

INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL

SECCIÓN DE ESTUDIOS DE POSGRADO E INVESTIGACIÓN

ESCUELA SUPERIOR DE INGENIERÍA MECÁNICA Y

ELÉCTRICA

UNIDAD ZACATENCO

**“Análisis numérico de cargas de impacto
sobre cráneo humano”**

T E S I S

**QUE PARA OBTENER EL GRADO DE MAESTRO EN
CIENCIAS EN INGENIERÍA MECÁNICA CON
ESPECIALIDAD EN DISEÑO**

PRESENTA:

ING. FRANCISCO CARRASCO HERNÁNDEZ

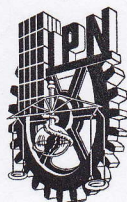
DIRECCIÓN:

DR. GUILLERMO URRIOLAGOITIA SOSA

DR. GUILLERMO URRIOLAGOITIA CALDERÓN



MÉXICO, D.F. 2011



INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL
SECRETARÍA DE INVESTIGACIÓN Y POSGRADO

SIP-14BIS

ACTA DE REVISIÓN DE TESIS

En la Ciudad de México, D. F. siendo las 11:00 horas del día 9 del mes de Diciembre del 2011 se reunieron los miembros de la Comisión Revisora de Tesis designada por el Colegio de Profesores de Estudios de Posgrado e Investigación de E. S. I. M. E. para examinar la tesis titulada:

**"ANÁLISIS NUMÉRICO DE CARGAS DE IMPACTO SOBRE
CRÁNEO HUMANO".**

Presentada por el alumno:

CARRASCO

Apellido paterno

HERNÁNDEZ

Apellido materno

FRANCISCO

Nombre (s)

Con registro:

A	1	0	0	3	5	6
---	---	---	---	---	---	---

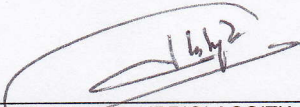
aspirante de:

MAESTRO EN CIENCIAS EN INGENIERÍA MECÁNICA

Después de intercambiar opiniones los miembros de la Comisión manifestaron **SU APROBACIÓN DE LA TESIS**, en virtud de que satisface los requisitos señalados por las disposiciones reglamentarias vigentes.

LA COMISION REVISORA

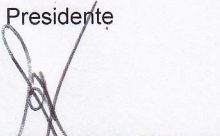
Directores de tesis


DR. GUILLERMO MANUEL URRIOLAGOITIA CALDERÓN

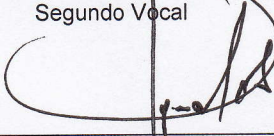
Presidente


DR. GUILLERMO URRIOLAGOITIA SOSA

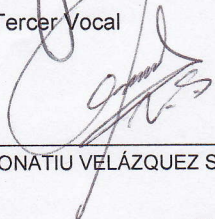
Segundo Vocal


DR. LUIS HÉCTOR HERNÁNDEZ GÓMEZ

Tercer Vocal

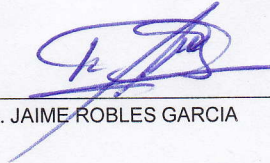

DR. GUILLERMO URRIOLAGOITIA SOSA

Secretario


DR. ALEJANDRO TONATIU VELÁZQUEZ SÁNCHEZ


DR. CARLOS TORRES TORRES

EL PRESIDENTE DEL COLEGIO


DR. JAIME ROBLES GARCIA





INSTITUTO POLITECNICO NACIONAL
COORDINACIÓN GENERAL DE POSGRADO E
INVESTIGACION

CARTA DE CESIÓN DE DERECHOS

En la Ciudad de México, Distrito Federal, el día 12 del mes Diciembre del año **2011**, el que suscribe, **ING. FRANCISCO CARRASCO HERNÁNDEZ**, alumno del Programa de **Maestría en Ciencias en Ingeniería Mecánica opción en Diseño Mecánico** con número de registro **A100356**, adscrito a la Sección de Estudios de Posgrado e Investigación de la ESIME Unidad Zacatenco, manifiesta que es autor intelectual del presente trabajo de Tesis bajo la dirección del **Dr. Guillermo Urriolagoitia Sosa y el Dr. Guillermo Urriolagoitia Calderón** y cede los derechos del trabajo titulado: **"ANÁLISIS NUMÉRICO DE CARGAS DE IMPACTO SOBRE CRÁNEO HUMANO"** al Instituto Politécnico Nacional para su difusión, con fines académicos y de investigación.

Los usuarios de la información no deben reproducir el contenido textual, graficas o datos del trabajo sin el permiso expreso del autor y/o director del trabajo. Este puede ser obtenido escribiendo a la siguiente dirección **calihuy@hotmail.com** Si el permiso se otorga, el usuario deberá dar el agradecimiento correspondiente y citar la fuente del mismo.

Ing. Francisco Carrasco Hernández.

Resumen

Desde el antiguo Egipto, continuando con Grecia, Arabia, España, Inglaterra, entre otros, se ha considerado de gran importancia el estudio de impactos en la cabeza, con el fin de comprender lo que sucede dentro del encéfalo al recibir un golpe. El presente trabajo de tesis muestra desde el punto de vista de la biomecánica, la capacidad mecánica que presenta la estructura del cráneo para soportar un impacto de alta velocidad (específicamente 100 m/s).

Es necesario incluir los fundamentos teóricos de biomecánica, especificando la biomecánica de impacto, comenzar desde los inicios de dinámica, particularmente el principio de impulso y cantidad de movimiento, con el fin de dar inicio a las bases mecánicas del impacto. Si se realiza una homología en cuanto al comportamiento elástico y plástico de los materiales resulta con mayor facilidad el comprender lo que sucede dentro del material sometido a una carga súbita.

Teniendo los conocimientos anteriores se realizan tres idealizaciones de un cascaron, que es considerada la aproximación a la estructura mecánica del cráneo humano, se muestra la primer idealización como un material perfectamente plástico, con tres fases de movimiento, una discusión energética, así como una carga impulsiva; seguido de la idealización del material considerado elástico perfectamente plástico, con cuatro fases de movimiento, una discusión de energía y el análisis de las cargas impulsivas; y por último cuando la idealización del material es considerado rígido perfectamente plástico, obteniendo dos fases de movimiento, se discuten las energías y por último se muestra el análisis de las cargas impulsivas.

Comprendiendo la parte mecánica del estudio que se desea realizar, es necesario combinarlo con un estudio de la anatomía del cráneo humano, teniendo dentro de esta sección la parte anatómica, un estudio de la arquitectura del cráneo, y por último una explicación del órgano al cual protege el cráneo, el encéfalo, sus partes y las patologías que se generan al recibir un impacto.

Dentro de la parte medular del presente estudio, se muestra la realización de los análisis numéricos, exponiendo la metodología para realizar el modelado del cráneo, y las particularidades para cada estudio, obteniendo resultados en desplazamiento total,

esfuerzo principal máximo, esfuerzo cortante, deformación plástica equivalente, esfuerzo cortante máximo y esfuerzo equivalente, se realiza un análisis energético del estudio incluyendo análisis de energía interna, energía cinética, energía interna y el trabajo plástico.

Por último se llega a la culminación del trabajo con la inclusión de conclusiones en cuanto a cada estudio, generando una comparativa entre todos los estudios con el fin de observar de una manera global los resultados.

Abstract

Since the ancient Egypt, continuing with Greece, Arabia, Spain, England, among others, it has been considered of great importance to study head impacts, in order to understand the brain affectation. This thesis shows from the biomechanics point of view, the mechanical ability of the structure to support a high velocity impact (specifically 100 m/s).

It is necessary to include the bases of biomechanics, specifically impact biomechanics, starting with dynamics, particularly the principle of impulse and momentum, to show the mechanical bases of the impact. If it is done a homology in so far as the elastic and plastic behavior of materials it is easier to understand what happens inside the material that is exposed to a sudden load.

Having the prior knowledge three shell idealizations are made, that is considered the mechanical structure of the human skull, the first idealization shown a perfectly plastic material, with three movement phases, an energy discussion, as well as an impulsive load; follow by the elastic perfectly plastic material idealization, with four movement phases, an energy discussion, and an impulsive load; and finally when the idealization of the material behavior is rigid perfectly plastic, obtained two movement phases, an energy discussion, and an impulsive load.

Knowing the mechanical part of the study that is desire to do, is necessary to compound with the knowledge of the human skull anatomy, including a study of the architecture of the skull, and a explication of the brain its parts and pathologies that are generated when receiving an impact.

Within the core of the present study, it is shown the performance of the numerical analysis, showing the methodology for modeling the skull, and the characteristics of each study, including the frontal, lateral, superior and back modes, obtaining the results for total displacement, maximum principal stress, shear stress, equivalent plastic strain, maximum shear stress and equivalent stress; energy analysis are performed of each study including the internal energy, the kinetic energy, internal energy and plastic work.

Finally the culmination of the work is reached by including conclusions regarding each study, generating a comparison of all studies to look in a comprehensive way all the results.

Índice general

Resumen	i
Abstract	iii
Índice general	v
Índice de figuras	xii
Índice de tablas	xxiii
Simbología	xxviii
Objetivo	xxxii
Justificación	xxxiii
Introducción	xxxiv

Capítulo I. Estado del Arte	1
------------------------------------	----------

I.1.- Introducción	2
I.2.- Antecedentes históricos	3
I.3.- Biomecánica para traumas debido a cargas de impacto	16
I.4.- Planteamiento del problema	18
I.5.- Sumario	19
I.6.- Referencias	21

Capítulo II. Fundamentos Teóricos	26
--	-----------

II.1.- Introducción biomecánica	27
II.1.1.- Biomecánica de impacto	28
II.2.- Principio de impulso y cantidad de movimiento	28
II.3.- Impacto	30
II.3.1.-Comportamiento elástico y plástico de los materiales	34
II.3.2.-Comportamiento elástico – plástico de los cascarones	35

II.3.2.1.- Flujo de cedencia	39
II.3.2.2.- Teorema del límite inferior	41
II.3.2.3.- Teorema del límite superior	41
II.3.3.- Comportamiento de cargas dinámicas	41
II.4.- Cascaron esférico elástico, perfectamente plástico sujeto a una presión dinámica esférica	44
II.4.1.- Ecuaciones utilizadas	44
II.4.2.- Respuesta elástica	45
II.4.2.1.- Primer fase de movimiento $0 \leq t \leq t$	46
II.4.2.2.- Segunda fase de movimiento $t \leq t \leq T$	47
II.4.2.3.- Tercera fase de movimiento $t \geq T$	48
II.4.2.4.- Discusión de energía	48
II.4.2.5.- Carga impulsiva	49
II.4.3.- Respuesta elástica, perfectamente plástica	51
II.4.3.1.- Primer fase de movimiento $0 \leq t \leq t$	51
II.4.3.2.- Segunda fase de movimiento $t \leq t \leq t_1$	51
II.4.3.3.- Tercera fase de movimiento $t_1 \leq t \leq T_1$	52
II.4.3.4.- Cuarta fase de movimiento $t \geq T_1$	53
II.4.3.5.- Discusión de energía	56
II.4.2.6.- Carga impulsiva	57
II.4.4.- Respuesta rígida, perfectamente plástica	62
II.4.3.1.- Primer fase de movimiento $0 \leq t \leq t$	62
II.4.3.2.- Segunda fase de movimiento $t \leq t \leq T$	63
II.4.3.5.- Discusión de energía	64

Índice general	vii
II.4.2.6.- Carga impulsiva	65
II.5.- Sumario	66
II.6.- Referencias	69
Capítulo III. Anatomía de la cabeza humana	71
III.1.- Generalidades de los huesos	72
III.2.- Aspecto general del esqueleto	72
III.3.- Forma de los huesos del cráneo	73
III.4.- Esqueleto del cráneo y de la cara	76
III.4.1.- La calvaria	77
III.4.2.- Base del cráneo	78
III.4.2.1 Base del cráneo externa (exocráneo)	78
III.4.2.2.- Base del cráneo interna (endocráneo)	81
III.4.3.- El viscerocráneo o esqueleto facial	83
III.5.- Arquitectura del cráneo	84
III.6.- Sistema nervioso	87
III.6.1.- Encéfalo	88
III.6.1.1.- Estructura del encéfalo	88
III.6.1.1.1.- Robencéfalo	89
III.6.1.1.1.1.- Bulbo raquídeo	89
III.6.1.1.1.2.- Protuberancia	89
III.6.1.1.1.3.- Cerebelo	89
III.6.1.1.2.- Mescencéfalo	90
III.6.1.1.3.- Procencéfalo	90
III.6.1.1.3.1.- Diencefalo	90
III.6.1.1.3.2.- Cerebro	90

Índice general	viii
III.7.- Traumatismo craneoencefálico (TCE)	92
III.8.- Fracturas del cráneo	92
III.9.- Lesiones encefálicas	93
III.9.1.- Hemorragia intracraneal	94
III.9.1.1.- La hemorragia epidural (extradural)	95
III.9.1.2.- La hemorragia subdural	95
III.10.- Sumario	96
III.11.- Referencias	97
Capítulo IV. Análisis numérico sobre impacto frontal en cráneo humano	101
IV.1.- Modelado del cráneo	102
IV.1.1.- Obtención y procesamiento de imágenes	102
IV.1.2.- Refinación del archivo, generación de superficies, exportación e importación	104
IV.2.- Generalidades de los estudios numéricos	105
IV.2.1- Particularidades del estudio	106
IV.3.- Obtención de resultados	109
IV.3.1.- Análisis de desplazamientos, esfuerzos y deformaciones	110
IV.3.1.1.- Desplazamiento total (D)	110
IV.3.1.2.- Esfuerzo principal (σ_p)	113
IV.3.1.3.- Esfuerzo cortante (σ_c)	117
IV.3.1.4.- Equivalente plástico (P_e)	121
IV.3.1.5.- Máximo cortante (σ_{c-max})	124
IV.3.1.6.- Esfuerzo equivalente (σ_e)	128
IV.3.2.- Análisis energético	132
IV.3.2.1.- Energía interna	133
IV.3.2.2.- Energía cinética	135

Índice general	ix
IV.3.2.3.- Trabajo plástico	137
IV.3.2.4.- Energía total	139
IV.4.- Sumario	141
IV.5.- Referencias.	141
Capítulo V. Análisis numérico sobre impacto lateral en cráneo humano	143
V.1.- Particularidades del estudio	144
V.2.- Obtención de resultados	144
V.2.1.- Análisis de desplazamientos, esfuerzos y deformaciones	146
V.2.1.1.- Desplazamiento total (D)	146
V.2.1.2.- Esfuerzo principal (σ_p)	150
V.2.1.3.- Esfuerzo cortante (σ_c)	154
V.2.1.4.- Equivalente plástico (Pe)	157
V.2.1.5.- Máximo cortante (σ_{c-max})	161
V.2.1.6.- Esfuerzo equivalente (σ_e)	165
V.2.2.- Análisis energético	169
V.2.2.1.- Energía interna	170
V.2.2.2.- Energía cinética	173
V.2.2.3.- Trabajo plástico	176
V.2.2.4.- Energía total	179
V.3.- Sumario	182
Capítulo VI. Análisis numérico sobre impacto superior en cráneo humano	183
VI.1.- Particularidades del estudio	184
VI.2.- Obtención de resultados	184
VI.2.1.- Análisis de desplazamientos, esfuerzos y deformaciones	186

Índice general	x
VI.2.1.1.- Desplazamiento total (D)	186
VI.2.1.2.- Esfuerzo principal (σ_p)	190
VI.2.1.3.- Esfuerzo cortante (σ_c)	194
VI.2.1.4.- Equivalente plástico (Pe)	198
VI.2.1.5.- Máximo cortante (σ_{c-max})	202
VI.2.1.6.- Esfuerzo equivalente (σ_e)	205
VI.2.2.- Análisis energético	209
VI.2.2.1.- Energía interna	210
VI.2.2.2.- Energía cinética	213
VI.2.2.3.- Trabajo plástico	216
VI.2.2.4.- Energía total	219
VI.3.- Sumario	222
Capítulo VII. Análisis numérico sobre impacto posterior en cráneo humano	223
VII.1.- Particularidades del estudio	224
VII.2.- Obtención de resultados	224
VII.2.1.- Análisis de desplazamientos, esfuerzos y deformaciones	226
VII.2.1.1.- Desplazamiento total (D)	226
VII.2.1.2.- Esfuerzo principal (σ_p)	230
VII.2.1.3.- Esfuerzo cortante (σ_c)	234
VII.2.1.4.- Equivalente plástico (Pe)	238
VII.2.1.5.- Máximo cortante (σ_{c-max})	242
VII.2.1.6.- Esfuerzo equivalente (σ_e)	246
VII.2.2.- Análisis energético	249
VII.2.2.1.- Energía interna	250
VII.2.2.2.- Energía cinética	253

Índice general	xi
VII.2.2.3.- Trabajo plástico	256
VII.2.2.4.- Energía total	259
VII.3.- Sumario	262
Conclusiones	263
VIII.1.- Conclusiones impacto frontal	264
VIII.2.- Conclusiones impacto lateral	265
VIII.3.- Conclusiones impacto superior	266
VIII.4.- Conclusiones impacto posterior	267
VIII.5.- Comparativa de los modos	269
VIII.5.1.- Deformación total	269
VIII.5.2.- Esfuerzo principal	270
VIII.5.3.- Esfuerzo cortante	271
VIII.5.4.- Equivalente plástico	272
VIII.5.5.- Máximo esfuerzo cortante	273
VIII.5.6.- Esfuerzo equivalente	274

Índice de figuras

Capítulo I

I.1.- Boceto del estudio en cráneo de <i>Leonardo Da Vinci</i>	2
I.2.- Cráneo trepanado	4
I.3.- Hundimiento de cráneo <i>hundimiento en pelota de ping-pong</i>	7
I.4.- Cráneo de <i>Phineas Gage</i>	11
I.5.- Accidente <i>De Haven</i>	17

Capítulo II

II.1.- Niveles de cargas a impacto producidas por la liberación de masa m	33
II.2.- Comportamiento elástico y plástico de los materiales	35
II.3.- Idealización de materiales, <i>Rígido – Perfectamente Plástico y Elástico – Perfectamente Plástico</i>	36
II.4.- Esfuerzos en un cuerpo tridimensional	37
II.5.- Esfuerzos generalizados que actúan en un caparazón de pared delgada	38
II.6.- Curvas características para una viga de sección transversal rectangular	39
II.7.- (a) Curva convexa con regla normalizada. (b) Curva no convexa de superficie de cedencia	40
II.8.- Pulso de presión rectangular	44
II.9.- Segmento de un cascarón esférico sujeto a una presión interna simétrica	45
II.10.- Respuesta dinámica de un cascarón esférico elástico, sujeto a un pulso de presiones rectangular, con respecto a la historia presión – tiempo de la Figura II.8, acorde con las Ecuaciones II.18 y II.20, y $rt = \pi/2$ ($\psi_0 = t/T = 0.25$). El desplazamiento máximo radial (v_m) es calculado por la Ecuación II.59	48

II.11.- Variación de la reacción a dimensional en la membrana $\left(\frac{\sigma}{\sigma_0}\right)$ durante la respuesta dinámica de un cascarón esférico elástico – plástico acorde con las Ecuaciones II.14, II.34 y II.41 cuando se utiliza la Ecuación II.32. 54

II.12.- Desplazamiento radial a dimensional de un cascarón esférico elástico, perfectamente plástico sujeto a un pulso de presión como el mostrado en la Figura II.8 con $rt = \frac{\pi}{8} (\psi_0 = \frac{t}{T} = \frac{1}{16})$ y $\frac{p_0 R}{2\sigma} = \zeta = 10$ ----: respuesta elástica, —: respuesta plástica — — —: porcentaje de desplazamiento radial permanente (v_p) para $t \geq T_1$ 56

II.13.- Razón de energía para un cascarón esférico elástico, perfectamente plástico, sujeto a un pulso de presión rectangular con una magnitud adimensional $\zeta = \frac{p_0}{p_c}$ y una duración a dimensional $\psi_0 = \frac{t}{T}$. —: ecuaciones II.52 y II.53. —: Ecuaciones II.57 y II.58. ----: $\frac{E}{\sigma}$ (a) $\psi_0 = 0.5$. (b) $\psi_0 = 0.1$. (c) $\psi_0 = 0.01$ 60

Capítulo III

III.1.- Vista superior de la calvaria 77

III.2.- Vista inferior de la calvaria 78

III.3.- Base del cráneo externa (exocráneo) 79

III.4.- Base del cráneo interna (endocráneo) 72

III.5.- Esqueleto facial 84

III.6.- Desarrollo de la arquitectura del cráneo 87

III.7.- Anatomía general del encéfalo 91

Capítulo IV

IV.1.- Ventana del programa Scan IP, mostrando el tejido óseo en la tomografía y marcando el delineado 103

IV.2.- Generación de superficies en COPYCAD[®] 104

IV.3.- Sólido en POWERSHAPE®	105
IV.4.- Comportamiento elasto-plástico perfecto del hueso cortical	107
IV.5.- Generación de la placa para recibir impacto con las dimensiones: H2 – 0.0080m, L5 – 0.0025m, L7 – 0.0085m, V1 – 0.0025m	108
IV.6.- Generación del espesor de la placa para recibir el impacto con una dimensión de 0.008m	109
IV.7.- Valores para el desplazamiento total, intervalo de 0 a 1.01×10^{-5} s	111
IV.8.- Valores y ejemplificación gráfica del desplazamiento total en metros (m) teniendo los valores máximos en a) 0.0004121 m, b) 0.0005292 m, c) 0.00066176 m, d) 0.0010519 m	111
IV.9.- Valores para el desplazamiento total, intervalo de 2.51×10^{-5} s a 2.25×10^{-4} s	112
IV.10.- Valores y ejemplificación gráfica del desplazamiento, intervalo de 2.51×10^{-5} s a 2.25×10^{-4} s, teniendo los valores máximos en a) 1.61×10^{-2} m, b) 3.92×10^{-2} m y c) 3.92×10^{-2} m	113
IV.11.- Valores para el esfuerzo principal, intervalo de 0 s a 1.01×10^{-5} s	114
IV.12.- Valores y ejemplificación gráfica del esfuerzo principal teniendo los valores máximos en a) 8103.5 Pa, -2019.1 Pa, b) 1.15×10^5 Pa, - 1.32×10^5 Pa, c) 17638 Pa, - 1.38×10^6 Pa, d) 2.29×10^5 Pa, - 6.74×10^6 Pa	115
IV.13.- Valores para el esfuerzo principal, intervalo de 2.51×10^{-5} s a 2.25×10^{-4} s	116
IV.14.- Valores y ejemplificación gráfica del esfuerzo principal, intervalo de 2.51×10^{-5} s a 2.25×10^{-4} s, teniendo los valores máximos a) 1.50×10^6 Pa, - 4.19×10^6 Pa, b) 1.51×10^6 Pa, - 8.20×10^6 Pa, c) 1.51×10^6 Pa, - 8.20×10^6 Pa	117
IV.15.- Valores para el esfuerzo cortante, intervalo de 0 s a 1.01×10^{-5} s	118
IV.16.- Valores y ejemplificación gráfica del esfuerzo cortante, intervalo de 0 s a 1.01×10^{-5} s, teniendo los valores máximos en a) 618.35 Pa, -1582.20 Pa, b) 71446.60 Pa, -27778 Pa, c) 17638 Pa, - 1.38×10^6 Pa, d) 74723 Pa, - 1.04×10^6 Pa	119
IV.17.- Valores para el esfuerzo cortante, intervalo de 2.51×10^{-5} s a 2.25×10^{-4} s	120

IV.18.- Valores y ejemplificación gráfica del esfuerzo cortante intervalo de 0 s a 1.01×10^{-5} s, teniendo los valores máximos a) 3.45×10^5 Pa, -5.98×10^5 Pa, b) 4.94×10^5 Pa, -5.40×10^5 Pa, c) 4.94×10^5 Pa, -5.40×10^5 Pa	120
IV.19.- Valores para el equivalente plástico, intervalo de 0 s a 1.01×10^{-5} s	122
IV.20.- Valores y ejemplificación gráfica del equivalente plástico, intervalo de 0 s a 1.01×10^{-5} s, teniendo los valores máximos en a) 1.51×10^{-2} , b) 2.82×10^{-1} , c) 1.02, d) 1.37.	122
IV.21.- Valores para el equivalente plástico, intervalo de 2.51×10^{-5} s a 2.25×10^{-4} s	123
IV.22.- Valores y ejemplificación gráfica del equivalente plástico, intervalo de 2.51×10^{-5} s a 2.25×10^{-4} s, teniendo los valores máximos a) 2.77, b) 3.20, c) 3.20.	124
IV.23.- Valores para el máximo cortante, intervalo de 0 s a 1.01×10^{-5} s	125
IV.24.- Valores y ejemplificación gráfica del máximo cortante, intervalo de 0 s a 1.01×10^{-5} s, teniendo los valores máximos en a) 2.93×10^4 Pa, b) 5.82×10^5 Pa, c) 4.98×10^5 Pa, d) 5.76×10^5 Pa.	126
IV.25.- Valores para el máximo cortante, intervalo de 2.51×10^{-5} s a 2.25×10^{-4} s	127
IV.26.- Valores y ejemplificación gráfica del máximo cortante, intervalo de 2.51×10^{-5} s a 2.25×10^{-4} s, teniendo los valores máximos a) 6.62×10^5 Pa, b) 6.69×10^5 Pa, c) 6.69×10^5 Pa	128
IV.27.- Valores para el esfuerzo equivalente, intervalo de 0 s a 1.01×10^{-5} s	129
IV.28.- Valores y ejemplificación gráfica del esfuerzo equivalente, intervalo de 0 s a 1.01×10^{-5} s, teniendo los valores máximos en a) 58010 Pa, b) 1.16×10^6 Pa, c) 9.83×10^5 Pa, d) 1.13×10^6	130
IV.29.- Valores para el esfuerzo equivalente, intervalo de 2.51×10^{-5} s a 2.25×10^{-4} s	131
IV.30.- Valores y ejemplificación gráfica del esfuerzo equivalente, intervalo de 2.51×10^{-5} s a 2.25×10^{-4} s, teniendo los valores máximos a) 1.16×10^6 Pa, b) 1.60×10^6 Pa.	132
IV.31.- Valores para el análisis de energía interna, intervalo de 0 s a 1.01×10^{-5} s	133

IV.32.- Valores para el análisis de energía cinética, intervalo de 0 s a 1.01×10^{-5} s	135
IV.33.- Valores para el análisis de trabajo plástico, intervalo de 0 s a 1.01×10^{-5} s	137
IV.34.- Valores para el análisis de energía total, intervalo de 0 s a 1.01×10^{-5} s	139

Capítulo V

V.1.- Generación de placa para recibir impacto con las dimensiones L1: 0.0073 m, H2: 0.0025 m, V3: 0.016 m, L4:0.01 m	145
V.2.- Generación del espesor de la placa para recibir el impacto con una dimensión de E1: 0.008m, E2: 0.011m	145
V.3.- Valores para el desplazamiento total, intervalo de 0 s a 1.00×10^{-5} s	147
V.4.- Valores y ejemplificación gráfica del desplazamiento total en metros (m) teniendo los valores máximos en a) 0.00307 m, b) 0.000503 m, c) 0.000814 m, d) 0.00101 m	147
V.5.- Valores para el desplazamiento total, intervalo de 1.21×10^{-5} s a 4.00×10^{-5} s	149
V.6.- Valores y ejemplificación gráfica del desplazamiento, intervalo de 1.21×10^{-5} s a 4.00×10^{-5} s, teniendo los valores máximos en a) 2.86×10^{-3} m, b) 4.59×10^{-3} m y c) 4.86×10^{-3} m.	149
V.7.- Valores para el esfuerzo principal, intervalo de 0 s a 1.00×10^{-5} s	151
V.8.- Valores y ejemplificación gráfica del esfuerzo principal, intervalo de 0 s a 1.00×10^{-5} s, teniendo los valores máximos en a) 4261.90 Pa, -31087 Pa, b) 70622 Pa, -1.21×10^7 Pa, c) 39997 Pa, -1.45×10^7 Pa, d) 1.08×10^5 Pa, -1.49×10^7 Pa.	151
V.9.- Valores para el esfuerzo principal, intervalo de 1.21×10^{-5} s a 4.00×10^{-5} s.	153
V.10.- Valores y ejemplificación gráfica del esfuerzo principal, intervalo de 1.21×10^{-5} s a 4.00×10^{-5} s, teniendo los valores máximos a) 9916.2 Pa, -1.52×10^7 Pa, b) 288.9 Pa, -1.17×10^7 Pa, c) 1.96×10^6 Pa, -1.32×10^7 Pa.	153
V.11.- Valores para el esfuerzo cortante, intervalo de 0 s a 1.00×10^{-5} s	155

V.12.- Valores y ejemplificación gráfica del esfuerzo cortante, intervalo de 0 s a 1.00×10^{-5} s, teniendo los valores máximos en a) 49449 Pa, -47518 Pa, b) 1.74×10^5 Pa, -2.95×10^5 Pa, c) 4.96×10^5 Pa, -2.06×10^5 Pa, d) 4.53×10^5 Pa, -2.56×10^5 Pa.	155
V.13.- Valores para el esfuerzo cortante, intervalo de 1.21×10^{-5} s a 4.00×10^{-5} s	156
V.14.- Valores y ejemplificación gráfica del esfuerzo cortante intervalo de 1.21×10^{-5} s a 4.00×10^{-5} s, teniendo los valores máximos a) 4.18×10^5 Pa, -3.20×10^5 Pa, b) 5.82×10^5 Pa, -6.39×10^5 Pa, c) 4.88×10^5 Pa, -5.67×10^5 Pa.	157
V.15.- Valores para el equivalente plástico, intervalo de 0 s a 1.00×10^{-5} s	158
V.16.- Valores y ejemplificación gráfica del equivalente plástico, intervalo de 0 s a 1.00×10^{-5} s, teniendo los valores máximos en a) 3.03×10^{-2} , b) 1.43, c) 1.43, d) 1.54.	159
V.17.- Valores para el equivalente plástico, intervalo de 1.21×10^{-5} s a 4.00×10^{-5} s	160
V.18.- Valores y ejemplificación gráfica del equivalente plástico, intervalo de 1.21×10^{-5} s a 4.00×10^{-5} s, teniendo los valores máximos a) 2.28, b) 2.71, c) 2.71.	161
V.19.- Valores para el máximo cortante, intervalo de 0 s a 1.00×10^{-5} s	162
V.20.- Valores y ejemplificación gráfica del máximo cortante, intervalo de 0 s a 1.00×10^{-5} s, teniendo los valores máximos en a) 1.75×10^5 Pa, b) 6.13×10^5 Pa, c) 6.04×10^5 Pa, d) 6.26×10^5 Pa.	163
V.21.- Valores para el máximo cortante, intervalo de 1.21×10^{-5} s a 4.00×10^{-5} s	164
V.22.- Valores y ejemplificación gráfica del máximo cortante, intervalo de 1.21×10^{-5} s a 4.00×10^{-5} s, teniendo los valores máximos a) 6.06×10^5 Pa, b) 6.80×10^5 Pa, c) 6.50×10^5 Pa	165
V.23.- Valores para el esfuerzo equivalente, intervalo de 0 s a 1.00×10^{-5} s	166
V.24.- Valores y ejemplificación gráfica del esfuerzo equivalente, intervalo de 0 s a 1.01×10^{-5} s, teniendo los valores máximos en a) 3.49×10^5 Pa, b) 1.20×10^6 Pa, c) 1.18×10^6 Pa, d) 1.19×10^6	167
V.25.- Valores para el esfuerzo equivalente, intervalo de 1.21×10^{-5} s a 4.00×10^{-5} s	168

V.26.- Valores y ejemplificación gráfica del esfuerzo equivalente, intervalo de 1.21×10^{-5} s a 4.00×10^{-5} s, teniendo los valores máximos a) 1.16×10^6 Pa, b) 1.60×10^6 Pa.	169
V.27.- Valores para el análisis de energía interna, intervalo de 0 s a 1.00×10^{-5} s	170
V.28.- Valores para el análisis de energía cinética, intervalo de 0 s a 1.00×10^{-5} s	173
V.29.- Valores para el análisis de trabajo plástico, 0 s a 1.00×10^{-5} s	176
V.30.- Valores para el análisis de energía total, 0 s a 1.00×10^{-5} s	179

Capítulo VI

VI.1.- Generación de placa para recibir impacto con las dimensiones: H1: 0.0025m, L1: 0.011m, V1: 0.019m, L2: 0.011m.	185
VI.2.- Generación del espesor de la placa para recibir el impacto con una dimensión de E1: 0.0072m.	185
VI.3.- Valores para el desplazamiento total, intervalo de 0 s a 1.01×10^{-5} s	187
VI.4.- Valores y ejemplificación gráfica del desplazamiento total en metros (m) teniendo los valores máximos en a) 0.00040808 m, b) 0.00060524 m, c) 0.00076372 m, d) 0.0010215 m.	187
VI.5.- Valores para el desplazamiento total, intervalo de 1.25×10^{-5} s a 5.00×10^{-5} s	189
VI.6.- Valores y ejemplificación gráfica del desplazamiento, intervalo de 1.25×10^{-5} s a 5.00×10^{-5} s, teniendo los valores máximos en a) 1.61×10^{-2} m, b) 3.92×10^{-2} m y c) 3.92×10^{-2} m	189
VI.7.- Valores para el esfuerzo principal, intervalo de 0 s a 1.01×10^{-5} s	191
VI.8.- Valores y ejemplificación gráfica del esfuerzo principal teniendo los valores máximos en a) 7628.8 Pa, -51777 Pa, b) 1507.9 Pa, -5.96×10^6 Pa, c) 66482 Pa, -1.34×10^7 Pa, d) 9910.2 Pa, -9.63×10^6 Pa	191
VI.9.- Valores para el esfuerzo principal, intervalo de 1.25×10^{-5} s a 5.00×10^{-5} s	193
VI.10.- Valores y ejemplificación gráfica del esfuerzo principal, intervalo de 1.25×10^{-5} s a 5.00×10^{-5} s, teniendo los valores máximos a) 12827 Pa, -9.63×10^6 Pa, b) 2.12×10^6 Pa, -1.90×10^7 Pa, c) 1.52×10^6 Pa, -8.68×10^6 Pa	193

VI.11.- Valores para el esfuerzo cortante, intervalo de 0 s a 1.01×10^{-5} s	195
VI.12.- Valores y ejemplificación gráfica del esfuerzo cortante, intervalo de 0 s a 1.01×10^{-5} s, teniendo los valores máximos en a) 45351 Pa, -52994 Pa, b) 3.63×10^5 Pa, -2.69×10^5 Pa, c) 2.51×10^5 Pa, -2.51×10^5 Pa, d) 3.66×10^5 Pa, -3.65×10^5 Pa.	195
VI.13.- Valores para el esfuerzo cortante, intervalo de 1.25×10^{-5} s a 5.00×10^{-5} s	196
VI.14.- Valores y ejemplificación gráfica del esfuerzo cortante intervalo de 0 s a 1.01×10^{-5} s, teniendo los valores máximos a) 3.28×10^5 Pa, -3.76×10^5 Pa, b) 5.37×10^5 Pa, -6.35×10^5 Pa, c) 4.65×10^5 Pa, -4.51×10^5 Pa	197
VI.15.- Valores para el equivalente plástico, intervalo de 0 s a 1.01×10^{-5} s	199
VI.16.- Valores y ejemplificación gráfica del equivalente plástico, intervalo de 0 s a 1.01×10^{-5} s, teniendo los valores máximos en a) 5.34 e-2, b) 1.14, c) 1.40, d) 1.45.	199
VI.17.- Valores para el equivalente plástico, intervalo de 1.25×10^{-5} s a 5.00×10^{-5} s	201
VI.18.- Valores y ejemplificación gráfica del equivalente plástico, intervalo de 1.25×10^{-5} s a 5.00×10^{-5} s, teniendo los valores máximos a) 2.33, b) 6.02, c) 6.02.	201
VI.19.- Valores para el máximo cortante, intervalo de 0 s a 1.01×10^{-5} s	203
VI.20.- Valores y ejemplificación gráfica del máximo cortante, intervalo de 0 s a 1.01×10^{-5} s, teniendo los valores máximos en a) 2.18×10^5 Pa, b) 5.96×10^5 Pa, c) 6.03×10^5 Pa, d) 6.01×10^5 Pa	203
VI.21.- Valores para el máximo cortante, intervalo de 1.25×10^{-5} s a 5.00×10^{-5} s	204
VI.22.- Valores y ejemplificación gráfica del máximo cortante, intervalo de 1.25×10^{-5} s a 5.00×10^{-5} s, teniendo los valores máximos a) 6.22×10^5 Pa, b) 6.55×10^5 Pa, c) 6.46×10^5 Pa	205
VI.23.- Valores para el esfuerzo equivalente, intervalo de 0 s a 1.01×10^{-5} s	206
VI.24.- Valores y ejemplificación gráfica del esfuerzo equivalente, intervalo de 0 s a 1.01×10^{-5} s, teniendo los valores máximos en a) 4.33×10^5 Pa, b) 1.19×10^6 Pa, c) 1.20×10^6 Pa, d) 1.20×10^6 Pa	207
VI.25.- Valores para el esfuerzo equivalente, intervalo de 1.25×10^{-5} s a 5.00×10^{-5} s	208

VI.26.- Valores y ejemplificación gráfica del esfuerzo equivalente, intervalo de 1.25×10^{-5} s a 5.00×10^{-5} s, teniendo los valores máximos a) 1.98×10^6 Pa, b) 1.19×10^6 Pa c) 1.16×10^6 Pa	209
VI.27.- Valores para el análisis de energía interna, intervalo de 0 s a 1.01×10^{-5} s	210
VI.28.- Valores para el análisis de energía cinética, intervalo de 0 s a 1.01×10^{-5} s	213
VI.29.- Valores para el análisis de trabajo plástico, 0 s a 1.01×10^{-5} s	216
VI.30.- Valores para el análisis de energía total, 0 s a 1.01×10^{-5} s	219

Capítulo VII

VII.1.- Generación de placa para recibir impacto con las dimensiones: H1: 0.016m, L1: 0.0100m, V1: 0.0025m, L2: 0.0112m.	225
VII.2.- Generación del espesor de la placa para recibir el impacto con una dimensión de E1: 0.0072m.	225
VII.3.- Valores para el desplazamiento total, intervalo de 0 s a 1.01×10^{-5} s	227
VII.4.- Valores y ejemplificación gráfica del desplazamiento total en metros (m) teniendo los valores máximos en a) 0.00040808 m, b) 0.00070472 m, c) 0.00085484 m, d) 0.0010121 m.	227
VII.5.- Valores para el desplazamiento total, intervalo de 1.25×10^{-5} s a 5.01×10^{-5} s	229
VII.6.- Valores y ejemplificación gráfica del desplazamiento, intervalo de 1.25×10^{-5} s a 5.01×10^{-5} s, teniendo los valores máximos en a) 0.0012601m, b) 0.0027577 m y c) 0.0050054m	229
VII.7.- Valores para el esfuerzo principal, intervalo de 0 s a 1.01×10^{-5} s	231
VII.8.- Valores y ejemplificación gráfica del esfuerzo principal teniendo los valores máximos en a) 30424 Pa, -2.2844×10^5 Pa, b) 51770 Pa, -4.1923×10^6 Pa, c) 834.91 Pa, -1.2262×10^7 Pa, d) 2570.3 Pa, -1.2452×10^7 Pa	231
VII.9.- Valores para el esfuerzo principal, intervalo de 1.25×10^{-5} s a 5.00×10^{-5} s	233
VII.10.- Valores y ejemplificación gráfica del esfuerzo principal, intervalo de 1.25×10^{-5} s a 5.00×10^{-5} s, teniendo los valores máximos	

a) 57771 Pa, -1.0937 x10 ⁷ Pa, b) 60.552 Pa, -4.5349 x10 ⁷ Pa,	
c) 2.0744 x10 ⁶ Pa, -1.2881 x10 ⁷ Pa	233
VII.11.- Valores para el esfuerzo cortante, intervalo de 0 s a 1.01 x10 ⁻⁵ s	235
VII.12.- Valores y ejemplificación gráfica del esfuerzo cortante, intervalo de 0 s a 1.01 x10 ⁻⁵ s, teniendo los valores máximos en	
a) 437.40 Pa, -840.24 Pa, b) 6769.30 Pa, -7126.40 Pa, c) 26291 Pa, -26542 Pa, d) 33838 Pa, -38856 Pa.	235
VII.13.- Valores para el esfuerzo cortante, intervalo de 1.25 x10 ⁻⁵ s a 5.00 x10 ⁻⁵ s	237
VII.14.- Valores y ejemplificación gráfica del esfuerzo cortante intervalo de 0 s a 1.01 x10 ⁻⁵ s, teniendo los valores máximos a) 35391 Pa, -35228 Pa, b) 2.10 x10 ⁵ Pa, -1.65 x10 ⁵ Pa, c) 1.84 x10 ⁵ Pa, -1.43 x10 ⁵ Pa	237
VII.15.- Valores para el equivalente plástico, intervalo de 0 s a 1.01 x10 ⁻⁵ s	239
VII.16.- Valores y ejemplificación gráfica del equivalente plástico, intervalo de 0 s a 1.01 x10 ⁻⁵ s, teniendo los valores máximos en	
a) 0.023617, b) 0.78496, c) 08814, d) 1.3848.	239
VII.17.- Valores para el equivalente plástico, intervalo de 1.25 x10 ⁻⁵ s a 5.00 x10 ⁻⁵ s	241
VII.18.- Valores y ejemplificación gráfica del equivalente plástico, intervalo de 1.25 x10 ⁻⁵ s a 5.01 x10 ⁻⁵ s, teniendo los valores máximos	
a) 1.4388, b) 5.8697, c) 5.8697.	241
VII.19.- Valores para el máximo cortante, intervalo de 0 s a 1.01 x10 ⁻⁵ s	243
VII.20.- Valores y ejemplificación gráfica del máximo cortante, intervalo de 0 s a 1.01 x10 ⁻⁵ s, teniendo los valores máximos en	
a) 21328 Pa, b) 6.1729 x10 ⁵ Pa, c) 6.2737 x10 ⁵ Pa, d) 6.0179 x10 ⁵ Pa	243
VII.21.- Valores para el máximo cortante, intervalo de 1.25 x10 ⁻⁵ s a 5.00 x10 ⁻⁵ s	245
VII.22.- Valores y ejemplificación gráfica del máximo cortante, intervalo de 1.25 x10 ⁻⁵ s a 5.00 x10 ⁻⁵ s, teniendo los valores máximos	
a) 6.0559 x10 ⁵ Pa, b) 6.5656 x10 ⁵ Pa, c) 6.8744 x10 ⁵ Pa	245
VII.23.- Valores para el esfuerzo equivalente, intervalo de 0 s a 1.01 x10 ⁻⁵ s	247

VII.24.- Valores y ejemplificación gráfica del esfuerzo equivalente, intervalo de 0 s a 1.01×10^{-5} s, teniendo los valores máximos en a) 42633 Pa, b) 1.185×10^6 Pa, c) 1.1915×10^6 Pa, d) 1.1847×10^6 Pa	247
VII.25.- Valores para el esfuerzo equivalente, intervalo de 1.25×10^{-5} s a 5.00×10^{-5} s	248
VII.26.- Valores y ejemplificación gráfica del esfuerzo equivalente, intervalo de 1.25×10^{-5} s a 5.00×10^{-5} s, teniendo los valores máximos a) 1.195×10^6 Pa, b) 1.1837×10^6 Pa c) 1.1966×10^6 Pa	249
VII.27.- Valores para el análisis de energía interna, intervalo de 0 s a 1.01×10^{-5} s	250
VII.28.- Valores para el análisis de energía cinética, intervalo de 0 s a 1.01×10^{-5} s	253
VII.29.- Valores para el análisis de trabajo plástico, 0 s a 1.01×10^{-5} s	256
VII.30.- Valores para el análisis de energía total, 0 s a 1.01×10^{-5} s	259

Conclusiones

VIII.1.- Comparativa deformación total en los cuatro modos	269
VIII.2.- Comparativa esfuerzo principal en los cuatro modos	270
VIII.3.- Comparativa esfuerzo cortante en los cuatro modos	271
VIII.4.- Comparativa equivalente plástico en los cuatro modos	272
VIII.5.- Comparativa máximo esfuerzo cortante en los cuatro modos	273
VIII.6.- Comparativa esfuerzo equivalente en los cuatro modos	274

Índice de tablas

Capítulo II

II.1.- Determinación de cargas; estática y dinámica	34
---	----

Capítulo IV

IV.1.- Valores para el desplazamiento total, intervalo de 0 s a 1.01×10^{-5} s	110
IV.2.- Valores para el desplazamiento total, intervalo de 2.51×10^{-5} s a 2.25×10^{-4} s	112
IV.3.- Valores para el esfuerzo principal, intervalo de 0 s a 1.01×10^{-5} s	114
IV.4.- Valores para el esfuerzo principal, intervalo de 2.51×10^{-5} s a 2.25×10^{-4} s	116
IV.5.- Valores para el esfuerzo cortante, intervalo de 0 s a 1.01×10^{-5} s	118
IV.6.- Valores para el esfuerzo cortante, intervalo de 2.51×10^{-5} s a 2.25×10^{-4} s	119
IV.7.- Valores para el equivalente plástico, intervalo de 0 s a 1.01×10^{-5} s	121
IV.8.- Valores para el equivalente plástico, intervalo de 2.51×10^{-5} s a 2.25×10^{-4} s	123
IV.9.- Valores para el máximo cortante, intervalo de 0 s a 1.01×10^{-5} s	125
IV.10.- Valores para el máximo cortante, intervalo de 2.51×10^{-5} s a 2.25×10^{-4} s	127
IV.11.- Valores para el esfuerzo equivalente, intervalo de 0 s a 1.01×10^{-5} s	129
IV.12.- Valores para el esfuerzo equivalente, intervalo de 2.51×10^{-5} s a 2.25×10^{-4} s	131
IV.13.- Valores para el análisis de energía interna, intervalo de 0 s a 1.01×10^{-5} s	134
IV.14.- Valores para el análisis de energía cinética, intervalo de 0 s a 1.01×10^{-5} s	136
IV.15.- Valores para el análisis de trabajo plástico, intervalo de 0 s a 1.01×10^{-5} s	138
IV.16.- Valores para el análisis de energía total, intervalo de 0 s a 1.01×10^{-5} s	140

Capítulo V

V.1.- Valores para el desplazamiento total, intervalo de 0 s a 1.00×10^{-5} s	146
--	-----

V.2.- Valores para el desplazamiento total, intervalo de 1.21 x10 ⁻⁵ s a 4.00 x10 ⁻⁵ s	148
V.3.- Valores para el esfuerzo principal, intervalo de 0 s a 1.00 x10 ⁻⁵ s	150
V.4.- Valores para el esfuerzo principal, intervalo de 1.21 x10 ⁻⁵ s a 4.00 x10 ⁻⁵ s	152
V.5.- Valores para el esfuerzo cortante, intervalo de 0 s a 1.00 x10 ⁻⁵ s	154
V.6.- Valores para el esfuerzo cortante, intervalo de 1.21 x10 ⁻⁵ s a 4.00 x10 ⁻⁵ s	156
V.7.- Valores para el equivalente plástico, intervalo de 0 s a 1.00 x10 ⁻⁵ s	158
V.8.- Valores para el equivalente plástico, intervalo de 1.21 x10 ⁻⁵ s a 4.00 x10 ⁻⁵ s	160
V.9.- Valores para el máximo cortante, intervalo de 0 s a 1.00 x10 ⁻⁵ s	162
V.10.- Valores para el máximo cortante, intervalo de 1.21 x10 ⁻⁵ s a 4.00 x10 ⁻⁵ s	164
V.11.- Valores para el esfuerzo equivalente, intervalo de 0 s a 1.00x10 ⁻⁵ s	166
V.12.- Valores para el esfuerzo equivalente, intervalo de 1.21 x10 ⁻⁵ s a 4.00 x10 ⁻⁵ s	168
V.13.- Valores para el análisis de energía interna, intervalo de 0 s a 1.00 x10 ⁻⁵ s	171
V.13.- Valores para el análisis de energía interna, intervalo de 0 s a 1.00 x10 ⁻⁵ s (continuación)	172
V.14.- Valores para el análisis de energía interna, intervalo de 0 s a 1.00 x10 ⁻⁵ s	174
V.14.- Valores para el análisis de energía interna, intervalo de 0 s a 1.00 x10 ⁻⁵ s (continuación)	175
V.15.- Valores para el análisis de trabajo plástico, intervalo de 0 s a 1.00 x10 ⁻⁵ s	177
V.15.- Valores para el análisis de energía interna, intervalo de 0 s a 1.00 x10 ⁻⁵ s (continuación)	178
V.16.- Valores para el análisis de energía total, intervalo de 0 s a 1.00 x10 ⁻⁵ s	180
V.16.- Valores para el análisis de energía interna, intervalo de 0 s a 1.00 x10 ⁻⁵ s (continuación)	181

Capítulo VI

VI.1.- Valores para el desplazamiento total, intervalo de 0 s a 1.01×10^{-5} s	186
VI.2.- Valores para el desplazamiento total, intervalo de 1.25×10^{-5} s a 5.00×10^{-5} s	188
VI.3.- Valores para el esfuerzo principal, intervalo de 0 s a 1.01×10^{-5} s	190
VI.4.- Valores para el esfuerzo principal, intervalo de 1.25×10^{-5} s a 5.00×10^{-5} s	192
VI.5.- Valores para el esfuerzo cortante, intervalo de 0 s a 1.01×10^{-5} s	194
VI.6.- Valores para el esfuerzo cortante, intervalo de 1.25×10^{-5} s a 5.00×10^{-5} s	196
VI.7.- Valores para el equivalente plástico, intervalo de 0 s a 1.01×10^{-5} s	198
VI.8.- Valores para el equivalente plástico, intervalo de 1.25×10^{-5} s a 5.00×10^{-5} s	200
VI.9.- Valores para el máximo cortante, intervalo de 0 s a 1.01×10^{-5} s	202
VI.10.- Valores para el máximo cortante, intervalo de 1.25×10^{-5} s a 5.00×10^{-5} s	204
VI.11.- Valores para el esfuerzo equivalente, intervalo de 0 a 1.01×10^{-5} s	206
VI.12.- Valores para el esfuerzo equivalente, intervalo de 1.25×10^{-5} s a 5.00×10^{-5} s	208
VI.13.- Valores para el análisis de energía interna, intervalo de 0 s a 1.01×10^{-5} s	211
VI.13.- Valores para el análisis de energía interna, intervalo de 0 s a 1.00×10^{-5} s (continuación)	212
VI.14.- Valores para el análisis de energía cinética, intervalo de 0 s a 1.01×10^{-5} s	214
VI.14.- Valores para el análisis de energía cinética, intervalo de 0 s a 1.00×10^{-5} s (continuación)	215
VI.15.- Valores para el análisis de trabajo plástico, intervalo de 0 s a 1.01×10^{-5} s	217
VI.15.- Valores para el análisis del trabajo plástico, intervalo de 0 s a 1.00×10^{-5} s (continuación)	218
VI.16.- Valores para el análisis de energía total, intervalo de 0 s a 1.01×10^{-5} s	220

VI.16.- Valores para el análisis de energía total, intervalo de 0 s a 1.00×10^{-5} s (continuación)	221
Capítulo VII	
VII.1.- Valores para el desplazamiento total, intervalo de 0 s a 1.01×10^{-5} s	226
VII.2.- Valores para el desplazamiento total, intervalo de 1.25×10^{-5} s a 5.01×10^{-5} s	228
VII.3.- Valores para el esfuerzo principal, intervalo de 0 s a 1.01×10^{-5} s	230
VII.4.- Valores para el esfuerzo principal, intervalo de 1.25×10^{-5} s a 5.00×10^{-5} s	232
VII.5.- Valores para el esfuerzo cortante, intervalo de 0 s a 1.01×10^{-5} s	234
VII.6.- Valores para el esfuerzo cortante, intervalo de 1.25×10^{-5} s a 5.01×10^{-5} s	236
VII.7.- Valores para el equivalente plástico, intervalo de 0 s a 1.01×10^{-5} s	238
VII.8.- Valores para el equivalente plástico, intervalo de 1.25×10^{-5} s a 5.01×10^{-5} s	240
VII.9.- Valores para el máximo cortante, intervalo de 0 s a 1.01×10^{-5} s	242
VII.10.- Valores para el máximo cortante, intervalo de 1.25×10^{-5} s a 5.00×10^{-5} s	244
VII.11.- Valores para el esfuerzo equivalente, intervalo de 0 s a 1.01×10^{-5} s	246
VII.12.- Valores para el esfuerzo equivalente, intervalo de 1.25×10^{-5} s a 5.00×10^{-5} s	248
VII.13.- Valores para el análisis de energía interna, intervalo de 0 s a 1.01×10^{-5} s	251
VII.13.- Valores para el análisis de energía interna, intervalo de 0 s a 1.00×10^{-5} s (continuación)	252
VII.14.- Valores para el análisis de energía cinética, intervalo de 0 s a 1.01×10^{-5} s	254
VII.14.- Valores para el análisis de energía cinética, intervalo de 0 s a 1.00×10^{-5} s (continuación)	255
VII.15.- Valores para el análisis de trabajo plástico, intervalo de 0 s a 1.01×10^{-5} s	257
VII.15.- Valores para el análisis del trabajo plástico, intervalo de 0 s a 1.00×10^{-5} s (continuación)	258

VII.16.- Valores para el análisis de energía total, intervalo de 0 s a 1.01×10^{-5} s	260
VII.16.- Valores para el análisis de energía total, intervalo de 0 s a 1.00×10^{-5} s (continuación)	261

Simbología

MEF	Método del Elemento Finito.
F	Fuerza
m	Masa
v	Velocidad
$\dot{q}$	Cantidad de movimiento
t_i	Tiempo inicial
t_f	Tiempo final
$\dot{q}_i$	Cantidad de movimiento inicial
$\dot{q}_f$	Cantidad de movimiento final
I	Impulso
Δt	Intervalo de tiempo
V_r	Velocidad mínima requerida para iniciar la cedencia plástica
k	Resorte
c	Amortiguador
g	Gravedad
φ	Periodo natural de vibración
π	Número Pi
$t_{\text{carga aplicada}}$	Tiempo requerido para aplicar la carga
σ	Esfuerzo
ε	Deformación
E	Modulo de Young
σ_{yd}	Esfuerzo de cedencia
σ_u	Esfuerzo último
ε_e	Deformación elástica
ε_p	Deformación plástica
σ_z	Esfuerzo en dirección z normal a la superficie media
M_x	Momento generalizado eje x positivo
M_{yx}	Momento generalizado eje x negativo
M_y	Momento generalizado eje y positivo
M_{xy}	Momento generalizado eje y negativo

O_y	Esfuerzo generalizado eje y
O_{xy}	Esfuerzo cortante generalizado eje y
O_x	Esfuerzo generalizado eje x
O_{yx}	Esfuerzo cortante generalizado eje y
G_y	Esfuerzo cortante lateral generalizado eje y
G_x	Esfuerzo cortante transversal generalizado eje x
B	Espesor
ε_x	Deformación normal eje x
ε_y	Deformación normal eje y
ε_{xy}	Deformación cortante eje y
ε_{yx}	Deformación cortante eje x
δ_x	Deformación momento positivo eje x
δ_y	Deformación momento positivo eje y
δ_{xy}	Deformación momento negativo eje x
δ_{yx}	Deformación momento negativo eje y
ψ_x	Deformación lateral cortante eje y
ψ_y	Deformación transversal cortante eje x
M	Momento
M_0	Momento máximo
M_y	Momento de cedencia
κ	...Figura II.6
$\dot{A}$	Razón de energía de disipación
δ_1	Deformación generalizada
δ_2	Deformación generalizada
$\dot{v}$	Velocidad transversal
p_c	Presión distribuida
p	Presión
p_0	Pulso de presión

L	Longitud de una viga
T	Tiempo de duración de la respuesta.
t	Tiempo total.
t_p	Tiempo del pulso de presión.
O_θ	Reacciones de fuerzas en la membrana de un cascaron
O_ϕ	Reacciones de fuerzas en la membrana
O_φ	Reacciones de fuerzas en la membrana
v	Desplazamiento radial
R	Reacción del desplazamiento radial
ε_θ	Deformaciones biaxiales en la membrana
ε_ϕ	Deformaciones biaxiales en la membrana
v_m	Desplazamiento máximo radial
C_1	Energía cinética
U_1	Energía total debida a la deformación elástica
E_T	Energía total
W_0	Impulso de velocidad inicial radial hacia el exterior
α	Radio a dimensional entre energía elástica y total
β	Rango entre energía plástica absorbida y total de la energía externa
TCE	Traumatismo craneoencefálico
DIACOM	Formato imágenes obtenidas por la tomografía
STL	Formato de estereolitografía.
NURBS	Formato de las superficies.
STEP	Formato del archivo final.
D	Desplazamiento total
σ_p	Esfuerzo principal
m	metros
Pa	Pascales
s	Segundos
σ_c	Esfuerzo cortante
Pe	Equivalente plástico
σ_{c-max}	Máximo cortante

σ_e	Esfuerzo equivalente
J	Jules
MPa	Mega pascales
μs	Micro segundos

Objetivo General

El presente trabajo exterioriza primeramente los estudios que se han realizado desde los inicios del razonamiento humano con respecto a golpes y tratamiento de estos en la cabeza; dentro del trabajo se incluye el estudio de las cargas súbitas en cascarones, para conocer cómo trabaja el cráneo humano como estructura mecánica.

Por último el objetivo se especifica en generar el estudio numérico para el análisis de impacto en cráneo humano, donde se involucran cuatro modos (frontal, lateral, superior y posterior).

Objetivos Particulares

Para lograr alcanzar el objetivo general que anteriormente se propone, es necesario cubrir con los objetivos particulares que a continuación se presentan:

- o Conocer el estado del arte para saber cómo comenzar con el estudio propuesto.
- o Conocer y comprender el efecto de las cargas de impacto, considerando las estructuras de tipo cascarón, con el fin de compararlas con el cráneo humano.
- o Describir la anatomía de la cabeza humana, para de esta manera explicar mecánicamente el funcionamiento del cráneo como protección al cerebro. Así como, la afectación de una contusión en este órgano para el cuerpo humano.
- o Desarrollar el análisis numérico de cada modo propuesto dentro del objetivo general, utilizando el método del elemento finito.
- o Analizar todos los modos de impacto, con el fin de comparar la estructura mecánica del cráneo.

Justificación.

El cráneo alberga uno de los órganos más importantes del cuerpo humano, el cerebro; el cual no sólo controla funciones vitales del organismo. También da la característica al ser humano de racional. Un impacto en la cabeza dependiendo de la severidad llega a causar daño al cerebro, esto puede producir hinchazón o inflamación del mismo. Debido a que no hay espacio extra dentro de la cavidad del cráneo, el cerebro tiende a oprimirse y dirigirse a través del orificio en la base del cráneo. Esto crea una presión que lesiona partes vitales del órgano, y en ocasiones destruye regiones que controlan funciones básicas del cuerpo como respirar, circulación sanguínea, entre otras. Si el cráneo llegara a colapsarse debido a un impacto y algún agente externo se introduzca en este órgano, dependiendo de la localización y el daño causado al órgano, puede dañar las funciones motoras y hasta racionales de la persona afectada.

Realizar un estudio numérico con base en el *Método del Elemento Finito* (MEF), permite cuantificar la capacidad del cráneo para soportar cargas de impacto localizadas estratégicamente con el fin de observar el comportamiento total y la absorción de energía que tiene el cráneo, conociendo esto, es posible tener un rango de seguridad en la utilización de protección para la cabeza, en ámbitos de seguridad industrial, deportes, u otras actividades humanas en las cuales se tenga el riesgo de un impacto en el cráneo.

Introducción

Desde el inicio de los tiempos el ser humano ha mostrado interés en protegerse, mediante la observación e investigación determinar la causa de daño al cuerpo con el fin de evitar trastornos físicos. Para el caso de tener una víctima, evaluar la situación por la cual resulto herido; con el fin de prevenir este tipo de situaciones para evitar daños a la persona.

Hoy en día existen un sin número de actividades que involucran un riesgo elevado para el cuerpo humano, comenzando desde el trabajo de la construcción en donde perdura una situación de riesgo para los trabajadores, siguiendo en los deportes extremos donde se involucran altas velocidades y el riesgo de un accidente se mantiene alto. Por lo tanto es preciso conocer los alcances físicos y mecánicos del cuerpo humano.

Con el fin de conocer un punto extremo que tiene el cuerpo humano se propone en el presente trabajo de tesis realizar un análisis de impacto al cráneo como estructura mecánica, observando las propiedades que tiene el material que lo conforma y realizando una modelación puntual del objeto.

Se propone un estudio de impacto, ya que este tipo de cargas súbitas suceden en un tiempo extremadamente corto, lo que produce que el material sujeto a estas cargas aumente su fragilidad y se colapse con mayor facilidad comparando con el caso de presentar cargas cuasi-estáticas.

Es importante mencionar que en la antigüedad se realizaban inspecciones de las personas que resultaban heridas a causa de grandes impactos, con el fin de prevenir situaciones similares en el futuro, el presente trabajo incluye una metodología para poder cargar en programas que utilicen métodos numéricos y evitar totalmente el daño a cualquier ser humano, utilizando simulaciones por medio de herramientas computacionales modernas.

Capítulo I

Estado del arte



Es considerado de gran importancia el comenzar el presente trabajo de tesis en saber en donde se encuentra el análisis de impacto en cráneo, saber que ha impulsado el estudio en este tema, por lo que se realiza un capítulo referente al estado del arte.

Se muestran estudios desde el antiguo Egipto, pasando por Grecia, España, Inglaterra, entre otros. Indicando la importancia en los adelantos tecnológicos y de investigación referente al tema, durante las guerras; modificando el tratamiento de traumas encefalocraneanos.

Seguido se indican los antecedentes históricos de la biomecánica, desde Galileo hasta la gran impulsión de este tema por la revista *Mecánica Experimental* en 1960.

Se amplía el conocimiento en los conocimientos en la biomecánica de impacto con los estudios inicialmente de De Haven, hasta nuestros días que gran número de investigadores se enfocan en este tema.

I.1.- Introducción

La palabra cráneo proviene del latín *cranium*, que a su vez proviene del griego *κρανιον* [I.1] y tomando como referencia el diccionario de la *Real Academia de la Lengua Española* se define como; *caja ósea en que está contenido el encéfalo* [I.2].

En este sentido *Leonardo Da Vinci* [I.3], entre sus múltiples oficios y actividades, fue uno de los principales anatomistas del mundo antiguo. Dibujó y describió el cráneo humano con gran profundidad y realismo (Figura I.1). Asimismo, estableció como objeto principal en sus estudios, lo que él denomina su *lado interno*, definiendo que la *cavidad de las órbitas*, con su disimulada *profundidad*, en general son los *huecos visibles* y los que se ven menos, que él ejemplifica, como esos canales por donde las lagrimas suben directamente del corazón hacia los ojos.

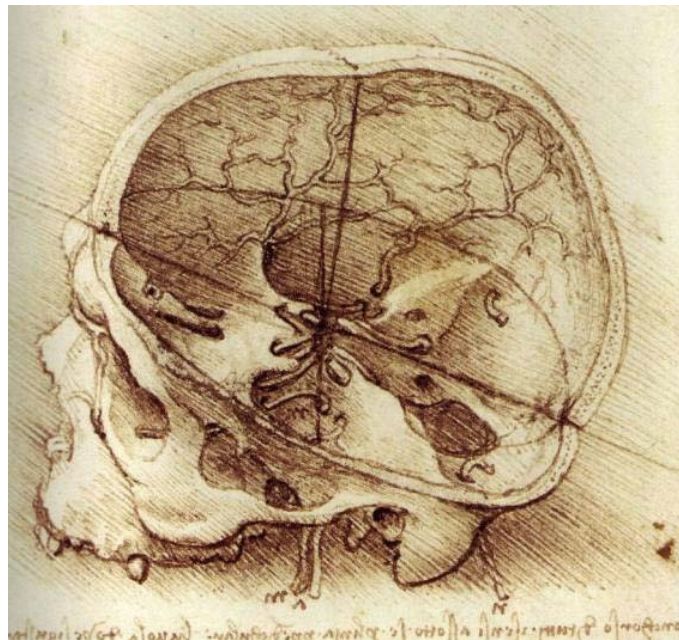


Figura I.1.- Boceto del estudio en cráneo de *Leonardo Da Vinci*

Da Vinci realiza una analogía de la cabeza humana con una cebolla, que su texto literalmente indica; *Si tú cortas una cebolla por el medio, tú podrás ver y contar todas las películas que forman círculos concéntricos a su alrededor. De la misma manera, si tú seccionas una cabeza humana por el medio, hendirás primero la cabellera, después la epidermis, la carne muscular y el pericráneo, después el cráneo, con -por delante- la corteza blanda, la corteza dura y el cerebro, y por último, de nuevo las cortezas blandas y duras, y la rete mirabile lo mismo que el hueso que les sirve de base.*

El anatomista, bien definido por *Paul Richer* [I.4] (miembro de la *Academia Nacional de Medicina*, en Francia y profesor de anatomía en la *Escuela de las Bellas Artes*), prefiere hablar del cráneo como caja craneana, definiendo; *El cráneo es una especie de caja ósea, irregularmente ovoide, que se encuentra encima del canal vertebral con el cual se comunica y del cual parece una hinchazón. Da cabida (guarda y protege) al encéfalo, lo mismo que la columna vertebral encierra la médula, que no es ella misma más que una prolongación encefálica.*

Una vez descrita la palabra cráneo y continuando con el estudio presentado, se debe de definir el término impacto. Impacto proviene del latín *Impactus* que según el diccionario de la *Real Academia de la Lengua Española*, lo describe como; *choque de un proyectil o de otro objeto contra algo, efecto de una fuerza aplicada bruscamente* [I.5]. En Ingeniería este término se debe tratar como impacto físico, definido como el proceso involucrado en una colisión de dos o más objetos [I.6].

Para el estudio expresado en este trabajo, se considera como base las dos definiciones presentadas anteriormente (cráneo e impacto) y definiendo como impacto en cráneo, a la colisión de un agente externo aplicado bruscamente a la caja ósea que contiene al encéfalo.

I.2.- Antecedentes históricos

Desde los tiempos ancestrales de la humanidad, se ha tenido una concientización sobre la importancia que tiene la cabeza en el cuerpo humano y su afectación al ser golpeado. Los primeros hallazgos obtenidos en el antiguo Egipto fueron adquiridos por el arqueólogo *Edwin Smith* [I.7], el cual halló un papiro (conocido como el *Papiro de Edwin Smith*), que contiene indicaciones quirúrgicas especializado en traumas, localizado en Tebas. Este papiro hace referencia a cuarenta y ocho casos de cirugía, que se practicaban en el antiguo Egipto. Este documento estudia las lesiones y el tratamiento de fracturas, luxaciones y heridas, empezando por la cabeza en el numero 10 y así sucesivamente por todo el cuerpo. En la cultura egipcia, a pesar de que su religión no permitía las autopsias y esto generó que sus avances en la anatomía fueran muy escasos, reconocían las fracturas, ya que percibían un sonido de crepitación al comprimir la zona afectada, utilizaban el entablillado con bambú y suturaban las heridas. Los sacerdotes

egipcios tomaban como base la observación del cerebro el cual concebían que no latía, para generar un mal pronóstico de los traumatismos cerebrales.

Por otro lado, se conocen inicios de trepanación (Figura I.2), que es la práctica médica que consiste en barrenar el cráneo. Aunque estos son muy escasos, ya que sólo se han encontrado tres cráneos con indicios de trepanación. Se estima que la proporción de traumatismos craneales, que se cree se producían en Egipto era muy amplia, como consecuencia de las guerras, la caza y probablemente también accidentes en la construcción de pirámides. Por tales motivos se dice que la trepanación fue muy escasa. En caso de hundimientos craneales provocados por golpes, los trataban con huevos de avestruz mezclados con grasa aplicados a la herida y finalmente un vendaje al tiempo que se pronunciaba un sortílego. En cuanto a heridas en el cuero cabelludo, eran tratadas mediante suturas, emplasto y vendajes [I.8].



Figura I.2.- Cráneo trepanado

En cuanto al cerebro, los egipcios localizaban en él funciones mentales y psíquicas. Por lo que resulta muy probable que relacionasen la dilatación de la pupila con la hipertensión intracraneal, que define un daño al cerebro producido por cualquier eventualidad, que añada volumen al interior de la cavidad ósea del cráneo y esto genera un aumento en la presión dentro del cráneo [I.9]. En la antigua Grecia, se observan inicios de estudios en la anatomía del cuerpo humano, en base a los relatos de *Homero* [I.10] (*la Ilíada* y *la Odisea*), que son debidos a observaciones de este autor, de los acontecimientos relatados en estos documentos. Un ejemplo es en *la Ilíada*, la

explicación de la guerra de Troya, donde se presentó un conflicto bélico entre el ejército de los *Aqueos* contra la ciudad de *Troya*, se exponen lesiones causadas por jabalinas, flechas, mazazos, espadas, etc. Debido a estas experiencias del autor en la guerra, llega a definir tres causas de la enfermedad:

- El traumatismo.
- El ambiente.
- El divino-punitivo (castigo de los dioses).

En estos escritos de *Homero*, son descritas siete heridas de cráneo. De las cuales cinco son mortales. Uno de los cantos que hace referencia a traumatismos cráneo-encefálicos es el siguiente: *a Herimante Metiole Idomeneo el cruel Bronce por la boca; la lanza le atravesó la cabeza por debajo del cerebro, rompió los blancos huesos y conmovió los dientes; los ojos llenáronse con sangre que fluía de las narices y de la boca abierta y la muerte cual si fuese oscura nube, envolvió al guerrero.*

En el siglo VI a.C. surgió un médico llamado *Alcmeón* [I.11], de la ciudad de Crotona, discípulo de *Pitágoras*. Fue la primer persona en realizar la disección del cadáver del cuerpo humano. El estudio principal en cuanto al cráneo y el encéfalo del hombre, fue el primero en indicar que el centro de la vida mental y el intelecto del hombre estaban en el cerebro. En su afirmación de que el cerebro era el receptor de las sensaciones visuales y auditivas, se basaron los trabajos de *Demócrito* e *Hipócrates*.

Hipócrates marca el inicio de la *medicina científica* [I.12], jefe de la escuela médica de Cos. Sus trabajos escritos en dialecto jónico, reeditados en la biblioteca de Alejandría, conocidos con el nombre de *El Corpus Hippocráticum* [I.13] donde existen, entre otros, algunos escritos sobre fracturas y heridas en la cabeza, que parecen excelentes y son la base de tratamientos médicos aplicados en la actualidad. Donde se describen, la fractura simple, la contusión, la fractura con hundimiento, la lesión aguda acompañada de fractura y contusión o no y las lesiones por contragolpe. Él hizo notaciones sobre fracturas en la cabeza de la siguiente manera; *De los que son heridos en partes sobre el hueso, o en el propio hueso, debido a una caída, para el que cae desde un lugar muy alto, sobre un objeto duro y contundente, se encuentra en mayor peligro de sufrir una fractura o contusión del hueso, y de haberlo presionado desde su posición natural.*

Considerando que el que cae sobre el nivel del suelo, y en un objeto más suave, es probable que sufra menos lesiones en el hueso, o puede no tener lesiones [I.14].

Al igual que en Egipto se observa que Hipócrates aconsejaba la trepanación craneal en el caso de traumatismos en el cráneo, epilepsia, ceguera y alguna cefalea. Quita la idea de un origen divino a muchas enfermedades, creencia muy común en el mundo antiguo, sosteniendo el siguiente principio: *“los hombres creen que la epilepsia es divina, simplemente porque no la entienden. Pero si llamaran divino a todo lo que no entienden, realmente las cosas divinas no tendrían fin” [I.15].*

Siglos antes del inicio de la era cristiana, el centro de la civilización es desplazado de Grecia a Italia, donde los *Etruscos* habían desarrollado notablemente el arte médico. Sin embargo, en Roma en esta época, hubo una recesión en los estudios de la Medicina y Anatomía, debido a que los romanos solían considerar la cirugía como un oficio propio de los esclavos, principalmente los griegos. Aún así, uno de los pocos cirujanos romanos que realizó estudios en cráneo fue *Celso* [I.16], quien aconsejó la trepanación para las heridas graves de la cabeza y perfeccionó el trepano utilizando uno que presentaba un tope que impedía la perforación accidental de las meninges y del cerebro.

Siguiendo la ruta del mediterráneo un pueblo que se establece como el centro cultural, desde el punto de vista neuroquirúrgico, durante los siglos XI y XII fueron los árabes. En la ciudad de Córdoba, ciudad céntrica en el mundo islámico, un médico conocido como *Abú-I-Kasis (Avicena)* [I.17] al que su traductor García de Ballester [I.18] hace llamar como *el más grande cirujano musulmán, el punto de partida de la auténtica cirugía medieval musulmana y el punto de partida de la auténtica cirugía craneal en España y en el occidente europeo*. Muestra su obra que consta de 30 libros y hace la referencia a la cirugía en tres de ellos. Se ocupa de las fracturas de la cabeza y de los trépanos, realiza la descripción de varios tipos de impactos en el cráneo, lo que hoy se denomina como *hundimiento en pelota de ping-pong* (Figura I.3), que *Avicena* define de la siguiente manera; *A este tipo pertenece la fractura que se produce por caída, golpe de piedra o algo parecido, que hunden la lámina del hueso hacia adentro como la que se produce en los calderos de cobre cuando los golpeamos y provocamos en ellos una abolladura. Ciertamente esto ocurre con frecuencia en las cabezas de huesos húmedos como son las de los niños....* Sus indicaciones en cuanto a la limpieza son utilizadas

actualmente, él hace referencia a que la suciedad puede aumentar el daño al cerebro del paciente.

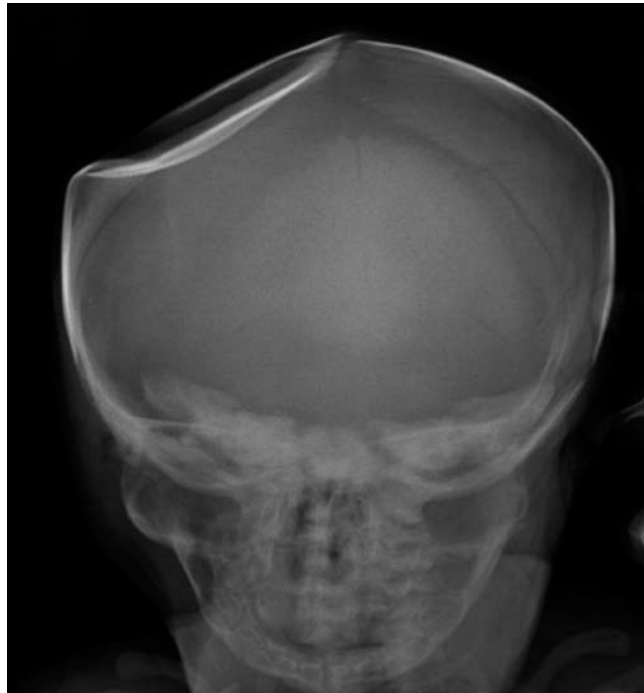


Figura I.3.- Hundimiento de cráneo *hundimiento en pelota de ping-pong*

Igualmente dentro de la civilización musulmana se distingue otro médico que se especializa en los traumatismos del cráneo, *Ibn Zhur (Avenzoar)* [I.19] quien realiza la siguiente aseveración; *de aquellos a los que una vez abierto el cráneo se les daña la duramadre, lo cual es muy fácil, muy pocos se libran de la perturbación de la mente y de la inteligencia, quedando con daño en su sensorio y mortalidad... conviene que el cirujano sea muy cuidadoso y solícito al remover el hueso fracturado, por que el peligro es grande y mayor el miedo.*

Entrando ya en la era cristiana, los conocimientos neuroquirúrgicos, no se alejaron de la zona del mediterráneo introduciendo a tres grandes países que marcan la pauta de estos estudios, Francia, Italia y España. En Italia, como estudioso del cráneo, a *Rogelio* [I.20], quien se cree haber trabajado en alguna escuela médica como Parma, a finales del siglo XII. Su obra *Práctica Chirúrgica* [I.21] del año 1180, hace referencia a la trepanación en el capítulo V de su primer libro lo siguiente; *Acaece que el cráneo se hiende o se separa como una hendidura de forma que ninguna de las dos partes parece más elevada o más deprimida y no se consigue ver si esta fractura se extiende hasta el fondo ... y aquí trataremos de invertir como sigue: si la herida es estrecha ensánchese y si no*

lo impide la sangre u otra circunstancia, perfórese enseguida al lado de la hendidura con un trépano, o sea con un instrumento de hierro, con mucho cuidado por una y por otra parte de la misma (hendidura) y hágase tantos agujeros como parezcan convenientes; entonces, con una sierra, pasando de un agujero a otro, incídase dicho cráneo de forma que la incisión llegue hasta el extremo de la hendidura [I.22].

Igualmente en Italia, otra escuela reconocida fue la de Bolonia, en la cual se distinguen *Guillermo de Saliceto* y *Lanfranco* [I.23], quienes realizaron trepanaciones debidas a heridas craneales que habían producido esquirlas óseas, hundimientos y también en casos en que la duramadre se encontraba desgarrada. Dentro de la escuela de Montpellier se observa un cirujano que destaca es *Guy de Chauliac* [I.24], que sus estudios fueron continuados en toda Europa durante casi dos siglos, recomendó afeitar la cabeza antes de practicar trepanaciones, mayormente aplicados en los hundimientos. Describió las fístulas de líquido cefalorraquídeo en las fracturas de cráneo y observó los efectos de la hipertensión intracraneal, sobre el ritmo respiratorio.

Llegando al renacimiento, aunque los estudios sobre trepanaciones se centraban en los países anteriormente mencionados, Francia, Italia y España; Inglaterra y Alemania empiezan a realizar estudios importantes en este ámbito. Originario de Alemania, *Andrés Vesalio* [I.25] practica trepanaciones en cuanto a fracturas de cráneo, una de las más mencionadas es a Enrique IV de Francia, tras la mortal lanzada del conde de Montgomery.

En Sevilla, se distingue un neurocirujano, *Francisco Arceo* [I.26], quien recibe el mérito de haber descrito muy claramente un hematoma intracraneal de la siguiente manera; *Durante una riña entre dos hombres, uno de ellos golpeó al otro con una piedra en la cabeza. El que recibió el golpe, pese a llevar casco, gravemente afectado por el, vino inmediatamente en tierra y enseguida, mientras ha lavado por los que acudieron vomitó... Al día siguiente trepané el cráneo... apareciendo una fisurita apenas de la sutileza de un cabello. Encontré gran abundancia de sangre coagulada y negra que pasaba a la duramadre... el enfermo curó sin que le sobreviniese complicación alguna.*

Uno de los principales neurocirujanos del siglo que presenta estudios en el cráneo humano, es *Andrés Alcázar* [I.27]. Realiza mención sobre los síntomas que presenta una

fractura en el cráneo, más que el hecho mismo de la fractura. En su famosa obra impresa denominada el *Libri Sex*, que consta de seis libros, de los cuales el primer libro de la colección es el titulado *De las Heridas de la Cabeza* y dentro del capítulo IV de este libro, hace mención de los signos clínicos de las heridas penetrantes de la cabeza, y en el capítulo V realiza la mención de los signos clínicos de las heridas que lesionan también las meninges. Los signos clínicos a los cual hace referencia son el dolor y el vértigo que dice se presentan con más fuerza que en la mera fractura de cráneo, los trastornos del ritmo respiratorio, la otorragia o la epistaxis, trastornos de conciencia, que literalmente indica *El enfermo se torna estúpido y con amedrentado, parece inmóvil, a causa del daño del cerebro*, la fiebre, convulsiones, rigidez de la nuca y vómitos. Para su capítulo VI muestra mayor interés en *las señales de la incisión de la sustancia del cerebro*” en las que señala la epilepsia, estupor y delirio.

Considerado como el cirujano con mayor experiencia en trepanaciones durante aquella época fue *Dionisio Daza Chacón* [I.28], fue médico de guerra, acompañó al emperador *Carlos* y al rey *Felipe* en las campañas de Flandes y de Alemania, y a don *Juan de Austria* en la batalla de Lepanto. Su libro *Práctica y Teórica de la Cirugía en Romance y en Latín* se observan sus estudios realizados a las heridas de la cabeza, donde destaca la práctica de la exploración manual a las heridas, igualmente que los cirujanos anteriormente mencionados, práctica la trepanación para los hundimientos y las fracturas grandes o conminutas del cráneo. En cuanto a las indicaciones que realiza para las fracturas destaca lo indicado para los hundimientos; *en las fracturas en que hay hueso que comprima las membranas del cerebro siguiere estar el herido estupefacto, y perder el movimiento de todo el cuerpo... si los huesos quebrados comprimieran la membrana, habéis de quitar los que más daño hicieren y los demás (por no descubrir tanta cantidad de membrana) levantarlos y componerlos de manera que no compriman la membrana... si el hueso punza la membrana, o le habéis todo de sacar, o levantarle, porque éste hace dolores e inflamaciones.*

Durante esta época renacentista surge el estudio de mecanismos aplicados a la medicina. Una de las personas más trascendentes que aplicaron las leyes matemáticas y el estudio de la mecánica animal y a los movimientos fue *Giovanni Alfonso Borelli* [I.29], con su obra *De Motu Animalium*, e impulsó lo que denominó como *Yatromecánica* ciencia que

explica los fenómenos biológicos a partir del supuesto que los seres vivos funcionan como máquinas.

Para la cirugía británica, un cirujano que se considera destacable es *James Yonge* [I.30], cirujano de guerra, en 1682 publica su obra *Currus Triumphalis* en la cual menciona heridas tanto en cráneo como en el cerebro.

En estas épocas en España, hubo cierta recesión en cuanto al avance en el estudio de los impactos en cráneo. Hasta 1723 destaca un libro de *Juan Roda y Bayas* [I.31] que se titula *Cirugía racional: Breve, Segura y Suave Curación de las Heridas de la Cabeza*. El cual muestra un carácter conservador y racional de las heridas a base de limpieza, extirpación de cuerpos extraños y vendajes, procurando evitar la trepanación.

Se considera que durante el siglo XVII hasta la primer parte del siglo XIX, no existieron grandes avances en el ámbito en el que se ha destinado este trabajo de investigación. Los pocos que se realizan son; en Gran Bretaña y en Francia, básicamente perfeccionando los conocimientos en la anatomía del sistema nervioso y se ha comenzado la andadura científica y clínica. En base a estos conocimientos anatómicos se busca lesiones anatómicas en un método llamado *Anatomo clínico* [I.32], que realiza su aparición durante este siglo, gracias a grandes investigadores, especialmente a *Morgagni* [I.33]. Estos estudios comienzan a dar un aire mayormente científico a la cirugía de este siglo, lo que da un perfeccionamiento a los métodos utilizados anteriormente y se genera la creación de academias y colegios de cirugía en la mayor parte de Europa. Se dio una mayor experiencia para los cirujanos debido a las guerras napoleónicas, tenían un gran número de intervenciones lo que aumenta su conocimiento práctico en este ámbito.

Para la segunda mitad del siglo XIX, en 1848, sucedió un acontecimiento que ha sido de gran interés para el campo de la neurocirugía. Es uno de los casos más referenciados en la literatura médica, es la herida que sufrió *Phineas Gage* [I.34]. *Phineas* era trabajador en la construcción de vías férreas, en Vermont. El accidente que sufrió involucró a una varilla de acero, con dimensiones en la longitud de 3 pies, un diámetro de 1 pulgada y un peso de 13 libras, que se denomina en este ámbito como un apisonador de acero. Esta varilla es usada para comprimir tierra sobre una carga explosiva, con el fin de

escavar la roca para construir la vía férrea. En este caso, la carga explotó inesperadamente y propulsó a la viga, a través de la cabeza de *Phineas Gage*, entrando por la mejilla izquierda y saliendo por la línea media de la parte anterior del cráneo hasta la región denominada como bregma (Región del cráneo situada en el punto de conjunción de las suturas sagital y coronal ocupada, en el feto y el recién nacido, por la fontanela anterior). Teniendo como resultado heridas muy severas en la parte izquierda y, muy probablemente, en la parte derecha de la corteza prefrontal del cerebro. Este caso, uno de los más famosos e influyentes en la neuropsiquiatría, ha tenido un papel crucial en el descubrimiento de los comportamientos y síntomas provocados por la disfunción del lóbulo frontal del cerebro (Figura I.4) [I.35].



Figura I.4.- Cráneo de *Phineas Gage*

Las heridas causadas al cerebro determinaban en ese entonces, que el paciente debía de morir, *Phineas* perdió conciencia inmediatamente, y empezó a tener convulsiones, recuperó la conciencia unos momentos después, fue llevado con un doctor local, llamado *John Harlow*, quien se hizo cargo de sus heridas. Asombrosamente sobrevivió y no solo eso, estaba hablando e incluso caminó inmediatamente después del evento y se recobró totalmente. Lo curioso del caso, es que después del evento *Phineas* tubo cambios en su personalidad y en su estado de ánimo, se hizo extravagante y anti-social, cambiaron sus modales y no podía mantener un trabajo o planear su futuro, ya que la parte del cerebro que perdió es la encargada de la mente y las funciones emocionales. El

médico *Harlow* indica que; *El equilibrio entre sus facultades intelectuales y propensiones animales parece haber sido destruida*; muere trece años después del accidente, sin dinero y sufría de ataques epilépticos. Los médicos que han estudiado su caso, determinan que su muerte fue por complicaciones debidas al accidente [I.36].

Durante el siglo XIX, en el estudio de la neurología destacan dos científicos; *Franz Joseph Gall* [I.37] quien en compañía de *Johann. C. Spurzheim* [I.38] proponen un método para disecar el sistema nervioso central. Anteriormente la disección se realizaba comenzando con la corteza del cerebro y por medio de cortes sucesivos se progresaba en sentido caudal. El método de *Gall* y *Spurzheim*, inicia por la medula espinal, continúa con el tallo cerebral, se continúa con el cerebelo, para terminar en el cerebro. En 1790, *Gall* plantea cuatro tesis fundamentales [I.39], tomando como base que la memoria se ubica en la región frontal, indicando los títulos:

1. Las facultades morales e intelectuales y las tendencias son innatas.
2. El funcionamiento depende de su soporte orgánico.
3. El cerebro es el órgano de todas las facultades.
4. El cerebro está compuesto de tantos órganos como facultades existen.

Estos planteamientos que formula *Gall*, son la base de la moderna teoría de la localización cerebral. Durante 1791, publica un estudio llamado *Craneología* y *Organología*. En la cual localiza funciones mentales y características espirituales en la corteza cerebral. Las cuales, según él, la curvatura craneana en la parte externa las refleja, al observar el cráneo se pueden determinar las características psicológicas de una persona.

Para 1809, *Luigi Rolando* [I.40] propone el método de ablación tisular controlada del sistema nervioso central. *Pierre Fluorens* [I.41] toma los estudios de *Rolando*, quien estudiando a aves y mamíferos inferiores, logra demostrar la coordinación motora cerebelosa. *Fluorens* indica en sus estudios que en seguida de una lesión cerebral hemisférica, siempre y cuando persista una cantidad suficiente de tejido, se puede recuperar el uso completo de todas las funciones.

Durante el segundo tercio del siglo XIX se crea un movimiento denominado positivismo, lo que llega a marcar lo que se denomina como la fase moderna de la medicina, con la introducción de la física y la química al estudio de las manifestaciones vitales del hombre; esta orientación física se inicia en Alemania y rápidamente se difunde en los otros países. Introduciendo el método científico en la medicina, se puede determinar a *Claude Bernard* [I.42] quien luchó para introducir este nuevo pensamiento, él determinaba que la observación y la experimentación no están incomunicadas, sino que la una sigue a la otra. Para realizar la experimentación en cuanto observación precisa y desinteresada, que es la condición esencial de todo estudio científico, y por ultimo utilizar sistemas de constatación automáticos como la fotografía, el termómetro, etc.

Durante este siglo se sientan las bases sobre las cuales posteriormente se llega a conceptos como la localización cerebral, y el método científico produce un estancamiento en la cirugía neurológica y la neurología.

Para los años finales del siglo XIX y los inicios del siglo XX los conocimientos establecidos con anterioridad en todo el mundo, en el ámbito cráneo-encefálico, junto con los múltiples cambios en política, las distintas ciencias, las artes, etc., funcionaron como bases para establecer un crecimiento de la cirugía y los estudios del sistema nervioso.

Entre 1900 y 1930 basta citar al investigador *Harvey Cushing* [I.43] quien establece el término neurocirugía y determina el vasto campo de acción y la significación moderna de la cirugía del sistema nervioso. De la misma manera establece en 1900 que se encuentra un panorama desolador de la cirugía del sistema nervioso.

Eran los inicios de progresos tecnológicos, gracias a los cuales se dio un gran avance a los estudios cráneo-encefálicos, como son la radiología del cráneo que apenas iniciaba, se sentaron las bases con las cuales se realiza la craneotomía y la profilaxis de las fisturas de líquido cefalorraquídeo y del fungus cerebro.

A continuación de esto, a mediados del siglo surge en todo el mundo un conflicto bélico, denominado como la *Primera Guerra Mundial* entre 1914 y 1918, el cual, con

su elevado número de heridos en campo de batalla, se entrenaron un gran número de cirujanos de todas las especialidades, grandes contribuciones realiza Cushing, por parte del ejército norteamericano, estas aportaciones han sido tan importantes que en la actualidad forman las bases de muchas pautas para el manejo del trauma cráneo-encefálico.

Para *Cushing* era importante antes de la intervención del cráneo, que el herido debía ser curado primeramente de hemorragia, y evacuar el campo de batalla para poder, de esta manera ser intervenidos, en un centro que tenga toda la tecnología para realizar una intervención quirúrgica. Con la práctica que adquirió en el conflicto, logró bajar la tasa de mortalidad en sus intervenciones del 54% (en sus primeros 44 pacientes) al 28% en los 45 siguientes [I.44]. *Cushing* ha sido uno de los principales cirujanos en atender heridas cráneo-encefálicas penetrantes, a partir de su experiencia en la *Primera Guerra Mundial*, se definió y estandarizó la técnica quirúrgica para las mismas. Los cuales sirvieron de base para establecer tratamientos normalizados utilizados en la práctica civil.

Otro de los grandes impulsores del estudio en los traumatismos cráneo-encefálicos, fue la aparición de los rayos X, lo que desplaza el trauma craneoencefálico de la centralidad en la fractura hacia el déficit neurológico, las colecciones extra e intraxiales y el aumento de la presión intracraneana como signos importantes. Igualmente se sufre un cambio lingüístico la expresión trauma craneoencefálico por trauma encéfalo-craneano.

En cuanto al tratamiento quirúrgico, en primeramente establecer la restauración de la integridad subdural e intraxial y a las craneotomías descompresivas para controlar el aumento de la presión intracraneana y en un segundo paso la corrección de la fractura. Otra de las contribuciones que actualmente se utiliza y se considera como adelanto revolucionario, en 1908 diseñado por *Thierry De Martel* [I.45], construyó un trépano eléctrico, el cual se bloqueaba de forma automática al atravesar el hueso del cráneo de modo que no se lacerara la duramadre.

Se determinan más estudios realizados por neurólogos, pero aplicados más hacía otros campos de la neurología dejando un poco rezagado el estudio de impacto en cráneo. Se inician estudios a la columna vertebral y otros complementos del sistema nervioso.

Hasta 1945, después de la segunda guerra mundial, el estudio de los neurólogos se divide en dos partes la hidrocefalia y el trauma encéfalo-craneano, de las cuales la hidrocefalia son los estudios de la acumulación excesiva de líquido en el cerebro.

Para la siguiente especialización de la neurología de la cual se establece durante y después de la segunda guerra mundial es el Trauma Encéfalo-craneano, en la cual se toma como base los estudios, mencionados anteriormente, realizados por Cushing en la Primera Guerra Mundial, se observa la importancia de las evaluaciones rápida de los heridos para practicar un procedimiento neuroquirúrgico, lo que disminuye la incidencia de abscesos e infecciones. En el transcurso de esta guerra, se aprecian los buenos resultados del cierre hermético de la duramadre, se disminuye importantemente la tasa de infección de los procedimientos quirúrgicos.

De esta manera, cabe mencionar que durante los conflictos bélicos se ha tenido un gran desarrollo en los estudios de impacto en cráneo ya que cada vez han ido aumentando la velocidad y capacidad de destrucción de los proyectiles utilizados, para generar daño en el adversario. Tales han sido los estudios mencionados anteriormente en la primera y la segunda guerra mundial. Igualmente en la guerra de Corea [I.46], que se desarrolló en 1950 y tuvo fin en 1953, se impulsó el desbridamiento radical e inmediato de las heridas neurológicas, que consiste en eliminar los tejidos muertos de la herida, lo cual acelera el proceso de cicatrización, gracias a este procedimiento genera que las infecciones en los casos tratados neuro-quirúrgicamente se encuentren por debajo del 1%.

En 1955 se generó un conflicto bélico en Vietnam [I.47], que concluyó hasta 1975 se continua con las cirugías inmediatas, pero los fragmentos metálicos no fueron sometidos a la política el desbridamiento radical. Otro conflicto bélico fue la guerra del Líbano [I.48] en 1982, en el cual los israelitas, utilizando la monitoria de la presión intracraneana y la tomografía computarizada, manejaron el trauma encéfalo-craneano de una forma más conservadora. Sólo los fragmentos superficiales se desbridaron, los restantes fragmentos metálicos y óseos fueron esterilizados con la utilización de antibióticos sistemáticos. Uno de los puntos positivos de estos conflictos bélicos es este número de innovaciones, de los cuales se lograron muy buenos resultados en la función neurológica en el largo plazo.

I.3.- Biomecánica para traumas debido a cargas de impacto

Los conocimientos actuales, tomando como base estudios anteriores, exigen del investigador involucrar bases, o leyes, de otros campos de investigación para de esta manera comprender con mayor facilidad en una forma completa un tema a investigar. Tal es el caso de la Biomecánica, ciencia joven que utiliza los principios básicos de la mecánica, la acción de las fuerzas físicas, para explicar el comportamiento físico de los seres vivos.

Se puede determinar que este campo de investigación ha sido estudiado desde tiempos muy ancestrales. Se puede decir, que siempre el ser humano ha tenido la inquietud de explicar, entender, el comportamiento físico y mecánico de los seres vivos. Poniendo un ejemplo, en el renacimiento dos grandes científicos, *Galileo* [I.49] y *Borelli* [I.50], exploraron la relación entre la fisiología humana y la animal, con teoría de movimiento y mecánica. Tiempo después se encuentra al fisiólogo de origen alemán *Julius Wolff* [I.51] y a *Wilhelm Roux* [I.52] quienes contribuyeron de gran manera al entendimiento de huesos y progreso de la Biomecánica [I.53]. Aunque este campo de investigación se ha estudiado informalmente desde tiempo atrás, el crecimiento de este campo se puede atribuir a la generación de tecnologías de vanguardia, que permite a los científicos investigar la mecánica de los seres vivos con gran exactitud.

La revista *Mecánica Experimental (Experimental Mechanics)*, demostró un gran interés en el crecimiento de este campo, ofreciendo becas para la investigación en el campo de la biomecánica. Desde mediados de 1960 hasta mediados de 1970, esta revista se centralizó en realizar publicaciones relevantes que se enfocaron principalmente, en la caracterización potencial de los bioimplantes y explorando las propiedades mecánicas de los tejidos conectivos. El impulso de esta revista en el campo de la Biomecánica generó que en la década de los 70's, se tomara un gran interés en su estudio, tanto que se formaron sociedades como la *Sociedad Internacional de Biomecánica* que se fundó en 1973, que en 1981 tomó la popularidad en la que hoy se encuentra gracias a una publicación escrita por *Y. C. Fung* [I.54], quien se conoce como el padre de la Biomecánica moderna, con el título *Biomecánica: Propiedades Mecánicas de los Tejidos Vivos (Biomechanics: Mechanical Properties of Living Tissues)*.

Con el crecimiento, e impulso de los medios de transporte, el riesgo de impacto aumentó en la población común, lo que propició que se estudiara la tolerancia humana a las fuerzas se encuentra a *Hugh DeHaven* [I.55], en 1917 fue un joven piloto de la fuerza aérea canadiense, estuvo involucrado en un accidente aéreo, en el accidente el copiloto del avión muere (Figura I.5).



Figura I.5.- Accidente *De Haven*

Después de la recuperación del impacto se da cuenta de que sobrevive gracias al diseño e integridad de su cabina, en conjunto con el cinturón de seguridad, que lo protegieron de impactos y heridas catastróficas. Subsecuente a esto, *De Haven* en 1942 realizó estudios de impactos a considerables alturas de ocho personas, de las cuales siete sobrevivieron, teniendo un rango de velocidades entre 60 y 95 km/h y los objetos a los que impactaron fueron; techos de madera, vallas, tierra suave, y en dos casos toldos de carros. Con el cálculo de velocidades de impacto y distancias de frenado (deformaciones en los objetos), fueron estimadas desaceleraciones y reacciones para considerar las fuerzas de colisión que recibía el cuerpo.

Actualmente teniendo como base las investigaciones de *De Haven*, surgen muchos otros investigadores en el ámbito de impacto, de esto se realiza una rama, que se especializa en impactos recibidos en el cráneo, ya sea en jugadores de fútbol americano, pilotos de aviones, de automóviles, de motos, y en general en los deportes extremos. Así como, en la construcción, seguridad industrial e igualmente el impacto de una bala, como protección para militares y policías. Con este tipo de estudios se pretende establecer un marco de seguridad en el ser humano para que al recibir un impacto en el cráneo no afecte, o afecte lo menos posible, el encéfalo.

Los investigadores que actualmente realizan estudios, tomando como base la reconstrucción de los accidentes, por nombrar algunos son; *Newman* y colaboradores [I.56], propone una metodología detallada con la finalidad de evaluar las lesiones en colisiones de los jugadores, durante los juegos de americano utilizando el Método del Elemento Finito. Por otro lado *Willinger* y asociados [I.57] utilizó el Método del Elemento Finito para reconstruir 13 cascos en accidentes de motociclistas, para comprender una aproximación del mecanismo de lesión en el cráneo. Un estudio muy importante con el cual se verifican los estudios numéricos es el modelo experimental de *Nahum* y *Smith* [I.58], ellos midieron la presión intercraneal y otras respuestas dinámicas bajo intensidades de carga específicas. Por mencionar otros especialistas en este ámbito de estudio; *Murray Makay* [I.59], *Ruan* y coautores [I.60], *Zhang* y asociados [I.61], por mencionar algunos.

I.4.- Planteamiento del problema

Actualmente se cuenta con normativas que exigen la utilización de protección a la cabeza en el desarrollo de distintas actividades industriales; básicamente en construcción, instalación de redes de electricidad, dentro de plantas, por mencionar unos ejemplos; deportes: automovilismo, deportes extremos, etc. El desarrollo de estas pautas de seguridad para el ser humano es de gran importancia para salvaguardar la integridad de los trabajadores, en el caso de actividades industriales, o bien, la integridad de los competidores durante los encuentros deportivos.

En base a experiencia personal del autor, se ha observado que en México no se cuenta con un estudio especializado en la reacción del cráneo generada por un traumatismo, esto produce que las normas solamente se basen en la experiencia o costumbre de utilizar protección para la cabeza, sin tener el conocimiento del grado de protección necesaria para los distintos tipos de trabajos que se realiza, ya que el grado de protección difiere dependiendo los espacios y riesgos de la actividad.

