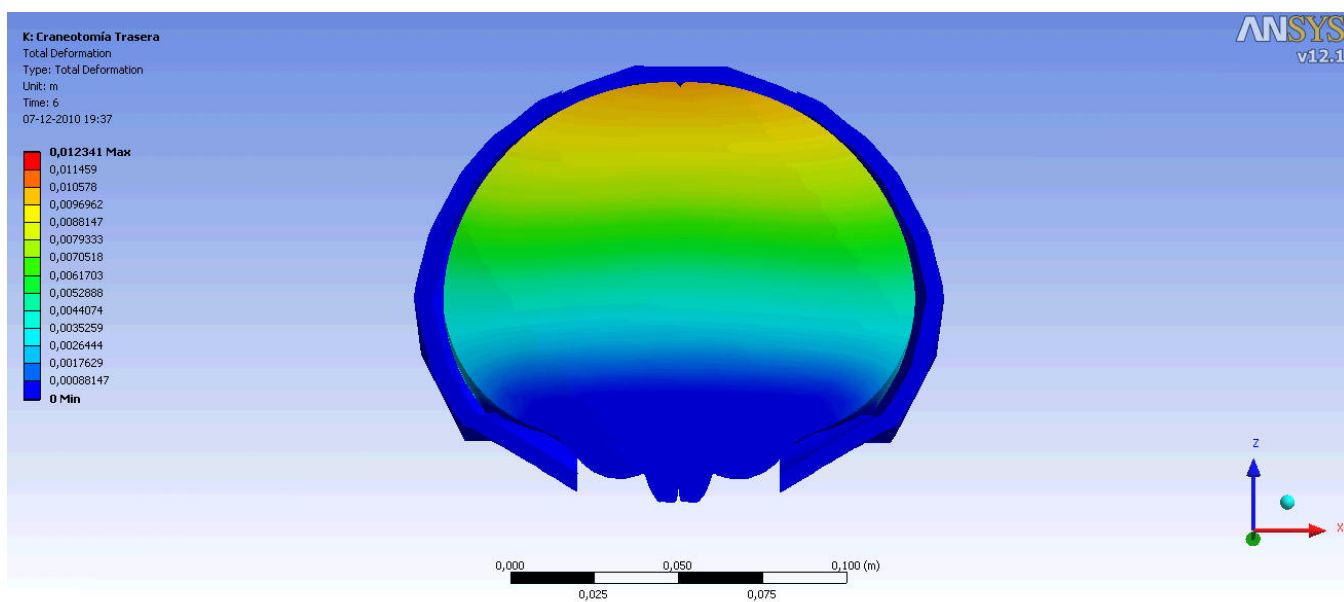


Figura 5.25: Vista en corte del desplazamiento del tejido para craneotomía posterior, modelo Ogden

La craneotomía posterior presenta un resultado distinto a lo esperado. Como se observa en las figuras 5.21 y 5.23, el desplazamiento máximo se produce en el lóbulo frontal del cerebro, zona no expuesta por la craneotomía. Este fenómeno se produce por el desplazamiento del tejido cerebral hacia la zona libre de cráneo, ocasionando que el tejido del lóbulo frontal también desplace en esa dirección, con la diferencia de tener una mayor libertad en su movimiento al no estar limitado por el cráneo. El desplazamiento máximo es 10,767 [mm] en el caso elástico y 12,34 [mm] para el caso hiperelástico. Ambos registros se encuentran en el lóbulo frontal, sin embargo, el modelo elástico tiene el desplazamiento máximo en el frontal derecho (ver figura 5.21) mientras que el modelo hiperelástico en el frontal izquierdo (ver figura 5.24).

La deformación máxima equivalente del modelo elástico se produce en el costado inferior derecho del cerebro, zona caracterizada por ser la interfase entre el empotramiento de la médula y el tejido libre deformable. El valor máximo registrado es 58,48 % (ver figura A.36), mientras que la deformación máxima principal alcanzó un valor de 58,75 % como se puede observar en la figura A.37. La deformación equivalente hiperelástica tiene un comportamiento similar, es decir se produce en la misma zona que el caso elástico. El máximo valor observa en la figura A.42 y es 31,77 %. La máxima deformación principal registrada es 40,60 %.

El esfuerzo equivalente máximo para el modelo elástico es 14.388 [Pa], mientras que el modelo hiperelástico alcanza un máximo de 38.073 [Pa]. El rango de esfuerzos principales observado en el modelo elástico comprende valores desde -16.000 [Pa] a 32.000 [Pa], ver figura A.38. Para el modelo hiperelástico el rango va desde -5.500 [Pa] a 41.000 [Pa], detalles en figura A.44. Los valores negativos de esfuerzos dan cuenta de la compresión generada en el cerebro a causa del contacto de este con el cráneo. Los esfuerzos negativos son representados con

tonalidades celestes y azules. Tanto para el caso elástico como hiperelástico se observan cuatro zonas celestes en el lóbulo parietal, estos son resultados que demuestran consistencia en los resultados de la simulación. En el modelo elástico, el esfuerzo máximo principal es 32.029 [Pa], valor observado en la zona centro inferior del cerebro. Para mayor detalle ver la figuras A.38 y A.40. En el caso hiperelástico, el esfuerzo máximo principal no presenta esta variación en su ubicación con respecto al esfuerzo máximo equivalente. El valor máximo alcanzado para este caso (hiperelástico) es 41.139 [Pa], ver figura A.46.

Una observación importante es la ubicación de esfuerzos y deformaciones máximas. Se espera que la simulación entregue resultados simétricos, es decir esfuerzos y deformaciones máximos se deberían generar en el centro del cerebro, sin embargo, se producen en un costado. Estas diferencias son ocasionadas por tratarse de simulaciones numéricas, a pesar de esta situación y al observar la distribución de esfuerzos y deformaciones, puede notarse que las diferencias son mínimas y tienden a una simetría notable. Esta última conclusión esta basada en la tonalidad de colores que preseta cada hemisferio.

5.3.3. Craneotomía Frontal

Modelo Elástico

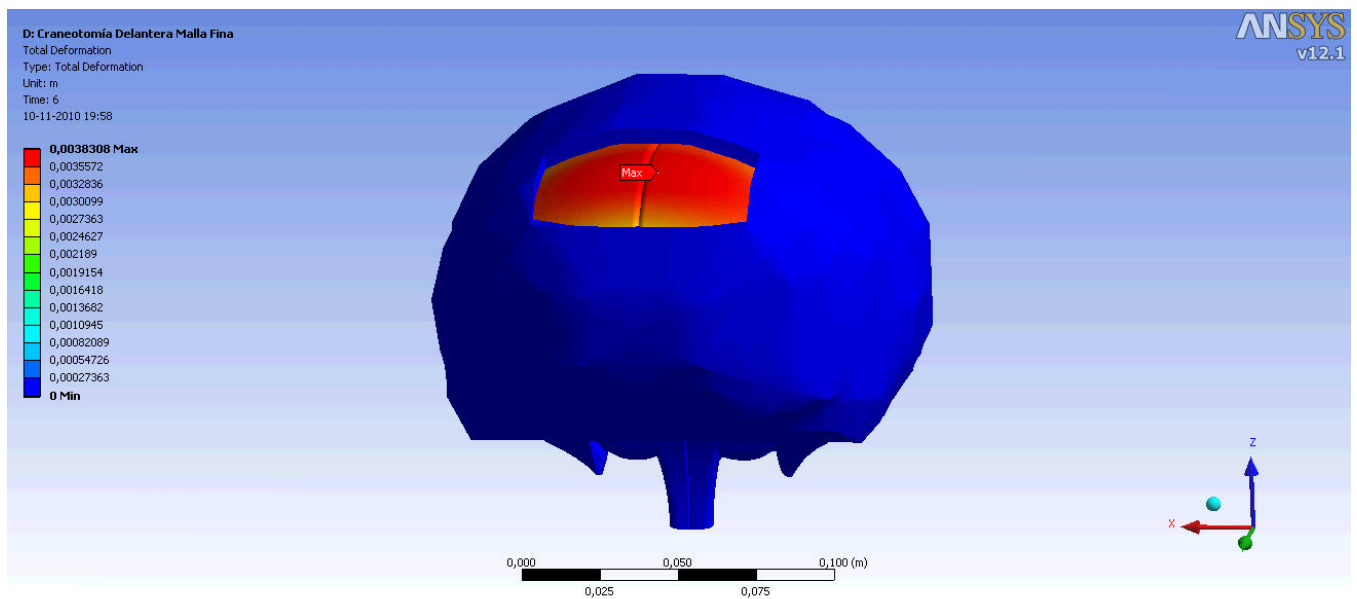


Figura 5.26: Desplazamiento del tejido para craneotomía frontal, modelo elástico

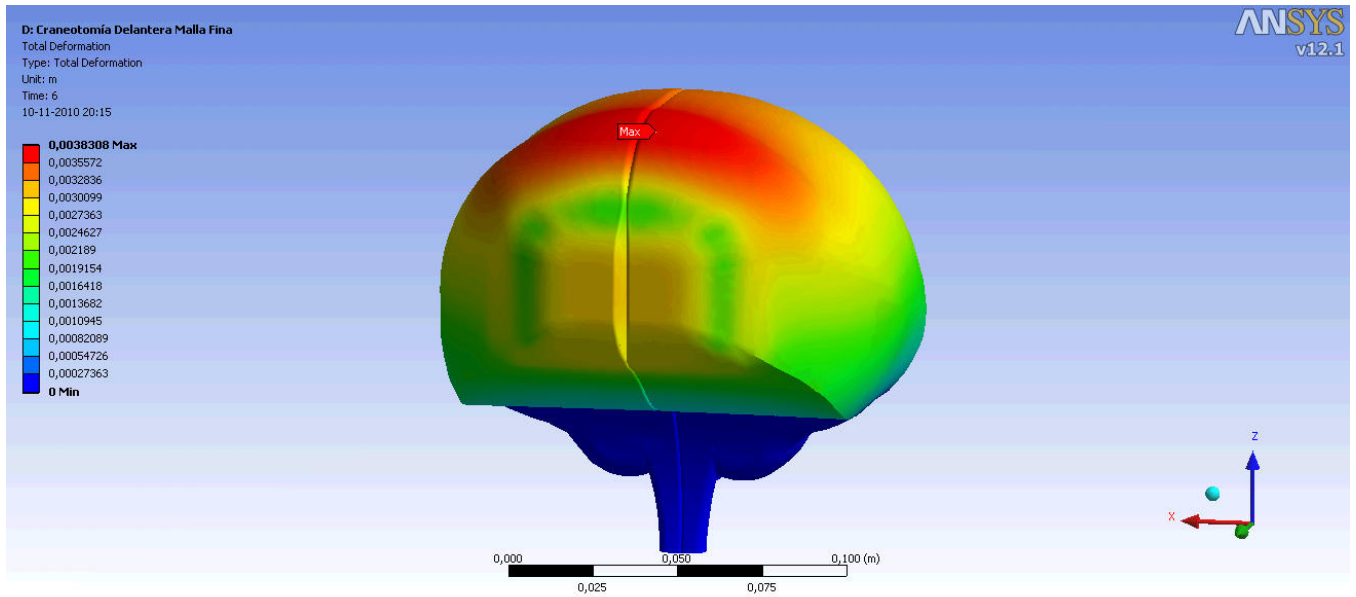


Figura 5.27: Desplazamiento del tejido para craneotomía frontal, modelo elástico

Modelo Hiperelástico

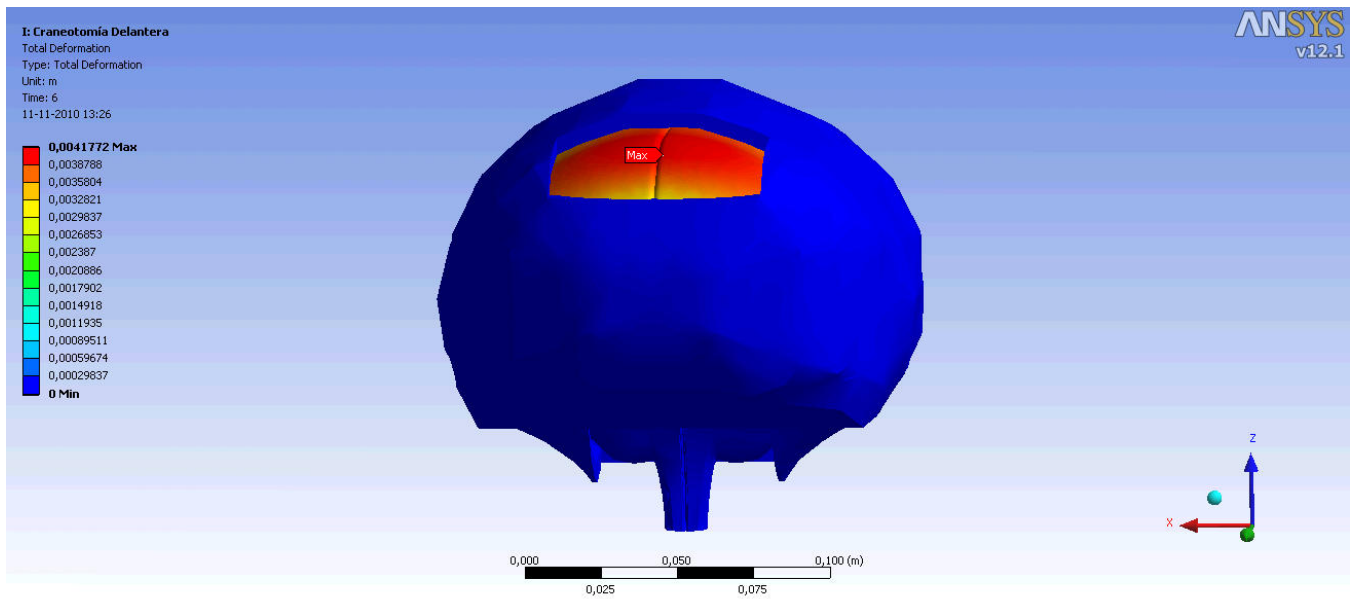


Figura 5.28: Desplazamiento del tejido para craneotomía frontal, modelo Ogden

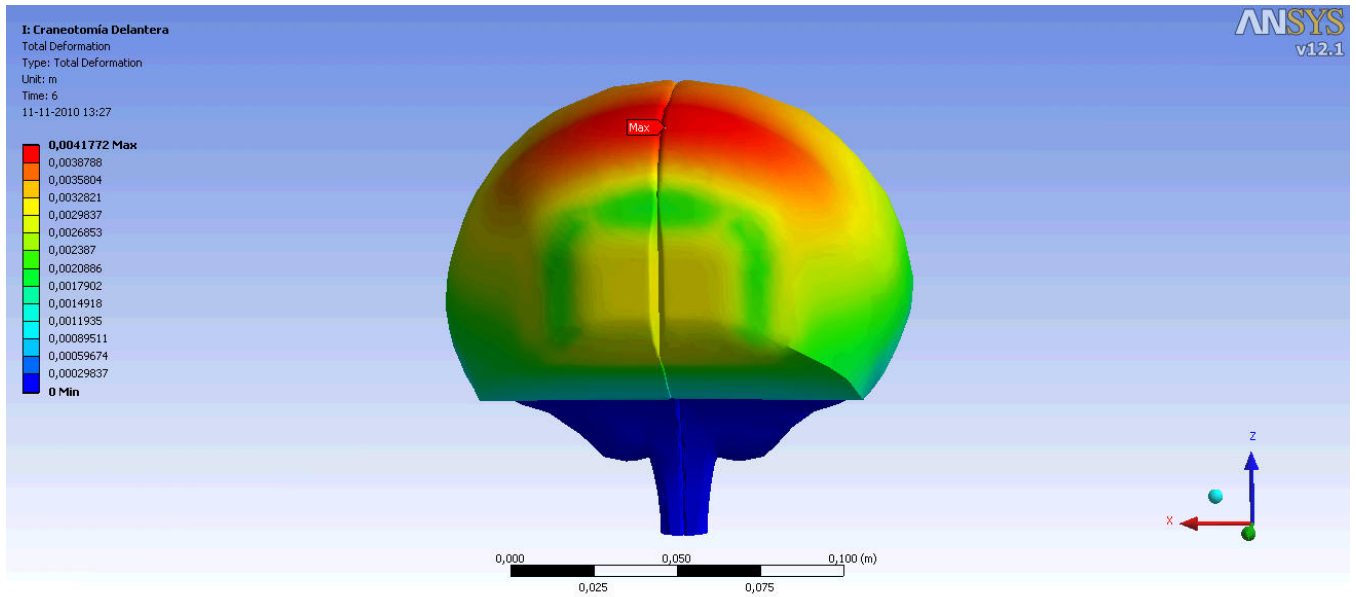


Figura 5.29: Desplazamiento del tejido para craneotomía frontal, modelo Ogden

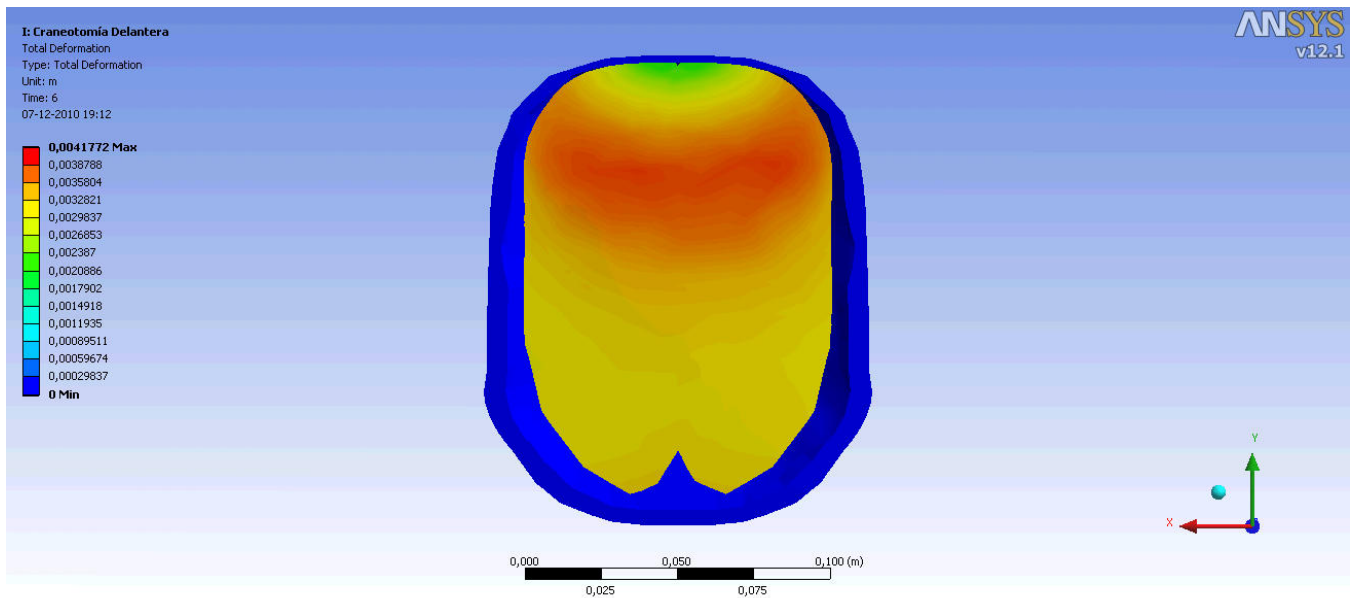


Figura 5.30: Vista en corte del desplazamiento del tejido para craneotomía frontal, modelo Ogden

La craneotomía frontal presenta resultados consistentes para el modelo elástico e hiperelástico. Para ambos casos el desplazamiento se genera en la zona del lóbulo frontal y en el eje de simetría del cerebro. En el caso elástico se observa un desplazamiento máximo de 3,83 [mm] (figura 5.27) generado en el eje que divide ambos

hemisferios, situación similar se produce para el caso hiperelástico de la figura 5.29, donde el desplazamiento máximo registrado es de 4,17[mm]. La simetría de resultados de desplazamiento para ambos casos es significativa, lo que hace prever situación similar para esfuerzos y deformaciones.

La deformación equivalente para el modelo elástico registra un valor máximo de 59,31 %. Al observar la figura A.48 se distingue simetría con respecto al eje de los hemisferios. El valor máximo de la deformación principal es 56,49 %, la distribución y el máximo pueden observarse en la figura A.49. La deformación máxima equivalente en el modelo hiperelástico se presenta en el eje de simetría y en la zona delantera del lóbulo frontal. La tonalidad de verdes indica contacto entre el tejido y el cráneo. Esta situación también se observa en el modelo elástico, sin embargo, la mayor deformación se produce en la interfaz de la médula con el tejido cerebral y por eso sólo se detalla esta zona. La máxima deformación equivalente hiperelástica alcanza un valor de 23,36 %, para un mayor detalle ver la figura A.54. La deformación máxima principal observada en la figura A.55 tiene un valor de 19,84 % y a diferencia de la deformación equivalente se presenta en la zona inferior de la interfaz médula-tejido cerebral.

Los esfuerzos son generados por el contacto producido entre el cráneo y el cerebro. La parte frontal del cerebro presenta los mayores esfuerzos al igual que la zona inferior. En el caso elástico los esfuerzos equivalentes se mantienen en un rango entre -15.000 [Pa] y 14.591 [Pa], siendo este último valor el máximo. El máximo esfuerzo principal se produce en la misma zona que el equivalente. Las distintas tonalidades de verde, amarillo y rojo muestran los esfuerzos generados. Los esfuerzos equivalentes negativos dan cuenta del contacto de entre el cerebro y el cráneo. Ver figuras A.50 y A.52 para esfuerzos equivalentes y principales respectivamente. El caso hiperelástico resulta ser similar, ya que el esfuerzo equivalente toma valores desde 20 [Pa] hasta 10.000 [Pa]. El máximo alcanzado es de 10.049 [Pa]. La deformación principal tiene valores negativos de -5.500 [Pa] por el contacto compresivo de la zona frontal con el cráneo y alcanza un máximo de 10.880 en la interfaz médula-cerebro. Las figuras que representan el estado de esfuerzos son A.56 y A.58.

Capítulo 6

Análisis y Discusión

En este capítulo se analizan y discuten los resultados mostrados en el capítulo anterior. El objetivo principal es validar la metodología propuesta basándose en los resultados obtenidos.

6.1. Geometría CAD

La geometría del cerebro es generada a partir de una resonancia magnética de un paciente sano de 35 años. Al generar el modelo deformable, se utilizan todas las herramientas computacionales de dibujo y diseño con el fin de otorgar características similares al de un cerebro real. El modelo presenta similitudes morfológicas de gran calidad con el cerebro humano, sin embargo, también presenta algunas simplificaciones. Una de estas simplificaciones es la ausencia de relieves en la superficie del cerebro, asimismo están ausentes las estructuras más pequeñas como venas y arterias.

La precisión para cuantificar los desplazamientos depende en alguna medida de la calidad del modelo utilizado en las simulaciones. Para este caso, el modelo es satisfactorio pero se debe considerar que los desplazamientos no son totalmente exactos, debido a la ausencia de relieves que interactúan durante el estado transiente de deformación. La imprecisión asociada a la simplicidad del modelo CAD y particularmente a la carencia de los relieves característicos del tejido superficial, resulta imposible de cuantificar, sin embargo, la interacción no considerada entre estas estructuras, produce un error mayormente asociado al desplazamiento. Las deformaciones y esfuerzos también se ven afectados por las simplificaciones pero la variación de estas cantidades no representa un riesgo durante el procedimiento quirúrgico para el paciente, ya que probablemente varían en una medida menor y no generan imprecisión. La generación manual de la geometría, surge para satisfacer la necesidad de un modelo adaptable a las exigencias de los programas de simulación computacional. Si bien se intentó utilizar imágenes extraídas de resonancias magnéticas y posteriormente procesarlas por un software médico para crear un modelo deformable, el resultado siempre fue negativo al generar la importación e intentar simular. Por la situación explicada anteriormente es que se decide generar una geometría simplificada pero a la vez fiel a la morfología del cerebro.

6.2. Condiciones de Borde

Las condiciones de borde son ampliamente estudiadas en la primera sección del capítulo de resultados. Los autores de los artículos científicos recopilados, aconsejan un empotramiento de la médula para fijar el cerebro. Esta condición es la asignada al modelo, sin embargo, es necesario realizar casos de estudio para comprender las diferencias entre las formas de empotrar. Si bien la médula es sólo un cilindro, es importante reconocer que se puede empotrar una cara, como el caso i y ii, o bien todas las caras que componen a este cilindro, situación observada en el caso iii. A pesar de existir diferencias entre un caso y otro, los resultados son similares. La elección de empotrar toda las caras de la médula se basa en la anatomía humana, en la cual los huesos que componen las vertebra restringen el movimiento en todo grado de libertad. La condición de borde se observa en la figuras 4.28. También se muestra el detalle de cada craneotomía en las figuras 4.41, 4.44 y 4.47.

Al finalizar esta primera instancia de estudio, queda definida la condición de borde de fijación, sin embargo, aún queda determinar la condición que simula la apertura craneal. Esta condición es estudiada a lo largo de toda la memoria, no sólo en la sección 5.1 y puede ser considerada válida con los resultados obtenidos en cada una de las etapas posteriores.