El problema presentado en este trabajo, radica en la realización de un estudio numérico, tomando como base el *método del elemento finito (MEF)*, mediante el cual se permite cuantificar la capacidad del cráneo humano para soportar cargas de impacto localizadas estratégicamente con el fin de observar el comportamiento total y la absorción de

energía que tiene éste como estructura mecánica. El estudio presentado se puede tomar como base para el desarrollo de un rango de seguridad utilizado en normas aplicadas a cascos de protección para la cabeza, ya que conociendo la capacidad del cráneo para soportar cargas súbitas, y realizando un análisis de la mayor carga que puede presentarse durante el proceso de las actividades que soliciten este tipo de protección, para obtener la determinación precisa con el fin de utilizar el casco debido para la actividad realizada.

A lo largo del trabajo se presentan: fundamentos teóricos del impacto mecánico, anatomía del cráneo y patologías, del encéfalo principalmente, al recibir un trauma. Ahora bien, para los subsecuentes capítulos se muestran los estudios numéricos, dependiendo la recepción en el cráneo del golpe, para de esta manera llegar a las conclusiones expresadas por el autor.

I.5.- Sumario

El cráneo ha sido tema de gran interés, desde su incursión al idioma en el latín, su proveniencia del griego. *Leonardo Da Vinci* desde sus dibujos anatómicos, y alusiones a la cebolla. *Paul Richer* observando desde el punto de vista anatómico, su caja ósea que da cabida al encéfalo. Estas definiciones en conjunción con el impacto, proceso involucrado en una colisión de dos o más objetos, dan definición al estudio presentado en este trabajo; colisión de un agente externo aplicado bruscamente a la caja ósea que contiene al encéfalo.

Este estudio de impacto en cráneo ha sido tema de interés desde Egipto con las primeras trepanaciones y traumatismos cerebrales. En Grecia con relatos del propio *Homero*, pasando por *Alcmeón* quien discretica un cadáver, sentando las bases para *Hipócrates*, con el inicio de la medicina científica, aconsejando la trepanación; en Roma, los griegos ahora esclavos siguen dedicándose al este estudio. *Celso* medico romano, práctica trepanaciones y perfecciona el aparato que se utiliza para ello. El más grande cirujano musulmán *Abú-I-Kasis* define las fracturas en la cabeza por caídas o golpe de piedra o algo parecido, que hunden la lámina del hueso hacia adentro; implantando que la suciedad aumenta los daños al cerebro. Precedido por *Ibn Zhur* continuando con la alta limpieza que empezó *Abú-I Kasis*.

Dentro de la era cristiana, el estudio del impacto en cráneo pasa a Italia, con *Rogelio, Guillermo de Saliceto y Lanfranco, Guy Chauliac*, que siguiendo lo estudiado anteriormente, recomiendan trepanaciones y observan los efectos de la hipertensión intracraneal sobre el ritmo respiratorio. *Andrés Vesalio* renacentista alemán realiza trepanaciones a la realeza. En España, *Francisco Arceo*, con su descripción tan clara de un hematoma intracraneal: Encontré gran abundancia de sangre coagulada y negra que pasaba a la duramadre. *Andrés Alcázar*, con su primer libro; de las heridas de la cabeza. Surge el estudio de mecanismos aplicados a la medicina, aplicar leyes matemáticas y el estudio de la mecánica animal y a los movimientos, como *Giovanni Alfonso* con la denominación de la *Yatromecánica*.

Para el siglo XVII y primer parte del siglo XIX no hay grandes avances, solamente se perfecciona el conocimiento anatómico del sistema nervioso. *Phineas Gage* trabajador que recibe un impacto en el cráneo, del cual sobrevive dejando secuelas que se presentan, trece años después, hasta el día de su muerte. *Harlow* el médico que lo atendió indica; el equilibrio entre sus facultades intelectuales y propensiones animales parece haber sido destruida. Para el positivismo del segundo tercio del siglo XIX, *Claude Bernard*, la observación y la experimentación no están incomunicadas, sino que una sigue a la otra.

Primera Guerra Mundial, heridos y muertos en gran medida afectados en el cráneo, *Cushing* marca las pautas para el manejo del trauma cráneo-encefálico. La aparición de los rayos X desplaza el trauma craneoencefálico de la centralidad en la fractura hacia el déficit neurológico; ahora llamado trauma encéfalo-craneano. Desarrollo de guerras: segunda guerra mundial, Corea, Vietnam; innovando en el tratamiento de traumas encéfalo-craneanos.

Incluyendo el término Biomecánica desde *Galileo y Borelli* con sus primeros estudios en los que exploran la fisiología humana con teoría de movimiento y mecánica. *Julius Wolff y Wilhelm Roux* contribuyendo al entendimiento de huesos y el progreso de la biomecánica. Impulsado por la revista *Mecánica Experimental* desde 1960 hasta 1970 surge el padre de la biomecánica moderna *Y. C. Fung*. Ya para la actualidad y con estudios más específicos en este ámbito surgen *De Haven, Newman, Willenger, Nahum y Smith, Murray Makay, Ruan, Yoganadan y Zhang*, entre otros.

Para el siguiente capítulo, el autor propone una descripción y entendimiento de los fundamentos teóricos en cuanto a las cargas de impacto, su estudio, cálculo y determinación de este tipo de fuerzas así como también las ecuaciones que las rigen.

I.6.- Referencias

1. Pera C., *Cirugía: Fundamentos, indicaciones y opciones técnicas*, Ed. Masson, pp 673, España, 1996.
2. Real Academia de la Lengua Española, *Diccionario de la Lengua Española; Real Academia Española*, 22ª Edición, Ed. Planeta Publishing, pp 383, 2003.
3. Didi-Huberman, G., *Ser Cráneo Lugar, Contacto, Pensamiento, Escultura*, 1ª Edición, Ed. Universidad Nacional de Colombia Facultad de Artes, pp 13-18, 2008.
4. Didi-Huberman, G., *Ser Cráneo Lugar, Contacto, Pensamiento, Escultura*, 1ª Edición, Ed. Universidad Nacional de Colombia Facultad de Artes, pp 7-11, 2008.
5. Real Academia de la Lengua Española, *Diccionario de la Lengua Española; Real Academia Española*, 22ª Edición, Ed. Planeta Publishing, pp 1050, 2003.
6. Goldsmith, W., *Impact; The Theory and Physical Behavior of Colliding Solids*, Ed. Dover, pp 1, 2001.
7. Isidro, A. y Malgosa, A., *Paleopatología La Enfermedad no Escrita*, Ed. Masson S.A., pp 320 – 326, 2003.
8. Ares, N., *La Historia Perdida II Nuevos Enigmas que los Hombres y el Tiempo Ocultaron*, Editorial EDAF y Morales S.A., pp 26, 2003.
9. Mejía-Rivera, O., *De la Prehistoria a la Medicina Egipcia*, Vol. 1, 1ª Edición, Ed. Universidad de Caldas, pp 356-360, 1999.
10. Romero-y Huesca, A., Ramirez-Bollas, J., Lopez-García, S., Valenzuela-Salazar, C. y Ponce-Landín, F., Contribuciones de herodoto a la cirugía en el análisis historiográfico de sus historias, *Cirugía y Cirujano*, Vol. 72, No. 6, pp 525-532, noviembre-diciembre 2004.
11. Arévalo, R., *Historia de la Medicina*, Ed. Universitat Barcelona, pp 14, 1969.
12. Torres, L. M., Elorza, J., Gómez-Sancho, M., Micó, J. A., Muriel, C., Reig, E. y Rodríguez, M. G., *Medicina del Dolor*, Ed. Masson S. A., pp 12-13, 1997.
13. Eggers-Lan, C., *Hipócrates de la Medicina Antigua*, Ed. Universidad Autónoma de México, pp XL, 1987.

14. Mackay, M., *The Increasing Importance of the Biomechanics of Impact Trauma*, Ed. Sadhana, Vol. 32, No. 4, pp 397-408, 2007.
15. Medina-Malo, C., *Epilepsia; Aspectos Clínicos y Psicosociales*, Ed. Médica Internacional, pp 31, 2004.
16. Gutiérrez-Galdó, J., *Real Academia de Medicina y Cirugía de Granada; Académicos Numerarios que Fueron*, Ed. Díaz de Santos, pp 6-8, 2003.
17. Izquierdo-Rojo, J. M. y Barbera-Alacreu, J., *Lecciones de Neurocirugía*, Ed. Universidad de Oviedo Servicio de Publicaciones, pp 11, 1992.
18. Chediak-Atia, E., *Tres Médicos Árabes*, Ed. Academia Nacional de Medicina, pp 44 y 89-108, 2007.
19. Izquierdo-Rojo, J. M. y Barbera-Alacreu, J., *Lecciones de Neurocirugía*, Ed. Universidad de Oviedo Servicio de Publicaciones, pp 12, 1992.
20. Linage, A. y González-Bueno, A., *El Occidente Medieval Cristiano*, Vol. 6, Ed. Akal, pp 15, 1992.
21. Bodenhamer, W., *A Theoretical and Practical Treatise on the Hemorrhoidal Disease; Giving its History, Nature, Causes, Pathology, Diagnosis and Treatment*, Ed. W. Wood and Company, pp 212, 1884.
22. De Renzi, S., *Storia Documentata della Scuola Medica di Salerno*, Napoli, Nobile, pp 526-527, 1857.
23. Recio, R., *Essays on Medieval Translation in the Iberian Peninsula*, Ed. Tomás Martínez i Romero, Roxana Recio, Ed. Universitat Jaume I, pp 97, 2001.
24. Zimmerman, L. M. y Veith, I., *Great Ideas in the History of Surgery*, Ed. Norman Publishing, pp 149-157, 1993.
25. Jaramillo-Antillón, J., *Historia y Filosofía de la Medicina*, Ed. Universidad de Costa Rica, pp 62-64, 2005.
26. Chinchilla A., *Anales Históricos de la Medicina en General, y Biográfico – Bibliográficos de la Española en Particular. Historia de la Medicina Española. Historia de la Medicina. Historia Particular de las Operaciones Quirúrgicas*, Ed. Universidad de Oxford, pp 421, 1841.
27. Nieto-González, J. R. y Azofra E. A., *Inventario Artístico de Bienes Muebles de la Universidad de Salamanca*, Ed. Universidad de Salamanca, pp 157, 2002.
28. Gómez-Pamo, M., *Memoria Sobre el Origen y Vicisitudes de la Terapéutica que han Usado los Cirujanos Españoles en las Heridas de Arma de Fuego*, Ed. Real Academia Nacional de Medicina, pp 8 y 25-28, 1862.

29. Garin, E. y Pinton, G. A., *History of Italian Philosophy*, Ed. Rodopi, pp 622 y 636-638, 2008.
30. Ellis, H., *A History of Surgery*, Ed. Cambridge University Press, pp 48-49, 2001.
31. Izquierdo-Rojó, J. M. y Barbera-Alacreu, J., *Lecciones de Neurocirugía*, Ed. Universidad de Oviedo Servicio de Publicaciones, pp 17, 1992.
32. Estañol-Vidal, B., *La Invención del Método Anatomoclínico*, Ed. UNAM, pp 5-6 y 32, 1996.
33. Libby, W., *The History of Medicine in its Salient Features*, Ed. Houghton Mifflin Company, pp 181-187, 1922.
34. Isac, J. J., *Manual del Perfecto Descerebrado*, Ed. Visión Libros, pp 18-19, 2008.
35. Whiting, W. C. y Zernicke, R. F., *Biomechanics of Musculoskeletal Injury*, Ed. Human Kinetics, pp 258-259, 2008.
36. Macmillan, M., *Phineas Gage's Contribution to Brain Sugery*, School of Pcyhology, Deakin University, Burwood, Victoria, Australia, pp 56-77, 1996.
37. Singh, A. K., *The Comprehensive History of Psychology*, Ed. Motilal Banarsidass Publ., pp 69-71, 1991.
38. Greenblatt, S. H., *A History of Neurosurgery: in its Scientific and Professional Context*, Ed. Thieme, pp 105 y 134, 1997.
39. Navarro-Restrepo, C. E. y Scholtz-González, H., *Neurología para Médicos Generales*, Ed. Universidad de Antioquia, pp 14-15, 2006.
40. Frixione, E., *Motu Proprio: Una Historia de la Fisiología del Movimiento*, Ed. Siglo XXI, pp 167, 2000.
41. Sarbadhikari, S. N., *Depression and Dementia: Progress in Brain Research, Clinical Applications and Future Trends*, Ed. Nova Pulishers, pp 25 y 77, 2005.
42. Bernard, C., *Introducción al Estudio de la Medicina Experimental*, Editorial Critica, pp 345-354, 2005.
43. Bliss, M., *Harvey Cushing: A Life in Surgery*, Ed. Oxford University Press, pp ix-xii, 2005.
44. Navarro-Restrepo, C. E. y Scholtz-González, H., *Neurología para Médicos Generales*, Ed. Universidad de Antioquia, pp 37-41, 2006.
45. Vaughan, H., *Doctor to the Resistance: the Heroic True Story of an American Surgeon and his Family in Occupied Paris*, Ed. Brassey's, pp 37, 2004.
46. Shoemaker, W. C., Ayres, S. M., Grenvik, A. y Holbrook, P. R., *Tratado de Medicina Crítica y Terapia Intensiva*, Ed. Médica Panamericana, pp 737, 2002.

47. Appy, C. G., *La Guerra de Vietnam*, Ed. Critica, pp 9-18, 2008.
48. Navarro-Restrepo, C. E. y Scholtz-González, H., *Neurología para Médicos Generales*, Ed. Universidad de Antioquia, pp 46, 2006.
49. López-Chicharro, J. y Fernández-Vaquero, A., *Fisiología del Ejercicio*, Ed. Médica Panamericana, pp 6, 2008.
50. Mora-Novaro, O. A. y Mora-Carrillo, G., *Historia de la Fisiología: Breve Revisión con Especial Referencia a la Circulación, Respiración, Sistema Nervioso y Glándulas Endocrinas*, Ed. Fundación Canaria Orotava, pp 60-69, 2007.
51. Carter D. R. y Beaupré G. S., *Skeletal Function and Form: Mechanobiology of Skeletal Development, Aging, and Regeneration*, Ed. Cambridge University Press, pp 4-5, 2001.
52. Gilbert, S. F., *Biología del Desarrollo*, Ed. Médica Panamericana, pp 66, 2005.
53. Xu, S. y Grande-Allen, K. J., The Evolution of the Field of Biomechanics Through the Lens of Experimental Mechanics, *Experimental Mechanics*, Vol. 50, pp 667-682, 2010.
54. Chien, S., Chen, P. C-Y., Schmid-Schönbein, G. W., Tong, P. y Woo, S, L-Y., *Tributes to Yuan-Cheng Fung on his 90th Birthday: Biomechanics: From Molecules to Man*, Ed. World Scientific, pp 153-155, 2009.
55. Murray, M., *The Increasing Importance of the Biomechanics of Impact Trauma*, Ed. Sadhana, Vol. 32, No. 4, pp 397-408, Printed in India, 2007.
56. Newman, J. A., *Kinematics of Head Injury – An Overview*, *Frontiers of Head and Neck Trauma: Clinical and Biomechanical*, ED. IOS Press Inc., pp 200-214, 1998.
57. Willinger, R. y Baumgartner, D., Numerical and physical modelling of the human head under impact – toward new injury criterion, *International Journal of Vehicle Design*, Vol. 32, No 1, pp 94-115, 2001.
58. Nahum, A., Smith, R. y Ward, C., Intracranial pressure dynamics during head impact, *STAPP*, pp 339-366, 1977.
59. Murray, M., The Contribution of Accident Investigation Research to Biomechanics, *IUTAM Symposium on Impact Biomechanics: from Fundamental Insights to Applications*, pp 3-16, 2005.
60. Baumgartner D. y Willinger R., Numerical modeling of the human head under impact: new injury mechanisms and tolerance limits, *IUTAM Symposium on Impact Biomechanics: from Fundamental Insights to Applications*, pp 195-203, 2005.

-
61. Newman, J., Beusenbergh, M., Fournier, E., Shewchenko, N., Withnall, C., King, A., Yang, K., Zhang, L., McElhaney, J., Thibault, L. y McGinnis, G., *A New Biomechanical Assessment of Mild Traumatic Brain Injury - Part 1 - Methodology*, Ed. IRCOBI, pp 17-36, 1999.

Capítulo II

Fundamentos teóricos



Iniciando el capítulo se retoma la Biomecánica, con el fin de exponer el objetivo de ésta, encaminando el estudio en dirección de la Biomecánica de Impacto.

Siendo el estudio de las cargas súbitas incluido en la dinámica, se formula el principio del impulso y la cantidad de movimiento, e igualmente las bases mecánicas del impacto, definiendo básicamente cuando se obtiene una carga súbita y una carga estática.

Es necesario tener una homología en cuanto al comportamiento elástico y plástico de los materiales, seguido de los cascarones, ya que el cráneo humano se encuentra considerado como un cascarón.

Se desarrollan las ecuaciones necesarias con el fin de comprender el comportamiento dinámico de distintas idealizaciones de material para cascarones, con el fin de interpretar de una manera cercana a la realidad el proceder de este tipo de estructura mecánica, durante las zonas elástica, plástica y rígida del material.

II.1.- Introducción Biomecánica

La Biomecánica es la disciplina que estudia los modelos, fenómenos y leyes que sean relevantes en el movimiento (incluyendo el estático) de los seres vivos. Es una disciplina científica que tiene por objeto el estudio de las estructuras de carácter mecánico que existen en los seres vivos, fundamentalmente del cuerpo humano. Esta área de conocimiento se apoya en diversas ciencias Biomédicas. Asimismo se auxilia de los conocimientos de la Ingeniería (en general), Mecánica (en particular), Anatomía, Fisiología y otras disciplinas. El apoyo de estas diversas disciplinas, se fundamenta para analizar el comportamiento del cuerpo humano y resolver los problemas derivados de las distintas condiciones a las que puede verse sometido [I.1]. Asimismo, la Biomecánica está íntimamente ligada a la Biónica y usa algunos de sus principios ha tenido un gran desarrollo en relación con las aplicaciones de la Ingeniería a la Medicina, la Bioquímica y el medio ambiente, tanto a través de modelos matemáticos para el conocimiento de los sistemas biológicos, como en lo que respecta a la realización de partes u órganos del cuerpo humano. También en la utilización de nuevos métodos diagnósticos.

Una gran variedad de aplicaciones han sido incorporadas a la práctica médica, desde la clásica pata de palo, a las sofisticadas ortopedias con mando mico-eléctrico y de las válvulas cardiacas a los modernos marcapasos existe toda una tradición e implantación de prótesis. Hoy en día es posible aplicar con éxito, en los procesos que intervienen en la regulación de los sistemas, modelos matemáticos, que permiten simular fenómenos muy complejos en potentes ordenadores, con el control de un gran número de parámetros o con la repetición de su comportamiento.

La Biomecánica es un campo extremadamente amplio, abarcando sistemas funcionales de los seres vivos; utilizar mecánica de fluidos para explicar y entender el flujo sanguíneo, determinar la estructura y análisis mecánico del material con el cual están fabricados los huesos, ligamentos y tendones, etc. Así como, los movimientos de los seres vivos, utilizando las leyes de la Dinámica para mejorar el desempeño o disminuir fallas y/o fracturas.

Teniendo un campo tan amplio en la Biomecánica, es necesario dividirla en sub-campos de estudio, los que dan un estudio más específico y se observa fácilmente el área de

especialización e investigación. Estos campos en general son; computacional, circulación, celular, musculo-esquelética, movimiento de cuerpos y seres vivos, impacto, estudios de órganos artificiales, entre otras [II.2].

II.1.1.- Biomecánica de impacto

Para el estudio de este trabajo, se realiza dentro del sub-campo de la Biomecánica sobre impacto, que desde el inicio de los estudios en medicina. Se ha estudiado el tratamiento de fracturas de huesos y daño a los ligamentos. Sin embargo, este sub-campo no abarca sólo estos dos ámbitos, también se han llevado a cabo estudios de lesiones en tejidos suaves como órganos y músculos.

Existe un importante número de estudios y análisis que se especializan en la región de la cabeza, se han desarrollado investigaciones las cuales estudian las propiedades dinámicas de los tejidos que se encuentran estrechamente relacionados con las lesiones en la cabeza. Se han ejecutado mediciones en el cerebro, la medula espinal y las meninges.

Por otra parte, se ha investigado el mecanismo de daños en el cerebro a nivel tejido, tales como el daño a las terminaciones nerviosas de las neuronas por la carga de aceleración para el tejido nervioso. Se menciona que el estudio presentado en este trabajo recae en el sub-campo de la Biomecánica de impacto, debido a que busca involucrar en un estudio dinámico al cráneo humano, al cual debido a un agente externo se persigue determinar la afectación tanto en éste, como en el encéfalo, órgano al cual protege el cráneo.

II.2.- Principio del Impulso y Cantidad de Movimiento

Para iniciar con el principio del impulso y cantidad de movimiento, se debe partir de la segunda ley de *Newton*. La cual originalmente indica; *La aceleración con la que un cuerpo cambia su velocidad es proporcional a la fuerza neta que actúa sobre él* [II.3]. En otras palabras se puede decir que la fuerza (F) que actúa sobre una partícula es igual a la razón de cambio respecto al tiempo del producto de la masa (m) y la velocidad (v) de la partícula. Esta relación de masa y velocidad, puede ser considerada como una medida de la dificultad de llevar la partícula hasta el reposo, definido por la siguiente ecuación:

$$F = \frac{d}{dt}(mv) \quad \text{II.1}$$

En donde; F es la fuerza que actúa sobre una partícula, m es la masa de la partícula y v es la velocidad de la partícula. Al producto de la masa (m) por la velocidad, *Newton* lo denomina la cantidad de movimiento de la partícula; *La fuerza que actúa sobre una partícula es igual a la razón de cambio respecto al tiempo del momento lineal de la partícula.* Con esta definición se puede precisar que entre mayor sea la cantidad de movimiento de un cuerpo, mayor es el efecto requerido para cambiar esta cantidad de movimiento. Es decir, que una gran masa (m) que se mueve con una velocidad (v) tiene una gran magnitud en la cantidad de movimiento ($\dot{q}$) [II.4]. La cual en una notación matemática se debe de escribir de la siguiente manera:

$$F = \frac{d}{dt}(mv) = \frac{dq}{dt} = \dot{q} \quad \text{II.2}$$

El impulso se define como *la fuerza que actúa sobre una partícula en un periodo de tiempo* [II.5]. Para observar este fenómeno, se debe de partir de la cantidad de movimiento, considerando que la cantidad de movimiento es igual a la fuerza que se aplica a la masa para desplazarla cierto espacio. De la Ecuación II.2 se puede escribir de la siguiente manera:

$$dq = Fdt \quad \text{II.3}$$

Ahora para los casos en que la fuerza (F) aplicada sea distinta de cero, es posible integrar la ecuación para los límites en que la cantidad de movimiento presente un cambio, por ejemplo, se considera que la cantidad de movimiento de la partícula en los tiempos inicial y final, (t_i y t_f), sea la cantidad de movimiento inicial y final, (q_i y q_f), respectivamente. Resolviendo la integral de la fuerza (F) entre los límites de tiempo, de (t_i) a (t_f), se determina como Impulso (I) de la fuerza (F) en el intervalo de tiempo ($\Delta t = t_f - t_i$), siendo la fuerza (F) un vector, por consiguiente el impulso es un vector definido por:

$$I = \int_{t_i}^{t_f} F dt = q_f - q_i$$

$$I = mv_f - mv_i \quad \text{II.4}$$

Ahora bien, considerando las bases de la cantidad de movimiento y el impulso, se puede definir el principio del impulso y cantidad de movimiento, derivado de la segunda ley de Newton; *El impulso de la fuerza que actúa sobre una partícula en el intervalo de tiempo ($\Delta t = t_f - t_i$) es igual a la cantidad de movimiento de la partícula en el mismo intervalo de tiempo* [II.6].

Del principio de impulso y cantidad de movimiento se dice que cuando se da un impulso a una partícula, esto es el resultado de una fuerza externa aplicada a la partícula y, en efecto, que la cantidad de movimiento es transferido de un agente externo a la partícula, reduciendo la ecuación II.4 por lo antes mencionado se obtiene la cantidad de movimiento final, que toma como base la cantidad de movimiento inicial sumando la fuerza aplicada en el intervalo de tiempo indicado:

$$mv_i + \int_{t_i}^{t_f} F dt = mv_f \quad \text{II.5}$$

II.3.- Impacto

Referido al capítulo anterior, se precisa impacto como el efecto de una fuerza aplicada bruscamente. Sin embargo, para efectos del estudio que se busca realizar en este trabajo, es necesaria una definición mayormente aplicada al estudio en Ingeniería. Las cargas súbitas, se tienen muy presentes en la vida diaria, ya sea cuando se desea golpear un clavo con un martillo, o bien, en las calles de la ciudad se presentan colisiones automovilísticas todos los días. Si bien no es necesaria que sea aplicada una fuerza, como tal, asimismo en un cambio brusco de temperatura se presenta una carga repentina. Por decir en un tratamiento térmico, cuando se realiza un enfriamiento brusco, como es el caso con el agua, el material se fragiliza debido a esto, es por lo que se considera necesario generalizar. Por decir, impacto es la aplicación violenta de un agente externo, el cual cambia las propiedades originales del material. No obstante en este trabajo se desea observar las cargas de impacto, o también llamadas cargas súbitas, choque o impulsiva; desde el punto de vista de los impactos físicos, definido como el

proceso involucrado en una colisión de uno o más objetos. Ya que se busca cual es la reacción del cráneo humano al aplicar una fuerza súbitamente [II.7].

Tomando como ejemplo un par de masas que impactan, las superficies se acercan a una velocidad relativa en un instante inicial al cual se le denomina incidencia. Posteriormente a la incidencia se da un fenómeno de interferencia o interpenetración de las masas, que se da como una presión en una pequeña área de contacto entre ambos cuerpos. A cada instante, durante el periodo de unión, la presión en el área de inmediación da como resultado una deformación local y su consecuente penetración, esta es igual a la interferencia que debería de existir en el caso de que los cuerpos involucrados, no estuvieran deformados.

Para cada instante durante el impacto esta interferencia, o presión de contacto, genera una fuerza resultante de reacción que actúa en dirección opuesta con respecto de los dos cuerpos que chocan, por lo tanto resiste a la denominada interpenetración. Esta fuerza de reacción que se genera, acrecienta con la deformación y como resultado reduce la velocidad con la cual ambas masas se aproximan entre ellas. Para el instante durante el impacto, en el cual el trabajo realizado por la unión es suficiente para trasladar la velocidad de acercamiento de las dos masas a cero. Subsecuentemente, la energía almacenada durante la compresión, en el momento de la deformación, tiende a separar las masas hasta que finalmente se apartan con cierta velocidad relativa. Teniendo que para una sola masa, cuerpos sólidos, la fuerza de contacto que actúa durante el choque es el resultado de las deformaciones locales que son requeridas por las superficies de los dos cuerpos para conformar el área de contacto. Conociendo que ambos cuerpos aumentan su deformación durante el choque, debido a la velocidad relativa incidente en el punto de empalme inicial, e involucrando de igual manera a la dureza de ambas masas.

Como se ha definido, el impacto contiene una amplia gama de variantes, para especificar su estudio, se puede utilizar una metodología simple, observando las deformaciones que se generan en los cuerpos, se puede definir como impactos a baja velocidad y a alta velocidad. Los impactos a baja velocidad dan como resultado presiones de contacto que causan solo pequeñas deformaciones; solo se observa una deformación significativa en una pequeña región adyacente al área de contacto. Para los

impactos a alta velocidad se observan grandes deformaciones cerca del área de contacto que son el resultado del flujo plástico; las cuales presentan gruesas manifestaciones como son grietas o penetraciones.

Para ambos casos, en impactos a baja velocidad e impactos a alta velocidad, las deformaciones coinciden con la fuerza de contacto que causa variaciones de velocidad en las masas involucradas. Para definir cuando es que se trata de alta o baja velocidad de impacto se debe observar que la velocidad normal de impacto requerida para causar considerables deformaciones plásticas es entre $10^2 \times V_r$ y $10^3 \times V_r$, donde (V_r) es la velocidad mínima requerida para iniciar la cedencia plástica en el cuerpo más frágil (para metales la velocidad normal para la cedencia V_r es del orden de 0.1 m/s^2) [II.8].

Otra manera de dividir las cargas de impacto físico, es dependiendo su severidad:

1. Cargas de movimiento acelerado de magnitud constante: como las producidas por un vehículo que cruza un puente.
2. Cargas aplicadas bruscamente: como las producidas en una explosión, o de una combustión en un cilindro de un motor.
3. Cargas de impacto directo: como las producidas en el proceso de forja, o el choque de un vehículo.

Buscando idealizar estos tres casos es necesario observar la Figura II.1, teniendo en los tres casos una masa (m), un resorte (k) y solo en el primer caso un amortiguador (c), en la cual se tiene el primer caso de cargas de movimiento acelerado de magnitud constante, Figura II.1a, que la masa mostrada se encuentra sostenida por el amortiguador, de manera que solamente toca la parte superior del resorte, y es liberada rápidamente. Debido al amortiguador se aumenta la fuerza de rozamiento, lo que previene que se aplique bruscamente la acción de la gravedad por la masa (mg). En el segundo caso Figura II.1b la masa no se encuentra sujeta al amortiguador, por lo que en este caso la masa se aplica instantánea toda la fuerza del producto de la masa por la gravedad (mg), lo que da como resultado las cargas aplicadas bruscamente; en el caso de la Figura II.1c el cual son las cargas de impacto directo donde se observa que la masa

no se encuentra sujeta al amortiguador y se le adiciona una cantidad de energía cinética antes de que impacte en el resorte [II.9].

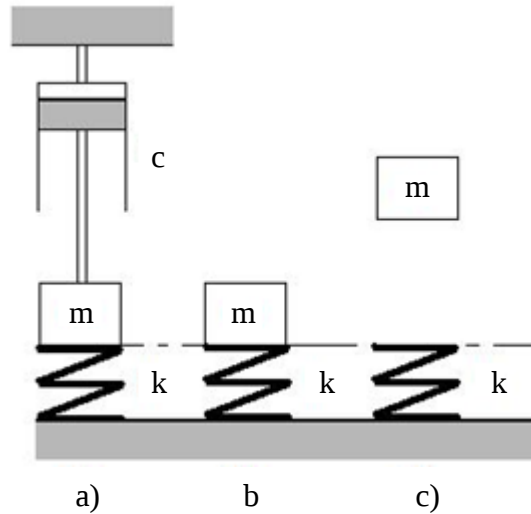


Figura II.1.- Niveles de cargas a impacto producidas por la liberación de masa m

En el primer caso (a), debido a la acción del amortiguador se aplica la acción de la gravedad por la masa en forma gradual; en este caso si se llega a aplicar lo suficientemente despacio es considerado una carga estática. Esto nos determina que la manera en que se distingue una carga de impacto y una estática es debida al tiempo requerido para aplicar la carga con el periodo natural de vibración de la masa no amortiguada en el resorte; para entender el término de periodo natural, es necesario imaginar que la masa en la Figura II.1b, se encuentra sujeta al resorte, que es empujada contra él y se libera bruscamente. La masa se moverá de arriba hacia abajo, vibrará, con un intervalo fijo entre las veces consecutivas que se encuentra en su punto superior, totalmente arriba, o el resorte en tensión; y en su punto inferior, totalmente abajo, o comprimido completamente el resorte. Este intervalo de tiempo es el denominado periodo natural de vibración de la masa en el resorte, determinado por la ecuación

$$\varphi = 2\pi \sqrt{\frac{m}{k}},$$

debido a esta ecuación se puede determinar que entre mayor sea la masa y

menos resistente el resorte se tendrá un periodo mínimo de vibración (o, es menor la frecuencia natural de vibración del sistema))

Con lo antes mencionado y tomando como base el periodo natural de vibración del sistema, se puede determinar que si el tiempo (t) requerido para aplicar la carga es mayor que tres veces el periodo natural (φ), los efectos dinámicos, son insignificantes y

se debe asumir que son cargas estáticas. Si el tiempo de carga es menor de la mitad del periodo natural, existe definitivamente una carga de impacto. Pero dentro de estas dos determinaciones existe un área en la que se encuentra una incertidumbre, como se muestra en la Tabla II.1 [II.9].

Tabla II.1.- Determinación de Cargas; Estática y Dinámica

Tipo de carga	Estática	Incetidumbre	Dinámica
Tiempo requerido para aplicar la carga	$t_{\text{carga aplicada}} > 3\varphi$	$1/2 \varphi < t_{\text{carga aplicada}} < 3\varphi$	$t_{\text{carga aplicada}} < 1/2\varphi$

Este tipo de cargas de impacto se pueden presentar de distintas maneras, ya sea en compresión, tensión, flexión torsión o una combinación de estas. Otra manera de identificar las cargas dinámicas de las estáticas, es que mientras las estáticas se utilizan en diseños que tienen como finalidad sostener cargas, las dinámicas producen diseños que absorben energía. La aplicación de la carga, produce una afectación de las propiedades de la resistencia del material. Las cargas súbitas tienden a estimular la falla frágil del material.

Con el fin de comprender lo antes mencionado de los materiales, a continuación se explica el comportamiento elástico y plástico de estos, para de esta manera comprender la acción realizada debida a agentes externos dentro de la geometría del material y su capacidad de deformación. Se realiza un estudio estático a los cascarones, para subsecuentemente comprender el estudio de las cargas dinámicas aplicadas a estas estructuras y generar las bases teóricas con las cuales se realizará un estudio de impacto en el caso de cascarones esféricos.

II.3.1.- Comportamiento elástico y plástico de los materiales

Para comprender el efecto en el material de las cargas dinámicas o estáticas, es necesario realizar una analogía de los materiales, a decir, el comportamiento elástico y plástico de éstos, ya que en estudios elementales de la mecánica de los materiales, las fuerzas externas, producen dentro del material reacciones denominadas esfuerzos (σ) normales y cortantes, la acumulación de estos esfuerzos producen deformaciones (ϵ), las cuales se pueden clasificar en elásticas y plásticas; donde se catalogan como elásticas:

cuando al retirar la carga, el material regresa a su forma original. Si es que existe solo este tipo de deformación, el esfuerzo y la deformación del material, son proporcionales, observado en la Figura II.2. La constante de proporcionalidad de esta relación es el modulo de elasticidad (E), o también denominado el modulo de Young. Para la deformación plástica, no existe una recuperación después de la descarga, por lo que la deformación resulta permanente. En la Figura II.2, se muestra el comportamiento general de los materiales indicando la zona elástica, la zona plástica, el esfuerzo de cedencia (σ_{yd}) el esfuerzo último, o máximo (σ_u) [II.10].

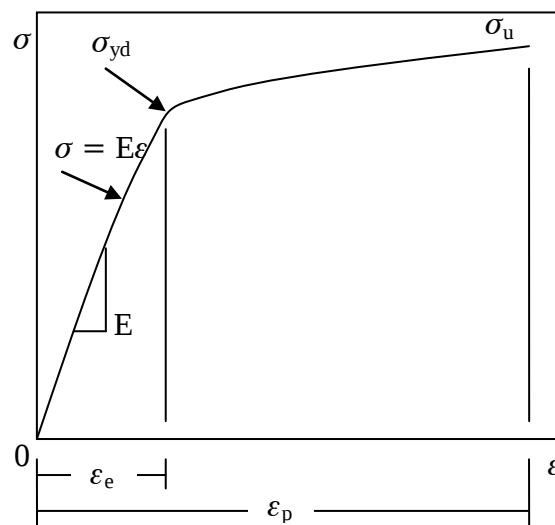


Figura II.2.- Comportamiento elástico y plástico de los materiales

Esto caracteriza a los materiales en manera que para los que soportan una gran cantidad de deformación plástica, tienen un comportamiento dúctil, poniendo un ejemplo de materiales con falla dúctil, sucede por ejemplo los aceros, cobre, plomo, estaño, etc.; ahora bien, para los materiales que se fracturan sin región plástica aparente, se comportan de una manera frágil, ejemplificando, son los cerámicos, cristal, etc.

II.3.2.- Comportamiento Estático – Plástico de Cascarones

Muchos de los materiales dúctiles que se utilizan en la práctica tienen una amplia capacidad después de la cedencia, es decir, que el esfuerzo último se encuentra retirado del esfuerzo de cedencia. Esta resistencia reservada, se puede utilizar en diseños estructurales para estimar un factor de seguridad contra varias cargas extremas. Cuando el material después de la cedencia, se comporta de manera lineal, se determina que tiene un comportamiento perfectamente plástico. Al realizar esta simplificación, permite que

las características principales y generales de la respuesta estructural sean realizadas con bastante simplicidad para muchos casos prácticos importantes. Con el fin de comprender el comportamiento dinámico, primero es necesario explicar el comportamiento estático plástico de estructuras tipo cascaron, el cráneo humano se le puede incluir en este tipo de estructuras dentro del estudio de la ingeniería, tomando como ejemplo en el área industrial a los recipientes a presión de pared delgada, calderas, tanques, etc. Para lo cual se realiza la simplificación de que se utiliza un material elástico, perfectamente plástico; y rígido, perfectamente plástico, de esta manera la Figura II.2 se modifica proporcionando la Figura II.3 [II.11].

En la consideración de la Figura II.2 el estudio plástico de cualquier material resulta complicado, debido al cambio de pendiente en cada punto de la zona plástica, en base a esto, se realiza una idealización de un material perfectamente plástico, dicha idealización se muestra en la Figura II.3, que resulta particularmente atractivo y simplifica los cálculos teóricos para una carga estática de colapso plástico. De esta manera se considera un flujo plástico controlado por un criterio de cedencia multidimensional.

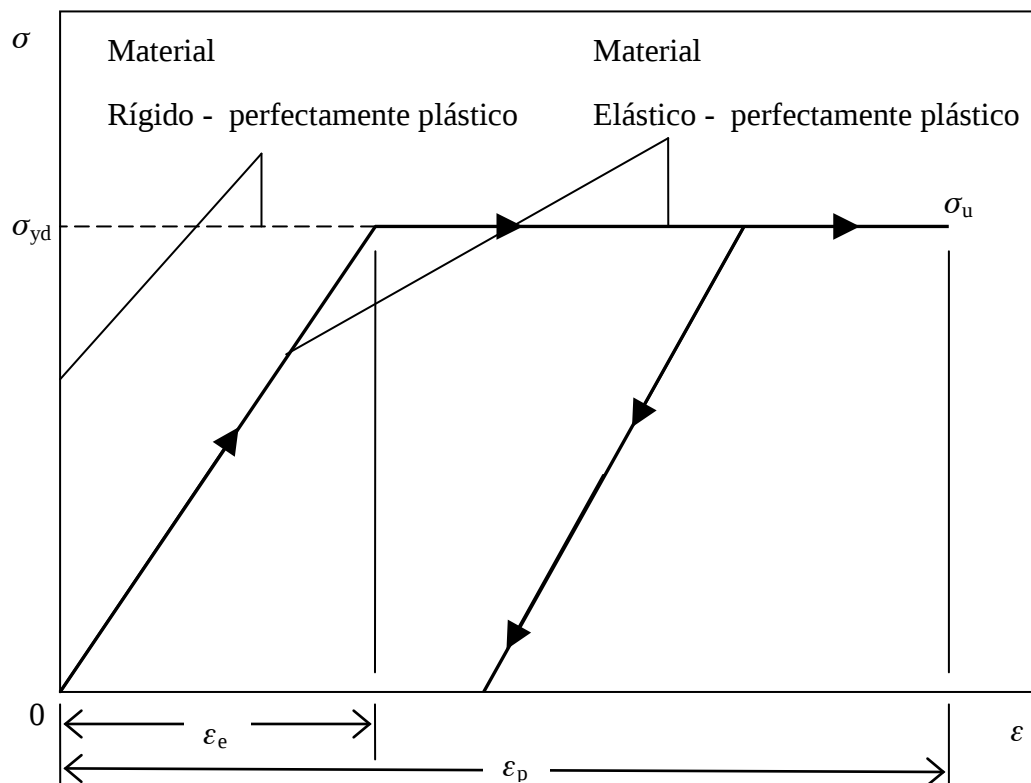


Figura II.3.- Idealización de materiales, *Rígido – Perfectamente Plástico y Elástico – Perfectamente Plástico*

Es importante determinar el campo en el que se incluyen los cascarones, por lo que las dimensiones lateral, o transversal, de la estructura tipo cascaron se supone que sean menores con la dimensión de la asociada con la superficie media. En esta circunstancia, el esfuerzo en dirección z (σ_z) en la Figura II.4, que es tomado como normal a la superficie media, puede descartarse, sin embargo, los esfuerzos resultantes en la Figura II.4. Son reemplazados por diez resultantes de esfuerzos o esfuerzos generalizados [II.12]:

$$\begin{aligned}
 O_x &= \int_{-\frac{B}{2}}^{\frac{B}{2}} \sigma_x dz, & O_y &= \int_{-\frac{B}{2}}^{\frac{B}{2}} \sigma_y dz, & O_{xy} &= O_{yx} = \int_{-\frac{B}{2}}^{\frac{B}{2}} \sigma_{xy} dz, \\
 M_x &= \int_{-\frac{B}{2}}^{\frac{B}{2}} \sigma_x z dz, & M_y &= \int_{-\frac{B}{2}}^{\frac{B}{2}} \sigma_y z dz, & M_{xy} &= M_{yx} = \int_{-\frac{B}{2}}^{\frac{B}{2}} \sigma_{xy} z dz, \\
 G_x &= \int_{-\frac{B}{2}}^{\frac{B}{2}} \sigma_{xz} dz \text{ y } G_y = \int_{-\frac{B}{2}}^{\frac{B}{2}} \sigma_{yz} dz,
 \end{aligned} \tag{II.6}$$

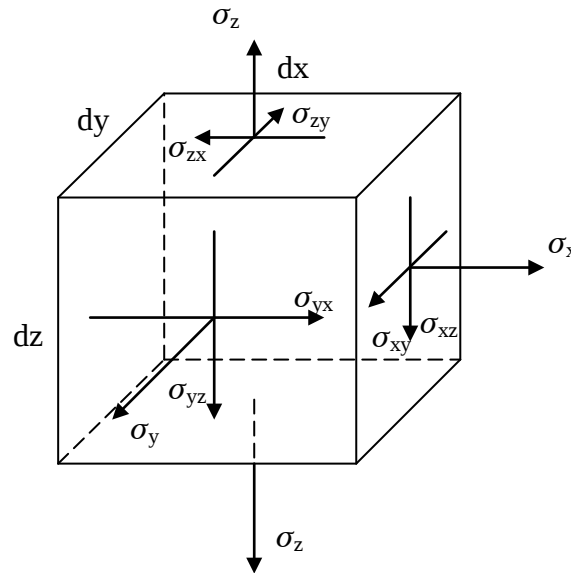


Figura II.4.- Esfuerzos en un cuerpo tridimensional

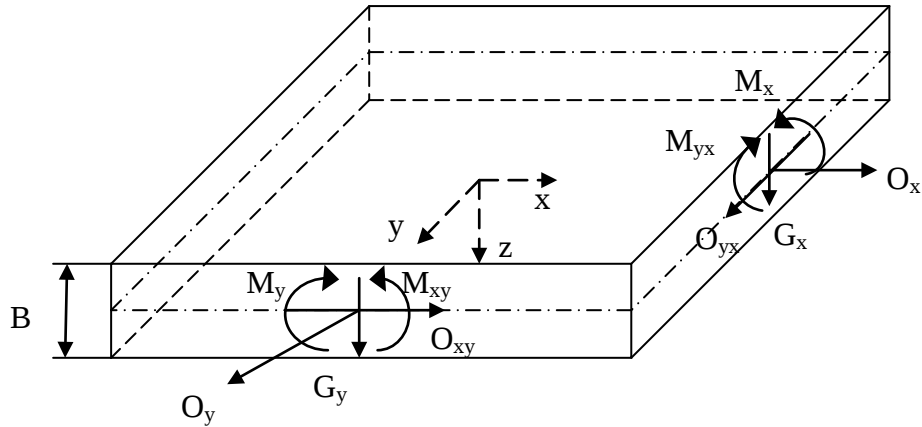


Figura II.5.- Esfuerzos Generalizados que actúan en un caparazón de pared delgada

En la Figura II.4, se muestra las reacciones en tres dimensiones que se generan en un cuerpo, en el caso de que se tenga una estructura, considerada como un cascarón de pared delgada, con espesor (B), los esfuerzos generales en el eje del espesor (z) son eliminados y por lo tanto se considera una superficie bidimensional con diez esfuerzos generalizados, presentados en la Ecuación II.6, estas reacciones son mostradas en la Figura II.5.

Con el objetivo de ser consistente con la Figura II.5, la deformación de un cascarón se debe de expresar en términos de desplazamiento de la superficie media. Por lo que corresponden las deformaciones con los cambios de curvatura en la superficie, y son asociados con la ecuación mostrada:

$$\varepsilon_x, \varepsilon_y, \varepsilon_{xy} = \varepsilon_{yx}, \delta_x, \delta_y, \delta_{xy} = \delta_{yx}, \psi_x \text{ y } \psi_y \quad (\text{II.7})$$

Incluyendo las deformaciones y esfuerzos generalizados, en las Ecuaciones: II.6 para los esfuerzos, y II.7 para las deformaciones, se puede determinar que el cálculo de la energía total de disipación por unidad de superficie de área, con un valor ya sea positivo o cero, mediante la ecuación siguiente:

$$\dot{A} = O_x \dot{\varepsilon}_x + O_y \dot{\varepsilon}_y + O_{xy} \dot{\varepsilon}_{xy} + O_{yx} \dot{\varepsilon}_{yx} + M_x \dot{\delta}_x + M_y \dot{\delta}_y + M_{xy} \dot{\delta}_{xy} + M_{yx} \dot{\delta}_{yx} + G_x \dot{\psi}_x + G_y \dot{\psi}_y \quad (\text{II.8})$$

II.3.2.1.- Flujo de cedencia

Cuando se estudia una viga simple, las reacciones generan esfuerzos de cedencia en base a gráficas de momento límite, Figura II.6, concibiendo un eje completamente plástico en la viga. Para el caso del estudio en cascarones, este criterio de un eje completamente plástico, es insuficiente para estudiar dicho comportamiento. Con este fin es necesario desarrollar superficies de cedencia en el espacio, junto con los esfuerzos generalizados, obtenidos por la Ecuación II.6, utilizándolos como coordenadas, en conjunción con las curvas de movimiento de la Figura II.6, por consiguiente da como resultado el comportamiento de uno de estos ejes. En el caso de que los esfuerzos generalizados se encuentren en la superficie es imposible generar una cedencia plástica, en cambio si se utiliza una combinación de estos esfuerzos localizados en la superficie, se origina un flujo plástico, considerando que el material es perfectamente plástico, los esfuerzos no pueden caer fuera de la superficie de cedencia [II.13].

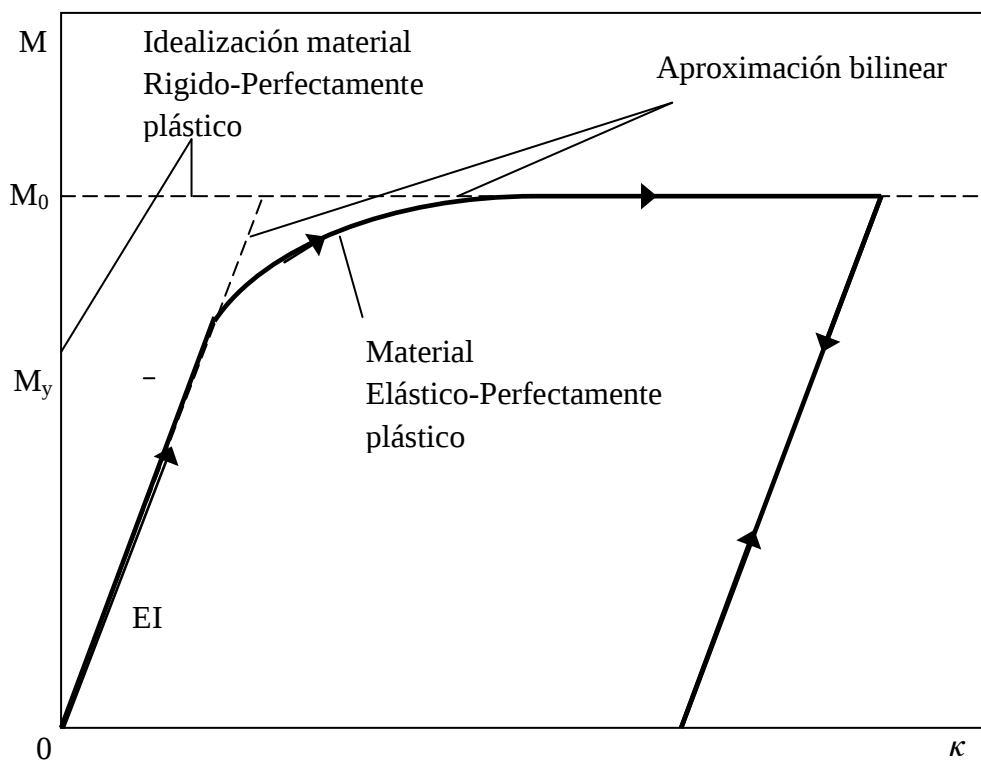


Figura II.6.- Curva característica para una viga de sección transversal rectangular

Utilizando el postulado de estabilidad de Drucker, el cual indica: el trabajo que realiza una serie de fuerzas externas que actúan en un cuerpo, deben de ser positivas durante su aplicación, y positivas, o cero, a través del ciclo completo de aplicación y remoción de las fuerzas externas; se puede mostrar que una superficie de cedencia, debe de ser

convexa, como lo muestra la Figura II.7 (a), al contrario de la Figura II.7 (b), la cual muestra una superficie no convexa, por consiguiente, no es admisible tomando como base el postulado de estabilidad de Drucker. Si la cedencia inicial del material se ha obtenido experimentalmente en los puntos C y D, en la Figura II.7 (b), la curvatura demanda que la porción de la condición de cedencia que se encuentre entre los puntos C y D debe caer del lado derecho de, o en, una línea recta que une a estos dos puntos C y D [II.14].

Si se obtiene información incompleta de un material o elemento particular, el postulado de Drucker, el cual indica los requerimientos de curvatura, provee asistencia considerable para de esta manera construir una superficie de cedencia, del elemento del cual se obtuvo la información incompleta.

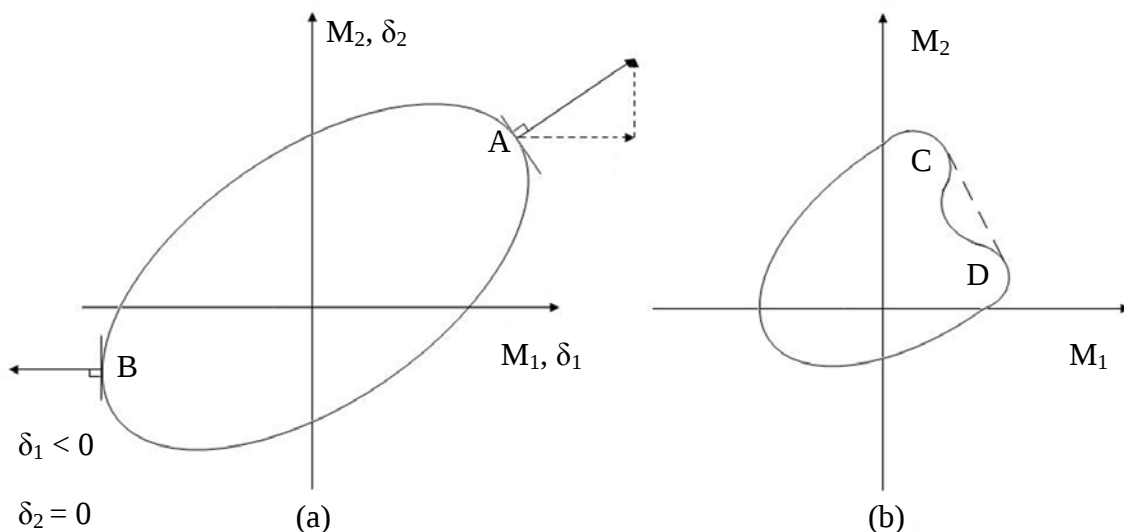


Figura II.7.- (a) Curva convexa con regla normalizada. (b) Curva no convexa de superficie de cedencia.

Dentro de estas superficies de cedencia puede haber una combinación de esfuerzos generalizados que caen internamente, cuando esto ocurre se le determina como flujo plástico con una razón de energía de disipación positiva, es decir, mayor o igual a cero ($\dot{A} \geq 0$). Por lo que una razón de deformación, debe de ser trazada a lo largo de los ejes correspondientes en la superficie de cedencia como lo indica la Figura II.7 (a).

El vector de deformación generalizado, asociado con el flujo plástico, debe de ser normal al correspondiente punto del esfuerzo generalizado en la superficie de cedencia,

mostrado en la Figura II.7 (a) en el punto A, y se generan dos componentes de la razón de deformación generalizada $\dot{\delta}_1$ y $\dot{\delta}_2$, pero la magnitud de la deformación generalizada $\dot{\delta}$ no se conoce y por consiguiente tampoco su velocidad transversal $\dot{v}$.

Debido a que en este estudio se trabaja con la suposición de un cascarón de pared delgada, el caso de los esfuerzos cortantes transversales pueden ser descartados junto con las deformaciones laterales o transversales (ψ_x y ψ_y). Pero se considera necesario el mantener en las ecuaciones los esfuerzos cortantes (G_x y G_y) como reacciones necesarias para mantener el equilibrio.

II.3.2.2.- Teorema del Límite Inferior

Si cualquier sistema de esfuerzos generalizados se puede generar a través de una estructura que se encuentra en equilibrio con las cargas aplicadas y que en ningún punto viola las condiciones de cedencia, entonces la estructura no colapsará, o se encuentra en el punto de colapso (inicio de colapso).

II.3.2.3.- Teorema del Límite superior

Si la razón de trabajo del sistema de cargas aplicadas durante cualquier colapso cinemáticamente admisible de una estructura es igual a la correspondiente razón de disipación de energía interna, por consecuencia el sistema de cargas causara colapso, o inicio de colapso, de la estructura.

II.3.3.- Comportamiento de cargas dinámicas

Cuando un elemento se somete a cargas dinámicas, se produce una respuesta inelástica. La energía externa es lo suficientemente grande para causar una deformación permanente o se genera un daño visible. En la mayoría de los problemas estructurales dinámicos plásticos, no es posible utilizar una metodología de análisis estática estándar, con factores de magnificación dinámicos; ya que el estudio en esta área en general se utiliza para el diseño de sistemas que absorban energía.

Si se observa el caso de una viga simplemente apoyada, el punto mínimo de colapso estático es en el momento cuando se le aplica una presión distribuida con un valor de $p_c = 2M_0/L^2$. En la Figura II.3, se observa que para un material rígido, perfectamente

plástico, cuando se presentan presiones menores de p_c , la viga permanece rígida, ahora bien, para cuando se incrementa la presión y resulta mayor que p_c , el material se encuentra en la zona plástica y ya no es posible el equilibrio estático, para que suceda esto se debe de ignorar tanto la influencia del endurecimiento por deformación, los cambios de la geometría y efectos de desviaciones finitas. Por lo antes mencionado si a la viga se le aplica súbitamente una presión mayor a p_c , la viga entra en la zona plástica y por lo tanto es deformada permanentemente y se generan fuerzas de inercia. Si esta presión se aplica durante un lapso lo suficientemente largo de tiempo se presentarán deformaciones transversales, o laterales, excesivas. Si después de un tiempo es removido el pulso de presión, entonces una energía final externa ha sido impartida a la viga. Ya que se ha aplicado una presión mayor a p_c la viga es deformada permanentemente cuando toda la energía externa sea absorbida a través de la deformación plástica [II.15].

Para el análisis dinámico propuesto con respuesta plástica es posible realizar las mismas suposiciones y simplificaciones que se utilizan para un análisis estático con comportamiento plástico. El material al recibir una carga dinámica se fragiliza, lo que se puede interpretar como que la influencia elástica juega un papel menor en los problemas que involucran grandes deformaciones plásticas; siempre y cuando la energía dinámica total externa sea mucho mayor que la cantidad de energía que pueda recibir de manera totalmente elástica sea absorbida; si este es el caso se puede descartar la zona elástica en los problemas dinámicos.

Para estudiar el comportamiento dinámico se debe de seguir la metodología propuesta por Norman Jones, que indica lo siguiente [II.16]:

1. Postular un campo de velocidades cinemático, que describe el comportamiento del elemento estudiado. Para definir este campo cinemático de velocidades, consigue ser sugerido por las características del perfil de colapso estático del material.
2. Involucrar los requerimientos normados de plasticidad, esto con el fin de buscar la proporción apropiada de la superficie de cedencia que es asociada con el campo de velocidad supuesto en el punto anterior.

3. Es posible en este paso completar la solución integrando las ecuaciones diferenciales que gobiernan y satisfacen las condiciones iniciales y de frontera.
4. Como cuarto paso o final, es necesario examinar si no existen violaciones de la cedencia durante cualquier momento de la respuesta completa, o para ciertos valores de los parámetros; si es violada se debe adquirir una nueva solución generando un campo de velocidad alterno, el cual puede obtenerse de la naturaleza de la violación a la cedencia, repitiendo los pasos anteriores hasta encontrar una solución teórica exacta.

Antes de comenzar con el desarrollo de ecuaciones con el fin de definir el comportamiento de un cascarón esférico, es de primordial importancia precisar que el elemento se somete a un pulso de presión simétrica axial con la historia de forma rectangular representado en ejes presión contra tiempo, mostrado en la Figura II.8 y descrito por las ecuaciones siguientes:

$$p = p_0, \quad 0 \leq t \leq t \quad (\text{II.9})$$

$$p = 0, \quad t \geq t \quad (\text{II.10})$$

Donde

T = es la duración de la respuesta.

t = es el tiempo total.

t = es el tiempo del pulso de presión.

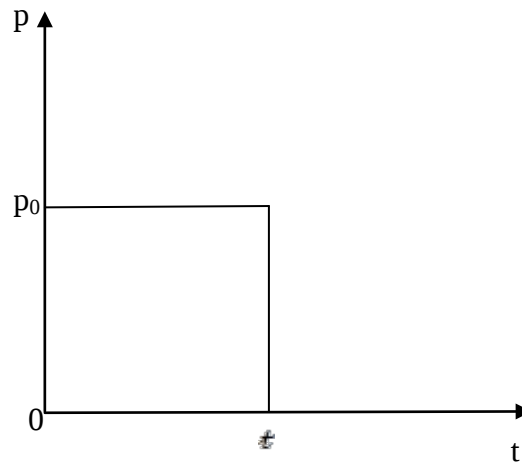


Figura II.8.- Pulso de presión rectangular

II.4.- Cascarón esférico elástico, perfectamente plástico, sujeto a una presión dinámica esférica [II.17]

Es importante determinar para el estudio propuesto en este trabajo, un elemento en el que se consideren tres dimensiones, y el objeto a estudio debe de ser un cascarón completamente esférico, lo que es más comúnmente asociado al cráneo humano. Dentro de esta sección se desarrollará el análisis con tres distintos tipos de material:

- o Elástico
- o Elástico, perfectamente plástico
- o Rígido, perfectamente plástico.

Con el fin de observar los efectos elásticos y plásticos en el material, y en el caso de utilizar un método considerando al material rígido, perfectamente plástico, observar su precisión. El cascarón examinado se encuentra sujeto a un pulso de presión dinámica interna esférica simétrica con forma rectangular mostrada en la Figura II.8 descrita por las Ecuaciones II.9 y II.10.

II.4.1.- Ecuaciones utilizadas

La Figura II.9 muestra el cascarón esférico que se encuentra sometido a una respuesta simétrica esférica, observando los esfuerzos cortantes planos y radiales, así como los momentos flexionantes, que estos últimos son considerados como cero ya que la respuesta esférica es simétrica. Mientras tanto las reacciones de fuerzas en la membrana

se observan $O_\theta = O_\phi = O$. Para que de esta manera el elemento mostrado en la Figura II.9 requiera:

$$m \frac{d^2}{dt^2} v - \frac{2O}{R} + p = 0 \quad (\text{II.11})$$

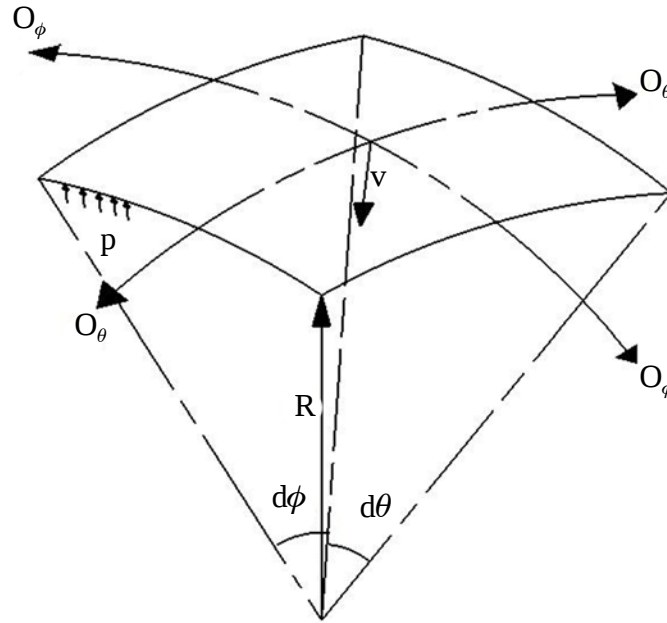


Figura II.9.- Segmento de un cascarón esférico sujeto a una presión interna simétrica.

Se observa que m es la masa por unidad de superficie de área del cascarón. Como se ha considerado una respuesta simétrica de la misma manera se consideran las deformaciones biaxiales de la membrana en el cascarón esférico como $\varepsilon_\theta = \varepsilon_\phi = \varepsilon$, de donde se deduce que:

$$\varepsilon = -\frac{v}{R} \quad (\text{II.12})$$

Considerando que v es el desplazamiento radial mostrado en la Figura II.9, es negativo, debido a que se dirige hacia adentro de la membrana.

II.4.2.- Respuesta elástica

Primeramente es necesario desarrollar un análisis para un cascarón completamente elástico, para de esta manera observar los puntos críticos de esta zona de

comportamiento del material. Se consideran tres fases de movimiento, con respecto al tiempo de aplicación de la carga.

II.4.2.1.- Primer fase de movimiento $0 \leq t \leq t$

La fuerza de reacción se considera igual para todos los planos, por lo que para un material elástico se observa que:

$$O = \frac{EB\varepsilon}{(1-s)} \quad (\text{II.13})$$

En la cual si se sustituye la deformación elástica, mostrada en la Ecuación II.12, se obtiene:

$$O = \frac{-EBv}{(1-s)R} \quad (\text{II.14})$$

De la misma manera si se sustituye esta consideración de un material elástico con su respectiva deformación en la Ecuación II.11 debe de escribirse como:

$$m \frac{d^2}{dt^2} v + \frac{2EBv}{(1-s)R^2} = -p_0, \quad 0 \leq t \leq t \quad (\text{II.15})$$

Utilizando la consideración de que las presiones son iguales $p = p_0$ para el rango utilizado de: $0 \leq t \leq t$, o bien la siguiente ecuación:

$$\frac{d^2}{dt^2} v + r^2 v = -d, \quad 0 \leq t \leq t \quad (\text{II.16})$$

Siendo los valores de r y d:

$$r^2 = \frac{2EB}{m(1-s)R^2} \quad y \quad d = \frac{p_0}{m} \quad (\text{II.17a,b})$$

Utilizando estos valores de r y d en la Ecuación II.16 se obtiene la siguiente solución:

$$v = \frac{d\{\cos(rt)-1\}}{r^2} \quad (\text{II.18})$$

Esta solución es cuando se satisfacen las condiciones iniciales del desplazamiento y velocidad $v = \dot{v} = 0$ para un tiempo $t = 0$.

II.4.2.2.- Segunda fase de movimiento $t \leq t \leq T$

Utilizando la consideración de que la presión se iguale con cero, sea liberada, acorde con la Ecuación II.10, donde para un pulso de presiones rectangular se considera un tiempo $t \geq t$, sustituyendo en la Ecuación II.16 sea:

$$\frac{d^2}{dt^2} w + r^2 w = 0 \quad (\text{II.19})$$

Que dentro de la segunda fase ahora gobierna el comportamiento dinámico, o bien para predecir el desplazamiento radial, se obtiene una solución de:

$$v = \frac{d[(1 - \cos(rt)) \cos(rt) - \sin(rt) \sin(rt)]}{r^2} \quad (\text{II.20})$$

Se obtiene cuando se iguala esta ecuación del desplazamiento radial y la velocidad radial, con la Ecuación de la fase anterior II.18, para el desplazamiento radial, y derivando con respecto al tiempo la Ecuación II.18 en un $t = t$, para obtener la velocidad radial.

Cuando el tiempo llega a una igualdad de $t = T$, o bien cuando la velocidad es cero $\dot{v} = 0$, es considerado que se ha llegado al desplazamiento radial máximo, o bien cuando:

$$\tan(rT) = -\frac{\sin(rt)}{1 - \cos(rt)} \quad (\text{II.21})$$

Sustituyendo esta ecuación en la Ecuación II.20, se puede obtener una ecuación que prediga el desplazamiento radial máximo.

$$v_m = -\frac{\sqrt{2}d\sqrt{1 - \cos(rt)}}{r^2} \quad (\text{II.22})$$

II.4.2.3.- Tercera fase de movimiento $t \geq T$

En la primer fase de movimiento se observa la carga del elemento; en la segunda se observa cuando termina la dicha carga y por ultimo en esta tercera fase de movimiento el cascarón esférico comienza a descargar elásticamente cuando el tiempo $t = T$ y la respuesta es gobernada por las ecuaciones de la segunda fase de movimiento II.19 y II.20, las cuales se mantienen válidas para la consideración de esta tercer fase de movimiento donde $t \geq T$. Por lo que el elemento continúa vibrando elásticamente como lo indica la Figura II.10.

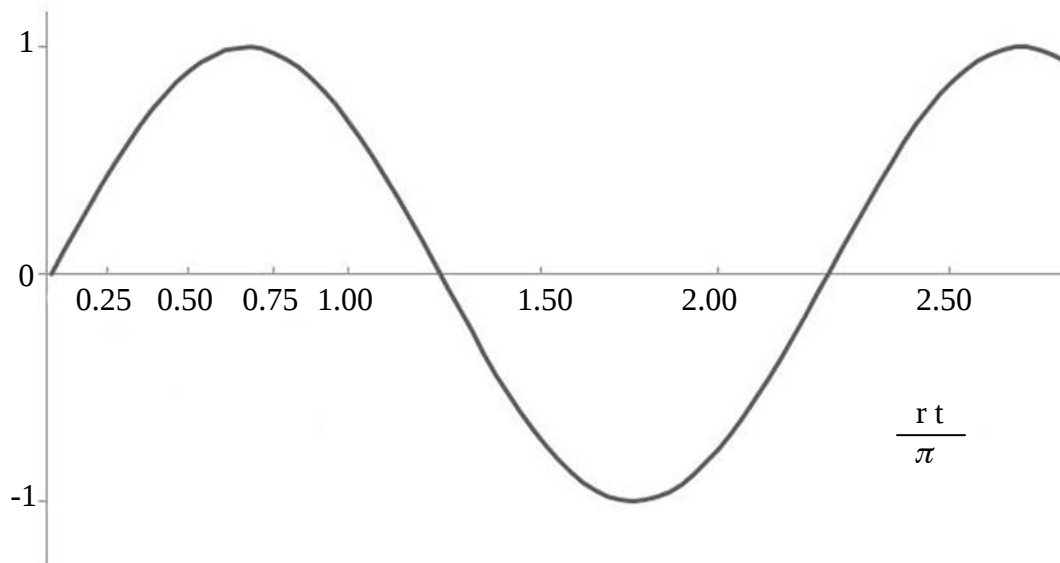


Figura II.10.- Respuesta dinámica de un cascarón esférico elástico, sujeto a un pulso de presiones rectangular, con respecto a la historia presión – tiempo de la Figura II.8, acorde con las Ecuaciones II.18 y II.20, y $r t = \pi/2$ ($\psi_0 = t/T = 0.25$). El desplazamiento máximo radial (v_m) es calculado por la Ecuación II.59.

II.4.2.4.- Discusión en energía

En cuanto al estudio con respecto a la energía, se debe observar que la energía cinética en un cascarón esférico para el tiempo $t = t$, satisfaciendo esta igualdad cuando es liberado el pulso de presión rectangular, es igual a $C_1 = \frac{m(4\pi R^2)\dot{v}^2(\Xi t)}{2}$ donde la primer derivada del desplazamiento con respecto al tiempo $\dot{v}(t)$, es dado por la ecuación II.18, la cual satisface el desplazamiento en la primer fase de movimiento, pero ahora para un $t = t$, por lo tanto:

$$C_1 = \frac{\pi(1-s)p_0^2 R^4}{EB} \text{sen}^2(rt) \quad (\text{II.23})$$

La energía total debida a la deformación elástica asociada con los esfuerzos biaxiales de la membrana en el elemento estudiado se considera $U_1 = \frac{(20s)(4\pi R^2)}{2}$, ahora bien para un tiempo $t = t$, se obtiene:

$$U_1 = \frac{\pi(1-s)p_0^2 R^4}{EB} [\cos(rt) - 1]^2 \quad (\text{II.24})$$

Considerando que el pulso total de presiones es rectangular, debe impartir una energía total que satisfaga la siguiente ecuación:

$$E_T = - \int_0^{t_0} p_0 \dot{v} (4\pi R^2) dt \quad (\text{II.25})$$

Incluyendo la derivada de la ecuación II.18, que se aplica para el elemento del que se está realizando este estudio, la energía total E_T , Ecuación II.25, se transcribe de la siguiente manera:

$$E_T = \frac{2\pi(1-s)p_0^2 R^4 [1 - \cos(rt)]}{EB} \quad (\text{II.26})$$

Ahora bien si es requerido que $C_1 + U_1 = E_T$ para la conservación de la energía ha sido demostrado con el análisis anterior.

II.4.2.5.- Carga impulsiva

Una carga impulsiva es cuando la presión inicial alcanza un elevado valor, $p_0 \rightarrow \infty$, y en un tiempo demasiado corto, $t \rightarrow 0$, por lo que para la conservación del momento lineal para un tiempo $t = 0$ se requiere:

$$mW_0 = p_0 t \quad (\text{II.27})$$

Donde:

m = Masa

W_0 = Impulso de velocidad inicial radial hacia el exterior

p_o = Presión inicial

t = Tiempo.

Se puede observar claramente que la primer fase de movimiento, cuando $0 \leq t \leq t$, desaparece en el tiempo $t \rightarrow 0$, entonces sustituyendo el valor $t \rightarrow 0$, en la Ecuación II.21.

$$\tan(rT) = -\frac{\text{sen}(rt)}{1 - \cos(rt)}$$

Se observa que se genera una discrepancia, ya que el resultado de la tangente tiende a infinito:

$$\tan(rT) \rightarrow -\infty \quad \text{o} \quad rT = \frac{\pi}{2}$$

lo que da una duración de respuesta:

$$T = \pi R \sqrt{\frac{m(1-s)}{8EB}} \quad (\text{II.65})$$

Ahora bien, para el desplazamiento radial máximo con la Ecuación II.22 ofrece un valor de $v_m = -\frac{dt}{r}$, o bien:

$$\frac{v_m}{B} = -W_0 R \sqrt{\frac{m(1-s)}{2EB^3}} \quad (\text{II.29})$$

II.4.3.- Respuesta elástica, perfectamente plástica [II.18]

Ya habiendo explorado la respuesta elástica que tiene un cascarón totalmente esférico, que es válido cuando los esfuerzos que se encuentran en la membrana de este elemento permanecen en el rango elástico o bien cuando se cumple que el esfuerzo de reacción sea menor o igual al esfuerzo inicial:

$$0 \leq \sigma_0 \quad (\text{II.30})$$

Donde por definición el esfuerzo es $\sigma_0 = \sigma_e B$, para un cascarón sólido de sección transversal homogéneo y con un espesor B, por lo que el cascarón esférico permanece dentro de la zona elástica lo que muestra la Ecuación II.14, siempre que se cumpla la siguiente ecuación:

$$-v \leq \frac{R\sigma_0(1-s)}{EB} \quad (\text{II.31})$$

Solo mientras que el desplazamiento v sea menor que cero ($v < 0$) para presiones internas, mostrado en la Figura II.10.

Asumiendo que la desigualdad de desplazamiento II.31, se satisface durante la primer fase de movimiento, cuando $0 \leq t \leq t$, que se encuentra en el límite de la zona elástica; y solo es violada cuando el tiempo $t \geq t$, en este punto se llega a la segunda fase de movimiento, cuando $t \leq t \leq t_1$, los detalles de este análisis son estudiados en las siguientes secciones.

II.4.3.1.- Primer fase de movimiento $0 \leq t \leq t$

El análisis de esta fase, debido a las consideraciones anteriores, en la que el casarón esférico analizado se encuentra aún en la zona elástica, es idéntico al mostrado en el apartado anterior.

II.4.3.2.- Segunda fase de movimiento $t \leq t \leq t_1$

Del análisis realizado en la sección anterior, sobre sale la Ecuación gobernante II.19 y la que describe el desplazamiento radial Ecuación II.20, ambas permanecen válidas

durante esta consideración de la respuesta elástica, perfectamente plástica, hasta el tiempo t_1 cuando el desplazamiento en este tiempo es:

$$v(t_1) = \frac{-RO_0(1-s)}{EB} \quad (\text{II.32})$$

Esta ecuación resulta afín con la Desigualdad II.31, por lo que resolviendo las Ecuaciones de desplazamiento II.20 y con respecto al tiempo t_1 se obtiene:

$$(1 - \cos(rt)) \cos(rt_1) - \text{sen}(rt) \text{sen}(rt_1) = \frac{-2O_0}{p_0 R} \quad (\text{II.33})$$

Esta solución indica que el tiempo t_1 es considerado cuando el material se inicia la cedencia plástica del material.

II.4.3.3.- Tercer fase de movimiento $t_1 \leq t \leq T_1$

La primer fase explica lo que sucede en el material dentro de la zona elástica, para la segunda fase de movimiento, se explica la reacción al punto de iniciar la cedencia plástica, como el cascarón continua con los esfuerzos en la membrana constantes llega a esta tercer fase de movimiento donde el tiempo $t_1 \leq T$ donde T es definido por la Ecuación II.21, definiendo los esfuerzos como:

$$O_\theta = O_\varphi = O_0 \quad (\text{II.34})$$

Para cuando estos esfuerzos son iguales, las Ecuaciones II.10 y II.12 ceden.

$$\frac{d^2}{dt^2} v = \frac{2O_0}{mR} \quad (\text{II.35})$$

Integrando esta ecuación se obtiene el desplazamiento para esta tercer fase de movimiento

$$v = \frac{O_0 t^2}{mR} + X_1 t + Y_1 \quad (\text{II.36})$$

Para resolver las constantes de integración X_1 y Y_1 se obtienen coincidentes con la Ecuación II.32 ahora para un tiempo $t = t_1$, y derivando la Ecuación II.20 en un tiempo $t = t_1$, se establece que:

$$X_1 = -d \frac{[(1-\cos(rEt))\sin(rt_1) + \sin(rEt)\cos(rt_1)]}{r} - \frac{2O_0 t_1}{mR} \quad (\text{II.37})$$

Y para la segunda constante

$$Y_1 = -\frac{RO_0(1-s)}{EB} - \frac{O_0 t_1^2}{mR} - X_1 t_1 \quad (\text{II.38})$$

Como lo indica la consideración de esta fase de movimiento, continúa hasta que el tiempo $t = T_1$ o bien cuando la velocidad llega a cero $\dot{v} = 0$ donde:

$$T_1 = -\frac{mRX_1}{2O_0} \quad (\text{II.39})$$

Obteniendo un desplazamiento máximo radial indicado por:

$$v_m = Y_1 - \frac{mRX_1^2}{4O_0} \quad (\text{II.40})$$

II.4.3.4.- Cuarta fase de movimiento $t \geq T_1$

A diferencia del estudio para un material elástico, en el que solamente se cuentan con tres fases de movimiento, las cuales serían una carga, el punto máximo y por último la descarga, ahora como se cuenta no solo con una respuesta elástica, sino también se estudia su correspondiente plástico, es necesario utilizar cuatro fases de movimiento, primero la carga en la zona elástica, segundo una carga dentro de la cedencia hasta el tiempo final, y finalmente es examinado, en esta cuarta fase de movimiento, el retorno, el cual es considerado elásticamente para un tiempo $t = T_1$ y continúa vibrando dúctilmente durante esta fase de movimiento. Ahora, durante la descarga el esfuerzo en la membrana O varía como lo indica la Figura II.11 o por la ecuación:

$$O = O_0 + \frac{EB(v_m - v)}{(1-s)R} \quad (\text{II.41})$$

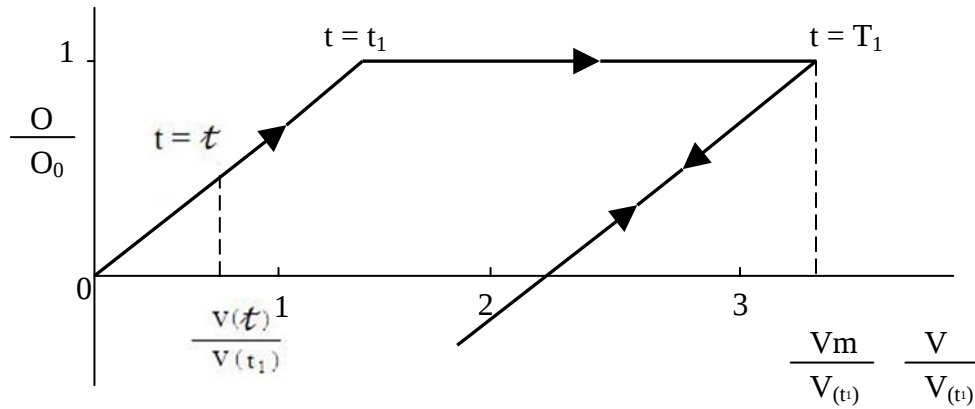


Figura II.11.- Variación de la reacción a dimensional en la membrana $\left(\frac{O}{O_0}\right)$ durante la respuesta dinámica de un cascarón esférico elástico – plástico acorde con las Ecuaciones II.14, II.34 y II.41 cuando se utiliza la Ecuación II.32.

La Ecuación II.12 indica la deformación elástica, pero se debe de observar con los cambios considerados en esta etapa que la deformación elástica es $\varepsilon = -\frac{(v_m - v)}{R}$ durante la descarga. Por lo tanto, la ecuación de equilibrio II.11, junto con la ecuación II.10 se convierte en:

$$m \frac{d^2}{dt^2} v - \frac{2 \left[\frac{O_0 + EB(v_m - v)}{(1-\nu)R} \right]}{R} = 0 \quad (\text{II.42})$$

O bien:

$$\frac{d^2}{dt^2} v + r^2 v = f \quad (\text{II.43})$$

Donde

$$f = \frac{2 \left[\frac{O_0 + EB v_m}{(1-\nu)R} \right]}{mR} \quad (\text{II.44})$$

$$r^2 = \frac{2EB}{m(1-\nu)R^2} \quad (\text{II.17a})$$

$$v_m = Y_1 - \frac{mRX_1^2}{4O_0} \quad (\text{II.40})$$

La Ecuación diferencial II.43 es la que indica los desplazamientos radiales

$$v = \left(v_m - \frac{f}{r^2}\right) (\cos(rt) + \text{sen}(rT_1)\text{sen}(rt)) + \frac{f}{r^2}, \quad t \geq T_1 \quad (\text{II.45})$$

Cuando se satisfacen las condiciones iniciales de desplazamiento coincidentes con el desplazamiento máximo, $v = v_m$, y una velocidad igual con cero, $\dot{v} = 0$, para un tiempo $t = T_1$. El desplazamiento radial mínimo v^* mostrado en la Figura II.12 ocurre en un tiempo $t = T_2$ cuando la velocidad es cero $\dot{v} = 0$, o

$$T_2 = T_1 + \frac{\pi}{r} \quad (\text{II.46})$$

Y el desplazamiento radial mínimo asociado es:

$$v^* = -v_p + 2\frac{f}{r^2} \quad (\text{II.47})$$

El promedio final del desplazamiento radial v_p es tomado como $\frac{(v_m + v^*)}{2}$, o

$$v_p = \frac{f}{r^2} \quad (\text{II.48})$$

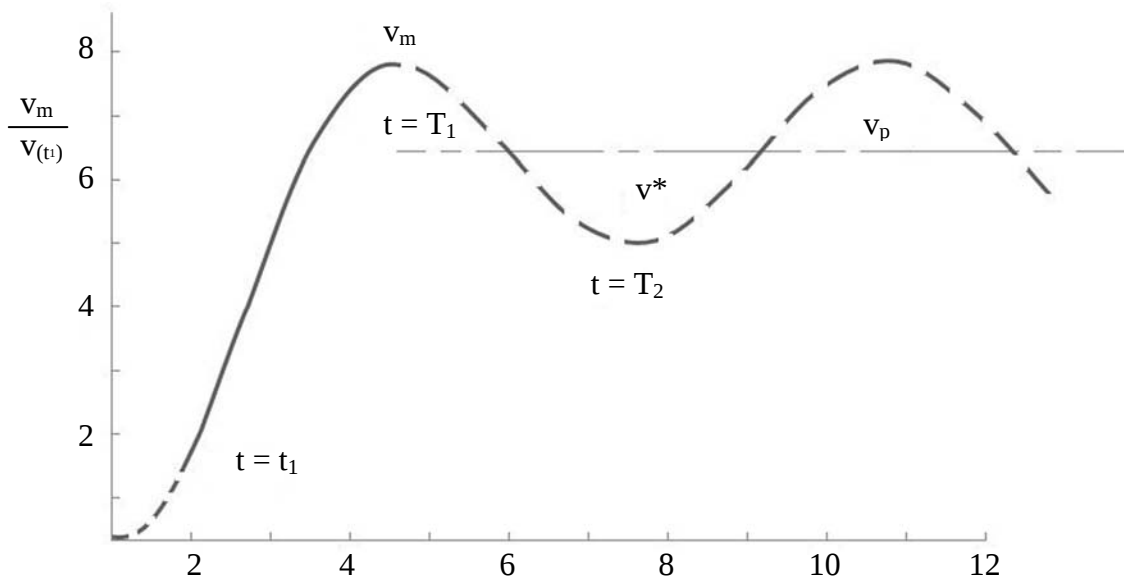


Figura II.12.- Desplazamiento radial a dimensional de un cascarón esférico elástico, perfectamente plástico sujeto a un pulso de presión como el mostrado en la Figura II.8

con $r\dot{t} = \frac{\pi}{8}(\psi_0 = \frac{t}{T} = \frac{1}{16})$ y $\frac{p_0 R}{20} = \zeta = 10$ ----: respuesta elástica, —: respuesta plástica — — —: porcentaje de desplazamiento radial permanente (v_p) para $t \geq T_1$

II.4.3.5.- Discusión de energía

En este punto del estudio en el cual se analiza la energía, las ecuaciones empleadas anteriormente, considerando un material elástico, para las energías externas cinéticas y deformación para $t = t$, siguen siendo validas, para determinar C_1 (II.23), U_1 (II.24) y E_T (II.26).

Cuando inicialmente ocurre la cedencia plástica en el tiempo $t = t_1$ se genera la energía elástica de deformación calculada por $\frac{(4\pi R^2)(20)(\frac{-v(t_1)}{R})}{2}$, que cuando se aplica para la Ecuación II.14 se convierte en:

$$U_2 = \frac{4\pi E B v(t_1)^2}{1-s} \quad (II.49)$$

Donde $v(t_1)$ es definido por la ecuación II.32. La energía cinética asociada en $t = t_1$ es:

$$C_2 = 2\pi m R^2 \dot{v}(t_1)^2 \quad (II.50)$$

Donde $v(\dot{t}_1)$ se encuentra derivando respecto al tiempo de las Ecuaciones II.20 o II.36, con la evaluación de $t = t_1$. Es ahora relativamente sencillo mostrar que $C_2 + U_2 = E_T$, lo que es requerido para la conservación de la energía.

La energía plástica disipada durante la tercer fase de movimiento, donde $t_1 \leq t \leq T_1$, igual a $\frac{2O_0(4\pi m R^2)[-v_m + v(t_1)]}{R}$, o

$$\Lambda_3 = 8\pi O_0 R [v(t_1) - v_m] \quad (\text{II.51})$$

Donde v_m es definido por la Ecuación II.40 y se puede mostrar que $\Lambda_3 = C_2$ como se esperaba.

Ahora, el radio a dimensional entre la energía elástica y total puede ser expresado como:

$$\alpha = \frac{U_2}{E_T} \quad (\text{II.52})$$

En el cual si se utiliza las Ecuaciones II.26 y II.49 da:

$$\alpha = \frac{1}{2\zeta^2(1 - \cos(2\pi\psi_0))} \quad (\text{II.53})$$

Donde

$$\psi_0 = \frac{rt}{2\pi} \quad (\text{II.54})$$

Y

$$\zeta = \frac{p_0}{p_c} \quad (\text{II.55})$$

Es un rango a dimensional ente la magnitud del pulso de la presión dinámica y la presión de colapso estático para un cascaron esférico, perfectamente plástico.

$$p_c = \frac{2\sigma_0}{R} \quad (\text{II.56})$$

El periodo de vibración de un cascarón elástico lineal es $T = \frac{2\pi}{\omega}$ por lo que $\psi_0 = \frac{\omega t}{2\pi} = \frac{t}{T}$ es un rango a dimensional entre la duración del pulso de presión rectangular y el periodo elástico natural.

El rango entre la energía plástica absorbida y el total de la energía externa es

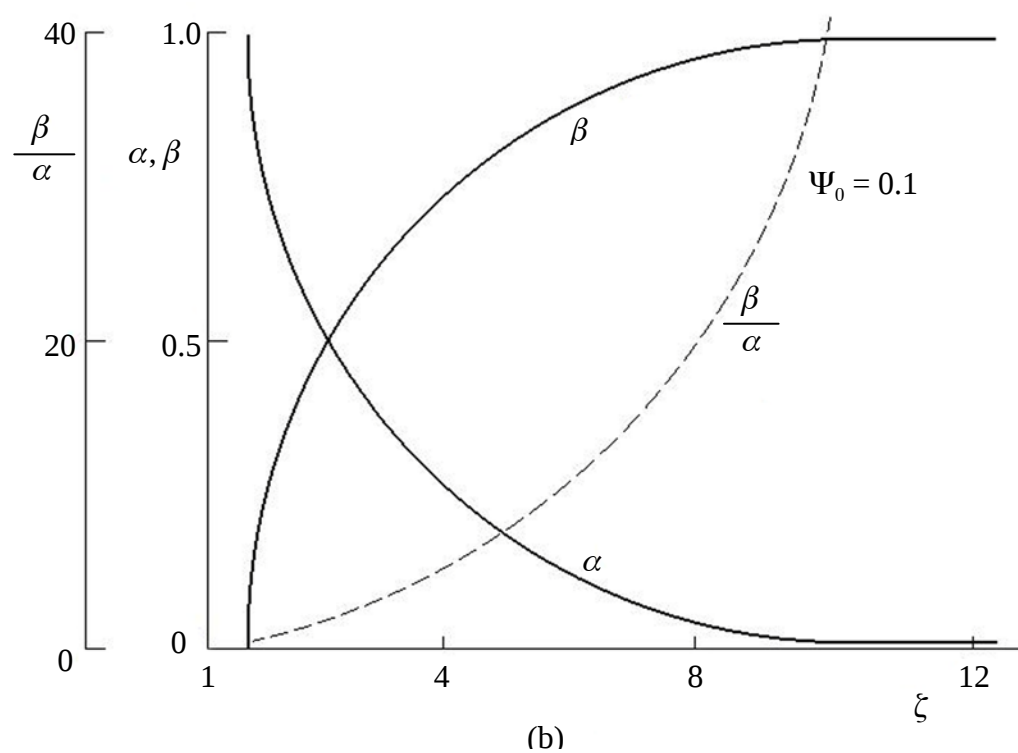
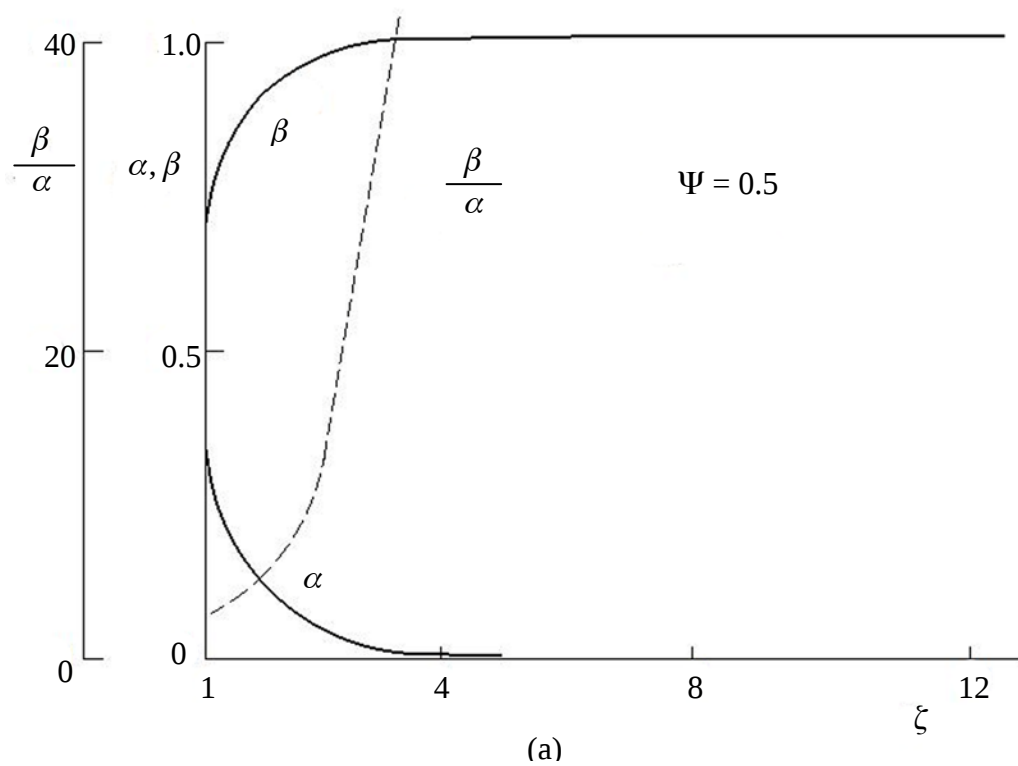
$$\beta = \frac{A_p}{E_T} \quad (\text{II.57})$$

O

$$\beta = 1 - \alpha \quad (\text{II.58})$$

Mientras el radio entre las energías plástica a elástica es $\frac{\beta}{\alpha} = \frac{1}{\alpha} - 1$.

La variación de las energías a dimensionales α , β y $\frac{\beta}{\alpha}$, con la carga a dimensional ζ , es mostrado en la Figura II.13 para los distintos valores de el tiempo a dimensional ψ_0 .



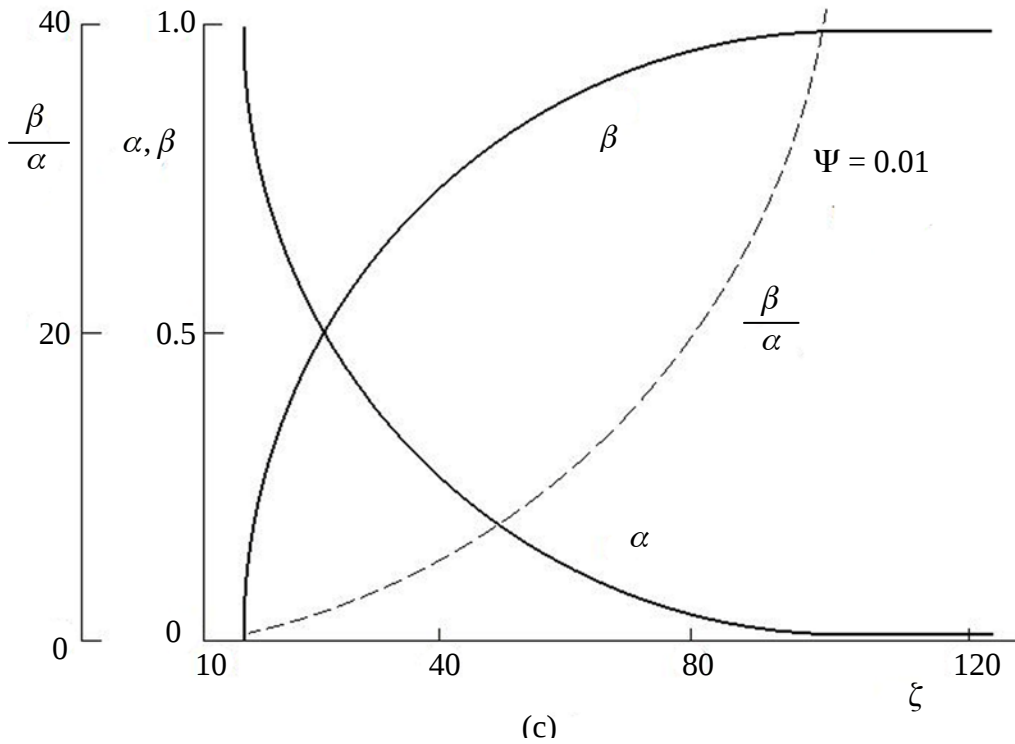


Figura II.13.- Razón de energía para un cascarón esférico elástico, perfectamente plástico, sujeto a un pulso de presión rectangular con una magnitud a dimensional $\zeta = \frac{p_0}{p_c}$ y una duración a dimensional $\psi_0 = \frac{t}{T}$. $-\alpha$: Ecuaciones II.52 y II.53. $-\beta$: Ecuaciones II.57 y II.58. ----: $\frac{\beta}{\alpha}$ (a) $\psi_0 = 0.5$. (b) $\psi_0 = 0.1$. (c) $\psi_0 = 0.01$

II.4.3.6.- Carga impulsiva

El análisis anterior permanece valido para una velocidad impulsiva de carga que satisfaga la Ecuación II.27, para un $p_0 \rightarrow \infty$ y $t \rightarrow 0$. La primer fase de movimiento con duración t por consiguiente se desaparece, mientras que la duración de la segunda fase en que ahora se convierte en la primer fase para una carga impulsiva dado por la Ecuación II.33, para un $t \rightarrow 0$ y $p_0 \rightarrow \infty$

$$\text{sen}(rt_1) = -\frac{rv(t_1)}{w_0} \quad (\text{II.59})$$

Donde $v(t_1)$ es definido por la Ecuación II.32. Ecuación II.59 puede escribirse de la siguiente manera

$$\text{sen}(2\pi\psi_1) = L^{-1/2} \quad (\text{II.60})$$

Donde de la sección en que se realiza la discusión de energía, para un material elástico, perfectamente plástico, se adquiere

$$\psi_1 = \frac{rt_1}{2\pi} = \frac{t_1}{T} \quad (\text{II.61})$$

Y T es el periodo natural para un cascarón esférico elástico lineal, donde

$$L = \frac{mEBW_0^2}{2(1-s)O_0^2} \quad (\text{II.62})$$

Es una energía cinética inicial a dimensional

La segunda y tercera fase de movimiento, para un $t \rightarrow 0$ y $p_0 \rightarrow \infty$. La ecuación II.37 por lo tanto se reduce a

$$\frac{X_1}{W_0} = -\cos(2\pi\psi_1) - 2\pi\psi_1 L^{-1/2} \quad (\text{II.63})$$

Mientras que la Ecuación II.38 se convierte en:

$$\frac{Y_1}{v(t_1)} = 1 - \frac{(2\pi\psi_1)^2}{2} - 2\pi\psi_1 \sqrt{L} \cdot \cos(2\pi\psi_1) \quad (\text{II.64})$$

En consecuencia

$$T_1 = t_1 + \sqrt{L} \cdot \left(\frac{T}{2\pi}\right) \cos(2\pi\psi_1) \quad (\text{II.65})$$

Y

$$\frac{v_m}{v(t_1)} = 1 + \frac{L}{2} \cdot \cos^2(2\pi\psi_1) \quad (\text{II.66})$$

Finalmente, se puede mostrar junto con la ayuda de la Ecuación II.60 que

$$\frac{v_m}{v(t_1)} = \frac{(L+1)}{2} \quad (\text{II.67})$$

Y

$$\frac{v_m}{v(t_1)} = \frac{v_m - v(t_1)}{w(t_1)} \quad (\text{II.68})$$

O

$$\frac{v_m}{v(t_1)} = \frac{(L-1)}{2} \quad (\text{II.69})$$

II.4.4.- Respuesta rígida, perfectamente plástica [II.19]

Dentro de los apartados anteriores se ha discutido primeramente la respuesta totalmente elástica dinámica para un cascaron esférico, mientras que consecutivamente el comportamiento para un cascaron hecho de un material elástico, perfectamente plástico; para una presión grande dinámica que causa cedencia plástica del material. Una simple solución teórica es desarrollada en esta sección para un cascarón fabricado de un material rígido, perfectamente plástico, que resulta valido para severas cargas dinámicas, cuando los efectos elásticos no se consideran importantes.

II.4.4.1.- Primer fase de movimiento $0 \leq t \leq t$

Un cascarón completamente esférico es sometido a una presión simétrica al eje interna con respecto a la historia presión – tiempo rectangular mostrada en la Figura II.8 y descrita por las Ecuaciones II.9 y II.10. Las fuerzas en la membrana biaxial son iguales, o $O_\theta = O_\phi = O$, donde

$$O = O_0 \quad (\text{II.70})$$

Es la fuerza en la membrana completamente plástica. Por lo tanto, las Ecuaciones de equilibrio II.48 se escribe como:

$$m \frac{d^2}{dt^2} v = \frac{2O_0}{R} - p_0 \quad (\text{II.71})$$

O bien:

$$\dot{v} = \frac{\left(\frac{O_0}{R} - \frac{P_0}{2}\right)t^2}{m} \quad (\text{II.72})$$

E integrando y satisfaciendo las condiciones iniciales de desplazamiento y velocidad $v = \dot{v} = 0$ para un $t = 0$.

La presión interna es liberada a un $t = t$, y la Ecuación II.72 para el desplazamiento radial asociado a dimensional debe de escribirse en la forma:

$$\frac{v(t)}{v(t_2)} = \frac{(\zeta-1)(2\pi\psi_0)^2}{2} \quad (\text{II.73})$$

Mientras que la velocidad radial correspondiente es:

$$\frac{\dot{v}(t)}{W_0} = (1 - \zeta)(2\pi\psi_0)L^{-1/2} \quad (\text{II.74})$$

Cuando se utilizan las Ecuaciones II.32, II.54, a II.56 y II.62

II.4.4.2.- Segunda fase de movimiento $t \leq t \leq T$

La presión interna es cero durante esta fase de movimiento acorde con la Ecuación II.10, pero el cascarón tiene una velocidad radial a $t = t$ el cual es dado por la Ecuación II.74. Por lo tanto, la segunda fase de movimiento es requerida y la Ecuación que la gobierna es II.71 ahora cambia a:

$$\frac{d^2}{dt^2} v = \frac{2O_0}{mR} \quad (\text{II.75})$$

Que predice

$$\dot{v} = 2\pi W_0 (\psi - \zeta\psi_0)L^{-1/2}, \quad \psi \geq \psi_0 \quad (\text{II.76})$$

Y

$$\frac{v}{v(t_2)} = \pi\zeta(2\pi\psi_0)(2\psi - \psi_0) - \frac{(2\pi\psi)^2}{2}, \quad \psi \geq \psi_0 \quad (\text{II.77})$$

Cuando se igualan con las Ecuaciones II.73 y II.74 en un $t = t$ y donde

$$\psi = \frac{rt}{2\pi} = \frac{t}{T} \quad (\text{II.78})$$

El movimiento radial finalmente cesa cuando $t = T$ cuando $\dot{v} = 0$, o

$$\psi_2 = \zeta\psi_0 \quad (\text{II.79})$$

Donde

$$\psi_2 = \frac{rT}{2\pi} = \frac{T}{T} \quad (\text{II.80})$$

El desplazamiento radial asociado permanente a dimensional es:

$$\frac{v_t}{v(t_2)} = \frac{\zeta(\zeta-1)(2\pi\psi_0)^2}{2} \quad (\text{II.81})$$

II.4.4.3.- Discusión de energías

La energía externa total aplicada por un pulso de presión rectangular a un cascarón esférico de un material rígido perfectamente plástico es $E_T = -\int_0^t p_0 \dot{v}(4\pi R^2) dt$, que, derivando con respecto al tiempo, la Ecuación II.72, se convierte en:

$$E_T = \frac{4\pi(1-s)R^2 \sigma_0^2 (2\pi\psi_0)^2 \zeta(\zeta-1)}{EB} \quad (\text{II.82})$$

Toda esta energía es, disipada plásticamente por el campo de esfuerzos en la membrana biaxial. Sin embargo, es de interés el observar que la energía de deformación elástica U_2 en un cascarón completo de un material elástico, perfectamente plástico, cuando

comienza la cedencia plástica, es dado por la Ecuación II.49, esta ecuación se debe de remodelarse como:

$$U_2 = \frac{4\pi(1-s)R^2\sigma_0^2}{EB} \quad (\text{II.83})$$

Con la ayuda de la Ecuación II.32. Por lo que la proporción de energía queda:

$$E_r = \frac{E_I}{U_2} \quad (\text{II.84})$$

Se convierte en:

$$E_r = \zeta(\zeta - 1)(2\pi\psi_0)^2 \quad (\text{II.85})$$

O

$$E_r = \frac{2v_p}{v(t_2)} \quad (\text{II.86})$$

Cuando se utiliza la Ecuación II.81

Si la proporción de energía es menor que la unidad, $E_r < 1$, entonces la respuesta de un cascarón esférico elástico perfectamente plástico es completamente elástico y, por lo tanto, un análisis rígido perfectamente plástico puede ser enteramente inapropiado. Por otro lado, si la proporción de energía es mucho mayor que la unidad, $E_r \gg 1$, entonces los efectos elásticos son insignificantes.

II.4.4.4.- Cargas impulsivas

Si un cascarón completamente esférico de un material rígido, perfectamente plástico es sujeto a una velocidad impulsiva W_0 externa esférica simétrica al radio, entonces la Ecuación II.75 gobierna la respuesta entera de las condiciones iniciales $\dot{v} = -W_0$ y $v = 0$ para un $t = 0$. Por lo tanto integrando la Ecuación II.75 y satisfaciendo las condiciones lineales da el desplazamiento radial

$$v = \frac{O_0 t^2}{mR} - W_0 t \quad (\text{II.87})$$

El movimiento cede cuando $\dot{v} = 0$ y $t = T$ donde

$$T = \frac{mW_0 R}{2O_0} \quad (\text{II.88})$$

Que debe de ser reescrito como:

$$2\pi\psi_2 = \sqrt{L} \quad (\text{II.89})$$

Con la ayuda de las Ecuaciones II.17a, II.62 y II.80. El desplazamiento radial permanente asociado de las Ecuaciones II.87 y II.88 es:

$$v_t = -\frac{mRW_0^2}{2O_0} \quad (\text{II.90})$$

O

$$\frac{v_t}{v(t_2)} = \frac{L}{2} \quad (\text{II.91})$$

Donde utilizando las Ecuaciones II.32 y II.62

Debe mostrarse que para cargas impulsivas que las Ecuaciones II.89 y II.91 debe recuperarse de las Ecuaciones II.79 y II.81, respectivamente.

II.5.- Sumario

Con una visión mayormente específica dentro del presente capítulo se indica que la biomecánica se basa en explicar mediante principios mecánicos a los cuerpos o seres vivientes dentro de esta materia se observa la biomecánica de impacto que no solamente basa su estudio en el tratamiento de fracturas en huesos y daños a ligamentos, así como lesiones en tejidos suaves; ahora bien, dentro del campo de este trabajo, se estudia estrechamente las lesiones en la cabeza intrínsecamente un estudio dinámico al cráneo como estructura de protección, así como la afectación al encéfalo.

Tomando como base la segunda ley de newton, se puede precisar que entre mayor sea la cantidad de movimiento de un cuerpo, se requiere un efecto mayor para cambiar esta cantidad de movimiento del cuerpo. Impulso es la fuerza que actúa sobre una partícula en un periodo de tiempo. Uniendo estas dos definiciones: el impulso de la fuerza que actúa sobre una partícula en el intervalo de tiempo es igual a la cantidad de movimiento de la partícula en el mismo intervalo de tiempo. Dentro de este capítulo se busca indicar la reacción que se tiene dentro de las propiedades del material, al recibir la aplicación de un agente externo bruscamente.

Indicando la incidencia cuando dos o más masas se aproximan a una velocidad relativa en un instante inicial; el cual produce la interferencia o interpenetración de las masas, que se da como una presión en el área de contacto entre ambos cuerpos, esta presión genera una deformación local que es igual a la interferencia que debe de existir en el caso de que los cuerpos involucrados, no estuvieran deformados.

Dividiendo las cargas de impacto físico en base a su severidad: cargas de movimiento acelerado y magnitud constante, cargas aplicadas bruscamente y cargas de impacto directo. Generando la representación de un diagrama de cuerpo libre en el cual se observa la masa, la deformación como un resorte, y la gradualidad de aplicación como un amortiguador, se ejemplifica, la determinación de las cargas estáticas y dinámicas, donde en un tiempo mayor a tres veces el periodo natural de un material se define como carga estática, y una carga dinámica se presenta cuando el tiempo de la carga aplicada es menor a la mitad del periodo natural, dentro de estos rangos, se encuentra una incertidumbre donde el tiempo es mayor a la mitad del periodo natural pero mayor a tres veces el periodo.

En base a las graficas de cedencia del material, se puede puntualizar limites inferior y superior, que para el inferior, se tiene que en cualquier sistema de esfuerzos se puede generar a través de una estructura que se encuentra en equilibrio con las cargas aplicadas y que en ningún punto viola las condiciones de cedencia, la estructura no colapsará o se encuentra al inicio del colapso; y para el límite superior, si el trabajo en el sistema de cargas aplicadas durante cualquier colapso cinemáticamente admisible,

corresponde a la razón de disipación de energía interna, por lo que el sistema de cargas causará el colapso o el inicio de este dentro de la estructura.

Entendiendo el comportamiento estático del material, se debe de observar que cuando se somete a cargas dinámicas, se produce una respuesta inelástica, la energía es lo suficientemente grande para causar deformación permanente, para un análisis dinámico, se puede partir con las mismas simplificaciones y suposiciones, antes mencionadas, para un análisis estático con comportamiento plástico; considerando que el material al recibir una carga dinámica, se fragiliza, lo que se puede interpretar como que la influencia elástica juega un papel menor en los problemas que involucran grandes deformaciones plásticas, siempre y cuando la energía dinámica total externa sea mucho mayor que la cantidad de energía que pueda recibir de manera totalmente elástica sea absorbida; si este es el caso se puede descartar la zona elástica en los problemas dinámicos, por decir se vuelve un material rígido.

Es necesario observar el comportamiento para un cascarón totalmente esférico, debido a que al cráneo humano se le puede considerar dentro de este tipo de estructura. Es utilizada la metodología presentada en el libro Impacto Estructural de Norman Jones, la cual indica postular un campo de velocidades cinemático de velocidades, involucrar los requerimientos normados de plasticidad, integrar las ecuaciones diferenciales que gobiernan y satisfacen las condiciones iniciales y de frontera, y por ultimo examinar si no existen violaciones de la cedencia durante cualquier momento de la respuesta completa, si es el caso, introducir otro campo de velocidades cinemático, tomando como base la cedencia del material. Es analizada la estructura, observando esfuerzos, momentos, presiones y deformaciones. Se realiza una primer aseveración la respuesta elástica, dentro de la cual se observa la reacción con las fases de movimiento, primera, cuando se realiza el pulso de presión, desde el inicio cero hasta un tiempo menor al pulso total; una segunda fase de movimiento, cuando se inicia dentro del tiempo total del pulso, cuando se libera el pulso; una tercer fase de movimiento cuando se realiza el regreso de la descarga elástica; se realiza una discusión para obtener la energía liberada por el pulso de presión, la energía total debida a la deformación elástica asociada con los esfuerzos biaxiales. Dentro de esta discusión se realiza el cálculo para la energía total; por último se realiza un estudio para una carga impulsiva, en la cual la presión inicial alcanza un valor elevado en un tiempo demasiado corto.

Secuencialmente se estudia la respuesta elástica, perfectamente plástica, con la diferencia de que en este caso se cuentan con cuatro fases de movimiento. Para de esta manera llegar a la última consideración, la cual es la mayormente utilizada, ya que cuando la carga es súbita, la respuesta elástica es muy corta y puede ser considerada rígida, así que se resuelve estudiar el comportamiento de un material rígido, perfectamente plástico. El estudio cuenta con dos fases de movimiento, la primera cuando se llega al tiempo total de carga plástica, y la siguiente fase es la descarga plástica del material. La discusión incluye un estudio el cual indica la energía externa total aplicada por un pulso de presión rectangular, energía disipada plásticamente, la energía de deformación elástica para indicar si la consideración rígida perfectamente plástica es la debida o se debe de utilizar un análisis elástico. Por último las cargas impulsivas.

Como una pequeña introducción al siguiente capítulo, se hablará sobre la anatomía del cráneo humano, así como las patologías que se tienen en el encéfalo al recibir un golpe en la cabeza; para cerrar el tema del siguiente capítulo, se debe de realizar un promedio para observar que cráneo es el más común en la población mexicana, para realizar un análisis mayormente apegado a la realidad.

II.6.- Referencias

1. McGinnis, P., *Biomechanics of Sport and Exercise*, Ed. Human Kinetics, Segunda Edición, pp 3, 2005.
2. Nishida, M., Biomechanics, *Journal of Artificial Organs*, Vol 12, No. 1, pp 23-26, 2009.
3. González-López de Guereñu, F., Sánchez-Ruiz, M. y Solis-Fraile, R., *PCPI – Graduado Ámbito Científico – Tecnológico*, Ed. Editex, España, pp 170
4. Riley, W. F. y Struges, L. D., *Ingeniería Mecánica, Dinámica*, Ed. Reverte, pp 343-344, 1996.
5. Vidaurre, A., Giménez, M. H. y Riera, J., *Fundamentos Físicos de la Ingeniería II*, Ed. Universidad Politécnica de Valencia, pp 129-130, 1996.
6. Hewitt, P. G., *Física Conceptual*, Novena Edición, Ed. Pearson Educación, pp 88, 2004.

7. Beer, F. P. y Johnston Jr., E. R., *Mecánica Vectorial para Ingenieros, "Dinámica"*, ed. McGraw Hill, Sexta Edición, pp 693-695, 1998.
8. Stronge, W. J., *Impact Mechanics*, ed. Cambridge University Press, pp 1-2, 2004
9. Juninall, R. C. y Marshek, K. M., *Fundamentals of Machine Component Design*, Tercera Edición, Ed. John Wiley and Sons Inc, pp 275-277, 2000.
10. Dowling, N. E., *Mechanical Behavior of Materials: Engineering Methods for Deformation, Fracture, and Fatigue*, Ed. Prentice Hall, pp 3-4, 1993.
11. Hodge, P. G., *Limit Analysis of Rotationally Symmetric Plates and Shells*, Prentice – Hall, Englewood Cliffs, pp 9-14, NJ 1963.
12. Venkatraman, B. y Patel, S. A., *Structural Mechanics With Introductions to Elasticity and Plasticity*, Ed. McGraw Hill, pp 54, Nueva York 1970.
13. Horne, M. R., *Plastic Theory of Structures*, Ed. Pergamon Press, pp 129-130, 1979.
14. Drucker, D. C., A More Fundamental Approach to Plastic Stress-Strain Relations, *Proceedings First US Congress of Applied Mechanics*, ASME, pp 487-491, 1995.
15. Hodge, P. G., *Plastic Analysis of Structures*, Ed. R. E. Krieger Pub. Co., pp 92, 1981.
16. Jones, N., *Structural Impact*, Ed. Cambridge University Press, pp 62-65, 1989
17. Hodge, P. G., *Limit Analysis of Rotationally Symmetric Plates and Shells*, Prentice – Hall, pp 94-130, 1963.
18. Baker, W. E., The Elastic–Plastic Response of Thin Spherical Shells to Internal Blast Loading, *Journal of Applied Mechanics*, ASME, Vol 27, No 1, pp 139-144, 1960.
19. Walters, R. M. y Jones, N., An Approximate Theoretical Study of the Dynamic Plastic Behavior of Shells, *International Journal of Non-Linear Mechanics*, Vol 7, pp 225-273, 1972.
20. Jones, N., An Approximate Rigid-Plastic Analysis of Shell Intersections Loaded Dynamically, *Transactions of the ASME, Journal of Engineering of Industry*, ASME, Vol 95, pp 321-331, 1973.

Capítulo III

Anatomía de la cabeza humana



En el interior del presente capítulo se expone inicialmente las generalidades de los huesos incluyendo un aspecto general del esqueleto humano, y la forma de los huesos del cráneo para dar una idea del material que forma a los huesos humanos, y tener la perspectiva mecánica de dicho material. Seguido se hace la separación anatómica del cráneo humano obteniendo principalmente tres zonas: la calvaria, que es la parte superior del cráneo; la base del cráneo, en la que se incluyen el esqueleto facial; y por último la mandíbula, siendo la única parte articulada del cráneo.

Sabiendo la división anatómica del cráneo se realiza un estudio en cuanto a su arquitectura, indicando los puntos débiles y fuertes.

Dentro del cráneo se encuentra uno de los órganos de mayor importancia en el cuerpo humano, el cerebro, que forma parte primordial del sistema nervioso, por lo que dentro de este capítulo se realiza una explicación de sus partes y patologías al impacto.

III

III.1.- Generalidades de los huesos

Anatómicamente al cuerpo humano, para simplificar su estudio, se le divide en sistemas, dentro de los cuales se encuentra; *El sistema digestivo*, *El sistema locomotor*, *El sistema respiratorio*, *El sistema circulatorio*, *El sistema nervioso*, etc. [III.1]. Ahora bien, dentro del sistema locomotor, el cual es el encargado de ofrecer soporte, estabilidad y movimiento al cuerpo humano, se encuentra *el sistema óseo*, que lo conforman huesos y cartílagos. El hueso, que es objeto principal del estudio presentado, es un tejido conectivo especializado, con función mecánica y conexión con el metabolismo mineral [III.2].

En un inicio, durante la vida fetal humana, se forma un esqueleto *osteocartilaginoso* [III.3]. Seguido de esto, cuando el ser humano se desarrolla. Este esqueleto es reemplazado por huesos de sustitución, aunque el esqueleto cartilaginoso persiste en forma limitada; cartílagos costales, articulaciones, el tabique nasal, etc.

El tejido óseo, ya desarrollado, es determinado como el tejido más duro (con excepción de los dientes [III.4]). Dentro de sus principales funciones es el proporcionar el armazón del cuerpo, proteger órganos internos sensibles, formando cavidades que alojan sistemas y sentidos, como son el cráneo, órbitas, etc. En el interior de los huesos se forman los nuevos glóbulos rojos, los huesos se encuentran unidos entre sí; por las capsulas en las que se desarrollan las articulaciones móviles, ligamentos y músculos. Lo que proporciona los principales apoyos para que el ser humano pueda moverse [III.5].

El sistema óseo esta desarrollado de tal manera que soporte la mayor carga y contenga el menor material posible. Sus puntales internos, denominados *trabéculas*, se disponen de forma que consiguen soportar el máximo de carga, ya sea para presión, tensión, torsión o inclinaciones, debido a la combinación de elasticidad y resistencia del material con que son formados.

III.2.- Aspecto general del esqueleto

El esqueleto humano cuenta con 206 huesos [III.6], dentro de los que no se encuentran considerados son los huesos *suturales (wormianos)* [III.7] del cráneo, definidos por unos huesos pequeños e irregulares, instalados en los huesos craneales del adulto. Se encuentran mayor frecuentemente en la sutura *lambdoidea*, o bien en la región de las

fontanelas, especialmente en la posterior: Igualmente no se incluyen los huesos *sesamoideos* [III.8], que son huesos de dimensiones reducidas y anexos a un tendón o ligamento, pueden ser inconstantes. Se les encuentra en la articulación *metacarpofalángica* y *metatarsofalángica* del dedo pulgar del pie, en la porción medial del *gastrocnemio* y en el tendón del *peroneo* largo. En ciertos casos, en el tibial posterior y en el tríceps braquial. Cuando el ser humano aún no se desarrolla, el hueso frontal del cráneo comprende dos piezas; derecha e izquierda. Que luego se fusionan, aumentando el número de huesos. Asimismo, cuando el ser humano envejece, los huesos pueden llegar a soldarse, en especial los del cráneo, lo que disminuye su número.

Dentro del presente trabajo, como se ha descrito anteriormente, el autor desea explicar la anatomía del cráneo dentro del cual se aloja el órgano principal del sistema nervioso central, el encéfalo. Por esta razón no se explicará una disposición general de los huesos dentro del esqueleto humano, sino se desarrolla únicamente lo que incluye al cráneo humano.

III.3.- Forma de los huesos del cráneo

Los huesos a lo largo del cuerpo humano llegan a presentar tres formas principales, las cuales son; *Huesos largos*, *Huesos cortos* y *Huesos planos*. El cráneo humano generalmente se encuentra constituido de *Huesos planos*, en los cuales el espesor es reducido, con predominio de la longitud y el ancho [III.9]. Algunos huesos de la cara y el cráneo, pueden distinguirse como *Huesos neumáticos* [III.10], presentan cavidades rellenas de aire. Estas cavidades cuando tienen dimensiones reducidas se designan *celdas* (etmoidales, mastoideas). Para cuando tienen un dimensionamiento mayor se les denomina *senos* (maxilar, esfenoides, frontal).

En la superficie de los huesos existen irregularidades como salientes, entrantes y superficies ásperas. Estas irregularidades se denominan como *eminencias* y salientes. Las cuales adoptan formas variables, tal es el caso de las; *Eminencias Articulares*, *Eminencias Extra-articulares*. Ya que el cráneo no cuenta con eminencias articulares, es preciso describir las eminencias extra-articulares, que son muy variables, irregulares y rugosas. Por lo regular, destinadas a inserciones musculares o ligamentosas. Su desarrollo varía según la potencia que ejerce el músculo que se inserta en ellas. Se las denomina apófisis, protuberancias, tuberosidades, espinas, crestas, líneas [III.11]. El

cráneo cuenta con cavidades no articulares de ampliación que son divertículos, celdas o senos intraóseos, situados por lo general en la vecindad de las cavidades de la cara (senos maxilar, frontal, etc.) o en el hueso temporal (aparato de la audición, células mastoideas).

Todos los huesos, con el fin de desalojar la sangre contaminada de este, se encuentran perforados por *forámenes nutricios* [III.12]. Que como lo indica su nombre son orificios por los cuales se internan los vasos encargados de la nutrición del hueso. Dependiendo su dimensión estos forámenes se dividen en tres órdenes [III.13]:

- *Forámenes de primer orden.*- En el caso de los huesos planos pertenecen a las caras, por ellos transitan los vasos principales del hueso que se dirigen al canal medular, donde terminan.
- *Forámenes de segundo orden.*- Se encuentran en los bordes de los ángulos de los huesos planos.
- *Forámenes de tercer orden.*- Son los más pequeños, son hallados en todas las superficies no articulares del hueso. Su dimensión puede ser de hasta 50 mm².

Cuando estos orificios son mayores, de tal manera que pueda servir de pasaje para algún órgano, se les denomina *conductos de transmisión o forámenes*. Un ejemplo dentro del cráneo es el hueso occipital. El cual aloja la transición del bulbo raquídeo con la medula espinal que pasa del cráneo al conducto vertebral, por medio del *foramen magno*.

Para la irrigación de sangre oxigenada al hueso, los huesos planos utilizan dos tipos de arterias [III.14]:

- *Arterias Periósticas:* constituyen una red perióstica de donde nacen ramas que penetran en el hueso por forámenes de segundo y tercer orden.
- *Arterias Orificiales:* penetran en el hueso por orificios de mayor tamaño describiendo un trayecto oblicuo.

Internamente los huesos del cráneo, al igual que todos los huesos, están formados de dos porciones de hueso, *el hueso compacto o cortical* [III.15], que forma una capa

periférica y continua; en específico para los huesos planos, se distinguen dos láminas de hueso compacto, denominadas *lámina interna* y *lámina externa* [III.16]. La segunda porción del hueso es *el hueso esponjoso o trabecular* [III.17], que se encuentra constituido por una serie de laminillas o *trabéculas* que delimitan espacios comunicantes entre sí, ocupados por la médula ósea; para los huesos de la bóveda del cráneo se le denomina *dipole* al hueso esponjoso.

Mecánicamente se observa que el tejido cortical forma una especie de estuche de contención para el tejido trabecular. Las trabéculas del hueso esponjoso tienen una orientación que permite al hueso una mayor resistencia a las presiones o a las tracciones que debe soportar utilizando el mínimo de material.

Por última conformación que se puede mencionar en los huesos, se forma una membrana fibroelástica que genera una capa delgada en la superficie exterior de los huesos, denominada *periostio* [III.18], está ricamente vascularizado e innervado, lo que permite la nutrición al hueso, se adhiere de modo variable al hueso al cual reviste. Participa en forma activa en el crecimiento del hueso y en su vascularización. En específico, los huesos del cráneo se encuentran tapizados por dentro por otra membrana meníngea denominada *duramadre* [III.19].

Los huesos se unen entre sus iguales mediante las articulaciones, que están constituidas por un conjunto de formaciones anatómicas que unen dos o más huesos. Para los huesos del cráneo que carecen de movimiento se distinguen como *articulaciones inmóviles*, articulaciones fibrosas también denominados *sinartrosis* [III.20]. Constituye una excepción la articulación de la mandíbula con el cráneo, que es móvil. Distinguiendo las articulaciones del cráneo como *suturas*, que son para los huesos que proceden directamente de un *esbozo membranoso* y se encuentran unidos por tejido fibroso o de fibras cortas, y quedan inmovilizados, la estructura de las suturas es variable, pero aun así se pueden distinguir cuatro tipos: *sutura dentada*, *sutura escamosa*, *sutura plana o armónica* y *esquindilexis* [III.21]. Para el recién nacido, las articulaciones de los huesos del cráneo se encuentran separadas y ocupadas por una membrana fibrosa.

- *Sutura dentada*.- Presenta engranamientos o dentelladuras (sutura coronal).
- *Sutura escamosa*.- Las superficies en contacto están talladas en bisel (temporoparietal).
- *Sutura plana o armónica*.- En ella se ponen en contacto superficies planas y lineales (huesos nasales).
- *Esquindilesis*.- Una superficie en forma de cresta se articula con una ranura (vómer y esfenoides).

Las soldaduras óseas entre huesos se denominan sinostosis. Estas articulaciones óseas son completamente inmóviles.

III.4.- Esqueleto del cráneo y de la cara

La cabeza, en su posición dentro del esqueleto articula en su parte inferior con la primera vértebra *cervical*. Se encuentra compuesta principalmente por dos partes; el *neurocráneo* (*cráneo*), formada por ocho huesos esencialmente, que su función principal es contener y proteger al encéfalo [III.22]. Así como, el *viscerocráneo* o *esqueleto facial* (*cara*), formada por catorce huesos, aloja la mayor parte de los órganos de los sentidos y brinda apoyo a los órganos de la masticación dando comienzo a los sistemas digestivo y respiratorio [III.23]. En conjunción las dos partes se encuentran comprendidas por veintidós huesos, donde solo uno de ellos es móvil, *la mandíbula*, que forma parte del viscerocráneo.

Como se ha mencionado en el párrafo anterior, anatómicamente el cráneo se encuentra formado por ocho huesos, de los cuales, cuatro son pares y cuatro impares; definiendo a los pares: los *temporales* y *parietales*; para complementar el conjunto, los huesos impares se encuentran conformados por los huesos: *frontal*, *etmoides*, *esfenoides* y *occipital* [III.24]. Para facilitar el estudio se puede dividir el cráneo para su estudio siguiendo tres porciones [III.25]:

- La calvaria.
- La base del cráneo.
- El esqueleto facial.

III.4.1.- La calvaria [III.26]

Sus delimitaciones se encuentran, en la parte inferior se desarrolla un plano transversal del cráneo dirigido por delante y encima de los *arcos superciliares*, lateralmente por el *arco cigomático*, y termina hacia atrás en la *protuberancia occipital externa*. En cuanto a la configuración externa se presenta a la calvaria como una curvatura convexa, irregular y lisa; se observa en su parte delantera las *eminencias frontales*, determinando al hueso frontal o coronal; lateralmente se observan las *eminencias parietales*; para la parte trasera, la *protuberancia occipital externa*, en ciertos casos el hueso *wormiano* determinado en la *sutura lambdoidea*; en su parte media e inferior al nivel de la *fosa temporal*, es plana. Los huesos que participan en la formación son: la *escama del frontal*, por delante; a ambos lados los *dos parietales*, la *parte escamosa de los dos temporales* y las *alas mayores del esfenoides*; por último atrás, se observa la *escama del occipital*, ilustrado en la Figura III.1.

Para las uniones de los huesos, se observa en la línea mediana por la *sutura sagital*; lateralmente uniendo al par de huesos parietales, en la parte delantera, por la *sutura coronal* que delimita al hueso frontal y los parietales, ubicando a la *bregma*, y para la parte trasera por la *sutura lambdoidea* que es la unión entre los huesos occipital y los parietales, ubicando a la *lambda*. En el fondo de la fosa temporal se halla la reunión del ala mayor del esfenoides con el frontal, el parietal y la parte escamosa del temporal. Observando en conjunto a estas suturas una forma tipo H, Figura III.1.

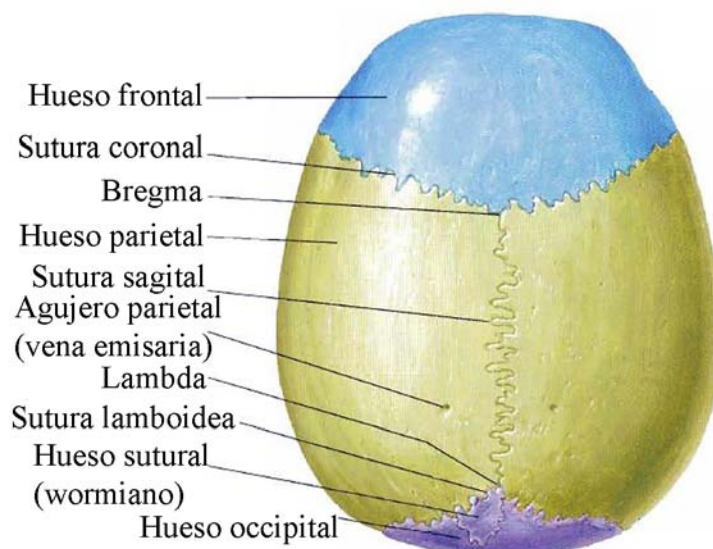


Figura III.1.- Vista superior de la calvaria [III.27]

Ahora bien para la configuración interna de la calvaria, denominada como superficie *endocraeal*, si la calvaria se divide por la mitad y de adelante hacia atrás, se distingue la *cresta frontal*, parte donde se inserta la *hoz* del cerebro, seguido por el surco del *seno sagital superior*, que se extiende desde la región frontal hasta la *protuberancia occipital interna*. Lateralmente presenta una serie de fosas que corresponden a las eminencias descritas en la cara externa. Se encuentran en ella las mismas líneas de sutura y las irregularidades que corresponden a las *fositas granulares* que alojan las granulaciones *aracnoideas* anexas al *seno venoso sagital superior*, Figura III.2.

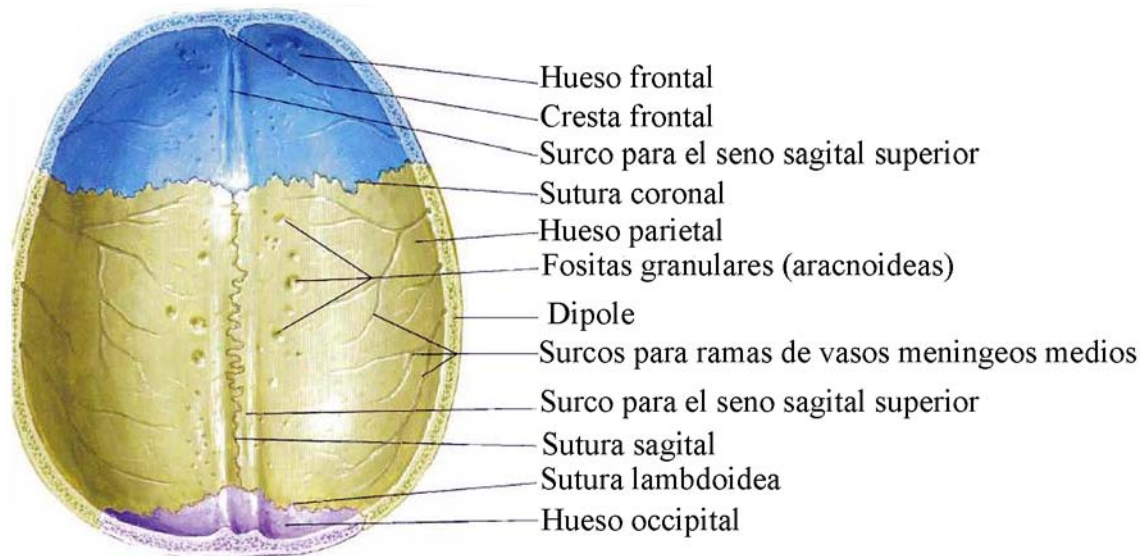


Figura III.2.- Vista inferior de la calvaria [III.28]

III.4.2.- Base del Cráneo [III.29]

Dividida principalmente en dos caras:

- La superficie externa, que es la cara de la base del cráneo sin relación con el encéfalo, denominada *exocráneo*. Parte básicamente profunda y oculta casi por completo.
- La superficie interna, que es la parte de la base del cráneo que queda en relación con el encéfalo, denominada *endocráneo*. Se encuentra en contacto con la base del encéfalo en el interior del cráneo.

III.4.2.1.- Base del cráneo externa (exocráneo)

Para este corte de la base del cráneo, se puede dividir por la mitad mediante dos líneas transversales: la primer línea llamada *bicigomática*, abarcando desde un tubérculo articular al otro y una segunda línea denominada *bimastoidea*, la cual une los extremos

de ambas apófisis mastoideas. El efecto de estas líneas paralelas es el delimitar tres zonas, comenzando desde la parte frontal del cráneo se distinguen: una *zona anterior o facial*, una *zona media o yugular*, y por ultimo en la parte trasera una *zona posterior u occipital*.

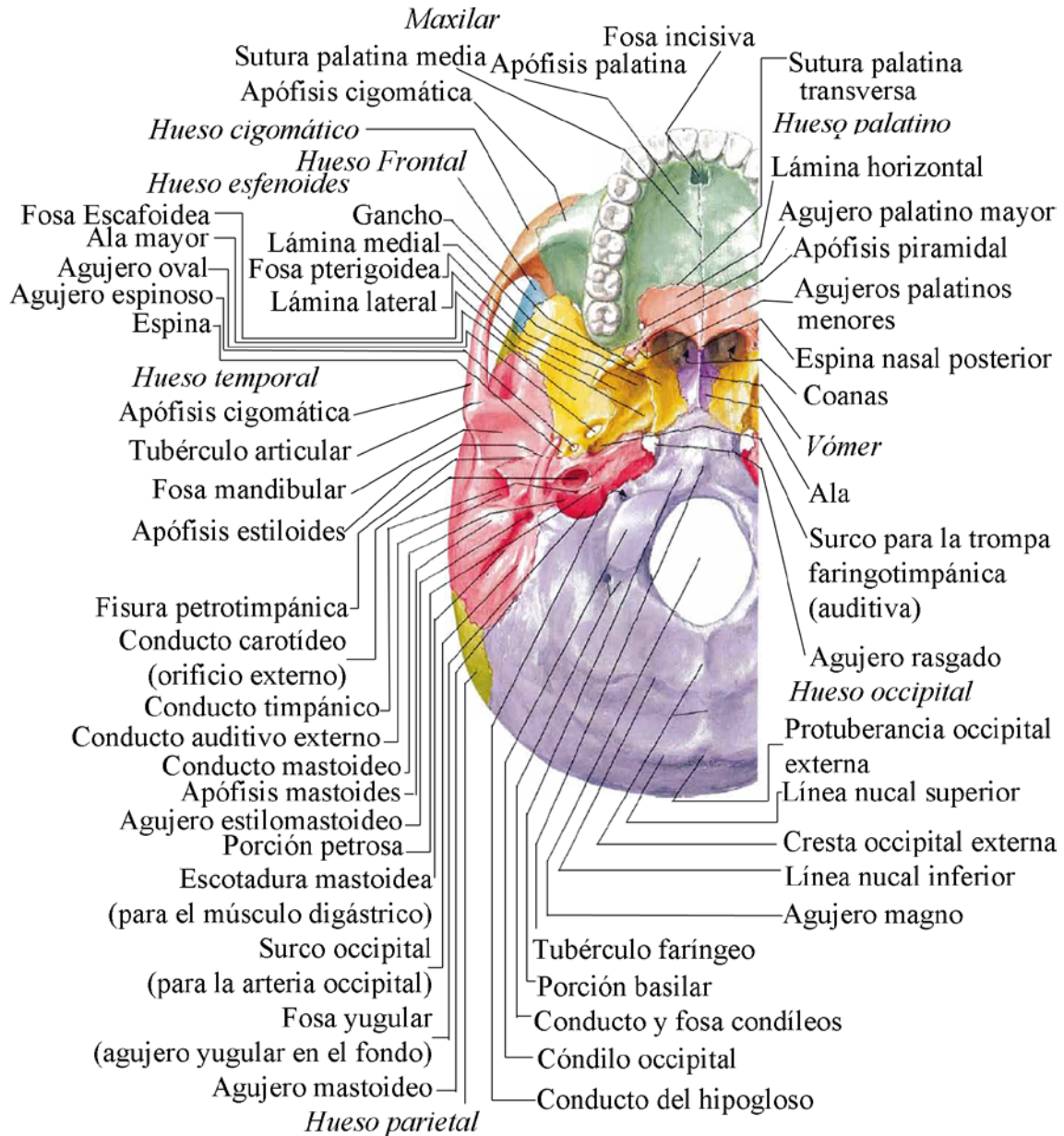


Figura III.3.- Base del cráneo externa (exocráneo) [III.30]

- A. *Zona anterior.-* Principalmente compuesta por los huesos frontal, etmoides y esfenoides. Incluyendo en esta parte todos los huesos pertenecientes al esqueleto facial.
- B. *Zona media.-* Para facilitar la explicación y ubicación de esta zona es necesario dividirla en dos partes:

- a. *En la línea mediana.*- Dentro de esta parte se puede distinguir principalmente la *porción basilar del occipital* con el *tubérculo faríngeo*, delante del cual se localiza la *fosa navicular*.
- b. *A ambos lados de la línea mediana.*- Primeramente, a izquierda y derecha, se refieren dos superficies cuadriláteras limitadas lateralmente por el *tubérculo articular* y la *apófisis mastoides*; y en su parte media limitadas por el *cóndilo del occipital* y la *apófisis pterigoides*. La superficie explicada principalmente se encuentran la *porción escamosa del hueso temporal*, el *ala mayor del hueso esfenoides*, la *parte anterior del hueso occipital* y la *cara inferior de la porción petrosa del hueso temporal*. Si es trazada una línea dirigida desde la *apófisis mastoides* hasta la *apófisis pterigoides*, se puede observar atravesando por la *apófisis esfiloides*, sucesivamente por la *espinas del esfenoides* y por la *lámina medial de la apófisis pterigoides*, consecutivamente se dirige a la *apófisis estiloides*, la *espinas del esfenoides* y por la *lámina medial de la apófisis pterigoides*, e igualmente dirigida a la *apófisis estiloides*, por la *espinas del esfenoides* y por la *lámina medial de la apófisis pterigoides*; con esto se genera una superficie dividida en dos triángulos:

El triángulo *anterolateral*, dentro del cual se observan: el *conducto auditivo externo*, la *fosa mandibular*, el *tubérculo articular del temporal*, la *fisura petrotimpánica* y los *forámenes espinoso y oval*. En el triángulo *posteromedial*, del que se destacan: el *foramen estilomastoideo*, el *foramen yugular*, la *fosa yugular* y el *orificio externo del conducto carotídeo*; los forámenes de la *porción petrosa del temporal* y del *ala mayor del esfenoides*: el *conductillo timpánico*, el *conductillo coclear*, el *conducto musculotubario* y el canal del *nervio hipobloso*. En la parte media de este triángulo se puede observar: el *foramen posterior del conducto pterigoideo* y el *foramen lacerum*.

- C. *Zona posterior.*- Perteneciente casi por completo al hueso occipital, observando el foramen principal de esta zona, que es el *foramen magno*. En la parte delantera y lateral se localiza la *apófisis mastoides* con la *incisura mastoidea*.

III.4.2.2.- Base del cráneo interna (endocráneo)

En la Figura III.4 se puede observar la base del cráneo, en la cual se distinguen cuatro *relieves óseos*, indicados como las *apófisis clinoides*, los cuales convergen al centro ubicando a la denominada *silla turca*; estos relieves óseos se pueden distinguir como: dos anteriores, las dos alas menores del esfenoides, y dos posteriores, los bordes superiores de la parte petrosa del temporal. Estas fronteras delimitan tres fosas craneales: anterior, media y posterior. Las cuales se distinguen en tres niveles, que descienden desde la fosa anterior hasta la posterior. En cada una de estas fosas reposan diferentes partes del *encéfalo*, rodeadas por las *meninges* y los *espacios subaracnoideos*:

A. *Fosa craneal anterior*.- Se encuentra limitada por la parte baja trasera por el *surco prequiasmático* y al borde posterior se observan las alas menores del esfenoides. En esta fosa convergen:

- a. En la parte media de adelante hacia atrás: el *foramen ciego*, la *crista gaili*, la *lámina cribosa del etmoides* y el *yugo esfenoidal*, con el surco prequiasmático que termina a los lados en ambos conductos ópticos en la base del ala menor del esfenoides.
- b. Para los lados, izquierdo y derecho, de la línea media por delante de las alas menores del esfenoides, las *convexidades de las bóvedas orbitarias*.

B. *Fosa craneal media*.- Sus límites se encuentran entre las *alas menores del esfenoides* y el *borde superior de la parte petrosa del temporal*.

- a. En el centro se observa la *silla turca* delimitada por las cuatro *apófisis clinoides*.
- b. Indicando la línea mediana se distinguen las *fosas temporales*; constituidas atrás y medialmente por la *cara anterior de la porción petrosa del temporal* y adelante, por el *ala mayor del esfenoides*. Ubicando en esta zona a la impresión *trigeminal*, el *foramen espinoso*, por el cual pasa la *arteria meníngea media*, el *foramen oval*, por el cual pasa el *nervio mandibular* e igualmente la *arteria meníngea accesoria*, el *foramen redondo* por el cual es dirigido el *nervio maxilar*, la *fisura orbitaria superior* para la *vena oftálmica*, que es dirigida para los *nervios motores del ojo* y para el *nervio oftálmico*. Para la parte trasera media, se abre el *foramen lacerum*, con la llegada del *conducto carotídeo*.

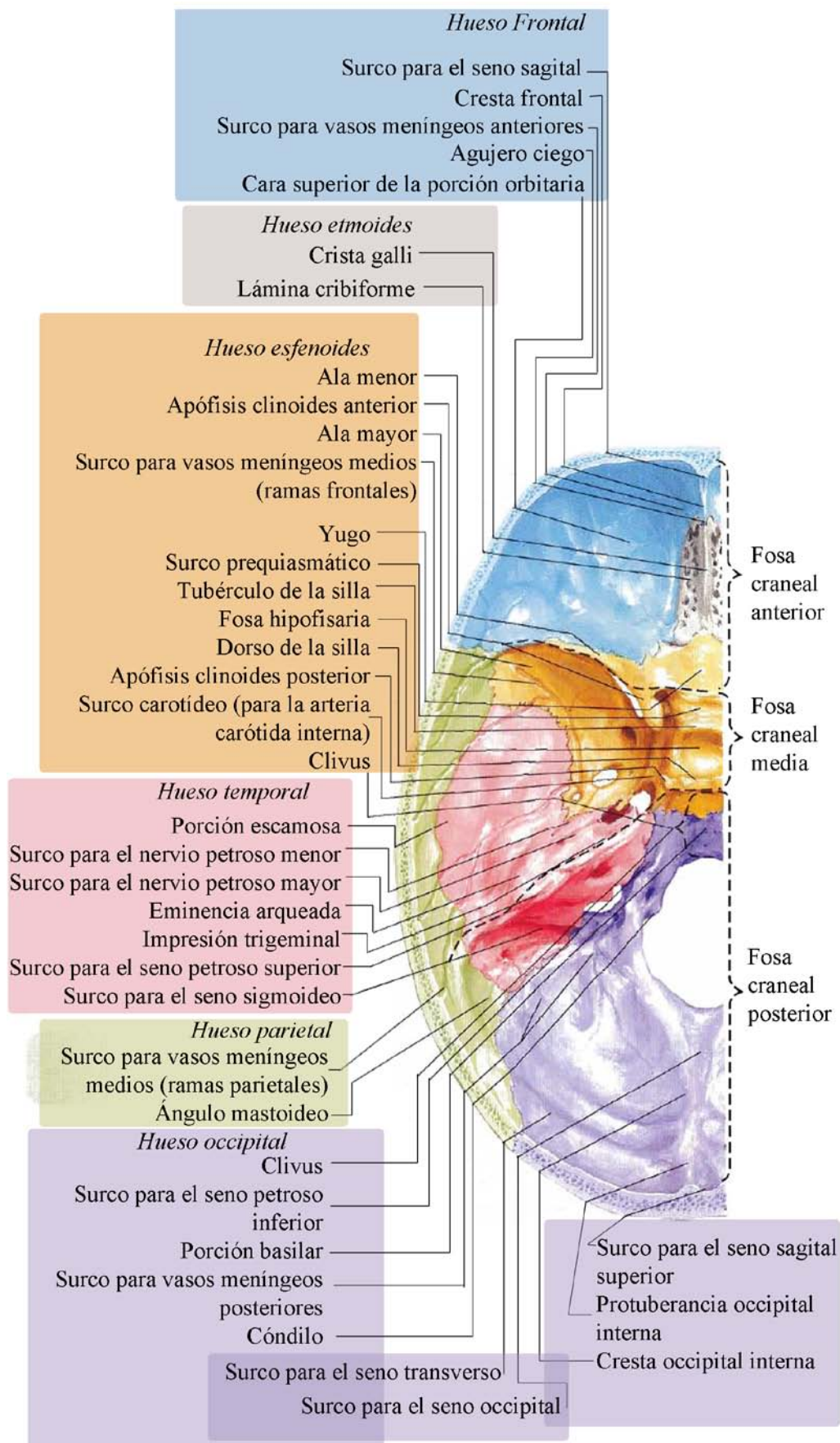


Figura III.4.- Base del cráneo interna (endocráneo) [III.31]

C. *Fosa craneal posterior*.- Se encuentra detrás del borde superior de la porción petrosa del temporal, de las apófisis clinoides posteriores y de la lámina cuadrilátera del esfenoides. Se encuentra mayor profundidad en esta zona y se presenta:

- a. Al centro se encuentra el *clivus*, extendido hasta el *foramen magno*, foramen por el cual pasan el *bulbo raquídeo* y las *meninges*, las *arterias vertebrales* y las *raíces espinales de los nervios accesorios*. Para la parte de atrás por la línea media, hacia la *protuberancia occipital interna*, se observa la *cresta occipital interna*, donde se inserta la *hoz del cerebelo*.
- b. Dividiendo en dos por una línea media, para ambos lados se hallan las *fosas cerebelosas*, rodeadas por surcos que contienen los *senos venosos*: el *seno petroso superior* en el borde superior de la parte petrosa del temporal, el *seno petroso inferior* lateral al clivus, el *seno venoso transverso* y el *sigmoideo*, extendidos desde la protuberancia occipital interna hasta el borde posterior de la porción petrosa del temporal. La parte anterior de la *fosa cerebelosa* está constituida por el muro vertical de la cara posterior de la porción petrosa del temporal, donde se encuentra la *abertura del conducto auditivo interno*. Por él penetran los *nervios vestibulococlear*, facial e intermediario y la *arteria laberíntica*. Hacia abajo, se encuentra el *foramen yugular* por el cual transita la *vena yugular interna*, los *nervios vagos*, el *nervio glossofaríngeo* y el *nervio accesorio*.

II.4.3.- El viscerocráneo o esqueleto facial [III.32]

Para el estudio delimitado en este trabajo, no se indicará una anatomía específica del esqueleto facial, ya que para el enfoque que se desea tener es mayormente importante la descripción anatómica del cráneo, pero es preciso indicar que existe un esqueleto facial y una indicación general de éste. Es encontrado principalmente como un bloque de forma irregular unido por fuertes y numerosas suturas que generan una perfecta homogeneidad, igualmente al esqueleto facial se le considera como el macizo facial. Ilustrado por la Figura III.5. Unido al cráneo por medio de seis pilares tres a la derecha y tres a la izquierda. Dentro de este macizo facial se encuentra la mayor cantidad de los

órganos sensibles de los sentidos y la articulación temporomandibular, constituyendo una única conexión móvil entre el cráneo y el macizo facial.

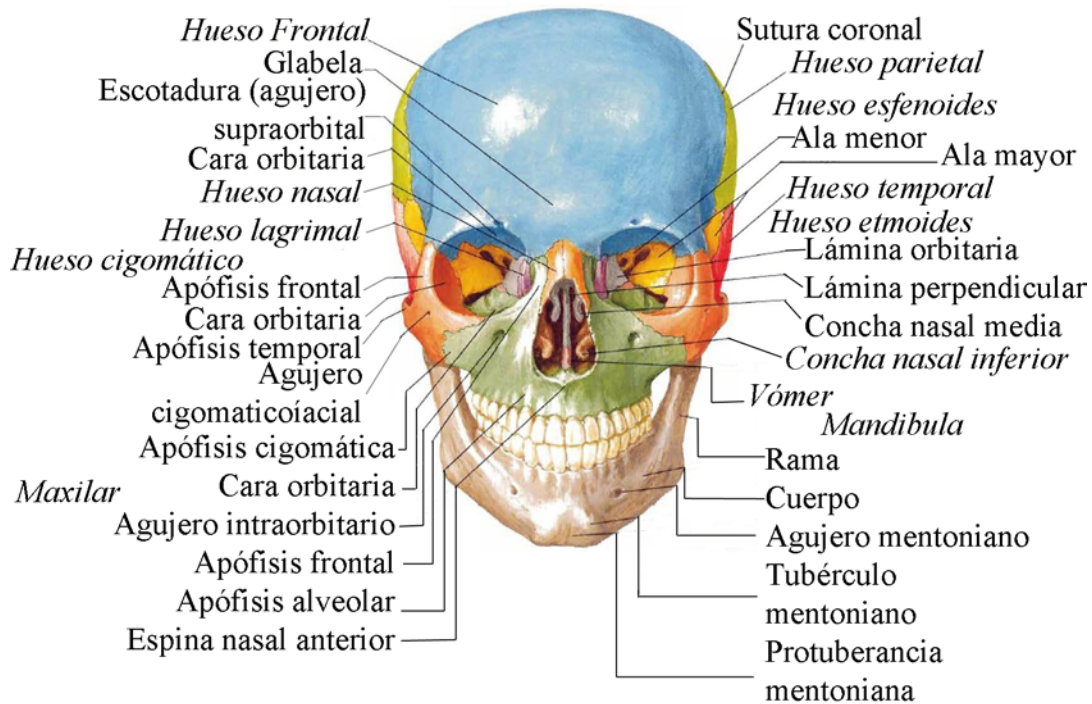


Figura III.5.- Esqueleto facial [III.33]

III.5.- Arquitectura del cráneo [III.34]

Para el desarrollo del cráneo, se encuentra sometido a factores genéricos que establecen su forma y acentúan sus funciones, básicamente estos factores se ligan al desarrollo del encéfalo. La parte con mayor peso del encéfalo es el cerebro, que se apoya en *la fosa anterior* y *fosa media*, luego en la *tienda del cerebelo*, apoyándose mediante los relieves óseos. Para que en la cara lisa se apoyen los *hemisferios cerebelosos*. Indicando a otros factores que se deben de mencionar por su importancia en el desarrollo del cráneo son:

- Al igual que todas las arterias, las que se encuentran dentro del cráneo producen pulsaciones, no se deben de pasar por alto estas pulsaciones.
- La *duramadre* se adhiere a la parte interna del cráneo, hay que tomar en cuenta las tensiones provocadas en la tienda del cerebelo y en los senos venosos.
- El encéfalo se encuentra bañado por el líquido cefalorraquídeo y se deben de considerar los movimientos respiratorios y de posición.

- La utilización y movimiento de los músculos de la cabeza, principalmente localizados en la nuca.
- Desarrollo de cavidades anexas como son los senos neumáticos, el aparato de audición, etc.

Los huesos del cráneo se encuentran elaborados de un material del cual se deben de considerar sus cualidades mecánicas, básicamente la elasticidad y la resistencia. En el caso de la elasticidad se observa que en el recién nacido es muy elevado, disminuyendo este factor con la edad, las paredes del cráneo son capaces de sufrir deformaciones del exterior al interior y retomar de inmediato su forma original. Observándose mayormente evidente en sentido de la disposición de las suturas (sentido transversal), donde se ha comprobado tolerancias de un centímetro sin llegar a la fractura, esta tolerancia considerada en un recién nacido, y como se menciona al inicio conforme con la edad, que produce una cierta osificación de las suturas, la elasticidad disminuye.

Para la resistencia se observa que depende de dos factores principales primero de la solidez de los huesos, y en segundo plano de la disposición de las suturas, esto quiere decir que básicamente al igual que en toda estructura mecánica, el cráneo humano depende de la resistencia general del material y la forma geométrica en que se encuentra constituido. Si las suturas son talladas en bisel, por ejemplo la sutura *esfenoescamosa*, se observa que de esta manera permiten cierta deformación para que la resistencia aumente en las zonas frágiles en un impacto, como es el caso de la fosa del temporal que es considerada una zona frágil. La distribución de las suturas dentadas de la calvaria, se oponen a la separación de los huesos; y las laterales a su hundimiento.

A pesar de que se cuenta con una resistencia y elasticidad considerables del cráneo, y la separación de sus componentes es extraño, las fracturas y traumatismos son considerados frecuentes. Como se ha mencionado, existen zonas en el cráneo consideradas como de gran resistencia, son reconocidas siete distribuidas en tres zonas medianas y cuatro zonas laterales delimitadas en la Figura III.6:

- Zonas medianas: la primera es anterior, la zona conocida como *frontoetmoidal*, comprendida por los huesos frontal y etmoidal; la segunda zona es media, denominada *sincipital*, y corresponde a la *sutura interparietal*,

que une a los dos huesos parietales; la tercer zona es posterior y occipital, extendida desde el contorno del *foramen magno* hasta el *sincipicio*, pasando por el espeso macizo de las protuberancias occipitales.

- Zonas laterales: distribuidas dos en los laterales del cráneo. La primera se prolonga medialmente por las alas menores del hueso esfenoides, se le denomina *anterolateral* u *orbitoesfenoidal*. Para la segunda se encuentra constituida por la parte petrosa y la mastoides del hueso temporal, unidas al *sincipicio* por la eminencia del parietal; se le denomina *posterolateral* o *petromastoidea*. Los pilares medios y laterales convergen en la base, en el punto central, situado sobre la parte basilar del occipital y el cuerpo del esfenoides.

Al existir zonas con alta resistencia, deben por lo tanto contener puntos débiles, los cuales se hallan comprendidos entre las zonas precedentes, son seis puntos débiles, tres a cada lado: una zona frontoesfenoidal dentro de la fosa anterior; una zona esfenotemporal dentro de la fosa media y una zona petrooccipital dentro de la fosa posterior.

Debido a la cantidad de forámenes de la base, en particular de la fosa medial, tal es el caso del foramen oval, el foramen espinoso, ya que son considerados como barrenos en una geometría curva, la fragilidad de esta zona aumenta o puede variar; igualmente dentro del cráneo existen geometrías que son obstruidas por forámenes o cavidades que aumentan la fragilidad a algunos pilares, tal es el caso de:

- Para el pilar frontoetmoidal se observa la lámina cribosa del etmoides.
- Para el pilar orbitoesfenoidal es considerable el canal óptico y la fisura orbitaria superior.
- Para la pirámide petrosa del temporal se imponen las cavidades de la audición y el canal carotídeo.
- Y por último para el hueso occipital, los canales condileos a ambos lados del foramen magno.

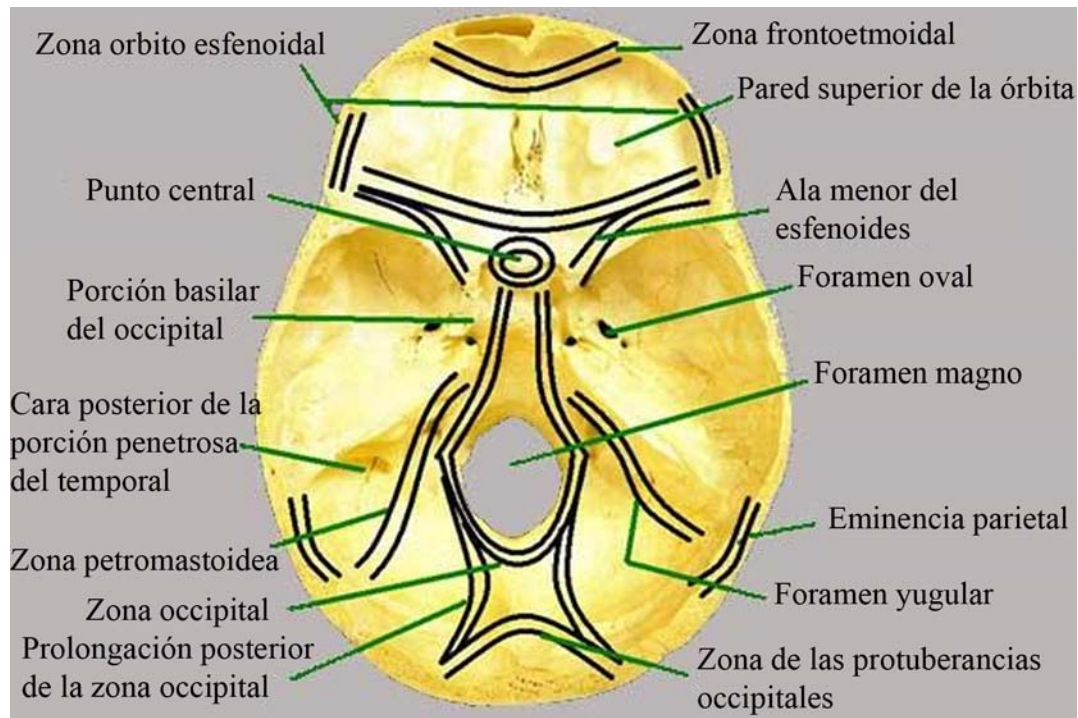


Figura III.6.- Desarrollo de la arquitectura del cráneo

III.6.- Sistema nervioso

Dentro del cráneo, que es objeto del presente estudio, se encuentran las partes principales del sistema nervioso, se considera importante tener un conocimiento básico en cuanto a la distribución de este sistema. El sistema nervioso se divide en dos partes principales, el sistema nervioso central, que consiste en el encéfalo y la médula espinal y el sistema nervioso periférico, que consiste en los nervios craneales y espinales, así como sus ganglios asociados [III.35]. Dentro de este apartado se debe de considerar solamente el sistema nervioso central, y en específico el encéfalo que constituye el centro principal donde ocurren la correlación y la integración de la información nerviosa. El encéfalo está protegido principalmente por los hueso del cráneo, pero se encuentra igualmente cubierto por membranas, meninges y suspendidos en el líquido cefalorraquídeo, lo que aumenta la protección.

El sistema nervioso central está compuesto por una gran cantidad de células nerviosas conocidas como *neuronas*, compuestas de un cuerpo y prolongaciones largas, llamadas *axones* o fibras nerviosas, que son excitables se encuentran sostenidas por tejido especializado denominado *neuroglia* [III.36]. Interiormente el sistema nervioso central está organizado por sustancia gris y sustancia blanca. La sustancia gris, denominada de

esta manera porque es de color gris, consiste en células nerviosas incluidas en la neuroglia. La sustancia blanca, igualmente denominada de esta manera por el color blanco debido a la presencia de material *lipídico* en las vainas de mielina de muchas fibras nerviosas, consiste en fibras nerviosas incluidas en la neuroglia [III.37].

Una parte del sistema nervioso es el sistema nervioso autónomo que proporciona una innervación a las estructuras involuntarias del organismo, tal es el caso del músculo liso, glándulas y el corazón. Se encuentra dividido en dos partes, simpático que su función es preparar el cuerpo para una emergencia, y parasimpático que sus funciones están dirigidas a conservar y restablecer la energía; existiendo en ambas partes fibras nerviosas aferentes y eferentes.

III.6.1.- Encéfalo

El *encéfalo* es la parte del sistema nervioso central localizado en la cavidad craneal, se comunica con la médula espinal a través del foramen magno. Sumergido por el líquido cefalorraquídeo en el espacio *subaracnoideo*. Está formado por tres *meninges*, la *duramadre*, la *aracnoides* y la *piamadre*, conectando con las meninges correspondientes a la médula espinal.

III.6.1.1.- Estructura del encéfalo [III.38]

Para la estructura del encéfalo, se observa que se compone por un centro de sustancia blanca rodeado por una cubierta exterior de sustancia gris. No obstante, algunas masas importantes de sustancia gris se sitúan profundamente dentro de la sustancia blanca, denominados *núcleos cerebelosos*, y viceversa hay porciones de sustancia blanca que presentan núcleos de sustancia gris conocidos como *talámicos*, *caudado* y *lenticular*. Para su estudio se divide el encéfalo en tres partes y a su vez generan cinco partes más, estas partes son, en orden ascendente desde la médula espinal:

- El rombencéfalo
 - El bulbo raquídeo
 - La protuberancia
 - El cerebelo
- El mesencéfalo

- El prosencéfalo
 - El diencéfalo
 - El cerebro

Para correlacionar al bulbo raquídeo, la protuberancia y el mesencéfalo, se le determina como el tronco del encéfalo, ya que es la parte del encéfalo que queda luego de retirar los hemisferios cerebrales y el cerebelo.

III.6.1.1.1.- Rombencéfalo [III.39]

Formado por el *bulbo raquídeo*, la *protuberancia* y el *cerebelo*, los cuales rodean una cavidad llena de líquido cefalorraquídeo denominada *cuarto ventrículo*. Este se conecta por arriba con el *tercer ventrículo* por medio del *acueducto cerebral* y se continúa por debajo con el *conducto central de la médula espinal*, se comunica con el espacio subaracnoideo a través de tres orificios situados en la parte inferior del techo. Por estos orificios el líquido cefalorraquídeo que se encuentra dentro del sistema nervioso central puede ingresar en el espacio subaracnoideo.

III.6.1.1.1.1.- Bulbo raquídeo

Presenta una forma cónica, contiene colecciones de neuronas llamadas núcleos, sirve de conexión entre la medula espinal, en la parte inferior, y la protuberancia, en la parte superior; sirve como conducto para las fibras nerviosas ascendentes y descendentes.

III.6.1.1.1.2.- Protuberancia

Ubicada en la parte superior del bulbo raquídeo, por debajo del mesencéfalo y en la cara interior del cerebelo. Se denomina *protuberancia* o *punte* ya que sirve de conexión a un gran número de fibras transversales que sobre su cara anterior conectan los dos *hemisferios cerebelosos*. Al igual que el bulbo raquídeo lo componen muchos núcleos y fibras nerviosas ascendentes y descendentes.

III.6.1.1.1.3.- Cerebelo

Localizado dentro del cráneo en la fosa craneal posterior; tomando como referencia el encéfalo, su localización se encuentra detrás de la protuberancia, conectado mediante los *pedúnculos cerebelosos medios*, y del bulbo raquídeo, conectado por los *pedúnculos cerebelosos inferiores*. Cuenta con dos hemisferios ubicados lateralmente y conectados

por una porción media, denominada *vermis*. Se conecta con el mesencéfalo por los *pedúnculos cerebelosos superiores*. Los pedúnculos están compuestos por grandes haces de fibras nerviosas que conectan el cerebelo con el resto del sistema nervioso. Cada hemisferio cerebeloso está formado por una capa superficial denominada *corteza* y compuesta principalmente por sustancia gris. Esta corteza presenta *pliegues* o *láminas* separados por fisuras transversales muy próximas. En el interior del cerebelo se encuentran algunas masas de sustancia gris, incluidas en la sustancia blanca; la más grande de estas masas se conoce con el nombre de *núcleo dentado*.

III.6.1.1.2.- Mesencéfalo [III.40]

Es considerada como la parte estrecha del encéfalo, sirve de conexión entre el prosencéfalo y el rombencéfalo. La cavidad estrecha del mesencéfalo es el *acueducto cerebral*, que conecta el tercer ventrículo con el cuarto ventrículo. El mesencéfalo contiene muchos núcleos y haces de fibras nerviosas ascendentes y descendentes.

III.6.1.1.3.- Procencéfalo [III.41]

III.6.1.1.3.1.- Diencefalo

Se encuentra oculto casi en su totalidad de la superficie del encéfalo, lo conforman un *tálamo dorsal*, es una gran masa de sustancia gris con forma de huevo, ubicado a cada lado del tercer ventrículo; y un *hipotálamo ventral*, forma la porción inferior de la pared lateral y el piso del tercer ventrículo. El extremo anterior del tálamo forma el límite posterior del foramen interventricular, el orificio entre el tercer ventrículo y los ventrículos laterales.

III.6.1.1.3.2.- Cerebro

Es la parte de mayor tamaño del encéfalo, ya que durante el proceso de desarrollo crece considerablemente sobresaliendo por encima del diencefalo, el mesencéfalo y el rombencéfalo. El cerebro se encuentra formado por dos hemisferios conectados por una masa de sustancia blanca denominado *cuerpo calloso*, y separados por una hendidura profunda, denominada *fisura longitudinal*, hacia la cual se proyecta la *hoz del cerebro*. Los hemisferios se extienden desde el hueso frontal hasta el occipital, por encima de las fosas craneales anterior y media; para la parte trasera del cerebro se ubica por encima de la tienda del cerebelo.

Superficialmente cada hemisferio presenta una capa denominada *corteza cerebral*, que se compone de sustancia gris. Esta corteza cerebral presenta *pliegues*, circunvoluciones o giros, separados por fisuras o surcos. Por lo que la superficie de la corteza aumenta considerablemente, para subdividir cada hemisferio en *lóbulos* se utilizan estos surcos, denominando a los lóbulos por el nombre del hueso que se encuentra debajo.

Para el interior de cada hemisferio se localiza un centro que contiene varias masas grandes de sustancia blanca, que a su vez la conforman varias masas de sustancia gris denominados *núcleos* o *ganglios basales*. Un agregado de fibras nerviosas que en conjunción forman una especie de abanico, denominado *corona radiada*, traspasa la sustancia blanca hacia la corteza cerebral para posteriormente dirigirse hacia el tronco del encéfalo. Este abanico se aproxima a los *núcleos basales* y pasa entre ellos como la *cápsula interna*. Dentro del lado medial de la capsula interna existe un núcleo que se denomina *núcleo caudado* y se observa también el *núcleo lenticular* con forma de lente del lado lateral de la cápsula interna. La cavidad presente dentro de cada hemisferio cerebral se denomina *ventrículo lateral*. Los ventrículos laterales se comunican con el tercer ventrículo a través de los *forámenes interventriculares*.

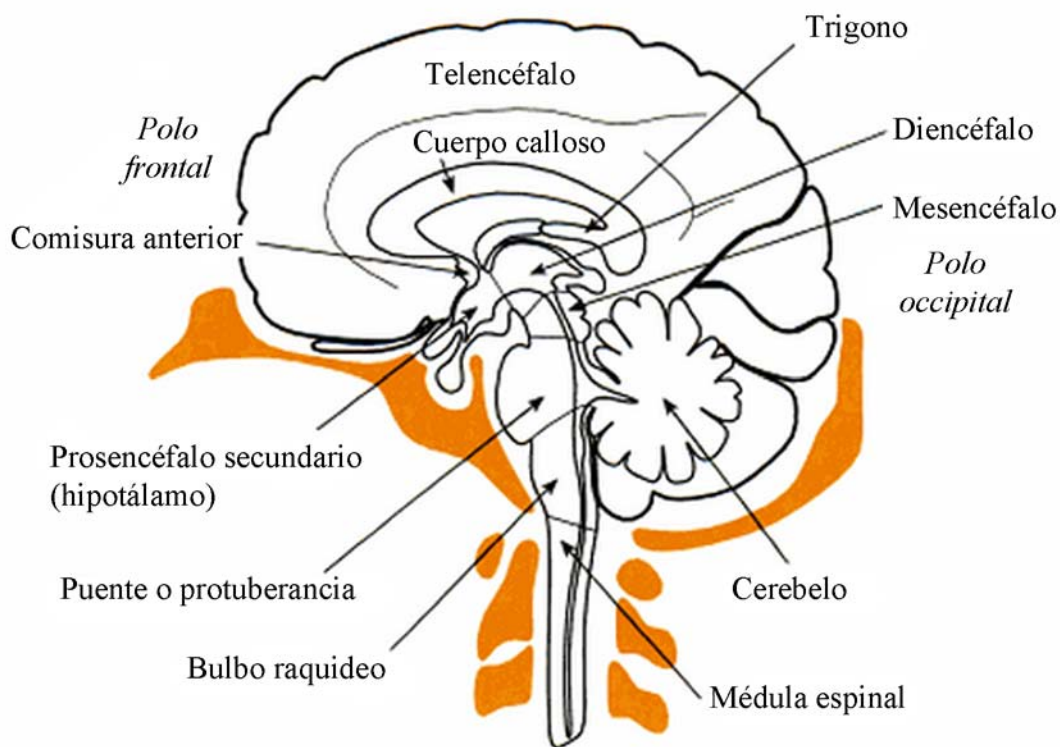


Figura III.7.- Anatomía general del encéfalo [III.42]

III.7.- Traumatismo Craneoencefálico (TCE)

El tejido nervioso es muy delicado, por lo que se encuentra protegido, en el caso del encéfalo, por el cráneo, y se encuentra suspendido en el líquido cefalorraquídeo, esto con el fin de proveerle la protección necesaria, para que un agente externo, no llegue a lesionarlo. En el caso de que un agente externo sea excesivo, la estructura del cráneo llega a ceder, lo que conlleva a un daño en el tejido nervioso que es blando, dañando probablemente nervios craneales, arterias principales, vasos sanguíneos, etc.

Dentro de la sección III.5, del presente capítulo, se habla de la arquitectura con que el cráneo cuenta, así como sus zonas resistentes y los subsecuentes puntos débiles. Por lo que un golpe, impacto, o un traumatismo, dependiendo la severidad de éste, llega a provocar un simple hematoma en el cuero cabelludo; si se incrementa la severidad llegan a desgarrar o cortar el cuero cabelludo. Hasta llegar al extremo que aunque se utilice protección en la cabeza, el encéfalo puede resultar gravemente dañado, sin la presencia de indicios de lesión en el cuero cabelludo.

III.8.- Fracturas del cráneo [III.43]

Considerando tanto la arquitectura como los distintos traumas craneoencefálicos (TCE) debe de tenerse en cuenta el estudio de fracturas en el cráneo, por mencionar algunas distinciones pueden ser:

- Fracturas de la calvaria, en la parte del cenit del cráneo, que suelen acompañarse de hundimientos.
- Fracturas en la base del cráneo, las comúnmente sucedidas en la parte petrosa del temporal.
- Fracturas irradiadas de la calvaria a la base del cráneo, sean a través de las zonas débiles o a través de un pilar.

Dependiendo de la magnitud y forma del objeto a impactar el cráneo, el encéfalo sufre distintos tipos de lesión, aunque usualmente generan un cambio de la forma del cráneo en el punto de impacto. En el caso de que el objeto sea pequeño, puede penetrar el cráneo y producir una laceración local del encéfalo; pero si el objeto es de mayor tamaño, puede llegar a romper el cráneo y los fragmentos de hueso se introducen en el encéfalo en el sitio del impacto.

Otra dependiente de la fractura en el cráneo es la edad del afectado, como se ha mencionado, el recién nacido tiene una elasticidad considerable de los huesos, se encuentran separados los huesos del cráneo, esto genera que las lesiones por golpes en el cráneo produzcan hundimiento sin astillamiento del hueso. Conforme aumenta la edad, la tabla interna del cráneo se torna particularmente frágil y los ligamentos suturales, tienden a osificarse, por lo que un traumatismo genera una indentación local acompañada con frecuencia por astillamiento del hueso.

El tercer factor considerable para la afectación del cráneo debido a un trauma, es el área del cráneo que recibe el traumatismo. Por lo que los golpes en la bóveda craneal a menudo causan una serie de fracturas lineales que se irradian a través de áreas delgadas del hueso. Las porciones petrosas de los huesos temporales y las crestas occipitales refuerzan mucho la base del cráneo y tienden a desviar las fracturas lineales.

III.9.- Lesiones encefálicas [III.44]

La causa principal de lesión en el encéfalo, es que al momento del impacto se produce un desplazamiento y distorsión de los tejidos neuronales. El encéfalo, no es compresible y flota en el líquido cefalorraquídeo en el espacio subaracnoideo, lo que le da al encéfalo cierta libertad de movimiento en sentido lateral, limitado principalmente por la hoz del cerebro, y en sentido anteroposterior, limitado por la inserción de venas cerebrales superiores en el seno sagital superior. La tienda del cerebelo y la hoz del cerebelo también limitan el desplazamiento del encéfalo.

Estas limitantes anatómicas del encéfalo indican que en un golpe localizado en la parte posterior o anterior de la cabeza produce un desplazamiento del encéfalo, lo cual conlleva a un daño cerebral grave, por decir, el estiramiento y distorsión del tronco cefálico e incluso desgarro de las comisuras del encéfalo. Para el caso de un trauma en los laterales de la cabeza, se produce menos desplazamiento cerebral, lo que disminuye la gravedad de las lesiones, pero haciendo referencia a párrafos anteriores, donde una de las limitantes para el movimiento lateral del encéfalo, es la hoz del cerebro, la cual es una estructura firme y puede producir un daño considerable del tejido encefálico.

Por último un golpe en dirección oblicua, llega a causar una rotación considerable del encéfalo, generando fuerzas de cizallamiento y distorsión, en particular en las áreas donde las prominencias óseas impiden una rotación mayor, tal es el caso de las fosas craneales anterior y media.

Si el encéfalo es desplazado bruscamente contra los bordes agudos de un hueso dentro del cráneo, como es el caso de las alas menores del esfenoides, resulta muy probable que se produzcan laceraciones encefálicas. Igualmente el encéfalo al recibir un impulso súbito dentro del cráneo, la parte que se aleja de la pared craneal se somete a una caída de presión del líquido cefalorraquídeo, lo que genera un efecto de succión en la superficie encefálica, lastimando o hasta fracturando los vasos sanguíneos superficiales.

Cuando el impacto es a una mayor velocidad, como es el caso de un accidente automovilístico, se puede llegar a producir dos lesiones en el encéfalo, primero en el punto de impacto y segundo en el polo opuesto al punto de impacto, ya que el encéfalo se impacta contra la pared interior del cráneo, denominada *lesión por contragolpe*.

Aunado a las lesiones antes mencionadas, donde básicamente el traumatismo causa avulsión de nervios craneales, se puede llegar a la rotura de vasos sanguíneos comprimidos, las grandes arterias que se encuentran en la base del encéfalo son tortuosas y esto, unido a su fuerza, explica por qué resulta más difícil que se desgaren. Otro punto frágil dentro del cráneo son las venas corticales de paredes delgadas, lo que produce una hemorragia subdural o subaracnoidea grave.

III.9.1.- Hemorragia intracraneal [III.45]

En el apartado anterior se explicó cómo puede llegar el encéfalo a sufrir una hemorragia, aunque el encéfalo se encuentra amortiguado por el líquido que lo rodea en el espacio subaracnoideo, todas las hemorragias dentro del cráneo relativamente rígido ejercerá presión sobre el encéfalo. Considerando las distintas lesiones que producen hemorragias, se presentan cuatro variedades generales:

1. Epidural
2. Subdural
3. Subaracnoidea

4. Cerebral

El caso de la lesión subaracnoidea, es una hemorragia producida por males congénitos, lo que la excluye del campo que abarca el presente trabajo. En cuanto a una hemorragia cerebral, es debido básicamente a una hipertensión del paciente, lo que igualmente la elimina del campo de este trabajo.

III.9.1.1.- La hemorragia epidural (extradural)

Un golpe, recibido en un costado de la cabeza, comparativamente más suave, produce una fractura de cráneo en la región de la porción anteroinferior del hueso parietal, consecuentemente genera lesión en las arteras o las venas meníngeas, la división anterior de la arteria meníngea media es la arteria que por lo común resulta dañada. En este caso de traumatismo, las venas que pasan por los forámenes del cráneo son las más propensas a sufrir un daño.

Generalmente, la vena o arteria dañada, produce un sangrado y se desprende de la capa de duramadre dentro del cráneo, eleva la presión intracraneal, ya que al producir un sangrado se aumenta el líquido cefalorraquídeo, así mismo el coágulo en expansión ejerce cierta presión local sobre la *circunvolución o giro precentral* (área motora) subyacente. Al sangrar, este líquido puede pasar lateralmente a través de la línea de la fractura para formar una *tumefacción blanda* a un costado de la cabeza.

III.9.1.2.- La hemorragia subdural

En el caso de un impacto súbito, de intensidad menor, en la parte anterior o posterior de la cabeza, se produce un desplazamiento anteroposterior excesivo del encéfalo, dentro del cráneo. Esto genera un desgarro de venas cerebrales superiores que ingresan en el seno sagital superior. Quedando como resultado, del desgarro de la vena, una acumulación de sangre con baja presión en el espacio entre la duramadre y la aracnoides, pudiendo afectar bilateralmente. Este tipo de impacto, genera dos casos de trastornos: el primer caso se produce un coágulo subdural y aumenta de tamaño rápidamente, produciendo de inmediato síntomas de compresión; el segundo caso es que en un lapso de varios meses el coágulo atraiga líquido por ósmosis, formando de esta manera un quiste hemorrágico que crece gradualmente hasta producir síntomas de compresión.

III.10.- Sumario

El sistema óseo es el encargado de dar soporte, estabilidad, movimiento y protección al cuerpo humano, conformado básicamente por huesos y cartílagos. El diseño del esqueleto humano está propuesto de tal manera que soporte la mayor carga y contenga el menor material posible, soportando cargas de presión, tensión, torsión, inclinaciones o bien un conjunto de varias de las cargas ya mencionadas.

Se considera que el esqueleto humano cuenta con 206 huesos, sin contabilizar los huesos suturales y los huesos sesamoideos. El cráneo humano se conforma básicamente de huesos planos, en los cuales el espesor es reducido, predomina la longitud y el ancho, este tipo de huesos suelen contener cavidades rellenas de aire lo que los distingue como huesos neumáticos.

Al igual que todo el cuerpo, los huesos necesitan sangre para nutrirse, con este fin los huesos se encuentran perforados por forámenes nutricios, utilizando dos tipos de arterias, las perióstica: siendo una red que abarca los exteriores de los huesos donde nacen las ramas que penetran a los huesos; y las orificiales: forámenes de mayor tamaño que los periósticos; cuando los forámenes suelen ser más grandes se denominan conductos de transmisión por los cuales suelen ingresar venas o arterias con el fin de nutrir órganos internos de los huesos de protección.

Los huesos están formados por dos tipos de hueso, el hueso compacto o cortical, que forma una capa periférica y continua, y otra porción de hueso esponjoso o trabecular, que se encuentra constituido por una serie de laminillas o trabéculas. La unión entre los huesos está dado por las articulaciones, que en el caso de los huesos del cráneo (huesos planos) se les denomina suturas, distinguiendo cuatro tipos, sutura dentada, sutura escamosa, sutura plana o armónica y esquindileisis.

Ubicando a la cabeza articula su parte inferior con la primera vértebra cervical, compuesta de dos partes, el neurocráneo formado por ocho huesos principalmente, y el viscerocráneo o esqueleto facial, formado por catorce huesos. Dentro del presente estudio se divide el cráneo en tres porciones: la calvaria, formada básicamente por el hueso frontal, los dos parietales y una parte del hueso occipital; la base del cráneo, formada básicamente por los huesos cigomático, parte del frontal, hueso esfenoides,

hueso temporal, parte del hueso parietal, hueso occipital, hueso palatino y el vómer; y el esqueleto facial, formado por el hueso nasal, el lagrimal, cigomático, maxilar superior y mandíbula, vómer, concha nasal inferior, hueso etmoides y hueso esfenoides.

En la sección 5 del presente capítulo, se menciona la arquitectura del cráneo, mencionando su elasticidad y resistencia, que básicamente menciona que dependiendo la edad, las suturas comienzan a osificarse, disminuyendo la elasticidad. Distinguiendo las zonas de mayor resistencia debido a su geometría, pero indicando igualmente los puntos débiles que es básicamente donde mayor cantidad de forámenes existen.

Indicando una introducción al sistema nervioso central que la parte sensible dentro del cráneo, el encéfalo, es la parte principal de este sistema. Se explica la anatomía del encéfalo que se conforma: el robencéfalo, formado por el bulbo raquídeo, la protuberancia y el cerebelo; el mesencéfalo; el prosencéfalo, el diencéfalo y el cerebro. Para el estudio central de este trabajo se desarrolla una explicación de los traumatismos craneoencefálicos, explicando a grandes rasgos que es lo que sucede tanto en el cráneo como en el encéfalo y sus inmediaciones, en un caso de impacto.

Para el siguiente capítulo, se inicia con el estudio principal del trabajo, se definen cargas, regiones afectadas, la generación de un cráneo modelado en computadora, para introducirlo en un programa de elemento finito con el fin de resolver la cuestión principal del trabajo.

III.11.- Referencias

1. Parramón, E., *Atlas de Anatomía*, Ed. Norma S. A., pp 6-9, 2007.
2. Parramón, E., *Atlas de Anatomía*, Ed. Norma S. A., pp 14-15, 2007.
3. Quintero, M., Monfort, J. y Mitrovic D. R., *Osteoartrosis Biología, Fisiopatología, Clínica y Tratamiento*, Ed. Médica Panamericana, pp 41-42, 2010.
4. Roberts, A. J., O' Brien, M. E. y Subak-Sharpe, G., *Nutricéuticos: Suplementos Nutricionales, Vitaminas, Minerales, Oligoelementos, Alimentos Curativos*, Ed. Robinbook, pp 211, 2003.
5. Howse, J., *Técnica de la Danza y Prevención de Lesiones*, Ed. Paidotribo, pp 1, 2003.

6. Bontrager, K. L. y Lampignano, J. P., *Proyecciones Radiológicas con Corrección Anatómica*, Ed. Elsevier, España, pp 6, 2010.
7. Testut, L., Latarjet, A., *Compendio de Anatomía Descriptiva*, Ed. Elsevier España, pp 34, 1996.
8. Bontrager, K. L. y Lampignano, J. P., *Proyecciones Radiológicas con Corrección Anatómica*, Ed. Elsevier España, pp 7, 2010.
9. Rouvière, H., Delmas, A. y Delmas, V., *Anatomía Humana: Descriptiva, Topográfica y Funcional*, Vol. 1; Onceava Edición, Ed. Elsevier España, pp 5-6, 2005.
10. Namikoshi, T., *Tratado Completo de Terapia Siatsu*, Ed. EDAF, pp 37, 1992.
11. Rouvière, H., Delmas, A. y Delmas, V., *Anatomía Humana: Descriptiva, Topográfica y Funcional*, Vol. 1, Onceava Edición, Ed. Elsevier España, pp 6, 2005.
12. Moore, K. L., Agur, A. M. R. y Moore, M. E., *Anatomía con Orientación Clínica*, Ed. Médica Panamericana, pp 25, 2007.
13. Latarjet, M. y Ruiz-Liard, A., *Anatomía Humana*, Vol. 1, Ed. Médica Panamericana, pp 6, 2004.
14. Paoletti, S., *Las Fascias: El Papel de los Tejidos en la Mecánica Humana*, Ed. Paidotribo, pp 133-134, 2004.
15. Stevens, A. y Lowe S., *Histología Humana*, Tercera Edición, Ed. Elsevier España, pp 252, 2006.
16. Llusá, M., Merí, À. y Ruano, D., *Manual y Atlas Fotográfico de Anatomía del Aparato Locomotor*, Ed. Médica Panamericana, pp 10, 2004.
17. Lloret, M., Conde, C., Fagoaga, J., León, C. y Tricas, C., *Natación Terapéutica*, Quinta Edición, Ed. Paidotribo, pp 150, 2007.
18. Paoletti, S., *Las Fascias: El Papel de los Tejidos en la Mecánica Humana*, Ed. Paidotribo, pp 133-134, 2004.
19. Ruiz – Vargas, J., *Anatomía Topográfica*, Tercera Edición, Ed. UACJ, pp 92, 1995.
20. Thibodeau, G. A. y Patton, K. T., *Estructura y Función del Cuerpo Humano*, Ed. Elsevier, España, pp 142, 2008.
21. Ricard, F., *Tratado de Osteopatía Craneal Articulación Temporomandibular: Análisis y Tratamiento Ortodóntico*, Ed. Médica Panamericana, pp 5, 2005.
22. Jiménez, J., Catalina-Herrera, C. J. y Carmona-Bono, A., *Anatomía Humana General*, Ed. Universidad de Sevilla, pp 91, 2002.

23. Sadler, T. W. y Langman, J., *Embriología Médica: con Orientación Clínica*, Ed. Médica Panamericana, pp 131, 2007.
24. Testut, L. y Latarjet, A., *Compendio de Anatomía Descriptiva*, Ed. Elsevier, España, pp 19, 1996.
25. Latarjet, M. y Ruiz-Liard, A., *Anatomía Humana*, Vol. 1, Ed. Médica Panamericana, pp 94, 2004.
26. Rouvière, H., Delmas, A. y Delmas, V., *Anatomía Humana: Descriptiva, Topográfica y Funcional*, Vol. 1, Onceava Edición, Ed. Elviesier España, pp 84, 2005.
27. Netter, F. H., *Atlas de Anatomía Humana*, Cuarta Edición, Ed. Elsevier Masson, España, lámina 7, 2007.
28. Netter, F. H., *Atlas de Anatomía Humana*, Cuarta Edición, Ed. Elsevier Masson, España, lámina 7, 2007.
29. Suarez-Nieto, C., Gil-Carcedo, L. M., Marco-Algarra, J., Medina, J. E., Ortega-Del Álamo, P. y Trinidad-Pinedo, J., *Tratado de Otorrinolaringología y Cirugía de Cabeza y Cuello. Ciencias Básicas y Materias Afines, Rinología*, Tomo 1, Segunda Edición, Ed. Médica Panamericana, pp 51-61, 2007.
30. Netter, F. H., *Atlas de Anatomía Humana*, Cuarta Edición, Ed. Elsevier Masson, España, lámina 8, 2007.
31. Netter, F. H., *Atlas de Anatomía Humana*, Cuarta Edición, Ed. Elsevier Masson, España, lámina 9, 2007.
32. Ortiz-Monasterio, F. y Molina, F., *Cirugía Estética del Esqueleto Facial*, Ed. Médica Panamericana, pp 31-45, 2005.
33. Netter, F. H., *Atlas de Anatomía Humana*, Cuarta Edición, Ed. Elsevier Masson, España, lámina 2, 2007.
34. Latarjet, M. y Ruiz, A., *Anatomía Humana*, Vol. 1, Ed. Médica Panamericana, pp 107-108, 2004.
35. Butler, D., *Movilización del Sistema Nervioso*, Ed. Paidotribo, pp 15, 2002.
36. Bustamante-Zuleta, E., *El Sistema Nervioso: desde las Neuronas hasta el Cerebro Humano*, Ed. Universidad de Antioquia, pp 50-51, 2007.
37. Bontrager, K. L. y Lampignano, J. P., *Proyecciones Radiológicas con Corrección Anatómica*, Ed. Elsevier España, pp 720, 2010.
38. Diamond, M. C., Scheibel, A. B. y Elson L. M., *El Cerebro Humano. Libro de Trabajo*, Ed. Ariel, pp 1-3, 1996.

39. Puellas-López, L., Martínez-Pérez, S. y Martinez-De la Torre, M., *Neuroanatomía*, Ed. Médica Panamericana, pp 22-24, 2008.
40. Puellas-López, L., Martínez-Pérez, S. y Martinez-De la Torre, M., *Neuroanatomía*, Ed. Médica Panamericana, pp 22, 2008.
41. Snell, R. S., *Neuroanatomía Clínica*, Ed. Médica Panamericana, pp 10-11, 2007.
42. Puellas-López, L., Martínez-Pérez, S. y Martinez-De la Torre, M., *Neuroanatomía*, Ed. Médica Panamericana, pp 11, 2008.
43. Snell, R. S., *Neuroanatomía Clínica*, Ed. Médica Panamericana, pp 19-20, 2007.
44. Snell, R. S., *Neuroanatomía Clínica*, Ed. Médica Panamericana, pp 20-21, 2007.
45. Netter, F. H., Jones, H. R. y Dingle, R. V., *Sistema Nervoso: Ilustraciones Sobre Fisiopatología, Anatomopatología y Hallazgos y Tratamientos Clínicos. Trastornos Neurológicos y Neuromusculares*, Vol. 2, Ed. Elsevier, España, pp 76-77, 1999.

Capítulo IV

Análisis numérico sobre impacto frontal en cráneo humano

Centralizando el presente trabajo en el actual capítulo, se incluyen dos partes principales, la primera es el exponer la metodología que se sigue para generar el modelado del cráneo: iniciando con la obtención y procesamiento de imágenes, que se adquieren por medio de una tomografía, procesándolas para obtener un archivo de *esterolitografía*; seguido de la refinación del archivo, generación de superficies, exportación e importación del archivo; básicamente se procesa el archivo de *esterolitografía* para que se pueda interpretar por el programa que se utiliza para el *Método del Elemento Finito*.

Se debe de realizar una explicación y justificación del método que se utiliza para realizar el análisis numérico planteado.

Seguido de esto la inclusión de las particularidades del estudio frontal, obteniendo resultados en dos rangos de tiempo específicos.

Se realiza una comparación energética con el fin de verificar los resultados.

IV

IV.1.- Modelado del cráneo

Con el fin de realizar un estudio numérico específico sobre el cráneo humano, es necesario configurar un modelo del objeto de estudio lo más cercano posible a la realidad. Para realizar un modelo del cráneo que se adecue a la realidad, en cuanto a dimensiones, espesores, etc., se debe utilizar distintas herramientas computacionales. Con este fin se desarrolla una metodología particular, que debe de comprender los siguientes puntos:

1. Obtención y procesamiento de imágenes.
 1. Se debe de elegir el paciente a estudiar.
 2. Someter al paciente a un *estudio tomográfico*, el cual produce una visualización en tres dimensiones del cuerpo humano, generando imágenes en formato *DIACOM*.
 3. Procesar los archivos *DIACOM* mediante el programa *SCAN IP*[®], producir de esta manera un archivo de extensión *STL*.
2. Refinación del archivo, generación de superficies, exportación e importación.
 1. Suavizar, ordenar, separar las superficies triangulares generadas en el archivo *STL* mediante el programa *VISCAM MESH*[®].
 2. Este archivo *STL* se debe de modificar para generar un archivo compatible con algún programa de ingeniería que utilice el método del elemento finito. En este caso se utiliza el programa *COPY CAD 8080*[®] y a su vez se transmite a *POWER SHAPE 8080*[®] ambos de *DELCAM*[®].
 3. Generando el sólido de esta manera, se importa en el programa *ANSYS WORKBENCH*[®] y se comienza a realizar los estudios.

Para lograr la satisfacción de cada punto de la metodología antes mencionada se cuenta con la siguiente información.

IV.1.1.- Obtención y procesamiento de imágenes

1. Especificaciones del paciente a estudiar.- Para el estudio presentado se emplea a un varón de 27 años 1.78 m de altura, 100 kg de peso.
2. Especificaciones del Tomógrafo.- Se encuentra en el hospital primero de Octubre, Av. Politécnico Nacional, Colonia Lindavista No 1669, Distrito Federal, 07300 México. Como lo menciona la metodología, en este punto se

genera una tomografía del paciente, concretando, una tomografía es la obtención de imágenes por cortes o secciones de un objeto, en este caso el cuerpo humano, estas imágenes se producen en tres planos obteniendo el objeto en tres dimensiones. Generando una imagen por cada corte de un milímetro.

3. Procesamiento de archivos DIACOM: para realizar este paso se importan las imágenes DIACOM al programa SCAN IP, el cual puede separar cada imagen y ver corte por corte, se realiza una selección de los cortes que confieren al cráneo. Cada imagen se observa en una escala de grises, en la que el tejido óseo es el que es de color blanco, se debe de delinear el tejido óseo para que de esta manera el programa identifique la parte de la tomografía que corresponde al tejido y lo represente en tres dimensiones (Figura IV.1).

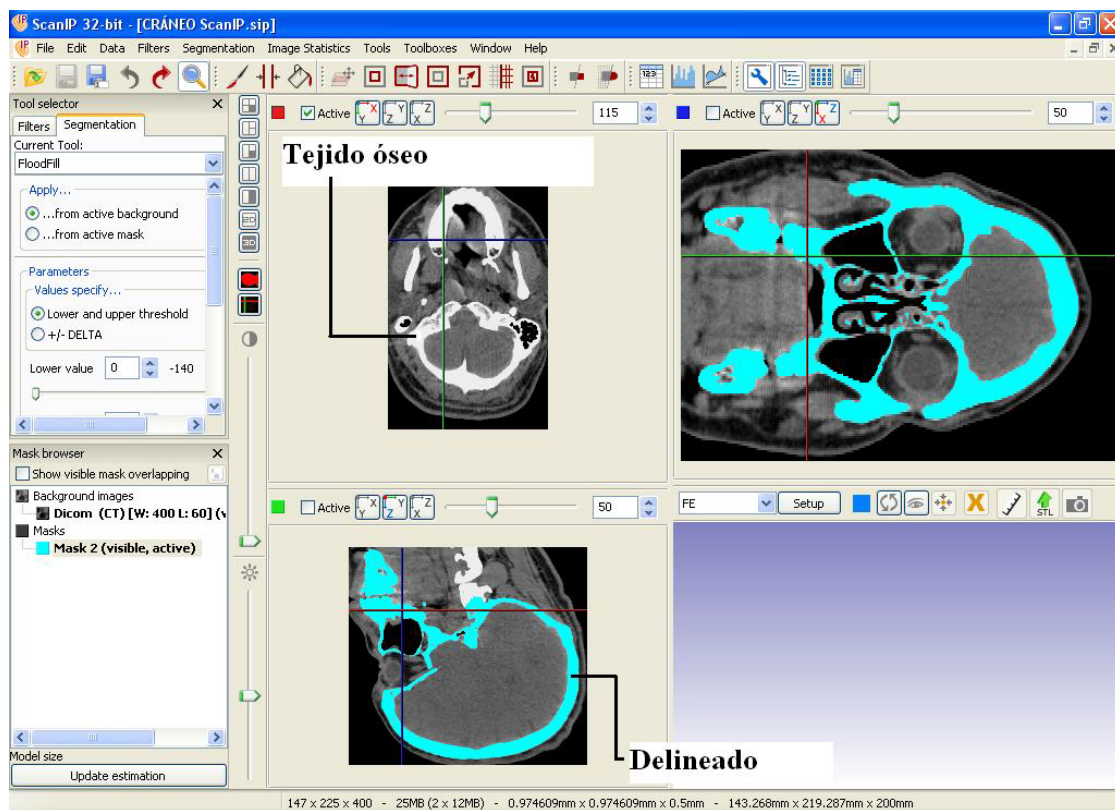


Figura IV.1.- Ventana del programa Scan IP, mostrando el Tejido óseo en la tomografía y marcando el delineado

Este programa genera un archivo de *estereolitografía* en tres dimensiones, con extensión STL, el cual consiste en una malla de superficies triangulares de tres nodos. Las superficies de los archivos STL son interpolaciones planas entre los vértices

triangulares. Estas superficies triangulares son consideradas como la mejor representación de las geometrías orgánicas. Si se requiere una mayor calidad en este tipo de representaciones, se requiere aumentar las superficies triangulares, lo que aumenta la magnitud del archivo generado [IV.1].

IV.1.2.- Refinación del archivo, generación de superficies, exportación e importación

1. Utilizando el programa VISCAM, se corrige la orientación de las superficies triangulares, se reducen y suavizan, se reparan las superficies empalmadas y se unen las superficies separadas. Esto reduce la magnitud del archivo y se observa un modelo más fino, se realiza con el archivo en la extensión STL.
2. Con la ayuda del programa COPY CAD 8080[®], se exporta el archivo en extensión STL, y se generan superficies tipo NURBS en las inmediaciones del cráneo (Figura IV.2), después se deben de exportar al programa POWER SHAPE 8080[®], en este programa se verifica que las superficies estén totalmente unidas para poder fusionarlas en un sólido cerrado, se exporta el modelo en un formato STEP (Figura IV.3).

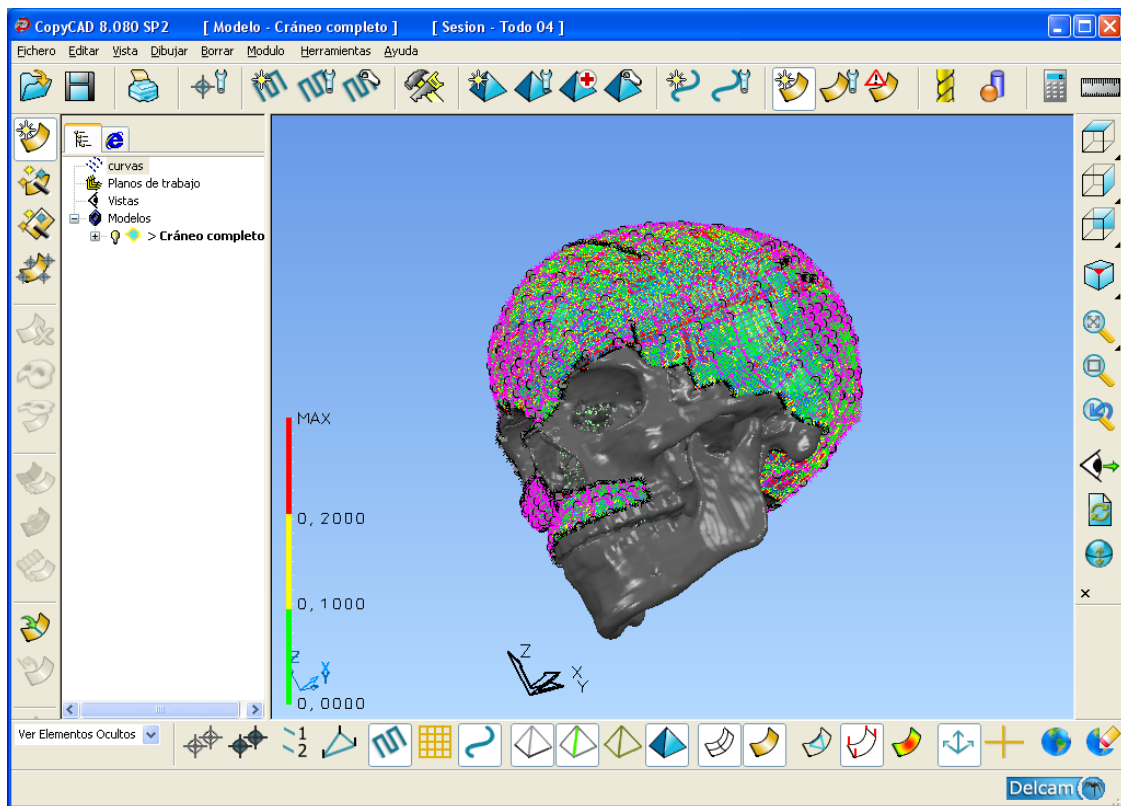


Figura IV.2.- Generación de superficies en COPYCAD[®]

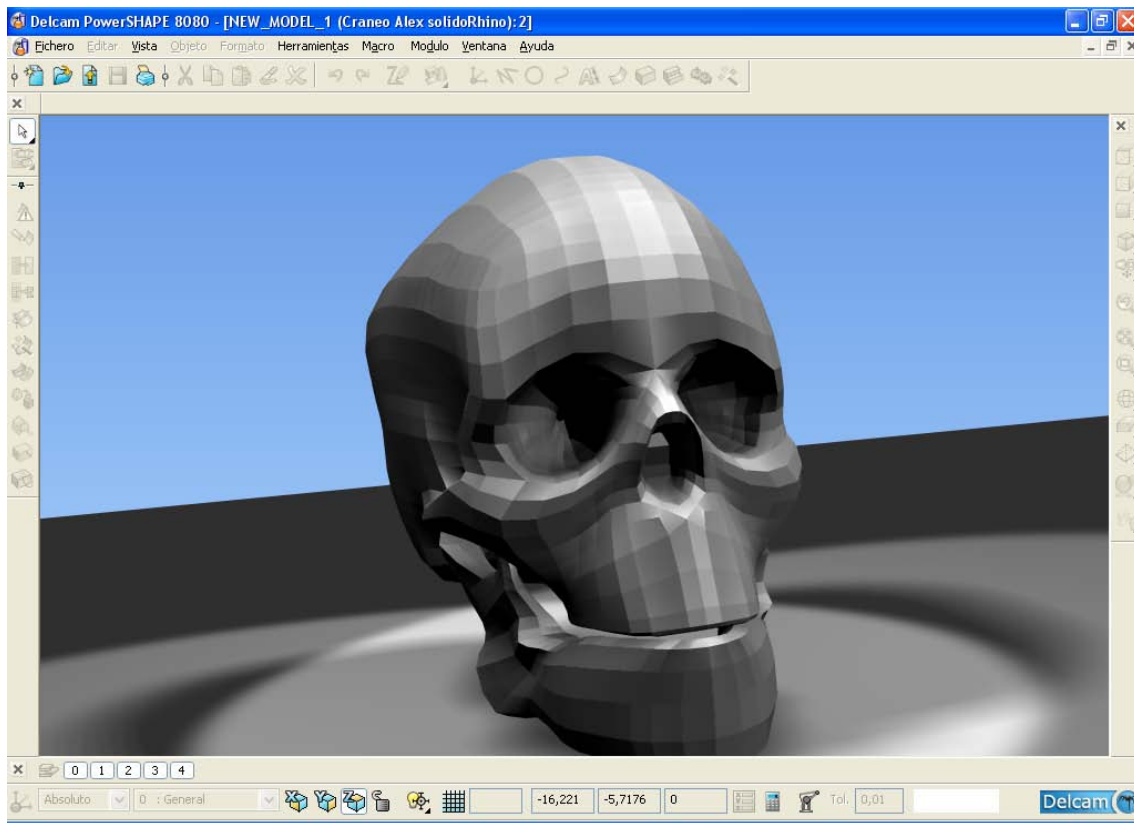


Figura IV.3.- Sólido en POWERSHAPE®

3. Por último el archivo en un formato STEP se importa en el programa ANSYS WORKBENCH®, ya que este es el programa en el que se puede realizar el Método del Elemento Finito, para el presente estudio.