La condición de presión negativa impuesta sobre una parte del sólido, surge como posibilidad simple pero efectiva para simular el fenómeno de Brain Shift. Lo que ocurre durante una neurocirugía es una variación de presión en una zona indeterminada pero aproximada a la zona de la craneotomía. Este efecto es producto de pérdida de líquido cefalorraquídeo, pérdida de sangre, descompresión de los tejidos superficiales entre otros. Cualquier modelación incorpora diversos supuestos con el objetivo de simplificar una situación y convertirla en un problema factible de resolver, en este caso la simplificación es suponer la existencia de una presión intracraneal y una presión atmosférica, cuyas diferencias es la generadora del Brain Shift.

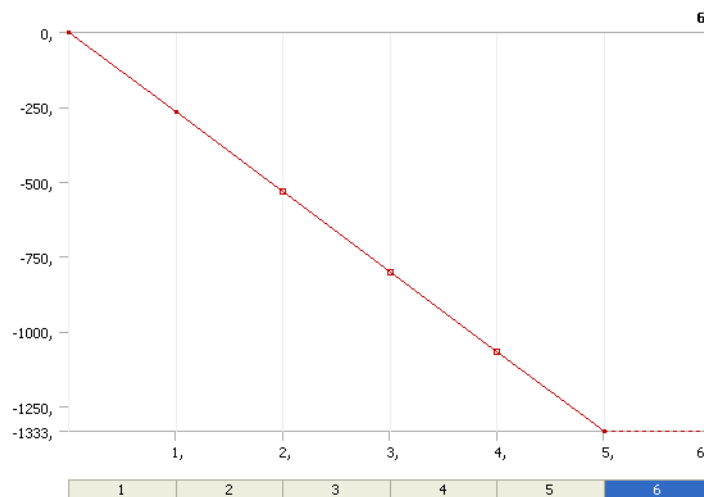


Figura 6.1: Condición de presión aplicada en el tiempo

6.3. Modelo de Sólido

En la etapa de estudio del modelo de sólido, se busca definir que tipo de material se comporta mejor para la geometría y condiciones de borde definidas en los procesos anteriores. Se ha dicho que los resultados del modelo elástico son una base para los otros modelos, sin embargo, los resultados para este caso no son del todo confiables, en particular en lo referido a deformaciones. Al observar los resultados para el caso elástico, los desplazamientos se comportan y se encuentran en un rango normal, una situación similar se produce para los esfuerzos. Las deformaciones tienen una clara divergencia en el modelo elástico, ya que en un punto la deformación equivalente toma un valor máximo de 150 %. Resultados de este tipo genera dudas y por ende la necesidad de estudiar un nuevo modelo hiperelástico. Para definir un modelo óptimo se estudian los materiales tipo Neo-Hooke, Ogden y Mooney Rivlin. Para cada modelo hiperelástico los desplazamientos, esfuerzos y deformaciones se encuentran en rangos similares. Los parámetros medidos en cada uno estos casos son:

- Desplazamiento.
- Esfuerzo equivalente.
- Deformación equivalente.

El primer modelo en estudio es Neo-Hooke, sus resultados son satisfactorios, sin embargo, es la primera iteración en la búsqueda del óptimo. Luego se estudia Ogden de primer, segundo y tercer orden. Ogden presenta una forma de energía de deformación compleja, cuyas variables se encuentran como exponente en la elongación principal. Esto implica un alto consumo de recursos computacionales pero su capacidad para acoplarse al comportamiento del sólido lo distingue por sobre otros. Es importante destacar que para Ogden de orden dos y tres, la convergencia es casi absoluta en cada uno de los parámetros medidos.

Finalmente se itera con Mooney Rivlin de dos y cinco parámetros. Los desplazamientos se ubican en la misma zona para ambos modelos, sin embargo, no demuestran una clara convergencia. La deformación equivalente también presenta diferencias, en este caso la deformación del modelo de dos parámetros es inferior en un 20 % al modelo de cinco parámetros.

Los esfuerzos equivalentes resultan estar en rangos similares al compararlos con los otros modelos hiperelásticos. Sin embargo, entre el modelo de dos y cinco parámetros la diferencia es notable. Mooney Rivlin de cinco parámetros triplica el esfuerzo en el modelo de dos parámetros.

Con los antecedentes presentados anteriormente y tomando como referencia lo estudiado en los artículos científicos se decide utilizar el modelo de Ogden de 2° orden. Su convergencia con el modelo de 3° orden es casi total y es el preferido entre los investigadores. Es importante destacar que los modelo más simples como Neo-Hooke, Ogden 1° orden y Mooney Rivlin 2 parámetros registran resultados muy similares entre ellos, al igual que los

modelo más complejos o de orden mayor. Al analizar esta última situación, se observa que los resultados coinciden de un material a otro cuando la cantidad de constantes que conforman al modelo es similar, por ejemplo; Ogden 2° orden y Mooney Rivlin de cinco parámetros tienen cuatro y cinco constantes respectivamente; Ogden 1°orden, Mooney Rivlin de dos parámetros y Neo-Hooke tienen dos constantes cada uno. El motivo de resultados similares para los modelos nombrados proviene del ajuste de curva. Cada tipo de material tiene una curva que es parametrizada con el ajuste, por lo general estas curvas pueden ser polinomios de algún orden, series de Fourier o funciones trigonométricas. Una vez que se tienen los datos experimentales de esfuerzo y deformación, comienza un proceso iterativo de minimización del error, es decir se minimiza cada vez más la distancia entre datos experimentales y teóricos obtenidos por la función. Como la cantidad de constantes de la función a parametrizar (polinomio, trigonométrica, Fourier) es similar de un tipo de material a otro, entonces los resultados deben tender a ser similares y eso es lo que ocurre en estos casos.

Tabla 6.1: Resultados para modelos con similar número de parámetros

	Ogden 2°	Ogden 3°	Mooney Rivlin 5
Desplazamiento [mm]	9,0894	9,0667	7,935
Max Equivalent Strain [%]	32,754	33,042	39,935
Max Equivalent Stress [Pa]	47.729	46.639	56.375

Tabla 6.2: Resultados para modelos con similar número de parámetros

	Neo-Hooke	Ogden 1°	Mooney Rivlin 2
Desplazamiento [mm]	8,631	8,625	8,63
Max Equivalent Strain [%]	47,715	47,919	47,7
Max Equivalent Stress [Pa]	16.920	16.401	16.880

6.4. Metodología y Supuestos

La metodología utilizada en mecánica computacional de fenómenos como el estudiado en el presenta tema de memoria, requiere ser validada para asegurar que los resultados representan fielmente lo que ocurre en la realidad. En toda simulación computacional deben realizarse algunos supuestos que simplifiquen el problema y permitan llevarlo a simular. Para este caso existen cuatro supuestos importantes:

1. Geometría CAD.
2. Condiciones de borde.
3. Efectos viscoelásticos.
4. Datos de esfuerzo y deformación.

La geometría CAD tiene simplificaciones en su forma, sin embargo, la morfología presenta gran similitud con la realidad. Esto permite obtener resultados confiables aún cuando existe pérdida menor de precisión. Se explica

extensamente el tema en la sección 6.1.

Las condiciones de borde también son supuestos que simplifican el problema, sin embargo, permiten simular el fenómeno de una forma aproximada a la realidad. Sin este tipo de simplificaciones en los diversos fenómenos estudiados, la modelación es imposible, por ende, es necesario sacrificar la exactitud en la naturaleza del fenómeno con el objetivo de lograr resultados adecuados. A modo de conclusión, es necesario realizar simplificaciones que permitan llevar el fenómeno al computador sin sacrificar la fidelidad de los resultados

En la simulación computacional, el fenómeno de Brain Shift se produce por una condición de presión aplicada en una zona del cerebro expuesta a la atmósfera. En la realidad, el fenómeno es producto de diversos factores, el más influyente es el cambio de presión ocasionado por la liberación de líquido y sangre al exterior del cráneo. Determinar la zona expuesta a la presión atmosférica y la pérdida de líquido cefalorraquídeo es prácticamente imposible. Por ello, es necesario definir un sector del cerebro asociado a la apertura craneal para someterlo a la diferencia de presión. Ignorar la interacción fluido-estructura del cerebro inmerso en el líquido es una simplificación menor, ya que limita el desplazamiento del tejido cerebral alejado de la zona de craneotomía. Otra consideración son los vasos, arterias y venas localizadas en el cerebro, la interacción mutua es despreciada en estructuras menores. Finalmente es posible que disminuya el volumen del cerebro al producirse pérdida del líquido cefalorraquídeo, esta situación no es considerada por su casi nula ingerencia en los resultados.

La viscosidad es una propiedad temporal de algunos materiales. Se basa en que los esfuerzos dependen de la deformación y de la variación de esta en el tiempo. Por ejemplo, para un material viscoelástico se puede estar aplicando un esfuerzo tal que la deformación aumenta de forma lineal, sin embargo, al alcanzar cierta deformación esta aumenta aceleradamente con el esfuerzo, por ende los esfuerzos son menores para causar la misma deformación. Es importante mencionar que mientras el sólido se encuentre en el rango elástico al eliminar el esfuerzo se regresa al estado basal sin dejar deformación, sin embargo, al sobrepasar el límite comienza la deformación permanente.

Para la modelación del Brain Shift no se consideran los efectos viscoelásticos, la razón radica en la imposibilidad de determinar las constantes adecuadas. La muestra utilizada para extraer los datos de esfuerzo-deformación es materia gris proveniente del lóbulo parietal. Las constantes viscosas para materia gris presentan inconsistencias en la bibliografía estudiada y en la mayoría de los casos no son determinadas por parte de los autores.

Finalmente es apropiado recordar que los datos utilizados en los ajuste de curva para cada tipo de material, provienen de una muestra de materia gris extraída del lóbulo parietal. Los diversos autores suelen hacer ensayos de esfuerzo y deformación para materia gris y materia blanca por separado para cuantificar sus propiedades mecánicas. Si bien el cerebro es un sólido compuesto por ambos materiales, las propiedades de estos son bastantes similares y puede ser considerado isotrópico. La elección de materia gris, como fuente de datos, está basada en el mayor porcentaje de este material en el cerebro y por ende es más representativo seleccionarlo como referencia.

Los cuatro supuestos nombrados establecen un algoritmo numérico y computacional para simular el Brain Shift. En la medida que avance la investigación en temas relacionados con el fenómeno, las aproximaciones pueden ser mejoradas hasta lograr simulaciones sin supuestos y que sean reflejo de la realidad.

6.5. Simulación de Craneotomías

Para llegar a este punto se realizan diversos estudios, primero las condiciones de borde que interpretan de mejor forma el fenómeno y segundo la selección de un modelo de sólido. A partir de estos estudios es posible realizar las simulaciones de craneotomías. Los resultados para cada uno de los modelos y craneotomías se observan en las siguientes tablas:

Tabla 6.3: Resultados para craneotomía parietal

Craneotomía Parietal	Desp. Máx	Def. Máx. Eq	Def. Máx. Principal	Esf. Máx. Eq	Esf. Máx. Principal
Mod. Elástico	6,546 [mm]	102,222 [%]	98,513 [%]	25.145 [Pa]	40.670 [Pa]
Mod. Hiperelástico	7,271 [mm]	37,651 [%]	48,798 [%]	53.286 [Pa]	57.168 [Pa]

Tabla 6.4: Resultados para craneotomía posterior

Craneotomía Posterior	Desp. Máx	Def. Máx. Eq	Def. Máx. Principal	Esf. Máx. Eq	Esf. Máx. Principal
Mod. Elástico	10,766 [mm]	58,486 [%]	58,753 [%]	14.388 [Pa]	32.029 [Pa]
Mod. Hiperelástico	12,341 [mm]	31,772 [%]	40,602 [%]	38.073 [Pa]	41.139 [Pa]

Tabla 6.5: Resultados para craneotomía frontal

Craneotomía Frontal	Desp. Máx	Def. Máx. Eq	Def. Máx. Principal	Esf. Máx. Eq	Esf. Máx. Principal
Mod. Elástico	3,83 [mm]	59,313 [%]	56,494 [%]	14.591 [Pa]	14.651 [Pa]
Mod. Hiperelástico	4,177 [mm]	23,363 [%]	19,841 [%]	10.049 [Pa]	10.880 [Pa]

Los resultados son mostrados en las tablas anteriores para una mejor comparación de los dos modelos en estudio. La primera observación es la inconsistencia de resultados entre el modelo elástico e hiperelástico, si bien estas diferencias son notables, es importante destacar que son producto de divergencias puntuales del modelo elástico. En general, la divergencia de resultados se produce en las deformaciones, basta observar las figuras de deformación equivalente y principal para cada craneotomía con elasticidad lineal. El motivo principal son las grandes deformaciones que se producen en las zonas analizadas en el capítulo de resultados. La elasticidad lineal supone pequeñas deformaciones, es decir aquellas que no superan un 10 %, sin embargo, en las craneotomías estudiadas existen zonas de grandes deformaciones. Esto último contrasta con las pequeñas deformaciones de un modelo elástico, generando divergencias puntuales. Los modelos hiperelásticos se basan en grandes deformaciones, por lo tanto no presentan problemas de divergencias en las zonas analizadas aunque si registran su máxima deformación.

Si se observan las figuras de desplazamiento, esfuerzo y deformación, se registran rangos similares para cada una de estos valores. Mas allá de las divergencias discutidas, existe consistencia en los resultados de modelos

elásticos e hiperelásticos. Sin embargo, y como se ha discutido anteriormente, la predilección del modelo de sólido de Ogden para simular craneotomías se basa en las diferencias ya discutidas.

En las figuras de desplazamiento, las tonalidades rojas y naranjas registran los desplazamientos de mayor magnitud. Las tonalidades azules y celestes se registran en zonas cercanas a la médula espinal, estos colores identifican zonas de menor desplazamiento ocasionadas por el empotramiento de la médula. En cada una de las craneotomías, el máximo desplazamiento se origina en la superficie del cerebro, resultado concordante con investigaciones y mediciones reales del fenómeno. Consistente a lo antes descrito, los resultados numéricos se encuentran en el rango de los desplazamientos medidos y calculados por investigadores, sin embargo, no se tienen estudios de craneotomías bajo la misma condición con el objetivo de compararlos.

Las deformaciones, tanto principales como equivalentes, se producen en zonas similares para cada una de las craneotomías. También coinciden en ubicación con las deformaciones registradas en la etapa de estudio del modelo de sólido. Las deformaciones son los resultados que presentan la mayor diferencia entre el modelo elástico e hiperelástico. La fuente de estas diferencias ya ha sido discutida. Es importante mencionar que las deformaciones elásticas presentan una mayor magnitud, sin embargo, no escapan (a excepción de algunas divergencias) de los valores que también se observan en las deformaciones hiperelásticas. Las tonalidades verdes distinguen en este tópico, siempre generándose en la interfaz médula y cerebro. El máximo de la deformación (equivalente y principal) por lo general se alcanza en un borde de la interfaz. Este último resultado se observa repetidas veces.

Las tonalidades de los esfuerzos son variadas debido al uso de escala logarítmica, sin embargo, se puede decir que en esfuerzos equivalentes no existen valores negativos porque no distingue dirección de la fuerza sólo magnitud, al contrario del esfuerzo principal máximo que en tonalidades azules y celestes muestra la compresión generada por el contacto cerebro y cráneo. Los esfuerzos presentan algunas diferencias importantes de un modelo de sólido a otro, en particular el caso de la craneotomía posterior, donde el esfuerzo equivalente para la simulación hiperelástica es el doble que para el modelo lineal, sin embargo este es el único caso cuya diferencia es notable.

Los resultados de cada una de las craneotomías simuladas son satisfactorios por diversas razones, en primer lugar presentan consistencia de un modelo a otro (elástico e hiperelástico), a excepción de divergencias puntuales causadas por la utilización de un modelo elástico en un fenómeno de grandes deformaciones. Como segundo punto, los valores de desplazamiento coinciden con los registrados por investigadores, tanto en simulaciones como en la realidad del quirófano. El desplazamiento generado en la superficie del cerebro, es sin duda el tópico de mayor importancia, por eso su consistencia resulta de gran valor para los investigadores. El tercer punto a considerar es la cantidad de simulaciones realizadas, donde los resultados son consistentes incluso en las diferentes etapas de estudio.

A pesar que una craneotomía siempre es dependiente de las condiciones del paciente, tanto fisiológicas como médicas, a continuación se muestra una comparación entre los resultados obtenidos en las simulaciones y los registrados y calculados por investigadores.

Tabla 6.6: Comparación de resultados obtenidos y registrados para craneotomía parietal

Fast and Adaptive FE approach for Modeling B. Shift	Simulación 1	Simulación 2	Simulación 3	Promedio
Máx. desp. corteza cerebral craneotomía parietal [mm]	6,3	9,8	10,5	8,87
Máx. desp. corteza cerebral craneotomía parietal (Ansys) [mm]	7,3	7,3	7,3	7,3
Error	16 %	-26 %	-30 %	-18 %

Tabla 6.7: Comparación de resultados obtenidos y registrados para craneotomía posterior

Robust Non Rigid Registration to Capture Brain Shift from Intra Operative MRI, simulación	Todos los pacientes
Desplazamiento máximo [mm]	13,18
Desplazamiento máximo registrado, craneotomía posterior Ansys [mm]	12,34
Error	-6 %

Se observan diferencias máximas de un 30 %, sin embargo, el promedio de error tiende a un 18 % en el caso de la craneotomía parietal y 6 % en craneotomía posterior. Se reitera que no es comparable una craneotomía con otra, sin embargo, los valores demuestran niveles de proximidad bastante aceptables, demostrando la validez del estudio.

6.6. Ansys y Adina

Los resultados obtenidos en Adina, satisfacen la necesidad del estudio de las condiciones de borde en geometrías simples, sin embargo, al complejizar la geometría para modelar el Brain Shift, el mallador del software es incapaz de generar elementos adaptables a la nueva configuración. Bajo esta condición, se generan elementos alargados que al deformarse originan divergencias que provocan errores en la matriz de rigidez del problema, es decir, se obtienen determinantes negativos. Al contrario de Adina, Ansys es capaz de mallar con elementos con alta capacidad de adaptación a la geometría, generando elementos más pequeños en aquellas zonas más complejas y evitando los elementos alargados.

Es necesario señalar, que a pesar de la capacidad de Ansys de generar un mallado con mayor adaptación a la geometría CAD, también se producen divergencias a causa de la deformación de algunos de los elementos, sin embargo, esta situación es producto de la utilización de un modelo sólido elástico lineal frente grandes deformaciones. Los resultados y la convergencia presentada por Ansys, privilegian el uso de este software por sobre Adina, sin embargo, resulta útil analizar los resultados bajo diversas perspectivas con el objetivo de eliminar posibles fuentes de error y configuraciones que conlleven a conclusiones erradas.

Capítulo 7

Conclusiones

En base a lo expuesto en este trabajo de título, es posible llegar a las siguientes conclusiones.

1. Se generó una geometría CAD adecuada para simular el Brain Shift. Si bien presenta algunas simplificaciones asociadas a la rugosidad presente en la superficie del cerebro, los resultados son satisfactorios y sirven como herramienta a la neurocirugía.
2. A través de modelos matemáticos y algoritmos computacionales se simuló el fenómeno de Brain Shift originado por la apertura del cráneo. El móvil del fenómeno es principalmente la presión atmosférica actuando sobre el tejido, también lo es la pérdida de líquido cefalorraquídeo y sangre.
3. Se simularon diferentes situaciones para lograr resultados satisfactorios, primero se hizo un estudio de las condiciones de borde y del modelo de material. Finalmente se simularon tres craneotomías.
4. A través del estudio de artículos científicos y simulaciones de casos simples, se seleccionaron las condiciones de borde que mejor representan el fenómeno de Brain Shift. En este estudio se definió un empotramiento sobre la médula espinal y una presión sobre la zona expuesta.
5. En lo referente a la condición de presión, la representación computacional de la apertura craneal, pérdida de líquido cefalorraquídeo y sangre, se logra a través de una diferencia de presión intracraneal (770 mmHg) menos atmosférica (760 mmHg).
6. A través del estudio y simulaciones de los modelos hiperelásticos, se seleccionó el modelo de Ogden de orden dos. Su convergencia combinada con el menor consumo de recursos lo hace un modelo poderoso para simular el Brain Shift. Las simulaciones con modelos elásticos no deben ser consideradas como herramienta de apoyo a la neurocirugía, si bien sus divergencias son puntuales los resultados con mejor comportamiento son los obtenidos con el modelo hiperelástico de Ogden.
7. Con éxito se realizaron simulaciones elásticas e hiperelásticas de las siguientes craneotomías:
 - a) Parietal.
 - b) Posterior.
 - c) Frontal.

Los resultados son satisfactorios ya presentan consistencia entre los modelos de material. Los resultados han sido comparados con los registrados en el quirófano y con los calculados en simulaciones por investigadores.

8. Gracias a las simulaciones anteriores es posible cuantificar el desplazamiento del tejido generado en la superficie del cerebro. Con ello es posible eliminar el error asociado al fenómeno. Los resultados sirven como una herramienta de apoyo a la neurocirugía.
9. También ha sido posible cuantificar los esfuerzos generados durante el Brain Shift, sin embargo, este registro es sólo científico y aún no tiene una aplicación directa en la neurocirugía asistida.
10. Las deformaciones también han sido cuantificadas, al igual que las deformaciones son un registro científico que podrá ser utilizado en aplicaciones futuras.
11. Se desarrolló una metodología para calcular desplazamientos, esfuerzos y deformaciones en el fenómeno de Brain Shift. Al seguir los pasos descritos en este proyecto de título, se pueden simular craneotomías específicas para un paciente. Para esto último es necesario un CAD representativo de la geometría del cerebro del individuo en cuestión.
12. En el marco del proceso de mejora continua, existen sugerencias para ser implementadas en futuros trabajos. El modelo de material hiperelástico puede ser mejorado al considerar los efectos viscosos del tejido cerebral. Para ello es necesario determinar sus constantes viscoelásticas y la variación de estas en el tiempo, luego pueden ser incorporadas al modelo a través de modificaciones del modelo matemático. Otra opción de mejora es la interacción de fluido con estructura (FSI) en el fenómeno. Resulta compleja la realización de este tópico debido a la gran cantidad de factores aleatorios asociados al derrame y contención del líquido. En general los investigadores privilegian los efectos viscosos sobre la FSI.

Apéndice A

Anexos

A.1. Datos de esfuerzo-deformación

Los datos de esfuerzo-deformación se obtuvieron de la curva extraída del artículo [14]. Con estos datos se realizó un ajuste de curva para cada uno de los modelos de sólidos hiperelásticos estudiados.