IV.2.- Generalidades de los estudios numéricos

El resolver un problema dinámico real, es un estudio complejo, particularmente en este caso que se utiliza una geometría irregular, que es el cráneo humano, cuando se plantea un problema de este tipo de la manera tradicional sugiere una propuesta inaccesible, por lo que se ha optado por realizar un estudio basado en una discretización del medio continuo, específicamente utilizando como herramienta los programas para computadora especializados en el *Método del Elemento Finito* (MEF) [IV.2]. Para estudiar un sistema, independientemente de los resultados que se desean obtener, geometría, materiales, etc., la manera de pensar del ingeniero es reducirlo en componentes más sencillos para facilitar su estudio, particularizando cada uno y resolviéndolo, para llevarlo a una reconstrucción del sistema y resolverlo tomando como base el estudio de los componentes.

El MEF, consiste en dividir mediante una malla el objeto de estudio en componentes geoméricamente homogéneos, a lo que se le conoce con el nombre de *elementos* [IV.3], los cuales representan el *dominio* y conectan a los *nodos* [IV.4], los nodos son puntos donde se ubican las variables de cálculo, por ejemplo si a cada nodo se le introduce un vector de desplazamiento, al realizar el estudio se genera una dirección y dimensión del desplazamiento en cada nodo, y mediante la unión de los elementos se conoce el desplazamiento total del objeto a estudio.

Los vectores de desplazamiento en cada nodo se conocen como *grados de libertad* [IV.5], en caso de utilizar tres dimensiones, se puede tener desplazamiento horizontal, vertical y longitudinal, y a su vez cada plano puede tener una componente de giro en su propio eje.

De esta manera se pueden ingresar distintas variables a cada nodo, ya sean de desplazamiento, acción de una fuerza, presión, velocidad, contacto, etc., y con esta información cada nodo genera ecuaciones particulares que serán resueltas, para después unirlos y generar el estudio del cuerpo en su totalidad.

IV.2.1.- Particularidades del estudio

La principal particularidad de este estudio es que es dinámico, se encuentra en movimiento por ser de impacto, por lo que se debe introducir como un estudio dinámico explícito, que debe de cumplir con lo siguiente:

1. En el programa ANSYS WORKBENCH V.12[®], dentro del menú de unidades, seleccionar el sistema métrico (Units\ Metric (kg, m, s, °C, A, N, V)).
2. Seleccionar la opción del estudio dinámico explícito (Explicit Dynamics).
3. Abrir el menú de datos de ingeniería (Engineering Data), introducir las propiedades del hueso cortical como un material nuevo, al cual se le da el nombre de “Bone”, seleccionar la densidad dentro de las propiedades físicas (Physical Properties), con el valor de 2100 kg/m³. Seleccionar las propiedades elásticas isotrópicas (Isotropic Elasticity), con un Módulo de Young de 6×10^6 Pa, y un Relación de Poisson de 0.21. Seleccionar dentro de las propiedades plásticas, el endurecimiento isotrópico bilinear (Bilinear

Isotropic Hardening), con un esfuerzo a cedencia 1.2×10^6 Pa, y un módulo tangente de 0, obteniendo la siguiente Figura IV.4, con estos datos se tiene un material elástico perfectamente plástico [IV.6].

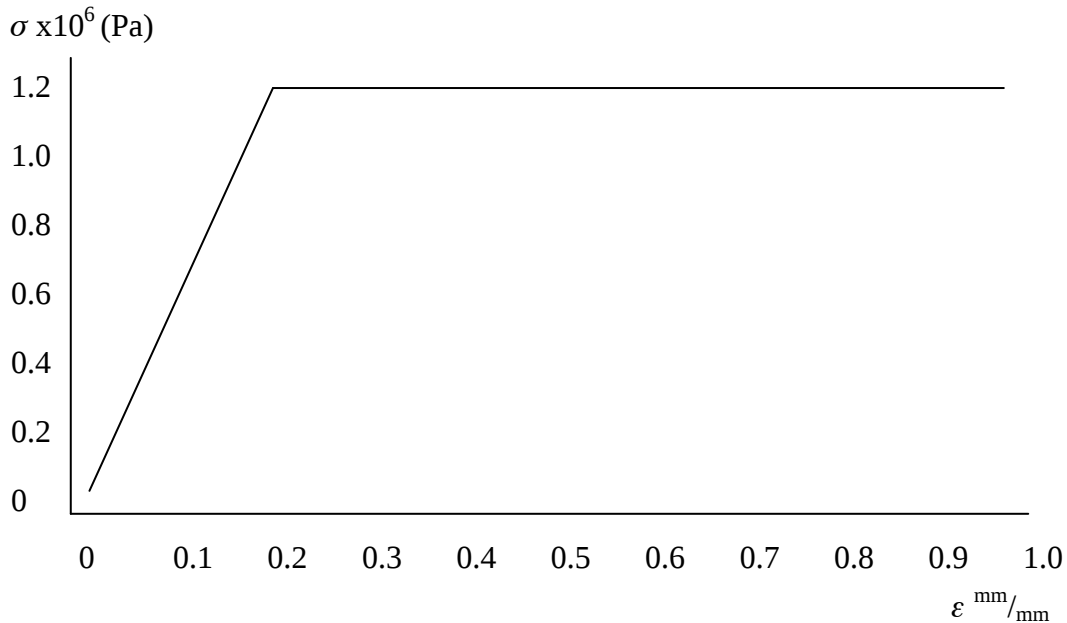


Figura IV.4.- Comportamiento elasto-plástico perfecto del hueso cortical

4. Para importar la geometría del cráneo que se ha dibujado con anterioridad, se abre el módulo de diseño y modelado (DesignModeler), se importa la geometría y se diseña una placa con las dimensiones que se observan en la Figura IV.5.
5. Se extruye esta placa con una dimensión de 0.008 m y se realiza en dirección simétrica (Figura IV.6).
6. Para poder introducir el mallado y las consideraciones mecánicas para el estudio, se debe de abrir el módulo de modelo (Model), primero se selecciona las propiedades de cada material, para el cráneo se le asigna el material de hueso, con las propiedades antes mencionadas, y el comportamiento de dureza como frágil. Para la placa se le asigna como material acero estructural, que tiene las propiedades: densidad, 7850 kg/m^3 , Módulo de Young, 2×10^{11} Pa, Rango de Poisson, 0.30, y el comportamiento de dureza es rígido. Para incluir el tipo de contacto en el que deben de tener los dos cuerpos, eligiendo la opción Bonded, seleccionando como cuerpo de contacto la frente del cráneo, y elegir como objetivo del impacto la placa.

7. Se selecciona el menú de mallado (Mesh) para el cráneo como modo automático, se genera el método de tetraedros con un algoritmo de parte independiente (Patch Independent). Para la placa se realiza un mallado controlado con elementos cuadrados de 0.001 m de dimensiones. El elemento que se selecciona es un Solido 186 (SOLID186) [IV.7] en tres dimensiones.
8. Para introducir las condiciones dinámicas del estudio, dentro del sub menú de condiciones iniciales se introduce la velocidad del cráneo, 100 m/s en el eje Z. y en los ajustes del análisis, dentro de los controles para cada paso, se introduce un tiempo final de 0.00001 s, y dentro de los controles de erosión (Erosion Controls) se acepta en el caso del fallo del material (On Material Failure).
9. Con el fin de limitar los movimientos de los nodos, se introducen restricciones primero como soporte fijo (Fixed Support) para la placa, y restricciones de movimiento en el eje Y circundando el foramen magno, con el fin de simular el apoyo de las cervicales.

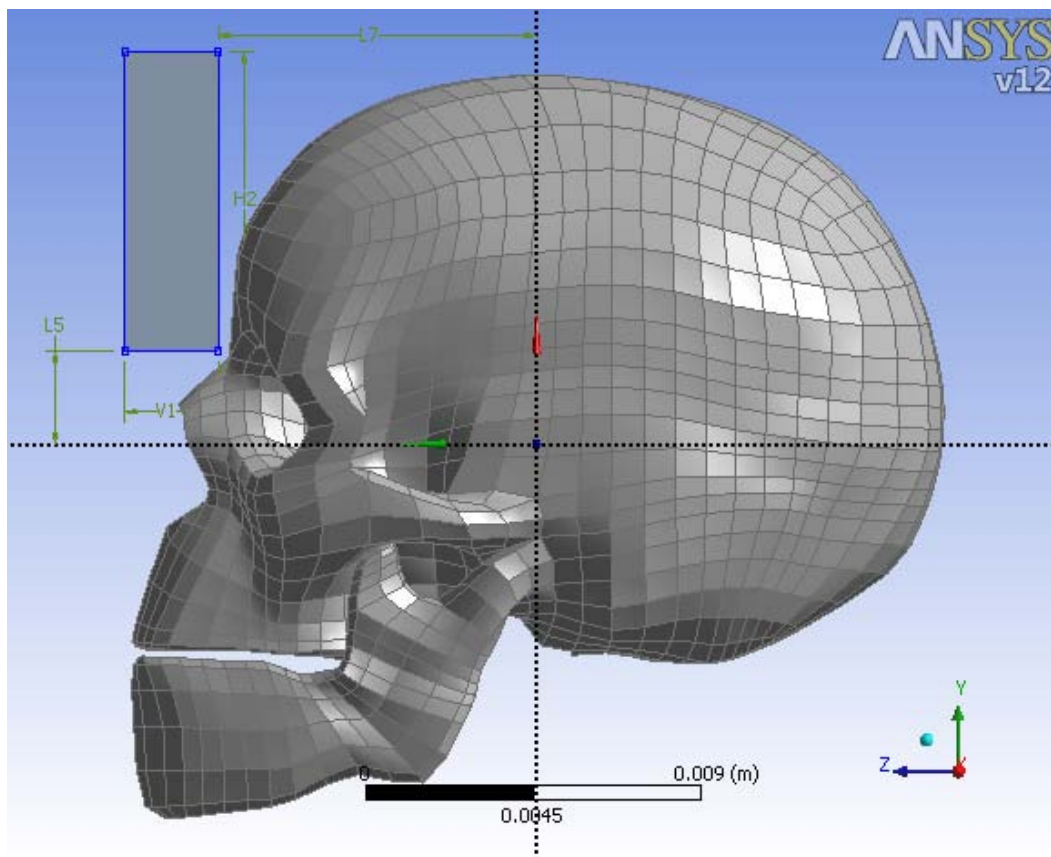


Figura IV.5.- Generación de placa para recibir impacto con las dimensiones: H2 – 0.0080 m, L5 – 0.0025 m, L7 – 0.0085 m, V1 – 0.0025 m

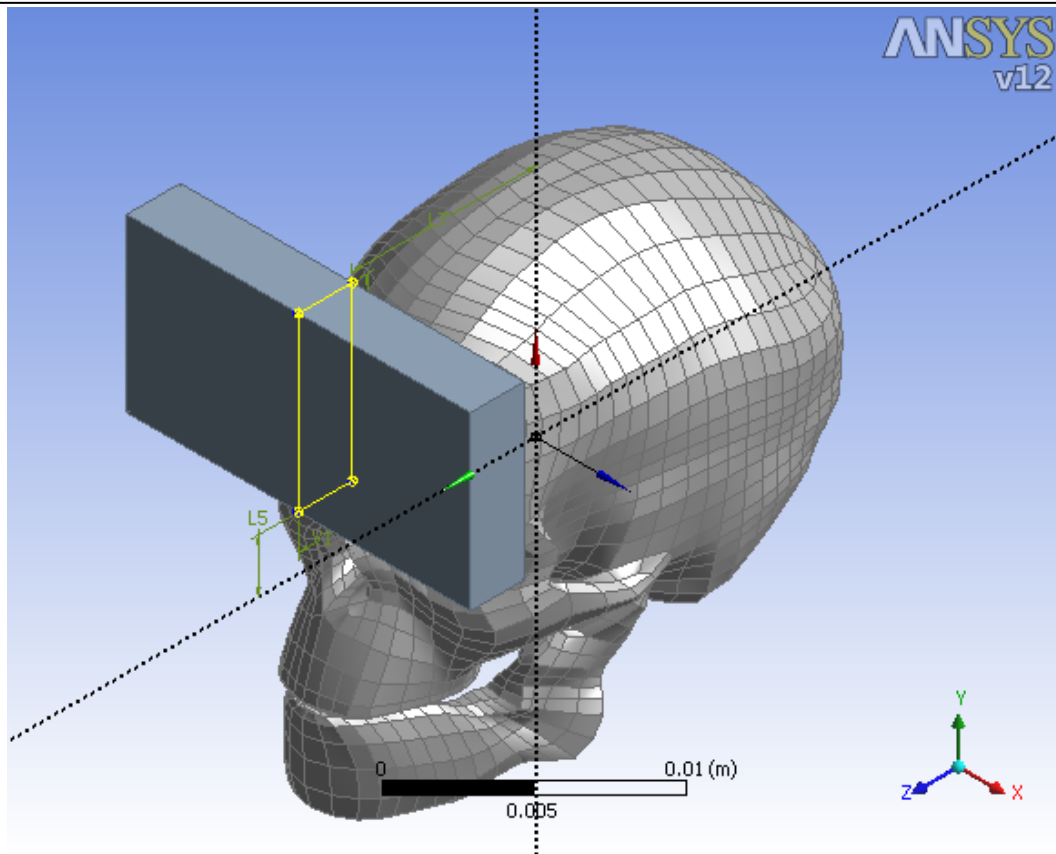


Figura IV.6.- Generación del espesor de la placa para recibir el impacto con una dimensión de 0.008 m.

IV.3.- Obtención de resultados

Con el fin de ejemplificar de una manera práctica y mostrando lo que sucede en un tiempo más corto se divide el análisis en dos fases, la primera es de un tiempo 0 s a 1.01×10^{-5} s y la siguiente fase es de 2.51×10^{-5} s a 2.25×10^{-4} s. Para la obtención de resultados se utiliza el módulo de mecánica y se seleccionan los resultados que se desea que el programa arroje, los cuales son:

1. Desplazamiento total.
2. Esfuerzo principal máximo.
3. Esfuerzo Cortante.
4. Deformación plástica equivalente.
5. Esfuerzo cortante máximo.
6. Esfuerzo equivalente.

Obteniendo como resultado las siguientes tablas y figuras.

IV.3.1.- Análisis de desplazamientos, esfuerzos y deformaciones

IV.3.1.1.- Desplazamiento total (D)

El desplazamiento total es un punto de estudio importante, ya que indica el espacio que avanza el cráneo al cuerpo, este análisis se da en metros, ya que se observa la longitud que avanza el cráneo para ser impactado.

Se considera necesario primeramente un análisis del desplazamiento total que recibe el cráneo en el momento que incide el cuerpo, el primer intervalo indica el momento en el cual el cuerpo realiza el contacto con el cráneo (Figura IV.8 a)) y hasta el punto en que su desplazamiento llega a observarse físicamente (Figura IV.8 d)). El segundo análisis indica el desplazamiento total cuando el cuerpo incide totalmente al cráneo, se considera realizar este estudio para observar la linealidad del desplazamiento total y poder comparar con los resultados del primer intervalo.

Tabla IV.1.- Valores para el desplazamiento total, intervalo de 0 s a 1.01×10^{-5} s

Tiempo (s)	Mínimo (m)	Máximo (m)
0	0	0
5.28 e-7	0	5.28 e-5
1.23 e-6	0	1.23 e-4
1.51 e-6	0	1.51 e-4
2.68 e-6	0	2.09 e-4
3.26 e-6	0	2.68 e-4
3.55 e-6	0	3.26 e-4
4.13 e-6	0	3.55 e-4
4.71 e-6	0	4.13 e-4
5.29 e-6	0	4.71 e-4
5.58 e-6	0	5.29 e-4
6.16 e-6	0	5.59 e-4
6.57 e-6	0	6.19 e-4
7.00 e-6	0	6.62 e-4
7.53 e-6	0	7.09 e-4
8.02 e-6	0	7.67 e-4
8.58 e-6	0	8.21 e-4
8.58 e-6	0	8.84 e-4
9.07 e-6	0	9.38 e-4
9.53 e-6	0	9.89 e-4
1.01 e-5	0	1.05 e-3

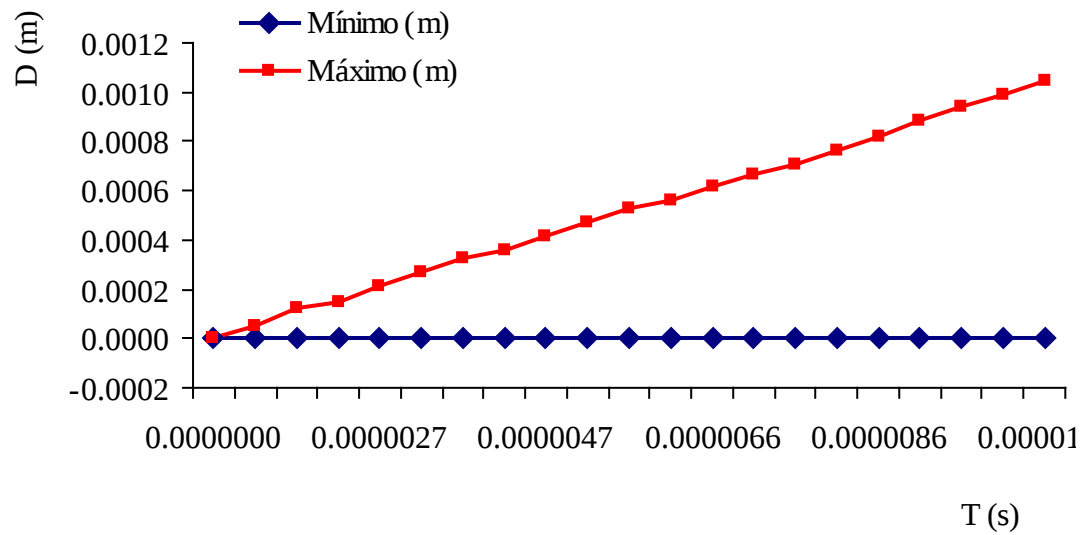


Figura IV.7.- Valores para el desplazamiento total, intervalo de 0 s a 1.01×10^{-5} s

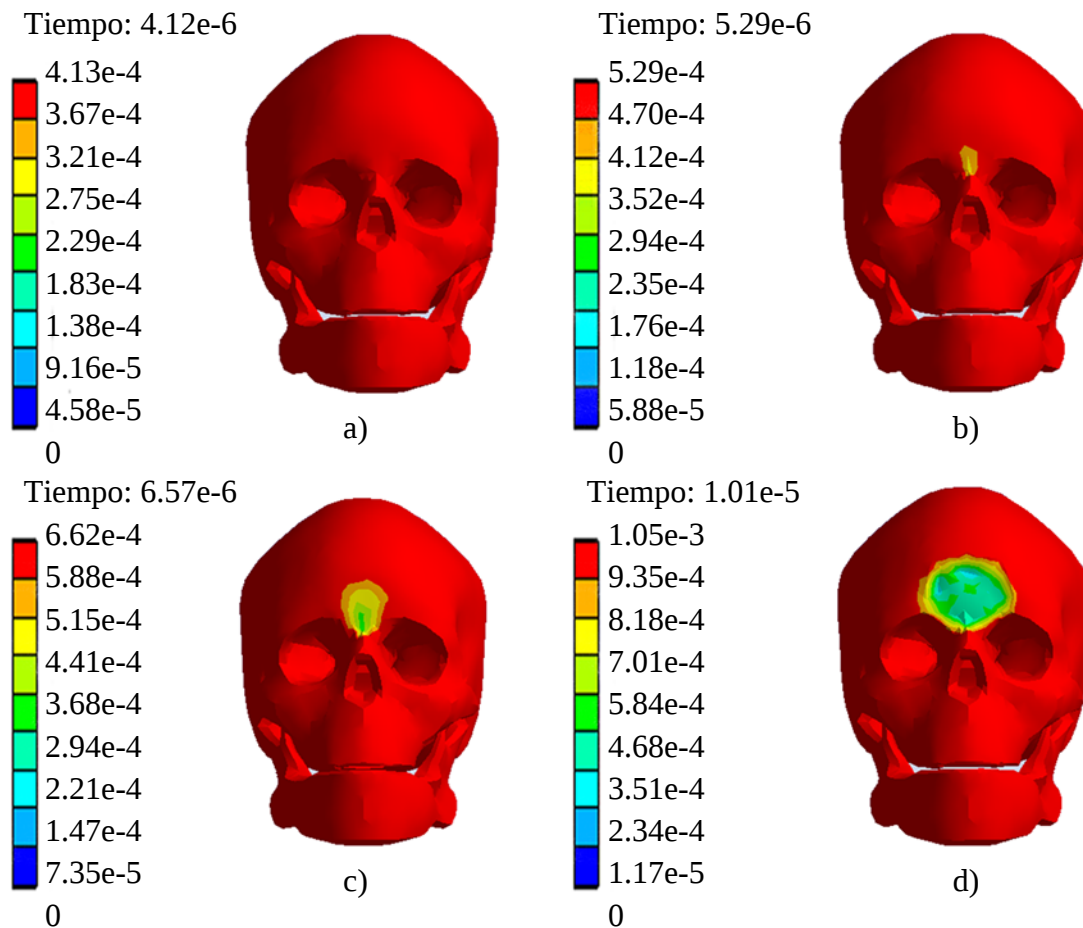


Figura IV.8.- Valores y ejemplificación gráfica del desplazamiento total en metros (m) teniendo los valores máximos en a) 0.0004121 m, b) 0.0005292 m, c) 0.00066176 m, d) 0.0010519 m.

Si se observa la Tabla IV.1 y la Figura IV.7, se percibe que en espacios iguales de tiempo el desplazamiento no es lineal, ya que el cráneo debido a su estructura y calidad de hueso, resiste al impacto, y por lo cual se desplaza inconstantemente. En la Figura IV.8 es la ejemplificación gráfica de los valores de este desplazamiento, en la Figura IV.8 a), se observa el primer contacto, el cual no es considerable ya que es el primer contacto con el cuerpo. En la Figura IV.8 b), existe un contacto que se puede considerar como impacto, y la primera deformación donde el valor es de 4.12×10^{-4} m. En la Figura IV.8 c), el cráneo en si sigue avanzando, pero el punto de contacto no y aumenta su área, deteniéndose en el centro de color verde. Por último en la Figura IV.8 d) ya el desplazamiento total se observa físicamente, el cráneo avanza 0.001051 m y el punto de contacto se mantiene en 0.000351 m.

Tabla IV.2.- Valores del desplazamiento total, intervalo de 2.51×10^{-5} s a 2.25×10^{-4} s

Tiempo (s)	Mínimo (m)	Máximo (m)
2.51 e-5	0	2.64 e-3
5.00 e-5	0	6.91 e-3
7.51 e-5	0	1.15 e-2
1.00 e-4	0	1.61 e-2
1.25 e-4	0	2.08 e-2
1.50 e-4	0	2.54 e-2
1.75 e-4	0	3.00 e-2
2.00 e-4	0	3.46 e-2
2.25 e-4	0	3.93 e-2

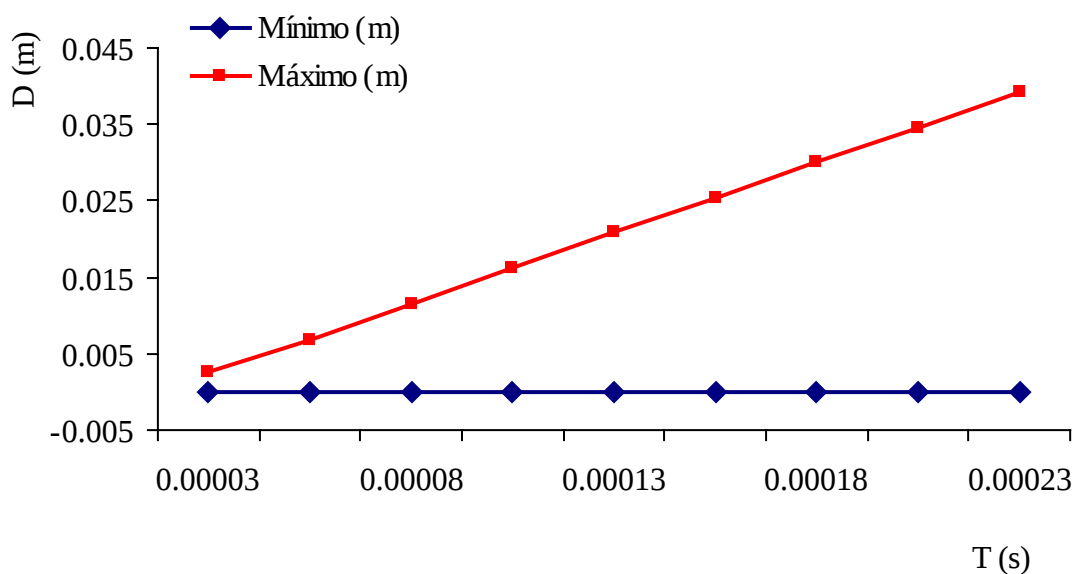


Figura IV.9.- Valores del desplazamiento total, intervalo de 2.51×10^{-5} s a 2.25×10^{-4} s

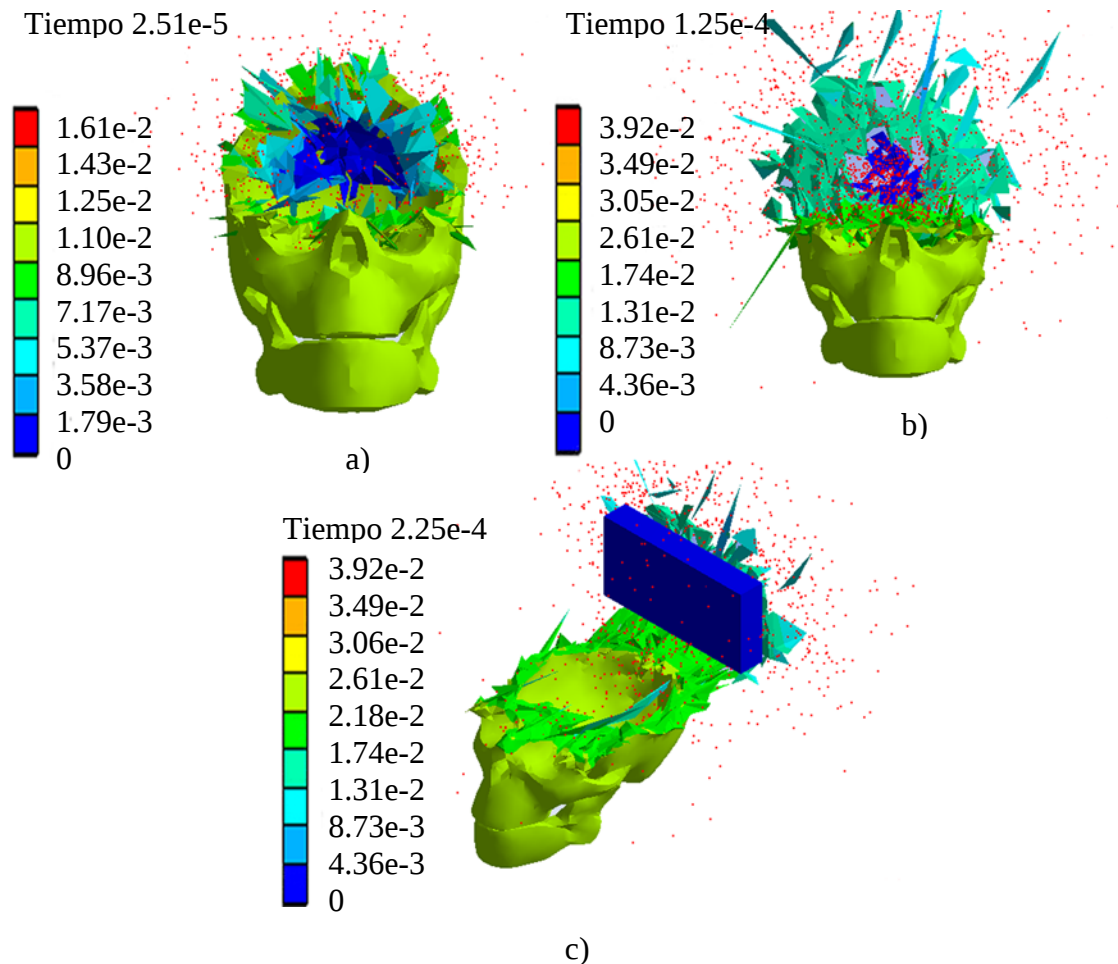


Figura IV.10.- Valores y ejemplificación gráfica del desplazamiento, intervalo de 2.51×10^{-5} s a 2.25×10^{-4} s, teniendo los valores máximos en a) 1.61×10^{-2} m, b) 3.92×10^{-2} m y c) 3.92×10^{-2} m

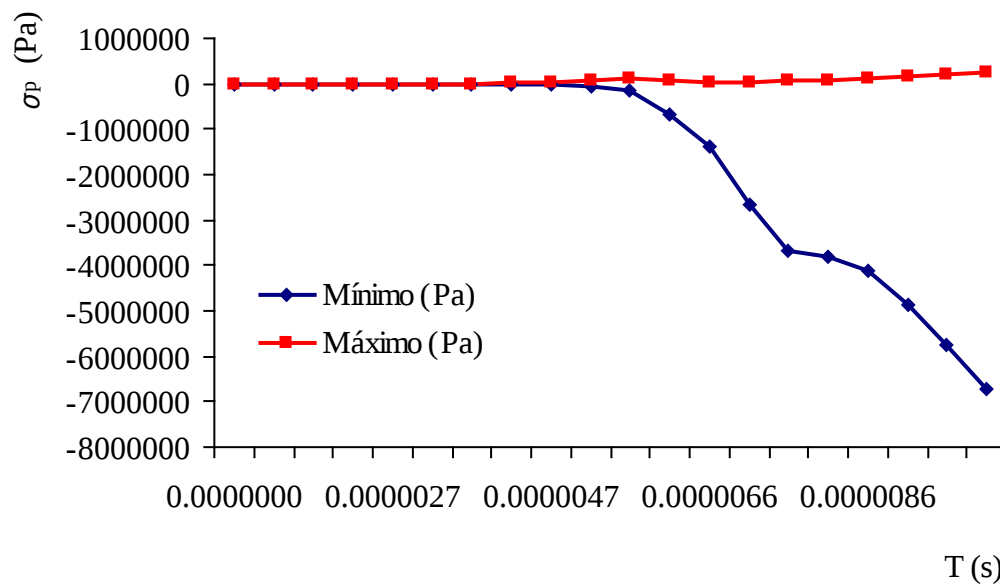
Si se observa la Tabla IV.2 y la Figura IV.9, en comparación con el intervalo anterior, se percibe la linealidad del desplazamiento, en este intervalo se excede la resistencia del cráneo, forzando a que se quiebre, y se observa que se desplaza de una manera lineal, considerando su resistencia despreciable. La Figura IV.10a, indica los valores de desplazamiento total que tiene a la mitad del estudio y la Figura IV.10b y c, indican al extremo opuesto el desplazamiento total, donde las partículas que se generan al impacto reciben una distancia de 0.0392 m, hasta un punto en el que la barra tiene una distancia de 0 m, y la parte de la mandíbula del cráneo tiene un desplazamiento de 0.0261 m.

IV.3.1.2.- Esfuerzo principal (σ_p)

Es importante realizar un estudio del esfuerzo principal, por medio de la teoría de falla de Von Misses, ya que puede indicar en qué momento resulta la falla del material.

Tabla IV.3.- Valores para el esfuerzo principal, intervalo de 0 s a 1.01×10^{-5} s

Tiempo (s)	Mínimo (Pa)	Máximo (Pa)
0	0	0
5.28 e-7	0	0
1.23 e-6	0	0
1.51 e-6	0	0
2.68 e-6	0	0
3.26 e-6	0	0
3.55 e-6	0	0
4.13 e-6	-2.02 e+3	8.10 e+3
4.71 e-6	-1.35 e+4	3.85 e+4
5.29 e-6	-4.48 e+4	9.20 e+4
5.58 e-6	-1.32 e+5	1.15 e+5
6.16 e-6	-6.83 e+5	5.40 e+4
6.57 e-6	-1.38 e+6	1.76 e+4
7.00 e-6	-2.64 e+6	3.60 e+4
7.53 e-6	-3.67 e+6	6.50 e+4
8.02 e-6	-3.82 e+6	9.55 e+4
8.58 e-6	-4.10 e+6	1.32 e+5
9.07 e-6	-4.85 e+6	1.64 e+5
9.53 e-6	-5.73 e+6	1.94 e+5
1.01 e-5	-6.74 e+6	2.29 e+5

**Figura IV.11.-** Valores para el esfuerzo principal, intervalo de 0 s a 1.01×10^{-5} s

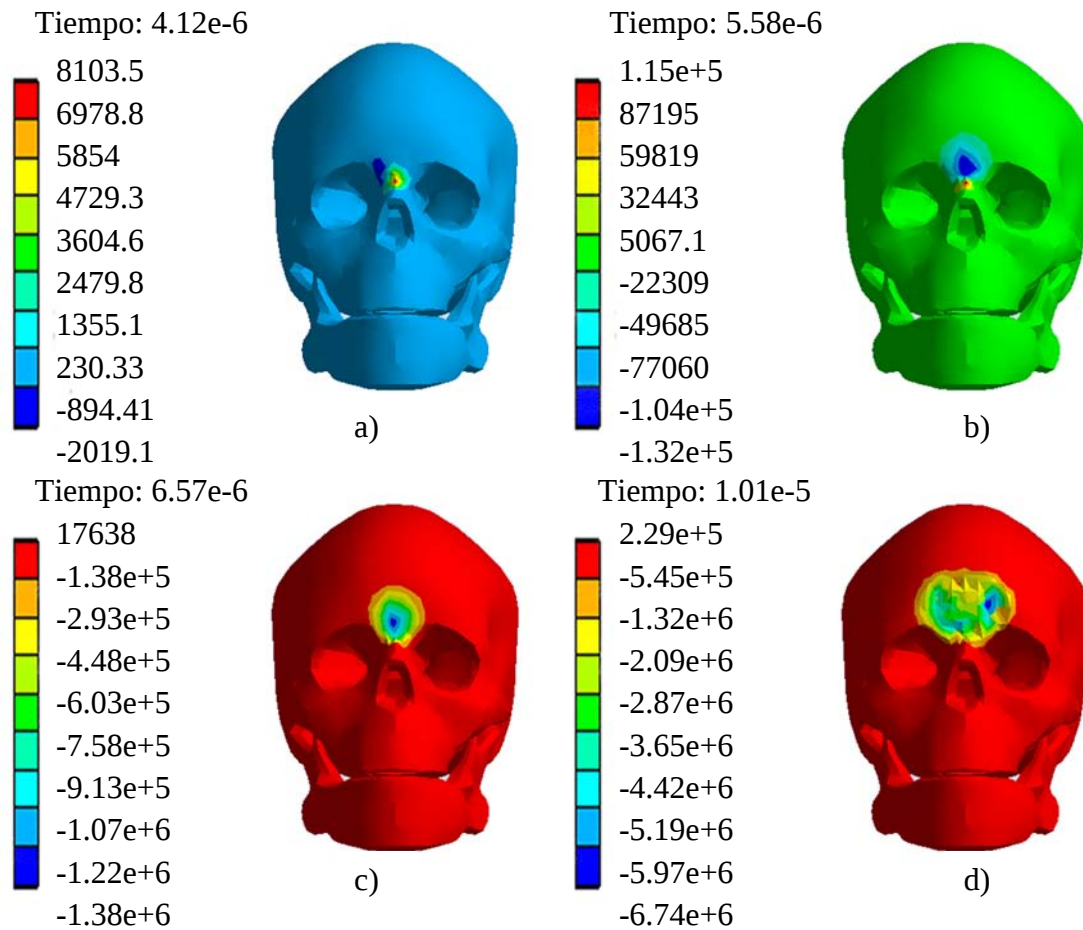
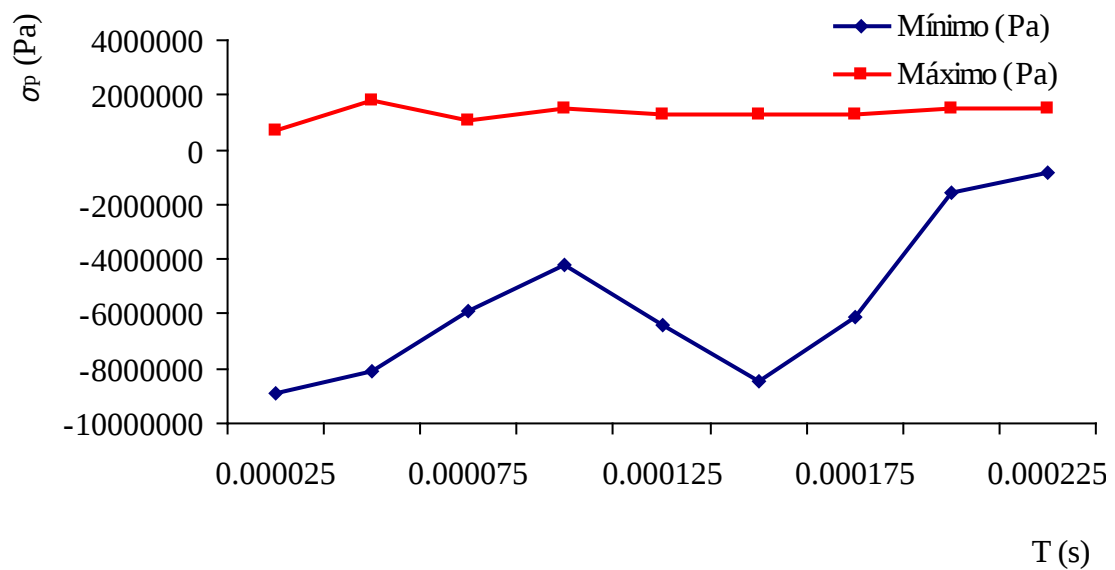


Figura IV.12.- Valores y ejemplificación gráfica del esfuerzo principal teniendo los valores máximos en a) 8103.5 Pa, -2019.1 Pa, b) 1.15×10^5 Pa, -1.32×10^5 Pa, c) 17638 Pa, -1.38×10^6 Pa, d) 2.29×10^5 Pa, -6.74×10^6 Pa

Los valores representados en la Figura IV.12a, indican el primer contacto con la barra, donde se observan esfuerzos muy pequeños a compresión y a tensión, con un valor en tensión de 8103.5 Pa y en compresión de -2019.1 Pa. En la Figura IV.12b, es el esfuerzo principal máximo que recibe la primer capa del cráneo, la capa exterior, es un esfuerzo de 1.15×10^5 Pa, se observa debido a la constancia de los valores anteriores presentados en la Tabla IV.3 en el tiempo de 5.58×10^6 s, después de este punto los esfuerzos caen, y vuelven a incrementarse hasta un valor de 2.29×10^5 Pa.

Tabla IV.4.- Valores para el esfuerzo principal, intervalo de 2.51×10^{-5} s a 2.25×10^{-4} s

Tiempo (s)	Mínimo (Pa)	Máximo (Pa)
2.51 e-5	-8.90 e+6	6.66 e+5
5.00 e-5	-8.11 e+6	1.83 e+6
7.51 e-5	-5.89 e+6	1.08 e+6
1.00 e-4	-4.19 e+6	1.50 e+6
1.25 e-4	-6.38 e+6	1.31 e+6
1.50 e-4	-8.43 e+6	1.28 e+6
1.75 e-4	-6.08 e+6	1.26 e+6
2.00 e-4	-1.56 e+6	1.54 e+6
2.25 e-4	-8.20 e+5	1.51 e+6

**Figura IV.13.-** Valores del esfuerzo principal, intervalo de 2.51×10^{-5} s a 2.25×10^{-4} s

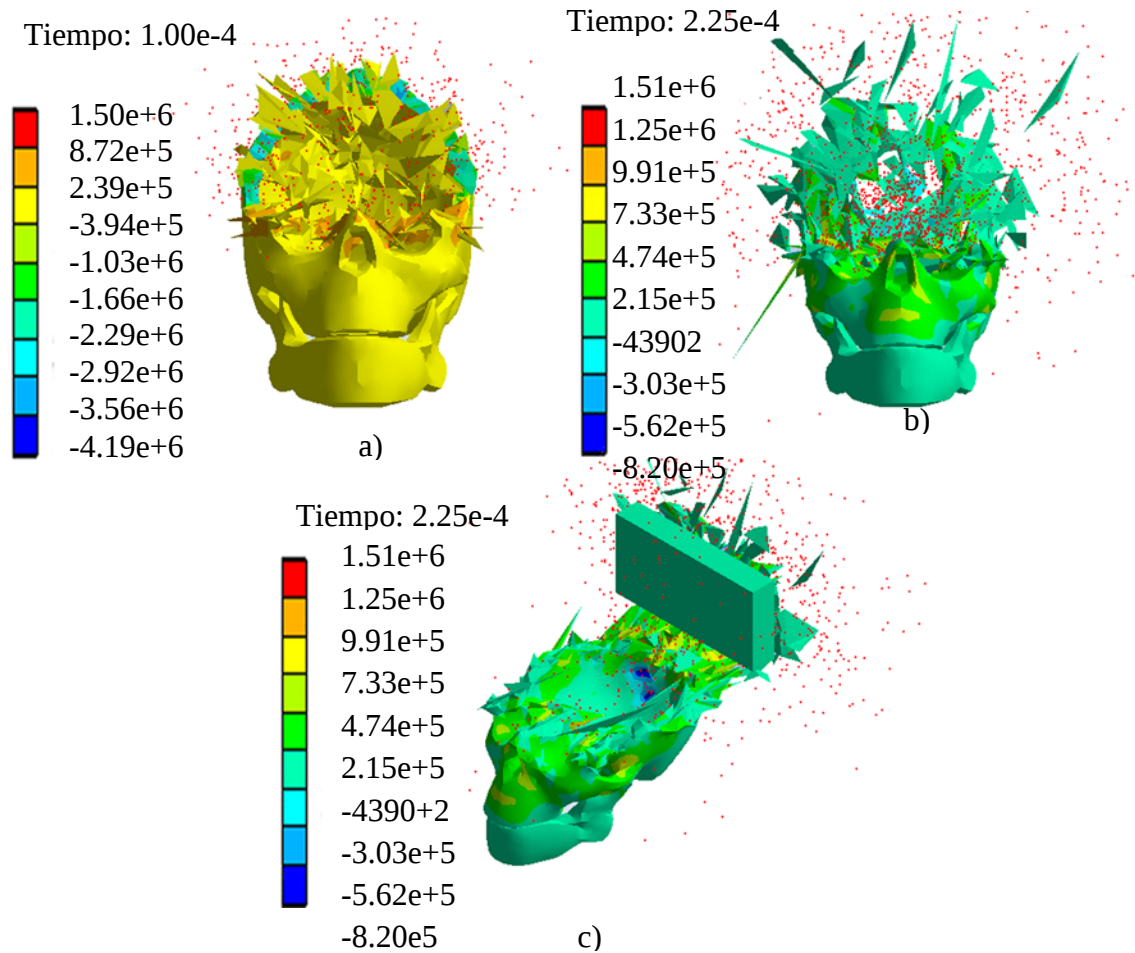


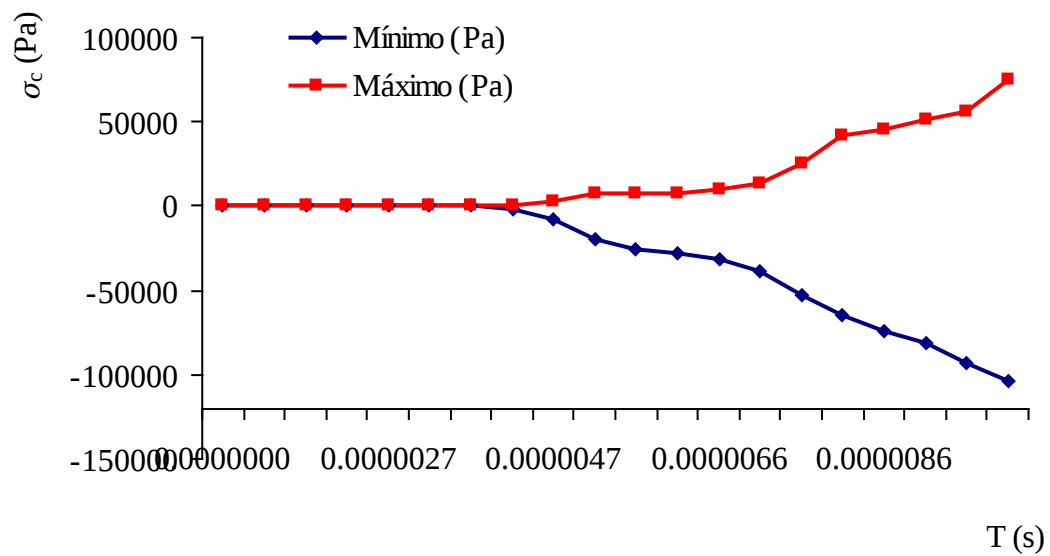
Figura IV.14.- Valores y ejemplificación gráfica del esfuerzo principal, intervalo de 2.51×10^{-5} s a 2.25×10^{-4} s, teniendo los valores máximos a) 1.50×10^6 Pa, -4.19×10^6 Pa, b) 1.51×10^6 Pa, -8.20×10^6 Pa, c) 1.51×10^6 Pa, -8.20×10^6 Pa

IV.3.1.3.- Esfuerzo cortante (σ_c)

Con el fin de observar de que tipo es el esfuerzo al que cede el material, se propone estudiar lo que sucede en un análisis de esfuerzo cortante, que indica el comportamiento tanto a tensión como a compresión del material sujeto al impacto.

Tabla IV.5.- Valores para el esfuerzo cortante, intervalo de 0 s a 1.01×10^{-5} s

Tiempo (s)	Mínimo (Pa)	Máximo (Pa)
0	0	0
5.28 e-7	0	0
1.23 e-6	0	0
1.51 e-6	0	0
2.68 e-6	0	0
3.26 e-6	0	0
3.55 e-6	0	0
4.13 e-6	-1.58 e+3	6.18 e+2
4.71 e-6	-7.50 e+3	2.99 e+3
5.29 e-6	-1.93 e+4	7.59 e+3
5.58 e-6	-2.60 e+4	7.07 e+3
6.16 e-6	-2.78 e+4	7.15 e+3
6.57 e-6	-3.11 e+4	9.71 e+3
7.00 e-6	-3.84 e+4	1.33 e+4
7.53 e-6	-5.30 e+4	2.53 e+4
8.02 e-6	-6.52 e+4	4.19 e+4
8.58 e-6	-7.44 e+4	4.56 e+4
9.07 e-6	-8.14 e+4	5.09 e+4
9.53 e-6	-9.35 e+4	5.66 e+4
1.01 e-5	-1.04 e+5	7.47 e+4

**Figura IV.15.-** Valores para el esfuerzo cortante, intervalo de 0 s a 1.01×10^{-5} s

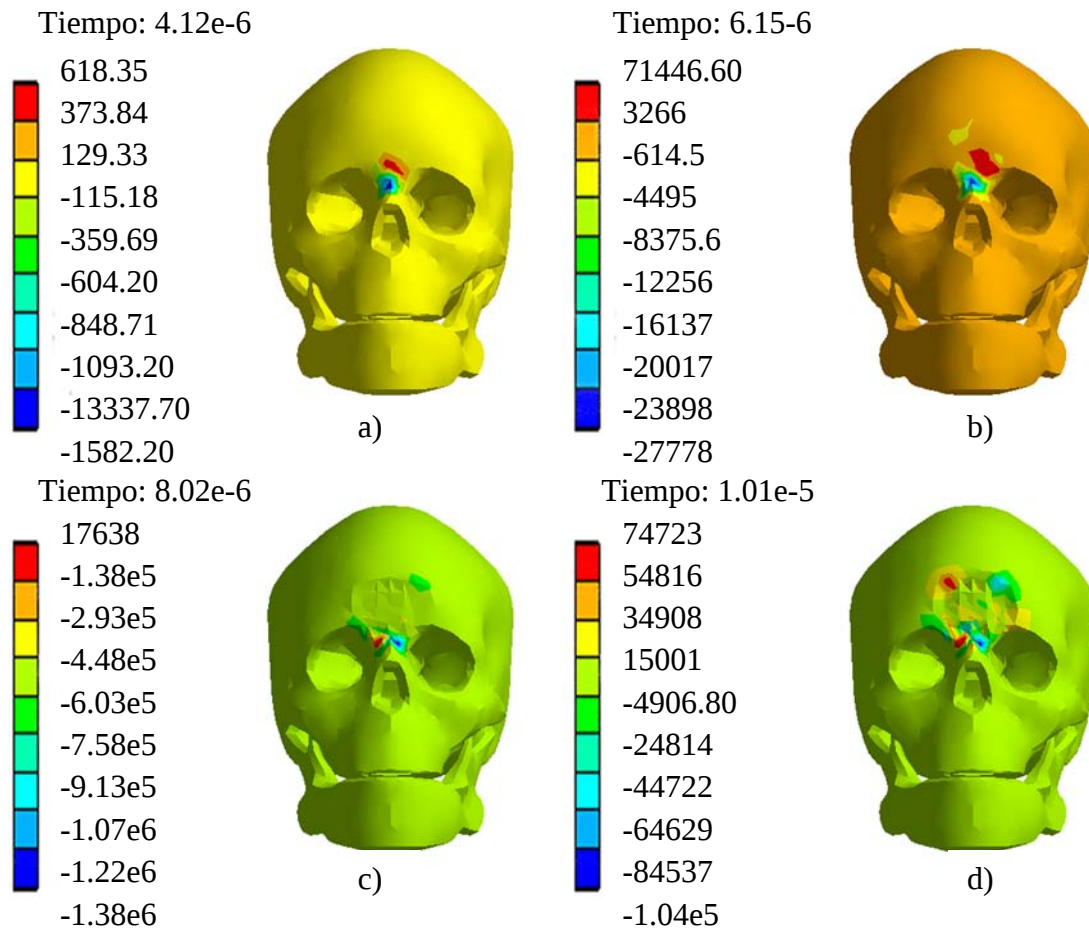


Figura IV.16.- Valores y ejemplificación gráfica del esfuerzo cortante, intervalo de 0 s a 1.01×10^{-5} s, teniendo los valores máximos en a) 618.35 Pa, -1582.20 Pa, b) 71446.60 Pa, -27778 Pa, c) 17638 Pa, -1.38e+6 Pa, d) 74723, -1.04e+5

Tabla IV.6.- Valores para el esfuerzo cortante, intervalo de 2.51×10^{-5} s a 2.25×10^{-4} s

Tiempo (s)	Mínimo (Pa)	Máximo (Pa)
2.51 e-5	-1.98 e+5	2.30 e+5
5.00 e-5	-3.27 e+5	3.09 e+5
7.51 e-5	-3.74 e+5	4.26 e+5
1.00 e-4	-3.71 e+5	4.00 e+5
1.25 e-4	-4.90 e+5	3.70 e+5
1.50 e-4	-5.98 e+5	3.45 e+5
1.75 e-4	-5.02 e+5	4.44 e+5
2.00 e-4	-4.44 e+5	4.95 e+5
2.25 e-4	-5.40 e+5	4.94 e+5

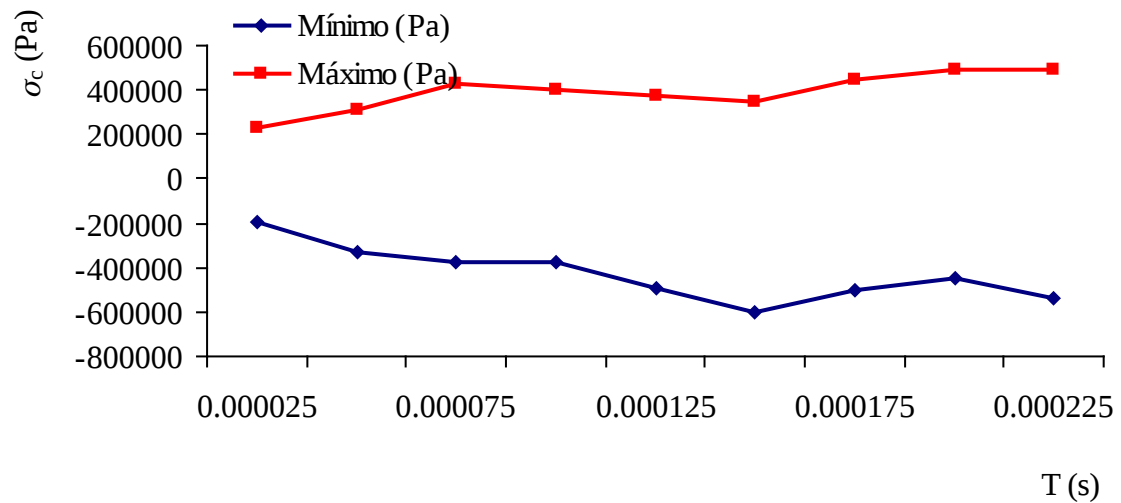


Figura IV.17.- Valores del esfuerzo cortante, intervalo de 2.51×10^{-5} s a 2.25×10^{-4} s

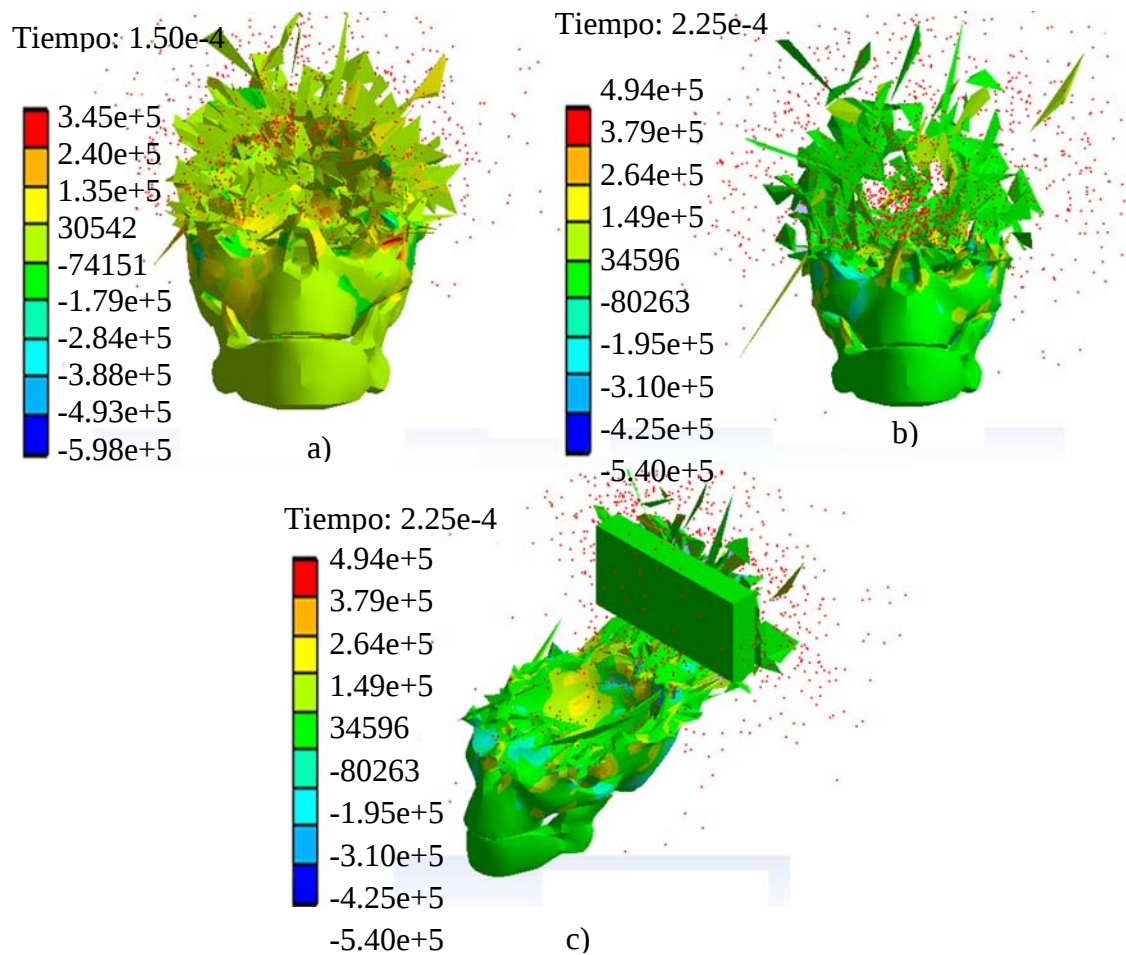


Figura IV.18.- Valores y ejemplificación gráfica del esfuerzo cortante intervalo de 0 s a 1.01×10^{-5} s, teniendo los valores máximos a) 3.45×10^5 Pa, -5.98×10^5 Pa, b) 4.94×10^5 Pa, -5.40×10^5 Pa, c) 4.94×10^5 Pa, -5.40×10^5 Pa

Para ambos intervalos, los valores suceden de una manera constante tanto en tensión como en compresión, se puede determinar que la estructura del cráneo no falla por el trabajo de los esfuerzos cortantes, sus valores, en comparación con los demás, no son considerables.

IV.3.1.4.- Equivalente plástico (Pe)

Ya que se está considerando la zona elástica tanto como la plástica del material, y si se recuerda que en cargas de impacto se tiene un comportamiento frágil del material debido a lo súbito de la carga, se utiliza un análisis del equivalente plástico para observar este fenómeno de fragilización del material.

Tabla IV.7.- Valores para el equivalente plástico, intervalo de 0 s a 1.01×10^{-5} s

Tiempo (s)	Mínimo (m/m)	Máximo (m/m)
0	0	0
5.28 e-7	0	0
1.23 e-6	0	0
1.51 e-6	0	0
2.68 e-6	0	0
3.26 e-6	0	0
3.55 e-6	0	0
4.13 e-6	0	0
4.71 e-6	0	0
5.29 e-6	0	1.51 e-2
5.58 e-6	0	7.70 e-2
6.16 e-6	0	2.83 e-1
6.57 e-6	0	5.16 e-1
7.00 e-6	0	7.58 e-1
7.53 e-6	0	1.02
8.02 e-6	0	1.13
8.58 e-6	0	1.24
9.07 e-6	0	1.29
9.53 e-6	0	1.33
1.01 e-5	0	1.37

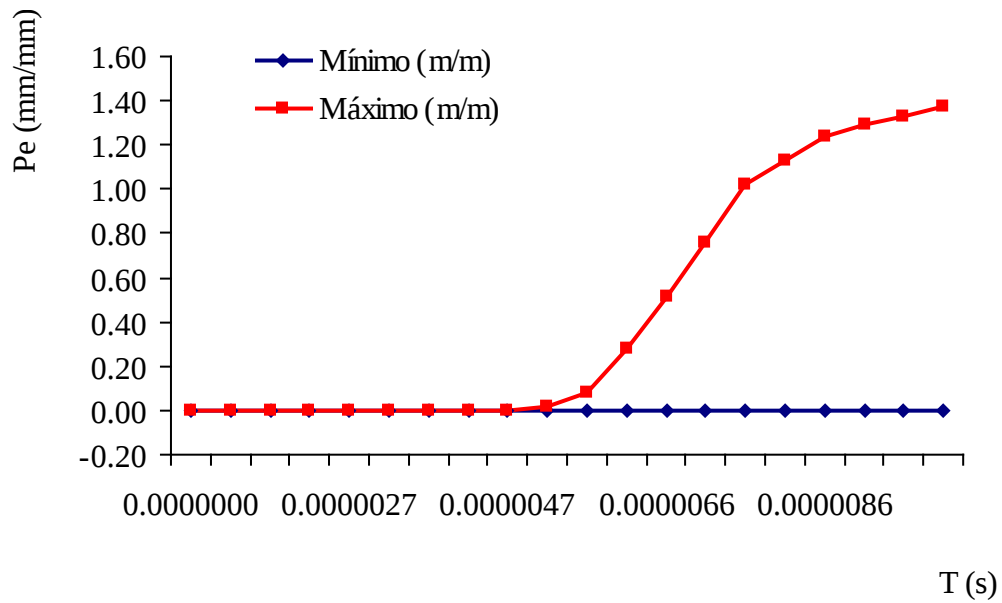


Figura IV.19.- Valores para el equivalente plástico, intervalo de 0 s a 1.01×10^{-5} s

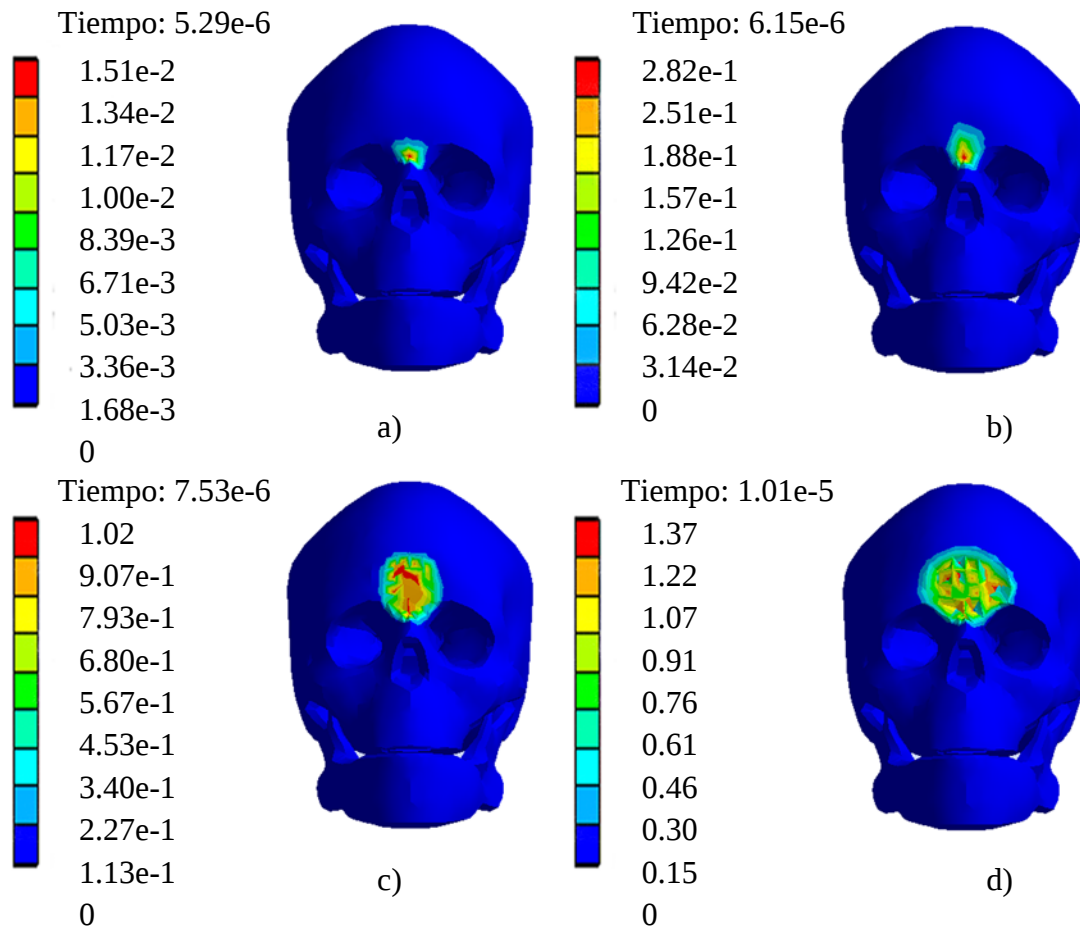
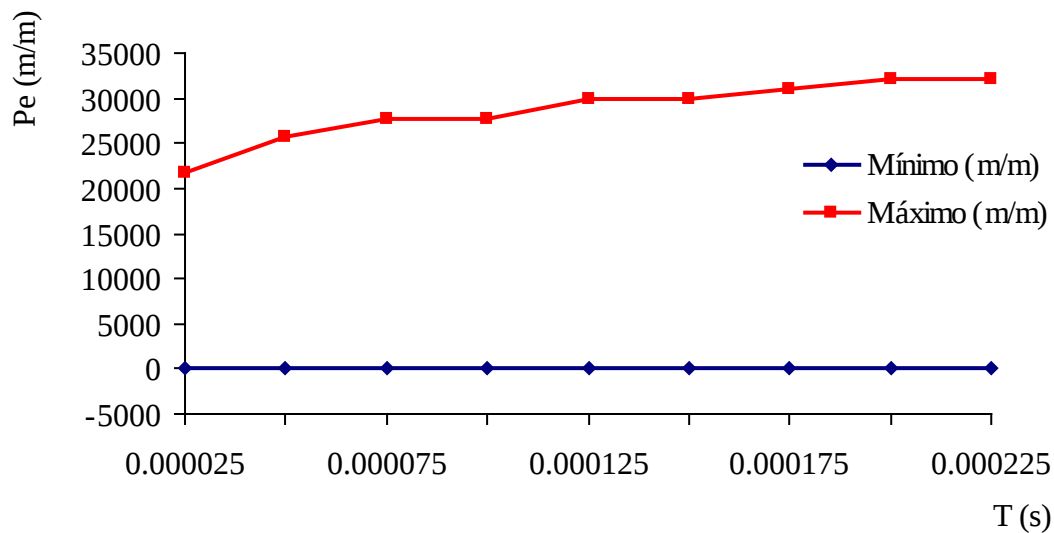


Figura IV.20.- Valores y ejemplificación gráfica del equivalente plástico, intervalo de 0 s a 1.01×10^{-5} s, teniendo los valores máximos en a) 1.51×10^{-2} , b) 2.82×10^{-1} , c) 1.02, d) 1.37.

Tabla IV.8.- Valores del equivalente plástico, intervalo de 2.51×10^{-5} s a 2.25×10^{-4} s

Tiempo (s)	Mínimo (m/m)	Máximo (m/m)
2.51 e-5	0	2.1719
5.00 e-5	0	2.5760
7.51 e-5	0	2.7713
1.00 e-4	0	2.7737
1.25 e-4	0	2.9900
1.50 e-4	0	2.9892
1.75 e-4	0	3.1065
2.00 e-4	0	3.2043
2.25 e-4	0	3.2043

**Figura IV.21.-**Valores para el equivalente plástico, intervalo de 2.51×10^{-5} s a 2.25×10^{-4} s

Como se ha observado en los análisis de desplazamiento y esfuerzos, dentro del primer intervalo, el contacto de impacto sucede en el punto de 4.13×10^{-6} , analizando los resultados de la Tabla IV.7 y su respectiva Figura IV.21, se observa que en el segundo 4.13×10^{-6} y 4.71×10^{-6} no existe deformación plástica, se originan valores de 0, es el punto donde se supone la zona elástica, al finalizar estos dos puntos se puede observar el comportamiento plástico del material, y se continua en el segundo intervalo con la demostración de la plasticidad hasta el punto de fractura, teniendo deformaciones considerables desde 2.17 m/m hasta 3.20 m/m.

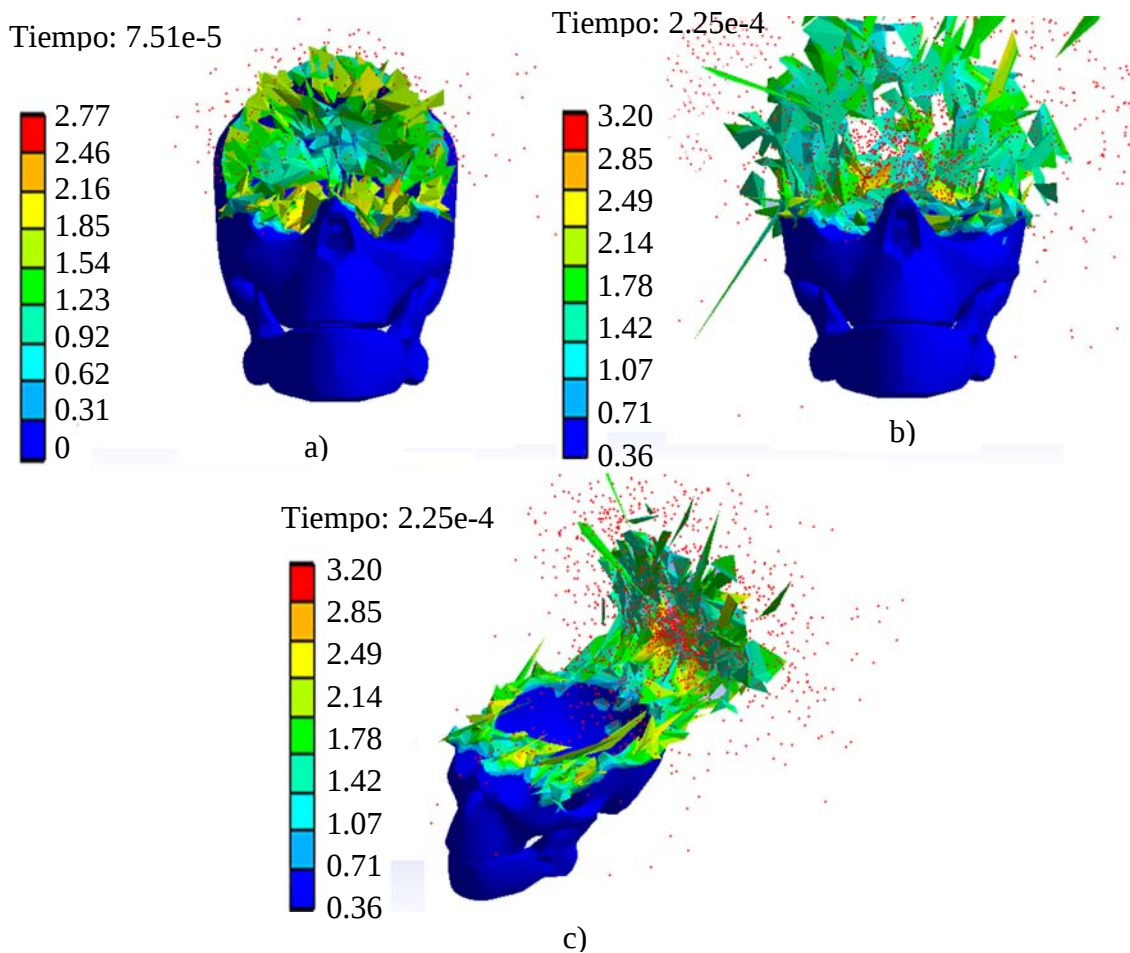


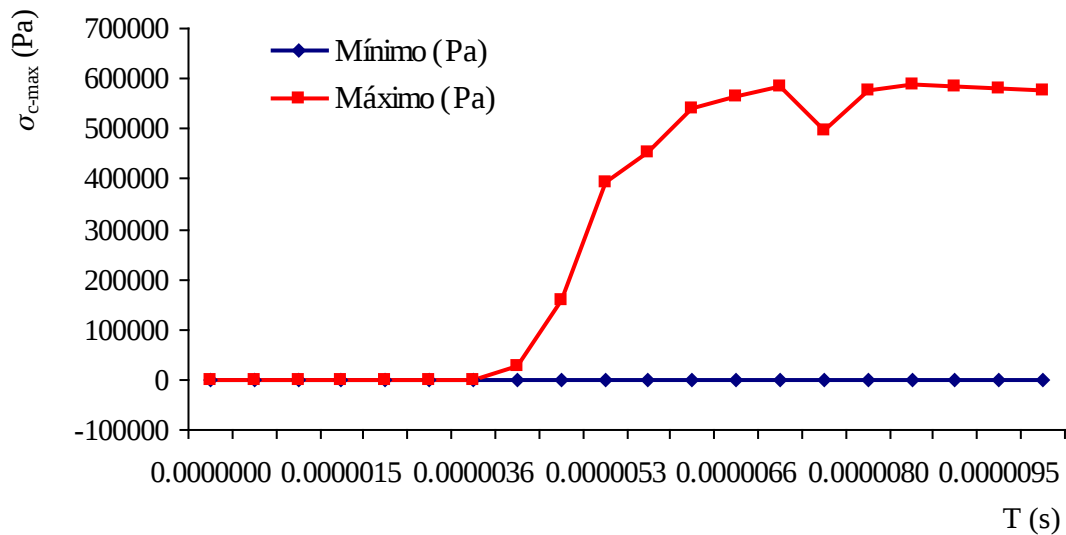
Figura IV.22.- Valores y ejemplificación gráfica del equivalente plástico, intervalo de 2.51×10^{-5} s a 2.25×10^{-4} s, teniendo los valores máximos a) 2.77, b) 3.20, c) 3.20.

IV.3.1.4.- Máximo cortante (σ_{c-max})

Dentro de la falla del material al cortante, se debe de observar el máximo punto de este para considerar de importancia su acción, dentro de este apartado se observa una discontinuidad en la gráfica, lo que se considera importante.

Tabla IV.9.- Valores para el máximo cortante, intervalo de 0 s a 1.01×10^{-5} s

Tiempo (s)	Mínimo (Pa)	Máximo (Pa)
0	0	0
5.28 e-7	0	0
1.23 e-6	0	0
1.51 e-6	0	0
2.68 e-6	0	0
3.26 e-6	0	0
3.55 e-6	0	0
4.13 e-6	0	2.93 e+4
4.71 e-6	0	1.57 e+5
5.29 e-6	0	3.95 e+5
5.58 e-6	0	4.55 e+5
6.16 e-6	0	5.40 e+5
6.57 e-6	0	5.65 e+5
7.00 e-6	0	5.83 e+5
7.53 e-6	0	4.98 e+5
8.02 e-6	0	5.76 e+5
8.58 e-6	0	5.87 e+5
9.07 e-6	0	5.86 e+5
9.53 e-6	0	5.82 e+5
1.01 e-5	0	5.76 e+5

**Figura IV.23.-** Valores para el máximo cortante, intervalo de 0 s a 1.01×10^{-5} s

Se observa en la Tabla IV.9 y su respectiva Figura IV.23 que el contacto sucede en el punto 4.13×10^{-6} s, Figura IV.24a, iniciando esfuerzos cortantes de manera parabólica, hasta llegar a un punto máximo, con un valor de 5.83×10^5 Pa, Figura IV.24b, y después

de este punto se observa la discontinuidad en el segundo 7.00×10^{-6} , lo que indica que cuando se llega al valor máximo de 5.83×10^5 Pa, ese es el punto de la fractura del material se inicia por esfuerzo cortante, y cae en el siguiente momento, que es en 7.53×10^{-6} , con un valor de 4.98×10^5 Pa, incorporándose inmediatamente a 5.76×10^5 Pa. Después de la discontinuidad en la Figura IV.23, se observa que los valores ya no varían considerablemente.

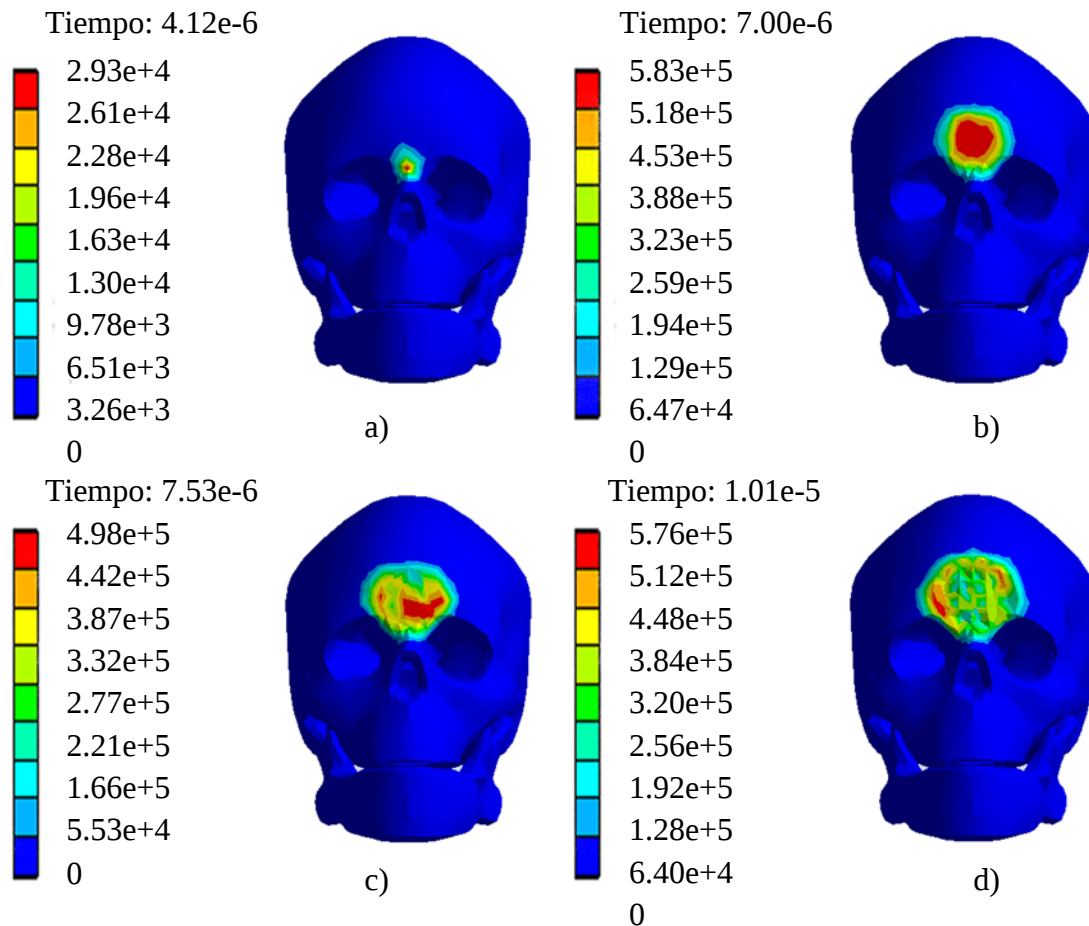
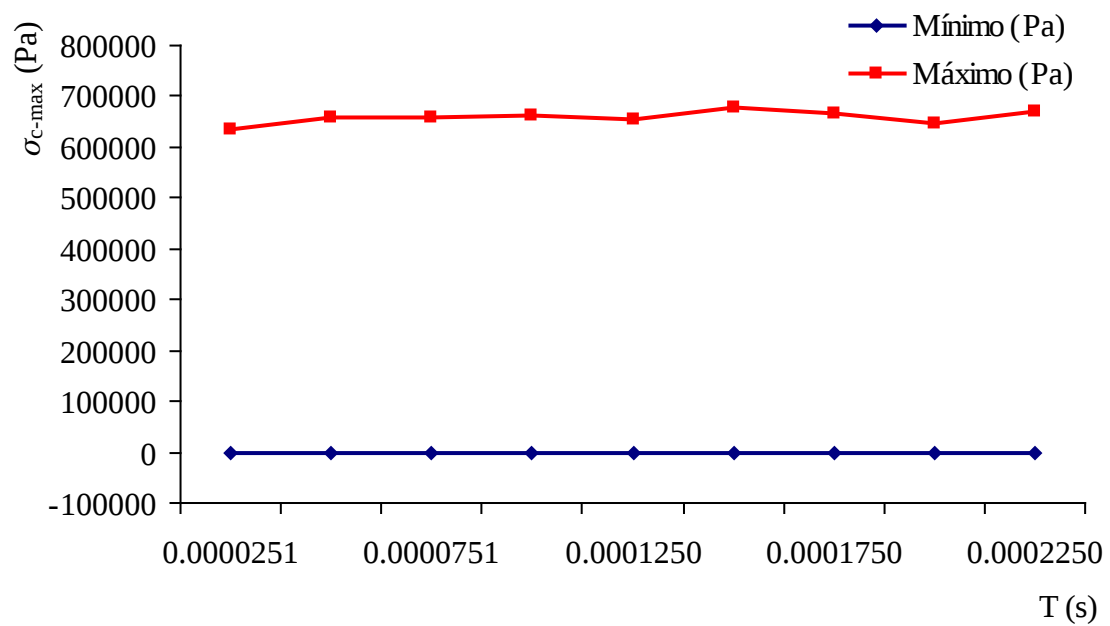


Figura IV.24.- Valores y ejemplificación gráfica del máximo cortante, intervalo de 0 s a 1.01×10^{-5} s, teniendo los valores máximos en a) 2.93×10^4 Pa, b) 5.82×10^5 Pa, c) 4.98×10^5 Pa, d) 5.76×10^5 Pa.

Tabla IV.10.- Valores para el máximo cortante, intervalo de 2.51×10^{-5} s a 2.25×10^{-4} s

Tiempo (s)	Mínimo (Pa)	Máximo (Pa)
2.51 e-5	0	6.33 e+5
5.00 e-5	0	6.60 e+5
7.51 e-5	0	6.60 e+5
1.00 e-4	0	6.62 e+5
1.25 e-4	0	6.55 e+5
1.50 e-4	0	6.78 e+5
1.75 e-4	0	6.67 e+5
2.00 e-4	0	6.47 e+5
2.25 e-4	0	6.69 e+5

**Figura IV.25.-** Valores del máximo cortante, intervalo de 2.51×10^{-5} s a 2.25×10^{-4} s

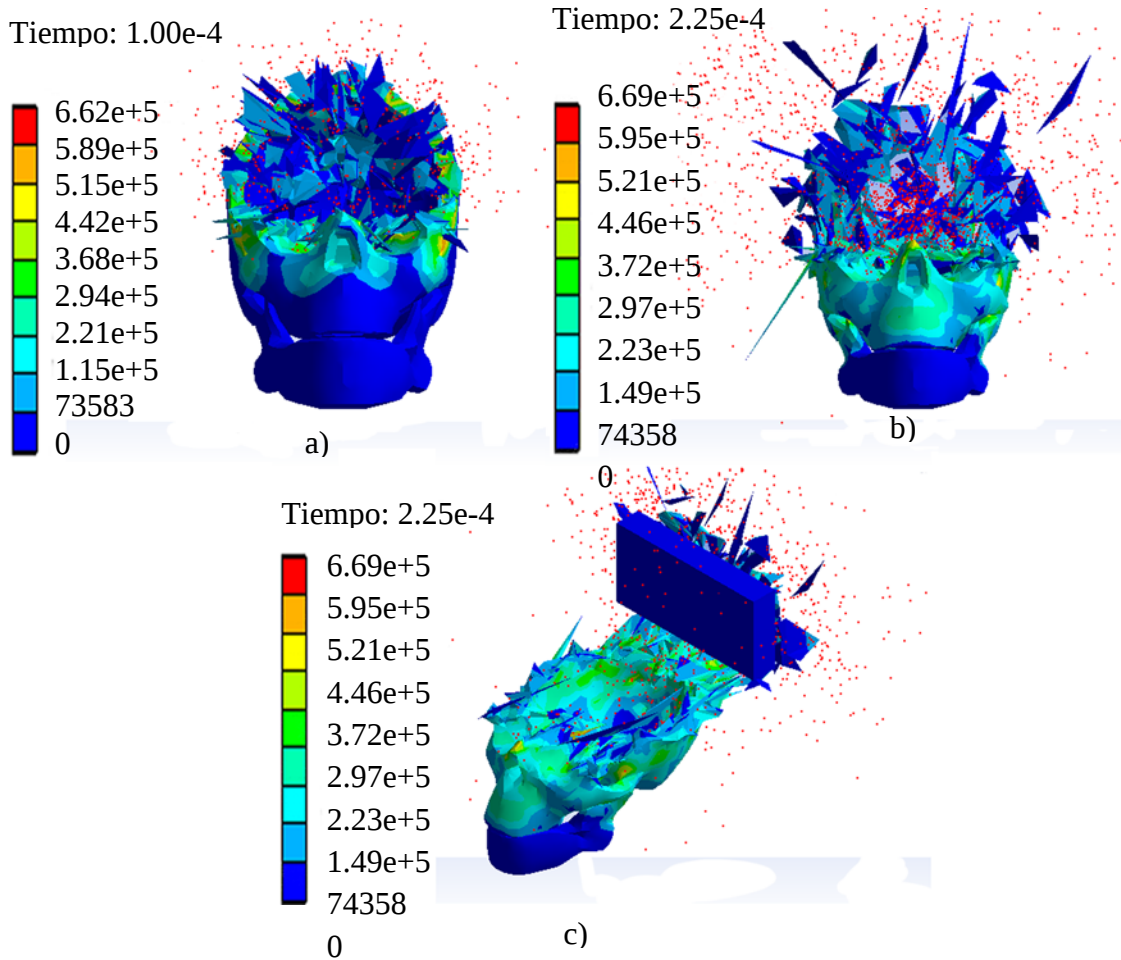


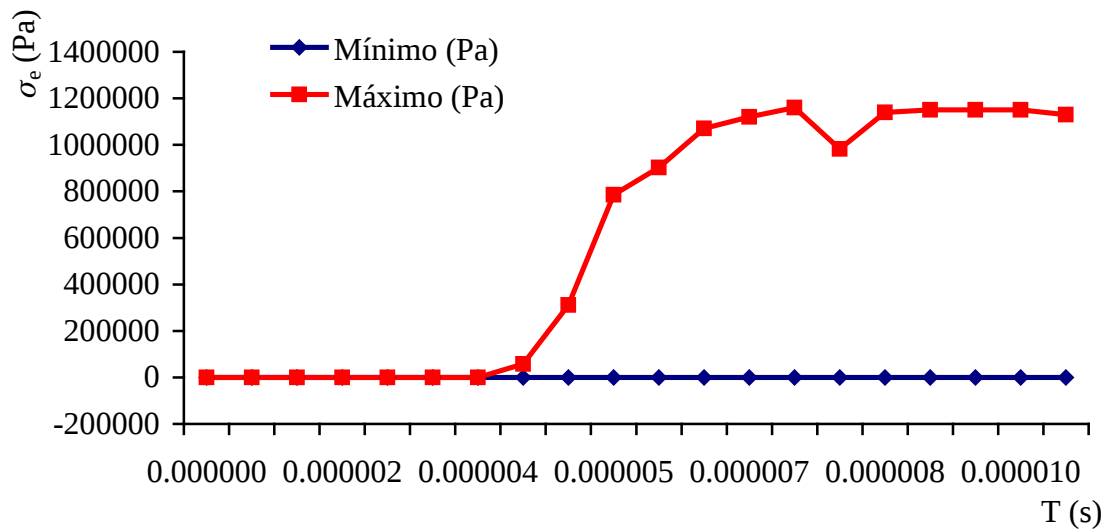
Figura IV.26.- Valores y ejemplificación gráfica del máximo cortante, intervalo de 2.51×10^{-5} s a 2.25×10^{-4} s, teniendo los valores máximos a) 6.62×10^5 Pa, b) 6.69×10^5 Pa, c) 6.69×10^5 Pa

IV.3.1.4.- Esfuerzo equivalente (σ_e)

Dentro de la falla del material se debe de considerar el esfuerzo equivalente a tensión, observando el máximo punto de este para considerar de importancia su acción, dentro de este apartado se observa una discontinuidad en la gráfica, lo que se considera importante.

Tabla IV.11.- Valores para el esfuerzo equivalente, intervalo de 0 s a 1.01×10^{-5} s

Tiempo (s)	Mínimo (Pa)	Máximo (Pa)
0	0	0
5.28 e-7	0	0
1.23 e-6	0	0
1.51 e-6	0	0
2.68 e-6	0	0
3.26 e-6	0	0
3.55 e-6	0	0
4.13 e-6	0	5.80 e+4
4.71 e-6	0	3.11 e+5
5.29 e-6	0	7.86 e+5
5.58 e-6	0	9.03 e+5
6.16 e-6	0	1.07 e+6
6.57 e-6	0	1.12 e+6
7.00 e-6	0	1.16 e+6
7.53 e-6	0	9.83 e+5
8.02 e-6	0	1.14 e+6
8.58 e-6	0	1.15 e+6
9.07 e-6	0	1.15 e+6
9.53 e-6	0	1.15 e+6
1.01 e-5	0	1.13 e+6

**Figura IV.27.-** Valores para el esfuerzo equivalente, intervalo de 0 s a 1.01×10^{-5} s

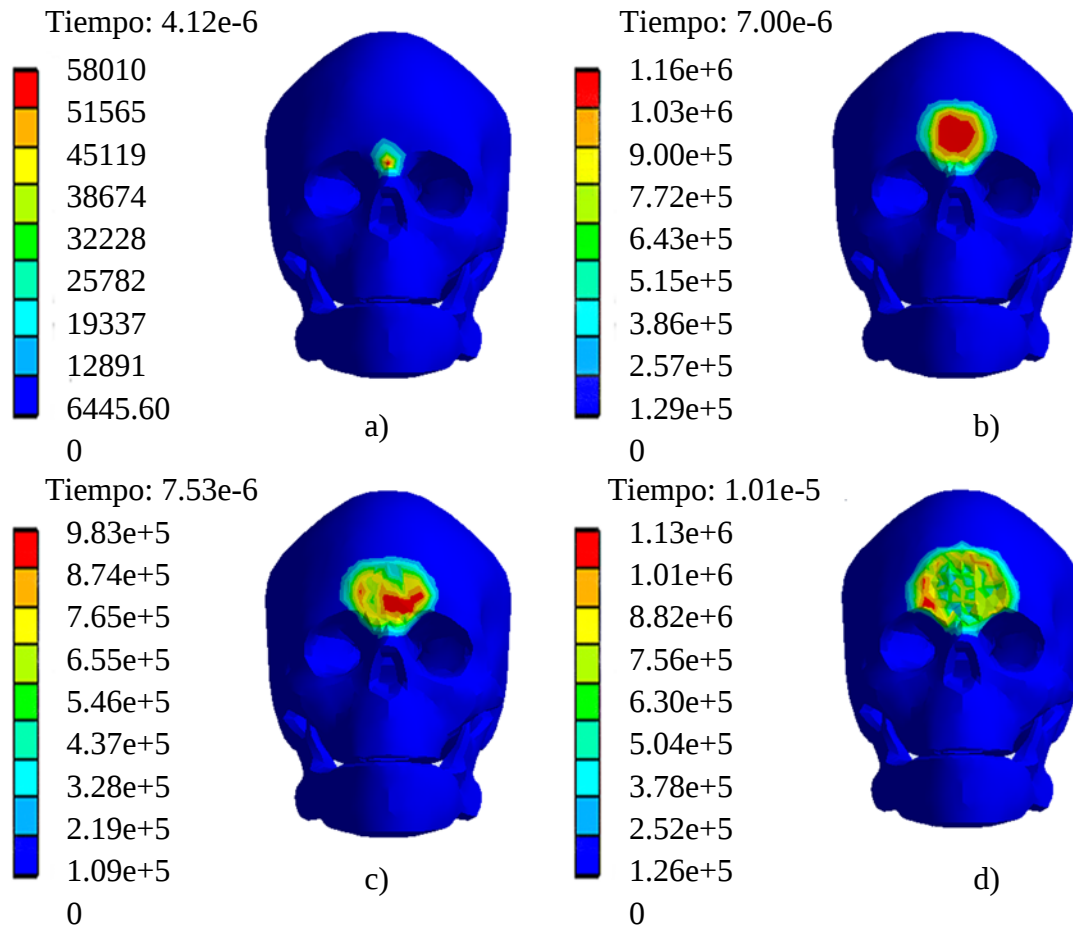
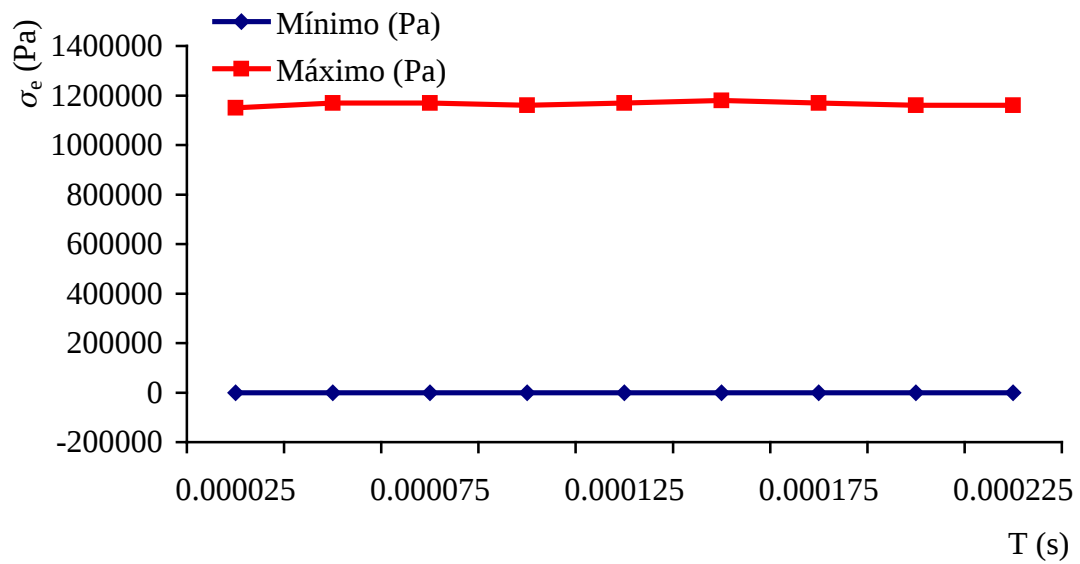


Figura IV.28.- Valores y ejemplificación gráfica del esfuerzo equivalente, intervalo de 0 s a 1.01×10^{-5} s, teniendo los valores máximos en a) 58010 Pa, b) 1.16×10^6 Pa, c) 9.83×10^5 Pa, d) 1.13×10^6 Pa.

Se observa en la Tabla IV.11 y su respectiva Figura IV.27 que el contacto sucede en el punto 4.13×10^{-6} s, Figura IV.28a, iniciando esfuerzos a tensión de manera parabólica, hasta llegar a un punto máximo, en el tiempo 7.00×10^{-5} , con un valor de 1.16×10^6 Pa, Figura IV.28b, y después de este punto se observa la discontinuidad, lo que indica que cuando se llega al valor máximo, con un valor de 1.16×10^6 Pa, ese es el punto de la fractura del material por esfuerzo a tensión. Caen los esfuerzos a 9.83×10^5 Pa, e incorporándose en el siguiente momento a 1.14×10^6 Pa. Después de la discontinuidad en la Figura IV.27, se observa que los valores ya no varían considerablemente.

Tabla IV.12.- Valores del esfuerzo equivalente, intervalo de 2.51×10^{-5} s a 2.25×10^{-4} s

Tiempo (s)	Mínimo (Pa)	Máximo (Pa)
2.51×10^{-5}	0	1.15×10^6
5.00×10^{-5}	0	1.17×10^6
7.51×10^{-5}	0	1.17×10^6
1.00×10^{-4}	0	1.16×10^6
1.25×10^{-4}	0	1.17×10^6
1.50×10^{-4}	0	1.18×10^6
1.75×10^{-4}	0	1.17×10^6
2.00×10^{-4}	0	1.16×10^6
2.25×10^{-4}	0	1.16×10^6

**Figura IV.29.-** Valor del esfuerzo equivalente, intervalo de 2.51×10^{-5} s a 2.25×10^{-4} s

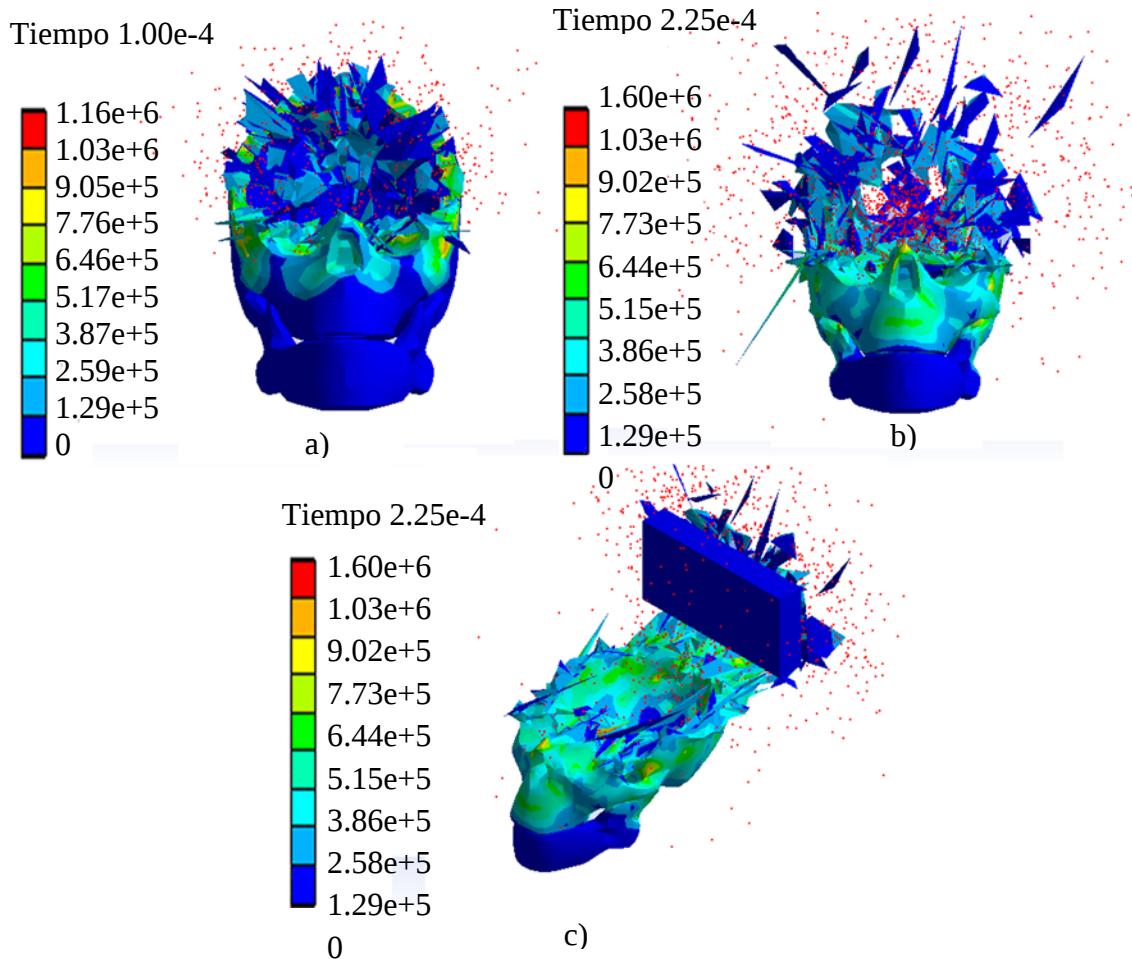


Figura IV.30.- Valores y ejemplificación gráfica del esfuerzo equivalente, intervalo de 2.51×10^{-5} s a 2.25×10^{-4} s, teniendo los valores máximos a) 1.16×10^6 Pa, b) 1.60×10^6 Pa.