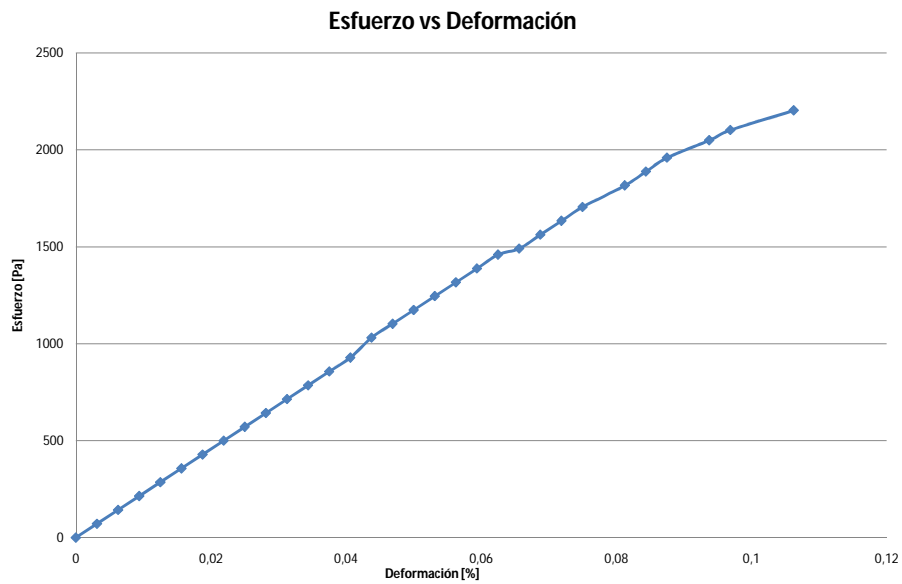


Figura A.1: Curva esfuerzo-deformación materia gris

Tabla A.1: Datos de esfuerzo-deformación materia gris

Strain [mm/mm]	Stress [Pa]
0	0
0,00313	71,4286
0,00625	142,8571
0,00938	214,2857
0,01250	285,7143
0,01563	357,1429
0,01875	428,5714
0,02188	500
0,02500	571,4286
0,02813	642,8571
0,03125	714,2857
0,03438	785,7143
0,03750	857,1429
0,04063	928,5714
0,04375	1031,4286
0,04688	1102,8571
0,05000	1174,2857
0,05313	1245,7143
0,05625	1317,1429
0,05938	1388,5714
0,06250	1460
0,06563	1491,4286
0,06875	1562,8571
0,07188	1634,2857
0,07500	1705,7143
0,08125	1817,1429
0,08438	1888,5714
0,08750	1960
0,09375	2031,4286
0,09688	2102,8571
0,10625	2204,2857
0,11250	2245,7143
0,11875	2317,1429
0,13438	2388,5714
0,13750	2388,5714
0,14375	2400

A.2. Caso i

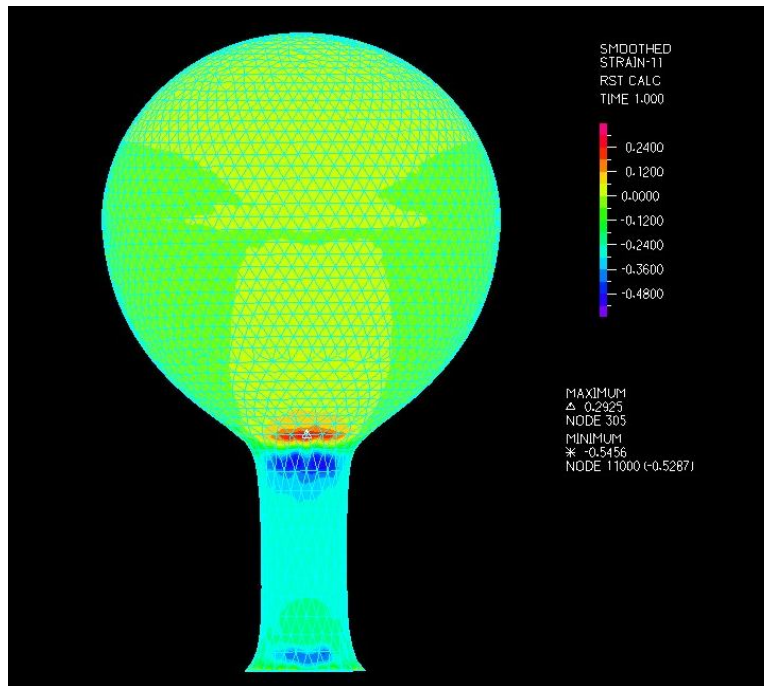


Figura A.2: Deformaciones para caso i

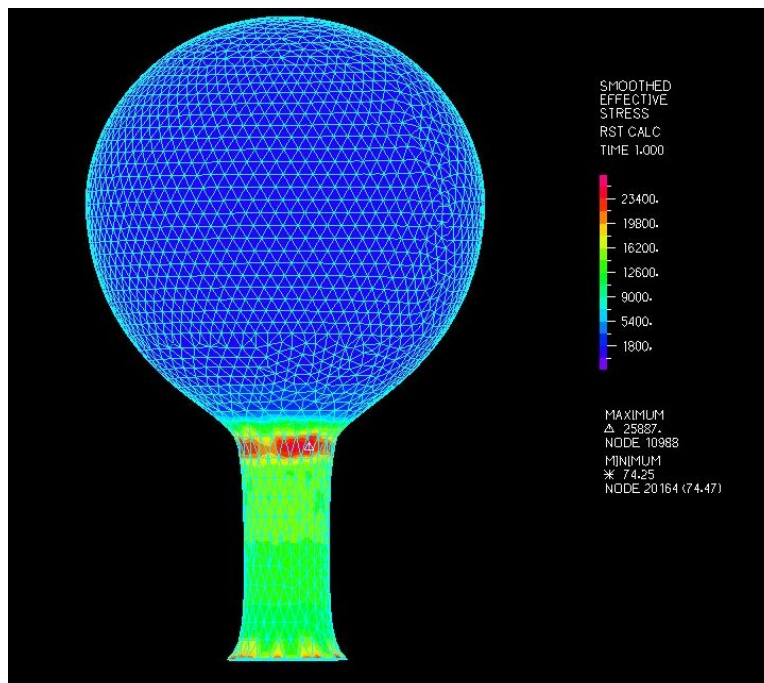


Figura A.3: Esfuerzos para caso i

A.3. Caso ii

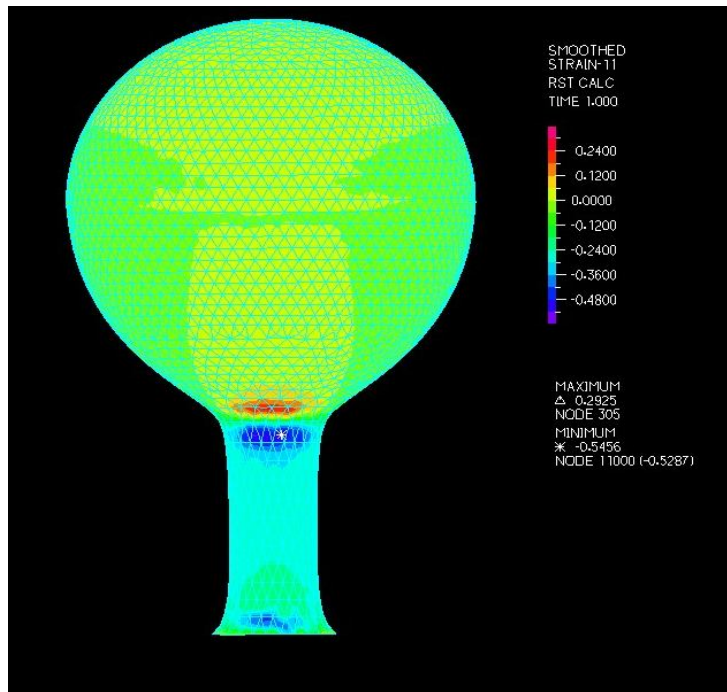


Figura A.4: Deformaciones para caso ii

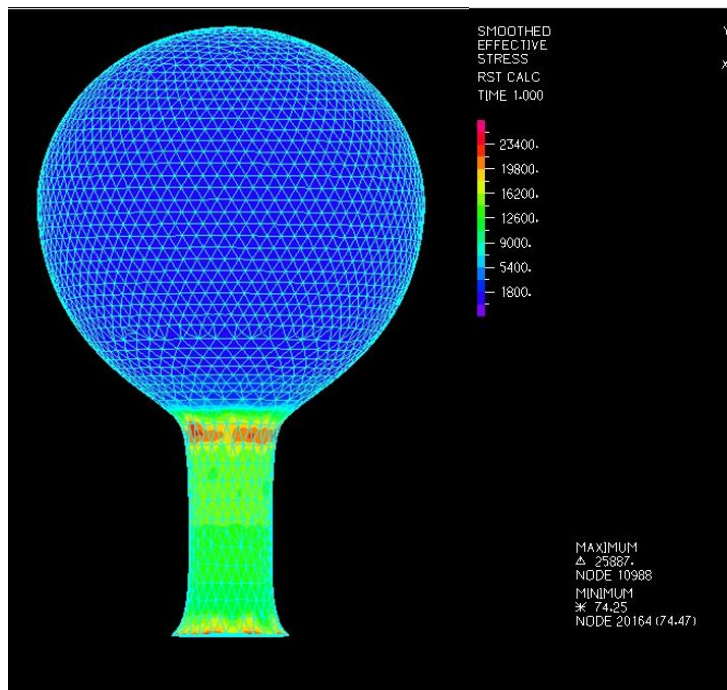


Figura A.5: Esfuerzos para caso ii

A.4. Caso iii

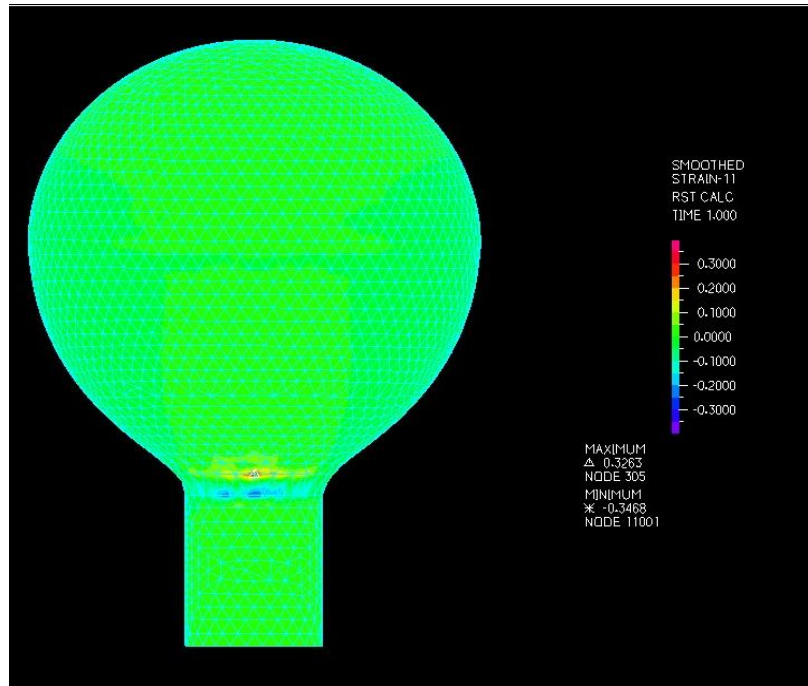


Figura A.6: Deformaciones para caso iii

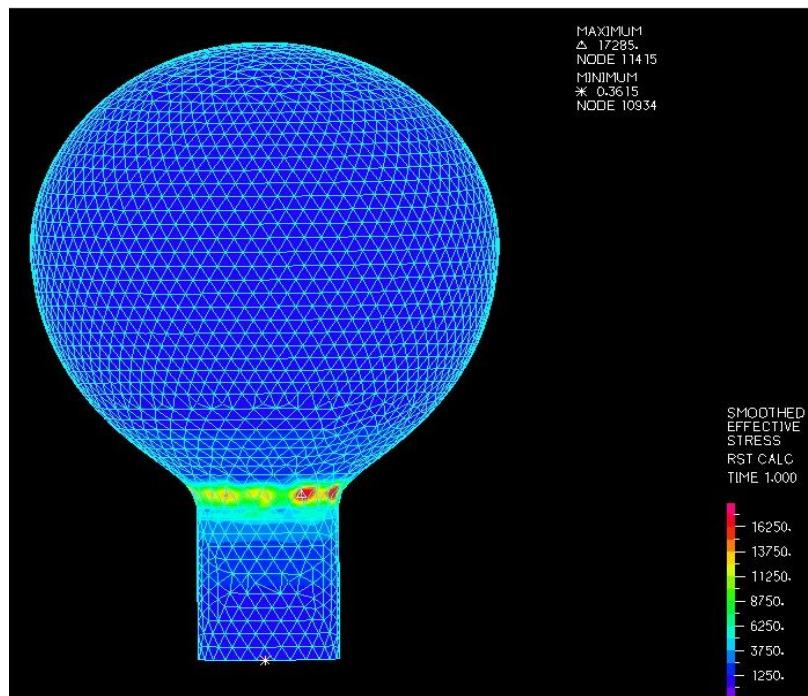


Figura A.7: Esfuerzos para caso ii

A.5. Caso iv

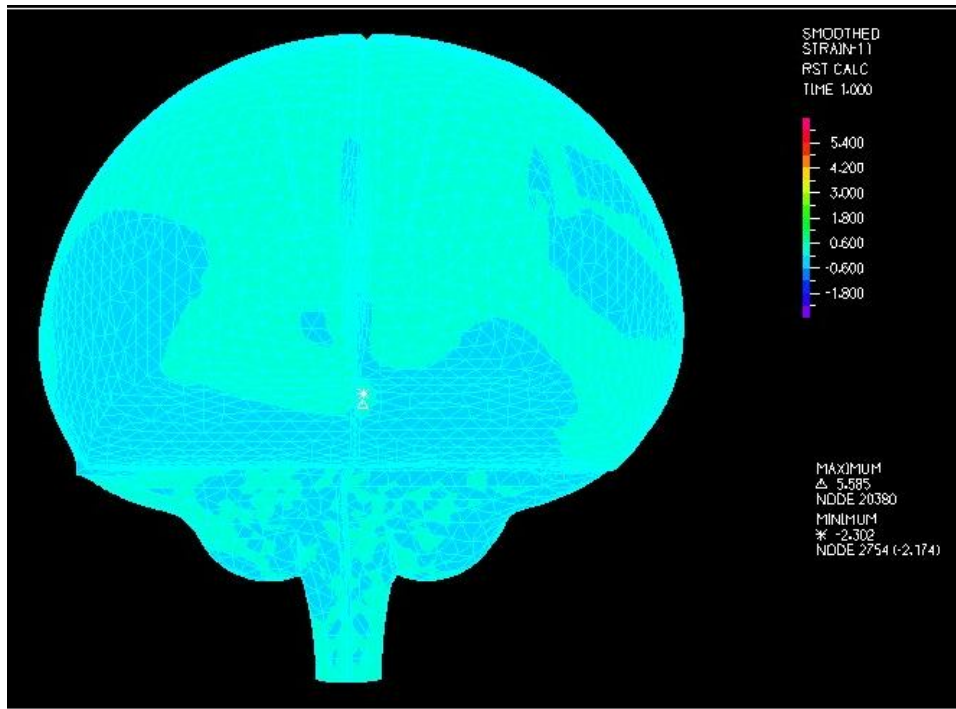


Figura A.8: Estado de deformación general

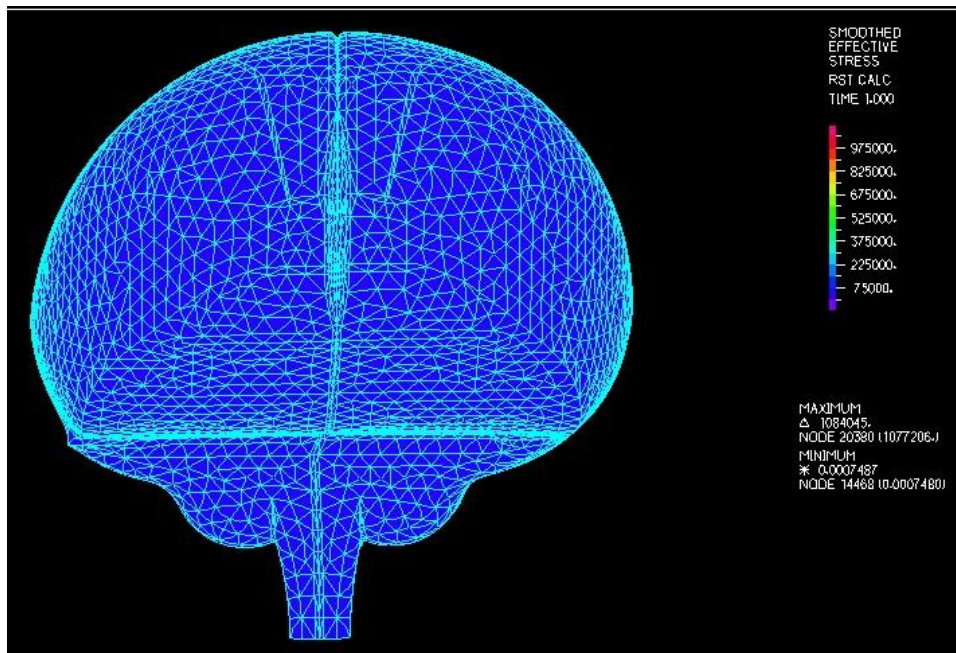


Figura A.9: Estado de esfuerzos general

A.6. Modelo de Sólido Elástico

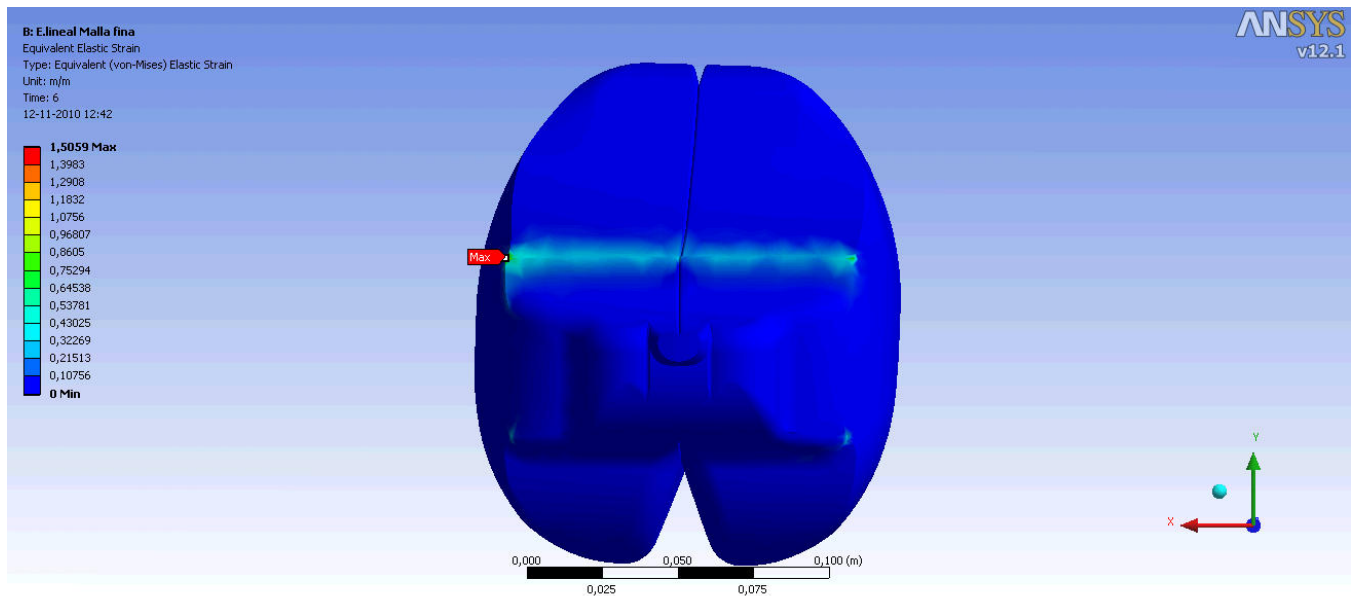


Figura A.10: Deformación máxima equivalente

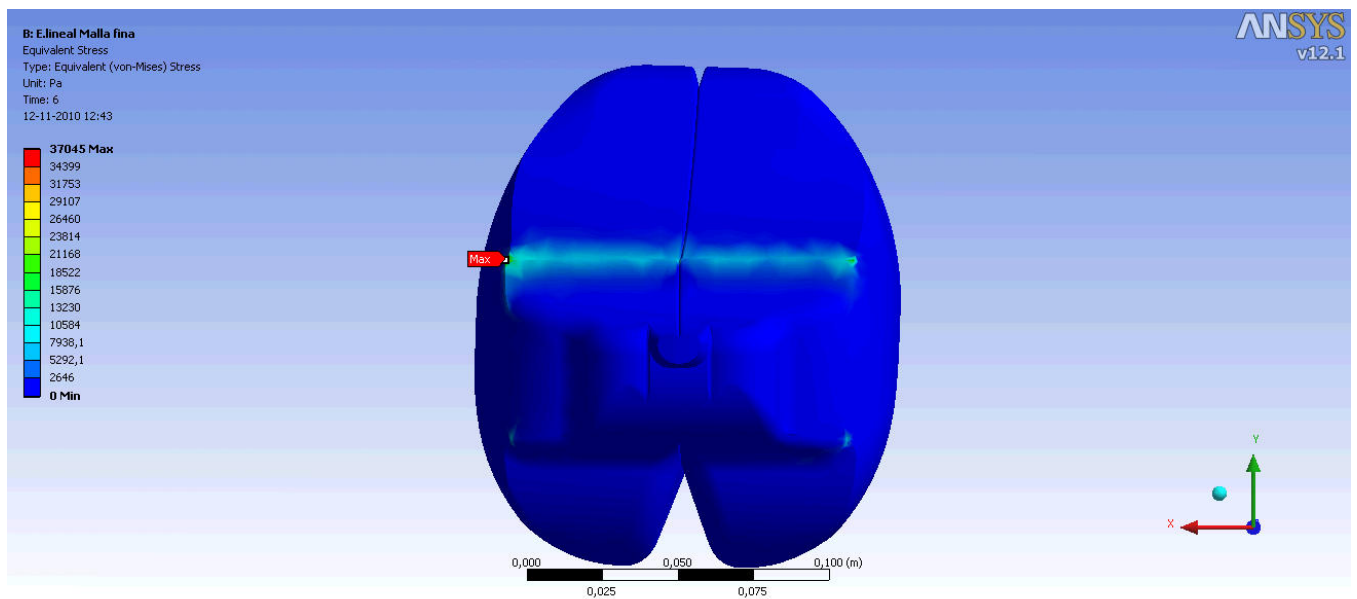


Figura A.11: Esfuerzo máximo equivalente

A.7. Modelo de Sólido Neo-Hooke

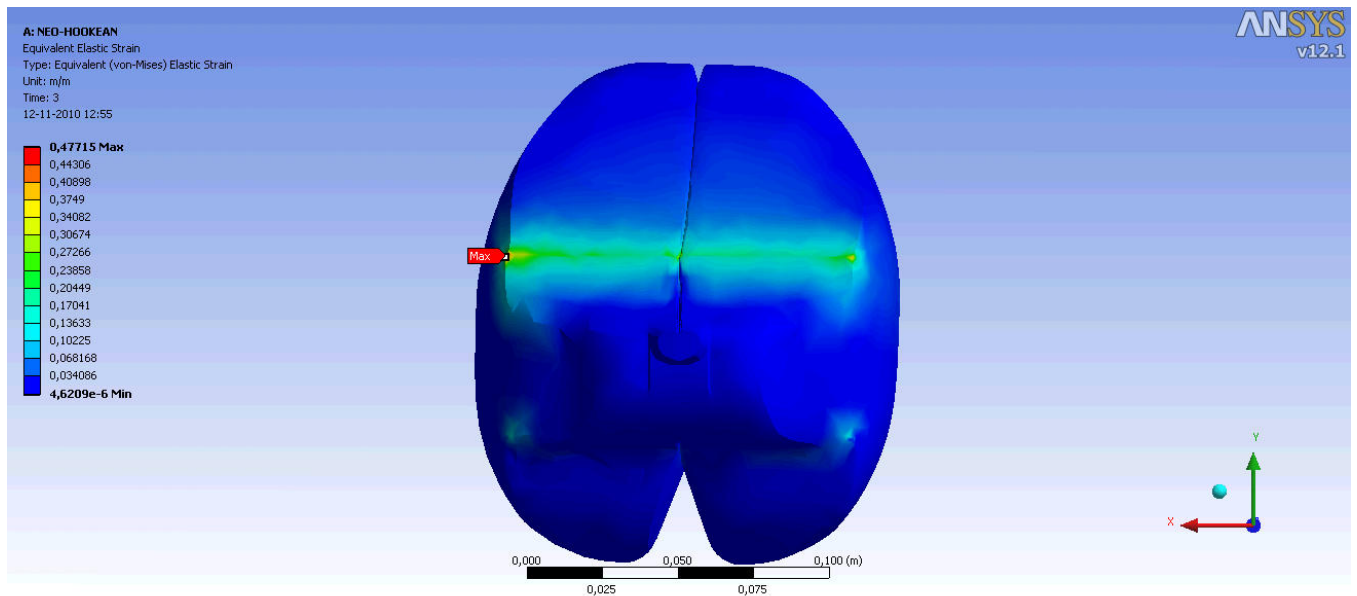


Figura A.12: Deformación máxima equivalente

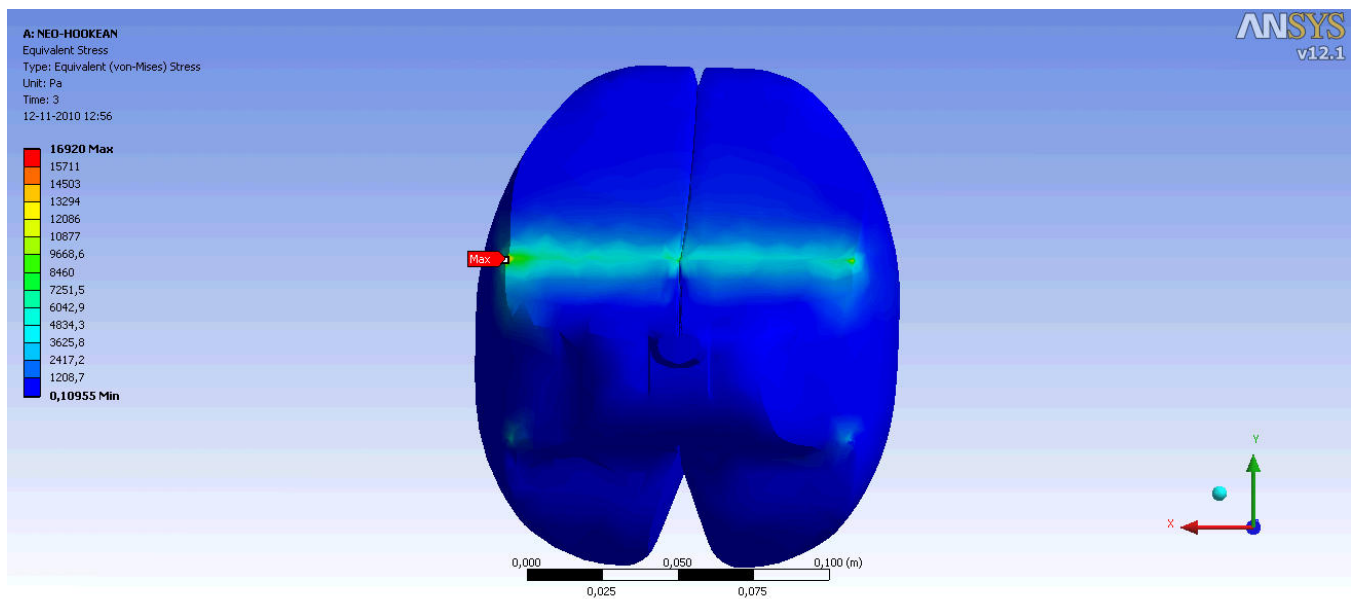


Figura A.13: Esfuerzo máximo equivalente

A.8. Modelo de Sólido Ogden 1° Orden

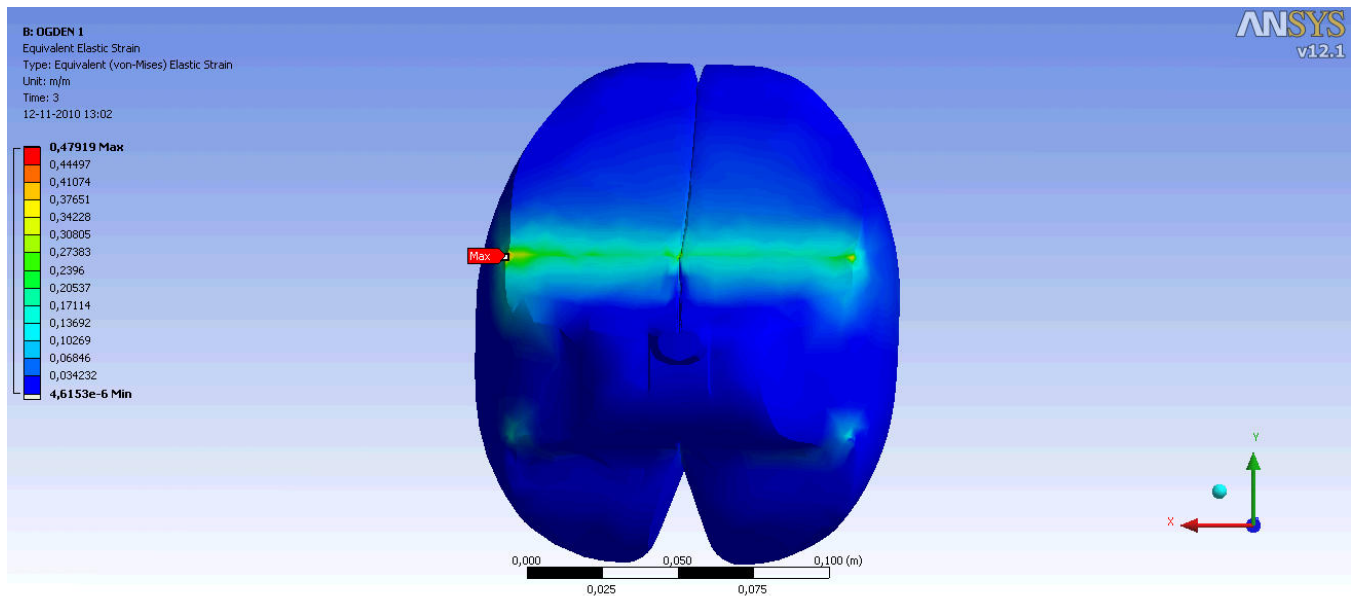


Figura A.14: Deformación máxima equivalente

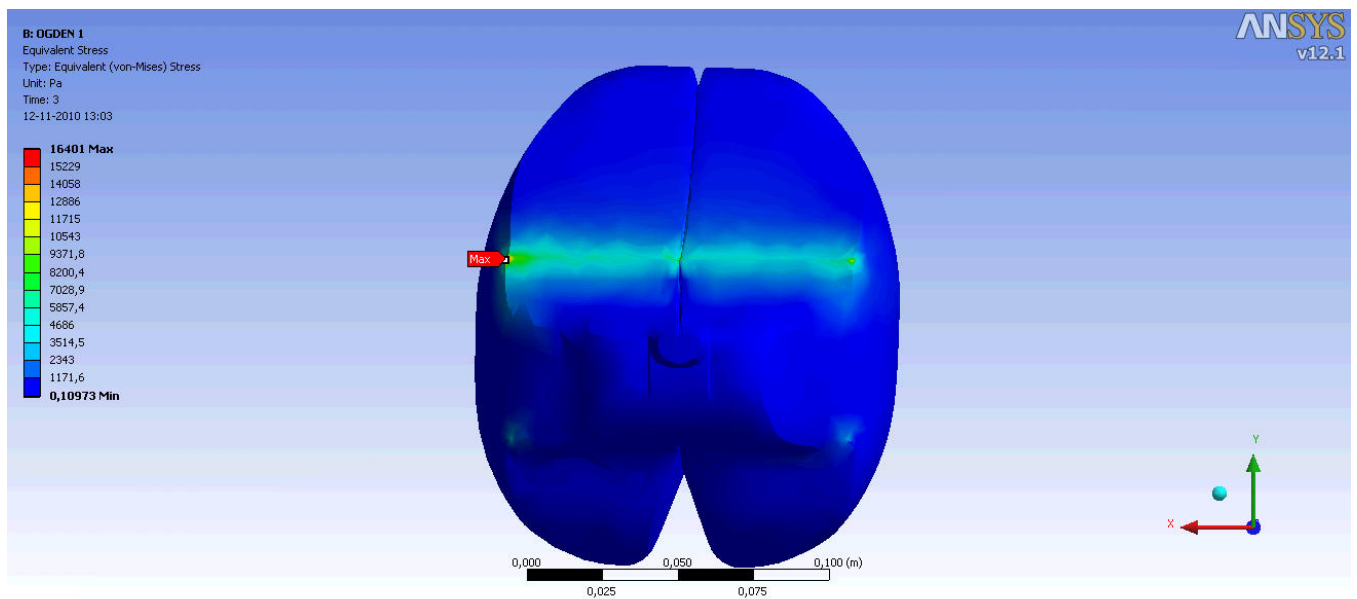


Figura A.15: Esfuerzo máximo equivalente

A.9. Modelo de Sólido Ogden 2° Orden

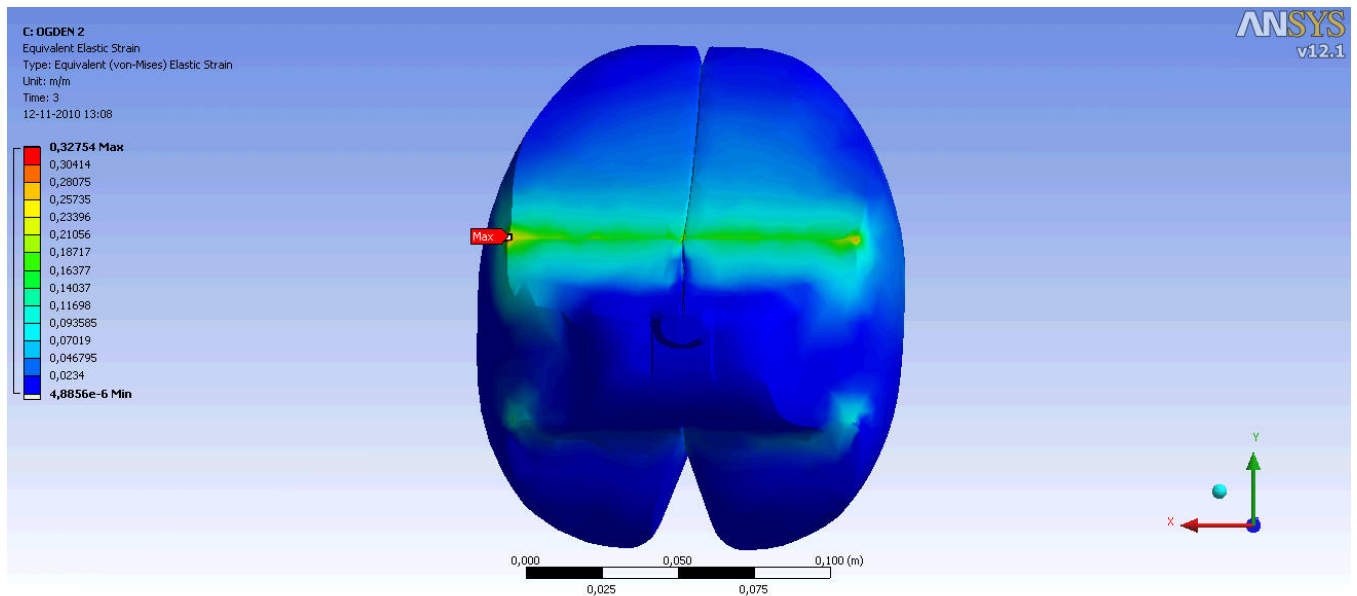


Figura A.16: Deformación máxima equivalente

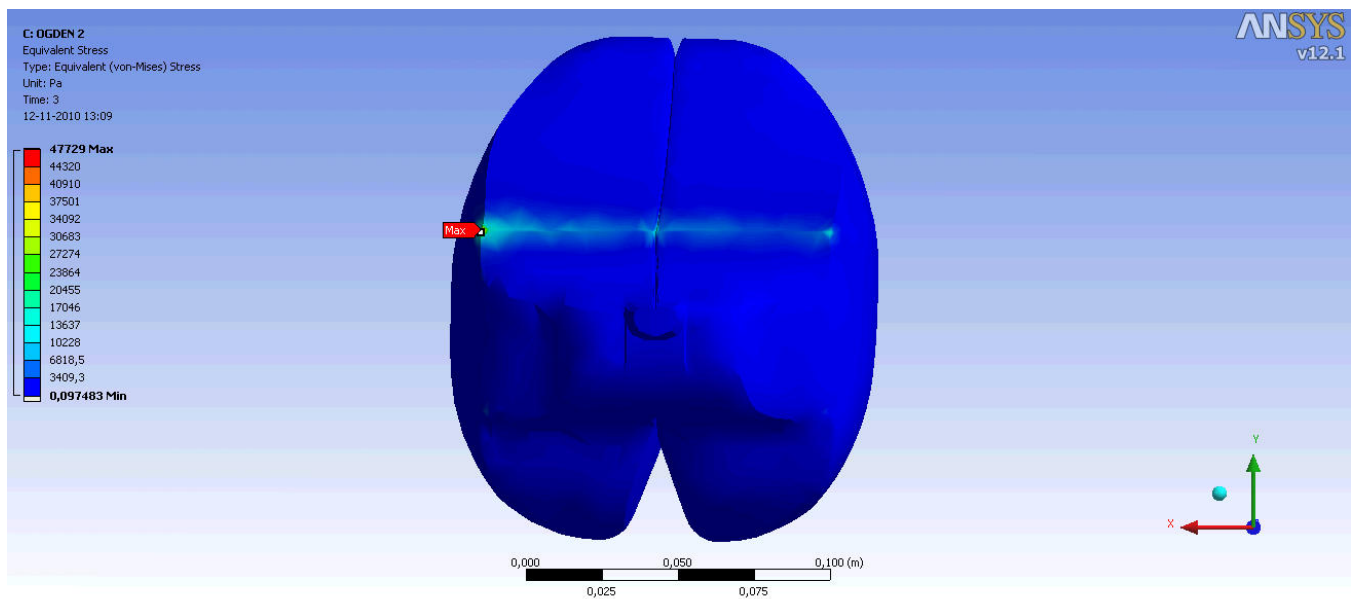


Figura A.17: Esfuerzo máximo equivalente

A.10. Modelo de Sólido Ogden 3° Orden

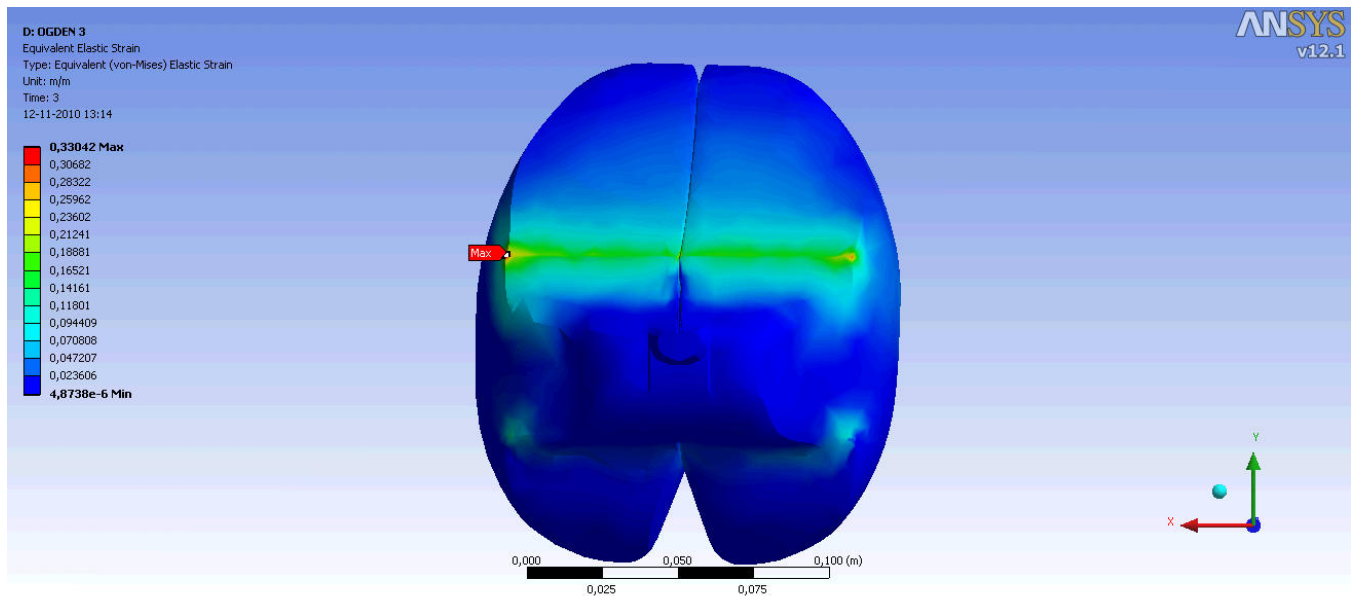


Figura A.18: Deformación máxima equivalente

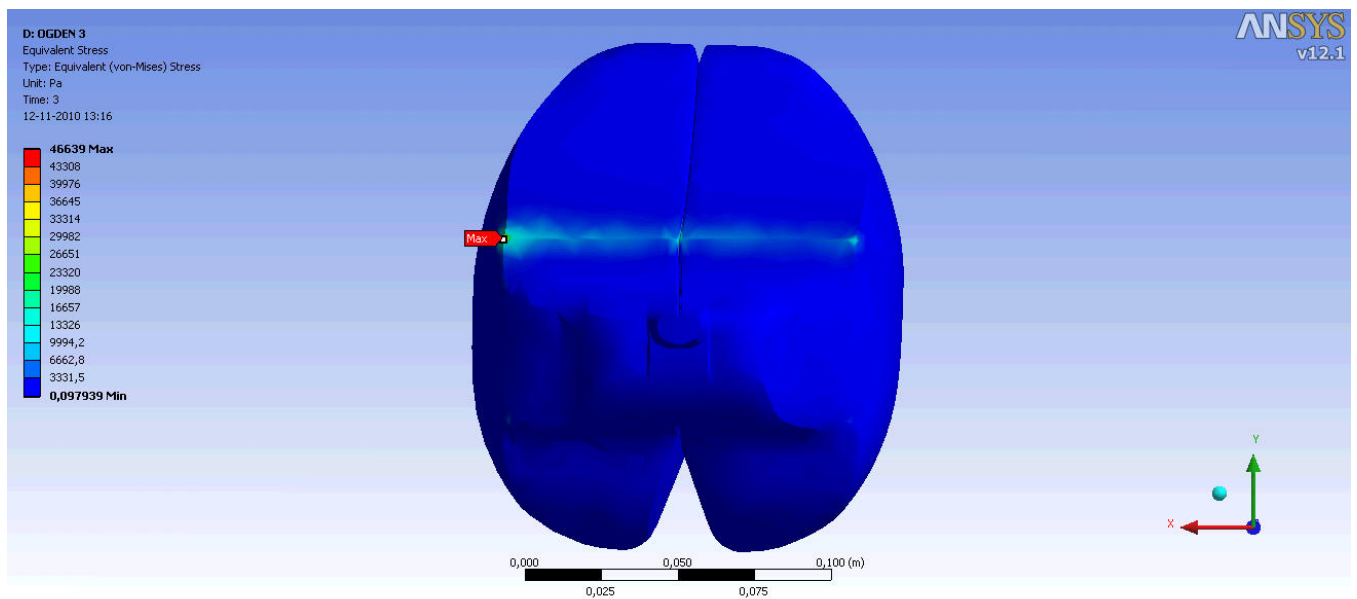


Figura A.19: Esfuerzo máximo equivalente

A.11. Modelo de Sólido Mooney Rivlin dos Parámetros

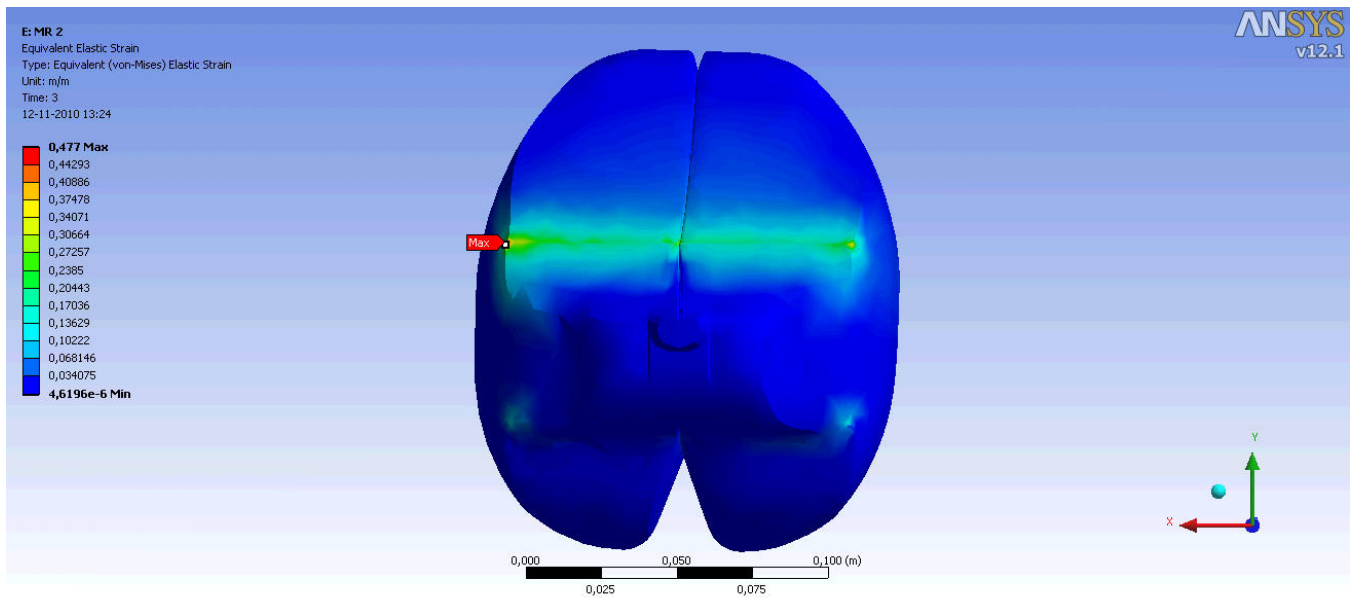


Figura A.20: Deformación máxima equivalente

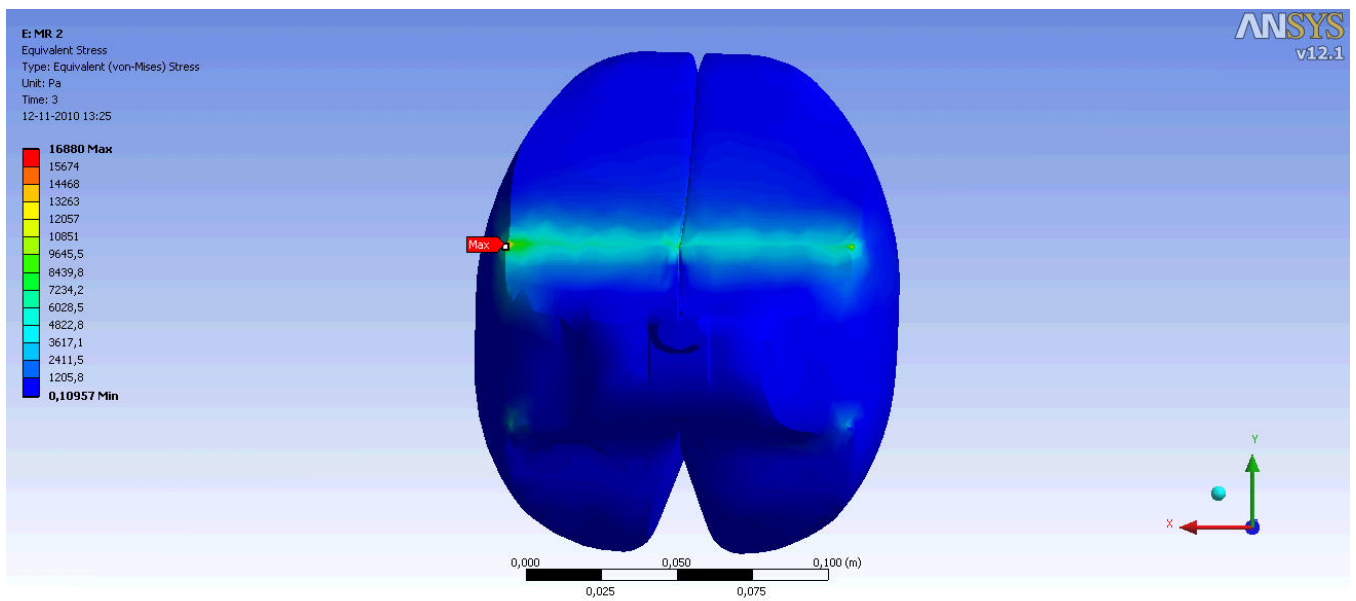