IV.3.2.- Análisis energético

Siendo que en un análisis dinámico se involucran distintos tipos de energía, se generan graficas para observar el comportamiento energético del cráneo las cuales son:

1. Energía total.
2. Energía cinética.
3. Energía interna.
4. Trabajo plástico.

Para los resultados en cuanto al análisis energético, se utiliza el intervalo en tiempo de 0 s a 1.01×10^{-5} s esto con el fin de tener un análisis energético del impacto en donde se encuentran la mayor variedad de esfuerzos.

IV.3.2.1.- Energía interna

Se considera el estudio de la energía interna ya que es importante un estudio relevante a lo que sucede dentro del cuerpo a estudiar, con el fin de entender que pasa con la absorción de energía de impacto, se tienen tres puntos considerables dentro de la energía interna, el primer punto es cuando se recibe el impacto, en el segundo 4.13×10^{-6} , después de este punto la energía empieza a caer, ya que el cuerpo absorbe parte de esta, después se incrementa hasta el segundo 5.87×10^{-6} , y este vuelve a caer, e incrementa hasta el segundo 1.01×10^{-5} , donde se tiene la máxima absorción de energía.

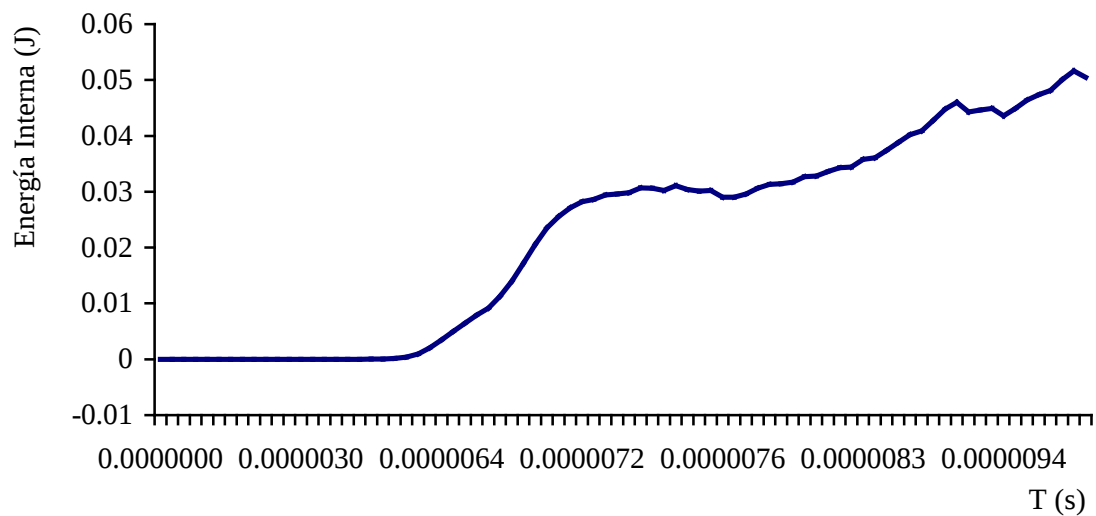


Figura IV.31.- Valores del análisis de energía interna, intervalo de 0 s a 1.01×10^{-5} s

Tabla IV.13.- Valores para el análisis de energía interna, intervalo de 0 s a 1.01×10^{-5} s

No	Tiempo (s)	Energía Interna (J)	No	Tiempo (s)	Energía Interna (J)	No	Tiempo (s)	Energía Interna (J)	No	Tiempo (s)	Energía Interna (J)
1	0	0	21	5.29 e-6	1.45 e-4	41	7.32 e-6	2.98 e-2	61	8.34 e-6	3.58 e-2
2	1.60 e-7	0	22	5.58 e-6	4.00 e-4	42	7.34 e-6	3.07 e-2	62	8.41 e-6	3.61 e-2
3	3.35 e-7	0	23	5.87 e-6	9.63 e-4	43	7.37 e-6	3.06 e-2	63	8.49 e-6	3.74 e-2
4	5.28 e-7	0	24	6.16 e-6	2.03 e-3	44	7.39 e-6	3.02 e-2	64	8.58 e-6	3.88 e-2
5	7.41 e-7	0	25	6.40 e-6	3.48 e-3	45	7.42 e-6	3.11 e-2	65	8.68 e-6	4.02 e-2
6	9.74 e-7	0	26	6.57 e-6	4.99 e-3	46	7.46 e-6	3.04 e-2	66	8.78 e-6	4.09 e-2
7	1.23 e-6	0	27	6.68 e-6	6.47 e-3	47	7.49 e-6	3.01 e-2	67	8.88 e-6	4.28 e-2
8	1.51 e-6	0	28	6.76 e-6	7.92 e-3	48	7.53 e-6	3.02 e-2	68	8.99 e-6	4.48 e-2
9	1.80 e-6	0	29	6.81 e-6	9.18 e-3	49	7.57 e-6	2.90 e-2	69	9.07 e-6	4.60 e-2
10	2.09 e-6	0	30	6.87 e-6	1.13 e-2	50	7.62 e-6	2.90 e-2	70	9.13 e-6	4.43 e-2
11	2.38 e-6	0	31	6.93 e-6	1.40 e-2	51	7.67 e-6	2.96 e-2	71	9.20 e-6	4.46 e-2
12	2.68 e-6	0	32	7.00 e-6	1.72 e-2	52	7.73 e-6	3.06 e-2	72	9.28 e-6	4.49 e-2
13	2.97 e-6	0	33	7.08 e-6	2.06 e-2	53	7.79 e-6	3.13 e-2	73	9.35 e-6	4.36 e-2
14	3.26 e-6	0	34	7.14 e-6	2.35 e-2	54	7.84 e-6	3.14 e-2	74	9.44 e-6	4.49 e-2
15	3.55 e-6	0	35	7.18 e-6	2.56 e-2	55	7.90 e-6	3.17 e-2	75	9.53 e-6	4.64 e-2
16	3.84 e-6	1.83 e-8	36	7.22 e-6	2.71 e-2	56	7.96 e-6	3.27 e-2	76	9.63 e-6	4.74 e-2
17	4.13 e-6	3.14 e-7	37	7.24 e-6	2.82 e-2	57	8.02 e-6	3.28 e-2	77	9.74 e-6	4.81 e-2
18	4.42 e-6	2.43 e-6	38	7.26 e-6	2.86 e-2	58	8.10 e-6	3.36 e-2	78	9.86 e-6	5.01 e-2
19	4.71 e-6	1.24 e-5	39	7.27 e-6	2.94 e-2	59	8.17 e-6	3.43 e-2	79	9.98 e-6	5.16 e-2
20	5.00 e-6	4.62 e-5	40	7.29 e-6	2.96 e-2	60	8.25 e-6	3.44 e-2	80	1.01 e-5	5.05 e-2

IV.3.2.2.- Energía cinética

Debido a que el cuerpo se encuentra en movimiento, genera energía cinética, observando la Figura IV.32, se tiene que la energía cinética inicial es de 13.1 J manteniéndose constante hasta el momento en que se genera el impacto con la barra, y genera un pico considerable en el tiempo 6.81×10^{-6} s, donde la energía sube del punto anterior de 13.08 J a 13.09 J, y vuelve a bajar hasta 13 J, esto significa que debido al impacto, y como pierde masa, el cuerpo disminuye su velocidad.

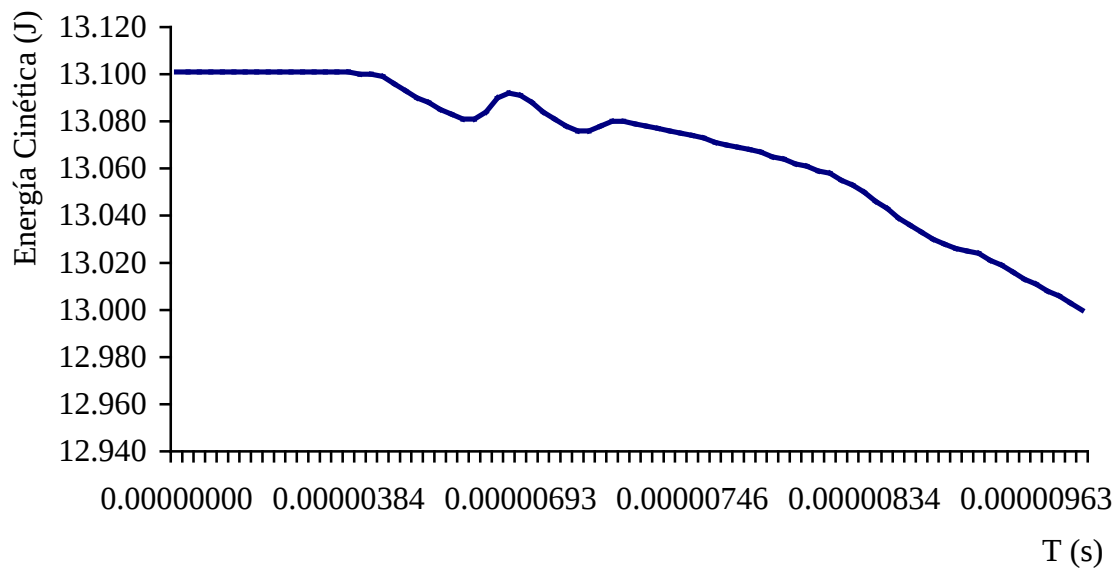


Figura IV.32.- Valores del análisis de energía cinética, intervalo de 0 s a 1.01×10^{-5} s

Tabla IV.14.- Valores del análisis de energía cinética, intervalo de 0 s a 1.01×10^{-5} s

No	Tiempo (s)	Energía Cinética (J)	No	Tiempo (s)	Energía Cinética (J)	No	Tiempo (s)	Energía Cinética (J)	No	Tiempo (s)	Energía Cinética (J)
1	0	13.101	21	5.29 e-6	13.093	41	7.32 e-6	13.079	61	8.34 e-6	13.050
2	1.60 e-7	13.101	22	5.58 e-6	13.090	42	7.34 e-6	13.078	62	8.41 e-6	13.046
3	3.35 e-7	13.101	23	5.87 e-6	13.088	43	7.37 e-6	13.077	63	8.49 e-6	13.043
4	5.28 e-7	13.101	24	6.16 e-6	13.085	44	7.39 e-6	13.076	64	8.58 e-6	13.039
5	7.41 e-7	13.101	25	6.40 e-6	13.083	45	7.42 e-6	13.075	65	8.68 e-6	13.036
6	9.74 e-7	13.101	26	6.57 e-6	13.081	46	7.46 e-6	13.074	66	8.78 e-6	13.033
7	1.23 e-6	13.101	27	6.68 e-6	13.081	47	7.49 e-6	13.073	67	8.88 e-6	13.030
8	1.51 e-6	13.101	28	6.76 e-6	13.084	48	7.53 e-6	13.071	68	8.99 e-6	13.028
9	1.80 e-6	13.101	29	6.81 e-6	13.090	49	7.57 e-6	13.070	69	9.07 e-6	13.026
10	2.09 e-6	13.101	30	6.87 e-6	13.092	50	7.62 e-6	13.069	70	9.13 e-6	13.025
11	2.38 e-6	13.101	31	6.93 e-6	13.091	51	7.67 e-6	13.068	71	9.20 e-6	13.024
12	2.68 e-6	13.101	32	7.00 e-6	13.088	52	7.73 e-6	13.067	72	9.28 e-6	13.021
13	2.97 e-6	13.101	33	7.08 e-6	13.084	53	7.79 e-6	13.065	73	9.35 e-6	13.019
14	3.26 e-6	13.101	34	7.14 e-6	13.081	54	7.84 e-6	13.064	74	9.44 e-6	13.016
15	3.55 e-6	13.101	35	7.18 e-6	13.078	55	7.90 e-6	13.062	75	9.53 e-6	13.013
16	3.84 e-6	13.101	36	7.22 e-6	13.076	56	7.96 e-6	13.061	76	9.63 e-6	13.011
17	4.13 e-6	13.100	37	7.24 e-6	13.076	57	8.02 e-6	13.059	77	9.74 e-6	13.008
18	4.42 e-6	13.100	38	7.26 e-6	13.078	58	8.10 e-6	13.058	78	9.86 e-6	13.006
19	4.71 e-6	13.099	39	7.27 e-6	13.080	59	8.17 e-6	13.055	79	9.98 e-6	13.003
20	5.00 e-6	13.096	40	7.29 e-6	13.080	60	8.25 e-6	13.053	80	1.01 e-5	13.000

IV.3.2.3.- Trabajo plástico

Como se comentó en puntos anteriores referente a la zona plástica del elemento, el comportamiento de los materiales con respecto a cargas de impacto, se observa nuevamente que la zona elástica es muy corta, desde el tiempo 4.13×10^{-6} s, hasta 5.00×10^{-6} que es donde el trabajo plástico que se genera es cero, después de estos puntos se observa que el trabajo plástico aumenta irregularmente hasta 0.00269 J.

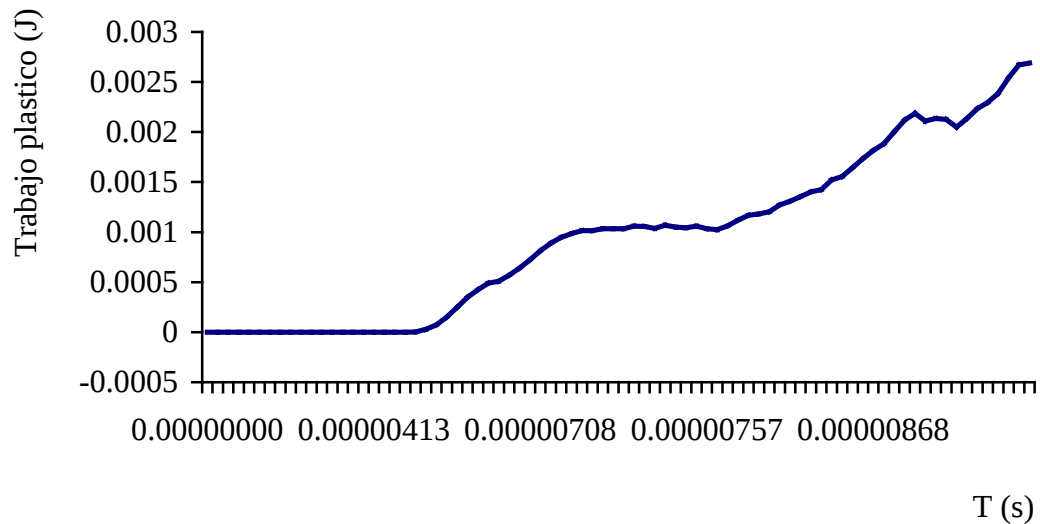


Figura IV.33.- Valores para el análisis de trabajo plástico, 0 s a 1.01×10^{-5} s

Tabla IV.15.- Valores para el análisis de trabajo plástico, intervalo de 0 s a 1.01×10^{-5} s

No	Tiempo (s)	Trabajo Plástico (J)	No	Tiempo (s)	Trabajo Plástico (J)	No	Tiempo (s)	Trabajo Plástico (J)	No	Tiempo (s)	Trabajo Plástico (J)
1	0	0	21	5.29 e-6	3.56 e-6	41	7.32 e-6	1.03 e-3	61	8.34 e-6	1.52 e-3
2	1.60 e-7	0	22	5.58 e-6	2.89 e-5	42	7.34 e-6	1.06 e-3	62	8.41 e-6	1.56 e-3
3	3.35 e-7	0	23	5.87 e-6	7.47 e-5	43	7.37 e-6	1.05 e-3	63	8.49 e-6	1.64 e-3
4	5.28 e-7	0	24	6.16 e-6	1.50 e-4	44	7.39 e-6	1.04 e-3	64	8.58 e-6	1.74 e-3
5	7.41 e-7	0	25	6.40 e-6	2.51 e-4	45	7.42 e-6	1.07 e-3	65	8.68 e-6	1.82 e-3
6	9.74 e-7	0	26	6.57 e-6	3.47 e-4	46	7.46 e-6	1.05 e-3	66	8.78 e-6	1.88 e-3
7	1.23 e-6	0	27	6.68 e-6	4.25 e-4	47	7.49 e-6	1.04 e-3	67	8.88 e-6	2.00 e-3
8	1.51 e-6	0	28	6.76 e-6	4.88 e-4	48	7.53 e-6	1.06 e-3	68	8.99 e-6	2.12 e-3
9	1.80 e-6	0	29	6.81 e-6	5.07 e-4	49	7.57 e-6	1.03 e-3	69	9.07 e-6	2.19 e-3
10	2.09 e-6	0	30	6.87 e-6	5.68 e-4	50	7.62 e-6	1.03 e-3	70	9.13 e-6	2.11 e-3
11	2.38 e-6	0	31	6.93 e-6	6.41 e-4	51	7.67 e-6	1.06 e-3	71	9.20 e-6	2.13 e-3
12	2.68 e-6	0	32	7.00 e-6	7.23 e-4	52	7.73 e-6	1.12 e-3	72	9.28 e-6	2.13 e-3
13	2.97 e-6	0	33	7.08 e-6	8.14 e-4	53	7.79 e-6	1.17 e-3	73	9.35 e-6	2.05 e-3
14	3.26 e-6	0	34	7.14 e-6	8.90 e-4	54	7.84 e-6	1.18 e-3	74	9.44 e-6	2.13 e-3
15	3.55 e-6	0	35	7.18 e-6	9.47 e-4	55	7.90 e-6	1.20 e-3	75	9.53 e-6	2.23 e-3
16	3.84 e-6	0	36	7.22 e-6	9.87 e-4	56	7.96 e-6	1.27 e-3	76	9.63 e-6	2.30 e-3
17	4.13 e-6	0	37	7.24 e-6	1.01 e-3	57	8.02 e-6	1.31 e-3	77	9.74 e-6	2.39 e-3
18	4.42 e-6	0	38	7.26 e-6	1.02E-03	58	8.10 e-6	1.36 e-3	78	9.86 e-6	2.54 e-3
19	4.71 e-6	0	39	7.27 e-6	1.04E-03	59	8.17 e-6	1.40 e-3	79	9.98 e-6	2.67 e-3
20	5.00 e-6	0	40	7.29 e-6	1.03E-03	60	8.25 e-6	1.42 e-3	80	1.01 e-5	2.69 e-3

IV.3.2.4.- Energía total

Por último análisis la energía total del cráneo se observan zonas constantes en un principio, cuando la distribución de energía es constante, hasta llegar a un punto en donde se aumenta la energía, cuando comienza a destruirse el cráneo, que es en el tiempo 7.34×10^{-6} , en donde se encuentra el máximo de energía total con un valor de 13.109 J, en este punto comienza a caer, por la disminución de velocidad, y cae hasta el valor de 13.051 J, cuando ya la barra excedió las dimensiones del cráneo.

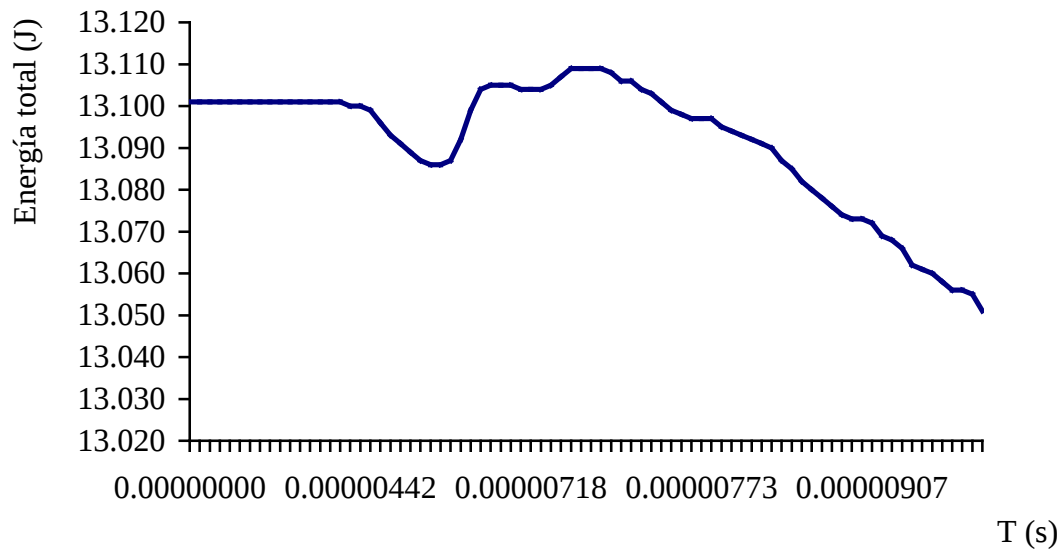


Figura IV.34.- Valores para el análisis de energía total, 0 s a 1.01×10^{-5} s

Tabla IV.16.- Valores para el análisis de energía total, intervalo de 0 s a 1.01 e-5 s

No	Tiempo (s)	Energía Total (J)	No	Tiempo (s)	Energía Total (J)	No	Tiempo (s)	Energía Total (J)	No	Tiempo (s)	Energía Total (J)
1	0	13.101	21	5.29 e-6	13.093	41	7.32 e-6	13.109	61	8.34 e-6	13.085
2	1.60 e-7	13.101	22	5.58 e-6	13.091	42	7.34 e-6	13.109	62	8.41 e-6	13.082
3	3.35 e-7	13.101	23	5.87 e-6	13.089	43	7.37 e-6	13.108	63	8.49 e-6	13.080
4	5.28 e-7	13.101	24	6.16 e-6	13.087	44	7.39 e-6	13.106	64	8.58 e-6	13.078
5	7.41 e-7	13.101	25	6.40 e-6	13.086	45	7.42 e-6	13.106	65	8.68 e-6	13.076
6	9.74 e-7	13.101	26	6.57 e-6	13.086	46	7.46 e-6	13.104	66	8.78 e-6	13.074
7	1.23 e-6	13.101	27	6.68 e-6	13.087	47	7.49 e-6	13.103	67	8.88 e-6	13.073
8	1.51 e-6	13.101	28	6.76 e-6	13.092	48	7.53 e-6	13.101	68	8.99 e-6	13.073
9	1.80 e-6	13.101	29	6.81 e-6	13.099	49	7.57 e-6	13.099	69	9.07 e-6	13.072
10	2.09 e-6	13.101	30	6.87 e-6	13.104	50	7.62 e-6	13.098	70	9.13 e-6	13.069
11	2.38 e-6	13.101	31	6.93 e-6	13.105	51	7.67 e-6	13.097	71	9.20 e-6	13.068
12	2.68 e-6	13.101	32	7.00 e-6	13.105	52	7.73 e-6	13.097	72	9.28 e-6	13.066
13	2.97 e-6	13.101	33	7.08 e-6	13.105	53	7.79 e-6	13.097	73	9.35 e-6	13.062
14	3.26 e-6	13.101	34	7.14 e-6	13.104	54	7.84 e-6	13.095	74	9.44 e-6	13.061
15	3.55 e-6	13.101	35	7.18 e-6	13.104	55	7.90 e-6	13.094	75	9.53 e-6	13.060
16	3.84 e-6	13.101	36	7.22 e-6	13.104	56	7.96 e-6	13.093	76	9.63 e-6	13.058
17	4.13 e-6	13.100	37	7.24 e-6	13.105	57	8.02 e-6	13.092	77	9.74 e-6	13.056
18	4.42 e-6	13.100	38	7.26 e-6	13.107	58	8.10 e-6	13.091	78	9.86 e-6	13.056
19	4.71 e-6	13.099	39	7.27 e-6	13.109	59	8.17 e-6	13.090	79	9.98 e-6	13.055
20	5.00 e-6	13.096	40	7.29 e-6	13.109	60	8.25 e-6	13.087	80	1.01 e-5	13.051

IV.5.- Sumario

Ingresando ya en el centro de atención primordial del presente trabajo de tesis, se indica al inicio del actual capítulo una metodología que se siguió, y el autor recomienda seguir, para el caso de ingresar geometrías complejas al análisis por el Método del Elemento Finito. Generando primeramente un estudio tomográfico para de ahí obtener la información necesaria para realizar un archivo de estereolitografía en tres dimensiones, haciendo manejo de programas para generar geometrías se llega a un elemento final que es el cráneo a estudio.

El estudio que se desea realizar es explícito dinámico, y se realiza en el programa ANSYS WORKBENCH, incluyendo las propiedades del hueso cortical y del acero estructural, se generan las particularidades del estudio.

Se realizan básicamente dos estudios, el primero inicia en el contacto de los dos cuerpos y llegando a un punto de fractura del cráneo, y el segundo es a partir del punto de fractura, se obtiene la cedencia total del material, obteniendo los resultados de desplazamiento total, esfuerzo principal máximo, esfuerzo cortante, deformación plástica equivalente, esfuerzo cortante máximo y esfuerzo equivalente, obteniendo y explicando los resultados.

Con el fin de comprobar por otro método lo obtenido en el punto anterior, se realiza un análisis energético, el cual involucra la energía total, energía cinética, energía interna y el trabajo plástico, obteniendo resultados y descripciones de éstos.

Por último se realiza una recopilación de los estudios antes mencionados resaltando los puntos de importancia al estudio. Dentro del siguiente capítulo se abordará de la misma manera un análisis para impacto lateral.

IV.6.- Referencias

1. Bártolo, P., *Stereolithography: Materials, Processes and Applications*, Ed. Springer, pp 4-7, 2011.
2. Zienkiewicz, O. C., *El Método de los Elementos Finitos*, Ed. Reverte, pp 1-2, 1981.
3. Pérez-Sáez, A., *Método de los Elementos Finitos: Introducción a ANSYS*, Ed. Universidad de Sevilla, pp 3, 1999.

4. Fornóns-García, J. M., *El Método de los Elementos Finitos*, Ed. Marcombo, pp 2, 1982.
5. Alavala, C. R., *Finite Element Methods: Basic Concepts and Applications*, Ed. PHI Learning Pvt. Ltd, pp 20-21, 2009.
6. Remy, W., Ho-Sung, K., y Baye, D., Three-Dimensional Human Head Finite-Element Model Validation Against Two Experimental Impacts, *Annals of Biomedical Engineering*, Ed. Biomedical Engineering Society, Vol. 27, pp 403-410, 1999.
7. Huei-Huang, L., *Finite Elements Simulations with ANSYS Workbench 12: Theory – Applications – Case Studies*, Ed. Schroff Development Corporation, pp 33, 2010.

Capítulo V

Análisis numérico sobre impacto lateral en cráneo humano

En el presente capítulo se utiliza el archivo del modelado del cráneo, para realizar un análisis de impacto lateral, iniciando por las particularidades del estudio lateral, incluyendo los siguientes resultados: desplazamiento total, esfuerzo principal máximo, esfuerzo cortante, deformación plástica equivalente, esfuerzo cortante máximo, esfuerzo equivalente.

Habiendo obtenido los resultados anteriores se realiza un estudio energético, ya que siendo cargas súbitas, es importante la absorción de energía, incluyendo en este estudio análisis de energía interna, energía cinética, energía interna y el trabajo plástico.

V

V.1.- Particularidades del estudio

Se utiliza el mismo modelo del estudio anterior, ya que es el mismo objeto el que se desea someter al estudio, igualmente se somete a una carga dinámica siguiendo la misma metodología anterior, con las diferencias siguientes:

1. Se importa la geometría y se diseña una placa con las dimensiones que se observan en la Figura V.1.
2. Se extruye esta placa con una dimensión de 0.008m y 0.011m y se realiza en dirección asimétrica, obteniendo la Figura V.2.
3. Para introducir las condiciones dinámicas del estudio, dentro del sub menú de condiciones iniciales se introduce la velocidad del cráneo, 100 m/s en el eje X. y en los ajustes del análisis, dentro de los controles para cada paso, se introduce un tiempo final de 0.00004s, y dentro de los controles de erosión (Erosion Controls) se acepta en el caso del fallo del material (On Material Failure).
4. Con el fin de limitar los movimientos de los nodos, se introducen restricciones primero como soporte fijo (Fixed Support) para la placa, y restricciones de movimiento en el eje Y circundando el foramen magno, con el fin de simular el apoyo de las cervicales.

V.2.- Obtención de resultados

Con el fin de ejemplificar de una manera práctica y mostrando lo que sucede en un tiempo más corto se divide el análisis en dos fases, la primera es de un tiempo 0 s a 1.00×10^{-5} s y la siguiente fase es de 1.21×10^{-5} s a 4.00×10^{-5} s. Para la obtención de resultados se utiliza el modulo de mecánica y se seleccionan los resultados que se desea que el programa arroje, los cuales son:

1. Desplazamiento total.
2. Esfuerzo principal máximo.
3. Esfuerzo Cortante.
4. Deformación plástica equivalente.
5. Esfuerzo cortante máximo.
6. Esfuerzo equivalente.

Obteniendo como resultado las siguientes tablas y figuras.

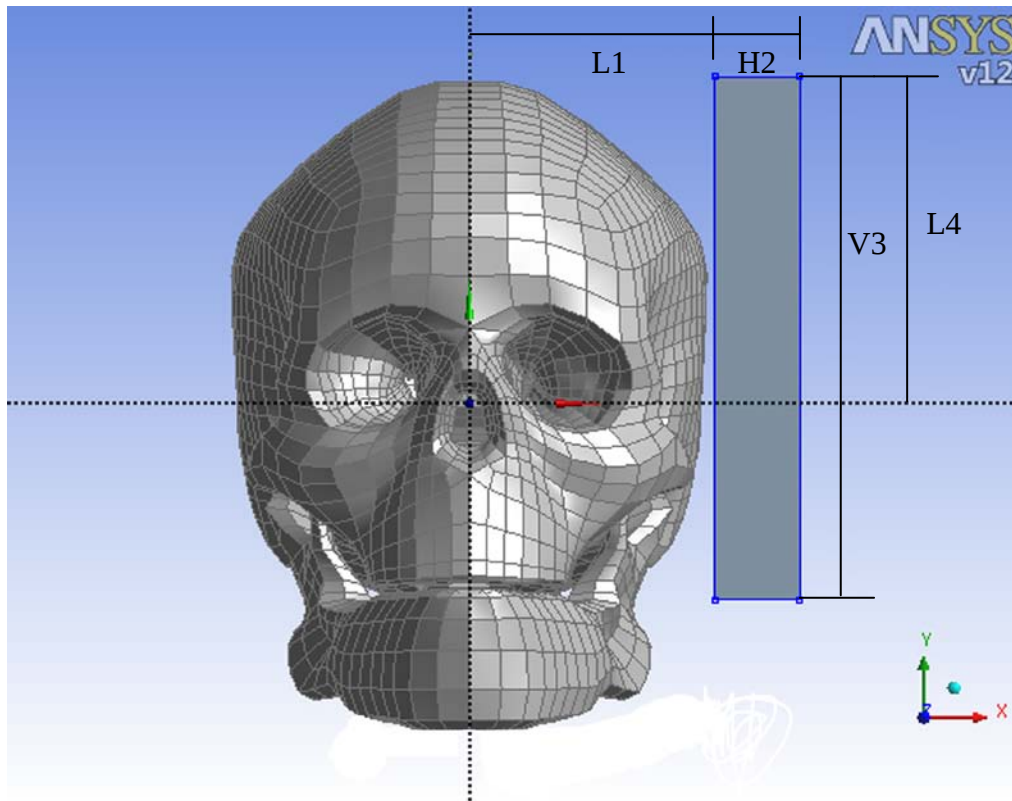


Figura V.1.- Generación de placa para recibir impacto con las dimensiones: L1: 0.0073 m, H2: 0.0025 m, V3: 0.016m, L4: 0.01m.

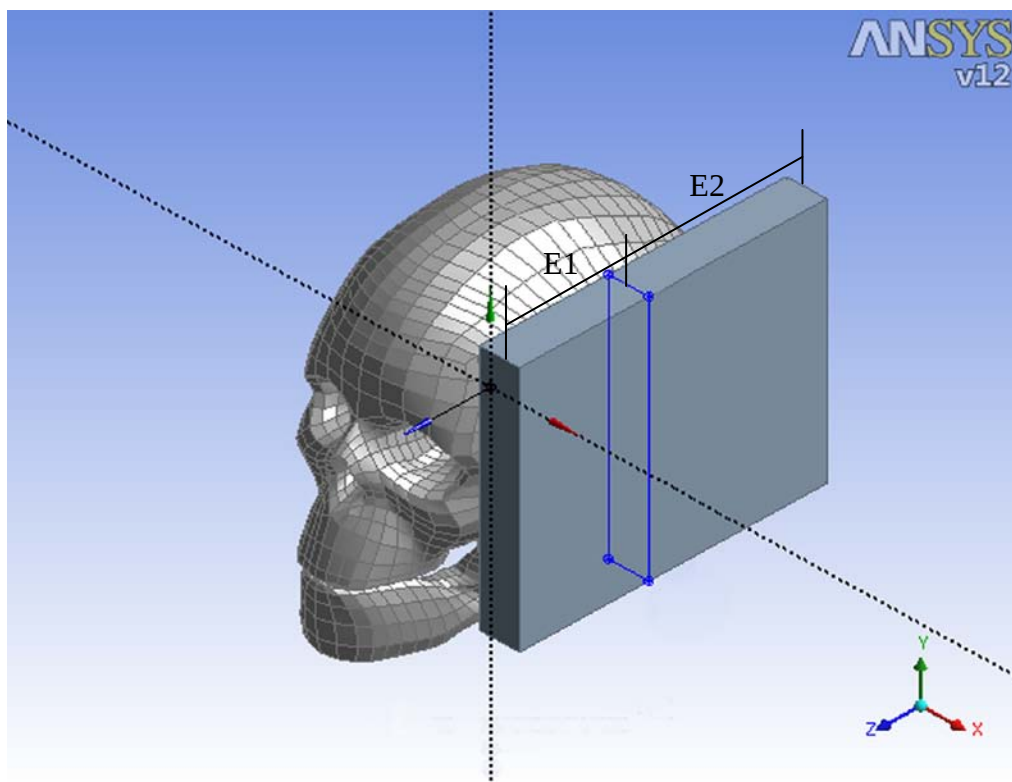


Figura V.2.- Generación del espesor de la placa para recibir el impacto con una dimensión de E1: 0.008m, E2: 0.011m.

V.2.1.- Análisis de desplazamientos, esfuerzos y deformaciones

V.2.1.1.- Desplazamiento total (D)

El desplazamiento total es un punto de estudio importante, ya que indica el espacio que avanza el cráneo al cuerpo, este análisis se da en metros (m), ya que se observa la longitud que avanza el cráneo para ser impactado.

Se considera necesario primeramente un análisis del desplazamiento total que recibe el cráneo en el momento que incide el cuerpo, el primer intervalo indica el momento en el cual el cuerpo realiza el contacto con el cráneo (Figura V.4 a)) y hasta el punto en que su desplazamiento llega a observarse físicamente (Figura V.4 d)). El segundo análisis indica el desplazamiento total cuando el cuerpo incide totalmente al cráneo, se considera realizar este estudio para observar la linealidad del desplazamiento total y poder comparar con los resultados del primer intervalo.

Tabla V.1.- Valores para el desplazamiento total, intervalo de 0 s a 1.00×10^{-5} s

Tiempo (s)	Mínimo (m)	Máximo (m)
0	0	0
5.75 e-7	0	5.75 e-5
1.04 e-6	0	1.04 e-4
1.59 e-6	0	1.59 e-4
2.05 e-6	0	2.05 e-4
2.52 e-6	0	2.52 e-4
3.07 e-6	0	3.07 e-4
3.53 e-6	0	3.54 e-4
4.09 e-6	0	4.10 e-4
4.55 e-6	0	4.56 e-4
5.01 e-6	0	5.03 e-4
5.53 e-6	0	5.57 e-4
6.01 e-6	0	6.03 e-4
6.53 e-6	0	6.56 e-4
7.02 e-6	0	7.10 e-4
7.56 e-6	0	7.71 e-4
8.05 e-6	0	8.14 e-4
8.50 e-6	0	8.60 e-4
9.06 e-6	0	9.16 e-4
9.53 e-6	0	9.59 e-4
1.00 e-5	0	1.01 e-3

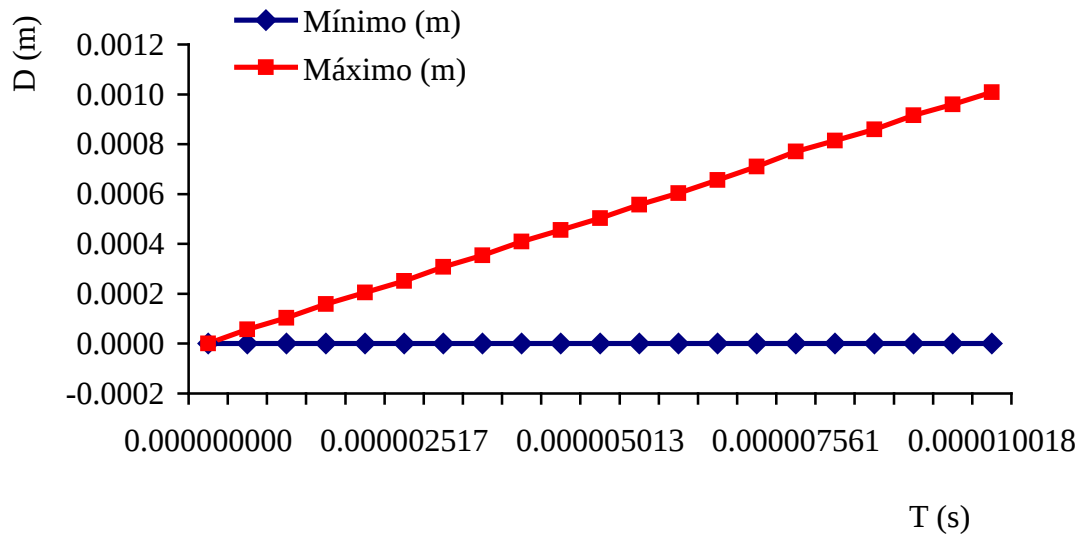


Figura V.3.- Valores para el desplazamiento total, intervalo de 0 s a 1.00×10^{-5} s

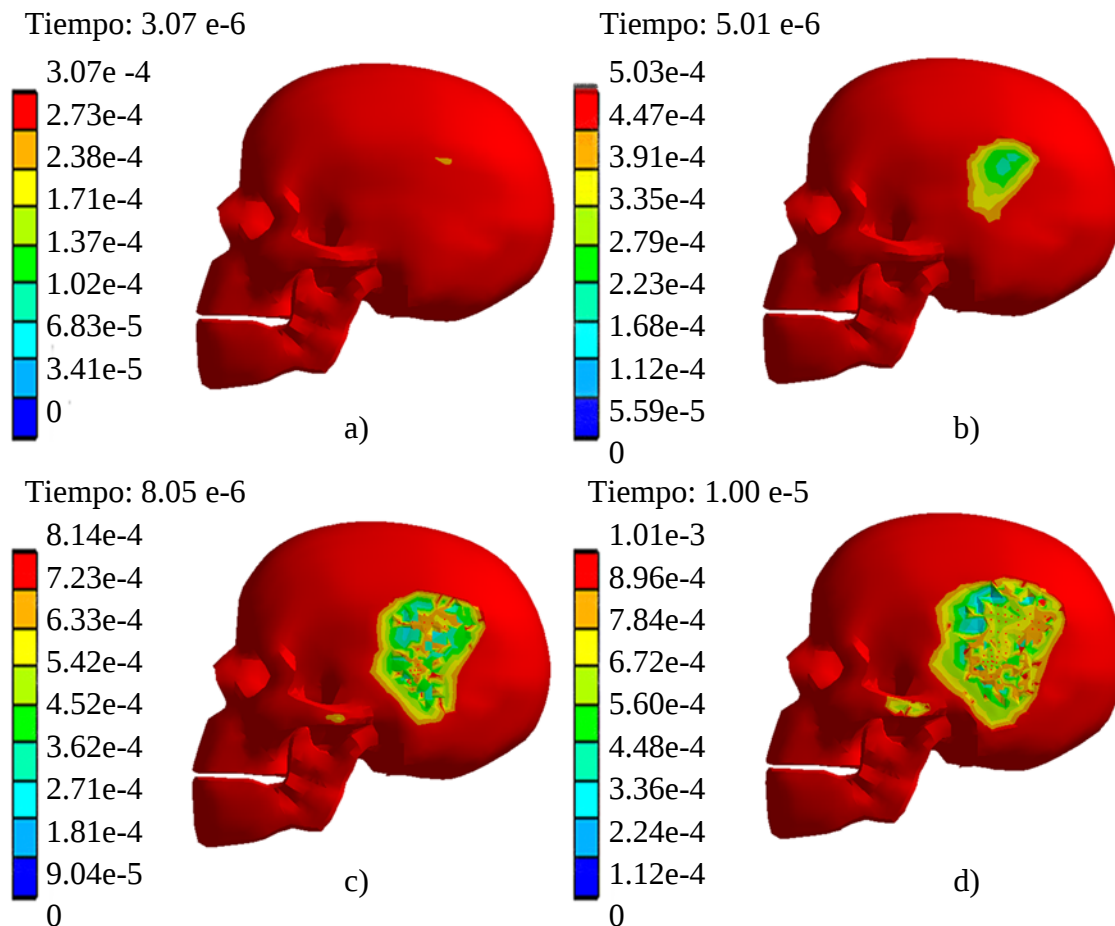


Figura V.4.- Valores y ejemplificación gráfica del desplazamiento total en metros (m) teniendo los valores máximos en a) 0.000307 m, b) 0.000503 m, c) 0.000814 m, d) 0.00101 m.

Si se observa la Tabla V.1 y la Figura V.3, indica un desplazamiento lineal, esto se considera que sucede debido al espesor del cráneo en este punto, hay dos puntos que deben de ser observados, el primero es al contacto del cráneo con la placa, que es en el tiempo 3.07×10^{-5} s, en la Figura V.3 se observa una pequeña desviación en la linealidad del desplazamiento, el segundo punto importante es en el tiempo 7.56×10^{-6} s, donde se observa otra pequeña desviación en la linealidad del desplazamiento, se considera que es donde el espesor termina por lo que existe una pequeña desviación. Si se observa la Figura V.4 que se considera como la ejemplificación gráfica de los valores del desplazamiento, en la Figura V.4a, se observa el primer contacto, el cual no es considerable ya que es el primer contacto con el cuerpo. En la Figura V.4b, existe un contacto que se puede considerar como impacto, y la primera deformación donde el valor es de 5.03×10^{-4} m. En la Figura V.4c, el cráneo en si sigue avanzando, pero el punto de contacto no, aumenta su área y se empieza con la fractura del cráneo, ya que los colores no se muestran en áreas constantes como en la Figura V.4b, y existe un contacto en la parte del hueso temporal que se une al cigomático. Por último en la Figura V.4d ya el desplazamiento total se observa físicamente, el cráneo avanza 0.00101 m y el área de contacto aumenta, lo que hizo contacto primero, a este punto ya se encuentra fracturado.

Tabla V.2.- Valores para el desplazamiento total, intervalo de 1.21×10^{-5} s a 4.00×10^{-5} s

Tiempo (s)	Mínimo (m)	Máximo (m)
1.21 e-5	0	1.22 e-3
1.40 e-5	0	1.42 e-3
1.60 e-5	0	1.63 e-3
1.80 e-5	0	1.83 e-3
2.00 e-5	0	2.01 e-3
2.20 e-5	0	2.21 e-3
2.40 e-5	0	2.43 e-3
2.60 e-5	0	2.86 e-3
2.80 e-5	0	2.92 e-3
3.00 e-5	0	3.05 e-3
3.20 e-5	0	3.42 e-3
3.40 e-5	0	3.99 e-3
3.60 e-5	0	4.59 e-3
3.80 e-5	0	4.80 e-3
4.00 e-5	0	4.86 e-3

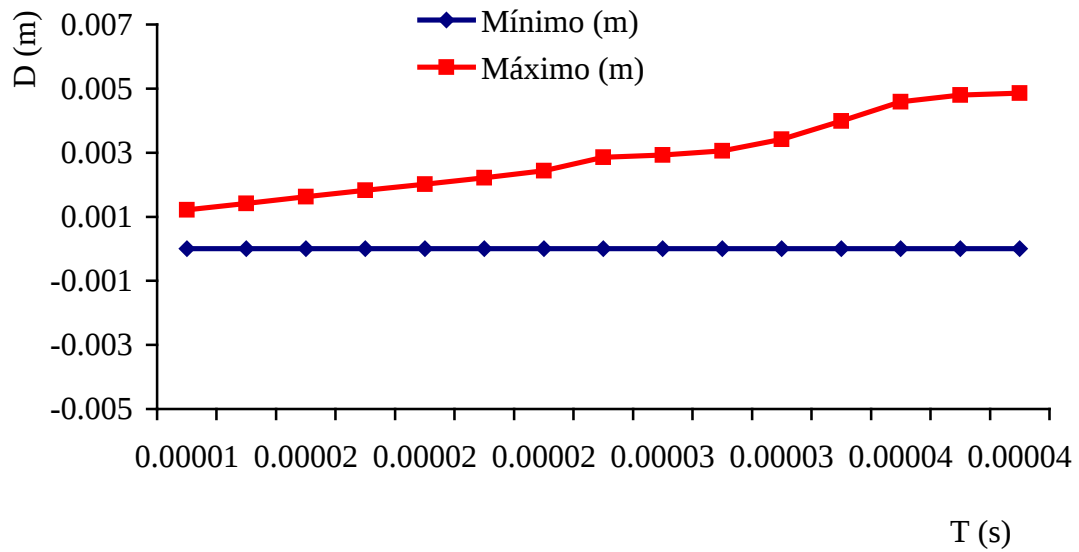


Figura V.5.- Valores para el desplazamiento total, intervalo de 1.21×10^{-5} s a 4.00×10^{-5} s

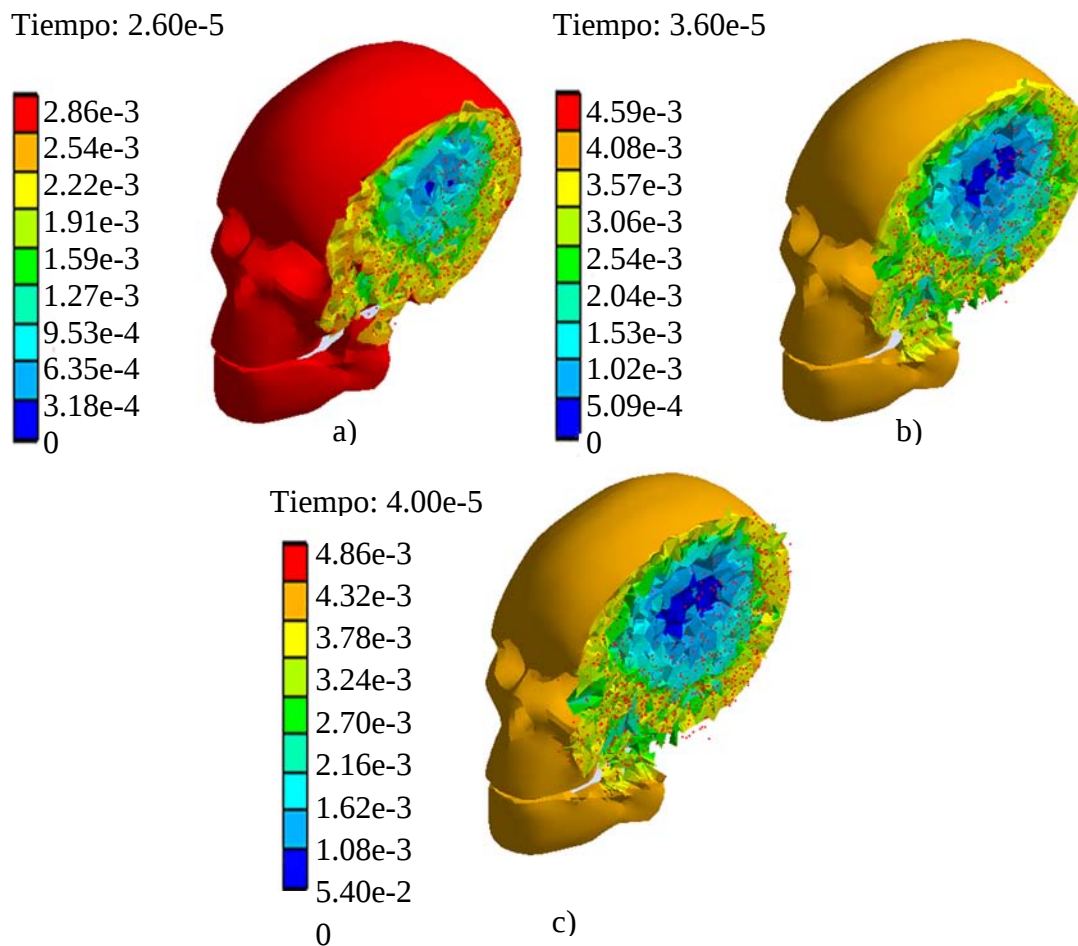


Figura V.6.- Valores y ejemplificación gráfica del desplazamiento, intervalo de 1.21×10^{-5} s a 4.00×10^{-5} s, teniendo los valores máximos en a) 2.86×10^{-3} m, b) 4.59×10^{-3} m y c) 4.86×10^{-3} m.

Si se observa la Tabla V.2 y la Figura V.5, en comparación con el intervalo anterior, se percibe a la mitad de los valores mantienen la linealidad hasta llegar al valor de 2.40×10^{-5} la linealidad del desplazamiento, en esta serie de imágenes (Figura V.6) se observa desde el quiebre del cráneo y la continuidad de éste, excediendo la resistencia del cráneo, forzando a que se quiebre, y se observa que se desplaza de una manera no lineal. La Figura V.6a, indica los valores de desplazamiento total que tiene al inicio de esta segunda etapa, la Figura V.6b muestra los valores que se tienen en un tiempo 3.60×10^{-5} donde los valores siguientes llegan a un promedio y por último la Figura V.6c, indica el final del desplazamiento total que tiene el cráneo quebrando la estructura totalmente.

V.2.1.2.- Esfuerzo principal (σ_p)

Es importante realizar un estudio del esfuerzo principal, por medio de la teoría de falla de Von Misses, ya que puede indicar en qué momento resulta la falla del material.

Tabla V.3.- Valores para el esfuerzo principal, intervalo de 0 s a 1.00×10^{-5} s

Tiempo (s)	Mínimo (Pa)	Máximo (Pa)
0	0	0
5.75×10^{-7}	0	0
1.04×10^{-6}	0	0
1.59×10^{-6}	0	0
2.05×10^{-6}	0	0
2.52×10^{-6}	0	0
3.07×10^{-6}	-31087	4261.9
3.53×10^{-6}	-225740	17849
4.09×10^{-6}	-1113900	45908
4.55×10^{-6}	-2240700	3.7624
5.01×10^{-6}	-3788200	31242
5.53×10^{-6}	-6016300	1362.3
6.01×10^{-6}	-8181900	20659
6.53×10^{-6}	-12132000	70622
7.02×10^{-6}	-10934000	16057
7.56×10^{-6}	-14450000	39997
8.05×10^{-6}	-12271000	35317
8.50×10^{-6}	-10199000	28699
9.06×10^{-6}	-9647500	21585
9.53×10^{-6}	-13032000	9205.2
1.00×10^{-5}	-14933000	107960

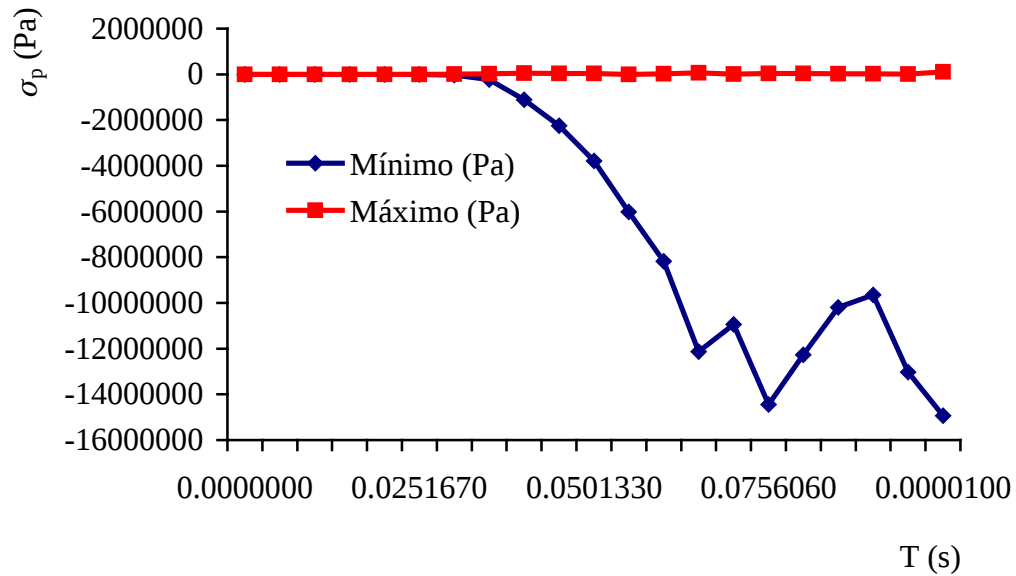


Figura V.7.- Valores para el esfuerzo principal, intervalo de 0 s a 1.00×10^{-5} s

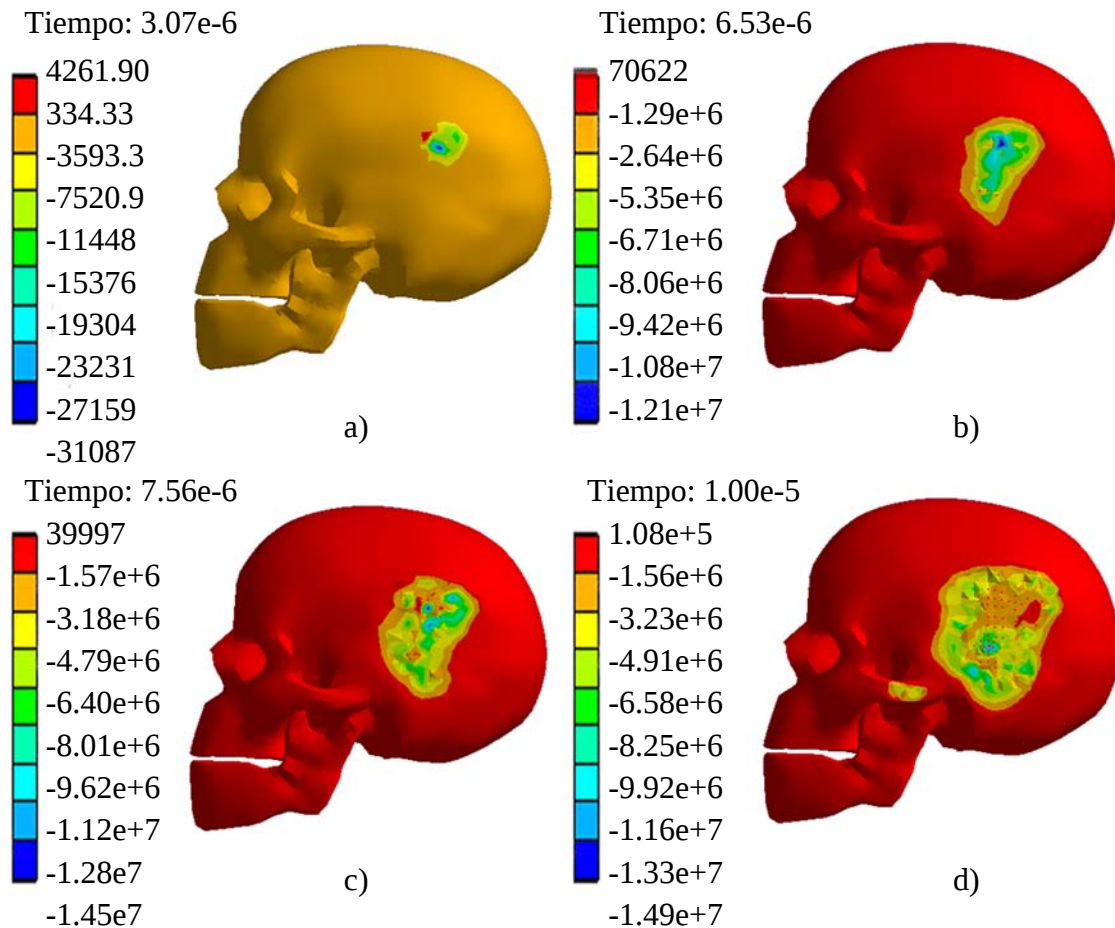


Figura V.8.- Valores y ejemplificación gráfica del esfuerzo principal, intervalo de 0 s a 1.00×10^{-5} s, teniendo los valores máximos en a) 4261.90 Pa, -31087 Pa, b) 70622 Pa, -1.21e7 Pa, c) 39997 Pa, -1.45e7 Pa, d) 1.08e5 Pa, -1.49e7 Pa.

Los valores representados en la Figura V.8a, indican el primer contacto con la barra, donde se observan esfuerzos muy pequeños a compresión y a tensión, con un valor en tensión de 4261.90 Pa y en compresión de -31087 Pa. En la Figura V.8b, es el esfuerzo principal máximo que recibe la primer capa del cráneo, la capa exterior, es un esfuerzo de 70622 Pa, y en compresión de -1.21×10^7 Pa, hasta este punto se tiene el máximo esfuerzo tanto en tensión como compresión, llegando a la fractura en compresión, ya que después de este punto se encuentra una primer caída de los esfuerzos, después de este punto el esfuerzo a compresión se incrementa a -1.22×10^7 Pa, se reducen y se vuelven a incrementar, por eso se puede determinar que en el tiempo 6.53×10^{-6} s se llega a la fractura del material.

Tabla V.4.- Valores para el esfuerzo principal, intervalo de 1.21×10^{-5} s a 4.00×10^{-5} s

Tiempo (s)	Mínimo (Pa)	Máximo (Pa)
1.21 e-5	-1.29 e+7	35286
1.40 e-5	-1.52 e+7	9916.2
1.60 e-5	-1.24 e+7	47922
1.80 e-5	-1.15 e+7	58185
2.00 e-5	-1.17 e+7	2880.9
2.20 e-5	-1.54 e+7	4.50 e+5
2.40 e-5	-1.26 e+7	8.18 e+5
2.60 e-5	-1.40 e+7	1.08 e+6
2.80 e-5	-1.13 e+7	1.32 e+6
3.00 e-5	-1.12 e+7	1.42 e+6
3.20 e-5	-1.11 e+7	1.63 e+6
3.40 e-5	-1.17 e+7	1.80 e+6
3.60 e-5	-9.92 e+6	1.90 e+6
3.80 e-5	-1.14 e+7	1.96 e+6
4.00 e-5	-1.32 e+7	1.96 e+6

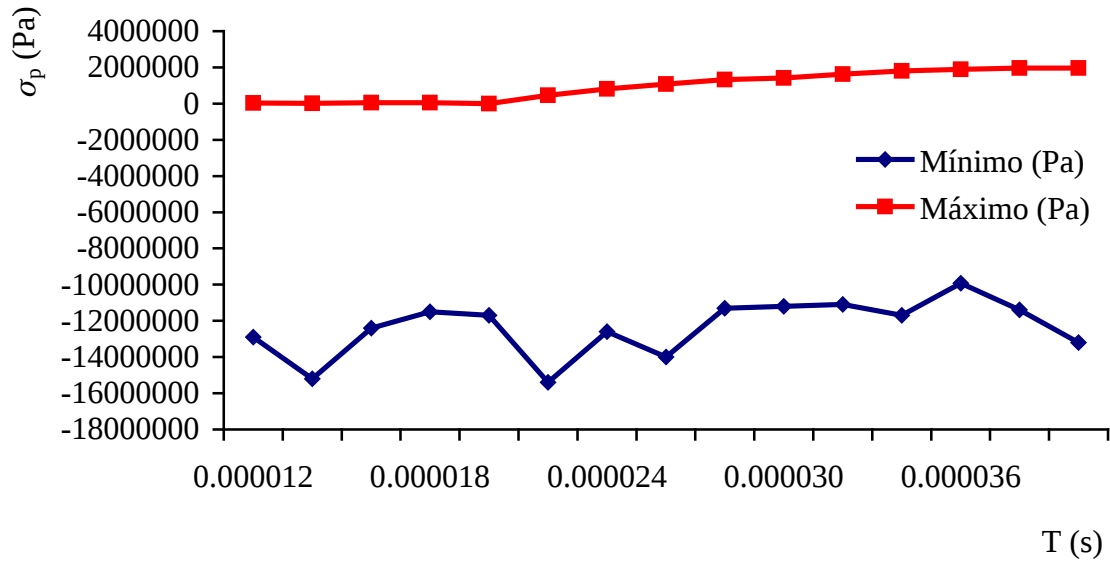


Figura V.9.- Valores para el esfuerzo principal, intervalo de 1.21×10^{-5} s a 4.00×10^{-5} s.

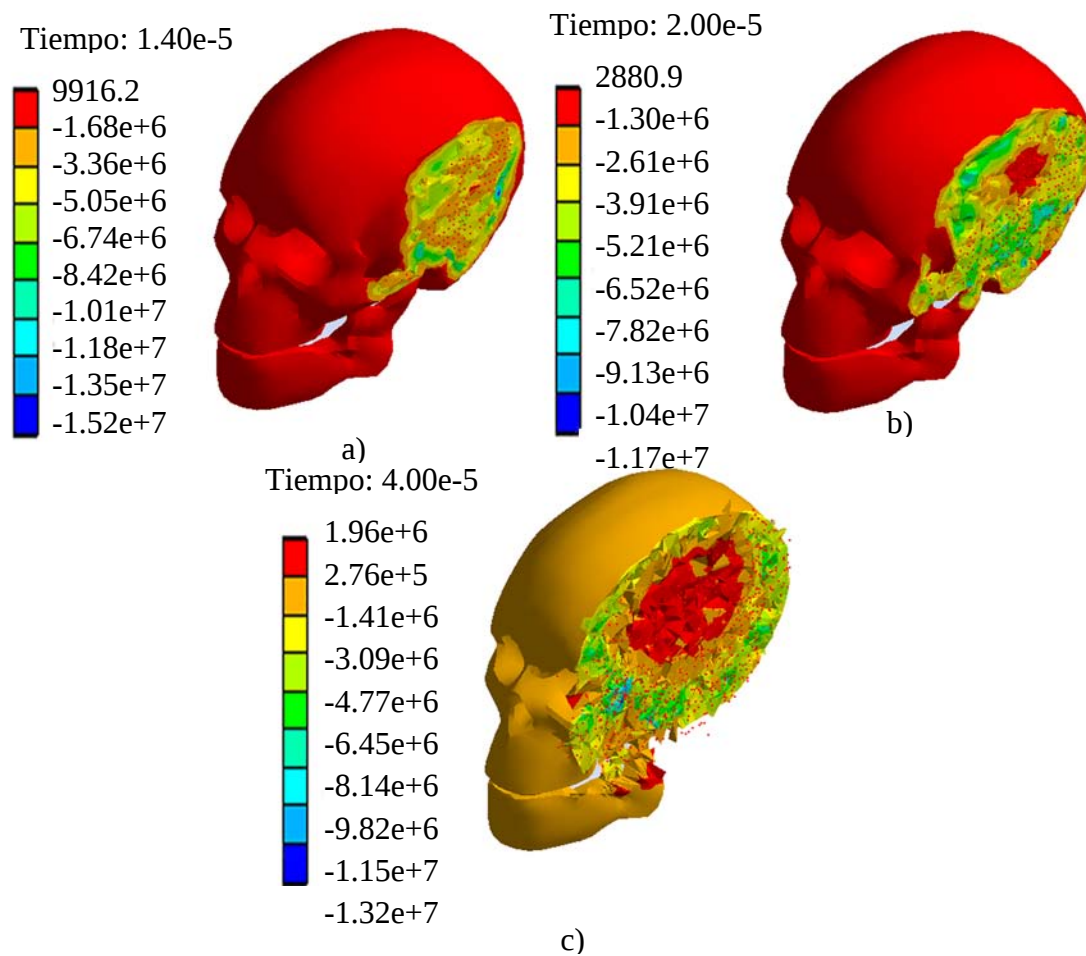


Figura V.10.- Valores y ejemplificación gráfica del esfuerzo principal, intervalo de 1.21×10^{-5} s a 4.00×10^{-5} s, teniendo los valores máximos a) 9916.2 Pa, -1.52×10^7 Pa, b) 288.9 Pa, -1.17×10^7 Pa, c) 1.96×10^6 Pa, -1.32×10^7 Pa.

Ahora bien para este segundo intervalo, se sigue con la misma tendencia a los esfuerzos que al final del intervalo anterior, se cuenta con una inconstancia que llega hasta el esfuerzo máximo de fractura y disminuyen los valores del esfuerzo.

V.2.1.3.- Esfuerzo cortante (σ_c)

Con el fin de observar de que tipo es el esfuerzo al que cede el material, se propone estudiar lo que sucede en un análisis de esfuerzo cortante, que indica el comportamiento tanto a tensión como a compresión del material sujeto al impacto.

Tabla V.5.- Valores para el esfuerzo cortante, intervalo de 0 s a 1.00×10^{-5} s

Tiempo (s)	Mínimo (Pa)	Máximo (Pa)
0	0	0
5.75 e-7	0	0
1.04 e-6	0	0
1.59 e-6	0	0
2.05 e-6	0	0
2.52 e-6	0	0
3.07 e-6	-47518	49449
3.53 e-6	-1.07 e+5	1.51 e+5
4.09 e-6	-1.86 e+5	2.21 e+5
4.55 e-6	-1.95 e+5	2.90 e+5
5.01 e-6	-2.01 e+5	2.87 e+5
5.53 e-6	-2.26 e+5	2.93 e+5
6.01 e-6	-2.16 e+5	2.63 e+5
6.53 e-6	-2.95 e+5	1.74 e+5
7.02 e-6	-2.83 e+5	3.54 e+5
7.56 e-6	-2.77 e+5	3.62 e+5
8.05 e-6	-2.38 e+5	4.16 e+5
8.50 e-6	-2.06 e+5	4.96 e+5
9.06 e-6	-2.36 e+5	4.85 e+5
9.53 e-6	-2.36 e+5	4.72 e+5
1.00 e-5	-2.56 e+5	4.53 e+5

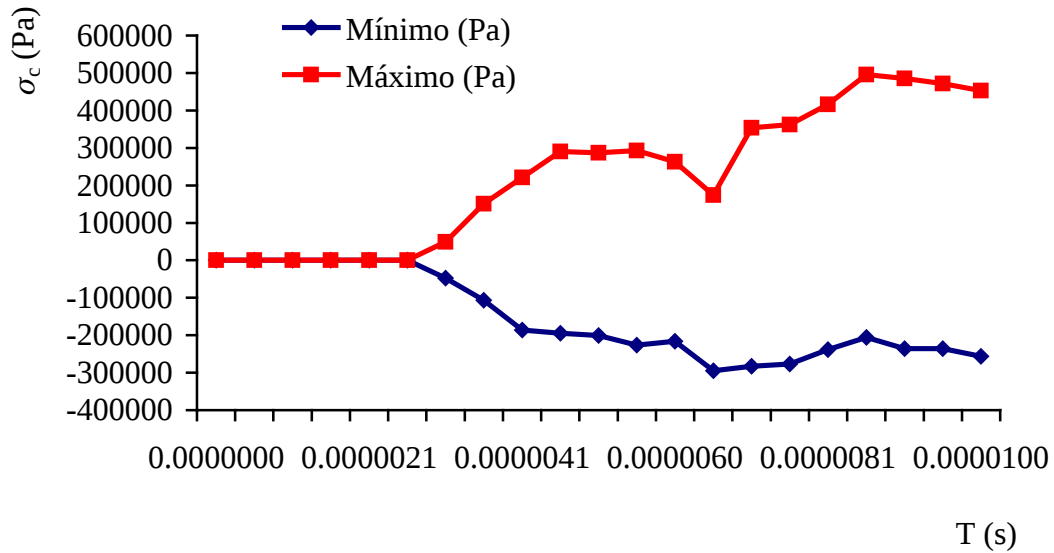


Figura V.11.- Valores para el esfuerzo cortante, intervalo de 0 s a 1.00×10^{-5} s

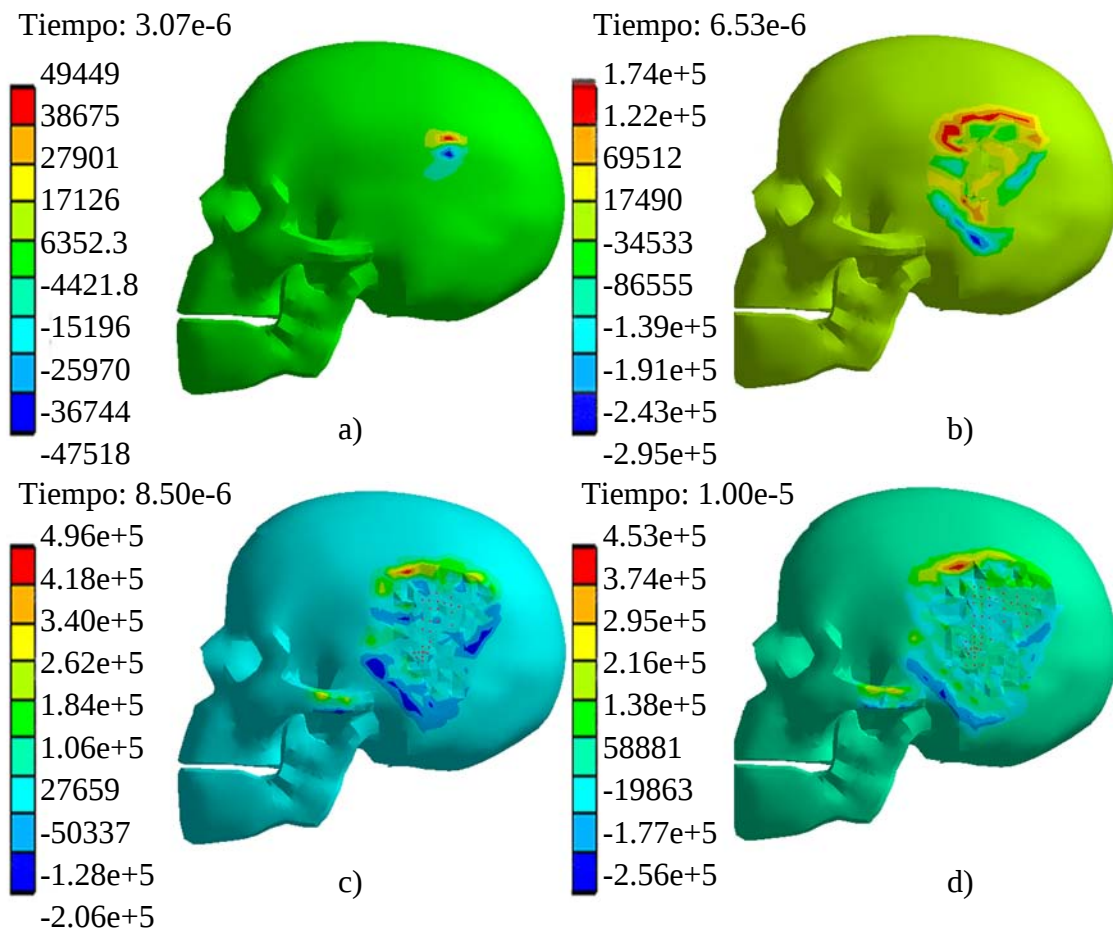


Figura V.12.- Valores y ejemplificación gráfica del esfuerzo cortante, intervalo de 0 s a 1.00×10^{-5} s, teniendo los valores máximos en a) 49449 Pa, -47518 Pa, b) 1.74×10^5 Pa, -2.95×10^5 Pa, c) 4.96×10^5 Pa, -2.06×10^5 Pa, d) 4.53×10^5 Pa, -2.56×10^5 Pa.

Para este análisis se observa en la Figura V.12a, que se inicia el contacto con los esfuerzos cortantes determinando la frontera de los positivos y los negativos, aumentan de una manera constante hasta el tiempo 4.55×10^{-6} s, se observa en la Figura V.11, después de este valor, no varían, forman una línea recta, y el valor positivo baja y el negativo sube, a los valores de 1.74×10^5 y -2.95×10^5 , lo indicado en la Figura V.12b, después los valores permanecen inconstantes hasta llegar al tiempo 1.00×10^{-5} s.

Tabla V.6.- Valores para el esfuerzo cortante, intervalo de 1.21×10^{-5} s a 4.00×10^{-5} s

Tiempo (s)	Mínimo (Pa)	Máximo (Pa)
1.21 e-5	-3.20 e+5	4.18 e+5
1.40 e-5	-3.72 e+5	4.48 e+5
1.60 e-5	-3.73 e+5	4.78 e+5
1.80 e-5	-4.67 e+5	4.86 e+5
2.00 e-5	-3.41 e+5	5.27 e+5
2.20 e-5	-4.46 e+5	4.77 e+5
2.40 e-5	-4.09 e+5	5.40 e+5
2.60 e-5	-4.58 e+5	4.77 e+5
2.80 e-5	-4.81 e+5	5.40 e+5
3.00 e-5	-5.52 e+5	5.24 e+5
3.20 e-5	-6.39 e+5	5.82 e+5
3.40 e-5	-6.15 e+5	5.38 e+5
3.60 e-5	-5.03 e+5	5.30 e+5
3.80 e-5	-5.83 e+5	4.87 e+5
4.00 e-5	-5.67 e+5	4.88 e+5

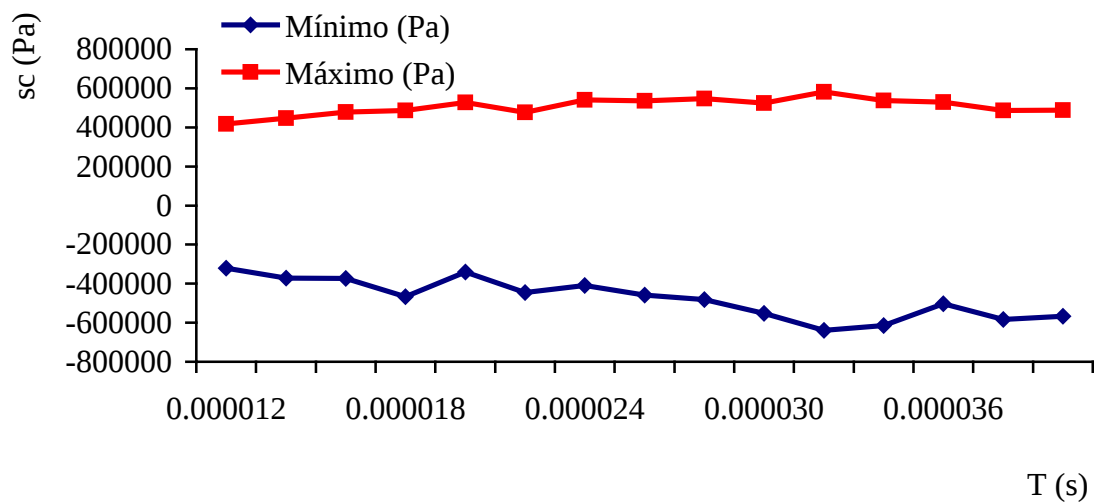


Figura V.13.- Valores para el esfuerzo cortante, intervalo de 1.21×10^{-5} s a 4.00×10^{-5} s

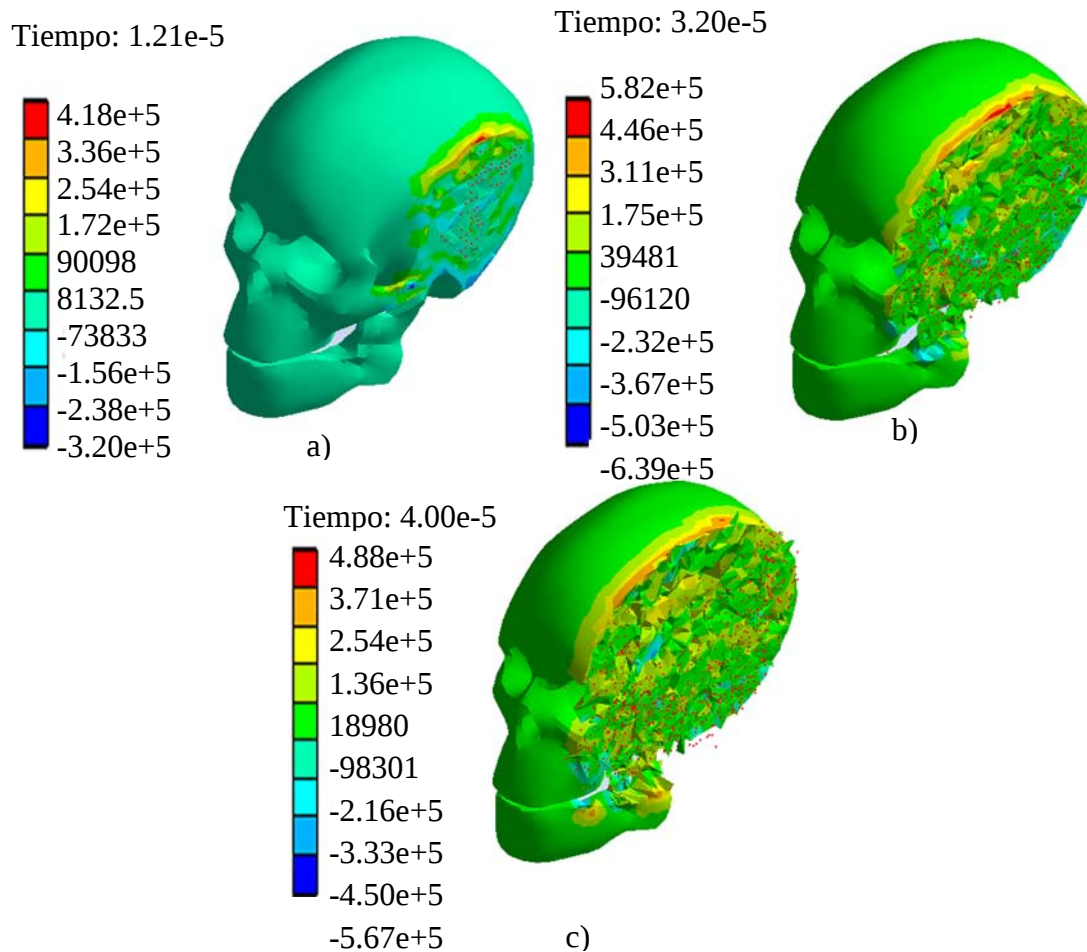


Figura V.14.- Valores y ejemplificación gráfica del esfuerzo cortante intervalo de 1.21×10^{-5} s a 4.00×10^{-5} s, teniendo los valores máximos a) 4.18×10^5 Pa, -3.20×10^5 Pa, b) 5.82×10^5 Pa, -6.39×10^5 Pa, c) 4.88×10^5 Pa, -5.67×10^5 Pa.

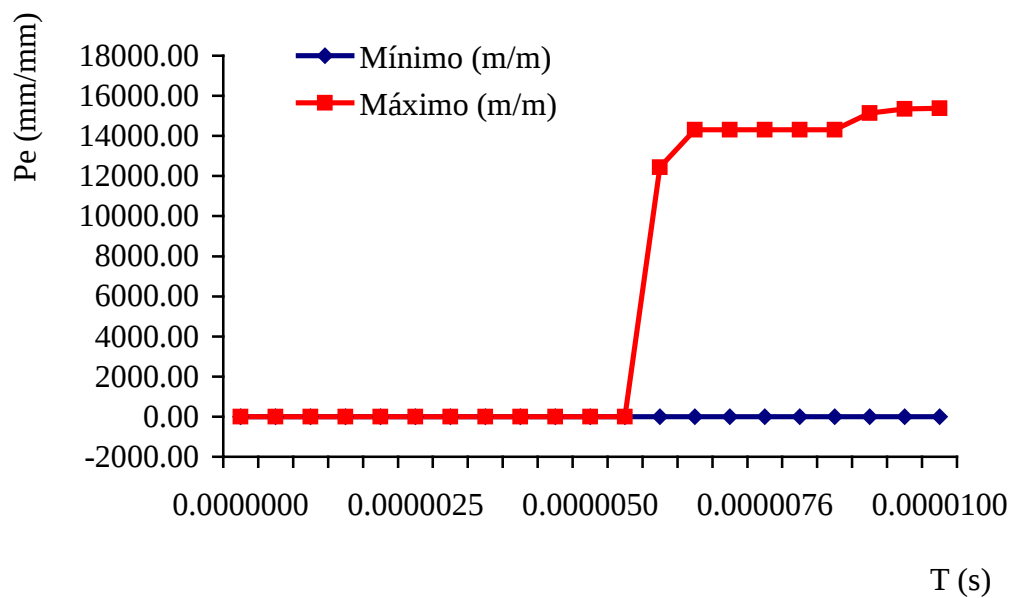
Para este segundo intervalo se observa en la Figura V.13 que los valores igual que al final del primer intervalo los valores permanecen inconstantes tanto positivos como negativos.

V.2.1.4.- Equivalente plástico (Pe)

Ya que se está considerando la zona elástica tanto como la plástica del material, y si se recuerda que en cargas de impacto se tiene un comportamiento frágil del material debido a lo súbito de la carga, se utiliza un análisis del equivalente plástico para observar este fenómeno de fragilización del material.

Tabla V.7.- Valores para el equivalente plástico, intervalo de 0 s a 1.00×10^{-5} s

Tiempo (s)	Mínimo (m/m)	Máximo (m/m)
0	0	0
5.75 e-7	0	0
1.04 e-6	0	0
1.59 e-6	0	0
2.05 e-6	0	0
2.52 e-6	0	0
3.07 e-6	0	0
3.53 e-6	0	0
4.09 e-6	0	0
4.55 e-6	0	3.03 e-2
5.01 e-6	0	0.22
5.53 e-6	0	0.42
6.01 e-6	0	0.67
6.53 e-6	0	0.93
7.02 e-6	0	1.24
7.56 e-6	0	1.43
8.05 e-6	0	1.43
8.50 e-6	0	1.43
9.06 e-6	0	1.51
9.53 e-6	0	1.54
1.00 e-5	0	1.53

**Figura V.15.-** Valores para el equivalente plástico, intervalo de 0 s a 1.00×10^{-5} s

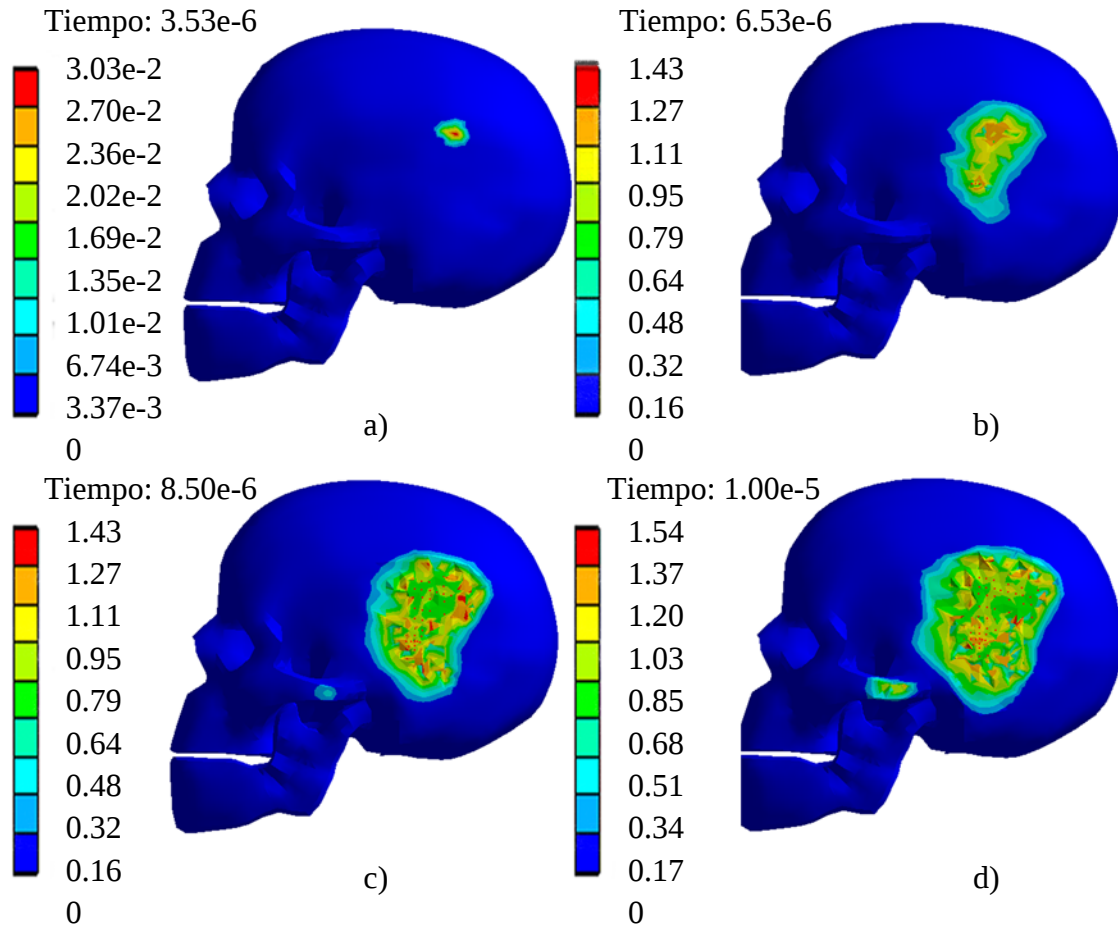
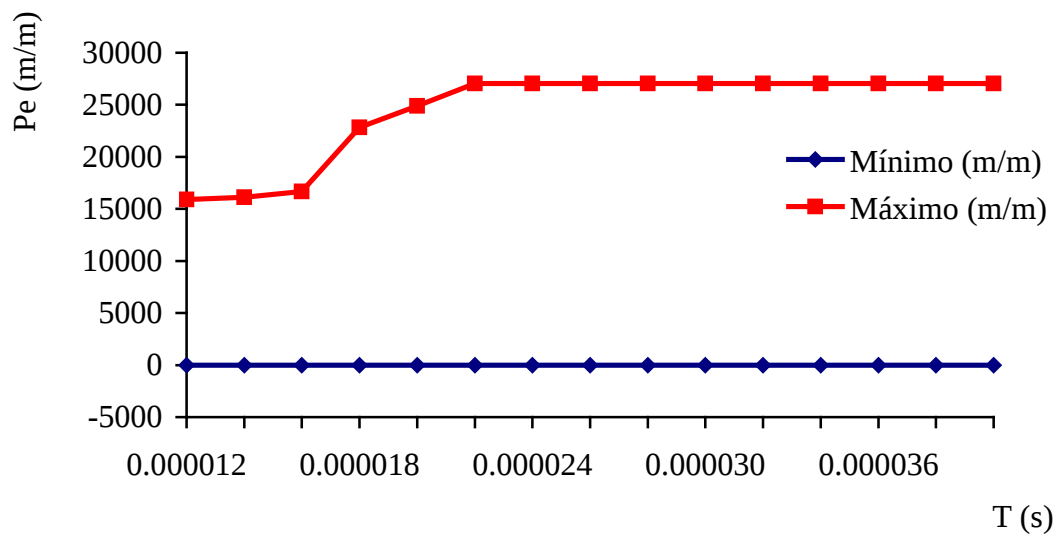


Figura V.16.- Valores y ejemplificación gráfica del equivalente plástico, intervalo de 0 s a 1.00×10^{-5} s, teniendo los valores máximos en a) 3.03×10^{-2} , b) 1.43, c) 1.43, d) 1.54.

Un punto interesante dentro de este análisis es que a diferencia de los análisis anteriores, en donde se observa el trabajo elástico del material, y la obtención de resultados comienza en el tiempo 3.07×10^{-6} s, el equivalente plástico comienza en el tiempo 4.55×10^{-6} s, con el valor de 0.0303, e incrementa.

Tabla V.8.- Valores para el equivalente plástico, intervalo de 1.21×10^{-5} s a 4.00×10^{-5} s

Tiempo (s)	Mínimo (m/m)	Máximo (m/m)
1.21 e-5	0	1.59
1.40 e-5	0	1.61
1.60 e-5	0	1.67
1.80 e-5	0	2.28
2.00 e-5	0	2.49
2.20 e-5	0	2.71
2.40 e-5	0	2.71
2.60 e-5	0	2.71
2.80 e-5	0	2.71
3.00 e-5	0	2.71
3.20 e-5	0	2.71
3.40 e-5	0	2.71
3.60 e-5	0	2.71
3.80 e-5	0	2.71
4.00 e-5	0	2.71

**Figura V.17.-** Valores para el equivalente plástico, intervalo de 1.21×10^{-5} s a 4.00×10^{-5} s

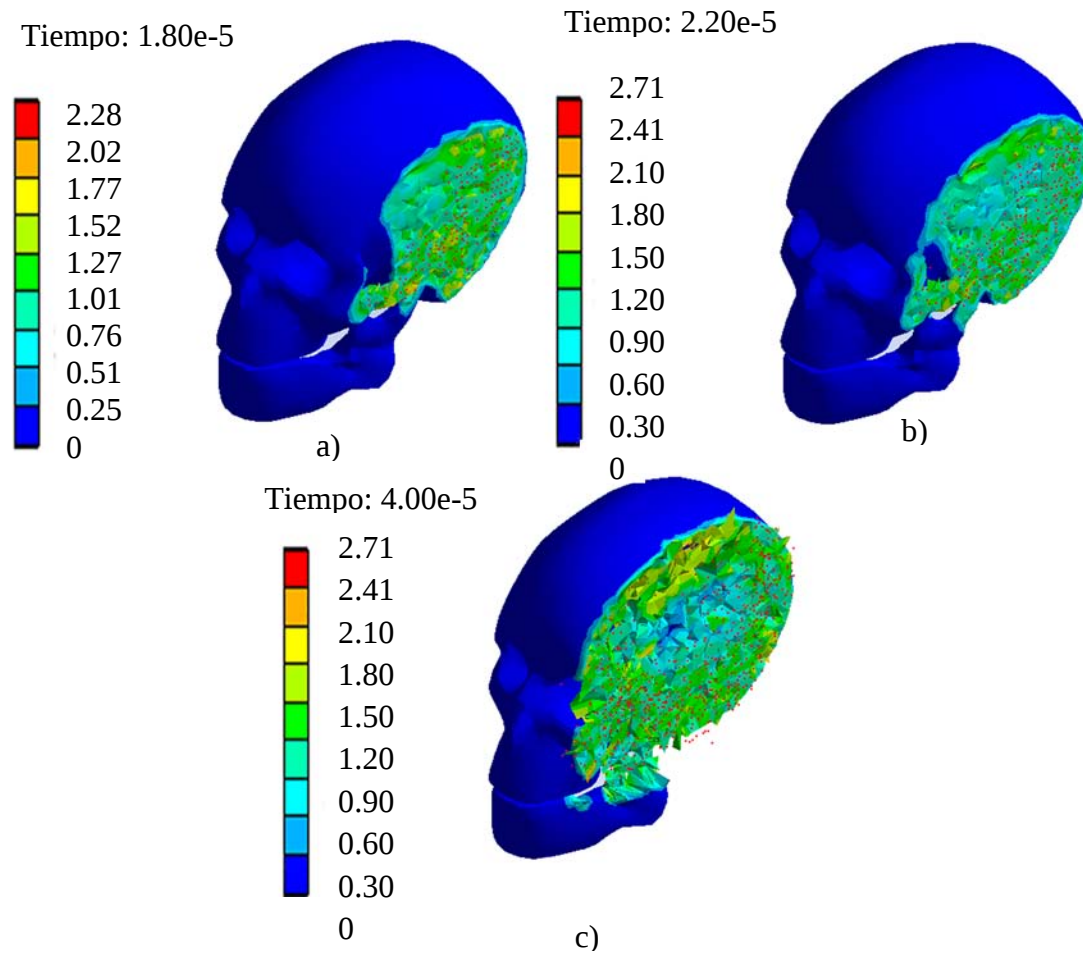


Figura V.18.- Valores y ejemplificación gráfica del equivalente plástico, intervalo de 1.21×10^{-5} s a 4.00×10^{-5} s, teniendo los valores máximos a) 2.28, b) 2.71, c) 2.71.

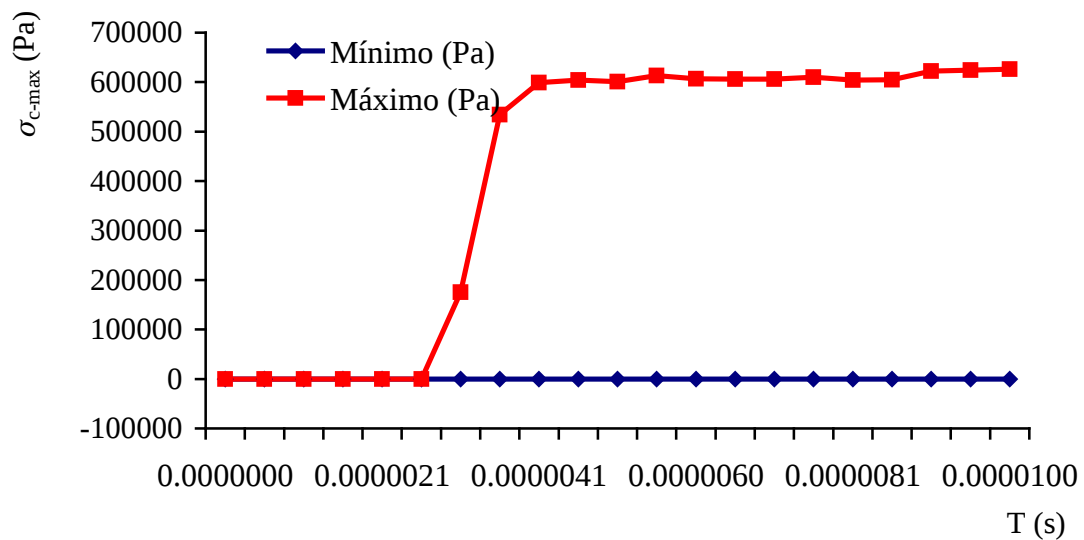
Para este segundo intervalo, se tienen los primeros tres valores no varían mucho, el cuarto se encuentra el primer salto de 2.28, se tienen tres valores equidistantes hasta llegar al máximo de 2.71, que es en donde se mantiene hasta finalizar el estudio.

V.2.1.5.- Máximo cortante (σ_{c-max})

Dentro de la falla del material al cortante, se debe de observar el máximo punto de este para considerar de importancia su acción.

Tabla V.9.- Valores para el máximo cortante, intervalo de 0 s a 1.00×10^{-5} s

Tiempo (s)	Mínimo (Pa)	Máximo (Pa)
0	0	0
5.75 e-7	0	0
1.04 e-6	0	0
1.59 e-6	0	0
2.05 e-6	0	0
2.52 e-6	0	0
3.07 e-6	0	1.75 e+5
3.53 e-6	0	5.34 e+5
4.09 e-6	0	5.99 e+5
4.55 e-6	0	6.04 e+5
5.01 e-6	0	6.01 e+5
5.53 e-6	0	6.13 e+5
6.01 e-6	0	6.07 e+5
6.53 e-6	0	6.06 e+5
7.02 e-6	0	6.06 e+5
7.56 e-6	0	6.10 e+5
8.05 e-6	0	6.04 e+5
8.50 e-6	0	6.05 e+5
9.06 e-6	0	6.22 e+5
9.53 e-6	0	6.24 e+5
1.00 e-5	0	6.26 e+5

**Figura V.19.-** Valores para el máximo cortante, intervalo de 0 s a 1.00×10^{-5} s

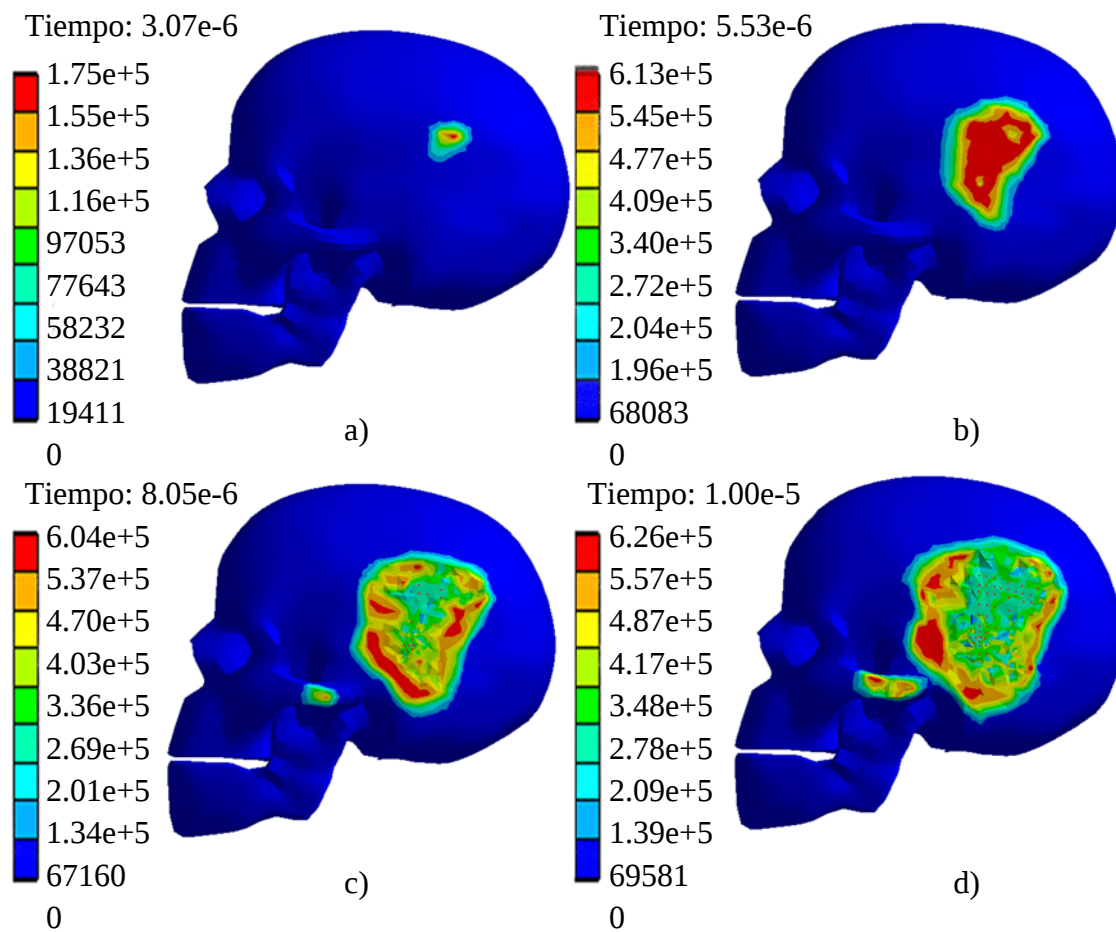
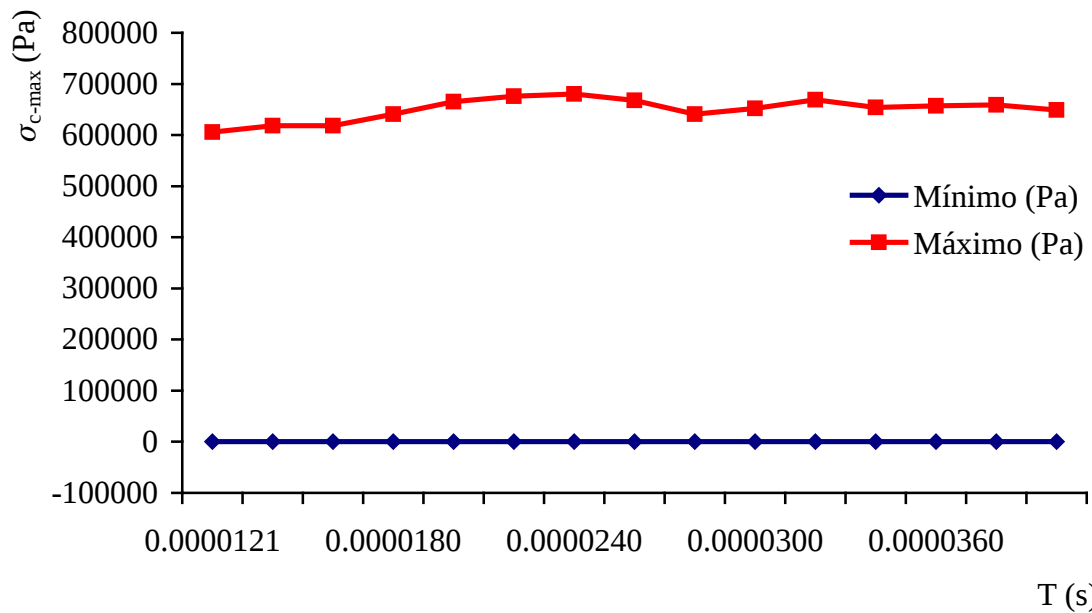


Figura V.20.- Valores y ejemplificación gráfica del máximo cortante, intervalo de 0 s a 1.00×10^{-5} s, teniendo los valores máximos en a) 1.75×10^5 Pa, b) 6.13×10^5 Pa, c) 6.04×10^5 Pa, d) 6.26×10^5 Pa.

El contacto se observa en el punto 3.07×10^{-6} s, aumentando el valor del máximo cortante hasta llegar al valor de 6.04×10^5 Pa, y los valores siguientes se mantienen en un intervalo constante.

Tabla V.10.- Valores para el máximo cortante, intervalo de 1.21×10^{-5} s a 4.00×10^{-5} s

Tiempo (s)	Mínimo (Pa)	Máximo (Pa)
1.21 e-5	0	6.06 e+5
1.40 e-5	0	6.18 e+5
1.60 e-5	0	6.18 e+5
1.80 e-5	0	6.41 e+5
2.00 e-5	0	6.65 e+5
2.20 e-5	0	6.76 e+5
2.40 e-5	0	6.80 e+5
2.60 e-5	0	6.68 e+5
2.80 e-5	0	6.41 e+5
3.00 e-5	0	6.52 e+5
3.20 e-5	0	6.69 e+5
3.40 e-5	0	6.54 e+5
3.60 e-5	0	6.57 e+5
3.80 e-5	0	6.59 e+5
4.00 e-5	0	6.49 e+5

**Figura V.21.-** Valores para el máximo cortante, intervalo de 1.21×10^{-5} s a 4.00×10^{-5} s

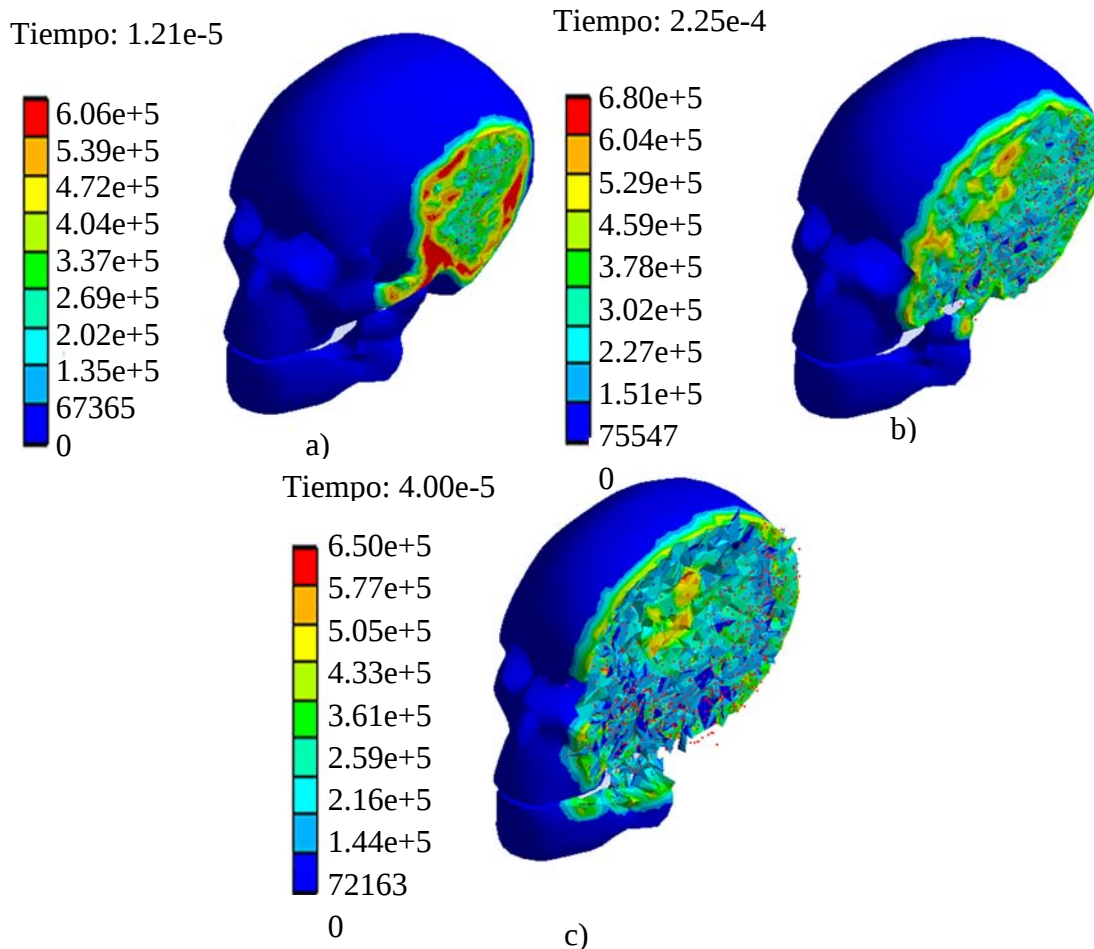


Figura V.22.- Valores y ejemplificación gráfica del máximo cortante, intervalo de 1.21×10^{-5} s a 4.00×10^{-5} s, teniendo los valores máximos a) 6.06×10^5 Pa, b) 6.80×10^5 Pa, c) 6.50×10^5 Pa.

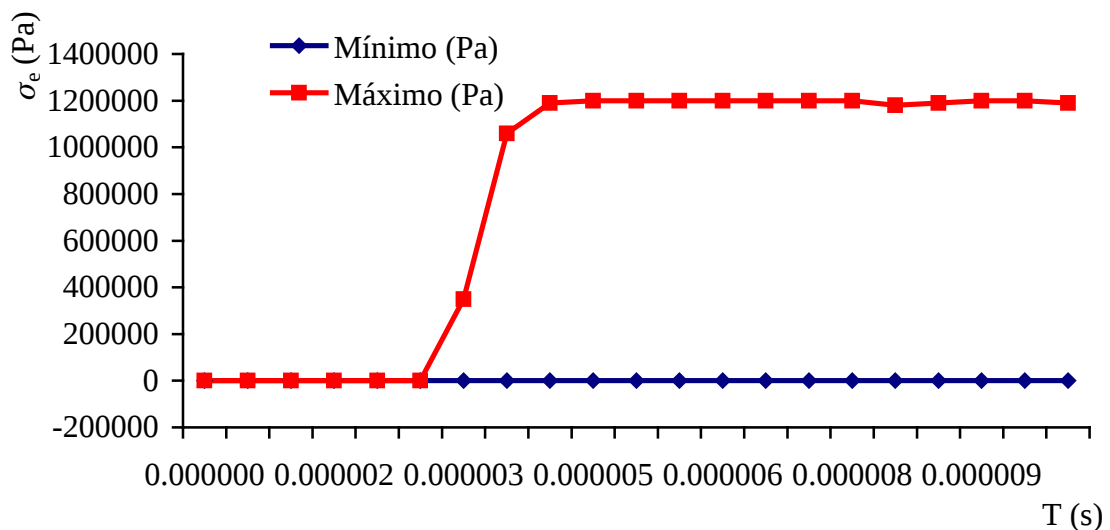
Se observa que los valores permanecen constantes con respecto al intervalo anterior, por lo que se puede determinar que el esfuerzo cortante no es el máximo esfuerzo del estudio.

V.2.1.6.- Esfuerzo equivalente (σ_e)

Dentro de la falla del material se debe de considerar el esfuerzo equivalente a tensión, observando el máximo punto de este para considerar de importancia su acción.

Tabla V.11.- Valores para el esfuerzo equivalente, intervalo de 0 s a 1.00×10^{-5} s

Tiempo (s)	Mínimo (Pa)	Máximo (Pa)
0	0	0
5.75 e-7	0	0
1.04 e-6	0	0
1.59 e-6	0	0
2.05 e-6	0	0
2.52 e-6	0	0
3.07 e-6	0	3.49 e+5
3.53 e-6	0	1.06 e+6
4.09 e-6	0	1.19 e+6
4.55 e-6	0	1.20 e+6
5.01 e-6	0	1.20 e+6
5.53 e-6	0	1.20 e+6
6.01 e-6	0	1.20 e+6
6.53 e-6	0	1.20 e+6
7.02 e-6	0	1.20 e+6
7.56 e-6	0	1.20 e+6
8.05 e-6	0	1.18 e+6
8.50 e-6	0	1.19 e+6
9.06 e-6	0	1.20 e+6
9.53 e-6	0	1.20 e+6
1.00 e-5	0	1.19 e+6

**Figura V.23.-** Valores para el esfuerzo equivalente, intervalo de 0 s a 1.00×10^{-5} s

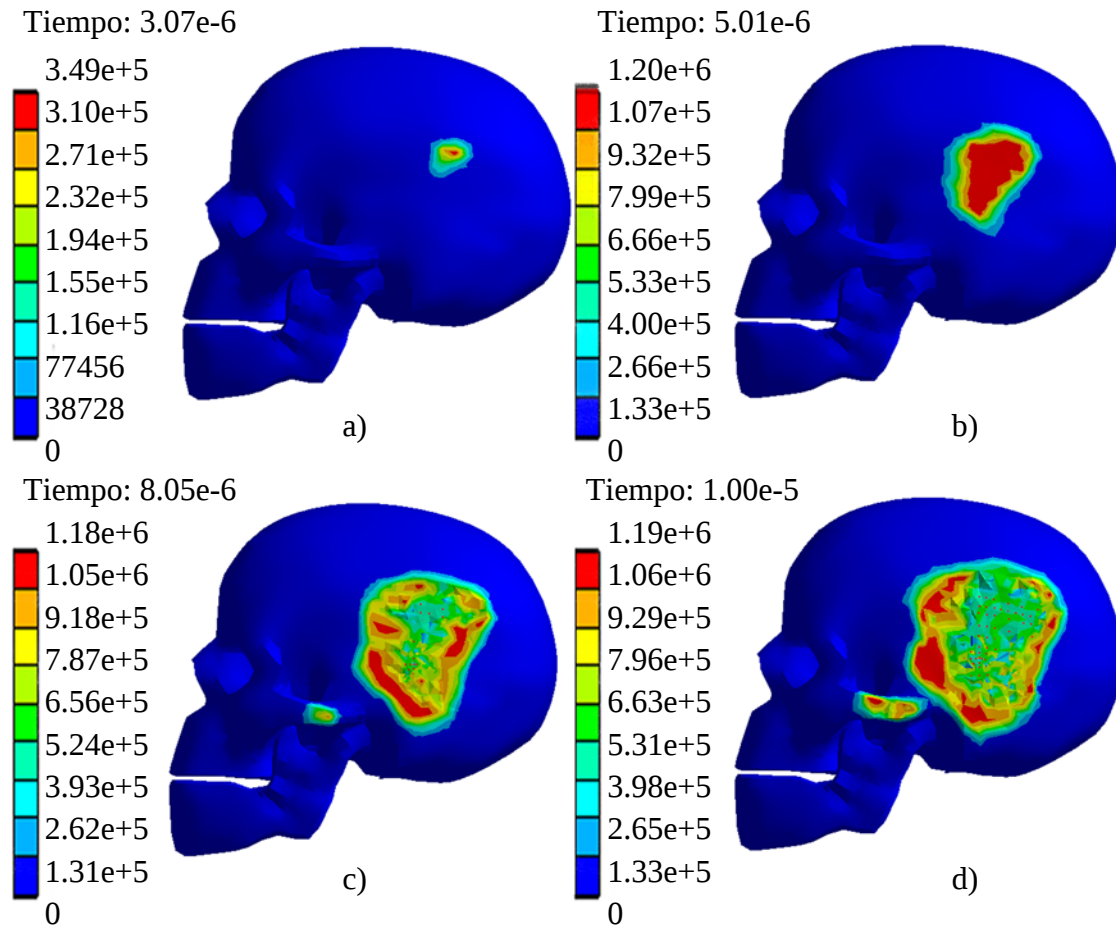


Figura V.24.- Valores y ejemplificación gráfica del esfuerzo equivalente, intervalo de 0 s a 1.01×10^{-5} s, teniendo los valores máximos en a) 3.49×10^5 Pa, b) 1.20×10^6 Pa, c) 1.18×10^6 Pa, d) 1.19×10^6 Pa.

Tabla V.12.- Valores para el esfuerzo equivalente, intervalo de 1.21×10^{-5} s a 4.00×10^{-5} s

Tiempo (s)	Mínimo (Pa)	Máximo (Pa)
1.21 e-5	0	1.19 e+6
1.40 e-5	0	1.19 e+6
1.60 e-5	0	1.19 e+6
1.80 e-5	0	1.19 e+6
2.00 e-5	0	1.19 e+6
2.20 e-5	0	1.19 e+6
2.40 e-5	0	1.19 e+6
2.60 e-5	0	1.19 e+6
2.80 e-5	0	1.19 e+6
3.00 e-5	0	1.19 e+6
3.20 e-5	0	1.19 e+6
3.40 e-5	0	1.18 e+6
3.60 e-5	0	1.18 e+6
3.80 e-5	0	1.19 e+6
4.00 e-5	0	1.19 e+6

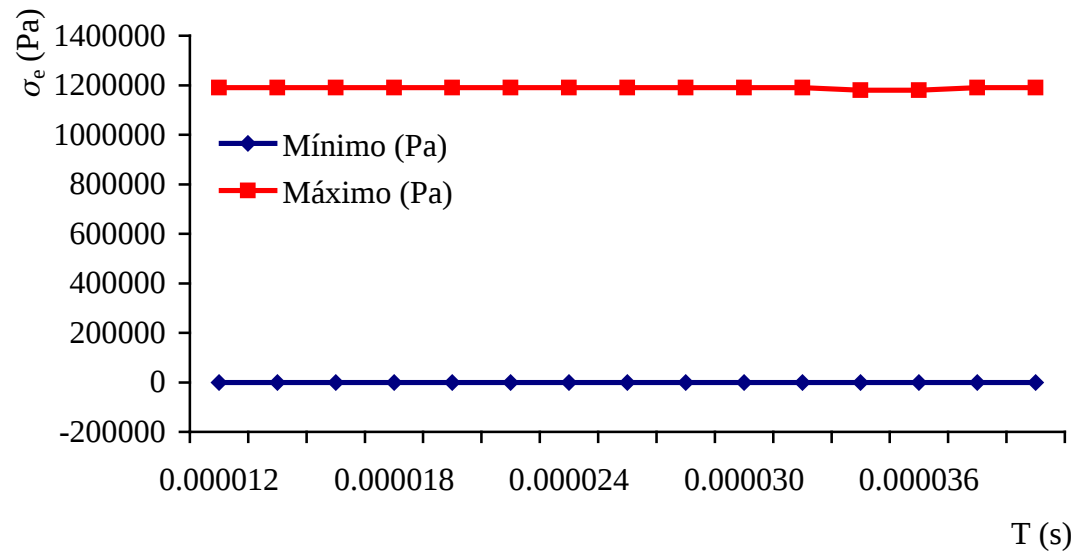


Figura V.25.- Valores para el esfuerzo equivalente, intervalo de 2.51×10^{-5} s a 2.25×10^{-5} s

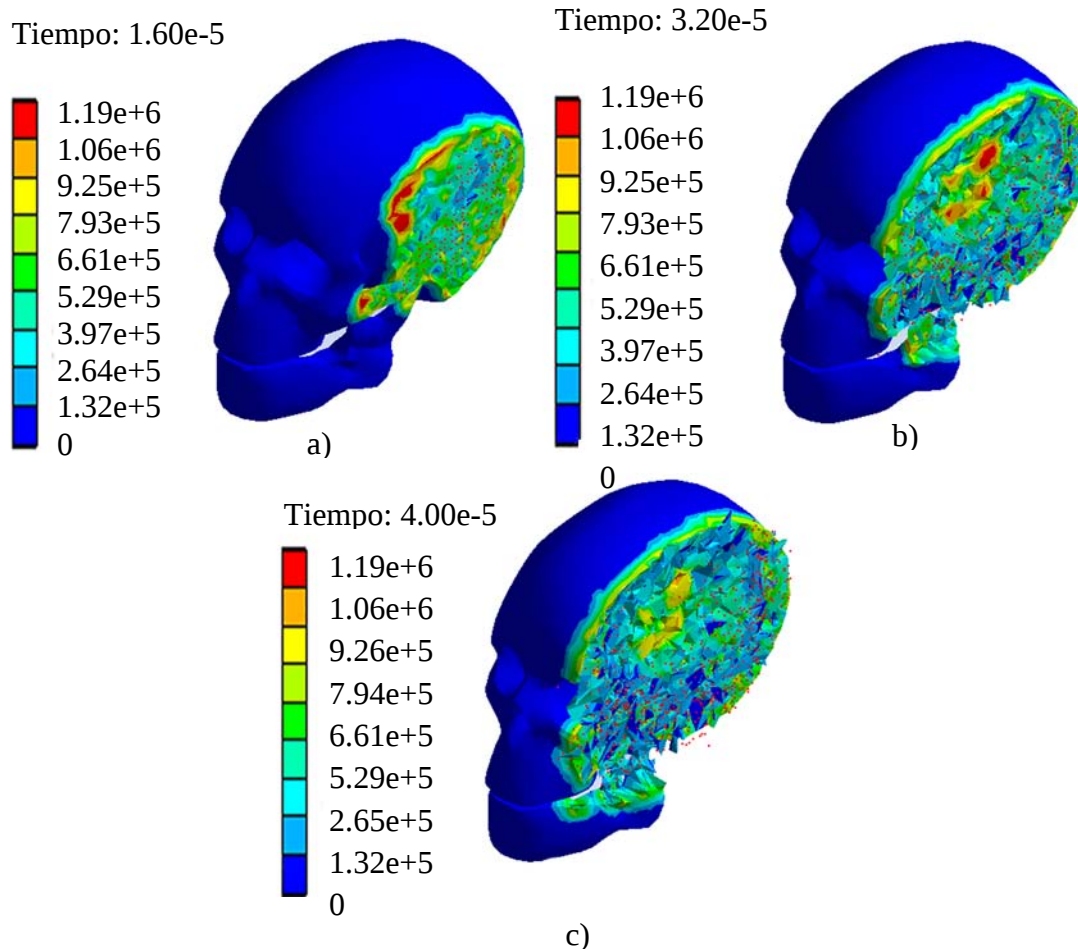


Figura V.26.- Valores y ejemplificación gráfica del esfuerzo equivalente, intervalo de 2.51×10^{-5} s a 2.25×10^{-5} s, teniendo los valores máximos a) 1.16×10^6 Pa, b) 1.60×10^6 Pa.

Se observa en la Figura V.26a que se tiene el primer contacto con la placa, al transcurrir el tiempo a llegar a la Figura V.26b, se observa que se llega al punto máximo del esfuerzo lo que indica que en la Figura V.26c se llega a la fractura del material, al pasar este punto, ya no varían mucho los valores y se mantienen relativamente constantes hasta el final de la prueba.

V.2.2.- Análisis energético

Siendo que en un análisis dinámico se involucran distintos tipos de energía, se generan graficas para observar el comportamiento energético del cráneo las cuales son:

1. Energía total.
2. Energía cinética.
3. Energía interna.
4. Trabajo plástico.

Para los resultados en cuanto al análisis energético, se utiliza el intervalo en tiempo de 0 s a 1.00×10^{-5} s esto con el fin de tener un análisis energético del impacto en donde se encuentran la mayor variedad de esfuerzos.

V.2.2.1.- Energía interna

Se considera el estudio de la energía interna ya que es importante un estudio relevante a lo que sucede dentro del cuerpo a estudiar, con el fin de entender que pasa con la absorción de energía de impacto, se tienen tres puntos considerables dentro de la energía interna, el primer punto es cuando se recibe el impacto, en el segundo 2.61×10^{-6} , después de este punto la energía empieza a aumentar, ya que el cuerpo absorbe parte de esta, después se incrementa hasta el segundo 8.50×10^{-6} en donde cae visiblemente y comienza a incrementarse igual que antes de este punto.

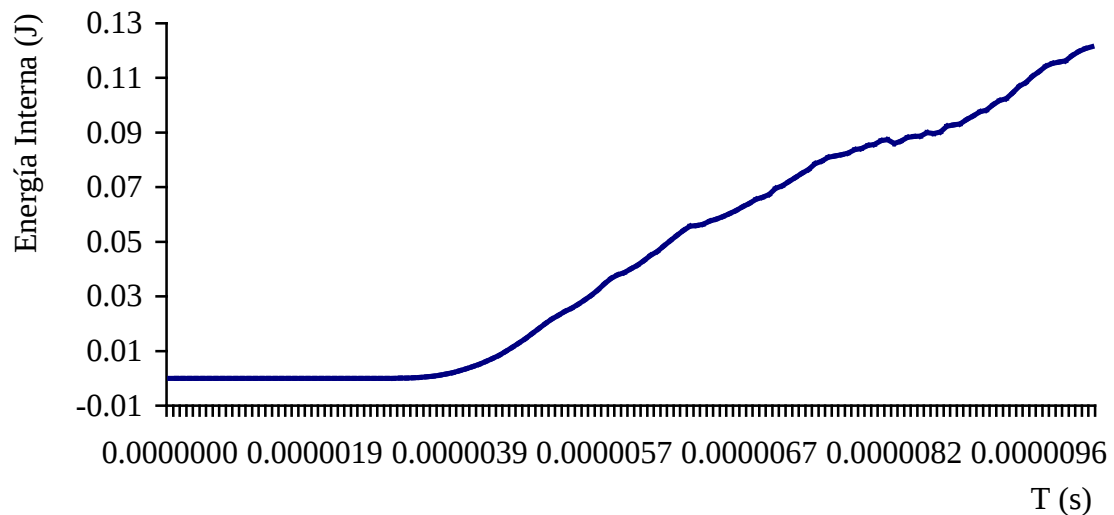


Figura V.27.- Valores para el análisis de energía interna, intervalo de 0 s a 1.00×10^{-5} s

Tabla V.13.- Valores para el análisis de energía interna, intervalo de 0 s a 1.00×10^{-5} s.

No	Tiempo (s)	Energía Interna (J)	No	Tiempo (s)	Energía Interna (J)	No	Tiempo (s)	Energía Interna (J)	No	Tiempo (s)	Energía Interna (J)
1	0	0	21	1.68 e-6	0	41	3.53 e-6	7.90 e-4	61	5.30 e-6	2.45 e-2
2	5.09 e-8	0	22	1.78 e-6	0	42	3.63 e-6	1.15 e-3	62	5.35 e-6	2.57 e-2
3	1.07 e-7	0	23	1.87 e-6	0	43	3.72 e-6	1.60 e-3	63	5.40 e-6	2.71 e-2
4	1.68 e-7	0	24	1.96 e-6	0	44	3.81 e-6	2.14 e-3	64	5.46 e-6	2.88 e-2
5	2.36 e-7	0	25	2.05 e-6	0	45	3.90 e-6	2.76 e-3	65	5.53 e-6	3.04 e-2
6	3.10 e-7	0	26	2.15 e-6	0	46	4.00 e-6	3.47 e-3	66	5.60 e-6	3.24 e-2
7	3.92 e-7	0	27	2.24 e-6	0	47	4.09 e-6	4.27 e-3	67	5.68 e-6	3.46 e-2
8	4.82 e-7	0	28	2.33 e-6	0	48	4.18 e-6	5.15 e-3	68	5.74 e-6	3.65 e-2
9	5.75 e-7	0	29	2.42 e-6	0	49	4.27 e-6	6.14 e-3	69	5.79 e-6	3.79 e-2
10	6.67 e-7	0	30	2.52 e-6	0	50	4.37 e-6	7.24 e-3	70	5.82 e-6	3.87 e-2
11	7.60 e-7	0	31	2.61 e-6	2.71 e-9	51	4.46 e-6	8.47 e-3	71	5.86 e-6	4.01 e-2
12	8.52 e-7	0	32	2.70 e-6	6.66 e-8	52	4.55 e-6	9.83 e-3	72	5.91 e-6	4.14 e-2
13	9.45 e-7	0	33	2.79 e-6	6.26 e-7	53	4.64 e-6	1.13 e-2	73	5.96 e-6	4.31 e-2
14	1.04 e-6	0	34	2.89 e-6	3.42 e-6	54	4.74 e-6	1.29 e-2	74	6.01 e-6	4.50 e-2
15	1.13 e-6	0	35	2.98 e-6	1.27 e-5	55	4.83 e-6	1.46 e-2	75	6.07 e-6	4.65 e-2
16	1.22 e-6	0	36	3.07 e-6	3.61 e-5	56	4.92 e-6	1.64 e-2	76	6.12 e-6	4.84 e-2
17	1.31 e-6	0	37	3.16 e-6	8.43 e-5	57	5.01 e-6	1.82 e-2	77	6.18 e-6	5.04 e-2
18	1.41 e-6	0	38	3.26 e-6	1.70 e-4	58	5.10 e-6	2.00 e-2	78	6.25 e-6	5.24 e-2
19	1.50 e-6	0	39	3.35 e-6	3.08 e-4	59	5.18 e-6	2.16 e-2	79	6.31 e-6	5.42 e-2
20	1.59 e-6	0	40	3.44 e-6	5.10 e-4	60	5.24 e-6	2.31 e-2	80	6.36 e-6	5.57 e-2

Tabla V.13.- Valores para el análisis de energía interna, intervalo de 0 s a 1.00 e-5 s
(continuación)

No	Tiempo (s)	Energía Interna (J)	No	Tiempo (s)	Energía Interna (J)	No	Tiempo (s)	Energía Interna (J)	No	Tiempo (s)	Energía Interna (J)
81	6.40 e-6	5.59 e-2	97	7.24 e-6	7.51 e-2	113	8.26 e-6	8.82 e-2	129	9.33 e-6	0.10450
82	6.43 e-6	5.64 e-2	98	7.32 e-6	7.65 e-2	114	8.32 e-6	8.86 e-2	130	9.40 e-6	0.10703
83	6.46 e-6	5.75 e-2	99	7.41 e-6	7.86 e-2	115	8.39 e-6	8.87 e-2	131	9.47 e-6	0.10830
84	6.49 e-6	5.83 e-2	100	7.49 e-6	7.96 e-2	116	8.45 e-6	9.00 e-2	132	9.53 e-6	0.11060
85	6.53 e-6	5.92 e-2	101	7.56 e-6	8.10 e-2	117	8.50 e-6	8.96 e-2	133	9.60 e-6	0.11229
86	6.57 e-6	6.03 e-2	102	7.61 e-6	8.14 e-2	118	8.56 e-6	9.02 e-2	134	9.68 e-6	0.11429
87	6.61 e-6	6.15 e-2	103	7.67 e-6	8.19 e-2	119	8.63 e-6	9.23 e-2	135	9.74 e-6	0.11537
88	6.66 e-6	6.29 e-2	104	7.73 e-6	8.24 e-2	120	8.69 e-6	9.27 e-2	136	9.79 e-6	0.11585
89	6.71 e-6	6.40 e-2	105	7.80 e-6	8.37 e-2	121	8.74 e-6	9.32 e-2	137	9.84 e-6	0.11625
90	6.77 e-6	6.56 e-2	106	7.88 e-6	8.42 e-2	122	8.79 e-6	9.48 e-2	138	9.88 e-6	0.11819
91	6.83 e-6	6.63 e-2	107	7.94 e-6	8.53 e-2	123	8.85 e-6	9.61 e-2	139	9.93 e-6	0.11972
92	6.89 e-6	6.74 e-2	108	7.99 e-6	8.57 e-2	124	8.91 e-6	9.76 e-2	140	9.98 e-6	0.12072
93	6.96 e-6	6.96 e-2	109	8.05 e-6	8.70 e-2	125	8.98 e-6	9.82 e-2	141	1.00 e-5	0.1247
94	7.02 e-6	7.05 e-2	110	8.11 e-6	8.74 e-2	126	9.06 e-6	0.10020			
95	7.09 e-6	7.20 e-2	111	8.15 e-6	8.60 e-2	127	9.15 e-6	0.10175			
96	7.16 e-6	7.36 e-2	112	8.20 e-6	8.69 e-2	128	9.24 e-6	0.10245			

V.2.2.2.- Energía cinética

Debido a que el cuerpo se encuentra en movimiento, genera energía cinética, observando la Figura V.28, se tiene que la energía cinética inicial es de 13.100 J manteniéndose constante hasta el momento en que se genera el impacto con la barra, y se genera una discrepancia en los valores 6.36×10^{-6} s a 6.46×10^{-6} s en donde los valores permanecen aproximadamente iguales en 13.016 J, la energía cinética no varía considerablemente.

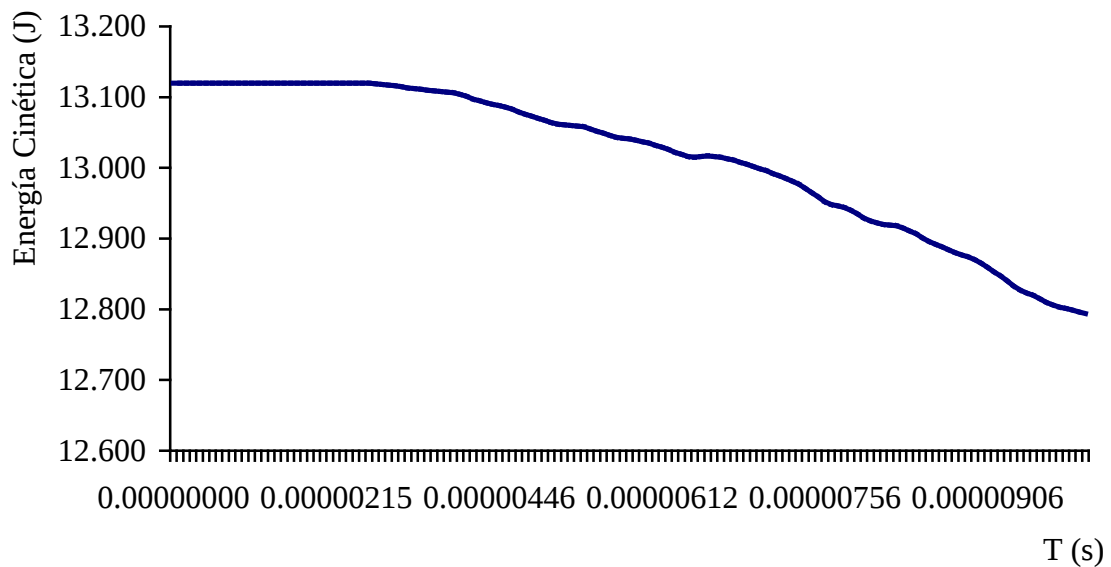


Figura V.28.- Valores para el análisis de energía cinética, intervalo de 0 s a 1.00×10^{-5} s

Tabla V.14.- Valores para el análisis de energía interna, intervalo de 0 s a 1.00×10^{-5} s

No	Tiempo (s)	Energía Cinética (J)	No	Tiempo (s)	Energía Cinética (J)	No	Tiempo (s)	Energía Cinética (J)	No	Tiempo (s)	Energía Cinética (J)
1	0	13.120	21	1.68 e-6	13.120	41	3.53 e-6	13.109	61	5.30 e-6	13.061
2	5.09 e-8	13.120	22	1.78 e-6	13.120	42	3.63 e-6	13.108	62	5.35 e-6	13.060
3	1.07 e-7	13.120	23	1.87 e-6	13.120	43	3.72 e-6	13.107	63	5.40 e-6	13.059
4	1.68 e-7	13.120	24	1.96 e-6	13.120	44	3.81 e-6	13.106	64	5.46 e-6	13.058
5	2.36 e-7	13.120	25	2.05 e-6	13.120	45	3.90 e-6	13.104	65	5.53 e-6	13.055
6	3.10 e-7	13.120	26	2.15 e-6	13.120	46	4.00 e-6	13.101	66	5.60 e-6	13.052
7	3.92 e-7	13.120	27	2.24 e-6	13.120	47	4.09 e-6	13.097	67	5.68 e-6	13.049
8	4.82 e-7	13.120	28	2.33 e-6	13.120	48	4.18 e-6	13.095	68	5.74 e-6	13.046
9	5.75 e-7	13.120	29	2.42 e-6	13.120	49	4.27 e-6	13.032	69	5.79 e-6	13.043
10	6.67 e-7	13.120	30	2.52 e-6	13.120	50	4.37 e-6	13.090	70	5.82 e-6	13.042
11	7.60 e-7	13.120	31	2.61 e-6	13.120	51	4.46 e-6	13.088	71	5.86 e-6	13.041
12	8.52 e-7	13.120	32	2.70 e-6	13.119	52	4.55 e-6	13.086	72	5.91 e-6	13.039
13	9.45 e-7	13.120	33	2.79 e-6	13.118	53	4.64 e-6	13.083	73	5.96 e-6	13.037
14	1.04 e-6	13.120	34	2.89 e-6	13.117	54	4.74 e-6	13.079	74	6.01 e-6	13.035
15	1.13 e-6	13.120	35	2.98 e-6	13.116	55	4.83 e-6	13.076	75	6.07 e-6	13.032
16	1.22 e-6	13.120	36	3.07 e-6	13.115	56	4.92 e-6	13.073	76	6.12 e-6	13.029
17	1.31 e-6	13.120	37	3.16 e-6	13.113	57	5.01 e-6	13.070	77	6.18 e-6	13.026
18	1.41 e-6	13.120	38	3.26 e-6	13.112	58	5.10 e-6	13.067	78	6.25 e-6	13.022
19	1.50 e-6	13.120	39	3.35 e-6	13.111	59	5.18 e-6	13.064	79	6.31 e-6	13.019
20	1.59 e-6	13.120	40	3.44 e-6	13.110	60	5.24 e-6	13.062	80	6.36 e-6	13.016

Tabla V.14.- Valores para el análisis de energía interna, intervalo de 0 s a 1.00×10^{-5} s
(continuación)

No	Tiempo (s)	Energía Cinética (J)	No	Tiempo (s)	Energía Cinética (J)	No	Tiempo (s)	Energía Cinética (J)	No	Tiempo (s)	Energía Cinética (J)
81	6.40 e-6	13.015	97	7.24 e-6	12.977	113	8.26 e-6	12.915	129	9.33 e-6	12.840
82	6.43 e-6	13.016	98	7.32 e-6	12.971	114	8.32 e-6	12.911	130	9.40 e-6	12.833
83	6.46 e-6	13.017	99	7.41 e-6	12.965	115	8.39 e-6	12.907	131	9.47 e-6	12.827
84	6.49 e-6	13.016	100	7.49 e-6	12.959	116	8.45 e-6	12.901	132	9.53 e-6	12.823
85	6.53 e-6	13.015	101	7.56 e-6	12.952	117	8.50 e-6	12.896	133	9.60 e-6	12.820
86	6.57 e-6	13.013	102	7.61 e-6	12.948	118	8.56 e-6	12.892	134	9.68 e-6	12.815
87	6.61 e-6	13.011	103	7.67 e-6	12.946	119	8.63 e-6	12.888	135	9.74 e-6	12.810
88	6.66 e-6	13.008	104	7.73 e-6	12.944	120	8.69 e-6	12.884	136	9.79 e-6	12.806
89	6.71 e-6	13.005	105	7.80 e-6	12.940	121	8.74 e-6	12.880	137	9.84 e-6	12.803
90	6.77 e-6	13.002	106	7.88 e-6	12.935	122	8.79 e-6	12.877	138	9.88 e-6	12.801
91	6.83 e-6	12.999	107	7.94 e-6	12.929	123	8.85 e-6	12.874	139	9.93 e-6	12.799
92	6.89 e-6	12.996	108	7.99 e-6	12.925	124	8.91 e-6	12.870	140	9.98 e-6	12.796
93	6.96 e-6	12.992	109	8.05 e-6	12.922	125	8.98 e-6	12.865	141	1.00 e-5	12.794
94	7.02 e-6	12.989	110	8.11 e-6	12.920	126	9.06 e-6	12.859			
95	7.09 e-6	12.985	111	8.15 e-6	12.919	127	9.15 e-6	12.853			
96	7.16 e-6	12.981	112	8.20 e-6	12.918	128	9.24 e-6	12.847			

V.2.2.3.- Trabajo plástico

Como se comentó en puntos anteriores referente a la zona plástica del elemento, el comportamiento de los materiales con respecto a cargas de impacto, se observa nuevamente que la zona elástica es muy corta, desde el tiempo 3.07×10^{-6} s, hasta 3.26×10^{-6} que es donde el trabajo plástico que se genera es cero, después de estos puntos se observa que el trabajo plástico aumenta irregularmente hasta 0.00776 J.

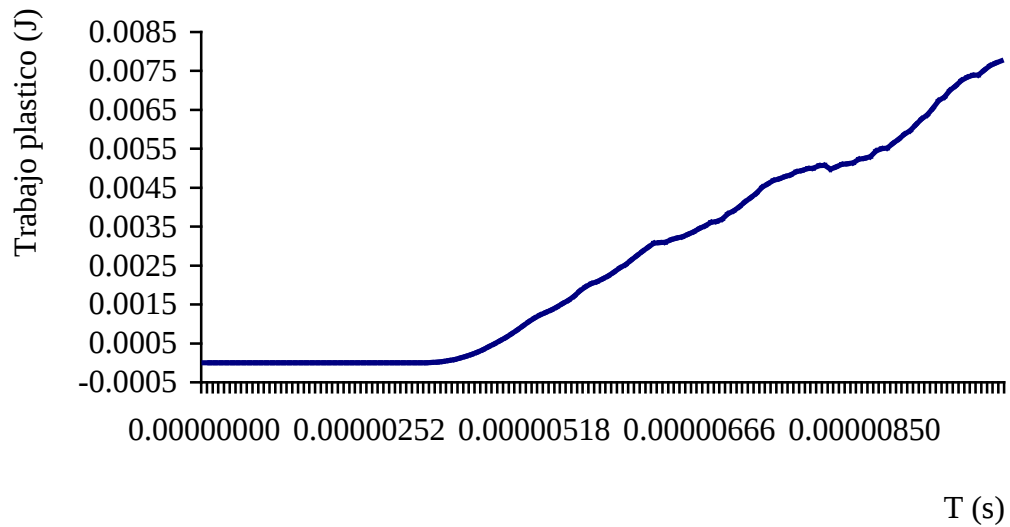


Figura V.29.- Valores para el análisis de trabajo plástico, 0 s a 1.00×10^{-5} s

Tabla V.15.- Valores para el análisis de trabajo plástico, intervalo de 0 s a 1.00×10^{-5} s

No	Tiempo (s)	Trabajo Plástico (J)	No	Tiempo (s)	Trabajo Plástico (J)	No	Tiempo (s)	Trabajo Plástico (J)	No	Tiempo (s)	Trabajo Plástico (J)
1	0	0	21	1.68 e-6	0	41	3.53 e-6	7.73 e-6	61	5.30 e-6	1.30 e-3
2	5.09 e-8	0	22	1.78 e-6	0	42	3.63 e-6	1.88 e-5	62	5.35 e-6	1.36 e-3
3	1.07 e-7	0	23	1.87 e-6	0	43	3.72 e-6	3.63 e-5	63	5.40 e-6	1.44 e-3
4	1.68 e-7	0	24	1.96 e-6	0	44	3.81 e-6	5.89 e-5	64	5.46 e-6	1.53 e-3
5	2.36 e-7	0	25	2.05 e-6	0	45	3.90 e-6	8.84 e-5	65	5.53 e-6	1.61 e-3
6	3.10 e-7	0	26	2.15 e-6	0	46	4.00 e-6	1.25 e-4	66	5.60 e-6	1.72 e-3
7	3.92 e-7	0	27	2.24 e-6	0	47	4.09 e-6	1.68 e-4	67	5.68 e-6	1.85 e-3
8	4.82 e-7	0	28	2.33 e-6	0	48	4.18 e-6	2.20 e-4	68	5.74 e-6	1.96 e-3
9	5.75 e-7	0	29	2.42 e-6	0	49	4.27 e-6	2.77 e-4	69	5.79 e-6	2.04 e-3
10	6.67 e-7	0	30	2.52 e-6	0	50	4.37 e-6	3.40 e-4	70	5.82 e-6	2.08 e-3
11	7.60 e-7	0	31	2.61 e-6	0	51	4.46 e-6	4.10 e-4	71	5.86 e-6	2.16 e-3
12	8.52 e-7	0	32	2.70 e-6	0	52	4.55 e-6	4.87 e-4	72	5.91 e-6	2.23 e-3
13	9.45 e-7	0	33	2.79 e-6	0	53	4.64 e-6	5.68 e-4	73	5.96 e-6	2.33 e-3
14	1.04 e-6	0	34	2.89 e-6	0	54	4.74 e-6	6.53 e-4	74	6.01 e-6	2.44 e-3
15	1.13 e-6	0	35	2.98 e-6	0	55	4.83 e-6	7.43 e-4	75	6.07 e-6	2.52 e-3
16	1.22 e-6	0	36	3.07 e-6	0	56	4.92 e-6	8.43 e-4	76	6.12 e-6	2.63 e-3
17	1.31 e-6	0	37	3.16 e-6	0	57	5.01 e-6	9.51 e-4	77	6.18 e-6	2.75 e-3
18	1.41 e-6	0	38	3.26 e-6	0	58	5.10 e-6	1.05 e-3	78	6.25 e-6	2.87 e-3
19	1.50 e-6	0	39	3.35 e-6	2.81 e-7	59	5.18 e-6	1.15 e-3	79	6.31 e-6	2.98 e-3
20	1.59 e-6	0	40	3.44 e-6	2.13 e-6	60	5.24 e-6	1.23 e-3	80	6.36 e-6	3.08 e-3

Tabla V.15.- Valores para el análisis de energía interna, intervalo de 0 s a 1.00×10^{-5} s
(continuación)

No	Tiempo (s)	Trabajo Plástico (J)	No	Tiempo (s)	Trabajo Plástico (J)	No	Tiempo (s)	Trabajo Plástico (J)	No	Tiempo (s)	Trabajo Plástico (J)
81	6.40 e-6	3.09 e-3	97	7.24 e-6	4.24 e-3	113	8.26 e-6	5.10 e-3	129	9.33 e-6	6.54 e-3
82	6.43 e-6	3.10 e-3	98	7.32 e-6	4.36 e-3	114	8.32 e-6	5.12 e-3	130	9.40 e-6	6.74 e-3
83	6.46 e-6	3.16 e-3	99	7.41 e-6	4.51 e-3	115	8.39 e-6	5.14 e-3	131	9.47 e-6	6.83 e-3
84	6.49 e-6	3.21 e-3	100	7.49 e-6	4.59 e-3	116	8.45 e-6	5.23 e-3	132	9.53 e-6	7.00 e-3
85	6.53 e-6	3.24 e-3	101	7.56 e-6	4.69 e-3	117	8.50 e-6	5.26 e-3	133	9.60 e-6	7.12 e-3
86	6.57 e-6	3.30 e-3	102	7.61 e-6	4.73 e-3	118	8.56 e-6	5.29 e-3	134	9.68 e-6	7.26 e-3
87	6.61 e-6	3.37 e-3	103	7.67 e-6	4.79 e-3	119	8.63 e-6	5.45 e-3	135	9.74 e-6	7.34 e-3
88	6.66 e-6	3.45 e-3	104	7.73 e-6	4.83 e-3	120	8.69 e-6	5.50 e-3	136	9.79 e-6	7.39 e-3
89	6.71 e-6	3.52 e-3	105	7.80 e-6	4.91 e-3	121	8.74 e-6	5.52 e-3	137	9.84 e-6	7.40 e-3
90	6.77 e-6	3.60 e-3	106	7.88 e-6	4.95 e-3	122	8.79 e-6	5.64 e-3	138	9.88 e-6	7.52 e-3
91	6.83 e-6	3.63 e-3	107	7.94 e-6	4.99 e-3	123	8.85 e-6	5.75 e-3	139	9.93 e-6	7.63 e-3
92	6.89 e-6	3.69 e-3	108	7.99 e-6	5.00 e-3	124	8.91 e-6	5.88 e-3	140	9.98 e-6	7.70 e-3
93	6.96 e-6	3.83 e-3	109	8.05 e-6	5.07e-3	125	8.98 e-6	5.96 e-3	141	1.00 e-5	7.76 e-3
94	7.02 e-6	3.90 e-3	110	8.11 e-6	5.07e-3	126	9.06 e-6	6.12 e-3			
95	7.09 e-6	4.01 e-3	111	8.15 e-6	4.98 e-3	127	9.15 e-6	6.27 e-3			
96	7.16 e-6	4.13 e-3	112	8.20 e-6	5.03 e-3	128	9.24 e-6	6.37 e-3			

V.2.2.4.- Energía total

Por último se analiza la energía total del cráneo se observan zonas constantes en un principio, cuando la distribución de energía es constante, hasta llegar a un punto en donde se aumenta la energía, cuando comienza a destruirse el cráneo, que es en el tiempo 5.79×10^{-6} s, en donde se encuentra el máximo de energía total con un valor de 13.081 J, en este punto comienza a caer, por la disminución de velocidad, y cae hasta el valor de 12.915 J.

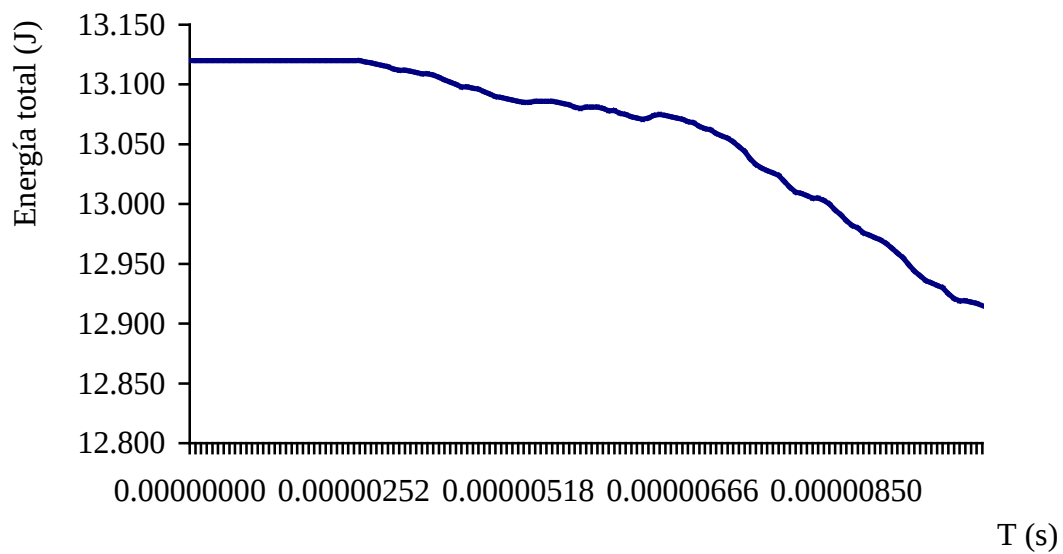


Figura V.30.- Valores para el análisis de energía total, 0 s a 1.00×10^{-5} s

Tabla V.16.- Valores para el análisis de energía total, intervalo de 0 s a 1.00×10^{-5} s

No	Tiempo (s)	Energía Total (J)	No	Tiempo (s)	Energía Total (J)	No	Tiempo (s)	Energía Total (J)	No	Tiempo (s)	Energía Total (J)
1	0	13.120	21	1.68 e-6	13.120	41	3.53 e-6	13.110	61	5.30 e-6	13.085
2	5.09 e-8	13.120	22	1.78 e-6	13.120	42	3.63 e-6	13.109	62	5.35 e-6	13.086
3	1.07 e-7	13.120	23	1.87 e-6	13.120	43	3.72 e-6	13.109	63	5.40 e-6	13.086
4	1.68 e-7	13.120	24	1.96 e-6	13.120	44	3.81 e-6	13.108	64	5.46 e-6	13.086
5	2.36 e-7	13.120	25	2.05 e-6	13.120	45	3.90 e-6	13.106	65	5.53 e-6	13.086
6	3.10 e-7	13.120	26	2.15 e-6	13.120	46	4.00 e-6	13.104	66	5.60 e-6	13.085
7	3.92 e-7	13.120	27	2.24 e-6	13.120	47	4.09 e-6	13.102	67	5.68 e-6	13.084
8	4.82 e-7	13.120	28	2.33 e-6	13.120	48	4.18 e-6	13.100	68	5.74 e-6	13.083
9	5.75 e-7	13.120	29	2.42 e-6	13.120	49	4.27 e-6	13.098	69	5.79 e-6	13.081
10	6.67 e-7	13.120	30	2.52 e-6	13.120	50	4.37 e-6	13.098	70	5.82 e-6	13.080
11	7.60 e-7	13.120	31	2.61 e-6	13.120	51	4.46 e-6	13.097	71	5.86 e-6	13.081
12	8.52 e-7	13.120	32	2.70 e-6	13.119	52	4.55 e-6	13.096	72	5.91 e-6	13.081
13	9.45 e-7	13.120	33	2.79 e-6	13.118	53	4.64 e-6	13.094	73	5.96 e-6	13.081
14	1.04 e-6	13.120	34	2.89 e-6	13.117	54	4.74 e-6	13.092	74	6.01 e-6	13.080
15	1.13 e-6	13.120	35	2.98 e-6	13.116	55	4.83 e-6	13.090	75	6.07 e-6	13.078
16	1.22 e-6	13.120	36	3.07 e-6	13.115	56	4.92 e-6	13.089	76	6.12 e-6	13.078
17	1.31 e-6	13.120	37	3.16 e-6	13.113	57	5.01 e-6	13.088	77	6.18 e-6	13.076
18	1.41 e-6	13.120	38	3.26 e-6	13.112	58	5.10 e-6	13.087	78	6.25 e-6	13.075
19	1.50 e-6	13.120	39	3.35 e-6	13.112	59	5.18 e-6	13.086	79	6.31 e-6	13.073
20	1.59 e-6	13.120	40	3.44 e-6	13.111	60	5.24 e-6	13.085	80	6.36 e-6	13.072

Tabla V.16.- Valores para el análisis de energía interna, intervalo de 0 s a 1.00×10^{-5} s
(continuación)

No	Tiempo (s)	Energía Total (J)	No	Tiempo (s)	Energía Total (J)	No	Tiempo (s)	Energía Total (J)	No	Tiempo (s)	Energía Total (J)
81	6.40 e-6	13.071	97	7.24 e-6	13.052	113	8.26 e-6	13.003	129	9.33 e-6	12.944
82	6.43 e-6	13.072	98	7.32 e-6	13.048	114	8.32 e-6	13.000	130	9.40 e-6	12.940
83	6.46 e-6	13.074	99	7.41 e-6	13.044	115	8.39 e-6	12.995	131	9.47 e-6	12.936
84	6.49 e-6	13.075	100	7.49 e-6	13.038	116	8.45 e-6	12.991	132	9.53 e-6	12.934
85	6.53 e-6	13.074	101	7.56 e-6	13.033	117	8.50 e-6	12.986	133	9.60 e-6	12.932
86	6.57 e-6	13.073	102	7.61 e-6	13.030	118	8.56 e-6	12.982	134	9.68 e-6	12.930
87	6.61 e-6	13.072	103	7.67 e-6	13.028	119	8.63 e-6	12.98	135	9.74 e-6	12.925
88	6.66 e-6	13.071	104	7.73 e-6	13.026	120	8.69 e-6	12.976	136	9.79 e-6	12.921
89	6.71 e-6	13.069	105	7.80 e-6	13.024	121	8.74 e-6	12.974	137	9.84 e-6	12.919
90	6.77 e-6	13.068	106	7.88 e-6	13.019	122	8.79 e-6	12.972	138	9.88 e-6	12.919
91	6.83 e-6	13.065	107	7.94 e-6	13.014	123	8.85 e-6	12.970	139	9.93 e-6	12.918
92	6.89 e-6	13.063	108	7.99 e-6	13.010	124	8.91 e-6	12.967	140	9.98 e-6	12.917
93	6.96 e-6	13.062	109	8.05 e-6	13.009	125	8.98 e-6	12.963	141	1.00 e-5	12.915
94	7.02 e-6	13.059	110	8.11 e-6	13.007	126	9.06 e-6	12.959			
95	7.09 e-6	13.057	111	8.15 e-6	13.005	127	9.15 e-6	12.949			
96	7.16 e-6	13.055	112	8.20 e-6	13.005	128	9.24 e-6	12.944			

V.3.- Sumario

Utilizando el modelo expuesto en el capítulo anterior, se desea realizar un estudio de un impacto lateral, utilizando el programa ANSYS WORKBENCH, incluyendo las propiedades del hueso cortical y del acero estructural, se generan las particularidades del estudio.

Se realizan básicamente dos estudios, el primero inicia en el contacto de los dos cuerpos y llegando a un punto de fractura del cráneo, y el segundo es a partir del punto de fractura, se obtiene la cedencia total del material, obteniendo los resultados de desplazamiento total, esfuerzo principal máximo, esfuerzo cortante, deformación plástica equivalente, esfuerzo cortante máximo y esfuerzo equivalente, obteniendo y explicando los resultados.

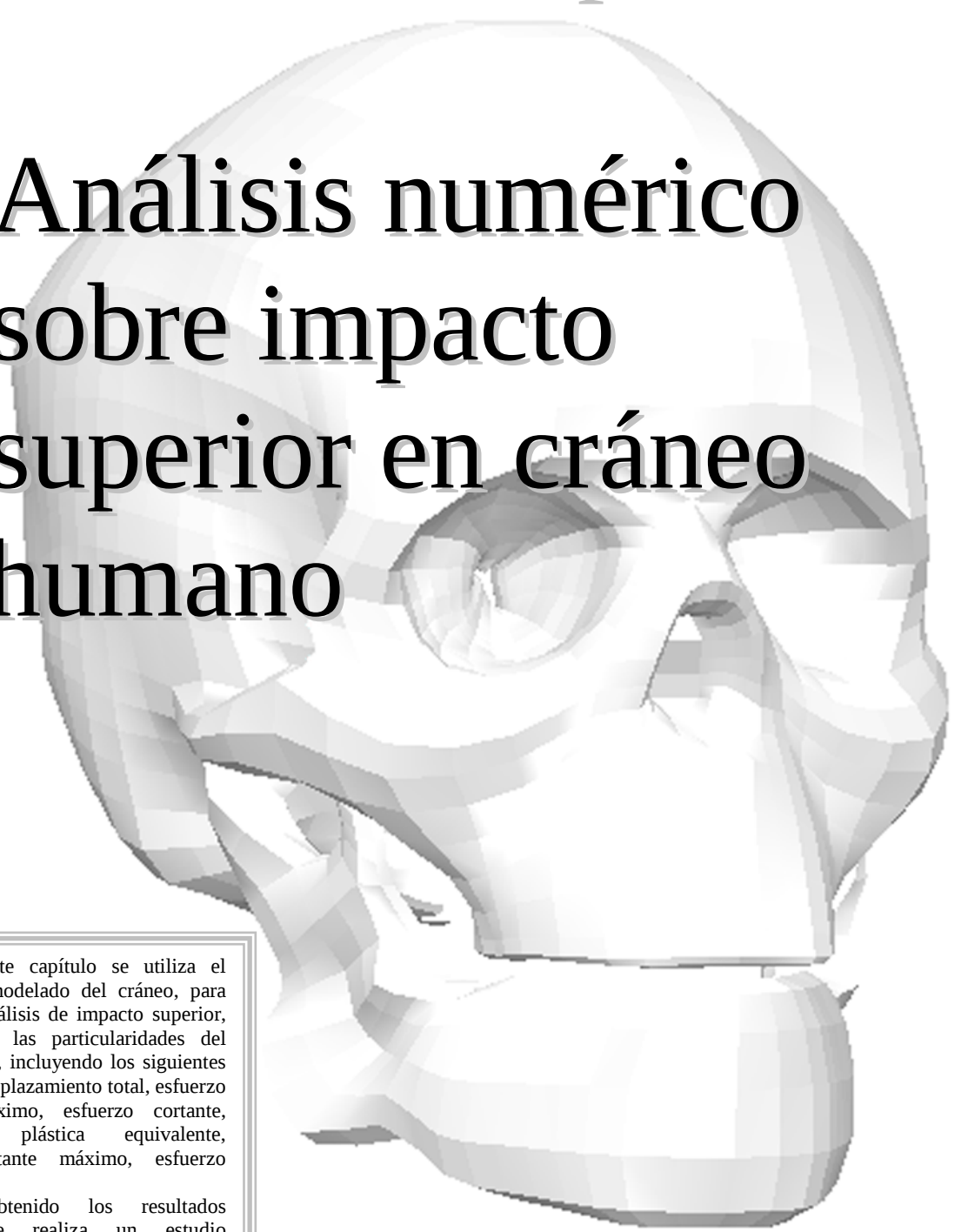
Con el fin de comprobar por otro método lo obtenido en el punto anterior, se realiza un análisis energético, el cual involucra la energía total, energía cinética, energía interna y el trabajo plástico, obteniendo resultados y descripciones de éstos.

Por último se realiza una recopilación de los estudios antes mencionados resaltando los puntos de importancia al estudio.

Dentro del siguiente capítulo se abordará de la misma manera un análisis para impacto superior.

Capítulo VI

Análisis numérico sobre impacto superior en cráneo humano



En el presente capítulo se utiliza el archivo del modelado del cráneo, para realizar un análisis de impacto superior, iniciando por las particularidades del estudio lateral, incluyendo los siguientes resultados: desplazamiento total, esfuerzo principal máximo, esfuerzo cortante, deformación plástica equivalente, esfuerzo cortante máximo, esfuerzo equivalente.

Habiendo obtenido los resultados anteriores se realiza un estudio energético, ya que siendo cargas súbitas, es importante la absorción de energía, incluyendo en este estudio análisis de energía interna, energía cinética, energía interna y el trabajo plástico.

VI

VI.1.- Particularidades del estudio

Se hace referencia al modelo que se utilizó en el primer estudio, Frontal dentro del Capítulo IV, realizando una carga dinámica, y cumpliendo la metodología propuesta con las variaciones siguientes:

1. Para importar la geometría del cráneo que se ha dibujado con anterioridad, se abre el modulo de diseño y modelado (DesignModeler), se importa la geometría y se diseña una placa con las dimensiones que se observan en la Figura VI.1.
2. Se extruye esta placa con una dimensión de 0.008m y se realiza en dirección simétrica, obteniendo la Figura VI.2.
3. Para introducir las condiciones dinámicas del estudio, dentro del sub menú de condiciones iniciales se introduce la velocidad del cráneo, 100 m/s en el eje Y. y en los ajustes del análisis, dentro de los controles para cada paso, se introduce un tiempo final de 0.00001s, y dentro de los controles de erosión (Erosion Controls) se acepta en el caso del fallo del material (On Material Failure).
4. Con el fin de limitar los movimientos de los nodos, se introducen restricciones primero como soporte fijo (Fixed Support) para la placa.

VI.2.- Obtención de resultados

Con el fin de ejemplificar de una manera práctica y mostrando lo que sucede en un tiempo más corto se divide el análisis en dos fases, la primera es de un tiempo 0 s a 1.01×10^{-5} s y la siguiente fase es de 2.51×10^{-5} s a 2.25×10^{-5} s. Para la obtención de resultados se utiliza el modulo de mecánica y se seleccionan los resultados que se desea que el programa arroje, los cuales son:

1. Desplazamiento total.
2. Esfuerzo principal máximo.
3. Esfuerzo Cortante.
4. Deformación plástica equivalente.
5. Esfuerzo cortante máximo.
6. Esfuerzo equivalente.

Obteniendo como resultado las siguientes tablas y figuras.

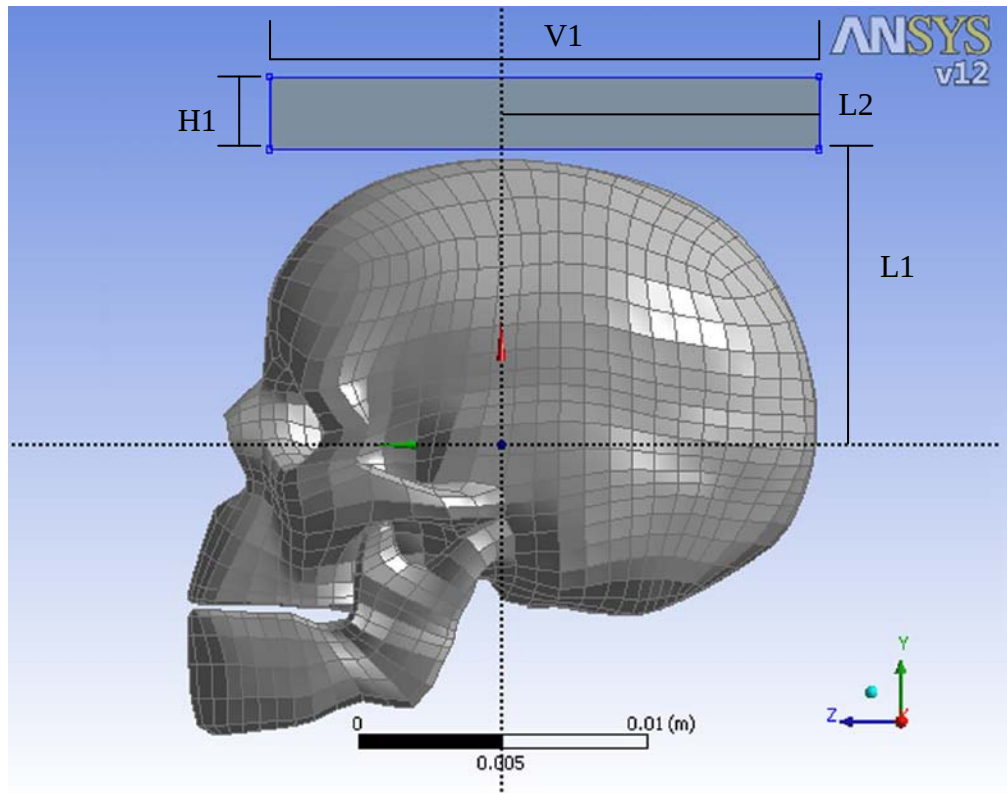


Figura VI.1.- Generación de placa para recibir impacto con las dimensiones: H1: 0.0025m, L1: 0.011m, V1: 0.019m, L2: 0.011m.

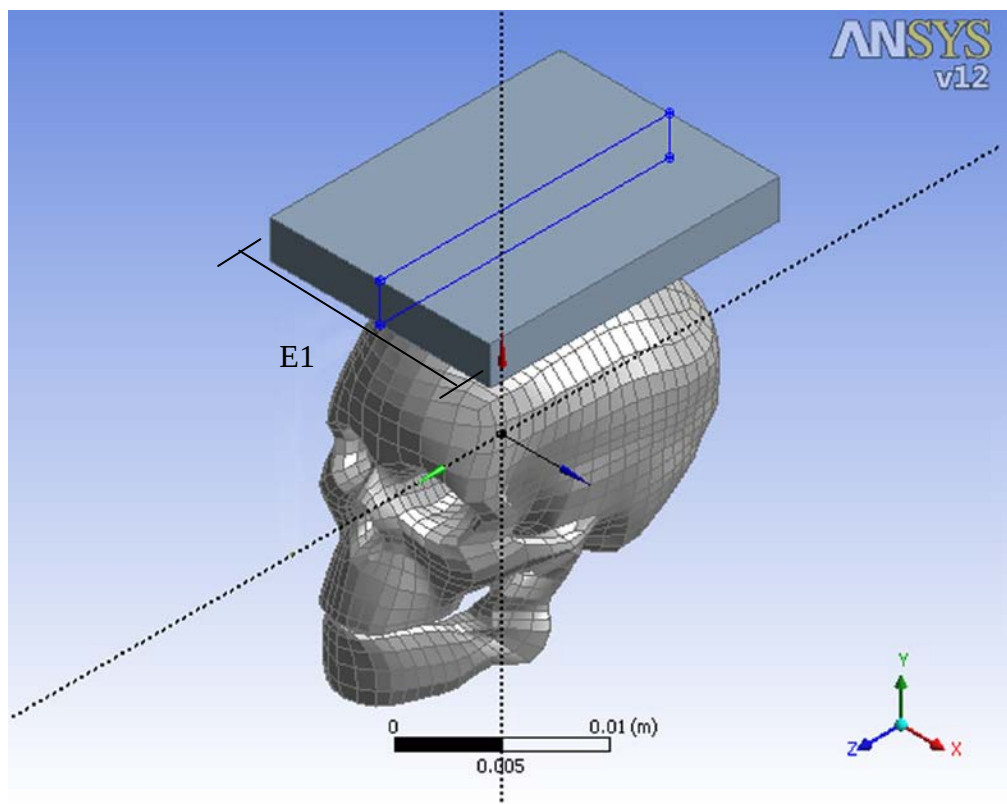


Figura VI.2.- Generación del espesor de la placa para recibir el impacto con una dimensión de E1: 0.0072m.

VI.2.1.- Análisis de desplazamientos, esfuerzos y deformaciones

VI.2.1.1.- Desplazamiento total (D)

El desplazamiento total es un punto de estudio importante, ya que indica el espacio que avanza el cráneo al cuerpo, este análisis se da en metros (m), ya que se observa la longitud que avanza el cráneo para ser impactado.

Se considera necesario primeramente un análisis del desplazamiento total que recibe el cráneo en el momento que incide el cuerpo, el primer intervalo indica el momento en el cual el cuerpo realiza el contacto con el cráneo (Figura VI.3a) y hasta el punto en que su desplazamiento llega a observarse físicamente (Figura VI.3d). El segundo análisis indica el desplazamiento total cuando el cuerpo incide totalmente al cráneo, se considera realizar este estudio para observar la linealidad del desplazamiento total y poder comparar con los resultados del primer intervalo.

Tabla VI.1.- Valores para el desplazamiento total, intervalo de 0 s a 1.01×10^{-5} s

Tiempo (s)	Mínimo (m)	Máximo (m)
0	0	0
5.74 e-7	0	5.74 e-5
1.04 e-6	0	1.04 e-4
1.59 e-6	0	1.59 e-4
2.05 e-6	0	2.05 e-4
2.51 e-6	0	2.51 e-4
3.06 e-6	0	3.06 e-4
3.53 e-6	0	3.53 e-4
4.08 e-6	0	4.08 e-4
4.54 e-6	0	4.55 e-4
5.00 e-6	0	5.05 e-4
5.56 e-6	0	5.59 e-4
6.02 e-6	0	6.05 e-4
6.50 e-6	0	6.54 e-4
7.02 e-6	0	7.06 e-4
7.54 e-6	0	7.64 e-4
8.06 e-6	0	8.12 e-4
8.54 e-6	0	8.58 e-4
9.07 e-6	0	9.14 e-4
9.54 e-6	0	9.65 e-4
1.01 e-5	0	1.02 e-3

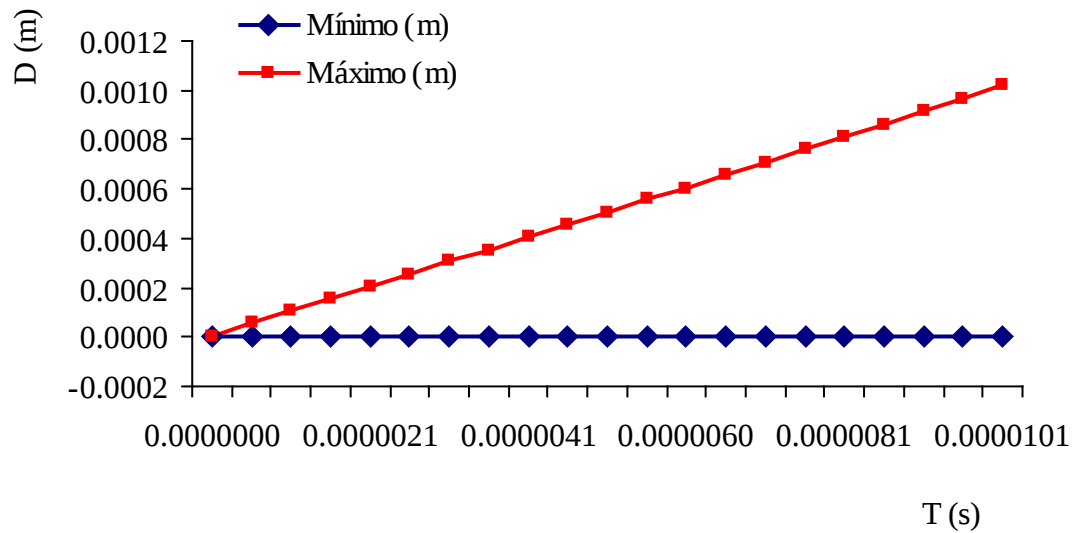


Figura VI.3.- Valores para el desplazamiento total, intervalo de 0 s a 1.01×10^{-5} s

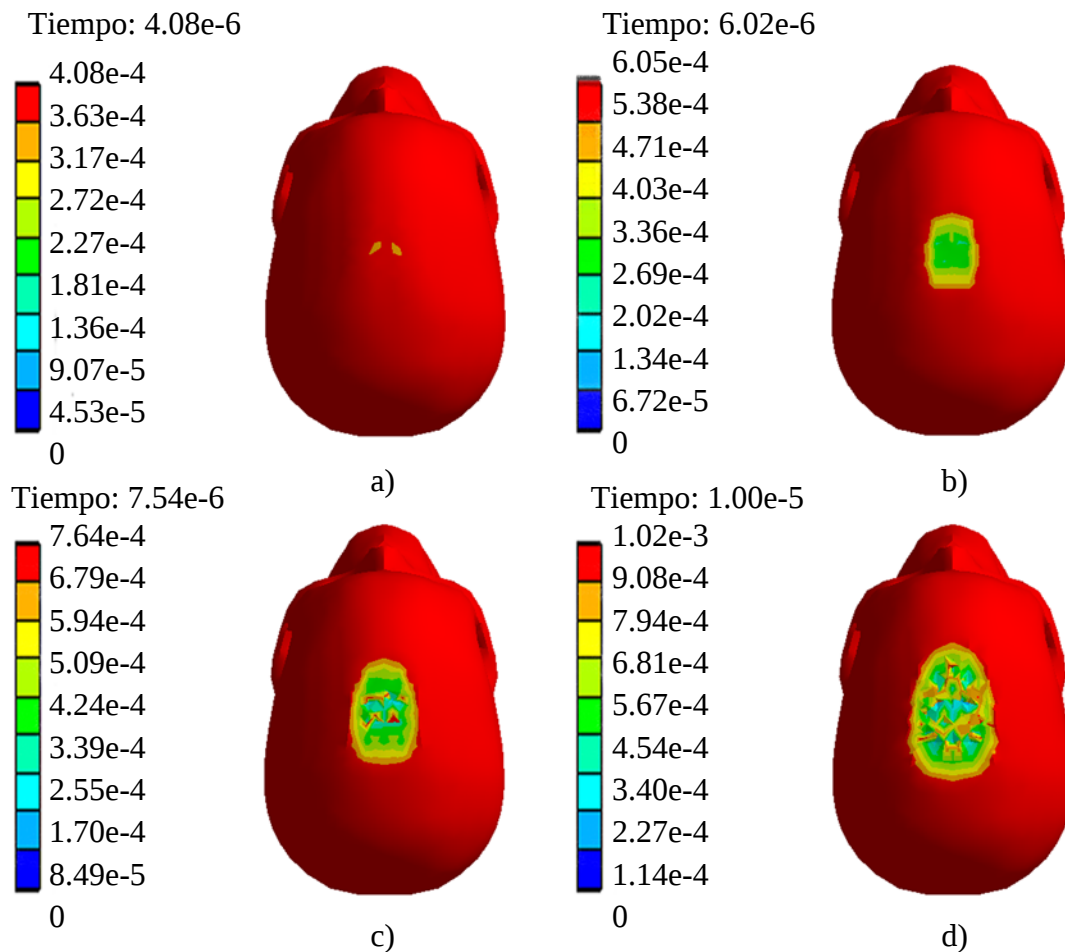


Figura VI.4.- Valores y ejemplificación gráfica del desplazamiento total en metros (m) teniendo los valores máximos en a) 0.00040808 m, b) 0.00060524 m, c) 0.00076372 m, d) 0.0010215 m.

La Tabla VI.1 y la Figura VI.3, señalan la linealidad del desplazamiento, considerando como puntos significativos, primeramente el contacto del cráneo con la placa de acero estructural, sucede en el punto 4.08×10^{-6} s, el cual se presenta en la Figura IV.4a, si se analiza la Figura VI.4b se observa que la deformación en cuanto al desplazamiento, no presenta discontinuidades de color, lo que significa que aún no se llega a la fractura, dentro del punto 7.54×10^{-6} s, dentro de la Figura VI.4c, los colores se observan intermitentes dentro de la zona de contacto, ya que al fracturar al cráneo la divergencia de las partes ocasiona que se disperse la continuidad de colores dentro de la zona de contacto, dentro de la Figura VI.4d el cráneo sigue avanzando, llegando al valor de 1.02×10^{-3} m, y a su vez la zona de contacto incrementa pero se mantiene estática.

Tabla VI.2.- Valores para el desplazamiento total, intervalo de 1.25×10^{-5} s a 5.00×10^{-5} s

Tiempo (s)	Mínimo (m)	Máximo (m)
1.25 e-5	0	1.27 e-3
1.50 e-5	0	1.51 e-3
1.75 e-5	0	1.77 e-3
2.00 e-5	0	2.01 e-3
2.26 e-5	0	2.26 e-3
2.51 e-5	0	2.52 e-3
2.75 e-5	0	2.76 e-3
3.00 e-5	0	3.00 e-3
3.26 e-5	0	3.26 e-3
3.50 e-5	0	3.54 e-3
3.75 e-5	0	3.78 e-3
4.01 e-5	0	4.01 e-3
4.26 e-5	0	4.27 e-3
4.50 e-5	0	4.50 e-3
4.75 e-5	0	4.76 e-3
5.00 e-5	0	5.04 e-3

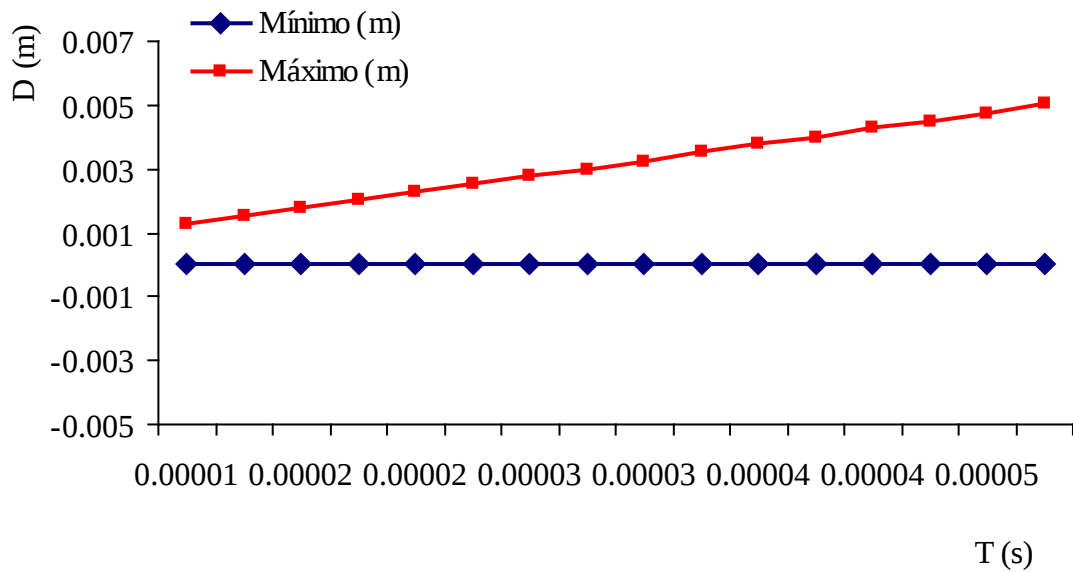


Figura VI.5.- Valores para el desplazamiento total, intervalo de 1.25×10^{-5} s a 5.00×10^{-5} s

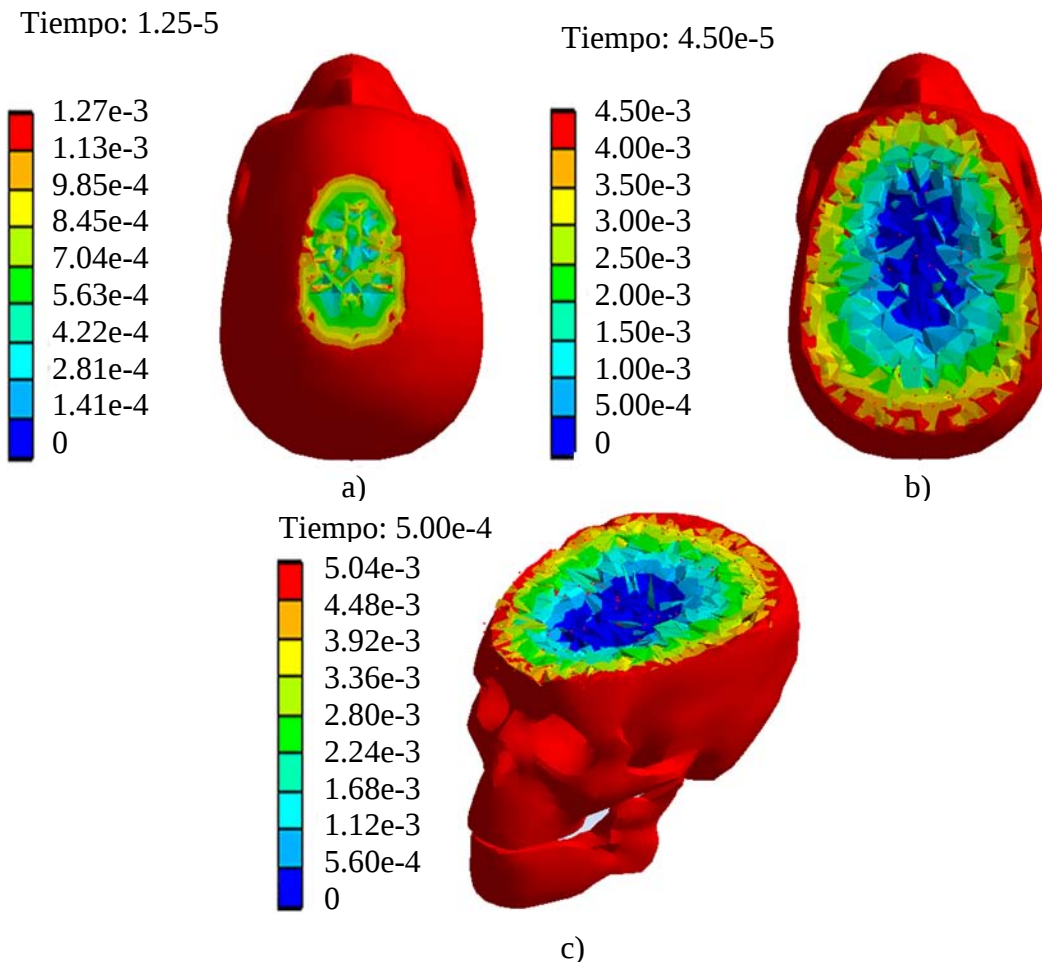


Figura VI.6.- Valores y ejemplificación gráfica del desplazamiento, intervalo de 2.51×10^{-5} s a 2.25×10^{-5} s, teniendo los valores máximos en a) 1.61×10^{-2} m, b) 3.92×10^{-2} m y c) 3.92×10^{-2} m

Con respecto de la Tabla VI.2 y la Figura VI.5, presenta la linealidad observada en el intervalo anterior, aun excediendo el punto de fractura del cráneo, lo que muestra que la estructura falla sin desviaciones considerables.

VI.2.1.2.- Esfuerzo principal (σ_p)

Es importante realizar un estudio del esfuerzo principal, por medio de la teoría de falla de Von Misses, ya que puede indicar en qué momento resulta la falla del material.

Tabla VI.3.- Valores para el esfuerzo principal, intervalo de 0 s a 1.01×10^{-5} s

Tiempo (s)	Mínimo (Pa)	Máximo (Pa)
0	0	0
5.74 e-7	0	0
1.04 e-6	0	0
1.59 e-6	0	0
2.05 e-6	0	0
2.51 e-6	0	0
3.06 e-6	0	0
3.53 e-6	0	0
4.08 e-6	-51777	7628.80
4.54 e-6	-3.20 e+5	18323
5.00 e-6	-1.10 e+6	24981
5.56 e-6	-2.27 e+6	7924.90
6.02 e-6	-3.33 e+6	9377.50
6.50 e-6	-4.93 e+6	1144.90
7.02 e-6	-5.96 e+6	1507.90
7.54 e-6	-6.32 e+6	618.40
8.06 e-6	-7.81 e+6	1937.40
8.54 e-6	-9.82 e+6	2170
9.07 e-6	-1.34 e+7	66482
9.54 e-6	-1.00 e+7	5896.20
1.01 e-5	-9.63 e+6	9910.20

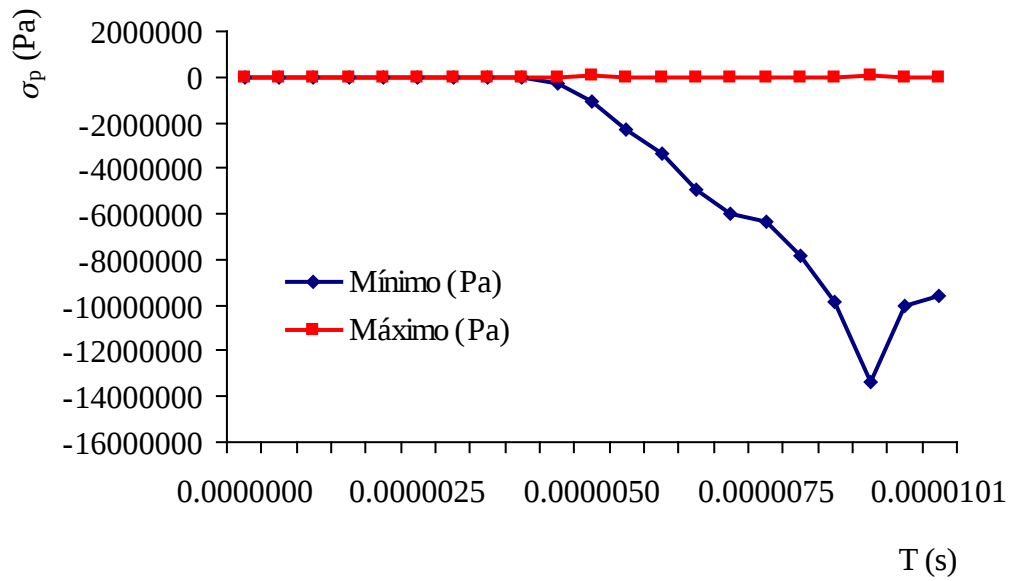


Figura VI.7.- Valores para el esfuerzo principal, intervalo de 0 s a 1.01×10^{-5} s

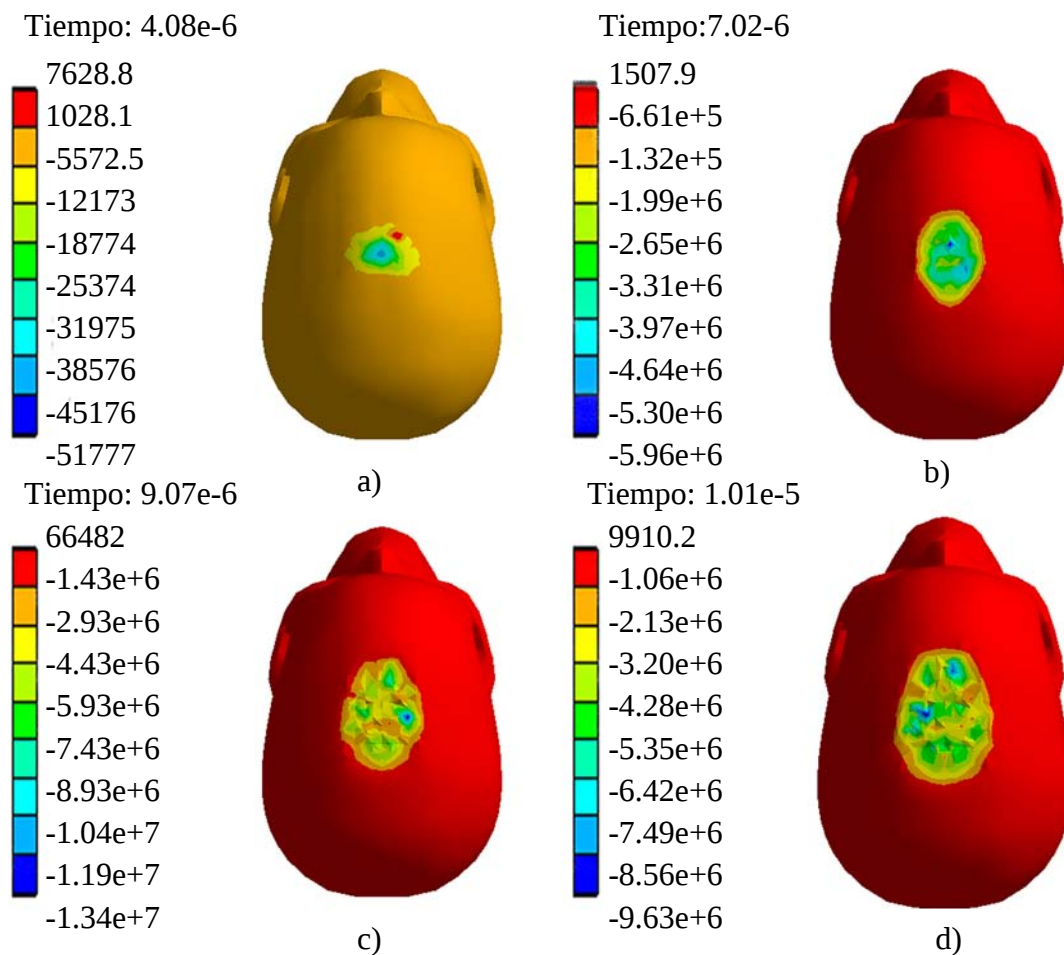


Figura VI.8.- Valores y ejemplificación gráfica del esfuerzo principal teniendo los valores máximos en a) 7628.8 Pa, -51777 Pa, b) 1507.9 Pa, -5.96×10^6 Pa, c) 66482 Pa, -1.34×10^7 Pa, d) 9910.2 Pa, -9.63×10^6 Pa

La representación del esfuerzo principal, mostrada en la Figura VI.8a, señala el primer contacto de la placa con el cráneo, mostrando la zona de tensión, con valores positivos, y compresión, con valores negativos, la zona de compresión advierte el primer punto de contacto con un valor máximo de -51777 Pa , y el máximo de tensión es de 7628.8 Pa . Continuando con la Figura VI.8b, en el segundo 7.02×10^{-6} que inicia la fractura mostrando esfuerzos elevados en compresión, teniendo el valor máximo de $-5.96 \times 10^6 \text{ Pa}$, y la zona de tensión que es muy corta, mostrando un valor máximo de 1507.9 Pa . Para la Figura VI.8c que indica el valor máximo del esfuerzo principal, que se da a compresión, con un valor de $-1.34 \times 10^7 \text{ Pa}$, y de igual manera se muestra el punto final del primer intervalo en la Figura VI.8d, teniendo un valor de $-9.63 \times 10^6 \text{ Pa}$, como una peculiaridad de este estudio se observa en la Figura VI.7 que el esfuerzo máximo a compresión al llegar al máximo valor en el segundo 9.07×10^{-6} cae al valor anterior y continua en decadencia.

Tabla VI.4.- Valores para el esfuerzo principal, intervalo de $1.25 \times 10^{-5} \text{ s}$ a $5.00 \times 10^{-5} \text{ s}$

Tiempo (s)	Mínimo (Pa)	Máximo (Pa)
1.25 e-5	-9.63 e+6	12827
1.50 e-5	-7.28 e+6	26742
1.75 e-5	-9.15 e+6	55082
2.00 e-5	-8.00 e+6	4.88 e+5
2.26 e-5	-8.92 e+6	1.33 e+6
2.51 e-5	-7.98 e+6	1.75 e+6
2.75 e-5	-1.03 e+7	1.98 e+6
3.00 e-5	-1.90 e+7	2.12 e+6
3.26 e-5	-9.06 e+6	2.19 e+6
3.50 e-5	-9.96 e+6	2.15 e+6
3.75 e-5	-8.46 e+6	1.99 e+6
4.01 e-5	-7.75 e+6	2.00 e+6
4.26 e-5	-8.03 e+6	2.01 e+6
4.50 e-5	-7.64 e+6	1.94 e+6
4.75 e-5	-8.58 e+6	1.77 e+6
5.00 e-5	-8.68 e+6	1.52 e+6

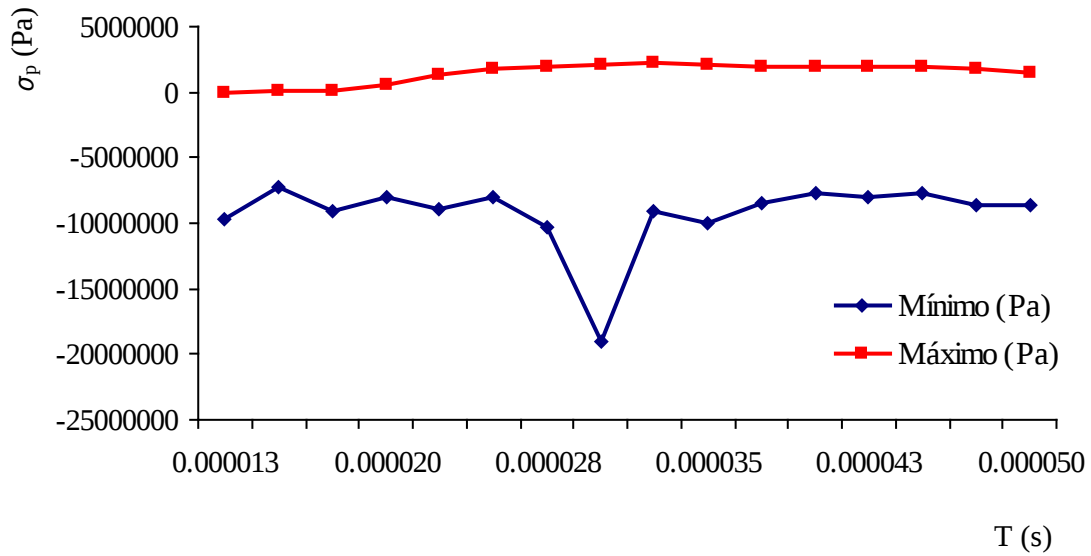
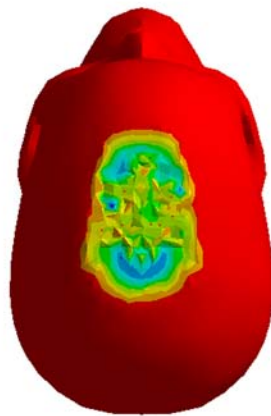
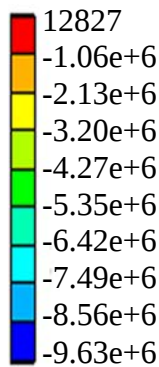


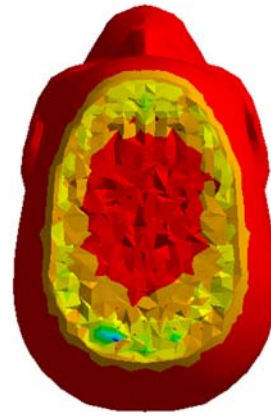
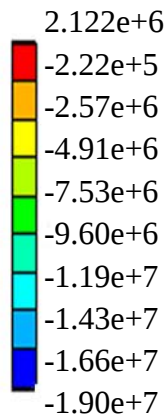
Figura VI.9.- Valores para el esfuerzo principal, intervalo de 1.25×10^{-5} s a 5.00×10^{-5} s

Tiempo: 1.25×10^{-5}



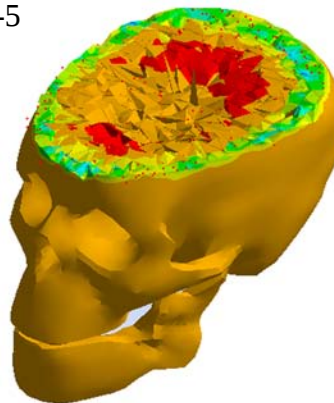
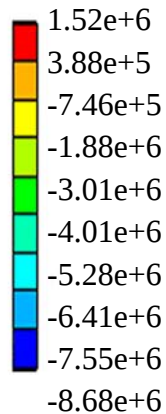
a)

Tiempo: 3.00×10^{-5}



b)

Tiempo: 5.00×10^{-5}



c)

Figura VI.10.- Valores y ejemplificación gráfica del esfuerzo principal, intervalo de 1.25×10^{-5} s a 5.00×10^{-5} s, teniendo los valores máximos a) 12827 Pa, -9.63×10^6 Pa, b) 2.12×10^6 Pa, -1.90×10^7 Pa, c) 1.52×10^6 Pa, -8.68×10^6 Pa

Observando el intervalo anterior y realizando el encadenamiento con el presente intervalo, en un principio continúa la decadencia de la zona de compresión, se mantiene intermitente, presentando otra peculiaridad dentro del segundo 3.00×10^{-5} , donde se excede el valor máximo del intervalo anterior, llegando hasta -1.19×10^7 Pa para la zona de compresión e igualmente dentro de este intervalo en el segundo 3.26×10^{-5} se observa el máximo valor para la zona de tensión, teniendo un valor de 2.19×10^6 Pa,

VI.2.1.3.- Esfuerzo cortante (σ_c)

Con el fin de observar de que tipo es el esfuerzo al que cede el material, se propone estudiar lo que sucede en un análisis de esfuerzo cortante, que indica el comportamiento tanto a tensión como a compresión del material sujeto al impacto.

Tabla VI.5.- Valores para el esfuerzo cortante, intervalo de 0 s a 1.01×10^{-5} s

Tiempo (s)	Mínimo (Pa)	Máximo (Pa)
0	0	0
5.74×10^{-7}	0	0
1.04×10^{-6}	0	0
1.59×10^{-6}	0	0
2.05×10^{-6}	0	0
2.51×10^{-6}	0	0
3.06×10^{-6}	0	0
3.53×10^{-6}	0	0
4.08×10^{-6}	-52994	45351
4.54×10^{-6}	-2.01×10^5	1.61×10^5
5.00×10^{-6}	-3.27×10^5	2.02×10^5
5.56×10^{-6}	-3.40×10^5	2.20×10^5
6.02×10^{-6}	-3.11×10^5	2.38×10^5
6.50×10^{-6}	-2.32×10^5	2.55×10^5
7.02×10^{-6}	-2.69×10^5	3.63×10^5
7.54×10^{-6}	-2.88×10^5	2.92×10^5
8.06×10^{-6}	-2.81×10^5	2.65×10^5
8.54×10^{-6}	-2.51×10^5	2.51×10^5
9.07×10^{-6}	-3.36×10^5	3.36×10^5
9.54×10^{-6}	-3.49×10^5	3.49×10^5
1.01×10^{-5}	-3.65×10^5	3.66×10^5

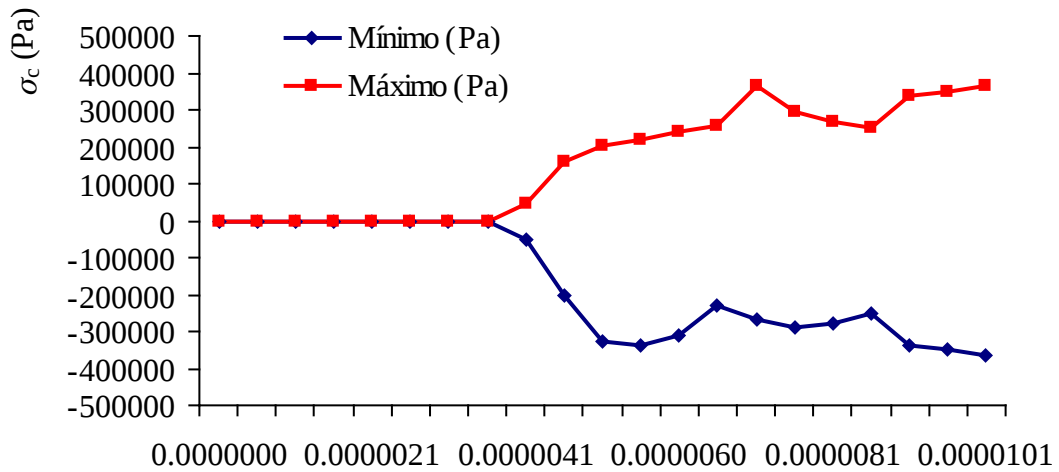


Figura VI.11.- Valores para el esfuerzo cortante, intervalo de 0 s a 1.01×10^{-5} s

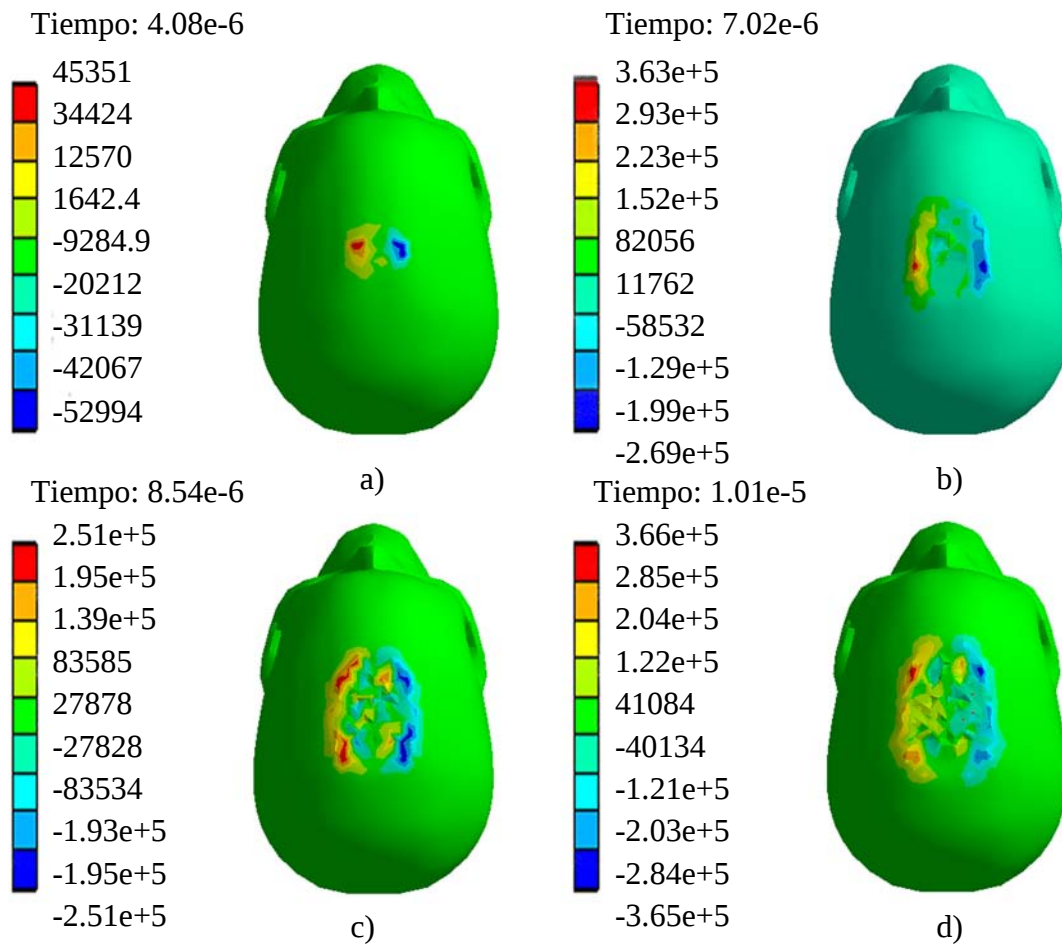
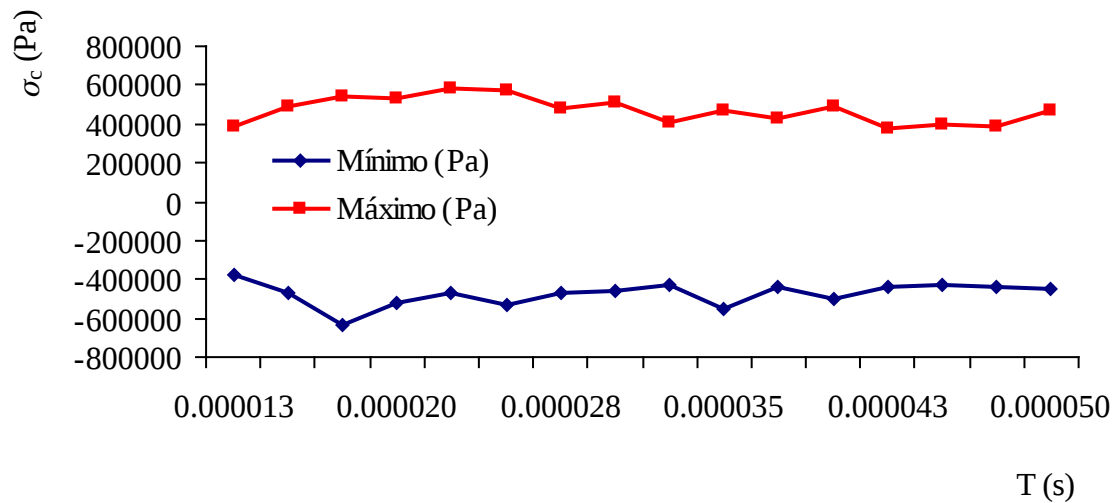


Figura VI.12.- Valores y ejemplificación gráfica del esfuerzo cortante, intervalo de 0 s a 1.01×10^{-5} s, teniendo los valores máximos en a) 45351 Pa , -52994 Pa , b) $3.63 \times 10^5 \text{ Pa}$, $-2.69 \times 10^5 \text{ Pa}$, c) $2.51 \times 10^5 \text{ Pa}$, $-2.51 \times 10^5 \text{ Pa}$, d) $3.66 \times 10^5 \text{ Pa}$, $-3.65 \times 10^5 \text{ Pa}$.