Figura A.21: Esfuerzo máximo equivalente

A.12. Modelo de Estudio Sólido Mooney Rivlin cinco Parámetros

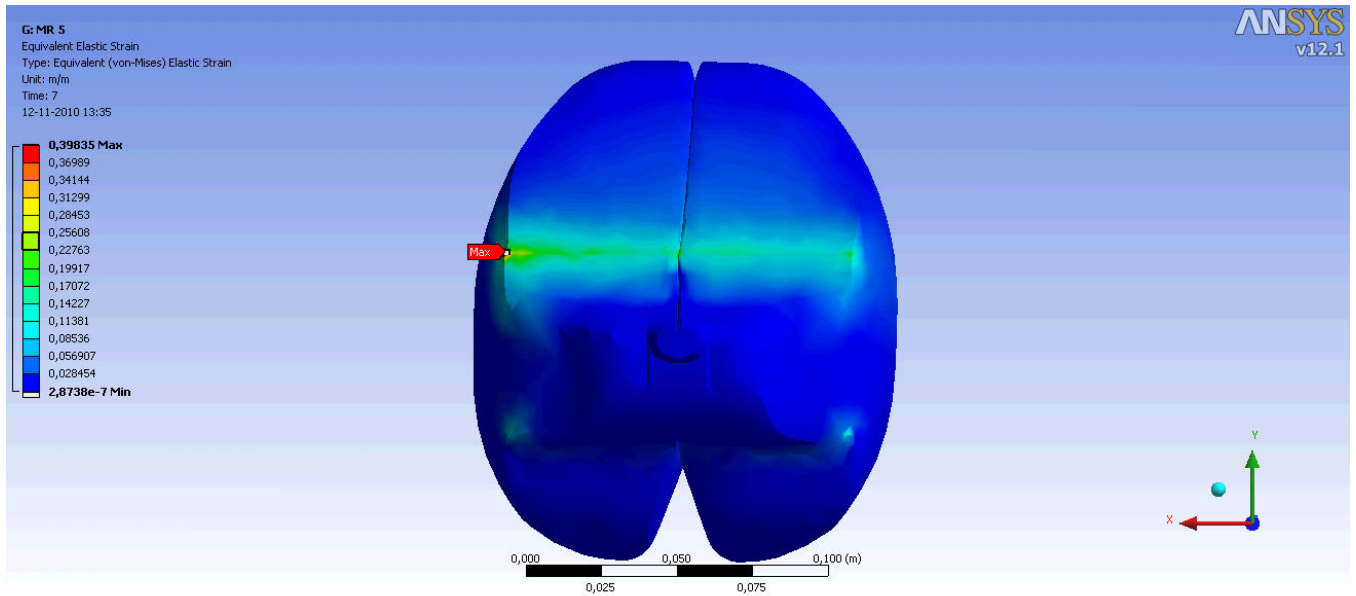


Figura A.22: Deformación máxima equivalente

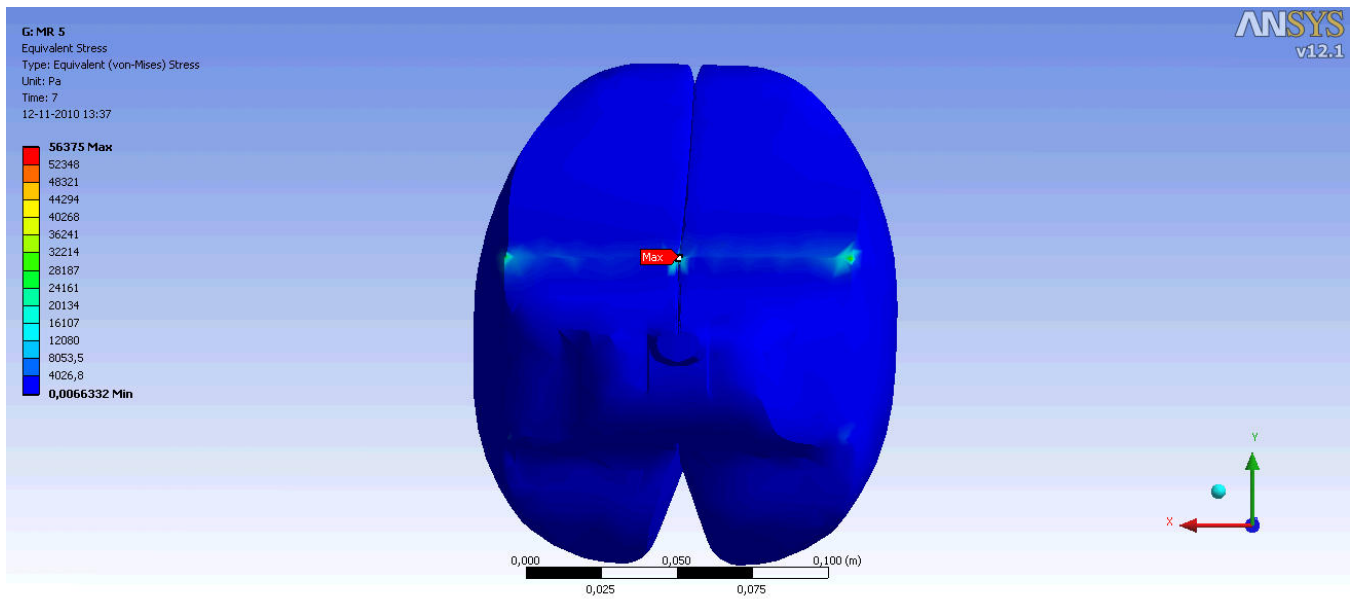


Figura A.23: Esfuerzo máximo equivalente

A.13. Craneotomía Lateral Modelo Elástico

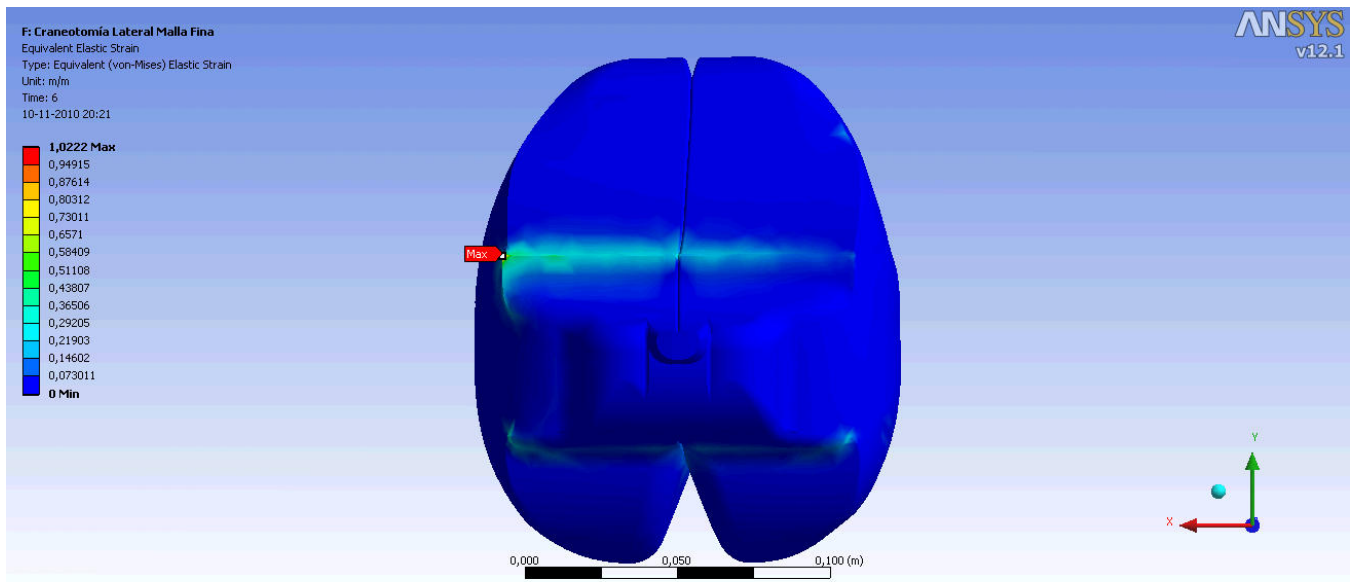


Figura A.24: Deformación máxima equivalente

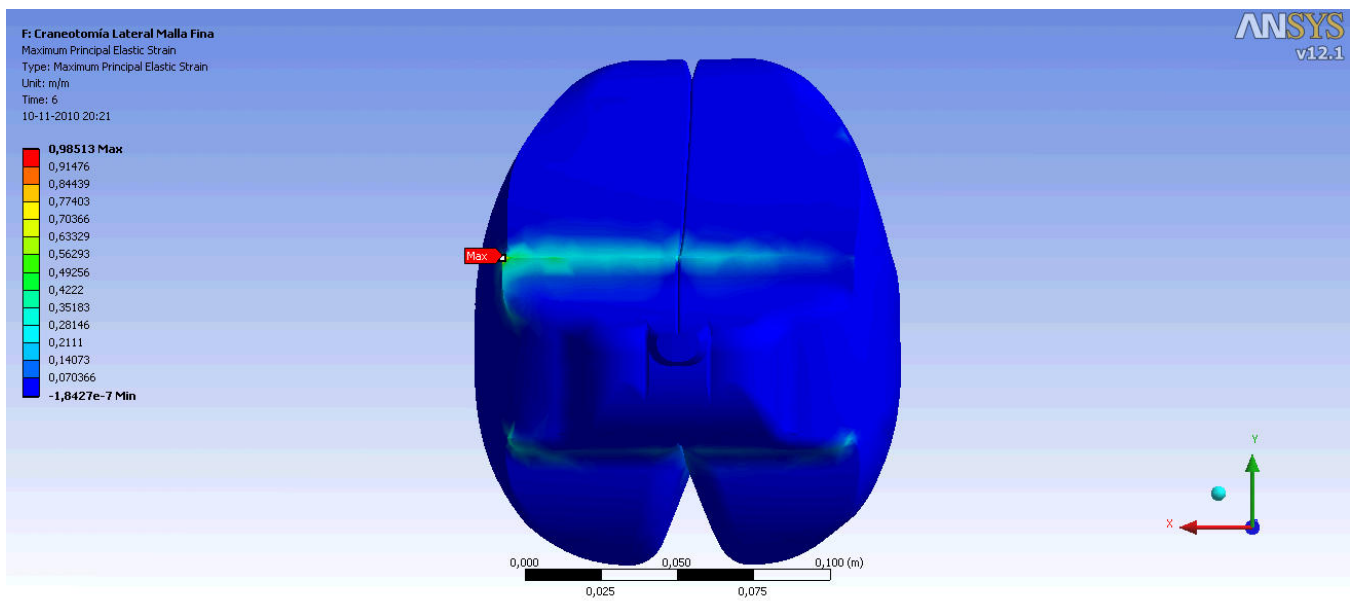


Figura A.25: Deformación máxima principal

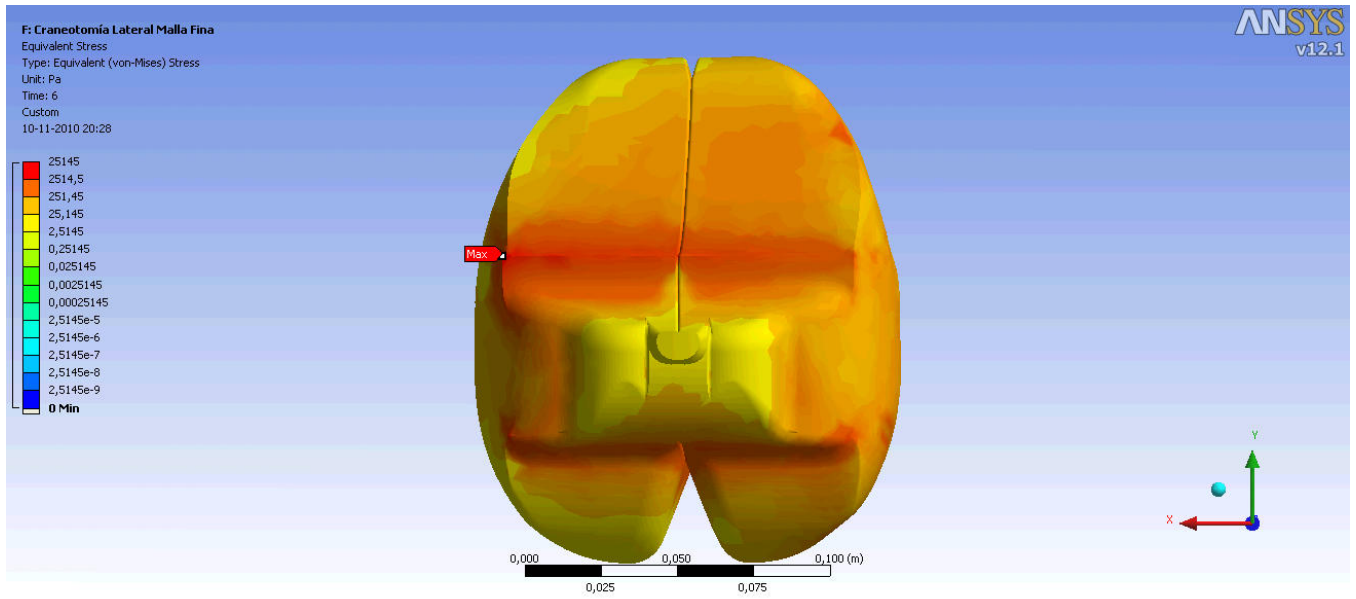


Figura A.26: Esfuerzo máximo equivalente en cerebro, escala logarítmica

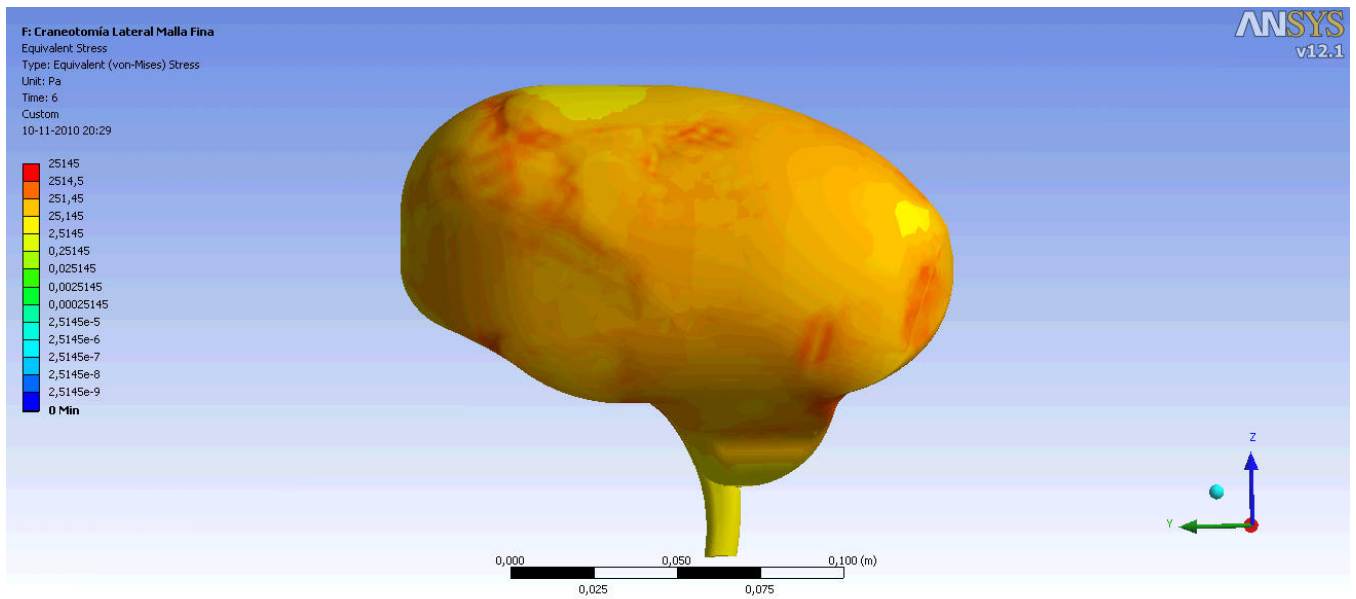


Figura A.27: Esfuerzos equivalentes en cerebro, escala logarítmica

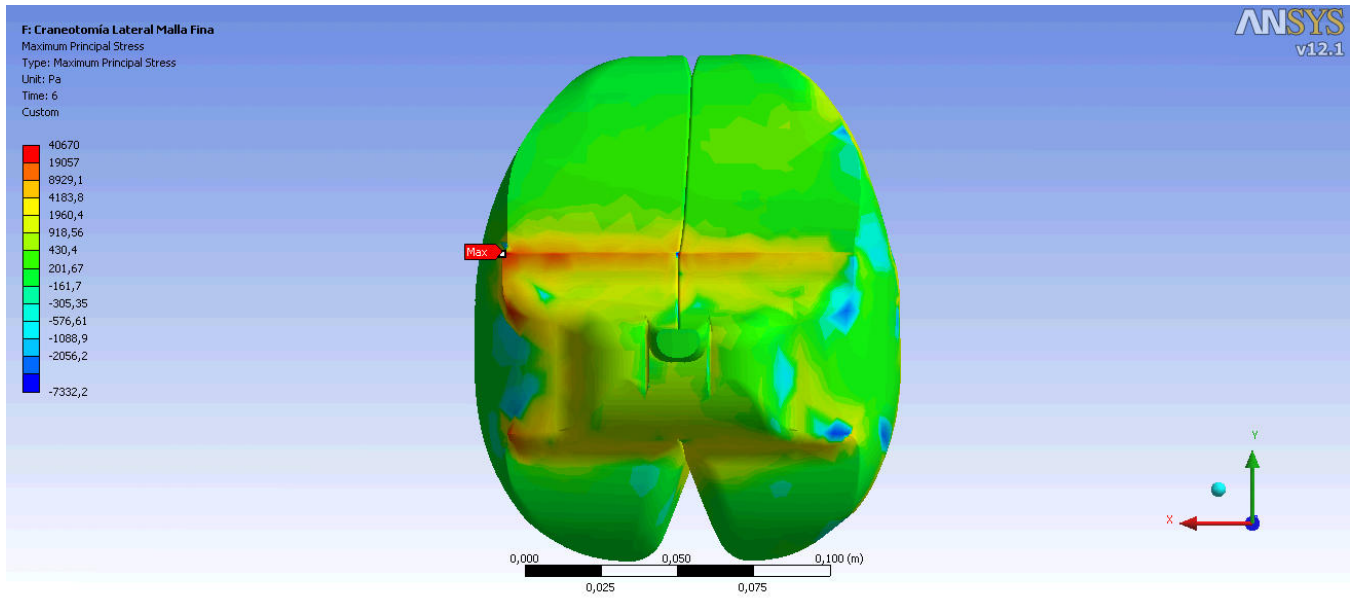


Figura A.28: Esfuerzo máximo principal en cerebro, escala logarítmica

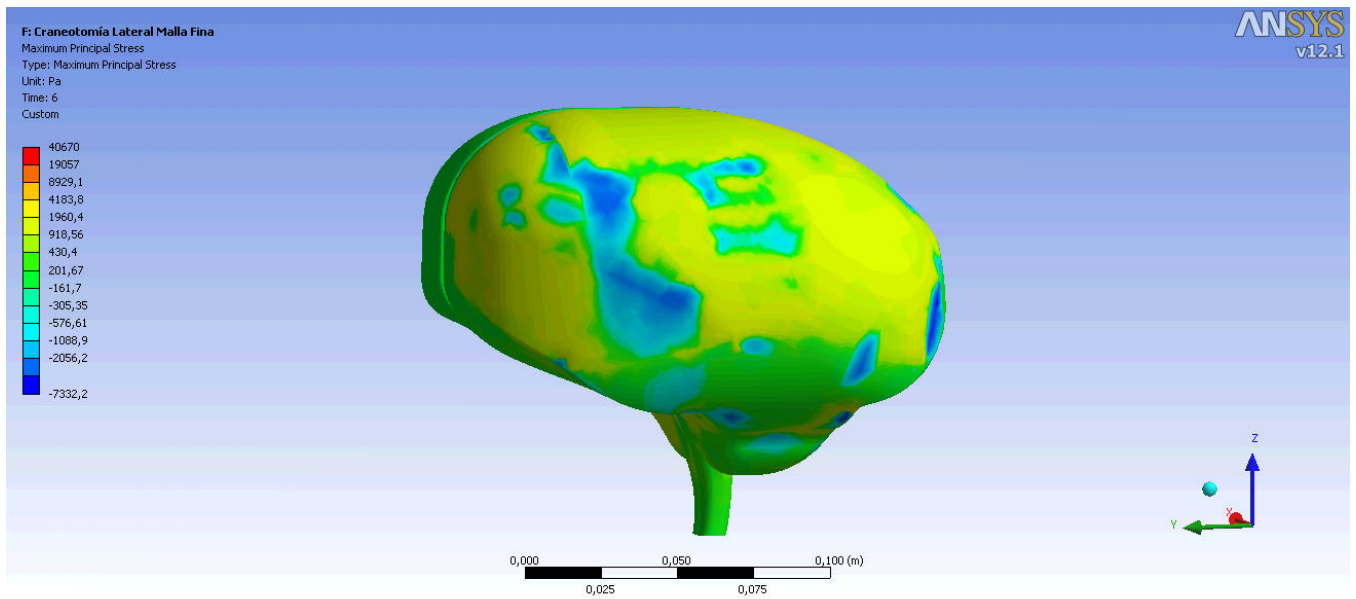


Figura A.29: Esfuerzos principales en cerebro, escala logarítmica

A.14. Craneotomía Lateral Modelo Hiperelástico

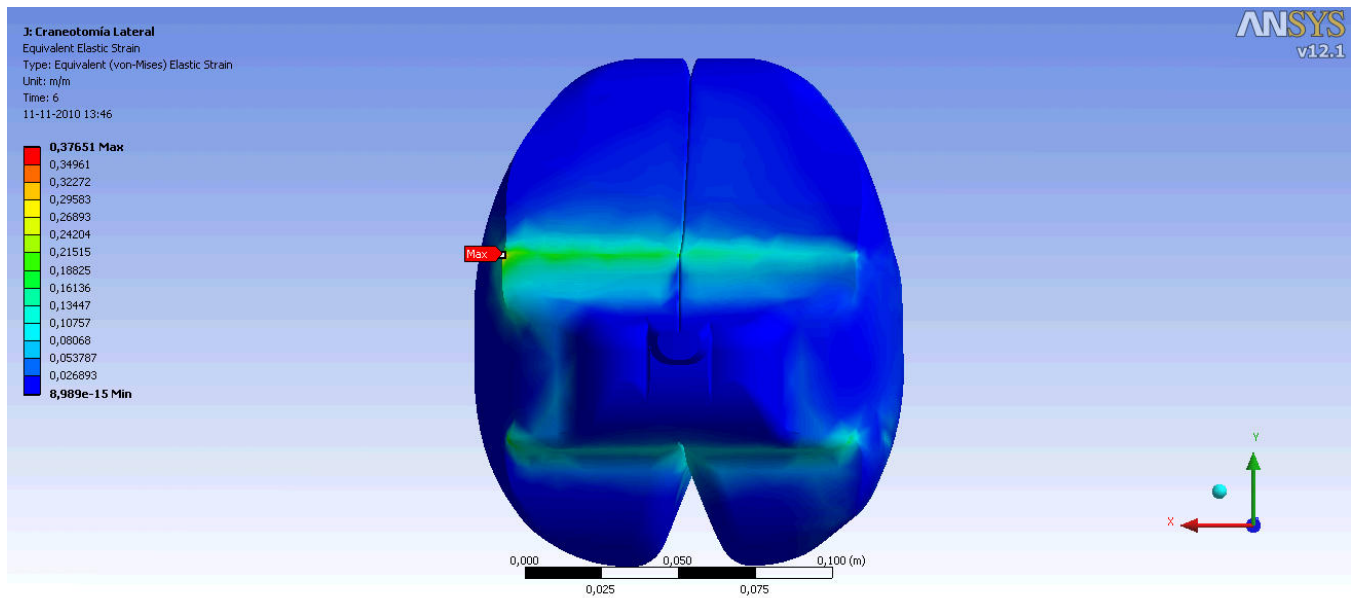


Figura A.30: Deformación máxima equivalente

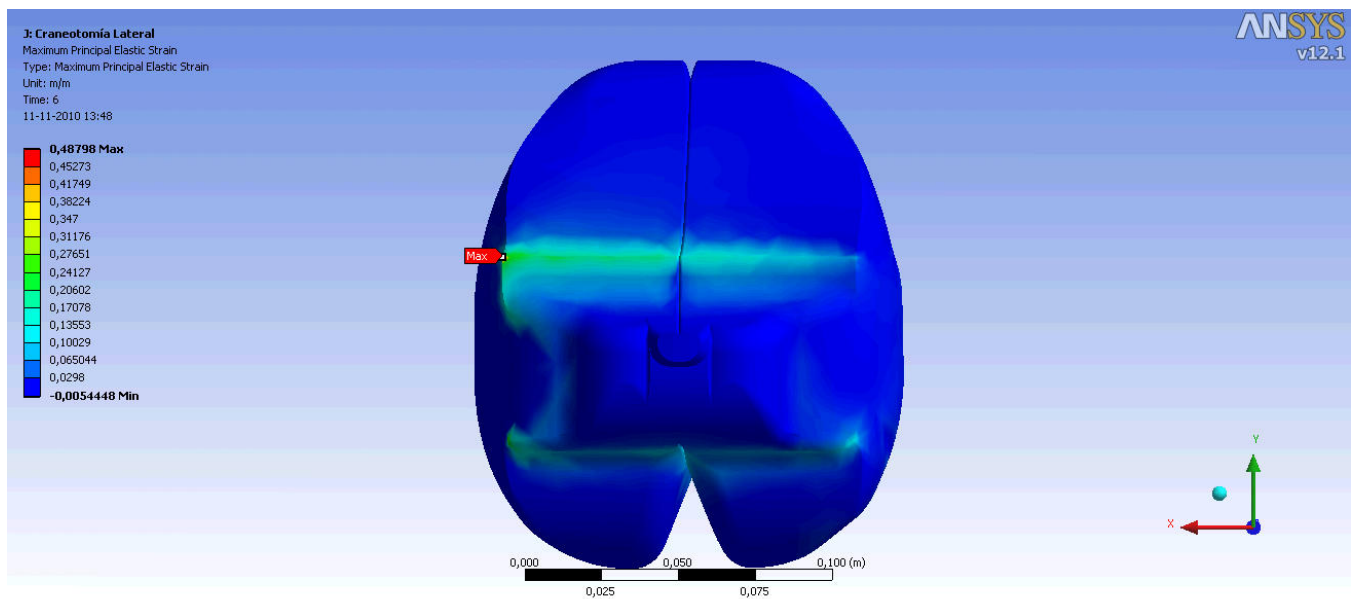


Figura A.31: Deformación máxima principal

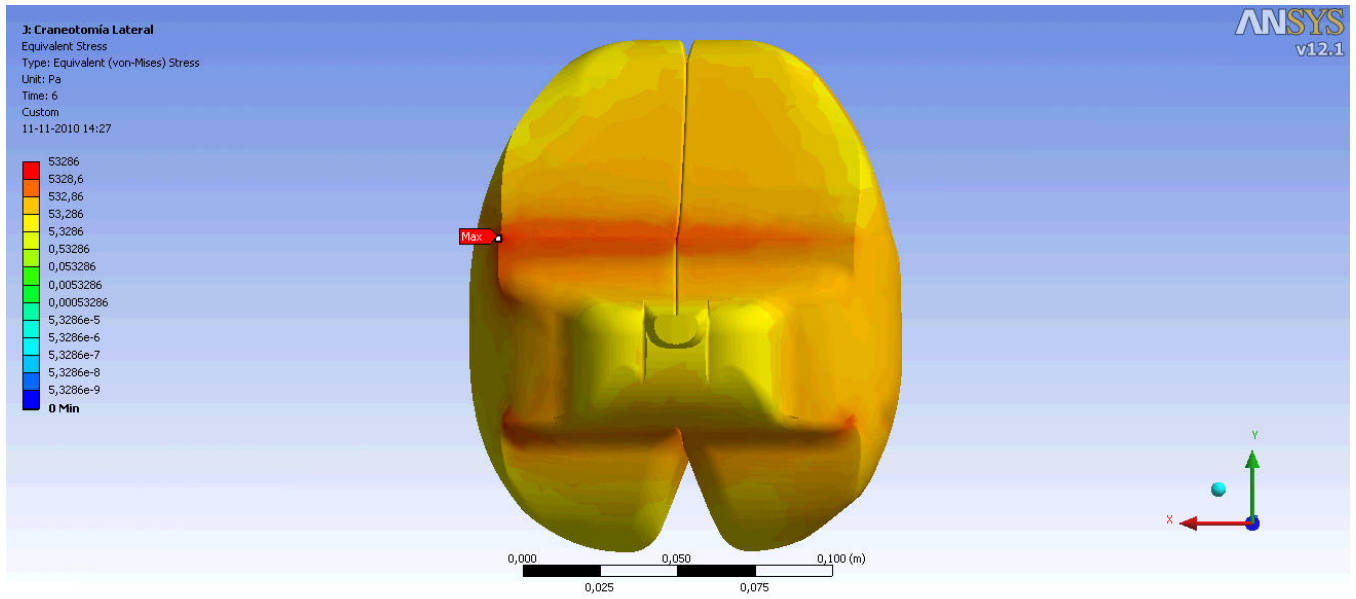


Figura A.32: Esfuerzo máximo equivalente en cerebro, escala logarítmica

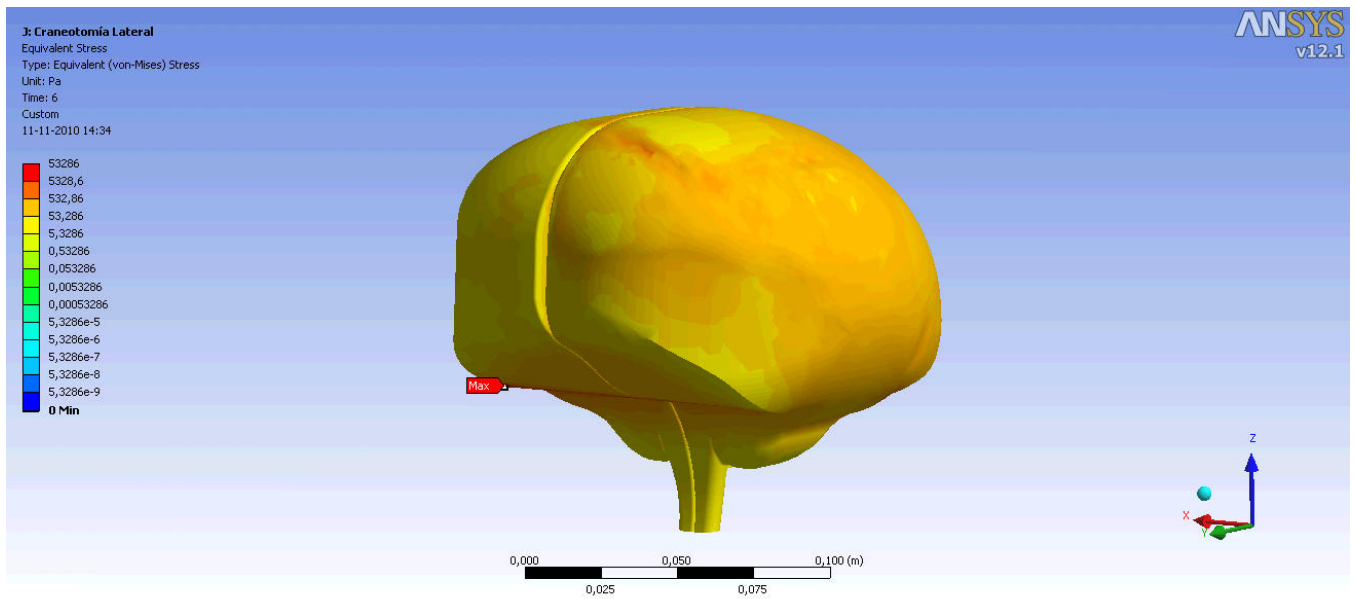


Figura A.33: Esfuerzo máximo equivalente en cerebro, escala logarítmica

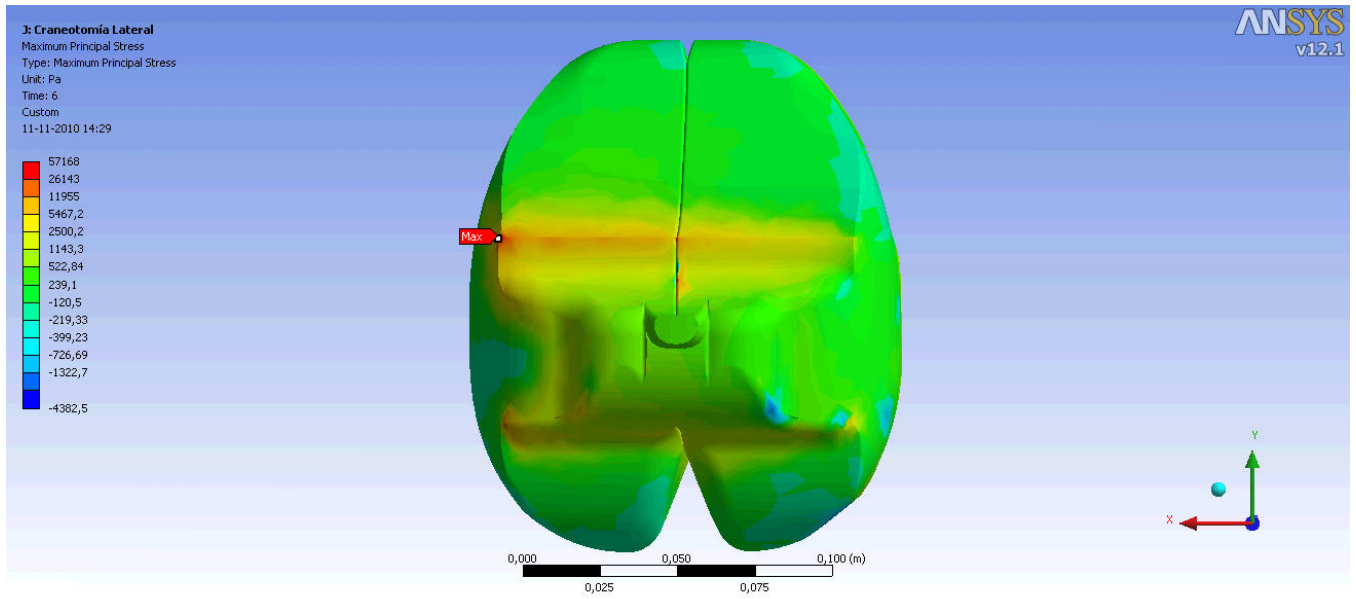


Figura A.34: Esfuerzo máximo principal en cerebro, escala logarítmica

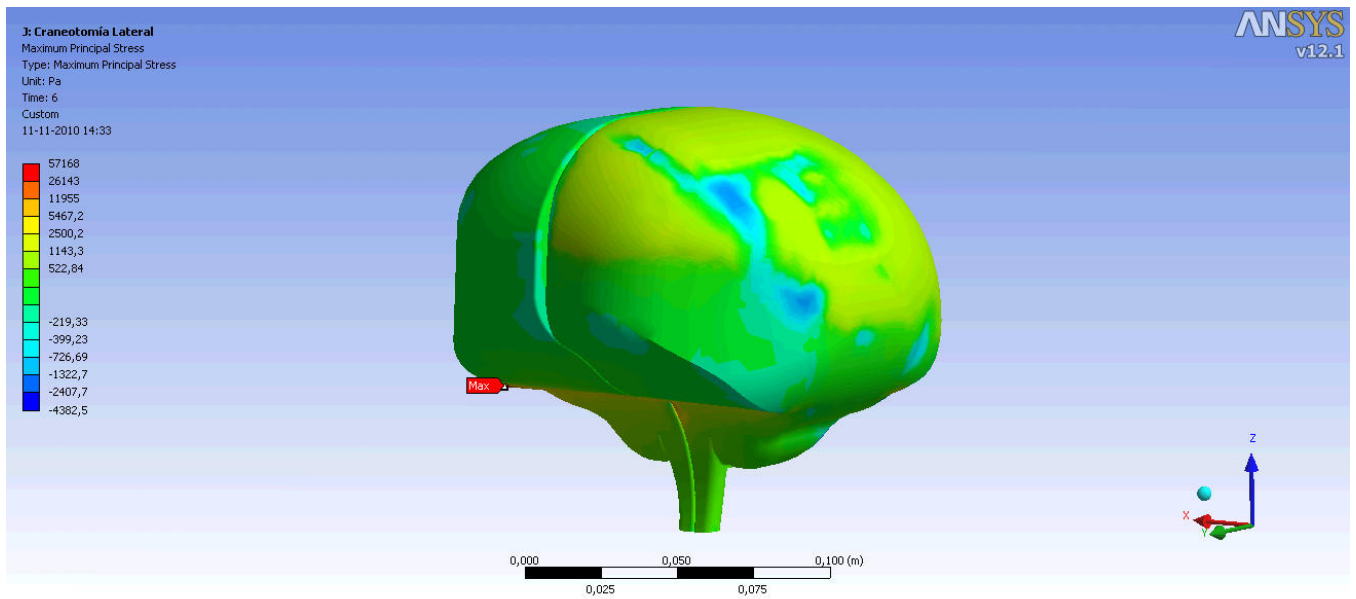


Figura A.35: Esfuerzo máximo principal en cerebro, escala logarítmica

A.15. Craneotomía Trasera Modelo Elástico

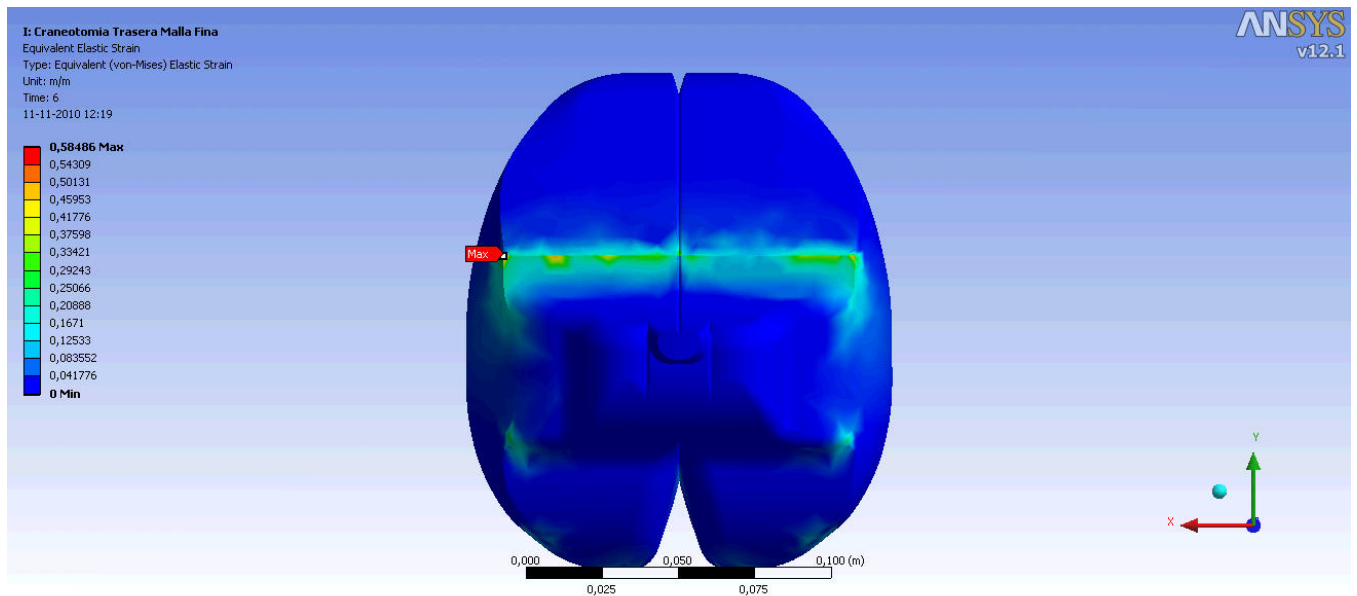


Figura A.36: Deformación máxima equivalente

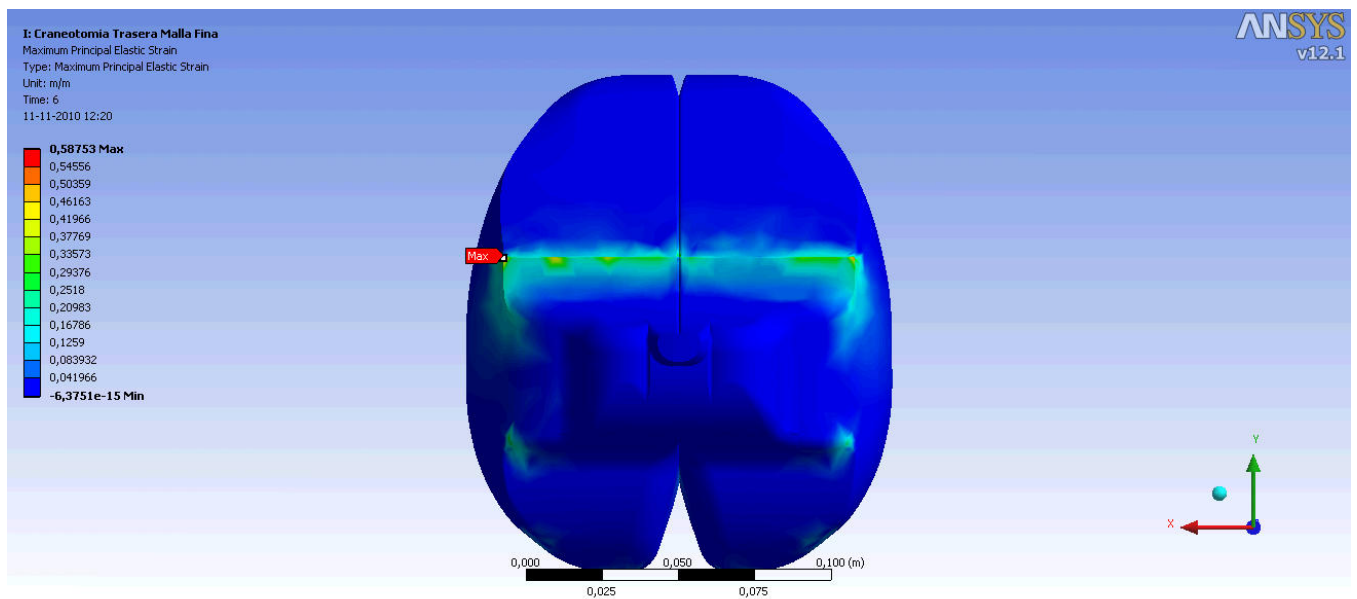


Figura A.37: Deformación máxima principal

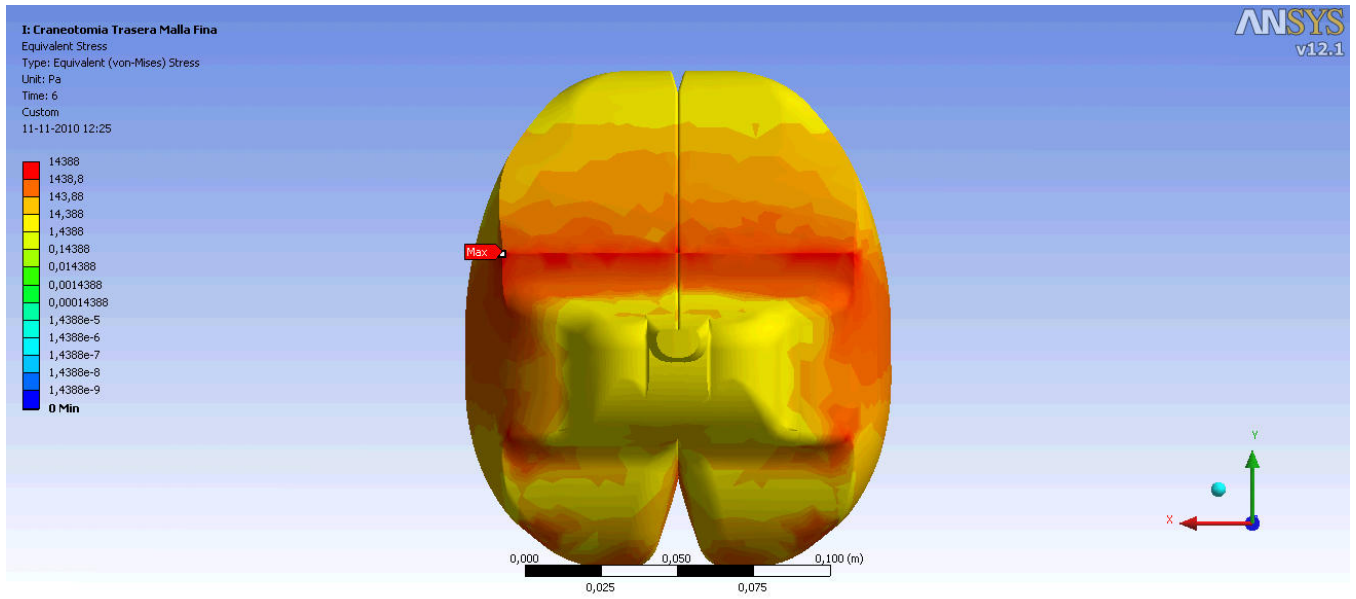


Figura A.38: Esfuerzo máximo equivalente en cerebro, escala logarítmica