Tabla VI.6.- Valores para el esfuerzo cortante, intervalo de 1.25×10^{-5} s a 5.00×10^{-5} s

Tiempo (s)	Mínimo (Pa)	Máximo (Pa)
1.25 e-5	-3.76 e+5	3.82 e+5
1.50 e-5	-4.67 e+5	4.88 e+5
1.75 e-5	-6.35 e+5	5.37 e+5
2.00 e-5	-5.21 e+5	5.28 e+5
2.26 e-5	-4.73 e+5	5.81 e+5
2.51 e-5	-5.27 e+5	5.71 e+5
2.75 e-5	-4.67 e+5	4.81 e+5
3.00 e-5	-4.56 e+5	5.13 e+5
3.26 e-5	-4.25 e+5	4.12 e+5
3.50 e-5	-5.57 e+5	4.67 e+5
3.75 e-5	-4.37 e+5	4.25 e+5
4.01 e-5	-4.96 e+5	4.88 e+5
4.26 e-5	-4.34 e+5	3.81 e+5
4.50 e-5	-4.33 e+5	4.00 e+5
4.75 e-5	-4.43 e+5	3.85 e+5
5.00 e-5	-4.51 e+5	4.65 e+5

**Figura VI.13.-** Valores para el esfuerzo cortante, intervalo de 2.51×10^{-5} s a 2.25×10^{-5} s

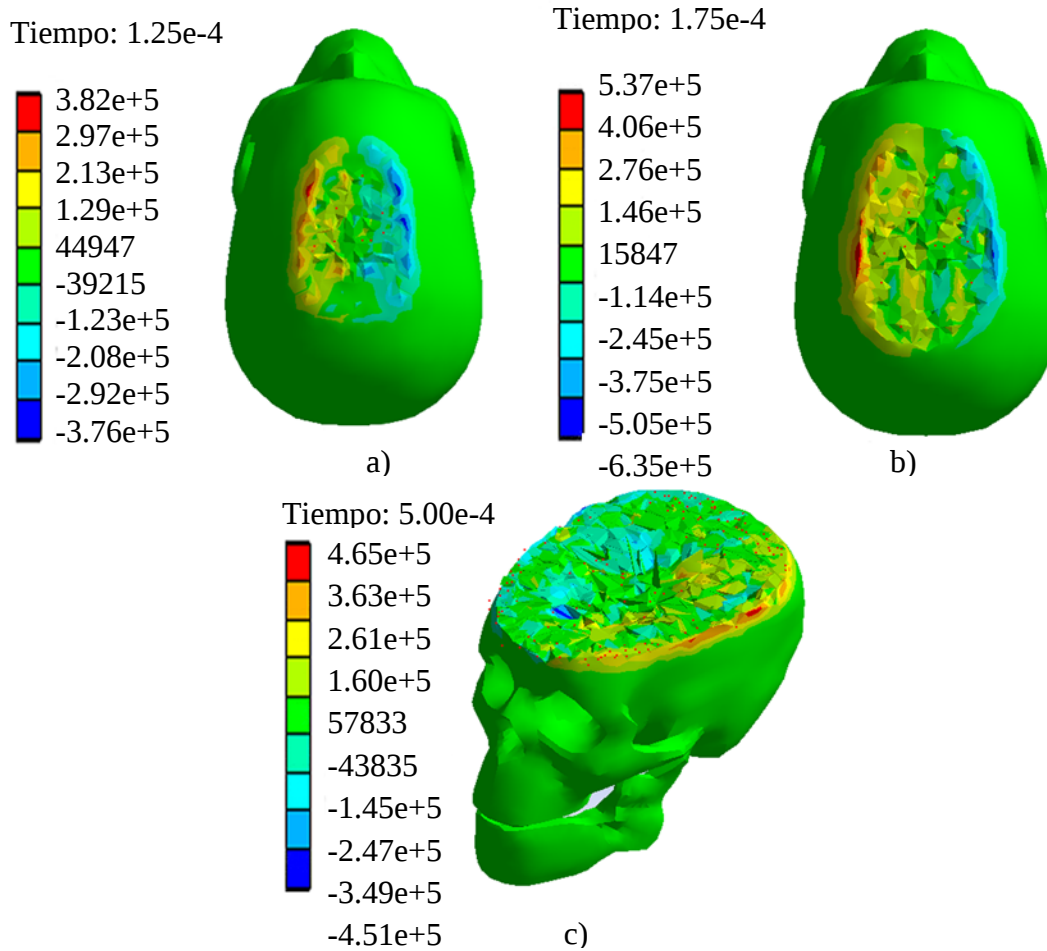


Figura VI.14.- Valores y ejemplificación gráfica del esfuerzo cortante intervalo de 0 s a 1.01×10^{-5} s, teniendo los valores máximos a) 3.28×10^5 Pa, -3.76×10^5 Pa, b) 5.37×10^5 Pa, -6.35×10^5 Pa, c) 4.65×10^5 Pa, -4.51×10^5 Pa

Para ambos intervalos se observa la irracionalidad de los valores dentro de las Figuras VI.11 y VI.13; y las Figuras VI.12 y VI.14 ejemplifican lo que sucede en el cráneo, en las que se observa concretamente las divisiones de las zonas a tensión y a compresión, dentro de la Figura VI.12a indica el primer contacto con la placa observando con colores fríos la zona de compresión y con colores cálidos la zona de tensión. Se observa en el primer intervalo que el valor del cortante máximo a tensión es en el segundo 7.02×10^{-6} (Figura VI.12b) donde se llega al punto de fractura con un valor de 3.63×10^5 Pa, para el máximo cortante a compresión del primer intervalo se tiene hasta el final de este en el segundo 1.01×10^{-5} (Figura VI.12d), teniendo un valor de -3.65×10^5 Pa.

Para el segundo intervalo, se exceden los valores del primer intervalo, en donde se llega al valor máximo del cortante a tensión en el segundo 2.28×10^{-5} de 5.81×10^5 Pa, y para la compresión en el segundo 3.50×10^{-5} con un valor de -5.57×10^5 Pa.

VI.2.1.4.- Equivalente plástico (Pe)

Ya que se está considerando la zona elástica tanto como la plástica del material, y si se recuerda que en cargas de impacto se tiene un comportamiento frágil del material debido a lo súbito de la carga, se utiliza un análisis del equivalente plástico para observar este fenómeno de fragilización del material.

Tabla VI.7.- Valores para el equivalente plástico, intervalo de 0 s a 1.01×10^{-5} s

Tiempo (s)	Mínimo (m/m)	Máximo (m/m)
0	0	0
5.74 e-7	0	0
1.04 e-6	0	0
1.59 e-6	0	0
2.05 e-6	0	0
2.51 e-6	0	0
3.06 e-6	0	0
3.53 e-6	0	0
4.08 e-6	0	0
4.54 e-6	0	0.05335
5.00 e-6	0	0.22673
5.56 e-6	0	0.41467
6.02 e-6	0	0.66661
6.50 e-6	0	0.95428
7.02 e-6	0	1.1448
7.54 e-6	0	1.255
8.06 e-6	0	1.3516
8.54 e-6	0	1.361
9.07 e-6	0	1.3952
9.54 e-6	0	1.3952
1.01 e-5	0	1.446

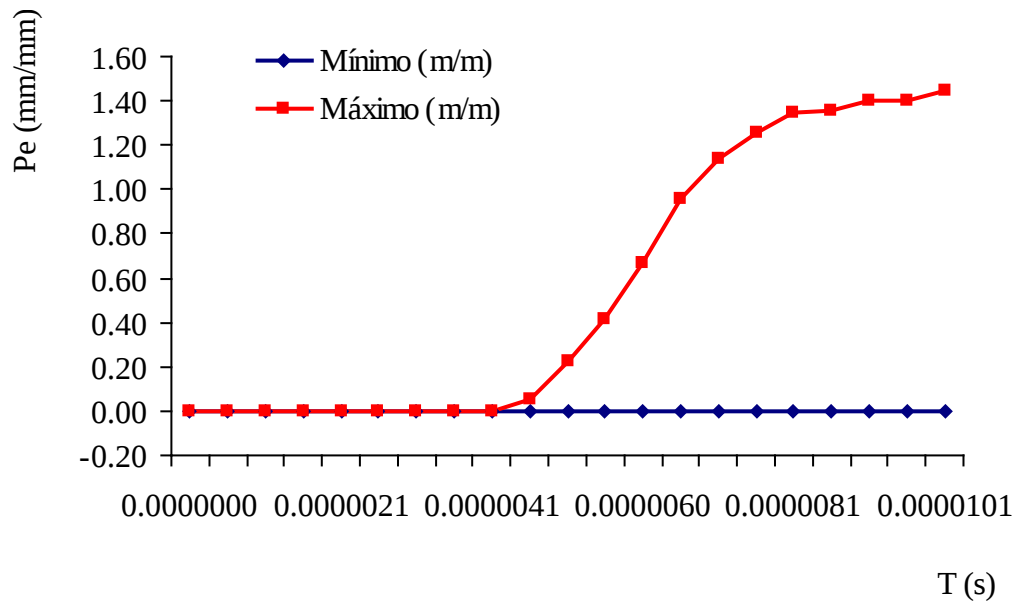


Figura VI.15.- Valores para el equivalente plástico, intervalo de 0 s a 1.01×10^{-5} s

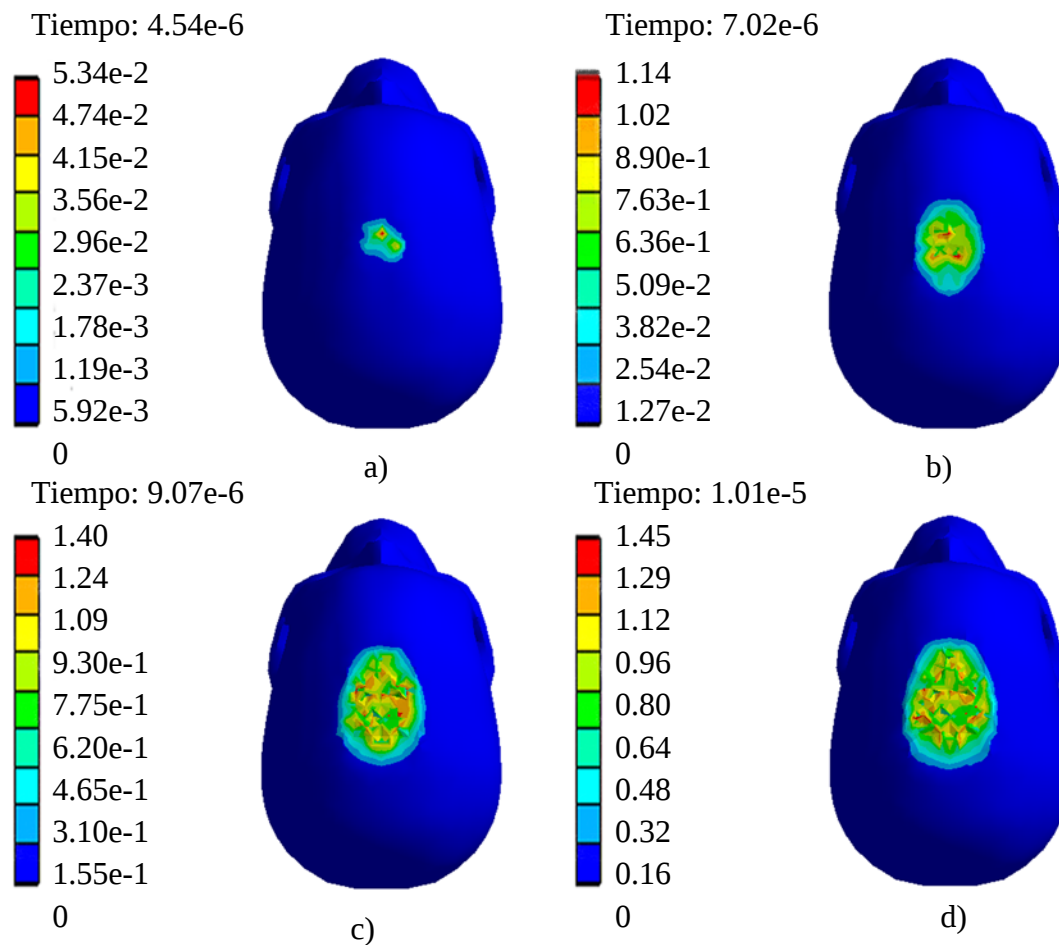


Figura VI.16.- Valores y ejemplificación gráfica del equivalente plástico, intervalo de 0 s a 1.01×10^{-5} s, teniendo los valores máximos en a) 5.34×10^{-2} , b) 1.14, c) 1.40, d) 1.45.

La presente evaluación para el equivalente plástico, muestra la zona elástica y la zona plástica del material, se observa que en las evaluaciones anteriores, la zona elástica comienza donde comienza el impacto, en el valor de 4.08×10^{-5} s, para esta evaluación se observa que la zona plástica comienza a tener valor en el siguiente segundo (4.54×10^{-5} s) expuesto en la Figura VI.16a en donde se muestra la zona de contacto llegando hasta un valor de 1.45 m/m, dentro del primer intervalo.

Para el siguiente intervalo se observa en la Figura VI.17, que sigue la misma tendencia que en el intervalo anterior, presentando una discontinuidad en el tiempo 3.00×10^{-5} s, donde se incrementa el doble el valor del equivalente plástico y llega al máximo valor de 6.0161 m/m en el siguiente momento (tiempo 3.26×10^{-5} s), manteniéndose en ese valor hasta el final de la prueba.

Tabla VI.8.- Valores para el equivalente plástico, intervalo de 1.25×10^{-5} s a 5.00×10^{-5} s

Tiempo (s)	Mínimo (m/m)	Máximo (m/m)
1.25 e-5	0	1.6257
1.50 e-5	0	1.8287
1.75 e-5	0	2.0863
2.00 e-5	0	2.2734
2.26 e-5	0	2.3303
2.51 e-5	0	2.3781
2.75 e-5	0	2.4139
3.00 e-5	0	4.0029
3.26 e-5	0	6.0161
3.50 e-5	0	6.0161
3.75 e-5	0	6.0161
4.01 e-5	0	6.0161
4.26 e-5	0	6.0161
4.50 e-5	0	6.0161
4.75 e-5	0	6.0161
5.00 e-5	0	6.0161

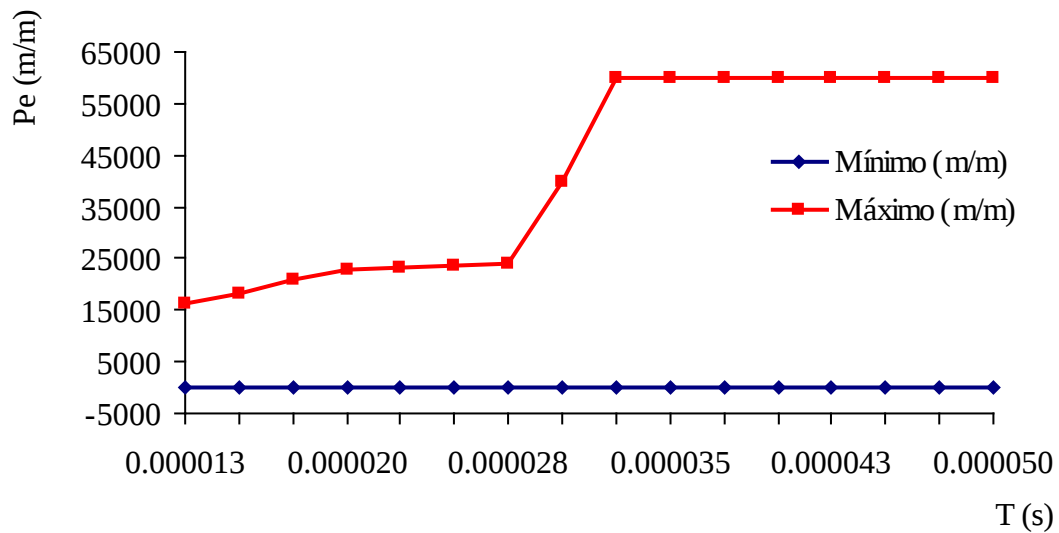


Figura VI.17.- Valores para el equivalente plástico, intervalo de 1.25×10^{-5} s a 5.00×10^{-5} s

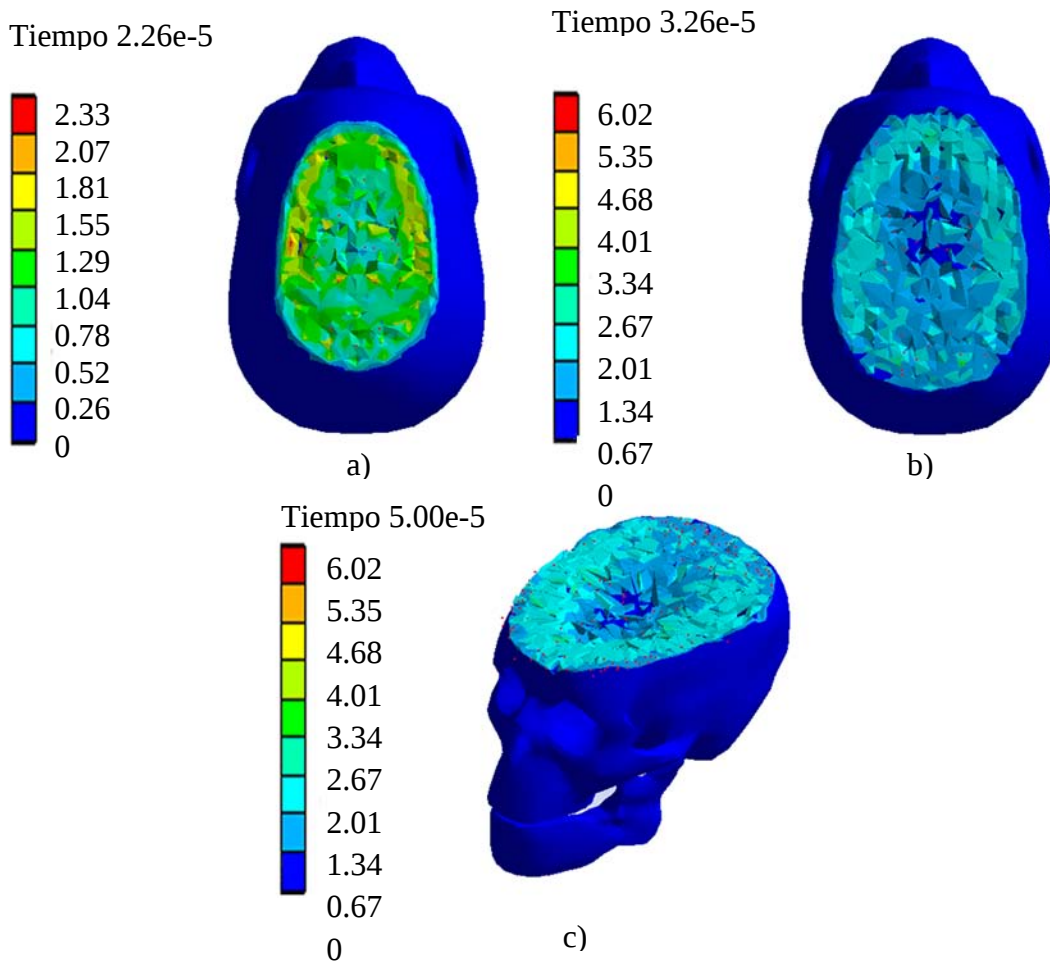


Figura VI.18.- Valores y ejemplificación gráfica del equivalente plástico, intervalo de 1.25×10^{-5} s a 5.00×10^{-5} s, teniendo los valores máximos a) 2.33, b) 6.02, c) 6.02.

VI.2.1.4.- Máximo cortante (σ_{c-max})

Dentro de la falla del material al cortante, se debe de observar el máximo punto de este para considerar de importancia su acción, dentro de este apartado se observa una discontinuidad en la gráfica, lo que se considera importante.

Tabla VI.9.- Valores para el máximo cortante, intervalo de 0 s a 1.01×10^{-5} s

Tiempo (s)	Mínimo (Pa)	Máximo (Pa)
0	0	0
5.74 e-7	0	0
1.04 e-6	0	0
1.59 e-6	0	0
2.05 e-6	0	0
2.51 e-6	0	0
3.06 e-6	0	0
3.53 e-6	0	0
4.08 e-6	0	2.18 e+5
4.54 e-6	0	5.92 e+5
5.00 e-6	0	5.96 e+5
5.56 e-6	0	5.88 e+5
6.02 e-6	0	6.06 e+5
6.50 e-6	0	6.05 e+5
7.02 e-6	0	6.00 e+5
7.54 e-6	0	6.03 e+5
8.06 e-6	0	5.95 e+5
8.54 e-6	0	5.94 e+5
9.07 e-6	0	6.02 e+5
9.54 e-6	0	6.01 e+5
1.01 e-5	0	6.01 e+5

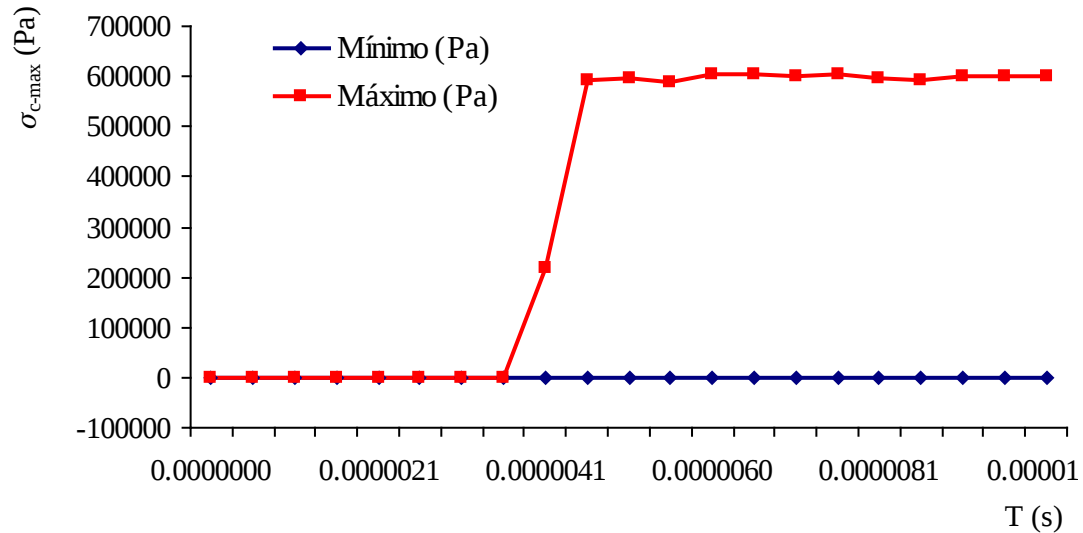


Figura VI.19.- Valores para el máximo cortante, intervalo de 0 s a 1.01×10^{-5} s

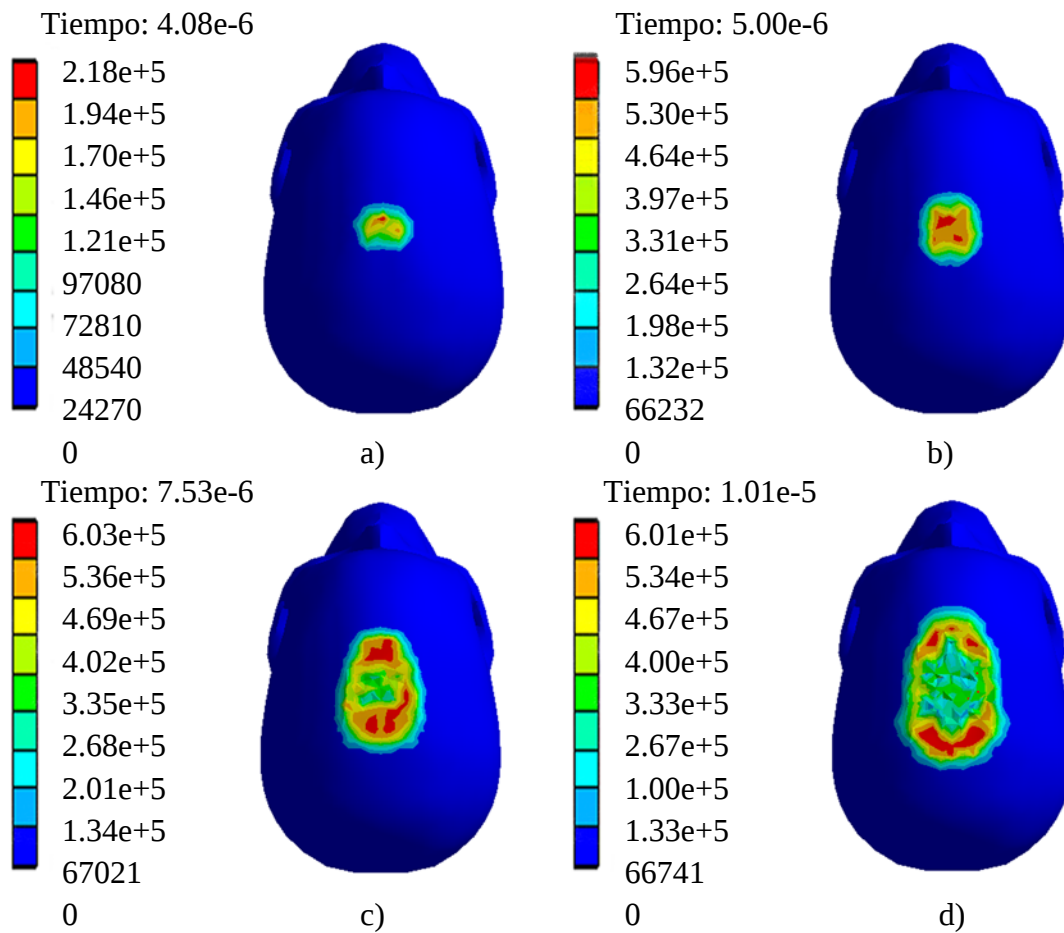
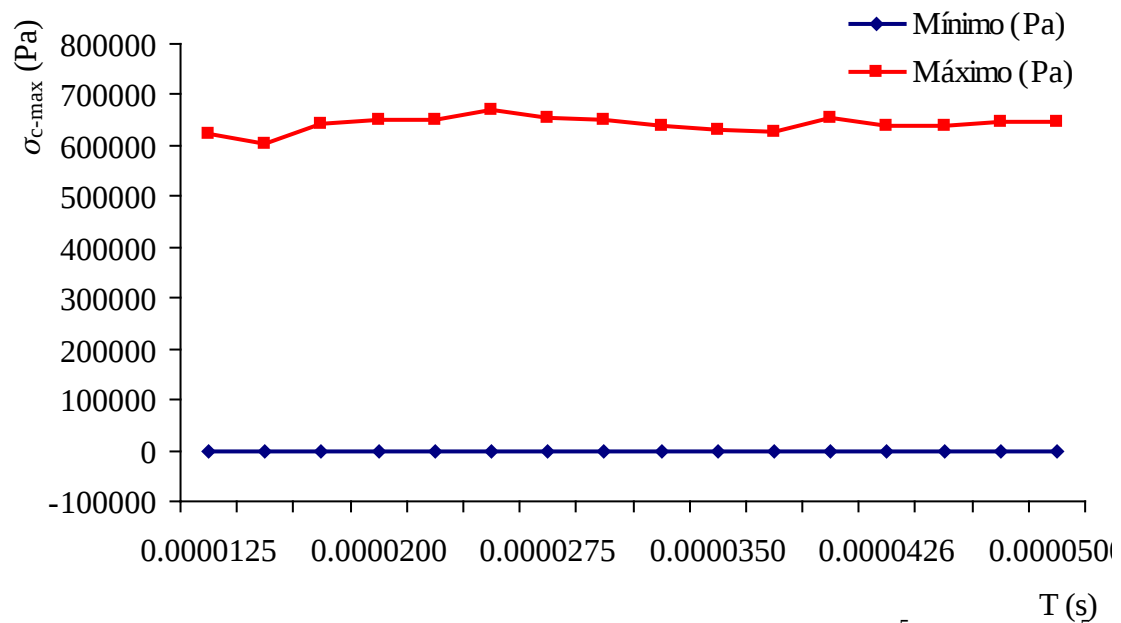


Figura VI.20.- Valores y ejemplificación gráfica del máximo cortante, intervalo de 0 s a 1.01×10^{-5} s, teniendo los valores máximos en a) 2.18×10^5 Pa, b) 5.96×10^5 Pa, c) 6.03×10^5 Pa, d) 6.01×10^5 Pa.

Tabla VI.10.- Valores para el máximo cortante, intervalo de 1.25×10^{-5} s a 5.00×10^{-5} s

Tiempo (s)	Mínimo (Pa)	Máximo (Pa)
1.25 e-5	0	6.22 e+5
1.50 e-5	0	6.05 e+5
1.75 e-5	0	6.41 e+5
2.00 e-5	0	6.51 e+5
2.26 e-5	0	6.52 e+5
2.51 e-5	0	6.69 e+5
2.75 e-5	0	6.56 e+5
3.00 e-5	0	6.51 e+5
3.26 e-5	0	6.37 e+5
3.50 e-5	0	6.31 e+5
3.75 e-5	0	6.28 e+5
4.01 e-5	0	6.55 e+5
4.26 e-5	0	6.40 e+5
4.50 e-5	0	6.37 e+5
4.75 e-5	0	6.47 e+5
5.00 e-5	0	6.46 e+5

**Figura VI.21.-** Valores para el máximo cortante, intervalo de 1.25×10^{-5} s a 5.00×10^{-5} s

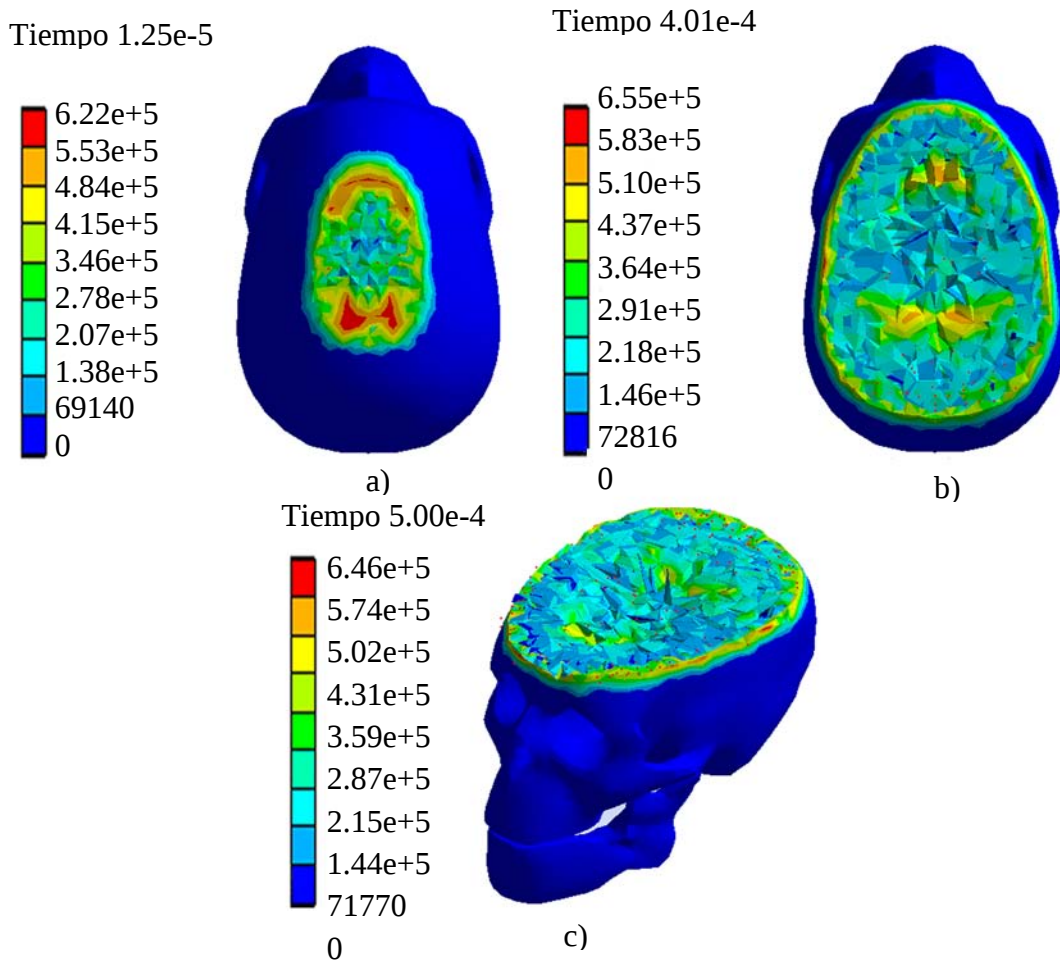


Figura VI.22.- Valores y ejemplificación gráfica del máximo cortante, intervalo de 1.25×10^{-5} s a 5.00×10^{-5} s, teniendo los valores máximos a) 6.22×10^5 Pa, b) 6.55×10^5 Pa, c) 6.46×10^5 Pa

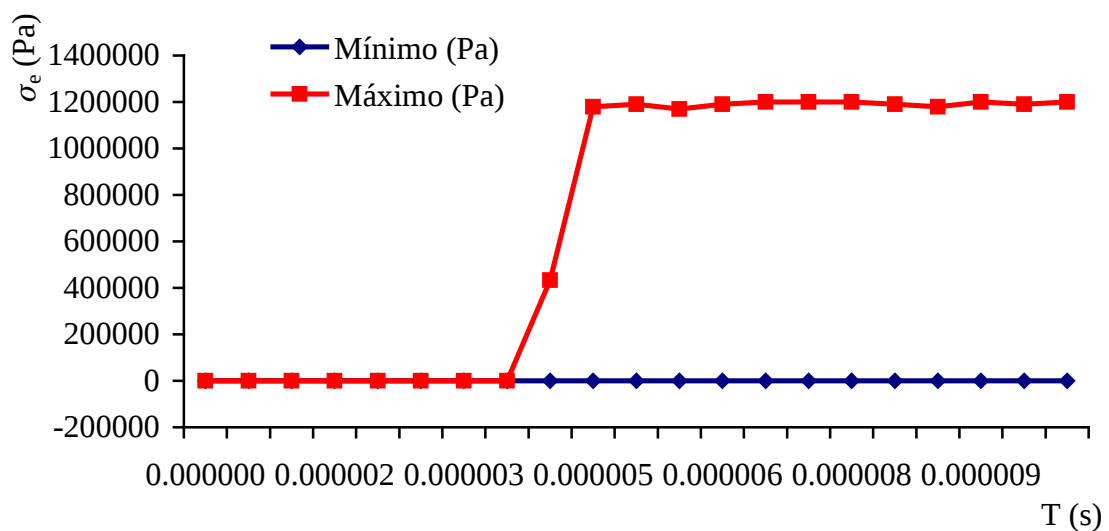
Para los valores máximos en el esfuerzo cortante, se observa en la Figura VI.19a que es el primer punto de contacto y la Figura VI.18 indica que hasta el segundo 4.54×10^{-5} , localizado como el inicio de la zona plástica, en donde se llega a un punto extremo en donde se mantiene el valor intermitentemente, llegando hasta el 6.69×10^5 Pa dentro del segundo intervalo.

VI.2.1.5.- Esfuerzo equivalente (σ_e)

Dentro de la falla del material se debe de considerar el esfuerzo equivalente a tensión, observando el máximo punto de este para considerar de importancia su acción, dentro de este apartado se observa una discontinuidad en la gráfica, lo que se considera importante.

Tabla VI.11.- Valores para el esfuerzo equivalente, intervalo de 0 s a 1.01×10^{-5} s

Tiempo (s)	Mínimo (Pa)	Máximo (Pa)
0	0	0
5.74 e-7	0	0
1.04 e-6	0	0
1.59 e-6	0	0
2.05 e-6	0	0
2.51 e-6	0	0
3.06 e-6	0	0
3.53 e-6	0	0
4.08 e-6	0	4.33 e+5
4.54 e-6	0	1.18 e+6
5.00 e-6	0	1.19 e+6
5.56 e-6	0	1.17 e+6
6.02 e-6	0	1.19 e+6
6.50 e-6	0	1.20 e+6
7.02 e-6	0	1.20 e+6
7.54 e-6	0	1.20 e+6
8.06 e-6	0	1.19 e+6
8.54 e-6	0	1.18 e+6
9.07 e-6	0	1.20 e+6
9.54 e-6	0	1.19 e+6
1.01 e-5	0	1.20 e+6

**Figura VI.23.-** Valores para el esfuerzo equivalente, intervalo de 0 s a 1.01×10^{-5} s

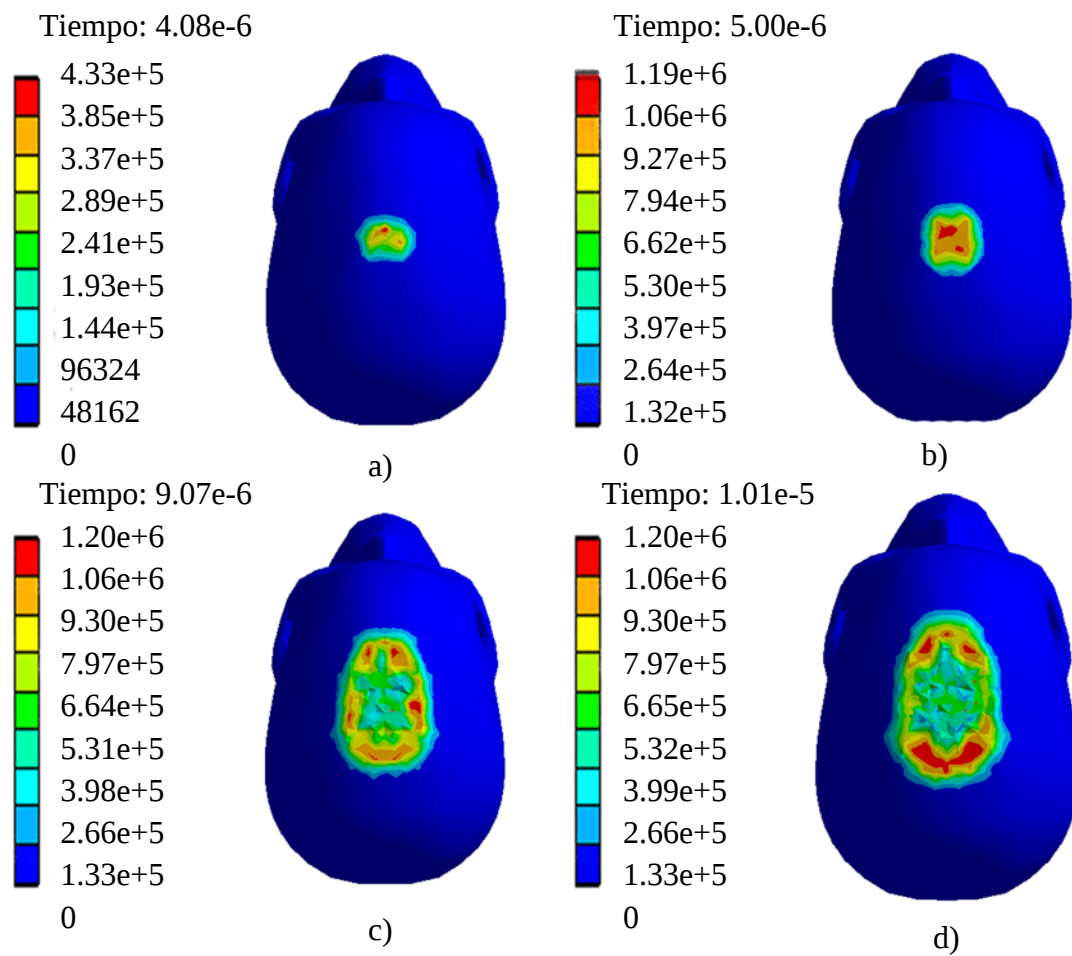
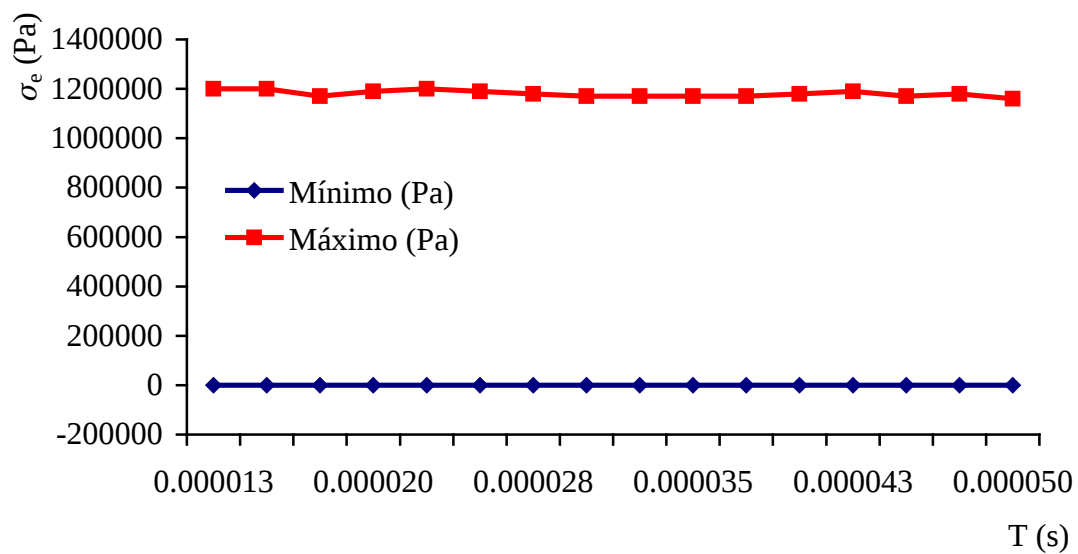


Figura VI.24.- Valores y ejemplificación gráfica del esfuerzo equivalente, intervalo de 0 s a 1.01×10^{-5} s, teniendo los valores máximos en a) 4.33×10^5 Pa, b) 1.19×10^6 Pa, c) 1.20×10^6 Pa, d) 1.20×10^6 Pa.

Tabla VI.12.- Valores para el esfuerzo equivalente, intervalo de 1.25×10^{-5} s a 5.00×10^{-5} s

Tiempo (s)	Mínimo (Pa)	Máximo (Pa)
1.25 e-5	0	1.20 e+6
1.50 e-5	0	1.20 e+6
1.75 e-5	0	1.17 e+6
2.00 e-5	0	1.19 e+6
2.26 e-5	0	1.20 e+6
2.51 e-5	0	1.19 e+6
2.75 e-5	0	1.18 e+6
3.00 e-5	0	1.17 e+6
3.26 e-5	0	1.17 e+6
3.50 e-5	0	1.17 e+6
3.75 e-5	0	1.17 e+6
4.01 e-5	0	1.18 e+6
4.26 e-5	0	1.19 e+6
4.50 e-5	0	1.17 e+6
4.75 e-5	0	1.18 e+6
5.00 e-5	0	1.16 e+6

**Figura VI.25.-** Valores para el esfuerzo equivalente, intervalo de 1.25×10^{-5} s a 5.00×10^{-5} s

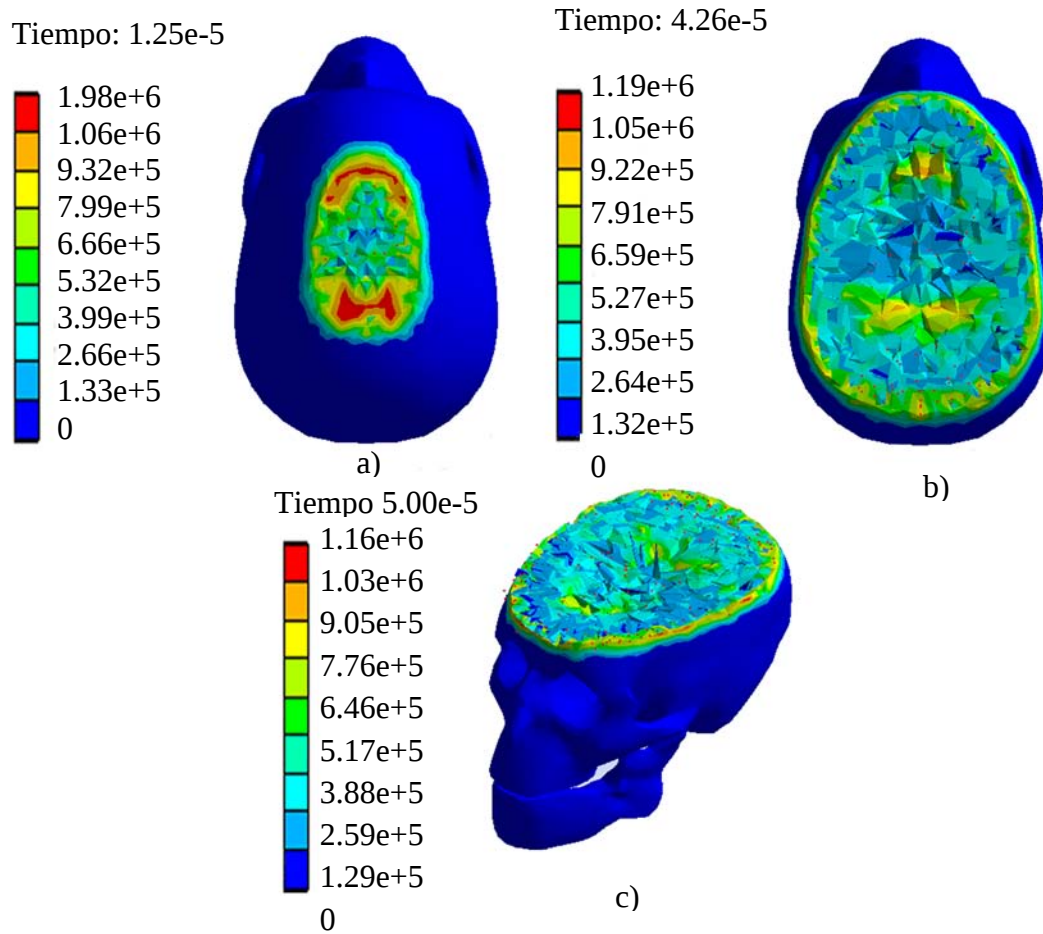


Figura VI.26.- Valores y ejemplificación gráfica del esfuerzo equivalente, intervalo de 1.25×10^{-5} s a 5.00×10^{-5} s, teniendo los valores máximos a) 1.98×10^6 Pa, b) 1.19×10^6 Pa c) 1.16×10^6 Pa.

VI.2.2.- Análisis energético

Siendo que en un análisis dinámico se involucran distintos tipos de energía, se generan graficas para observar el comportamiento energético del cráneo las cuales son:

1. Energía total.
2. Energía cinética.
3. Energía interna.
4. Trabajo plástico.

Para los resultados en cuanto al análisis energético, se utiliza el intervalo en tiempo de 0 s a 1.01×10^{-5} s esto con el fin de tener un análisis energético del impacto en donde se encuentran la mayor variedad de esfuerzos.

IV.3.2.1.- Energía interna

Se considera el estudio de la energía interna ya que es importante un estudio relevante a lo que sucede dentro del cuerpo a estudiar, con el fin de entender que pasa con la absorción de energía de impacto, se tienen tres puntos considerables dentro del estudio de la energía interna, el primer punto es cuando se recibe el impacto, en el segundo 4.08×10^{-6} , después de este punto la energía empieza a incrementarse, ya que el cuerpo absorbe parte de la energía de colisión después se incrementa hasta el segundo 8.76×10^{-6} , y este vuelve a caer, e incrementa hasta el segundo 1.01×10^{-5} , donde se tiene la máxima absorción de energía.

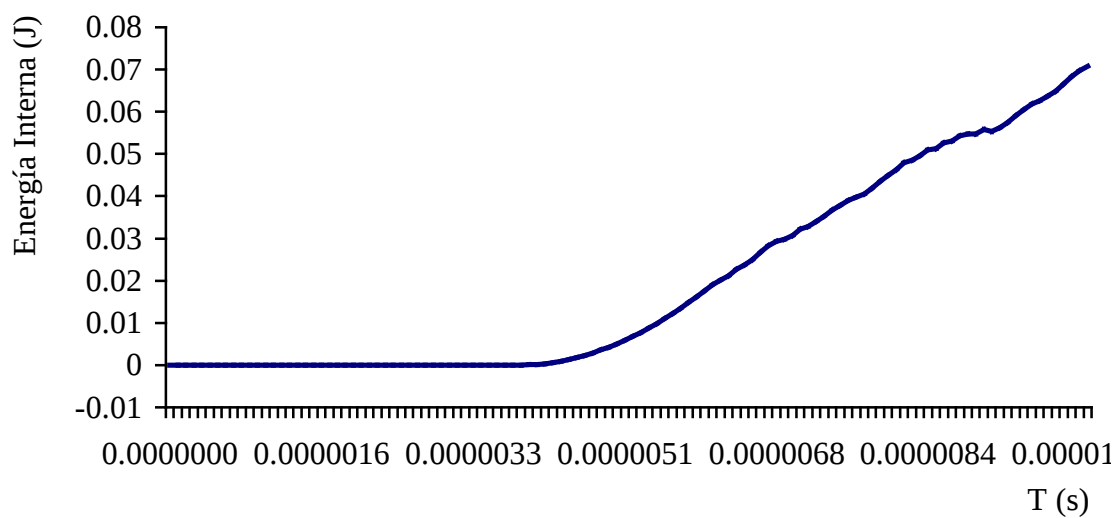


Figura VI.27.- Valores para el análisis de energía interna, intervalo de 0 s a 1.01×10^{-5} s

Tabla VI.13.- Valores para el análisis de energía interna, intervalo de 0 s a 1.01×10^{-5} s

No	Tiempo (s)	Energía Interna (J)	No	Tiempo (s)	Energía Interna (J)	No	Tiempo (s)	Energía Interna (J)	No	Tiempo (s)	Energía Interna (J)
1	0	0	21	1.68 e-6	0	41	3.53 e-6	0	61	5.37 e-6	8.71 e-3
2	5.07 e-8	0	22	1.77 e-6	0	42	3.62 e-6	6.10 e-9	62	5.46 e-6	9.81 e-3
3	1.07 e-7	0	23	1.87 e-6	0	43	3.71 e-6	2.90 e-7	63	5.56 e-6	1.10 e-2
4	1.68 e-7	0	24	1.96 e-6	0	44	3.80 e-6	3.27 e-6	64	5.65 e-6	1.22 e-2
5	2.36 e-7	0	25	2.05 e-6	0	45	3.90 e-6	1.77 e-5	65	5.74 e-6	1.35 e-2
6	3.10 e-7	0	26	2.14 e-6	0	46	3.99 e-6	6.12 e-5	66	5.83 e-6	1.48 e-2
7	3.92 e-7	0	27	2.23 e-6	0	47	4.08 e-6	1.57 e-4	67	5.92 e-6	1.62 e-2
8	4.81 e-7	0	28	2.33 e-6	0	48	4.17 e-6	3.22 e-4	68	6.02 e-6	1.76 e-2
9	5.74 e-7	0	29	2.42 e-6	0	49	4.26 e-6	5.66 e-4	69	6.11 e-6	1.91 e-2
10	6.66 e-7	0	30	2.51 e-6	0	50	4.36 e-6	8.83 e-4	70	6.18 e-6	2.01 e-2
11	7.58 e-7	0	31	2.60 e-6	0	51	4.45 e-6	1.27 e-3	71	6.26 e-6	2.12 e-2
12	8.50 e-7	0	32	2.70 e-6	0	52	4.54 e-6	1.74 e-3	72	6.34 e-6	2.26 e-2
13	9.43 e-7	0	33	2.79 e-6	0	53	4.63 e-6	2.28 e-3	73	6.42 e-6	2.37 e-2
14	1.04 e-6	0	34	2.88 e-6	0	54	4.73 e-6	2.88 e-3	74	6.50 e-6	2.50 e-2
15	1.13 e-6	0	35	2.97 e-6	0	55	4.82 e-6	3.54 e-3	75	6.59 e-6	2.67 e-2
16	1.22 e-6	0	36	3.06 e-6	0	56	4.91 e-6	4.26 e-3	76	6.69 e-6	2.82 e-2
17	1.31 e-6	0	37	3.16 e-6	0	57	5.00 e-6	5.02 e-3	77	6.78 e-6	2.93 e-2
18	1.40 e-6	0	38	3.25 e-6	0	58	5.09 e-6	5.85 e-3	78	6.85 e-6	2.98 e-2
19	1.50 e-6	0	39	3.34 e-6	0	59	5.19 e-6	6.73 e-3	79	6.94 e-6	3.07 e-2
20	1.59 e-6	0	40	3.43 e-6	0	60	5.28 e-6	7.68 e-3	80	7.02 e-6	3.22 e-2

Tabla VI.13.- Valores para el análisis de energía interna, intervalo de 0 s a 1.00×10^{-5} s
(continuación)

No	Tiempo (s)	Energía Interna (J)	No	Tiempo (s)	Energía Interna (J)
81	7.10 e-6	3.28 e-2	99	8.61 e-6	5.31 e-2
82	7.18 e-6	3.40 e-2	100	8.69 e-6	5.43 e-2
83	7.26 e-6	3.52 e-2	101	8.76 e-6	5.47 e-2
84	7.36 e-6	3.67 e-2	102	8.83 e-6	5.48 e-2
85	7.45 e-6	3.78 e-2	103	8.91 e-6	5.58 e-2
86	7.54 e-6	3.90 e-2	104	8.99 e-6	5.54 e-2
87	7.63 e-6	3.98 e-2	105	9.07 e-6	5.62 e-2
88	7.71 e-6	4.05 e-2	106	9.17 e-6	5.75 e-2
89	7.79 e-6	4.19 e-2	107	9.26 e-6	5.92 e-2
90	7.87 e-6	4.35 e-2	108	9.35 e-6	6.05 e-2
91	7.97 e-6	4.49 e-2	109	9.44 e-6	6.18 e-2
92	8.06 e-6	4.62 e-2	110	9.54 e-6	6.26 e-2
93	8.15 e-6	4.79 e-2	111	9.63 e-6	6.37 e-2
94	8.23 e-6	4.86 e-2	112	9.72 e-6	6.49 e-2
95	8.31 e-6	4.96 e-2	113	9.81 e-6	6.66 e-2
96	8.39 e-6	5.09 e-2	114	9.90 e-6	6.84 e-2
97	8.46 e-6	5.13 e-2	115	9.98 e-6	6.97 e-2
98	8.54 e-6	5.26 e-2	116	1.01 e-5	7.08 e-2

IV.3.2.2.- Energía cinética

Debido a que el cuerpo se encuentra en movimiento, genera energía cinética, observando la Figura VI.28, se tiene que la energía cinética inicial es de 13.120 J manteniéndose constante hasta el momento en que se genera el impacto con la barra 3.62e-6, decae la energía hasta el valor de 12.937 J debido al impacto, y por la fragilidad el material tiende a perder la masa y a disminuir su velocidad y por lo tanto la energía cinética.

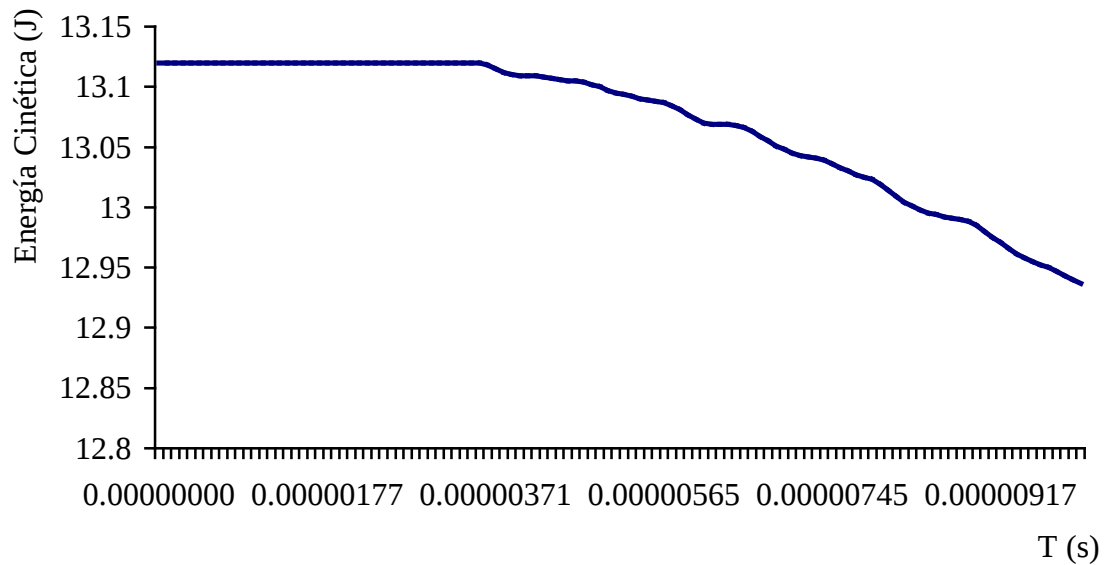


Figura VI.28.- Valores para el análisis de energía cinética, intervalo de 0 s a 1.01×10^{-5} s

Tabla VI.14.- Valores para el análisis de energía cinética, intervalo de 0 s a 1.01×10^{-5} s

No	Tiempo (s)	Energía Cinética (J)	No	Tiempo (s)	Energía Cinética (J)	No	Tiempo (s)	Energía Cinética (J)	No	Tiempo (s)	Energía Cinética (J)
1	0	13.120	21	1.68 e-6	13.120	41	3.53 e-6	13.120	61	5.37 e-6	13.090
2	5.07 e-8	13.120	22	1.77 e-6	13.120	42	3.62 e-6	13.118	62	5.46 e-6	13.089
3	1.07 e-7	13.120	23	1.87 e-6	13.120	43	3.71 e-6	13.115	63	5.56 e-6	13.088
4	1.68 e-7	13.120	24	1.96 e-6	13.120	44	3.80 e-6	13.112	64	5.65 e-6	13.087
5	2.36 e-7	13.120	25	2.05 e-6	13.120	45	3.90 e-6	13.110	65	5.74 e-6	13.084
6	3.10 e-7	13.120	26	2.14 e-6	13.120	46	3.99 e-6	13.109	66	5.83 e-6	13.081
7	3.92 e-7	13.120	27	2.23 e-6	13.120	47	4.08 e-6	13.109	67	5.92 e-6	13.077
8	4.81 e-7	13.120	28	2.33 e-6	13.120	48	4.17 e-6	13.109	68	6.02 e-6	13.073
9	5.74 e-7	13.120	29	2.42 e-6	13.120	49	4.26 e-6	13.108	69	6.11 e-6	13.070
10	6.66 e-7	13.120	30	2.51 e-6	13.120	50	4.36 e-6	13.107	70	6.18 e-6	13.069
11	7.58 e-7	13.120	31	2.60 e-6	13.120	51	4.45 e-6	13.106	71	6.26 e-6	13.069
12	8.50 e-7	13.120	32	2.70 e-6	13.120	52	4.54 e-6	13.105	72	6.34 e-6	13.069
13	9.43 e-7	13.120	33	2.79 e-6	13.120	53	4.63 e-6	13.105	73	6.42 e-6	13.068
14	1.04 e-6	13.120	34	2.88 e-6	13.120	54	4.73 e-6	13.104	74	6.50 e-6	13.066
15	1.13 e-6	13.120	35	2.97 e-6	13.120	55	4.82 e-6	13.102	75	6.59 e-6	13.063
16	1.22 e-6	13.120	36	3.06 e-6	13.120	56	4.91 e-6	13.100	76	6.69 e-6	13.059
17	1.31 e-6	13.120	37	3.16 e-6	13.120	57	5.00 e-6	13.097	77	6.78 e-6	13.055
18	1.40 e-6	13.120	38	3.25 e-6	13.120	58	5.09 e-6	13.095	78	6.85 e-6	13.051
19	1.50 e-6	13.120	39	3.34 e-6	13.120	59	5.19 e-6	13.094	79	6.94 e-6	13.048
20	1.59 e-6	13.120	40	3.43 e-6	13.120	60	5.28 e-6	13.092	80	7.02 e-6	13.045

Tabla VI.14.- Valores para el análisis de energía cinética, intervalo de 0 s a 1.00×10^{-5} s (continuación)

No	Tiempo (s)	Energía Cinética (J)	No	Tiempo (s)	Energía Cinética (J)
81	7.10 e-6	13.043	99	8.61 e-6	12.992
82	7.18 e-6	13.042	100	8.69 e-6	12.991
83	7.26 e-6	13.041	101	8.76 e-6	12.990
84	7.36 e-6	13.039	102	8.83 e-6	12.988
85	7.45 e-6	13.036	103	8.91 e-6	12.985
86	7.54 e-6	13.033	104	8.99 e-6	12.980
87	7.63 e-6	13.030	105	9.07 e-6	12.975
88	7.71 e-6	13.027	106	9.17 e-6	12.971
89	7.79 e-6	13.025	107	9.26 e-6	12.966
90	7.87 e-6	13.023	108	9.35 e-6	12.961
91	7.97 e-6	13.019	109	9.44 e-6	12.958
92	8.06 e-6	13.014	110	9.54 e-6	12.955
93	8.15 e-6	13.009	111	9.63 e-6	12.952
94	8.23 e-6	13.004	112	9.72 e-6	12.950
95	8.31 e-6	13.001	113	9.81 e-6	12.947
96	8.39 e-6	12.998	114	9.90 e-6	12.943
97	8.46 e-6	12.995	115	9.98 e-6	12.940
98	8.54 e-6	12.994	116	1.01 e-5	12.937

VI.2.2.3.- Trabajo plástico

Como se comentó en puntos anteriores referente a la zona plástica del material, el comportamiento de los materiales con respecto a cargas de impacto, se observa nuevamente que la zona elástica es muy corta, desde el tiempo 3.62×10^{-6} s, hasta 4.26×10^{-6} s que es donde el trabajo plástico que se genera es cero, después de estos puntos se observa que el trabajo plástico aumenta irregularmente hasta 0.0051695 J.

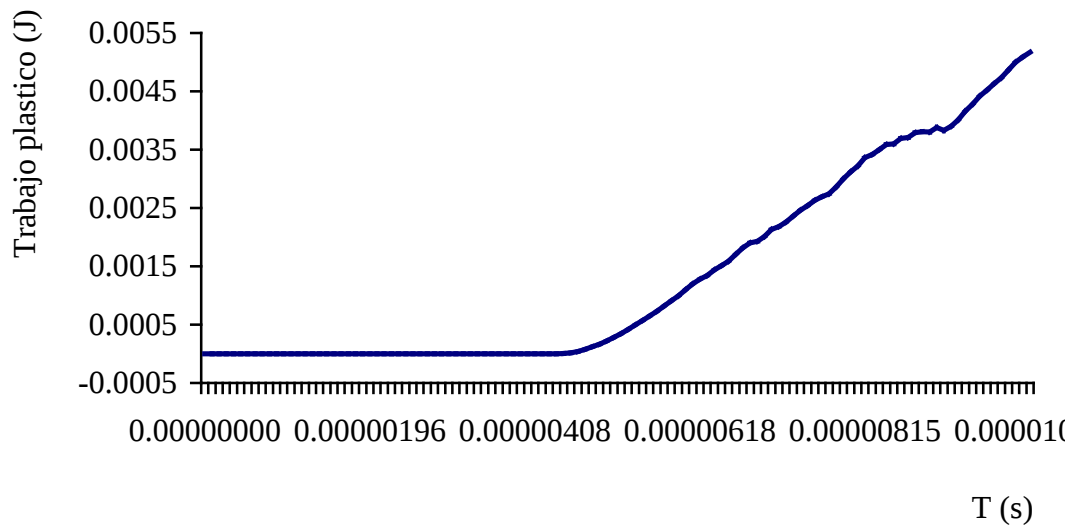


Figura VI.29.- Valores para el análisis de trabajo plástico, 0 s a 1.01×10^{-5} s

Tabla VI.15.- Valores para el análisis de trabajo plástico, intervalo de 0 s a 1.01×10^{-5} s

No	Tiempo (s)	Trabajo Plástico (J)	No	Tiempo (s)	Trabajo Plástico (J)	No	Tiempo (s)	Trabajo Plástico (J)	No	Tiempo (s)	Trabajo Plástico (J)
1	0	0	21	1.68 e-6	0	41	3.53 e-6	0	61	5.37 e-6	4.94 e-4
2	5.07 e-8	0	22	1.77 e-6	0	42	3.62 e-6	0	62	5.46 e-6	5.71 e-4
3	1.07 e-7	0	23	1.87 e-6	0	43	3.71 e-6	0	63	5.56 e-6	6.49 e-4
4	1.68 e-7	0	24	1.96 e-6	0	44	3.80 e-6	0	64	5.65 e-6	7.29 e-4
5	2.36 e-7	0	25	2.05 e-6	0	45	3.90 e-6	0	65	5.74 e-6	8.16 e-4
6	3.10 e-7	0	26	2.14 e-6	0	46	3.99 e-6	0	66	5.83 e-6	9.05 e-4
7	3.92 e-7	0	27	2.23 e-6	0	47	4.08 e-6	0	67	5.92 e-6	9.96 e-4
8	4.81 e-7	0	28	2.33 e-6	0	48	4.17 e-6	0	68	6.02 e-6	1.10 e-3
9	5.74 e-7	0	29	2.42 e-6	0	49	4.26 e-6	0	69	6.11 e-6	1.20 e-3
10	6.66 e-7	0	30	2.51 e-6	0	50	4.36 e-6	3.80 e-7	70	6.18 e-6	1.28 e-3
11	7.58 e-7	0	31	2.60 e-6	0	51	4.45 e-6	5.84 e-6	71	6.26 e-6	1.34 e-3
12	8.50 e-7	0	32	2.70 e-6	0	52	4.54 e-6	1.90 e-5	72	6.34 e-6	1.44 e-3
13	9.43 e-7	0	33	2.79 e-6	0	53	4.63 e-6	4.03 e-5	73	6.42 e-6	1.51 e-3
14	1.04 e-6	0	34	2.88 e-6	0	54	4.73 e-6	7.48 e-5	74	6.50 e-6	1.59 e-3
15	1.13 e-6	0	35	2.97 e-6	0	55	4.82 e-6	1.19E-04	75	6.59 e-6	1.71 e-3
16	1.22 e-6	0	36	3.06 e-6	0	56	4.91 e-6	1.67E-04	76	6.69 e-6	1.82 e-3
17	1.31 e-6	0	37	3.16 e-6	0	57	5.00 e-6	2.21E-04	77	6.78 e-6	1.90 e-3
18	1.40 e-6	0	38	3.25 e-6	0	58	5.09 e-6	2.81E-04	78	6.85 e-6	1.93 e-3
19	1.50 e-6	0	39	3.34 e-6	0	59	5.19 e-6	3.47E-04	79	6.94 e-6	2.01 e-3
20	1.59 e-6	0	40	3.43 e-6	0	60	5.28 e-6	4.18E-04	80	7.02 e-6	2.13 e-3

Tabla VI.15.- Valores para el análisis del trabajo plástico, intervalo de 0 s a 1.00×10^{-5} s (continuación)

No	Tiempo (s)	Trabajo Plástico (J)	No	Tiempo (s)	Trabajo Plástico (J)
81	7.10 e-6	2.18 e-3	99	8.61 e-6	3.71 e-3
82	7.18 e-6	2.26 e-3	100	8.69 e-6	3.79 e-3
83	7.26 e-6	2.36 e-3	101	8.76 e-6	3.81 e-3
84	7.36 e-6	2.46 e-3	102	8.83 e-6	3.80 e-3
85	7.45 e-6	2.54 e-3	103	8.91 e-6	3.88 e-3
86	7.54 e-6	2.63 e-3	104	8.99 e-6	3.83 e-3
87	7.63 e-6	2.69 e-3	105	9.07 e-6	3.90 e-3
88	7.71 e-6	2.74 e-3	106	9.17 e-6	4.01 e-3
89	7.79 e-6	2.86 e-3	107	9.26 e-6	4.16 e-3
90	7.87 e-6	3.00 e-3	108	9.35 e-6	4.28 e-3
91	7.97 e-6	3.12 e-3	109	9.44 e-6	4.42 e-3
92	8.06 e-6	3.22 e-3	110	9.54 e-6	4.52 e-3
93	8.15 e-6	3.36 e-3	111	9.63 e-6	4.63 e-3
94	8.23 e-6	3.42 e-3	112	9.72 e-6	4.73 e-3
95	8.31 e-6	3.50 e-3	113	9.81 e-6	4.87 e-3
96	8.39 e-6	3.59 e-3	114	9.90 e-6	5.00 e-3
97	8.46 e-6	3.60 e-3	115	9.98 e-6	5.09 e-3
98	8.54 e-6	3.69 e-3	116	1.01 e-5	5.17 e-3

VI.2.2.4.- Energía total

Por último análisis la energía total del cráneo se observan zonas constantes en un principio, cuando la distribución de energía es constante, hasta llegar a un punto en donde se aumenta la energía, cuando comienza el impacto, que es en el tiempo 3.62×10^{-6} , en donde se encuentra el máximo de energía total con un valor de 13.120 J, en este punto comienza a caer, por la disminución de velocidad, y cae hasta el valor de 13.008 J.

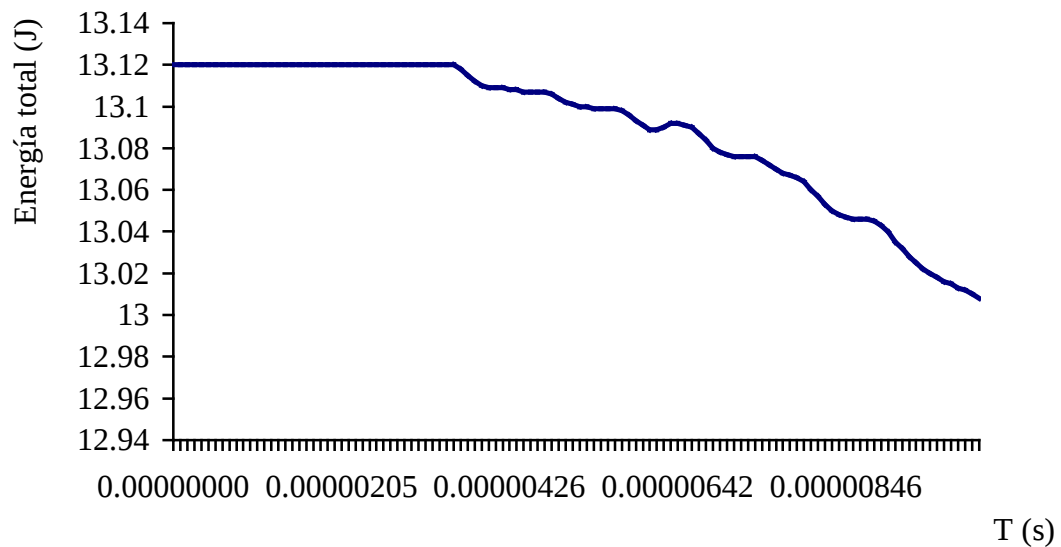


Figura VI.30.- Valores para el análisis de energía total, 0 s a 1.01×10^{-5} s

Tabla VI.16.- Valores para el análisis de energía total, intervalo de 0 s a 1.01×10^{-5} s

No	Tiempo (s)	Energía Total (J)	No	Tiempo (s)	Energía Total (J)	No	Tiempo (s)	Energía Total (J)	No	Tiempo (s)	Energía Total (J)
1	0	13.120	21	1.68 e-6	13.120	41	3.53 e-6	13.120	61	5.37 e-6	13.099
2	5.07 e-8	13.120	22	1.77 e-6	13.120	42	3.62 e-6	13.118	62	5.46 e-6	13.099
3	1.07 e-7	13.120	23	1.87 e-6	13.120	43	3.71 e-6	13.115	63	5.56 e-6	13.099
4	1.68 e-7	13.120	24	1.96 e-6	13.120	44	3.80 e-6	13.112	64	5.65 e-6	13.099
5	2.36 e-7	13.120	25	2.05 e-6	13.120	45	3.90 e-6	13.110	65	5.74 e-6	13.098
6	3.10 e-7	13.120	26	2.14 e-6	13.120	46	3.99 e-6	13.109	66	5.83 e-6	13.096
7	3.92 e-7	13.120	27	2.23 e-6	13.120	47	4.08 e-6	13.109	67	5.92 e-6	13.093
8	4.81 e-7	13.120	28	2.33 e-6	13.120	48	4.17 e-6	13.109	68	6.02 e-6	13.091
9	5.74 e-7	13.120	29	2.42 e-6	13.120	49	4.26 e-6	13.108	69	6.11 e-6	13.089
10	6.66 e-7	13.120	30	2.51 e-6	13.120	50	4.36 e-6	13.108	70	6.18 e-6	13.089
11	7.58 e-7	13.120	31	2.60 e-6	13.120	51	4.45 e-6	13.107	71	6.26 e-6	13.090
12	8.50 e-7	13.120	32	2.70 e-6	13.120	52	4.54 e-6	13.107	72	6.34 e-6	13.092
13	9.43 e-7	13.120	33	2.79 e-6	13.120	53	4.63 e-6	13.107	73	6.42 e-6	13.092
14	1.04 e-6	13.120	34	2.88 e-6	13.120	54	4.73 e-6	13.107	74	6.50 e-6	13.091
15	1.13 e-6	13.120	35	2.97 e-6	13.120	55	4.82 e-6	13.106	75	6.59 e-6	13.090
16	1.22 e-6	13.120	36	3.06 e-6	13.120	56	4.91 e-6	13.104	76	6.69 e-6	13.087
17	1.31 e-6	13.120	37	3.16 e-6	13.120	57	5.00 e-6	13.102	77	6.78 e-6	13.084
18	1.40 e-6	13.120	38	3.25 e-6	13.120	58	5.09 e-6	13.101	78	6.85 e-6	13.080
19	1.50 e-6	13.120	39	3.34 e-6	13.120	59	5.19 e-6	13.100	79	6.94 e-6	13.078
20	1.59 e-6	13.120	40	3.43 e-6	13.120	60	5.28 e-6	13.100	80	7.02 e-6	13.077

Tabla VI.16.- Valores para el análisis de energía total, intervalo de 0 s a 1.00×10^{-5} s
(continuación)

No	Tiempo (s)	Energía Total (J)	No	Tiempo (s)	Energía Total (J)
81	7.10 e-6	13.076	99	8.61 e-6	13.046
82	7.18 e-6	13.076	100	8.69 e-6	13.046
83	7.26 e-6	13.076	101	8.76 e-6	13.045
84	7.36 e-6	13.076	102	8.83 e-6	13.043
85	7.45 e-6	13.074	103	8.91 e-6	13.040
86	7.54 e-6	13.072	104	8.99 e-6	13.035
87	7.63 e-6	13.070	105	9.07 e-6	13.032
88	7.71 e-6	13.068	106	9.17 e-6	13.028
89	7.79 e-6	13.067	107	9.26 e-6	13.025
90	7.87 e-6	13.066	108	9.35 e-6	13.022
91	7.97 e-6	13.064	109	9.44 e-6	13.020
92	8.06 e-6	13.060	110	9.54 e-6	13.018
93	8.15 e-6	13.057	111	9.63 e-6	13.016
94	8.23 e-6	13.053	112	9.72 e-6	13.015
95	8.31 e-6	13.050	113	9.81 e-6	13.013
96	8.39 e-6	13.048	114	9.90 e-6	13.012
97	8.46 e-6	13.047	115	9.98 e-6	13.010
98	8.54 e-6	13.046	116	1.01 e-5	13.008

VI.3.- Sumario

Utilizando el modelo expuesto en el capítulo VI, se desea realizar un estudio de un impacto superior, utilizando el programa ANSYS WORKBENCH, incluyendo las propiedades del hueso cortical y del acero estructural, se generan las particularidades del estudio.

Se realizan básicamente dos estudios, el primero inicia en el contacto de los dos cuerpos y llegando a un punto de fractura del cráneo, y el segundo es a partir del punto de fractura, se obtiene la cedencia total del material, obteniendo los resultados de desplazamiento total, esfuerzo principal máximo, esfuerzo cortante, deformación plástica equivalente, esfuerzo cortante máximo y esfuerzo equivalente, obteniendo y explicando los resultados.

Con el fin de comprobar por otro método lo obtenido en el punto anterior, se realiza un análisis energético, el cual involucra la energía total, energía cinética, energía interna y el trabajo plástico, obteniendo resultados y descripciones de éstos.

Por último se realiza una recopilación de los estudios antes mencionados resaltando los puntos de importancia al estudio.

Dentro del siguiente capítulo se abordará de la misma manera un análisis para impacto posterior.

Capítulo VII

Análisis numérico sobre impacto posterior en cráneo humano

En el presente capítulo se utiliza el archivo del modelado del cráneo, para realizar un análisis de impacto posterior, iniciando por las particularidades del estudio lateral, incluyendo los siguientes resultados: desplazamiento total, esfuerzo principal máximo, esfuerzo cortante, deformación plástica equivalente, esfuerzo cortante máximo, esfuerzo equivalente.

Habiendo obtenido los resultados anteriores se realiza un estudio energético, ya que siendo cargas súbitas, es importante la absorción de energía, incluyendo en este estudio análisis de energía interna, energía cinética, energía interna y el trabajo plástico.

VII

VII.1.- Particularidades del estudio

Se hace referencia al modelo que se utilizó en el primer estudio, dentro del Capítulo IV, realizando una carga dinámica, y cumpliendo la metodología propuesta con las variaciones siguientes:

1. Para importar la geometría del cráneo que se ha dibujado con anterioridad, se abre el modulo de diseño y modelado (DesignModeler), se importa la geometría y se diseña una placa con las dimensiones que se observan en la Figura VII.1.
2. Se extruye esta placa con una dimensión de 0.008m y se realiza en dirección simétrica, obteniendo la Figura VII.2.
3. Para introducir las condiciones dinámicas del estudio, dentro del sub menú de condiciones iniciales se introduce la velocidad del cráneo, -100 m/s en el eje Z, se considera negativo el valor de la velocidad ya que es necesario que el cráneo se desplace hacia atrás sobre el eje Z. y en los ajustes del análisis, dentro de los controles para cada paso, se introduce un tiempo final de 0.00001s, y dentro de los controles de erosión (Erosion Controls) se acepta en el caso del fallo del material (On Material Failure).
4. Con el fin de limitar los movimientos de los nodos, se introducen restricciones primero como soporte fijo (Fixed Support) para la placa.

VII.2.- Obtención de resultados

Con el fin de ejemplificar de una manera práctica y mostrando lo que sucede en un tiempo más corto se divide el análisis en dos fases, la primera es de un tiempo 0 s a 1.01×10^{-5} s y la siguiente fase es de 1.25×10^{-5} s a 5.01×10^{-5} s. Para la obtención de resultados se utiliza el modulo de mecánica y se seleccionan los resultados que se desea que el programa arroje, los cuales son:

1. Desplazamiento total.
2. Esfuerzo principal máximo.
3. Esfuerzo Cortante.
4. Deformación plástica equivalente.
5. Esfuerzo cortante máximo.
6. Esfuerzo equivalente.

Obteniendo como resultado las siguientes tablas y figuras.

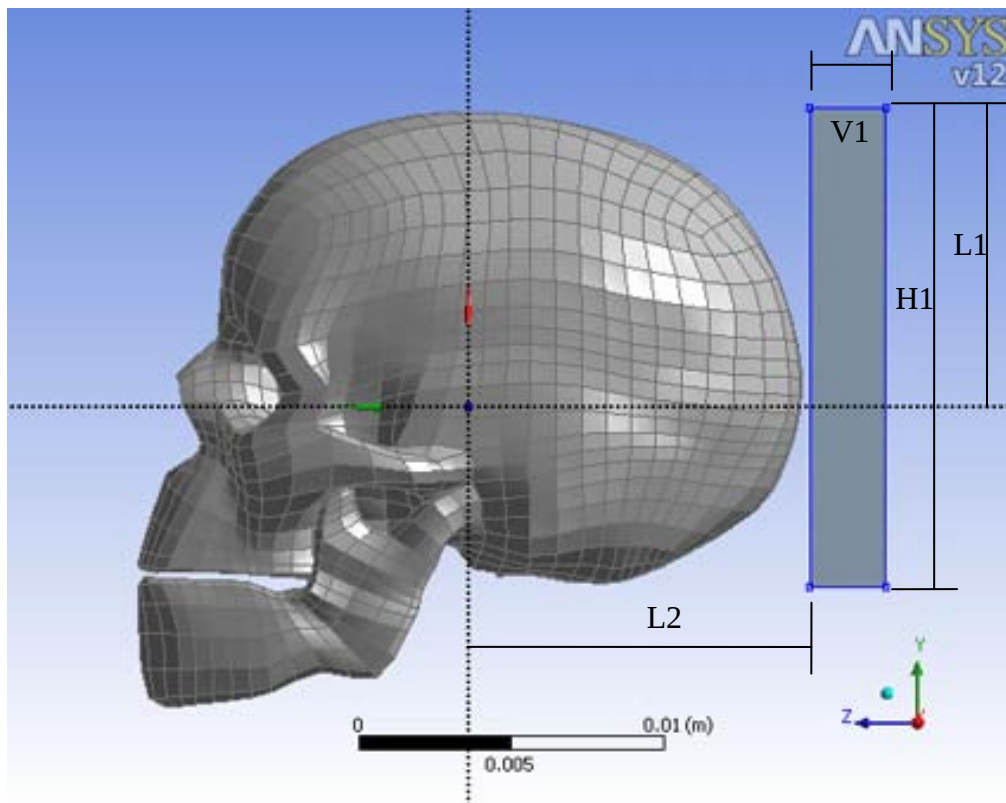


Figura VII.1.- Generación de placa para recibir impacto con las dimensiones: H1: 0.016m, L1: 0.0100m, V1: 0.0025m, L2: 0.0112m.

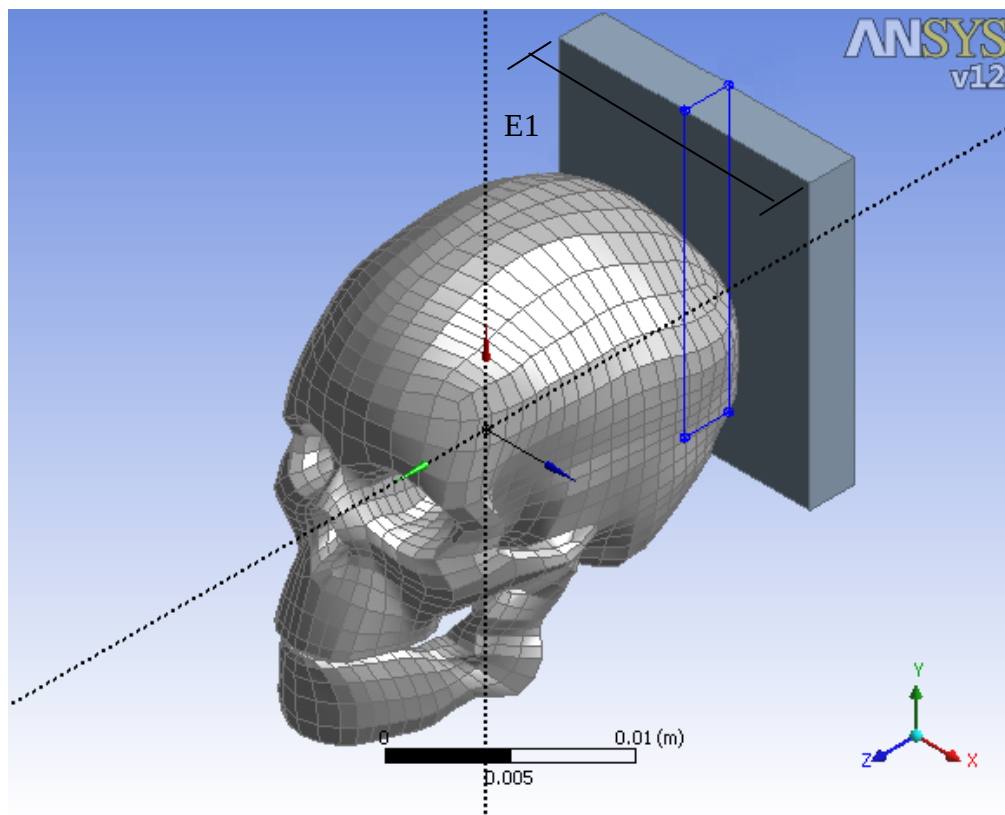


Figura VII.2.- Generación del espesor de la placa para recibir el impacto con una dimensión de E1: 0.0072m.

VII.2.1.- Análisis de desplazamientos, esfuerzos y deformaciones

VII.2.1.1.- Desplazamiento total (D)

El desplazamiento total es un punto de estudio importante, ya que indica el espacio que avanza el cráneo al cuerpo, este análisis se da en metros (m), ya que se observa la longitud que avanza el cráneo para ser impactado.

Se considera necesario primeramente un análisis del desplazamiento total que recibe el cráneo en el momento que incide el cuerpo, el primer intervalo indica el momento en el cual el cuerpo realiza el contacto con el cráneo (Figura VII.4a) y hasta el punto en que su desplazamiento llega a observarse físicamente (Figura VII.4d). El segundo análisis indica el desplazamiento total cuando el cuerpo incide totalmente al cráneo, se considera realizar este estudio para observar la linealidad del desplazamiento total y poder comparar con los resultados del primer intervalo.

Tabla VII.1.- Valores para el desplazamiento total, intervalo de 0 s a 1.01×10^{-5} s

Tiempo (s)	Mínimo (m)	Máximo (m)
0	0	0
5.74 e-7	0	5.74 e-5
1.04 e-6	0	1.04 e-4
1.59 e-6	0	1.59 e-4
2.05 e-6	0	2.05 e-4
2.51 e-6	0	2.51 e-4
3.06 e-6	0	3.06 e-4
3.53 e-6	0	3.53 e-4
4.08 e-6	0	4.08 e-4
4.54 e-6	0	4.54 e-4
5.00 e-6	0	5.01 e-4
5.56 e-6	0	5.57 e-4
6.02 e-6	0	6.03 e-4
6.57 e-6	0	6.60 e-4
7.03 e-6	0	7.05 e-4
7.59 e-6	0	7.63 e-4
8.05 e-6	0	8.07 e-4
8.51 e-6	0	8.55 e-4
9.06 e-6	0	9.08 e-4
9.52 e-6	0	9.55 e-4
1.01 e-5	0	1.01 e-3

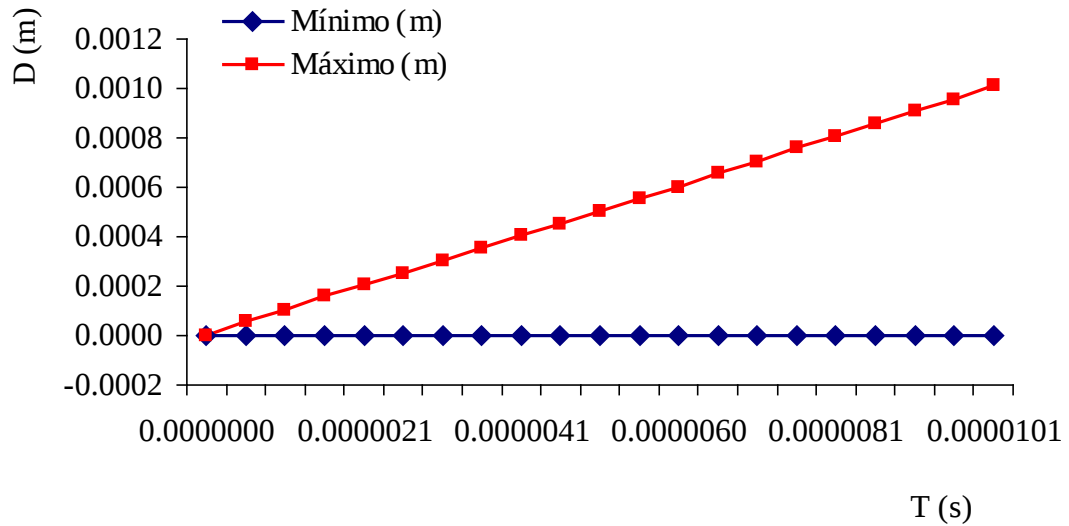


Figura VII.3.- Valores para el desplazamiento total, intervalo de 0 s a 1.01×10^{-5} s

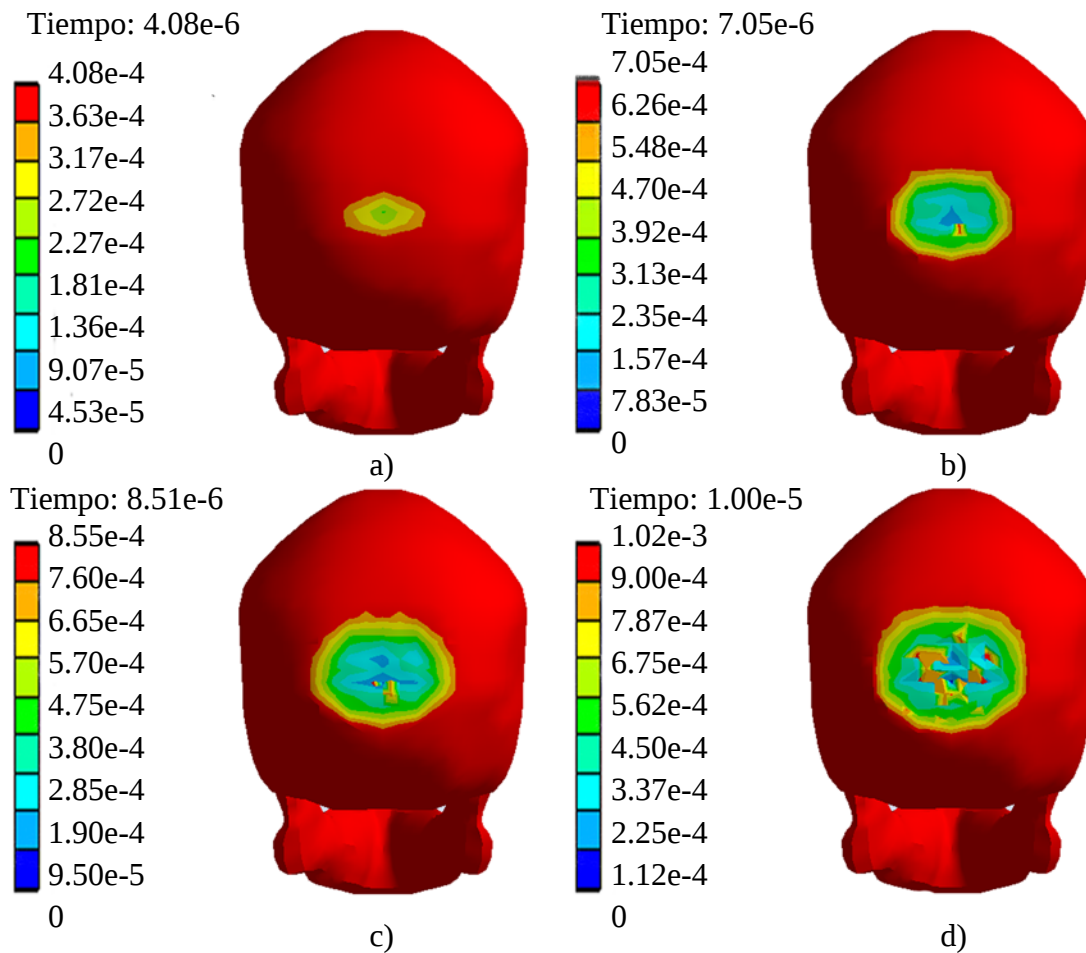


Figura VII.4.- Valores y ejemplificación gráfica del desplazamiento total en metros (m) teniendo los valores máximos en a) 0.00040808 m, b) 0.00070472 m, c) 0.00085484 m, d) 0.0010121 m.

La Figura VII.3 y la Tabla VII.1, representan la linealidad a la que tiende el desplazamiento del cráneo, el primer momento relevante es cuando se inicia el contacto del cráneo con la placa, anatómicamente es en la protuberancia occipital externa, que se muestra en la Figura VII.4a en donde el desplazamiento tiene la forma de esta protuberancia. Para la Figura VII.4b se observa el primer punto de fractura, en donde se ve la discontinuidad de la gama de colores. Y por ultimo en la Figura VII.4d se observa el desplazamiento total del cráneo en el primer intervalo.

Tabla VII.2.- Valores para el desplazamiento total, intervalo de 1.25×10^{-5} s a 5.01×10^{-5} s

Tiempo (s)	Mínimo (m)	Máximo (m)
1.25 e-5	0	1.26 e-3
1.51 e-5	0	1.52 e-3
1.76 e-5	0	1.77 e-3
2.01 e-5	0	2.02 e-3
2.25 e-5	0	2.29 e-3
2.50 e-5	0	2.52 e-3
2.76 e-5	0	2.76 e-3
3.01 e-5	0	3.01 e-3
3.26 e-5	0	3.26 e-3
3.50 e-5	0	3.50 e-3
3.75 e-5	0	3.75 e-3
4.00 e-5	0	4.00 e-3
4.25 e-5	0	4.25 e-3
4.51 e-5	0	4.51 e-3
4.75 e-5	0	4.75 e-3
5.01 e-5	0	5.01 e-3

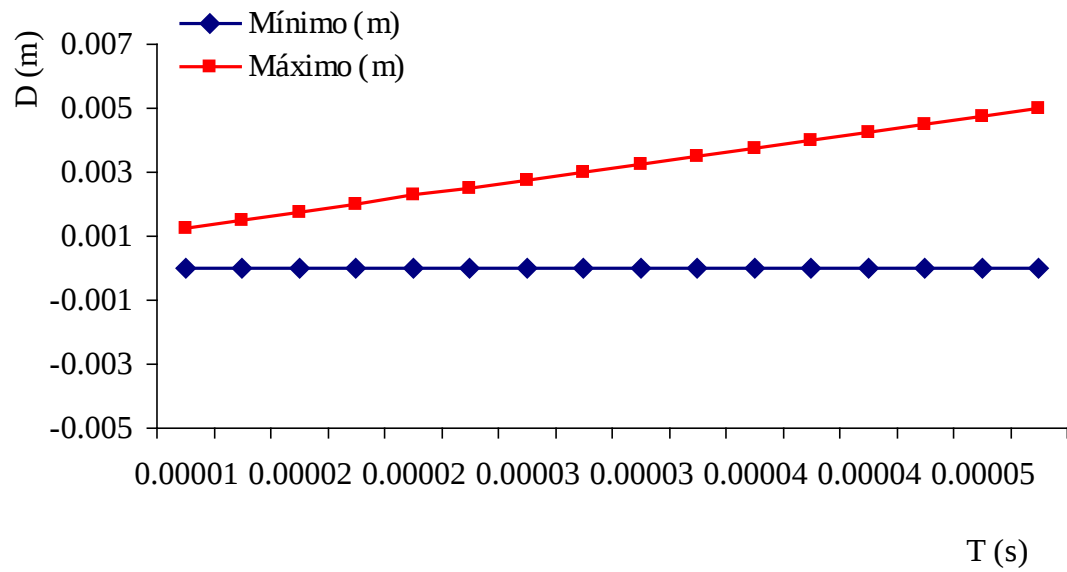


Figura VII.5.- Valores para el desplazamiento total, intervalo de 1.25×10^{-5} a 5.01×10^{-5} s

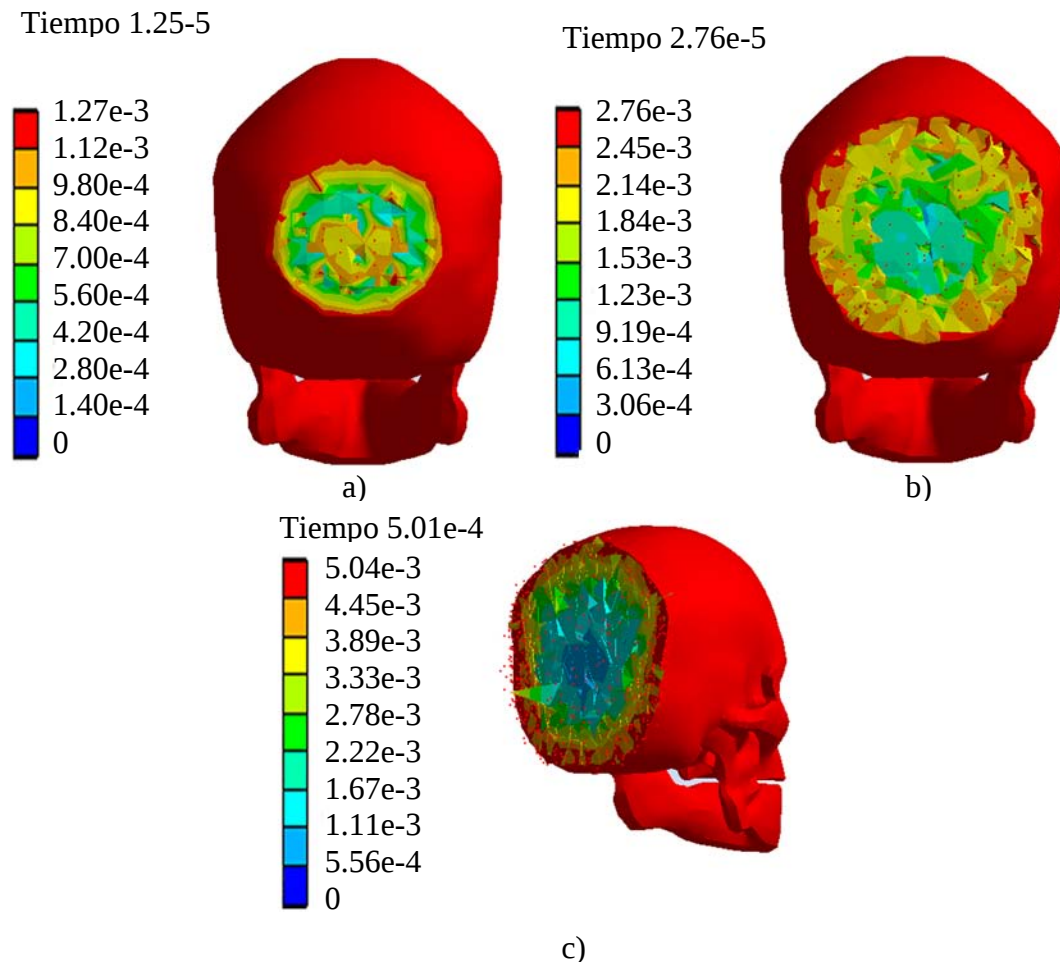


Figura VII.6.- Valores y ejemplificación gráfica del desplazamiento, intervalo de 1.25×10^{-5} s a 5.01×10^{-5} s, teniendo los valores máximos en a) 0.0012601m, b) 0.0027577 m y c) 0.0050054m

Al igual que en el intervalo anterior se observa mediante la Figura VII.5 y la Tabla VII.2 que el desplazamiento conserva la linealidad, hasta llegar a un punto máximo de 0.005054m.