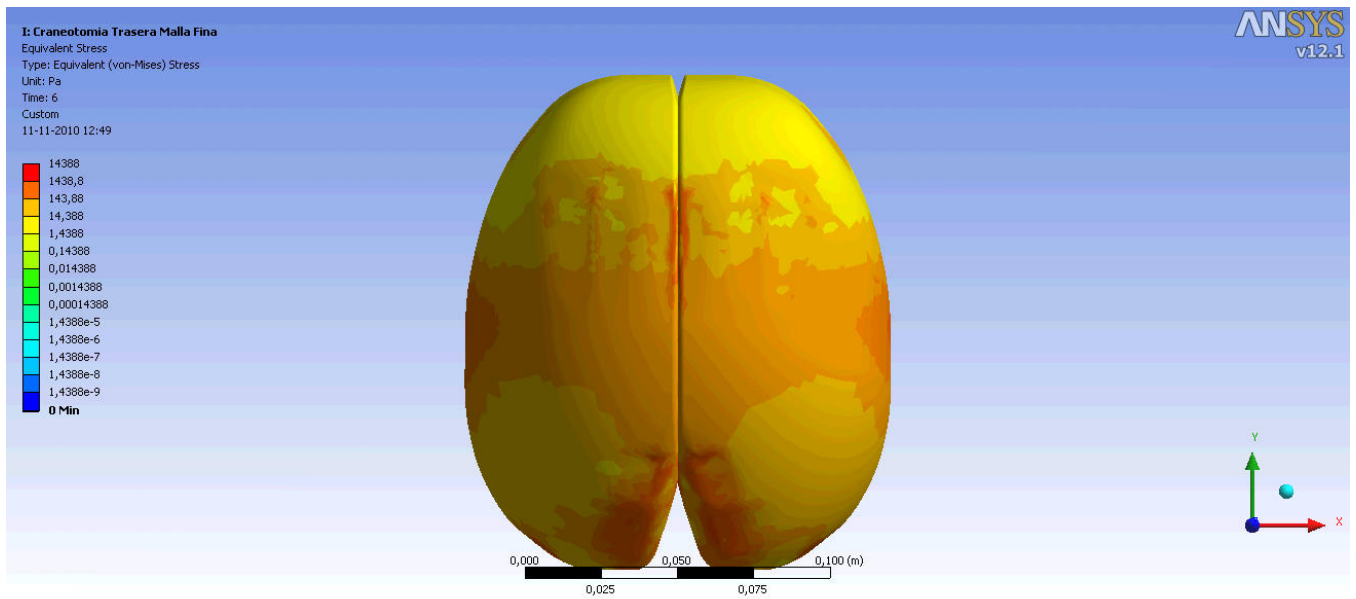


Figura A.39: Esfuerzos equivalentes en cerebro, escala logarítmica

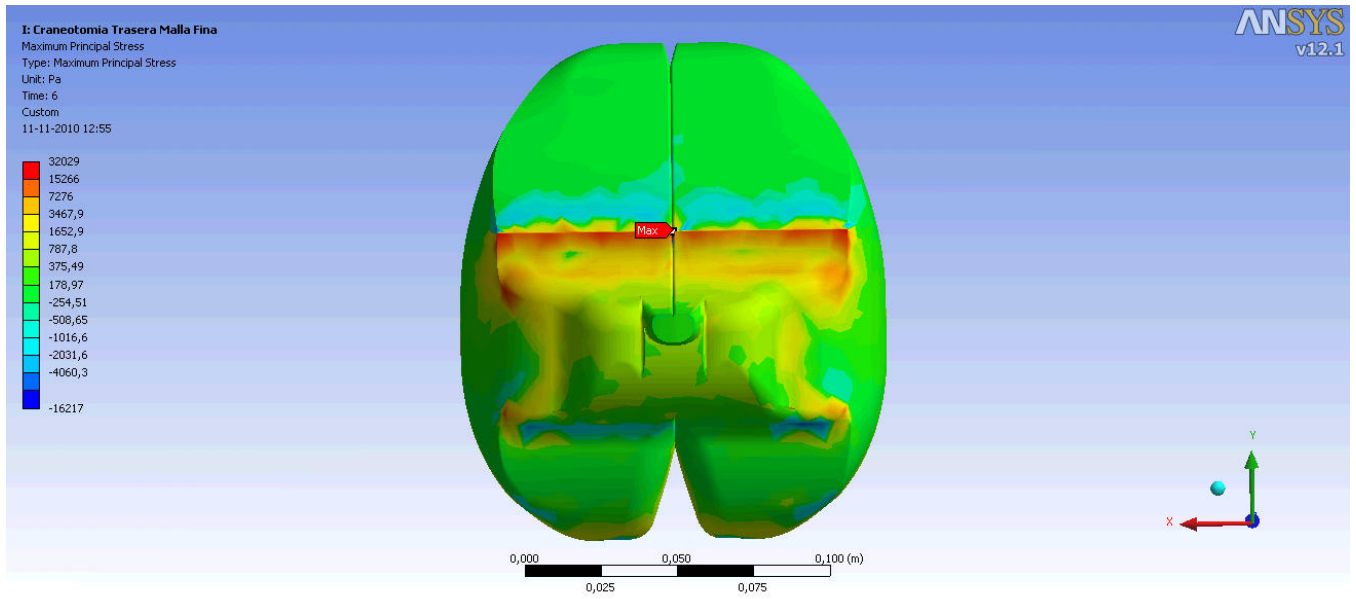


Figura A.40: Esfuerzo máximo principal en cerebro, escala logarítmica

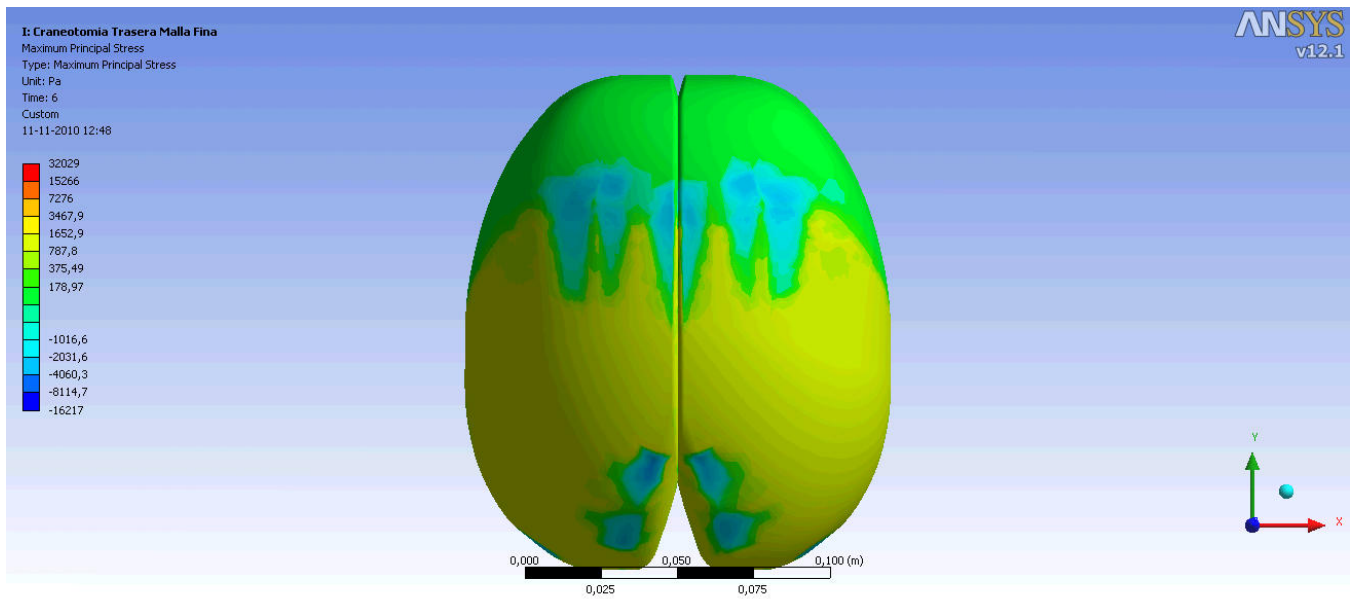


Figura A.41: Esfuerzos principales en cerebro, escala logarítmica

A.16. Craneotomía Trasera Modelo Hiperelástico

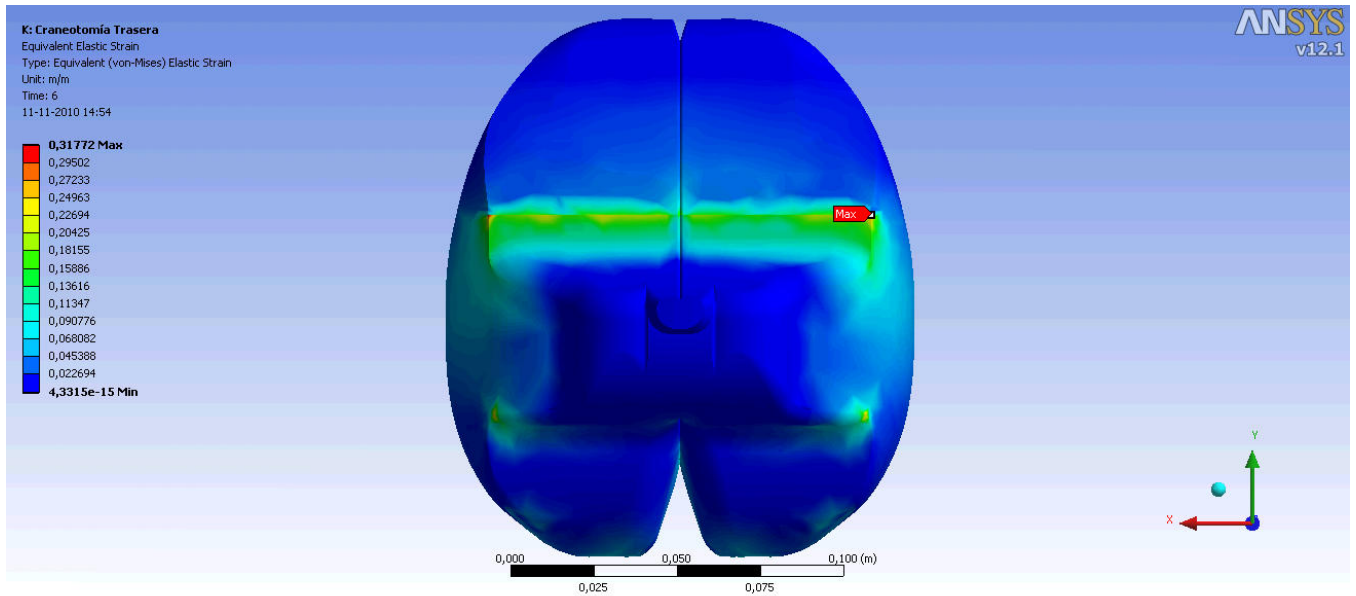


Figura A.42: Deformación máxima equivalente

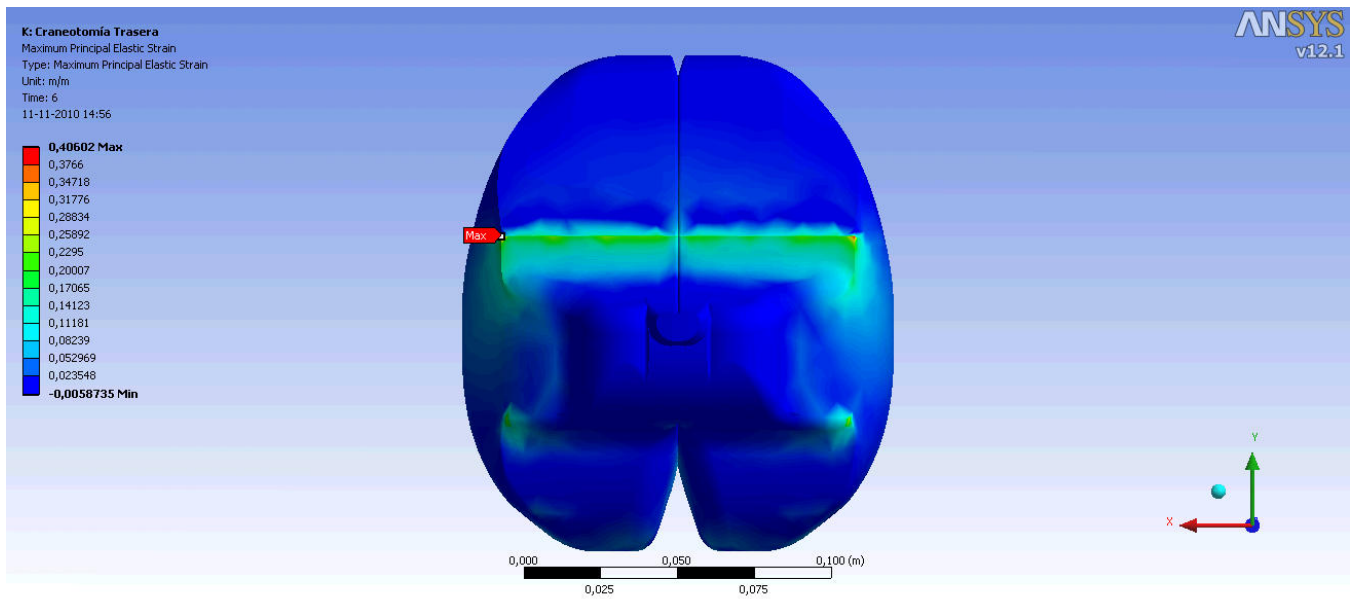


Figura A.43: Deformación máxima principal

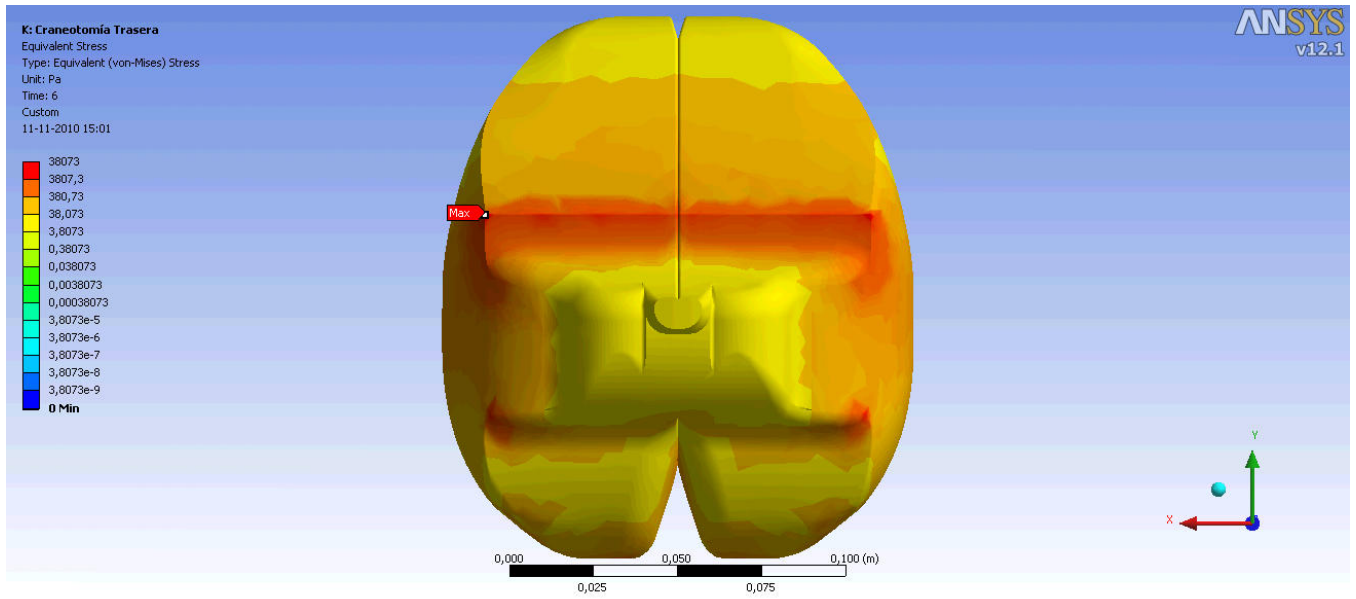


Figura A.44: Esfuerzo máximo equivalente en cerebro, escala logarítmica

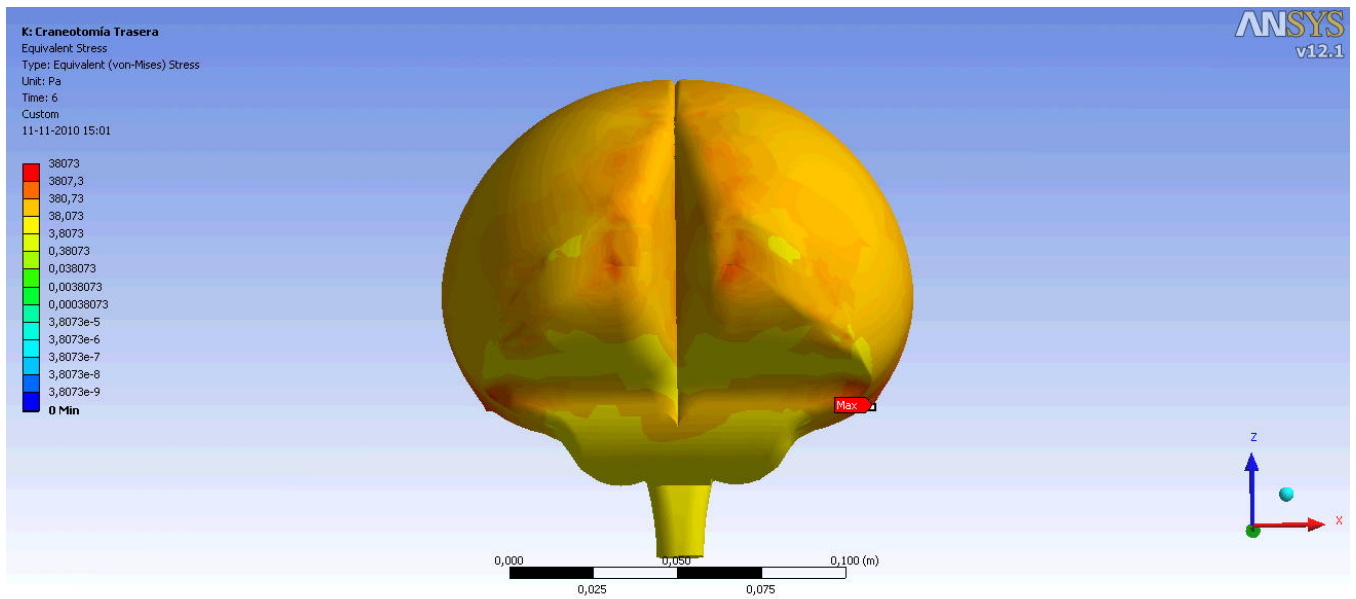


Figura A.45: Esfuerzo máximo equivalente en cerebro, escala logarítmica

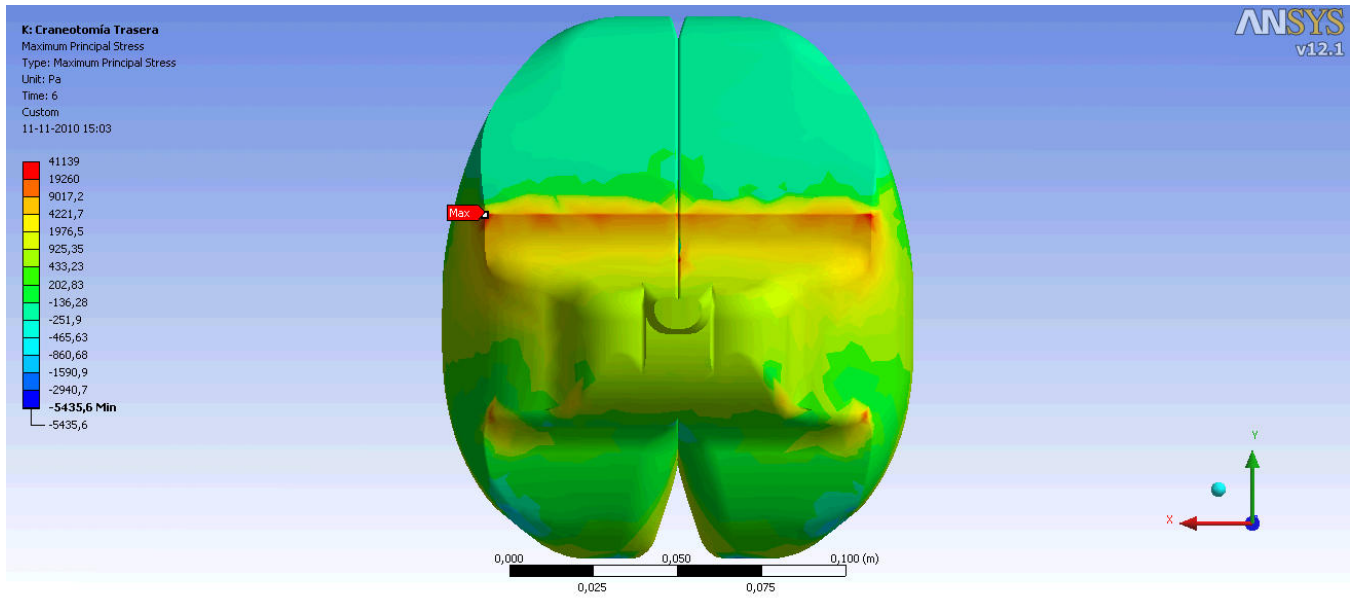


Figura A.46: Esfuerzo máximo principal en cerebro, escala logarítmica

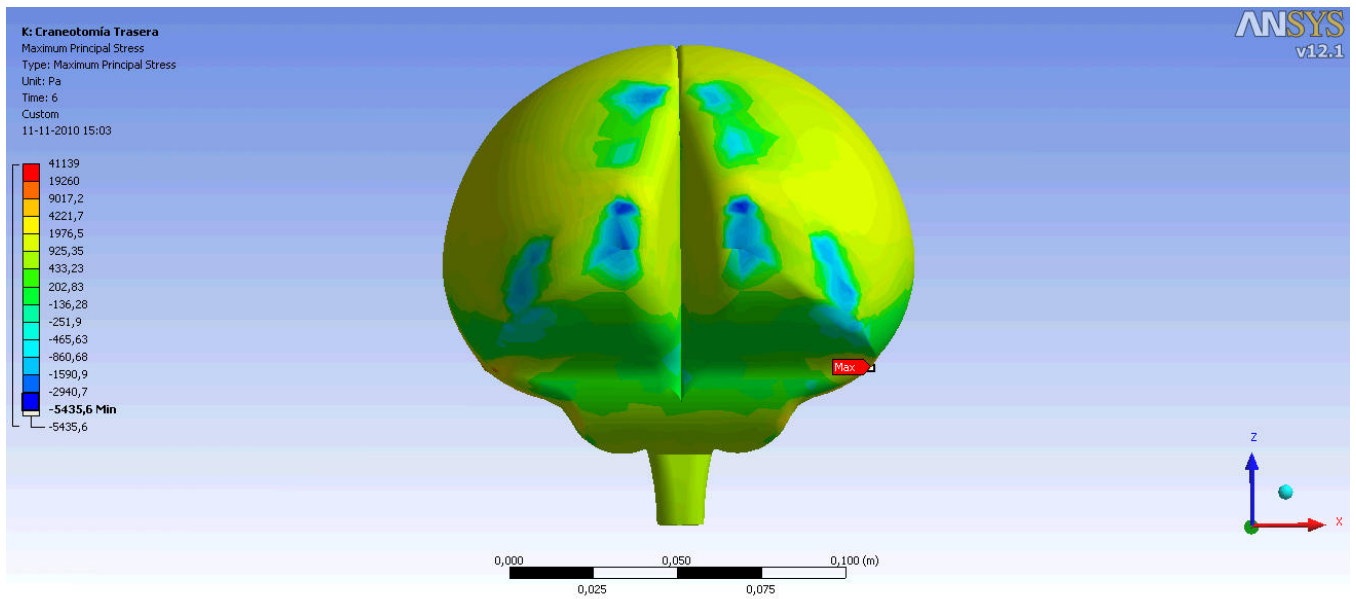


Figura A.47: Esfuerzo máximo principal en cerebro, escala logarítmica

A.17. Craneotomía Delantera Modelo Elástico

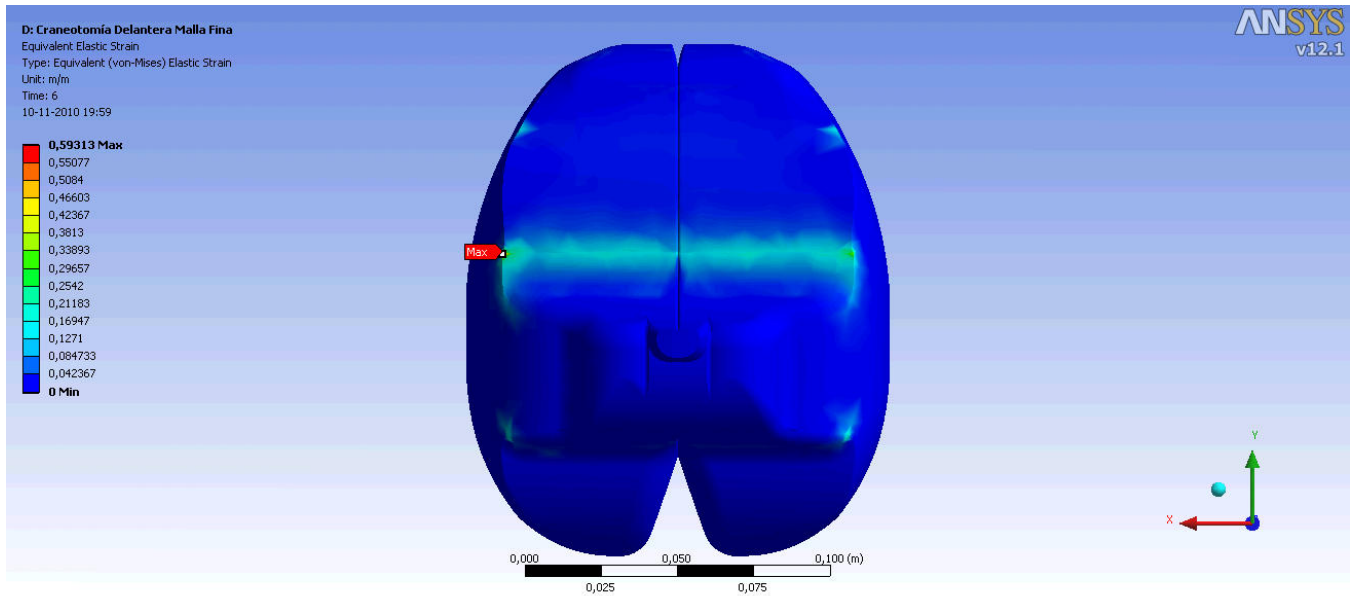


Figura A.48: Deformación máxima equivalente

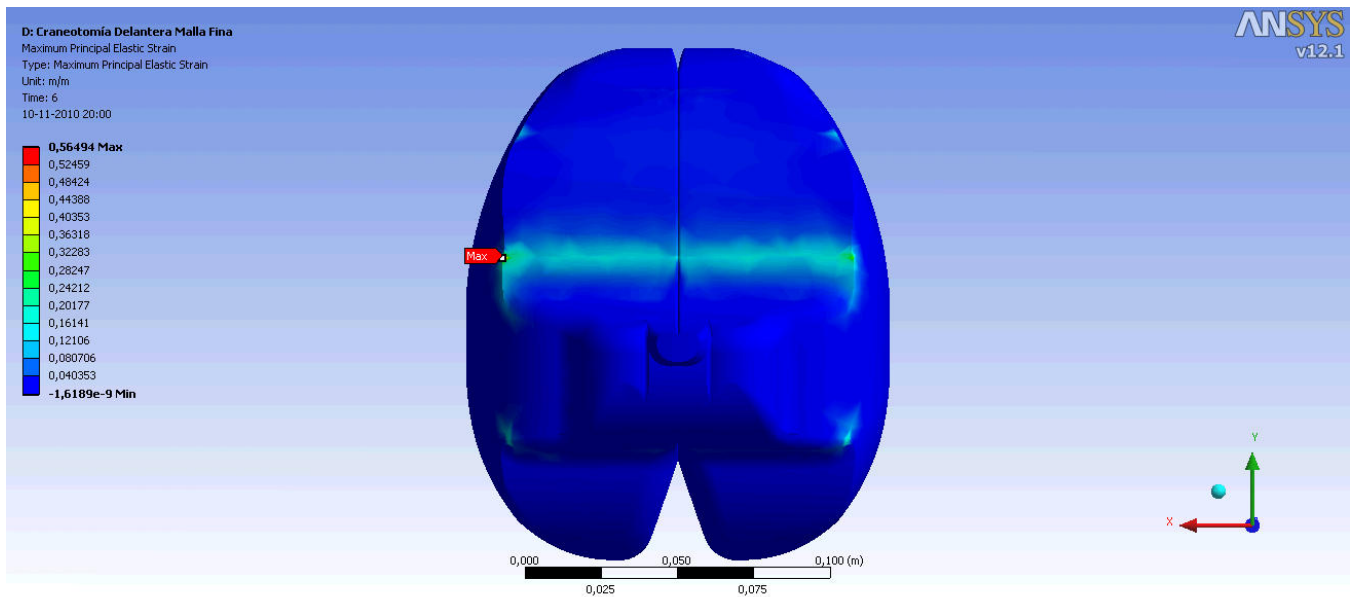


Figura A.49: Deformación máxima principal

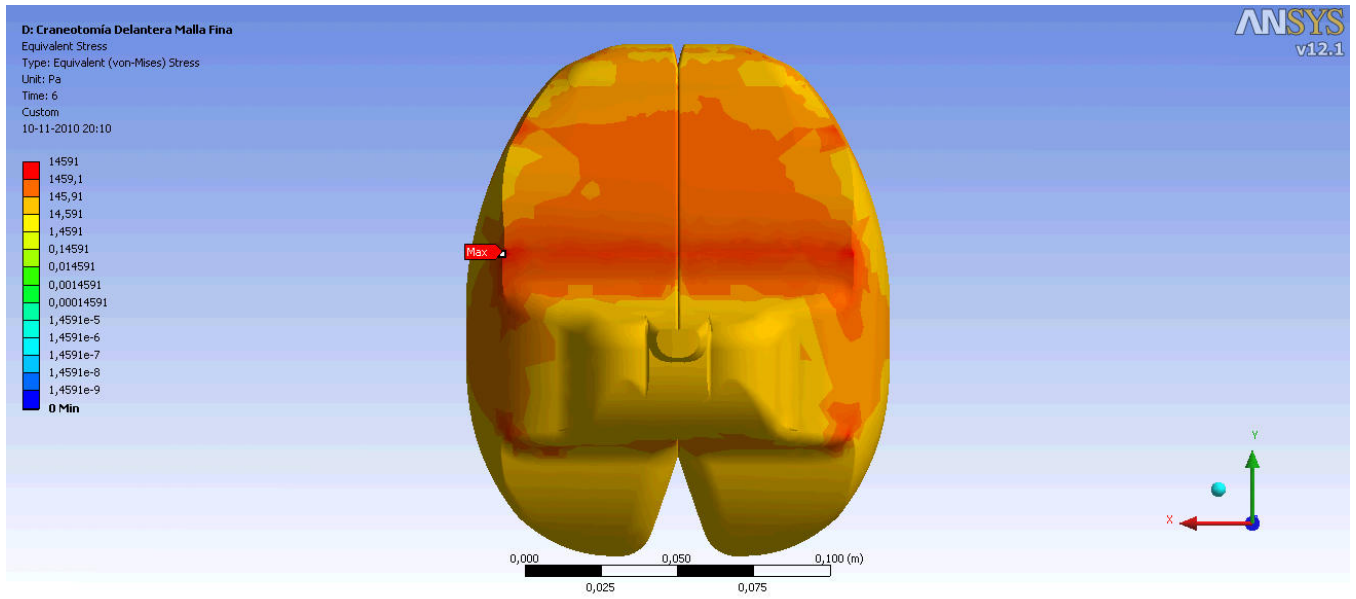


Figura A.50: Esfuerzo máximo equivalente en cerebro, escala logarítmica

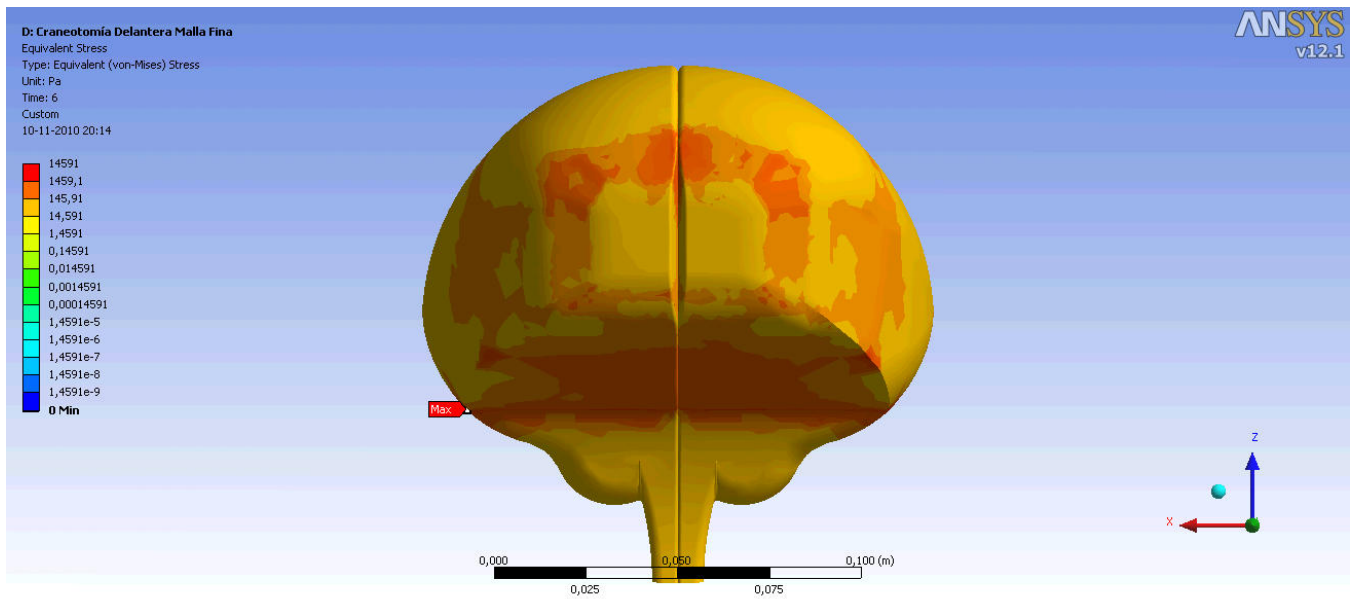


Figura A.51: Esfuerzo máximo equivalente en cerebro, escala logarítmica

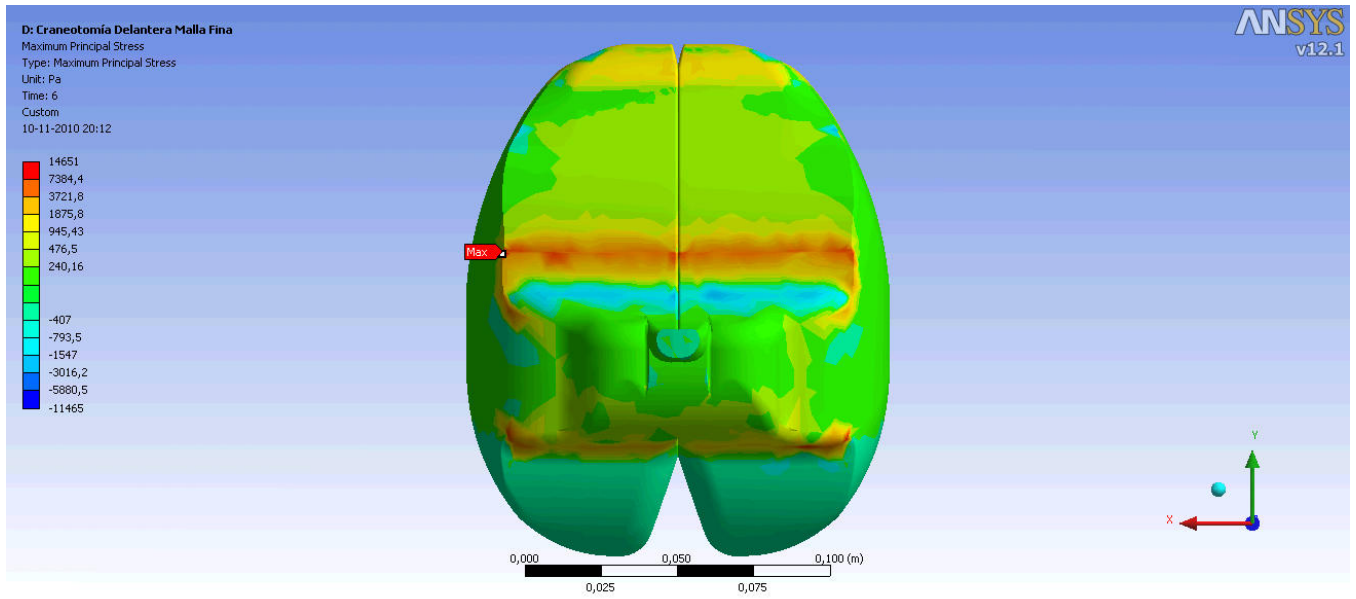


Figura A.52: Esfuerzo máximo principal en cerebro, escala logarítmica

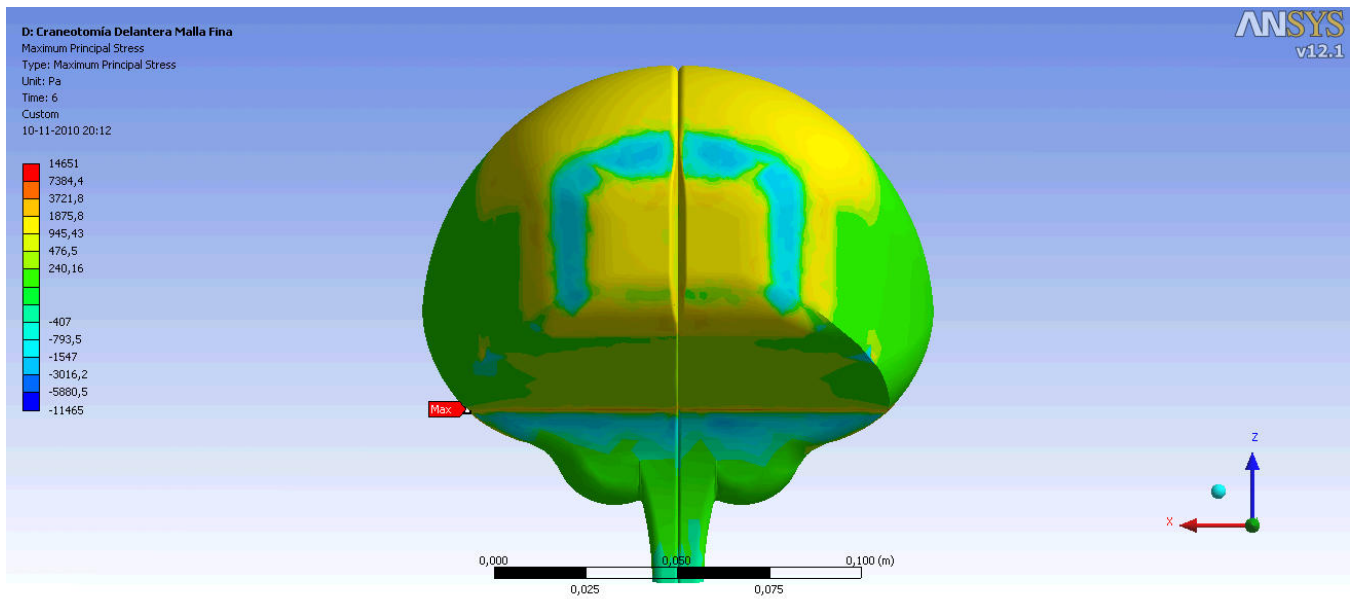


Figura A.53: Esfuerzo máximo principal en cerebro, escala logarítmica

A.18. Craneotomía Delantera Modelo Hiperelástico

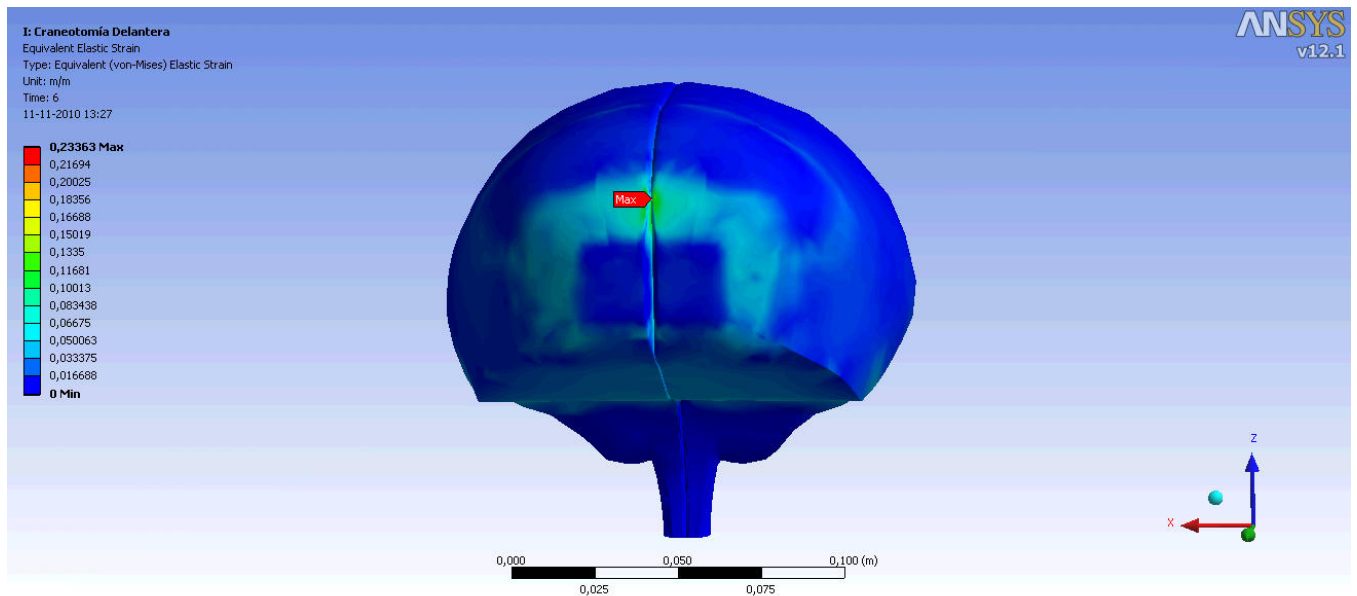


Figura A.54: Deformación máxima equivalente

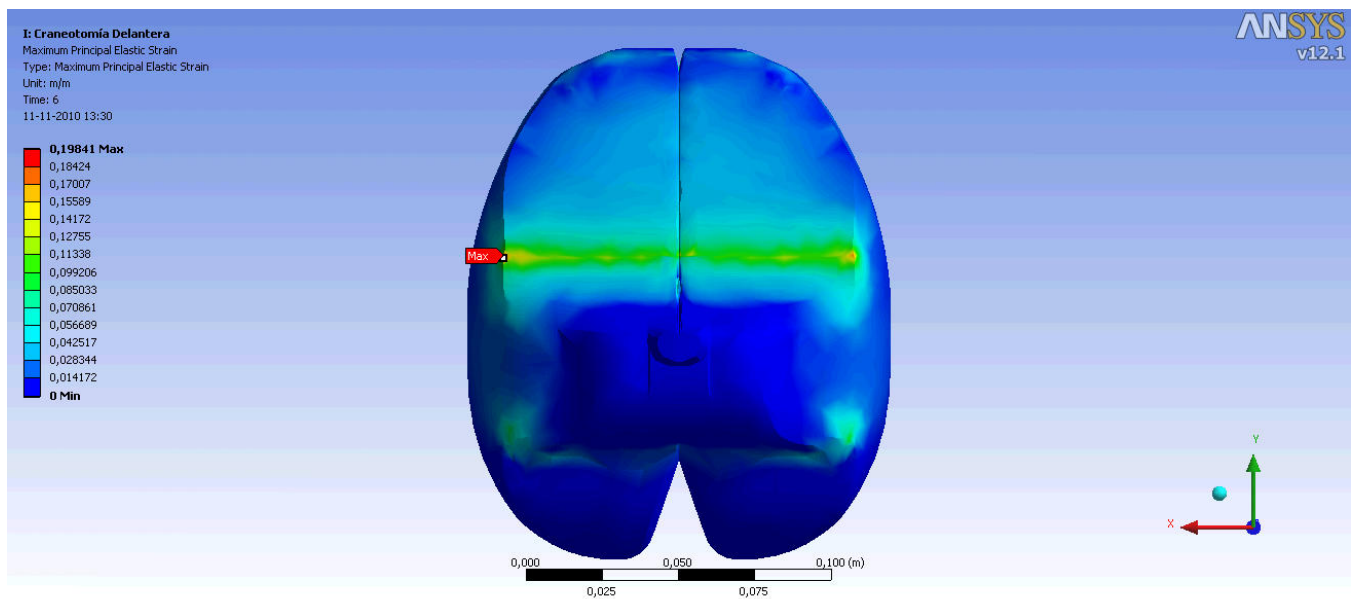


Figura A.55: Deformación máxima principal

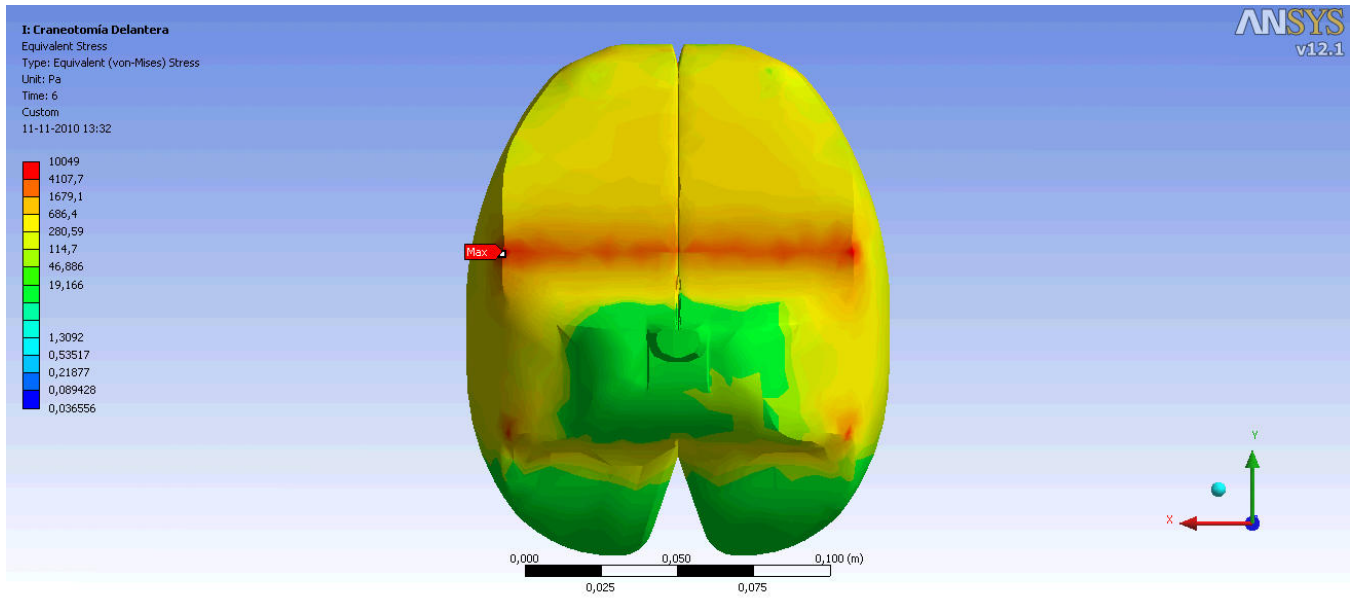


Figura A.56: Esfuerzo máximo equivalente en cerebro, escala logarítmica

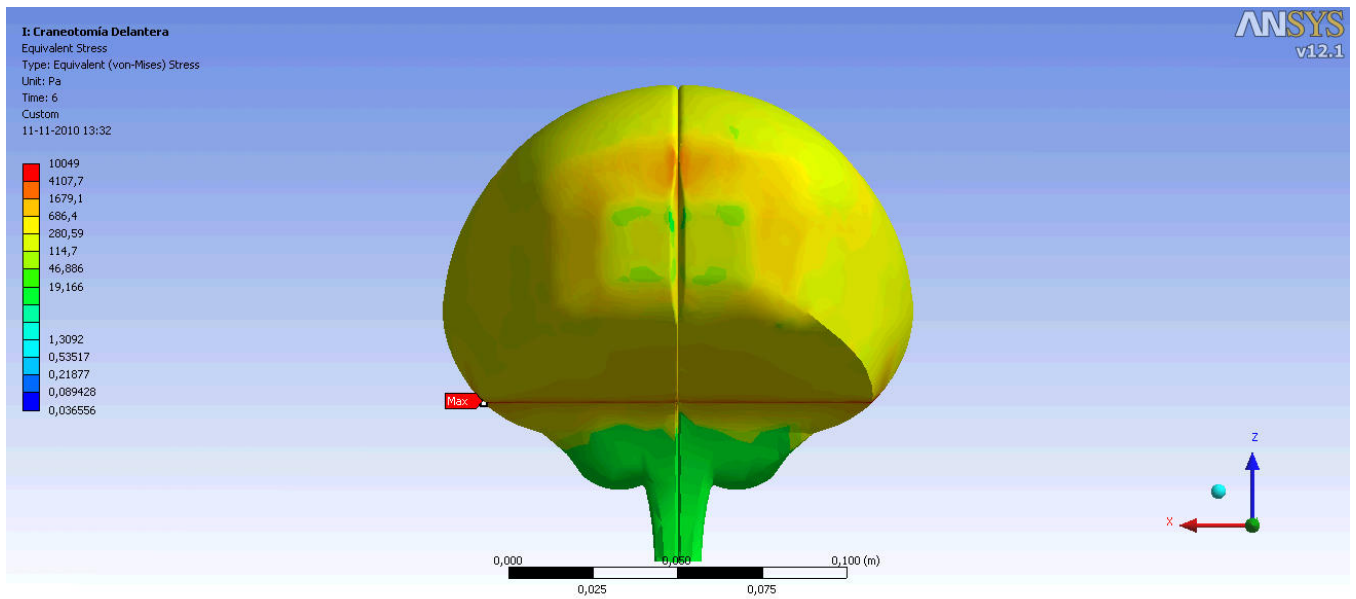


Figura A.57: Esfuerzo máximo equivalente en cerebro, escala logarítmica

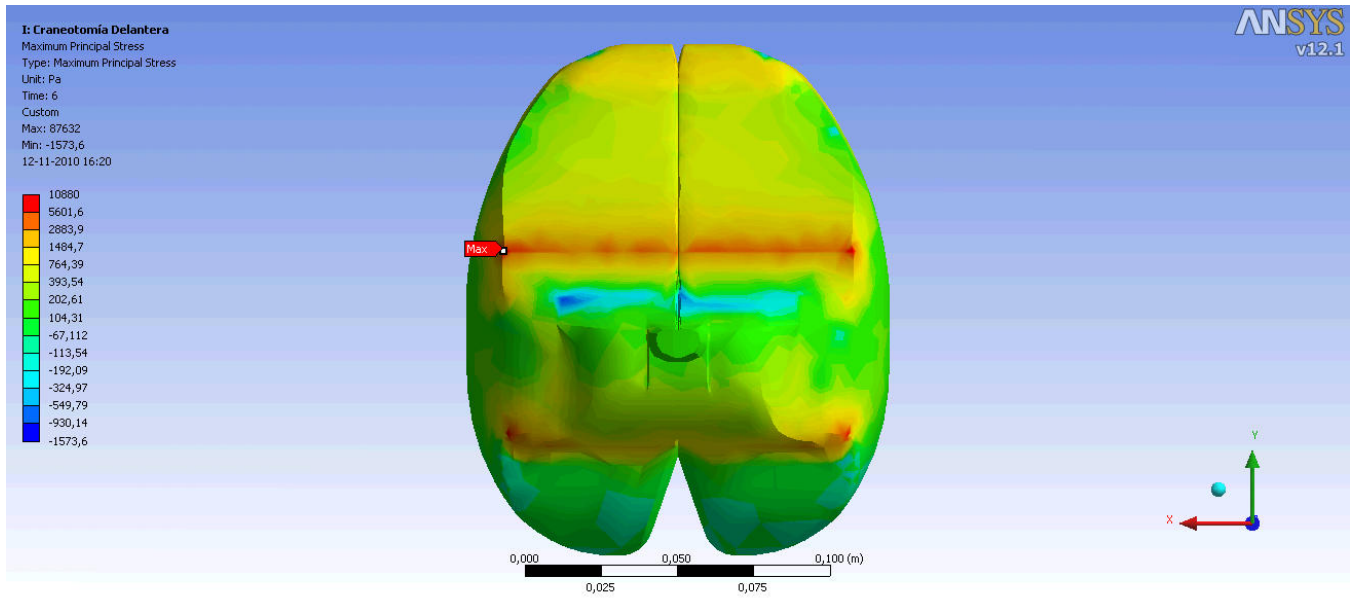


Figura A.58: Esfuerzo máximo principal en cerebro, escala logarítmica

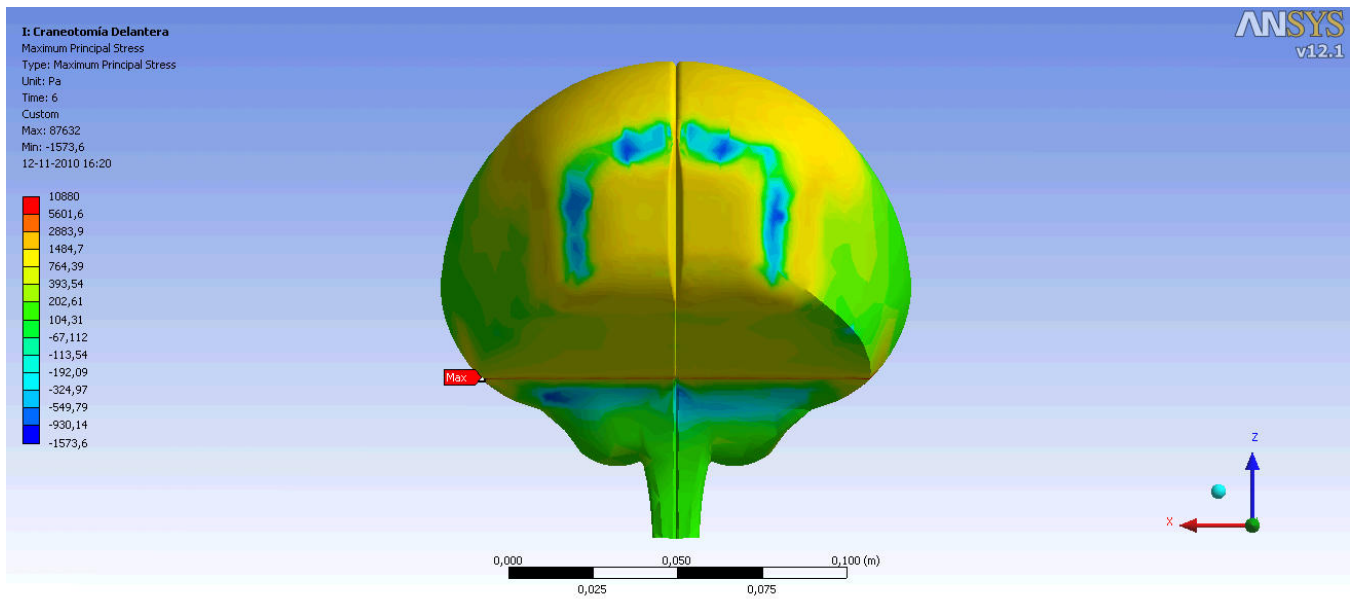


Figura A.59: Esfuerzo máximo principal en cerebro, escala logarítmica

Bibliografía

- [1] Mase G.T., Mase G.E., "Continuum mechanics for engineers", CRC Press Editors, Florida USA, 2000. Second Edition.
- [2] ADINA RD INC, "ADINA SYSTEM 8.5 RELEASE NOTES", Watertown USA, 2008.
- [3] ANSYS 12.1 INC, "ANSYS USER MANUAL", Canonsburg PA US, 2009.
- [4] Miller K. and Chinzei K., "Mechanical Properties of Brain Tissue in Tension", J. Biomechanics, Vol 35, pp. 483-490, 2002.
- [5] Miller K., Chinzei K., "Constitutive Model of Brain Tissue Suitable for finite element analysis of surgical procedures", J. Biomechanics, Vol. 32, pp. 531-537, 1999.
- [6] Miller K., Chinzei K., "Simple Validation of Biomechanical Models of Brain Tissue", J.Biomechanics, Vol 31, Supplement1, 104, 1998
- [7] Skrinjar O., Navabi A., Duncan J., "Model Driven Brain Shift Compensation", Medical Image Analysis, Vol 6, pp 361-373, 2002.
- [8] Hagemann A., Rohr K., Stiehl H., "Coupling of Fluid and Elastic Models for Biomechanics Simulations of Brain Deformations Using FEM", Medical Image Analysis, Vol 6, pp 375-388, 2002.
- [9] Wittek A., Kikinis R., Warfield S., Miller K., "Brain shift computation using a fully nonlinear biomechanical model" LECT NOTES COMPUT SC 3750, pp 583-590, 2005
- [10] Clatz O., Delingette H., Talos I., Golby A., Kikinis R., Jolesz F., Ayache N., Warfield S., "Robust Non Rigid Registration to Capture Brain Shift from Intra Operative MRI" ., IEEE Trans Med Imaging, Vol 24(11), pp 1417-1427, 2005.
- [11] Miga M., Paulsen K., Lemery J., Eisner S., Hartov A., Kennedy F., Roberts D., "Model updated image guidance: initial clinical experiences with gravity induced brain deformation" ., IEEE Trans. Med. Image 18, pp 866-874, 1999
- [12] Ecabert O., Thiran J., "Brain Shift Correction with the Boundary Element Method" ., Biomechanics applied to computer assisted surgery, pp. 177-192, 2005.

- [13] Khoshgoftar M., Najarian S., Farmanzad F., Vahidi B., "A Biomechanical Composite Model to Determine Effective Elastic Moduli of the CNS Gray Matter", American Journal of Applied Sciences, Vol 4, pp 918-924, 2007
- [14] Mehdizadeh S., Khoshgoftar M., Najarian S., Farmanzad F., Hooshiar S., "Comparison between Brain Tissue Gray and White Matters in Tension Including Necking Phenomenon" American Journal of Applied Sciences 5 (12): 1701-1706, 2008
- [15] Vigneron L., Boman R., Phonthot J., Robe P., Warfield S., Verly J., "Enhanced FEM-based modeling of brain shift deformation in Image-Guided Neurosurgery", Journal of Computational and Applied Mathematics, Vol 46, pp 377-386, 2009.
- [16] Franceschini G., Bigoni D., Holzapfel G., "Brain tissue deforms similarly to filled elastomers and follows consolidation theory", Journal of the mechanics and physics of solids., Vol 54., pp. 2592-2620, 2006.
- [17] Soza G., Grosse R., Labsik U., Nimsy C., Fahlbusch R., Greiner G., Hastreiter P., "Fast and Adaptive Finite Element Approach for Modeling Brain Shift", Computer Aided Surgery Vol 8, pp. 241-246, 2003.
- [18] Clatz O., Delingette H., Bardinet E., Dormont D., Ayache N., "Patient Specific Biomechanical Model of the Brain, Application to Parkinson Disease Procedure", LNS 2673, pp.321-331, 2003
- [19] Hagemann A., Rohr K., Stiehl H., Spetzger U., Gilsbach J., "Biomechanical modeling of the human head for physically based, non rigid image registration" J. Biomechanics, Vol. 30, pp. 531-537, 2008.
- [20] Applied Mechanics of Solid, Allan F Bower., <http://solidmechanics.org/>, USA.