VII.2.1.2.- Esfuerzo principal (σ_p)

Es importante realizar un estudio del esfuerzo principal, por medio de la teoría de falla de Von Misses, ya que puede indicar en qué momento resulta la falla del material.

Tabla VII.3.- Valores para el esfuerzo principal, intervalo de 0 s a 1.01×10^{-5} s

Tiempo (s)	Mínimo (Pa)	Máximo (Pa)
0	0	0
5.74 e-7	0	0
1.04 e-6	0	0
1.59 e-6	0	0
2.05 e-6	0	0
2.51 e-6	0	0
3.06 e-6	-978.24	2790.6
3.53 e-6	-22333	48090
4.08 e-6	-2.28 e+5	30424
4.54 e-6	-6.95 e+5	102.25
5.00 e-6	-1.28 e+6	10843
5.56 e-6	-2.13 e+6	5914.9
6.02 e-6	-2.98 e+6	12170
6.57 e-6	-4.19 e+6	51770
7.03 e-6	-5.30 e+6	1.87 e5
7.59 e-6	-6.70 e+6	29018
8.05 e-6	-8.06 e+6	9505.4
8.51 e-6	-9.54 e+6	298.7
9.06 e-6	-1.23 e+7	834.91
9.52 e-6	-1.19 e+7	28399
1.01 e-5	-1.25 e+7	2570.3

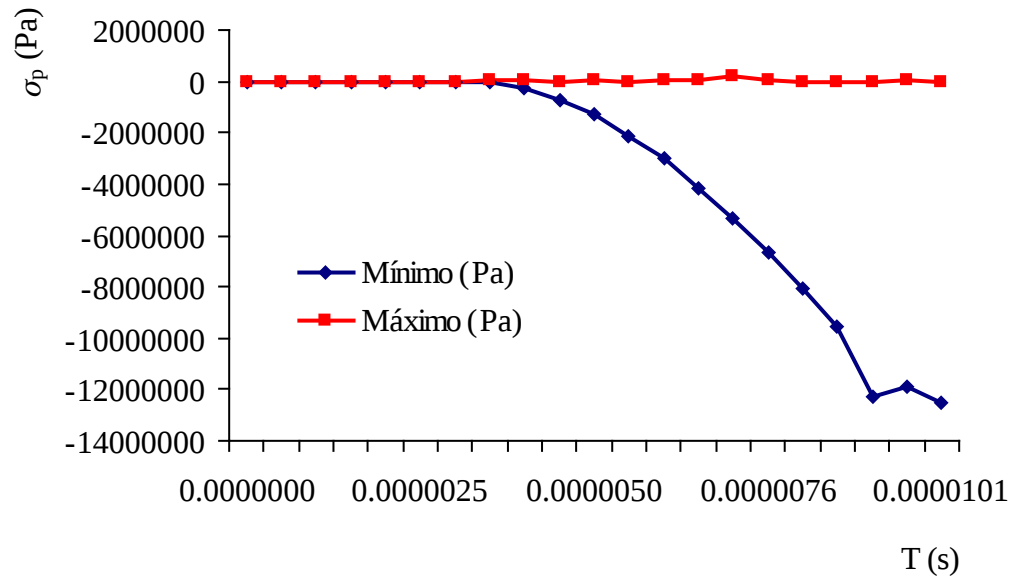


Figura VII.7.- Valores para el esfuerzo principal, intervalo de 0 s a 1.01×10^{-5} s

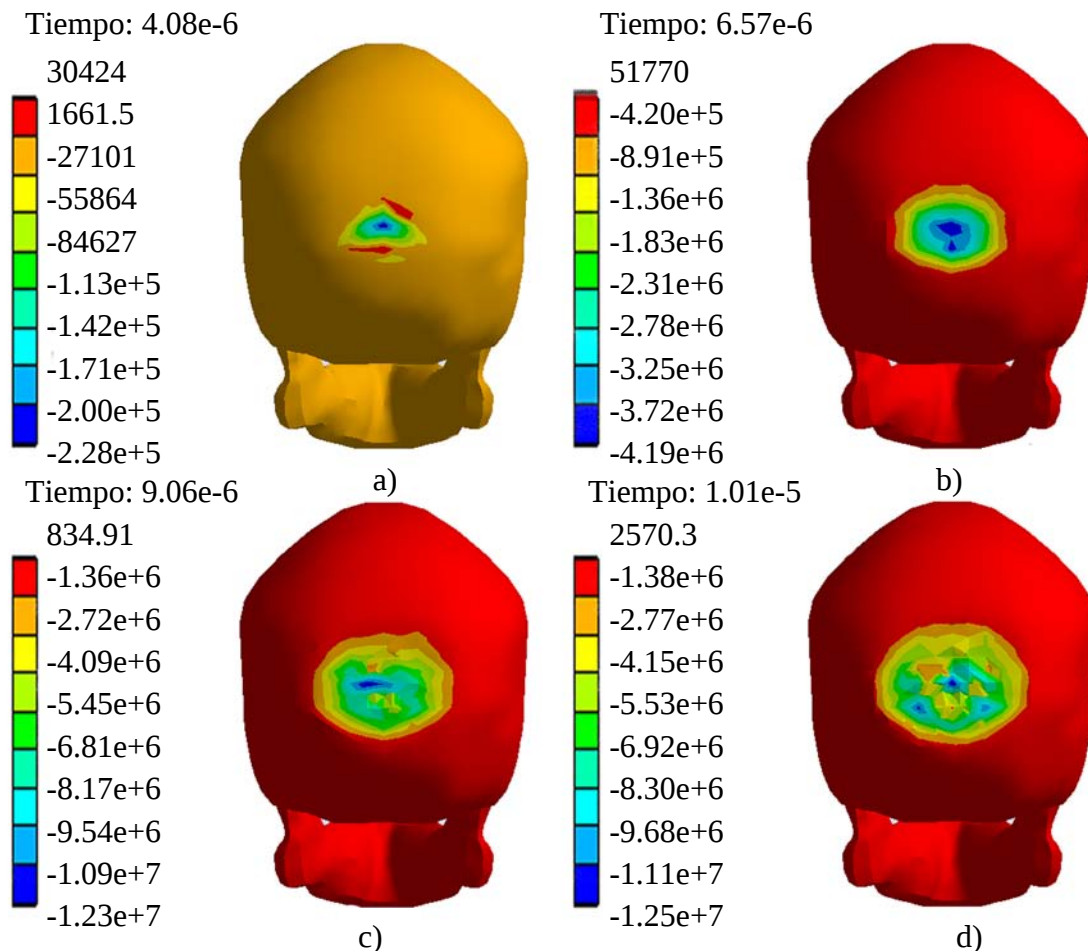


Figura VII.8.- Valores y ejemplificación gráfica del esfuerzo principal teniendo los valores máximos en a) 30424 Pa, -2.2844×10^5 Pa, b) 51770 Pa, -4.1923×10^6 Pa, c) 834.91 Pa, -1.2262×10^7 Pa, d) 2570.3 Pa, -1.2452×10^7 Pa

Para el esfuerzo principal se observa la zona de tensión, con valores positivos, y compresión, con valores negativos, se puede examinar en la Figura VII.8 la zona de compresión que advierte el primer punto de contacto con un valor máximo de -2.2844×10^5 Pa, y el máximo de tensión es de 30424 Pa. Continuando con la Figura VII.8b, en el segundo 6.57×10^{-6} es el máximo punto antes de la fractura, teniendo el valor máximo de -4.1929×10^6 Pa, y la zona de tensión que es muy corta, muestra un valor máximo de 51770 Pa. Para la Figura VII.8c que indica el valor máximo del esfuerzo principal, que se da a compresión, con un valor de -1.2262×10^7 Pa, y de igual manera se muestra el punto final del primer intervalo en la Figura VII.8d, teniendo un valor de -1.2452×10^{-7} Pa, como una peculiaridad de este estudio se observa en la Figura VII.7 que el esfuerzo máximo a compresión al llegar al máximo valor en el segundo 9.06×10^{-6} cae al valor anterior y continua en decadencia.

Tabla VII.4.- Valores para el esfuerzo principal, intervalo de 1.25×10^{-5} s a 5.00×10^{-5} s

Tiempo (s)	Mínimo (Pa)	Máximo (Pa)
1.25 e-5	-1.09 e+7	57771
1.51 e-5	-1.81 e+7	6846.4
1.76 e-5	-1.15 e+7	8631.4
2.01 e-5	-1.52 e+7	11841
2.25 e-5	-1.34 e+7	7.62 e+3
2.50 e-5	-1.69 e+7	1.10 e+4
2.76 e-5	-4.53 e+7	6.06 e+1
3.01 e-5	-1.26 e+7	2.12 e+3
3.26 e-5	-3.13 e+7	3.30 e+3
3.50 e-5	-1.75 e+7	2.66 e+5
3.75 e-5	-9.72 e+6	7.87 e+5
4.00 e-5	-8.62 e+6	1.16 e+6
4.25 e-5	-9.61 e+6	1.44 e+6
4.51 e-5	-1.03 e+7	1.67 e+6
4.75 e-5	-1.08 e+7	1.86 e+6
5.01 e-5	-1.29 e+7	2.07 e+6

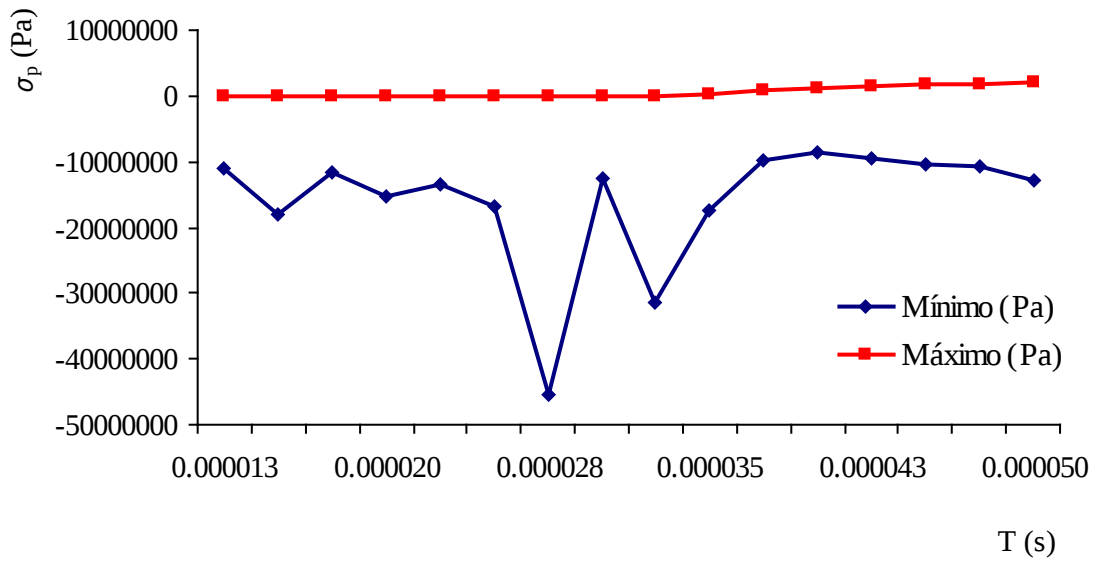


Figura VII.9.- Valores para el esfuerzo principal, intervalo de 1.25×10^{-5} s a 5.00×10^{-5} s

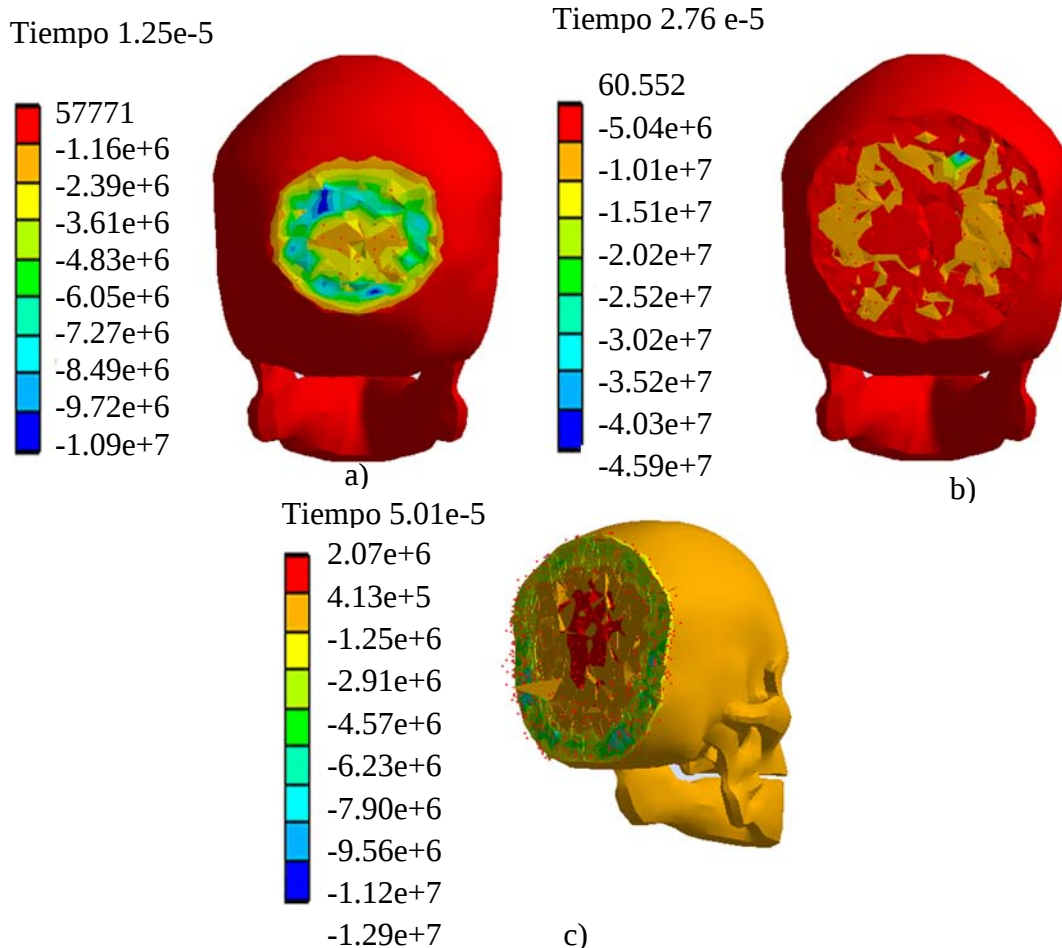


Figura VII.10.- Valores y ejemplificación gráfica del esfuerzo principal, intervalo de 1.25×10^{-5} s a 5.00×10^{-5} s, teniendo los valores máximos a) 57771 Pa, -1.0937×10^7 Pa, b) 60.552 Pa, -4.5349×10^7 Pa, c) 2.0744×10^6 Pa, -1.2881×10^7 Pa

Observando el intervalo anterior y realizando el encadenamiento con el presente intervalo, en un principio continúa la decadencia de la zona de compresión, se mantiene intermitente, presentando otra peculiaridad dentro del segundo 2.76×10^{-5} , donde se excede el valor máximo del intervalo anterior, llegando hasta -4.5349×10^7 Pa para la zona de compresión e igualmente dentro de este intervalo en el segundo 5.01×10^{-5} se observa el máximo valor para la zona de tensión, teniendo un valor de 2.0744×10^6 Pa.

VII.2.1.3.- Esfuerzo cortante (σ_c)

Con el fin de observar de que tipo es el esfuerzo al que cede el material, se propone estudiar lo que sucede en un análisis de esfuerzo cortante, que indica el comportamiento tanto a tensión como a compresión del material sujeto al impacto.

Tabla VII.5.- Valores para el esfuerzo cortante, intervalo de 0 s a 1.01×10^{-5} s

Tiempo (s)	Mínimo (Pa)	Máximo (Pa)
0	0	0
5.74 e-7	0	0
1.04 e-6	0	0
1.59 e-6	0	0
2.05 e-6	0	0
2.51 e-6	0	0
3.06 e-6	-33.759	18.062
3.53 e-6	-840.24	437.4
4.08 e-6	-1250.2	1233.6
4.54 e-6	-3.35 e+3	3.42 e+3
5.00 e-6	-5.76 e+3	5.66 e+3
5.56 e-6	-7.13 e+3	6.77 e+3
6.02 e-6	-1.29 e+4	1.18 e+4
6.57 e-6	-1.89 e+4	1.97 e+4
7.03 e-6	-1.93 e+4	1.97 e+4
7.59 e-6	-2.29 e+4	2.30 e+4
8.05 e-6	-2.65 e+4	2.60 e+4
8.51 e-6	-2.21 e+4	2.16 e+4
9.06 e-6	-2.44 e+4	2.33 e+4
9.52 e-6	-3.51 e+4	3.27 e+4
1.01 e-5	-3.89 e+4	3.38 e+4

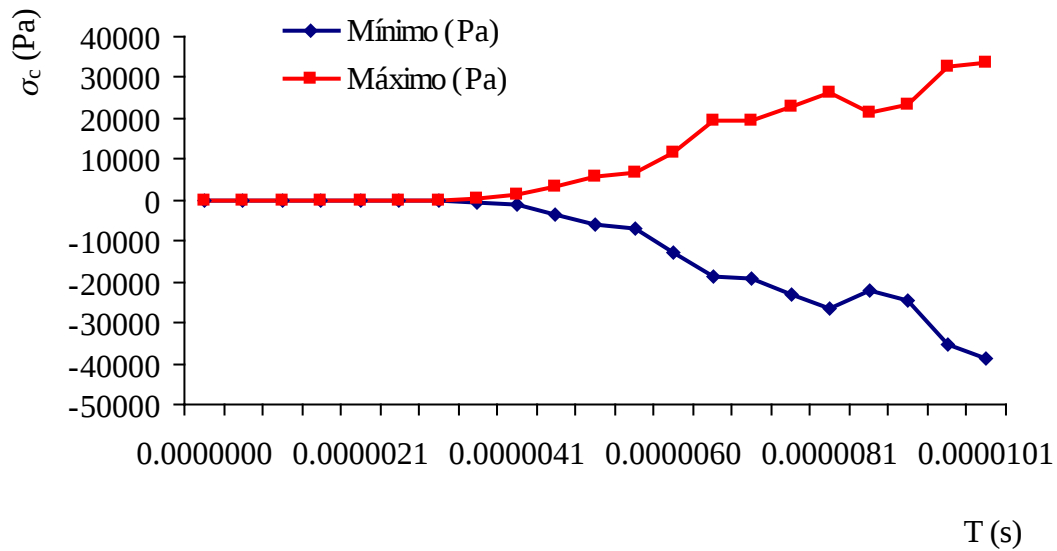


Figura VII.11.- Valores para el esfuerzo cortante, intervalo de 0 s a 1.01×10^{-5} s

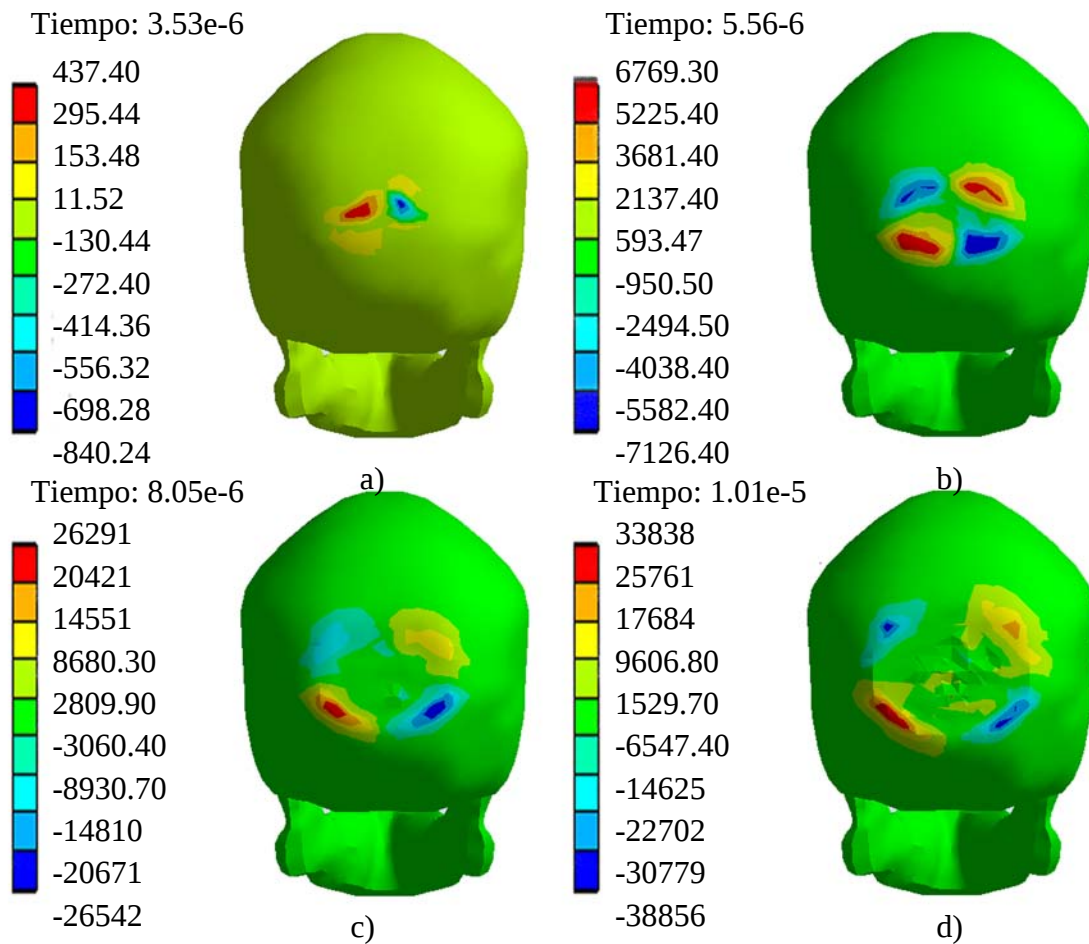


Figura VII.12.- Valores y ejemplificación gráfica del esfuerzo cortante, intervalo de 0 s a 1.01×10^{-5} s, teniendo los valores máximos en a) 437.40 Pa, -840.24 Pa, b) 6769.30 Pa, -7126.40 Pa, c) 26291 Pa, -26542 Pa, d) 33838 Pa, -38856 Pa.

Dentro de este primer intervalo en donde se muestran los esfuerzos cortantes, se observa el contacto del cráneo con la placa en el segundo 3.53×10^{-6} de la Figura VII.12a, en donde se tiene un esfuerzo a compresión de -840.24 Pa y a tensión de 437.40 Pa. Si se considera la Figura VII.11, después del punto de contacto se observa un incremento semejante en los primeros puntos particularmente hasta llegar a la imagen de la Figura VII.12b, en donde aun no se llega al punto de fractura, se definen las zonas de tensión y compresión en una distribución uniforme, siguiendo de este punto se observa en la Figura VII.11 que comienza la fractura, ya que se los esfuerzos se generan de una manera variable. Para la siguiente Figura VII.12c, se tiene la segunda fractura importante, en donde comienza el colapso total de la estructura y por último, en la Figura VII.11 en el tiempo 1.01×10^{-5} , se observa el máximo esfuerzo de este intervalo, teniendo en tensión 33838 Pa y para compresión 38856 Pa.

Tabla VII.6.- Valores para el esfuerzo cortante, intervalo de 1.25×10^{-5} s a 5.01×10^{-5} s

Tiempo (s)	Mínimo (Pa)	Máximo (Pa)
1.25 e-5	-3.52 e+4	3.54 e+4
1.51 e-5	-3.69 e+4	3.83 e+4
1.76 e-5	-6.41 e+4	4.59 e+4
2.01 e-5	-8.39 e+4	5.88 e+4
2.25 e-5	-7.03 e+4	6.67 e+4
2.50 e-5	-7.46 e+4	9.49 e+4
2.76 e-5	-1.26 e+5	1.30 e+5
3.01 e-5	-1.61 e+5	1.36 e+5
3.26 e-5	-1.65 e+5	2.10 e+5
3.50 e-5	-1.44 e+5	1.70 e+5
3.75 e-5	-1.25 e+5	1.38 e+5
4.00 e-5	-1.23 e+5	1.28 e+5
4.25 e-5	-1.33 e+5	1.32 e+5
4.51 e-5	-1.48 e+5	1.45 e+5
4.75 e-5	-1.40 e+5	1.67 e+5
5.01 e-5	-1.43 e+5	1.84 e+5

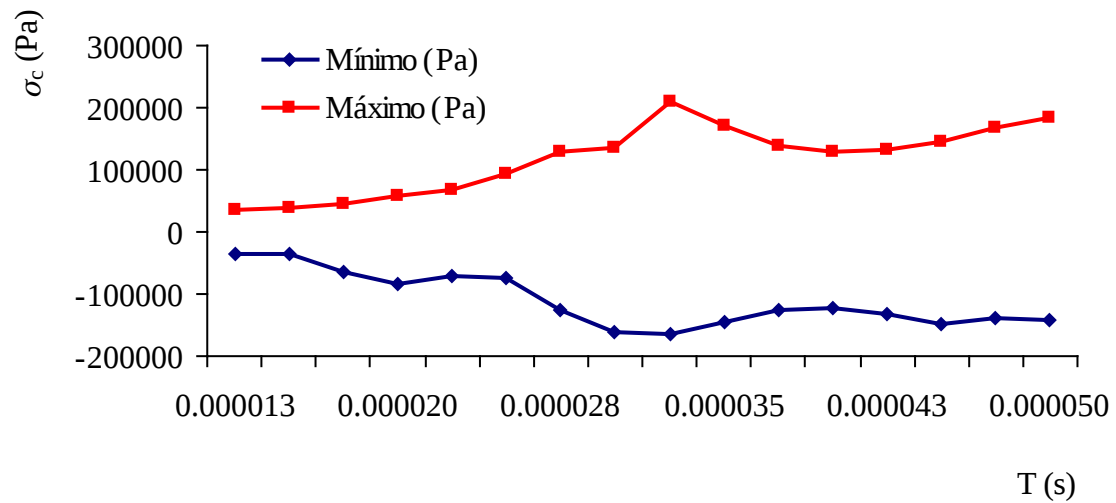


Figura VII.13.- Valores para el esfuerzo cortante, intervalo de 1.25×10^{-5} s a 5.00×10^{-5} s

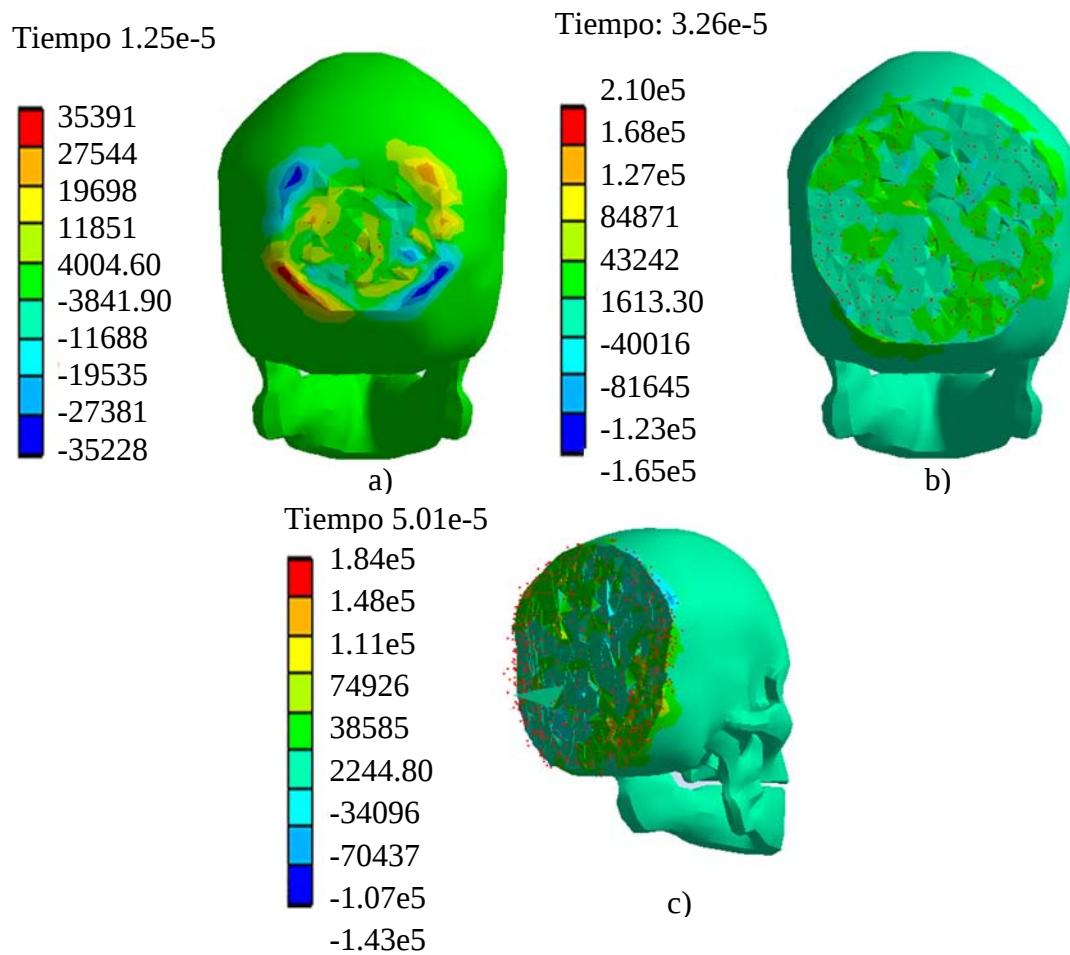


Figura VII.14.- Valores y ejemplificación gráfica del esfuerzo cortante intervalo de 0 s a 1.01×10^{-5} s, teniendo los valores máximos a) 35391 Pa, -35228 Pa, b) 2.10×10^5 Pa, -1.65×10^5 Pa, c) 1.84×10^5 Pa, -1.43×10^5 Pa

Para este segundo intervalo en donde se observa mediante la Figura VII.13 se mantiene irregular las variaciones en los esfuerzos cortantes, excediendo el valor máximo en el primer intervalo, en el segundo 3.26×10^{-5} , teniendo los valores de tensión de 2.10×10^5 Pa y para la compresión de -1.65×10^5 Pa.

VII.2.1.4.- Equivalente plástico (Pe)

Ya que se está considerando la zona elástica tanto como la plástica del material, y si se recuerda que en cargas de impacto se tiene un comportamiento frágil del material debido a lo súbito de la carga, se utiliza un análisis del equivalente plástico para observar este fenómeno de fragilización del material.

Tabla VII.7.- Valores para el equivalente plástico, intervalo de 0 s a 1.01×10^{-5} s

Tiempo (s)	Mínimo (m/m)	Máximo (m/m)
0	0	0
5.74 e-7	0	0
1.04 e-6	0	0
1.59 e-6	0	0
2.05 e-6	0	0
2.51 e-6	0	0
3.06 e-6	0	0
3.53 e-6	0	0
4.08 e-6	0	2.36 e-2
4.54 e-6	0	1.14 e-1
5.00 e-6	0	2.62 e-1
5.56 e-6	0	4.56 e-1
6.02 e-6	0	6.12 e-1
6.57 e-6	0	7.85 e-1
7.03 e-6	0	8.81 e-1
7.59 e-6	0	9.71 e-1
8.05 e-6	0	1.11
8.51 e-6	0	1.23
9.06 e-6	0	1.30
9.52 e-6	0	1.35
1.01 e-5	0	1.38

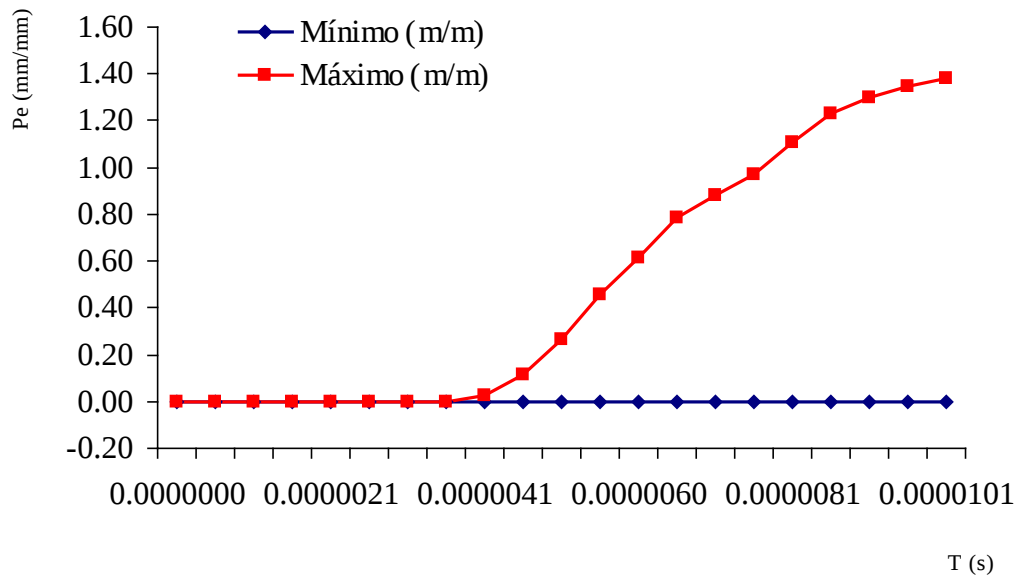


Figura VII.15.- Valores para el equivalente plástico, intervalo de 0 s a 1.01×10^{-5} s

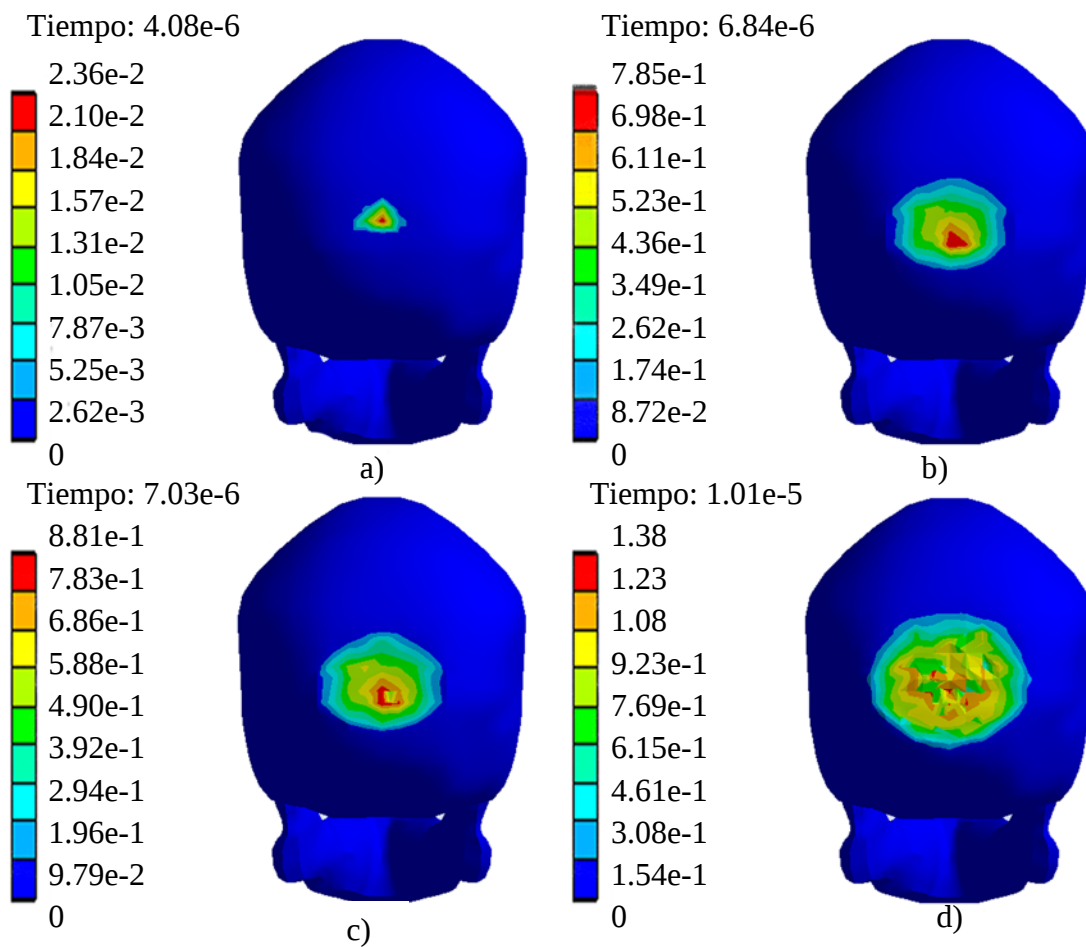


Figura VII.16.- Valores y ejemplificación gráfica del equivalente plástico, intervalo de 0 s a 1.01×10^{-5} s, teniendo los valores máximos en a) 0.023617, b) 0.78496, c) 0.8814, d) 1.3848.

Se realiza la evaluación del equivalente plástico con el fin de observar en los intervalos de tiempo propuesto, la acción de la zona elástica con respecto a la zona plástica en las evaluaciones anteriores se observa que al momento de contacto, en el tiempo 3.06×10^{-6} s, existe reacción en el material, obteniendo de esta manera la zona elástica.

La presente evaluación muestra que la reacción plástica comienza en el segundo 4.08×10^{-6} (Figura VII.17), esto indica que en este punto comienza el equivalente plástico con un valor de 2.36×10^{-2} m/m.

Tabla VII.8.- Valores para el equivalente plástico, intervalo de 1.25×10^{-5} s a 5.01×10^{-5} s

Tiempo (s)	Mínimo (m/m)	Máximo (m/m)
1.25 e-5	0	1.4388
1.51 e-5	0	1.6936
1.76 e-5	0	2.2725
2.01 e-5	0	2.3338
2.25 e-5	0	2.3338
2.50 e-5	0	2.4681
2.76 e-5	0	4.6347
3.01 e-5	0	5.8234
3.26 e-5	0	5.8697
3.50 e-5	0	5.8697
3.75 e-5	0	5.8697
4.00 e-5	0	5.8697
4.25 e-5	0	5.8697
4.51 e-5	0	5.8697
4.75 e-5	0	5.8697
5.01 e-5	0	5.8697

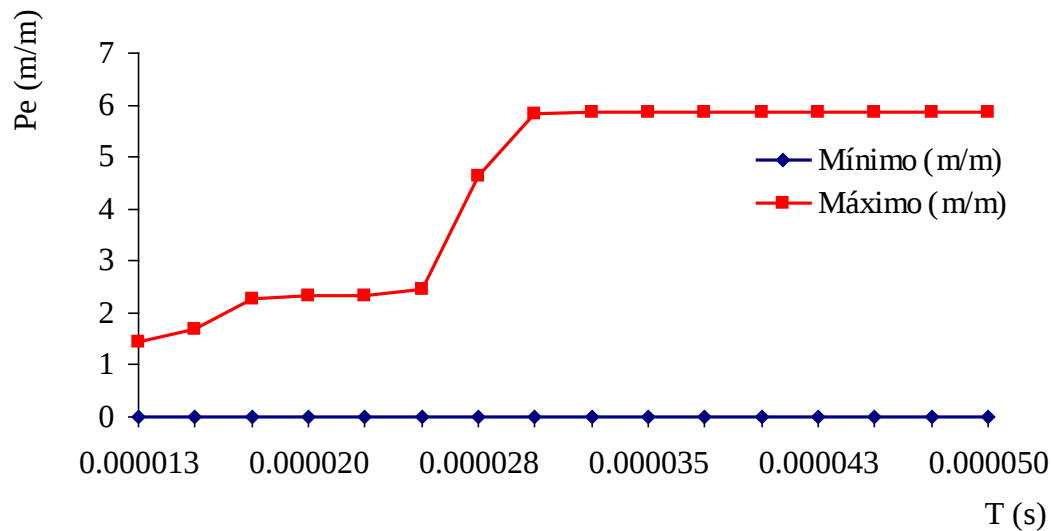


Figura VII.17.-Valores para el equivalente plástico, intervalo de 1.25×10^{-5} a 5.00×10^{-5} s

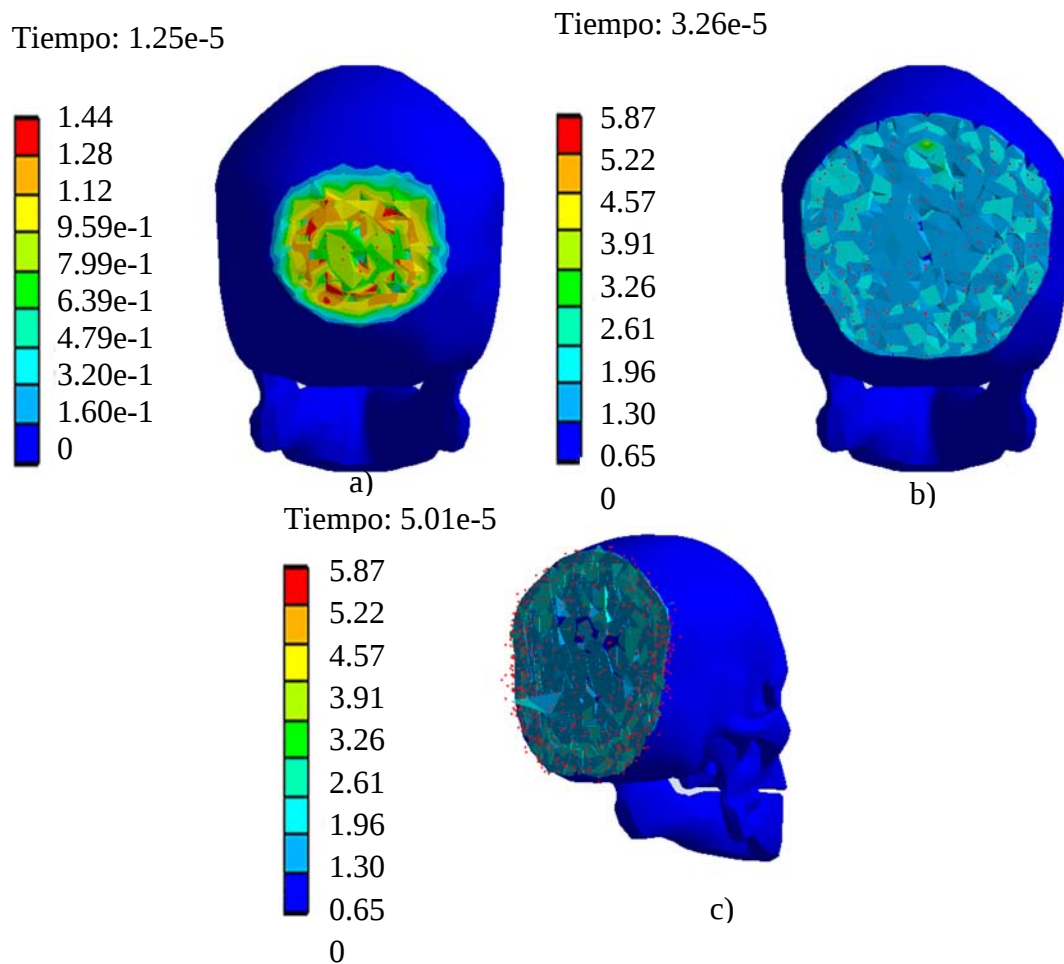


Figura VII.18.- Valores y ejemplificación gráfica del equivalente plástico, intervalo de 1.25×10^{-5} s a 5.01×10^{-5} s, teniendo los valores máximos a) 1.4388, b) 5.8697, c) 5.8697.

VII.2.1.4.- Máximo cortante (σ_{c-max})

Dentro de la falla del material al cortante, se debe de observar el máximo punto de este para considerar de importancia su acción, dentro de este apartado se observa una discontinuidad en la gráfica, lo que se considera importante.

Tabla VII.9.- Valores para el máximo cortante, intervalo de 0 s a 1.01×10^{-5} s

Tiempo (s)	Mínimo (Pa)	Máximo (Pa)
0	0	0
5.74 e-7	0	0
1.04 e-6	0	0
1.59 e-6	0	0
2.05 e-6	0	0
2.51 e-6	0	0
3.06 e-6	0	21328
3.53 e-6	0	2.27 e+5
4.08 e-6	0	5.54 e+5
4.54 e-6	0	6.15 e+5
5.00 e-6	0	6.04 e+5
5.56 e-6	0	5.98 e+5
6.02 e-6	0	5.98 e+5
6.57 e-6	0	6.02 e+5
7.03 e-6	0	6.01 e+5
7.59 e-6	0	5.94 e+5
8.05 e-6	0	6.27 e+5
8.51 e-6	0	6.24 e+5
9.06 e-6	0	6.13 e+5
9.52 e-6	0	6.05 e+5
1.01 e-5	0	6.02 e+5

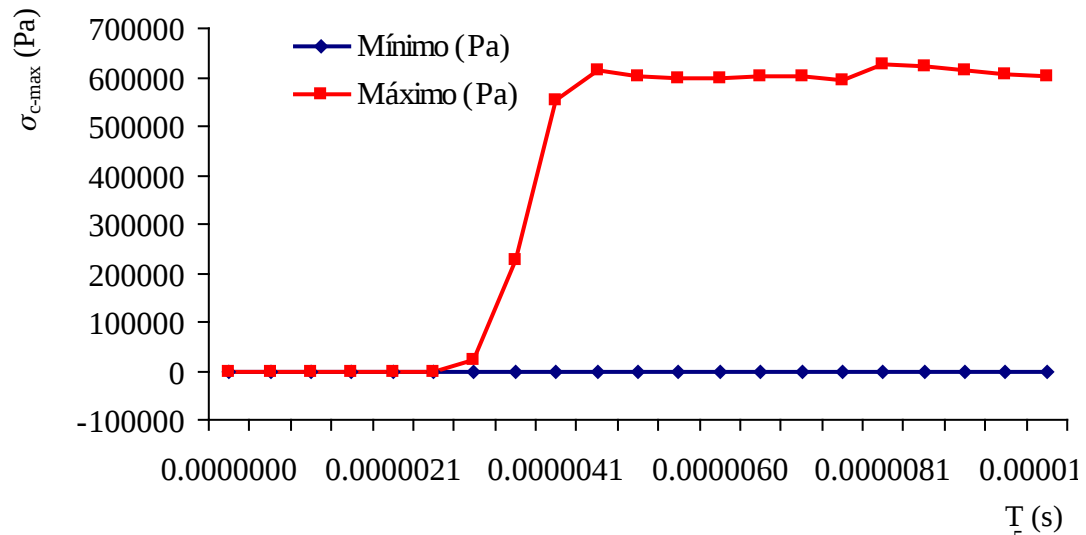


Figura VII.19.- Valores para el máximo cortante, intervalo de 0 s a 1.01×10^{-5} s

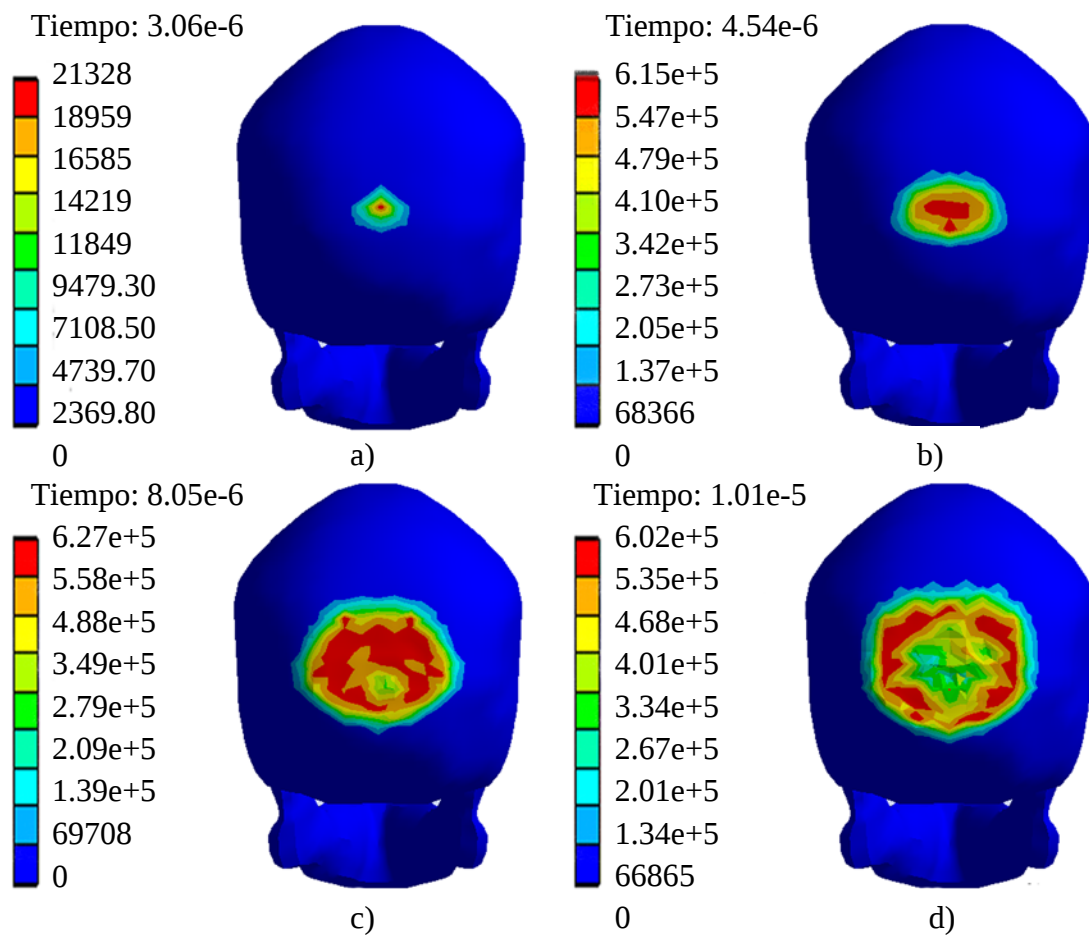


Figura VII.20.- Valores y ejemplificación gráfica del máximo cortante, intervalo de 0 s a 1.01×10^{-5} s, teniendo los valores máximos en a) 21328 Pa, b) 6.1729×10^5 Pa, c) 6.2737×10^5 Pa, d) 6.0179×10^5 Pa.

En la obtención de resultados para el máximo cortante, inicia el contacto en el tiempo 3.06×10^{-6} s (Figura VII.19a), con el valor máximo de 21328 Pa, localizado en la protuberancia del occipital, elevando este valor hasta una magnitud de 6.1729×10^5 Pa, en la Figura VII.19b, valor máximo antes de presentarse la fractura, manteniendo una continuidad en los valores siguientes hasta llegar a la Figura VII.19c, en donde se observa una discontinuidad, se incrementa el valor a 6.2737×10^5 Pa, en donde el colapso del cráneo es inminente.

Tabla VII.10.- Valores para el máximo cortante, intervalo de 1.25×10^{-5} s a 5.00×10^{-5} s

Tiempo (s)	Mínimo (Pa)	Máximo (Pa)
1.25 e-5	0	6.06 e+5
1.51 e-5	0	6.26 e+5
1.76 e-5	0	6.18 e+5
2.01 e-5	0	6.18 e+5
2.25 e-5	0	6.24 e+5
2.50 e-5	0	6.30 e+5
2.76 e-5	0	6.42 e+5
3.01 e-5	0	6.49 e+5
3.26 e-5	0	6.37 e+5
3.50 e-5	0	6.57 e+5
3.75 e-5	0	6.47 e+5
4.00 e-5	0	6.40 e+5
4.25 e-5	0	6.37 e+5
4.51 e-5	0	6.56 e+5
4.75 e-5	0	6.67 e+5
5.01 e-5	0	6.57 e+5

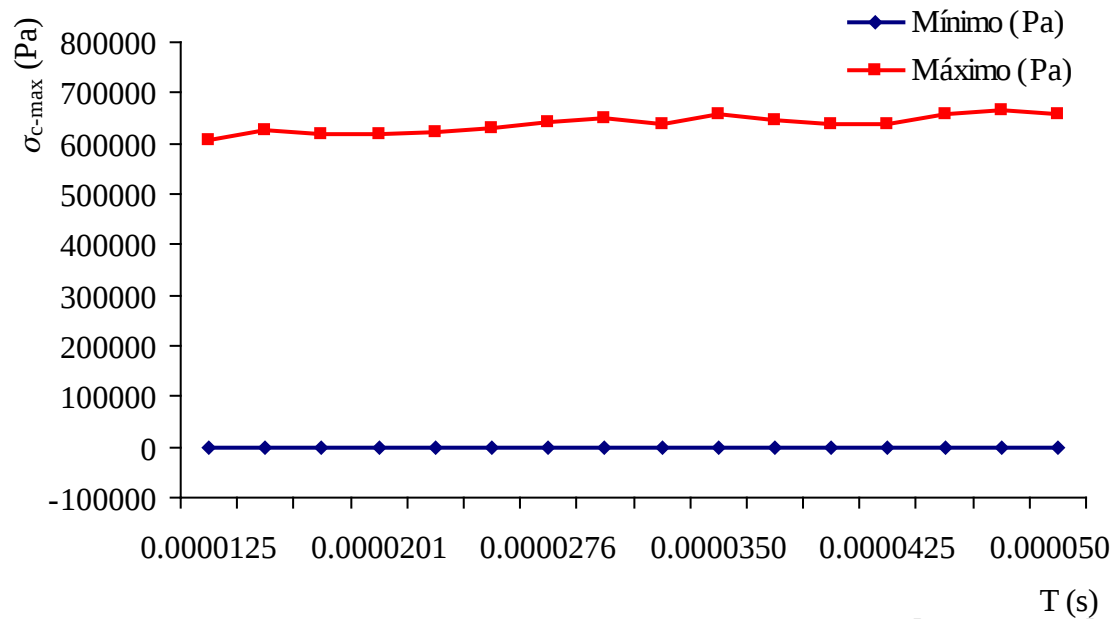


Figura VII.21.- Valores para el máximo cortante, intervalo de 1.25×10^{-5} s a 5.00×10^{-5} s

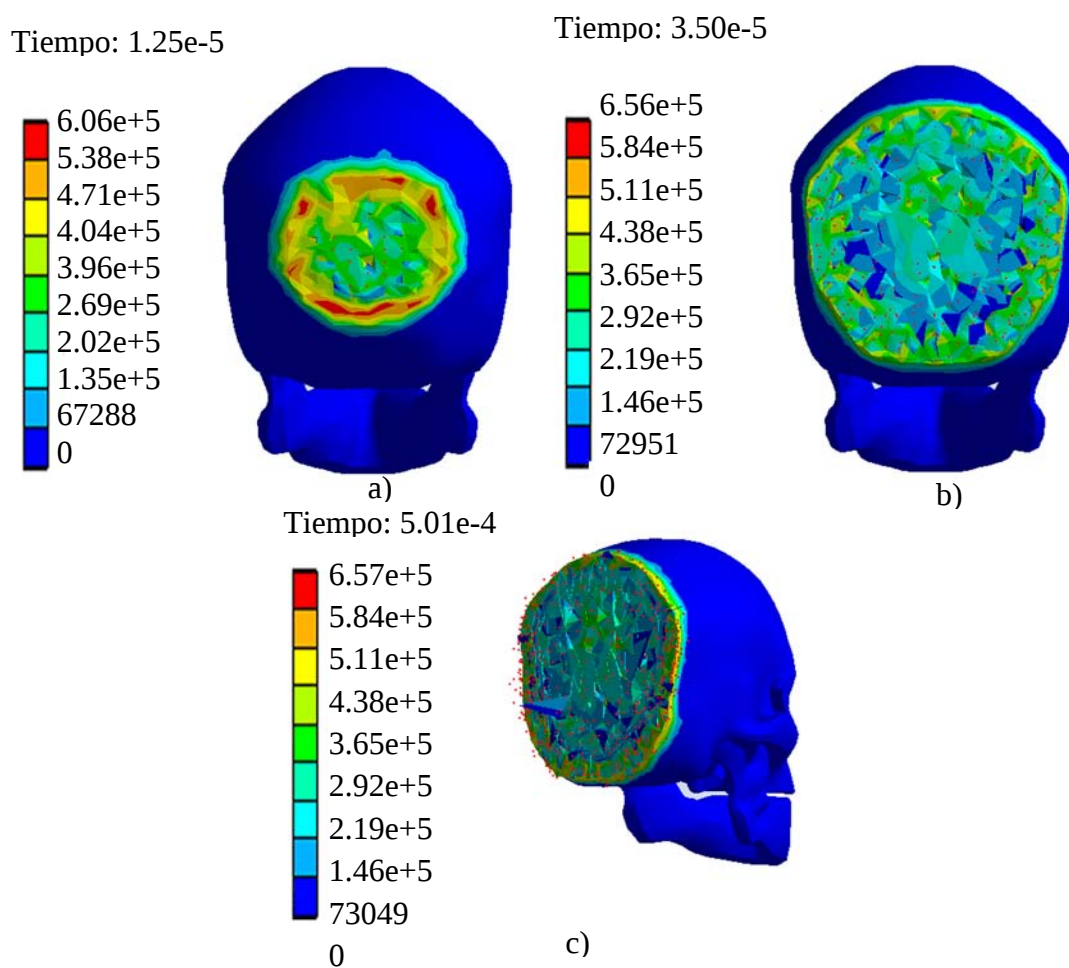


Figura VII.22.- Valores y ejemplificación gráfica del máximo cortante, intervalo de 1.25×10^{-5} s a 5.00×10^{-5} s, teniendo los valores máximos a) 6.0559×10^5 Pa, b) 6.5656×10^5 Pa, c) 6.8744×10^5 Pa

Del intervalo anterior en donde se determina el colapso inminente, se observa en la Figura VII.20 que se mantienen constantes los valores del máximo cortante, llegando hasta un valor final de 6.87×10^5 Pa.

VII.2.1.5.- Esfuerzo equivalente (σ_e)

Dentro de la falla del material se debe de considerar el esfuerzo equivalente a tensión, observando el máximo punto de este para considerar de importancia su acción, dentro de este apartado se observa una discontinuidad en la gráfica, lo que se considera importante.

Tabla VII.11.- Valores para el esfuerzo equivalente, intervalo de 0 s a 1.01×10^{-5} s

Tiempo (s)	Mínimo (Pa)	Máximo (Pa)
0	0	0
5.74 e-7	0	0
1.04 e-6	0	0
1.59 e-6	0	0
2.05 e-6	0	0
2.51 e-6	0	0
3.06 e-6	0	42633
3.53 e-6	0	4.51 e+5
4.08 e-6	0	1.10 e+6
4.54 e-6	0	1.18 e+6
5.00 e-6	0	1.20 e+6
5.56 e-6	0	1.19 e+6
6.02 e-6	0	1.19 e+6
6.57 e-6	0	1.19 e+6
7.03 e-6	0	1.18 e+6
7.59 e-6	0	1.19 e+6
8.05 e-6	0	1.19 e+6
8.51 e-6	0	1.20 e+6
9.06 e-6	0	1.20 e+6
9.52 e-6	0	1.20 e+6
1.01 e-5	0	1.18 e+6

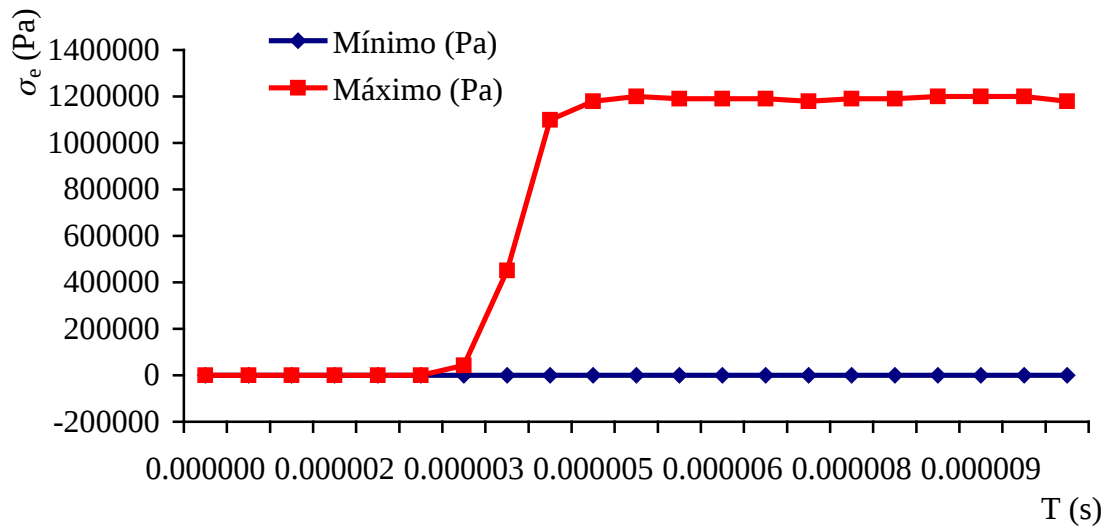


Figura VII.23.- Valores para el esfuerzo equivalente, intervalo de 0 s a 1.01×10^{-5} s

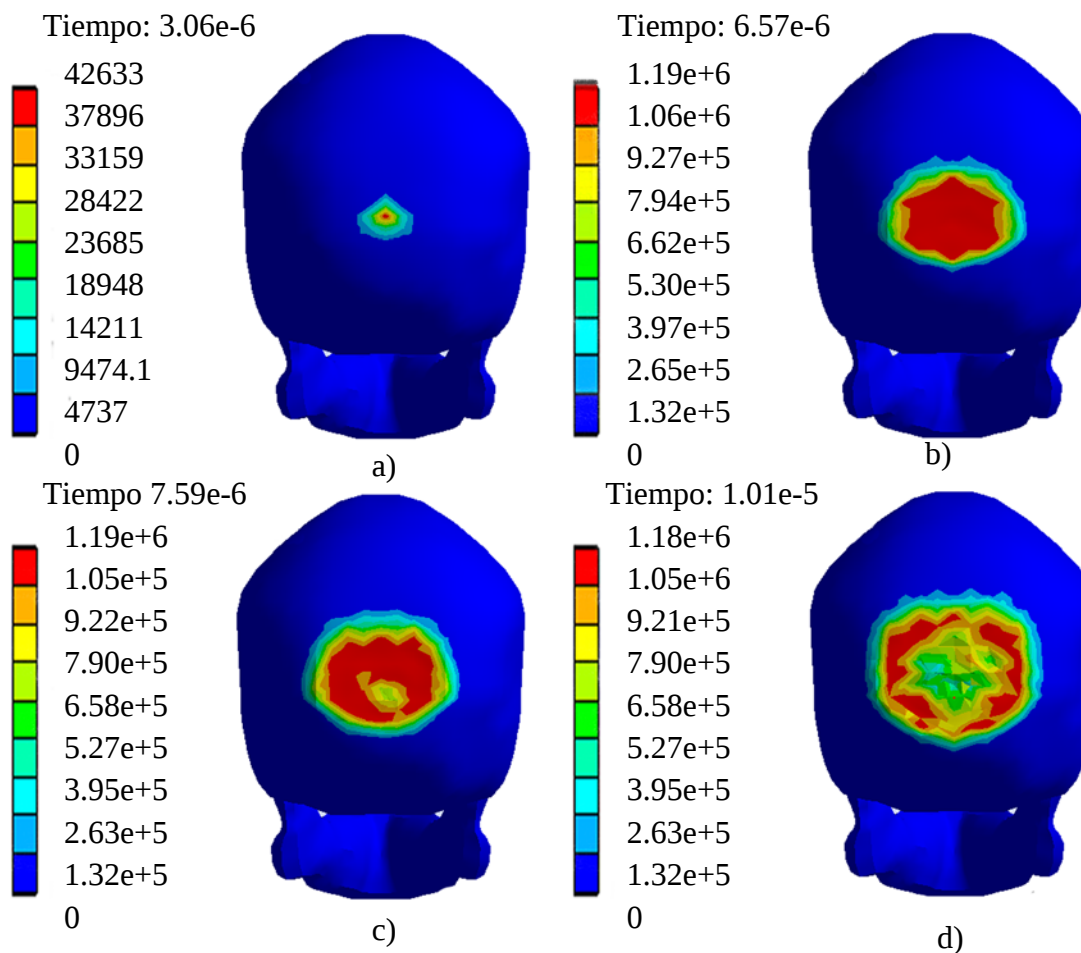


Figura VII.24.- Valores y ejemplificación gráfica del esfuerzo equivalente, intervalo de 0 s a 1.01×10^{-5} s, teniendo los valores máximos en a) 42633 Pa, b) 1.185×10^6 Pa, c) 1.1915×10^6 Pa, d) 1.1847×10^6 Pa.

En la presente evaluación del esfuerzo equivalente, se observa que antes de que suceda la falla se tiene el esfuerzo máximo, tiempo 6.57×10^{-6} s, la Figura VII.23 muestra el esfuerzo máximo de cedencia en 1.19×10^6 , es un momento antes de la primer falla del material, y en el tiempo 1.01×10^{-5} s se muestra el momento de colapso inminente del material.

Tabla VII.12.- Valores para el esfuerzo equivalente, intervalo de 1.25×10^{-5} s a 5.00×10^{-5} s

Tiempo (s)	Mínimo (Pa)	Máximo (Pa)
1.25 e-5	0	1.20 e+6
1.51 e-5	0	1.18 e+6
1.76 e-5	0	1.20 e+6
2.01 e-5	0	1.19 e+6
2.25 e-5	0	1.19 e+6
2.50 e-5	0	1.20 e+6
2.76 e-5	0	1.19 e+6
3.01 e-5	0	1.19 e+6
3.26 e-5	0	1.18 e+6
3.50 e-5	0	1.18 e+6
3.75 e-5	0	1.19 e+6
4.00 e-5	0	1.19 e+6
4.25 e-5	0	1.19 e+6
4.51 e-5	0	1.19 e+6
4.75 e-5	0	1.18 e+6
5.01 e-5	0	1.18 e+6

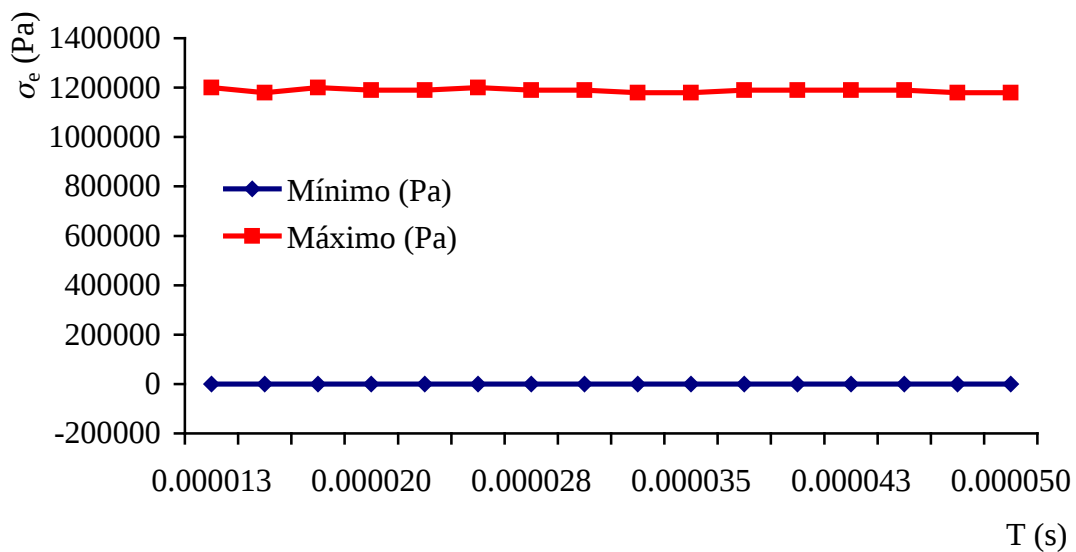


Figura VII.25.- Valores para el esfuerzo equivalente, intervalo de 1.25×10^{-5} s a 5.00×10^{-5} s

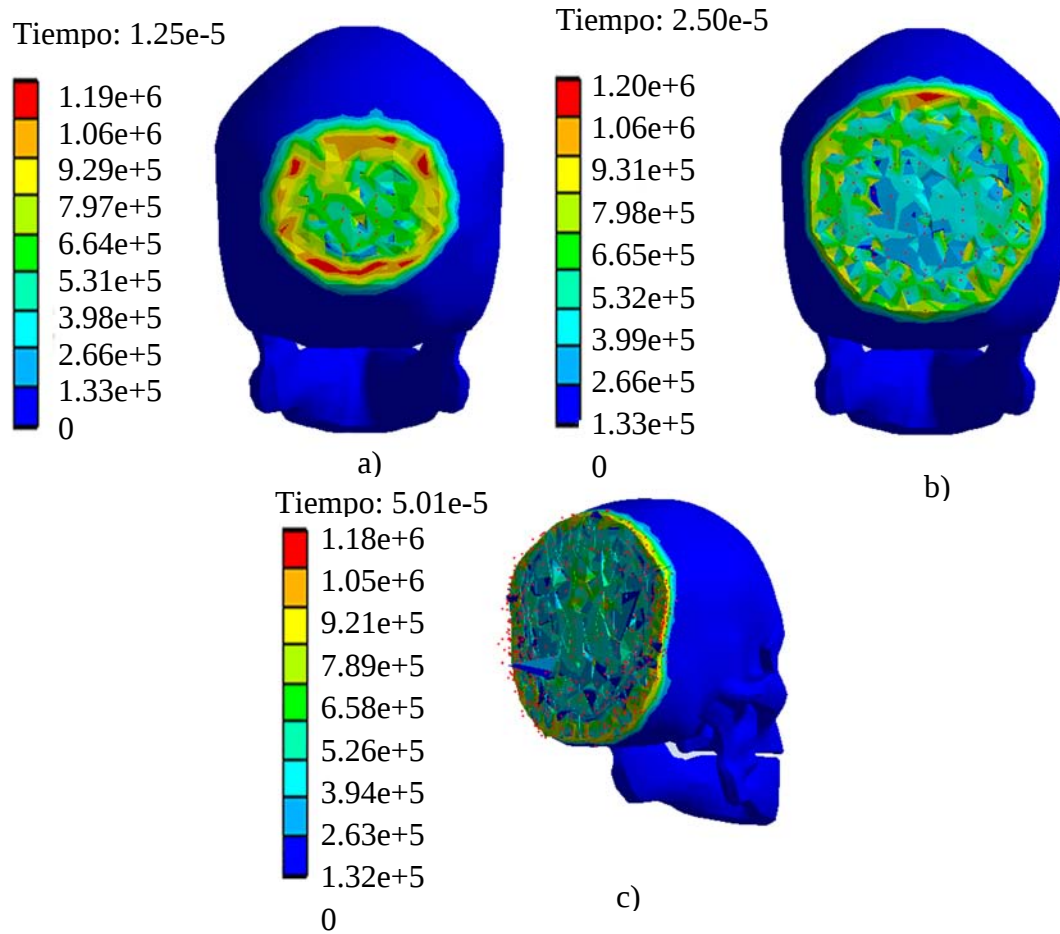


Figura VII.26.- Valores y ejemplificación gráfica del esfuerzo equivalente, intervalo de 1.25×10^{-5} s a 5.00×10^{-5} s, teniendo los valores máximos a) 1.195×10^6 Pa, b) 1.1837×10^6 Pa c) 1.1966×10^6 Pa.

VII.2.2.- Análisis energético

Siendo que en un análisis dinámico se involucran distintos tipos de energía, se generan graficas para observar el comportamiento energético del cráneo las cuales son:

1. Energía total.
2. Energía cinética.
3. Energía interna.
4. Trabajo plástico.

Para los resultados en cuanto al análisis energético, se utiliza el intervalo en tiempo de 0 s a 1.01×10^{-5} s esto con el fin de tener un análisis energético del impacto en donde se encuentran la mayor variedad de esfuerzos.

VII.3.2.1.- Energía interna

Se considera el estudio de la energía interna ya que es importante un estudio relevante a lo que sucede dentro del cuerpo a estudiar, con el fin de entender que pasa con la absorción de energía de impacto, se tienen tres puntos considerables dentro del estudio de la energía interna, el primer punto es cuando se recibe el impacto, en el segundo 2.88×10^{-6} , después de este punto la energía empieza a incrementarse, ya que el cuerpo absorbe parte de la energía de colisión después se incrementa hasta el segundo 1.01×10^{-5} donde se tiene la máxima absorción de energía.

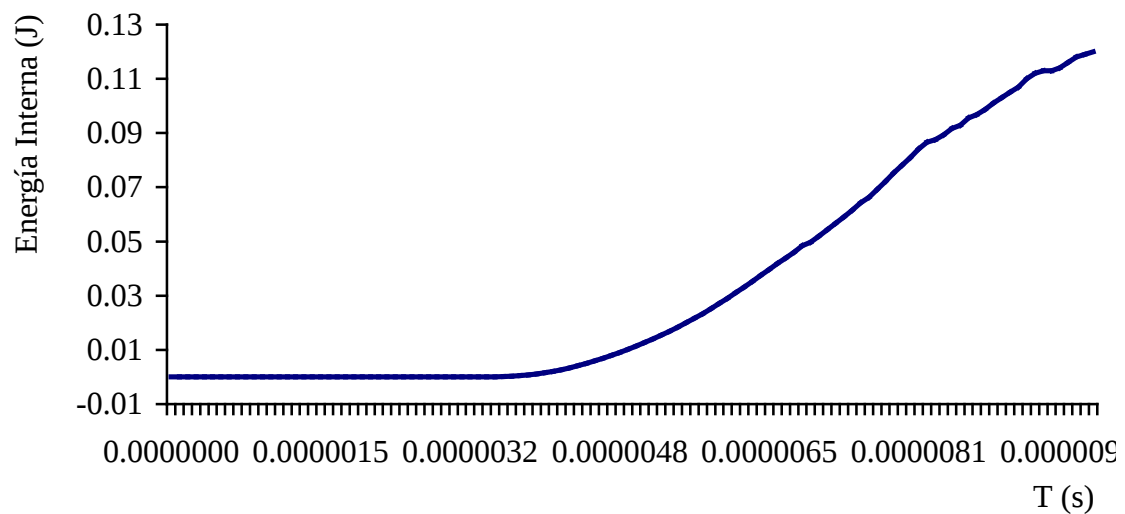


Figura VII.27.- Valores para el análisis de energía interna, intervalo de 0s a 1.01×10^{-5} s

Tabla VII.13.- Valores para el análisis de energía interna, intervalo de 0 s a 1.01×10^{-5} s

No	Tiempo (s)	Energía Interna (J)	No	Tiempo (s)	Energía Interna (J)	No	Tiempo (s)	Energía Interna (J)	No	Tiempo (s)	Energía Interna (J)
1	0	0	21	1.68 e-6	0	41	3.53 e-6	1.68 e-4	61	5.37 e-6	1.68 e-2
2	5.07 e-8	0	22	1.77 e-6	0	42	3.62 e-6	3.02 e-4	62	5.46 e-6	1.84 e-2
3	1.07 e-7	0	23	1.87 e-6	0	43	3.71 e-6	4.97 e-4	63	5.56 e-6	2.00 e-2
4	1.68 e-7	0	24	1.96 e-6	0	44	3.80 e-6	7.62 e-4	64	5.65 e-6	2.17 e-2
5	2.36 e-7	0	25	2.05 e-6	0	45	3.90 e-6	1.11 e-3	65	5.74 e-6	2.34 e-2
6	3.10 e-7	0	26	2.14 e-6	0	46	3.99 e-6	1.54 e-3	66	5.83 e-6	2.52 e-2
7	3.92 e-7	0	27	2.23 e-6	0	47	4.08 e-6	2.07 e-3	67	5.92 e-6	2.71 e-2
8	4.81 e-7	0	28	2.33 e-6	0	48	4.17 e-6	2.68 e-3	68	6.02 e-6	2.90 e-2
9	5.74 e-7	0	29	2.42 e-6	0	49	4.26 e-6	3.39 e-3	69	6.11 e-6	3.11 e-2
10	6.66 e-7	0	30	2.51 e-6	0	50	4.36 e-6	4.18 e-3	70	6.20 e-6	3.32 e-2
11	7.58 e-7	0	31	2.60 e-6	0	51	4.45 e-6	5.04 e-3	71	6.29 e-6	3.53 e-2
12	8.50 e-7	0	32	2.70 e-6	0	52	4.54 e-6	5.97 e-3	72	6.39 e-6	3.75 e-2
13	9.43 e-7	0	33	2.79 e-6	0	53	4.63 e-6	6.96 e-3	73	6.48 e-6	3.97 e-2
14	1.04 e-6	0	34	2.88 e-6	6.09 e-9	54	4.73 e-6	7.99 e-3	74	6.57 e-6	4.19 e-2
15	1.13 e-6	0	35	2.97 e-6	9.27 e-8	55	4.82 e-6	9.08 e-3	75	6.66 e-6	4.39 e-2
16	1.22 e-6	0	36	3.06 e-6	6.57 e-7	56	4.91 e-6	1.02 e-2	76	6.76 e-6	4.61 e-2
17	1.31 e-6	0	37	3.16 e-6	3.24 e-6	57	5.00 e-6	1.14 e-2	77	6.85 e-6	4.84 e-2
18	1.40 e-6	0	38	3.25 e-6	1.21 e-5	58	5.09 e-6	1.27 e-2	78	6.94 e-6	4.97 e-2
19	1.50 e-6	0	39	3.34 e-6	3.51 e-5	59	5.19 e-6	1.40 e-2	79	7.03 e-6	5.20 e-2
20	1.59 e-6	0	40	3.43 e-6	8.33 e-5	60	5.28 e-6	1.54 e-2	80	7.12 e-6	5.43 e-2

Tabla VII.13.- Valores para el análisis de energía interna, intervalo de 0 s a 1.00×10^{-5} s (continuación)

No	Tiempo (s)	Energía Interna (J)	No	Tiempo (s)	Energía Interna (J)
81	7.22 e-6	5.67 e-2	97	8.69 e-6	9.56 e-2
82	7.31 e-6	5.91 e-2	98	8.78 e-6	9.68 e-2
83	7.40 e-6	6.15 e-2	99	8.88 e-6	9.87 e-2
84	7.49 e-6	6.42 e-2	100	8.97 e-6	1.01 e-1
85	7.59 e-6	6.63 e-2	101	9.06 e-6	1.03 e-1
86	7.68 e-6	6.92 e-2	102	9.15 e-6	1.05 e-1
87	7.77 e-6	7.22 e-2	103	9.25 e-6	1.07 e-1
88	7.86 e-6	7.52 e-2	104	9.34 e-6	1.10 e-1
89	7.95 e-6	7.81 e-2	105	9.43 e-6	1.12 e-1
90	8.05 e-6	8.09 e-2	106	9.52 e-6	1.13 e-1
91	8.14 e-6	8.41 e-2	107	9.62 e-6	1.13 e-1
92	8.23 e-6	8.66 e-2	108	9.71 e-6	1.14 e-1
93	8.32 e-6	8.76 e-2	109	9.80 e-6	1.16 e-1
94	8.42 e-6	8.93 e-2	110	9.89 e-6	1.18 e-1
95	8.51 e-6	9.17 e-2	111	9.98 e-6	1.19 e-1
96	8.60 e-6	9.29 e-2	112	1.01 e-5	1.20 e-1

VII.3.2.2.- Energía cinética

Debido a que el cuerpo se encuentra en movimiento, genera energía cinética, observando la Figura VII.28, se tiene que la energía cinética inicial es de 13.120 J manteniéndose constante hasta el momento en que se genera el impacto con la barra 2.88×10^{-6} , decae la energía hasta el valor de 12.868 J debido al impacto, y por la fragilidad el material tiende a perder la masa y a disminuir su velocidad y por lo tanto la energía cinética.

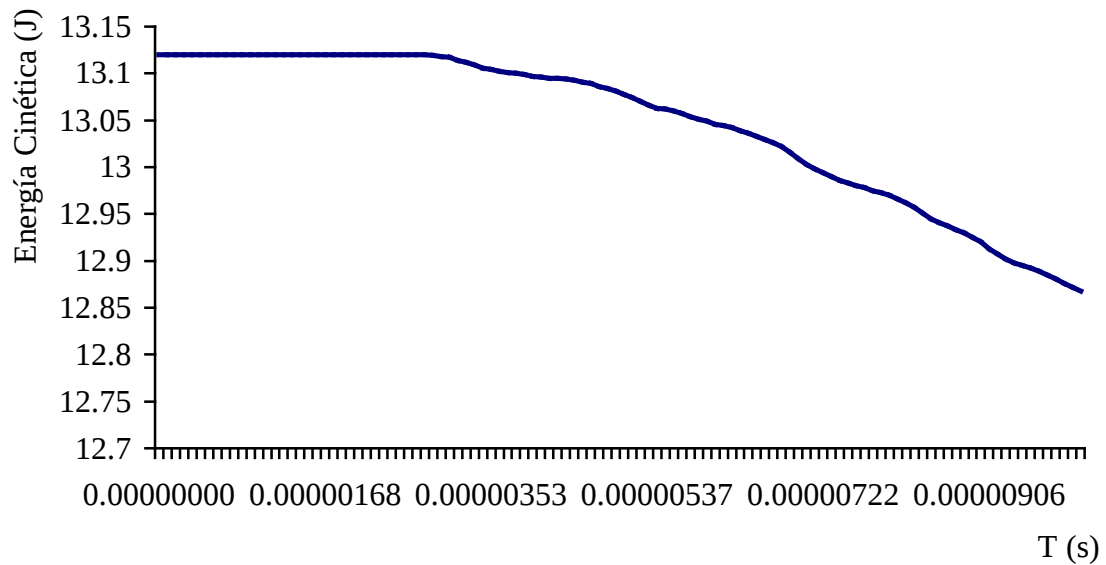


Figura VII.28.- Valores para el análisis de energía cinética, intervalo de 0s a 1.01×10^{-5} s

Tabla VII.14.- Valores para el análisis de energía cinética, intervalo de 0 s a 1.01×10^{-5} s

No	Tiempo (s)	Energía Cinética (J)	No	Tiempo (s)	Energía Cinética (J)	No	Tiempo (s)	Energía Cinética (J)	No	Tiempo (s)	Energía Cinética (J)
1	0	13.120	21	1.68 e-6	13.120	41	3.53 e-6	13.104	61	5.37 e-6	13.063
2	5.07 e-8	13.120	22	1.77 e-6	13.120	42	3.62 e-6	13.102	62	5.46 e-6	13.062
3	1.07 e-7	13.120	23	1.87 e-6	13.120	43	3.71 e-6	13.101	63	5.56 e-6	13.060
4	1.68 e-7	13.120	24	1.96 e-6	13.120	44	3.80 e-6	13.100	64	5.65 e-6	13.057
5	2.36 e-7	13.120	25	2.05 e-6	13.120	45	3.90 e-6	13.099	65	5.74 e-6	13.054
6	3.10 e-7	13.120	26	2.14 e-6	13.120	46	3.99 e-6	13.097	66	5.83 e-6	13.051
7	3.92 e-7	13.120	27	2.23 e-6	13.120	47	4.08 e-6	13.096	67	5.92 e-6	13.049
8	4.81 e-7	13.120	28	2.33 e-6	13.120	48	4.17 e-6	13.095	68	6.02 e-6	13.046
9	5.74 e-7	13.120	29	2.42 e-6	13.120	49	4.26 e-6	13.095	69	6.11 e-6	13.044
10	6.66 e-7	13.120	30	2.51 e-6	13.120	50	4.36 e-6	13.094	70	6.20 e-6	13.042
11	7.58 e-7	13.120	31	2.60 e-6	13.120	51	4.45 e-6	13.093	71	6.29 e-6	13.039
12	8.50 e-7	13.120	32	2.70 e-6	13.120	52	4.54 e-6	13.091	72	6.39 e-6	13.036
13	9.43 e-7	13.120	33	2.79 e-6	13.120	53	4.63 e-6	13.089	73	6.48 e-6	13.033
14	1.04 e-6	13.120	34	2.88 e-6	13.119	54	4.73 e-6	13.086	74	6.57 e-6	13.029
15	1.13 e-6	13.120	35	2.97 e-6	13.118	55	4.82 e-6	13.084	75	6.66 e-6	13.026
16	1.22 e-6	13.120	36	3.06 e-6	13.117	56	4.91 e-6	13.081	76	6.76 e-6	13.022
17	1.31 e-6	13.120	37	3.16 e-6	13.114	57	5.00 e-6	13.078	77	6.85 e-6	13.016
18	1.40 e-6	13.120	38	3.25 e-6	13.112	58	5.09 e-6	13.074	78	6.94 e-6	13.009
19	1.50 e-6	13.120	39	3.34 e-6	13.109	59	5.19 e-6	13.070	79	7.03 e-6	13.003
20	1.59 e-6	13.120	40	3.43 e-6	13.106	60	5.28 e-6	13.066	80	7.12 e-6	12.998

Tabla VII.14.- Valores para el análisis de energía cinética, intervalo de 0 s a 1.00×10^{-5} s
(continuación)

No	Tiempo (s)	Energía Cinética (J)	No	Tiempo (s)	Energía Cinética (J)
81	7.22 e-6	12.994	97	8.69 e-6	12.933
82	7.31 e-6	12.990	98	8.78 e-6	12.930
83	7.40 e-6	12.986	99	8.88 e-6	12.925
84	7.49 e-6	12.983	100	8.97 e-6	12.920
85	7.59 e-6	12.980	101	9.06 e-6	12.913
86	7.68 e-6	12.978	102	9.15 e-6	12.907
87	7.77 e-6	12.975	103	9.25 e-6	12.902
88	7.86 e-6	12.973	104	9.34 e-6	12.898
89	7.95 e-6	12.970	105	9.43 e-6	12.895
90	8.05 e-6	12.966	106	9.52 e-6	12.892
91	8.14 e-6	12.962	107	9.62 e-6	12.889
92	8.23 e-6	12.957	108	9.71 e-6	12.885
93	8.32 e-6	12.951	109	9.80 e-6	12.881
94	8.42 e-6	12.945	110	9.89 e-6	12.876
95	8.51 e-6	12.941	111	9.98 e-6	12.872
96	8.60 e-6	12.937	112	1.01 e-5	12.868

VII.2.2.3.- Trabajo plástico

Como se comentó en puntos anteriores referente a la zona plástica del material, el comportamiento de los materiales con respecto a cargas de impacto, se observa nuevamente que la zona elástica es muy corta, desde el tiempo 2.88×10^{-6} s, hasta 3.80×10^{-6} s que es donde el trabajo plástico que se genera es cero, después de estos puntos se observa que el trabajo plástico aumenta irregularmente hasta 0.00764 J.

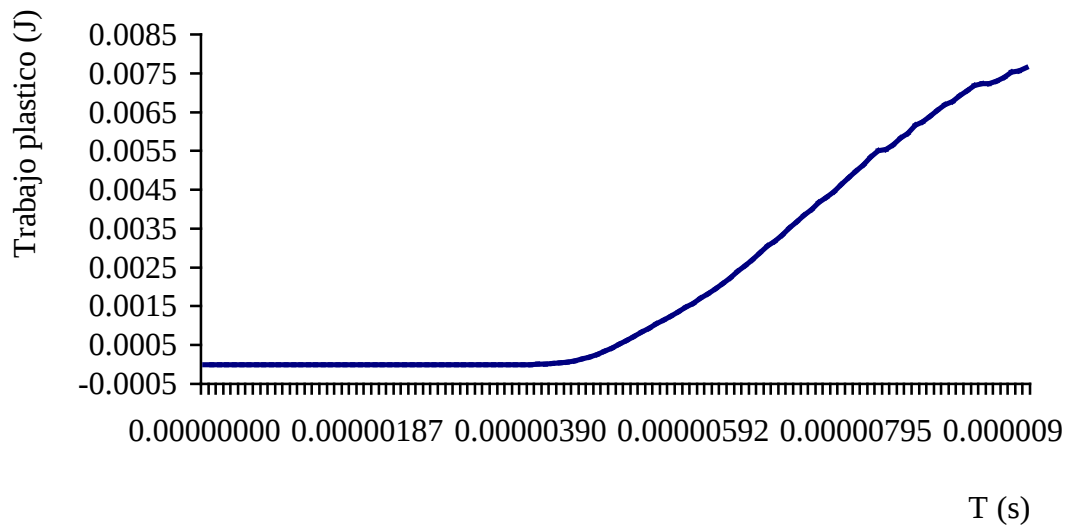


Figura VII.29.- Valores para el análisis de trabajo plástico, 0 s a 1.01×10^{-5} s

Tabla VII.15.- Valores para el análisis de trabajo plástico, intervalo de 0 s a 1.01×10^{-5} s

No	Tiempo (s)	Trabajo Plástico (J)	No	Tiempo (s)	Trabajo Plástico (J)	No	Tiempo (s)	Trabajo Plástico (J)	No	Tiempo (s)	Trabajo Plástico (J)
1	0	0	21	1.68 e-6	0	41	3.53 e-6	0	61	5.37 e-6	9.36 e-4
2	5.07 e-8	0	22	1.77 e-6	0	42	3.62 e-6	0	62	5.46 e-6	1.04 e-3
3	1.07 e-7	0	23	1.87 e-6	0	43	3.71 e-6	0	63	5.56 e-6	1.14 e-3
4	1.68 e-7	0	24	1.96 e-6	0	44	3.80 e-6	2.17 e-7	64	5.65 e-6	1.25 e-3
5	2.36 e-7	0	25	2.05 e-6	0	45	3.90 e-6	1.59 e-6	65	5.74 e-6	1.36 e-3
6	3.10 e-7	0	26	2.14 e-6	0	46	3.99 e-6	5.35 e-6	66	5.83 e-6	1.47 e-3
7	3.92 e-7	0	27	2.23 e-6	0	47	4.08 e-6	1.07 e-5	67	5.92 e-6	1.58 e-3
8	4.81 e-7	0	28	2.33 e-6	0	48	4.17 e-6	2.08 e-5	68	6.02 e-6	1.70 e-3
9	5.74 e-7	0	29	2.42 e-6	0	49	4.26 e-6	3.60 e-5	69	6.11 e-6	1.82 e-3
10	6.66 e-7	0	30	2.51 e-6	0	50	4.36 e-6	6.01 e-5	70	6.20 e-6	1.95 e-3
11	7.58 e-7	0	31	2.60 e-6	0	51	4.45 e-6	9.17 e-5	71	6.29 e-6	2.09 e-3
12	8.50 e-7	0	32	2.70 e-6	0	52	4.54 e-6	1.37 e-4	72	6.39 e-6	2.23 e-3
13	9.43 e-7	0	33	2.79 e-6	0	53	4.63 e-6	1.92 e-4	73	6.48 e-6	2.39 e-3
14	1.04 e-6	0	34	2.88 e-6	0	54	4.73 e-6	2.60 e-4	74	6.57 e-6	2.55 e-3
15	1.13 e-6	0	35	2.97 e-6	0	55	4.82 e-6	3.39 e-4	75	6.66 e-6	2.70 e-3
16	1.22 e-6	0	36	3.06 e-6	0	56	4.91 e-6	4.25 e-4	76	6.76 e-6	2.88 e-3
17	1.31 e-6	0	37	3.16 e-6	0	57	5.00 e-6	5.20 e-4	77	6.85 e-6	3.06 e-3
18	1.40 e-6	0	38	3.25 e-6	0	58	5.09 e-6	6.20 e-4	78	6.94 e-6	3.17 e-3
19	1.50 e-6	0	39	3.34 e-6	0	59	5.19 e-6	7.25 e-4	79	7.03 e-6	3.34 e-3
20	1.59 e-6	0	40	3.43 e-6	0	60	5.28 e-6	8.29 e-4	80	7.12 e-6	3.51 e-3

Tabla VII.15.- Valores para el análisis del trabajo plástico, intervalo de 0s a 1.00×10^{-5} s (continuación)

No	Tiempo (s)	Trabajo Plástico (J)	No	Tiempo (s)	Trabajo Plástico (J)
81	7.22 e-6	3.68 e-3	97	8.69 e-6	6.16 e-3
82	7.31 e-6	3.85 e-3	98	8.78 e-6	6.24 e-3
83	7.40 e-6	4.00 e-3	99	8.88 e-6	6.39 e-3
84	7.49 e-6	4.17 e-3	100	8.97 e-6	6.55 e-3
85	7.59 e-6	4.30 e-3	101	9.06 e-6	6.69 e-3
86	7.68 e-6	4.46 e-3	102	9.15 e-6	6.78 e-3
87	7.77 e-6	4.63 e-3	103	9.25 e-6	6.92 e-3
88	7.86 e-6	4.81 e-3	104	9.34 e-6	7.06 e-3
89	7.95 e-6	4.98 e-3	105	9.43 e-6	7.18 e-3
90	8.05 e-6	5.14 e-3	106	9.52 e-6	7.23 e-3
91	8.14 e-6	5.34 e-3	107	9.62 e-6	7.24 e-3
92	8.23 e-6	5.50 e-3	108	9.71 e-6	7.30 e-3
93	8.32 e-6	5.54 e-3	109	9.80 e-6	7.40 e-3
94	8.42 e-6	5.65 e-3	110	9.89 e-6	7.53 e-3
95	8.51 e-6	5.83 e-3	111	9.98 e-6	7.57 e-3
96	8.60 e-6	5.95 e-3	112	1.01 e-5	7.64 e-3

VII.2.2.4.- Energía total

Por último análisis la energía total del cráneo se observan zonas constantes en un principio, cuando la distribución de energía es constante, hasta llegar a un punto en donde se aumenta la energía, cuando comienza el impacto, que es en el tiempo 2.88×10^{-6} s, en donde se encuentra el máximo de energía total con un valor de 13.120 J, en este punto comienza a caer, por la disminución de velocidad, y cae hasta el valor de 12.988 J.

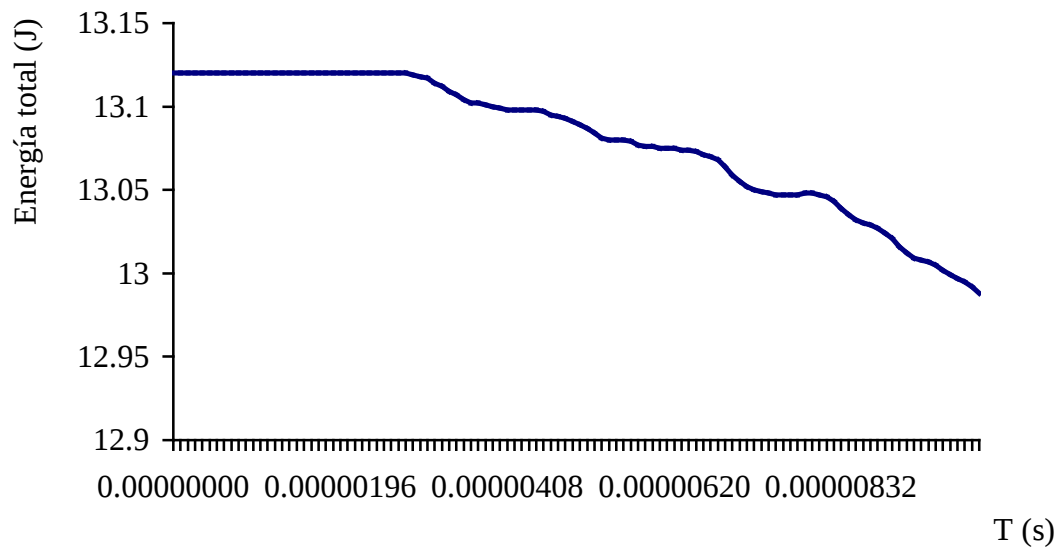


Figura VII.30.- Valores para el análisis de energía total, 0 s a 1.01×10^{-5} s

Tabla VII.16.- Valores para el análisis de energía total, intervalo de 0 s a 1.01 e-5 s

No	Tiempo (s)	Energía Total (J)	No	Tiempo (s)	Energía Total (J)	No	Tiempo (s)	Energía Total (J)	No	Tiempo (s)	Energía Total (J)
1	0	13.120	21	1.68 e-6	13.120	41	3.53 e-6	13.104	61	5.37 e-6	13.080
2	5.07 e-8	13.120	22	1.77 e-6	13.120	42	3.62 e-6	13.102	62	5.46 e-6	13.080
3	1.07 e-7	13.120	23	1.87 e-6	13.120	43	3.71 e-6	13.102	63	5.56 e-6	13.080
4	1.68 e-7	13.120	24	1.96 e-6	13.120	44	3.80 e-6	13.101	64	5.65 e-6	13.079
5	2.36 e-7	13.120	25	2.05 e-6	13.120	45	3.90 e-6	13.100	65	5.74 e-6	13.077
6	3.10 e-7	13.120	26	2.14 e-6	13.120	46	3.99 e-6	13.099	66	5.83 e-6	13.076
7	3.92 e-7	13.120	27	2.23 e-6	13.120	47	4.08 e-6	13.098	67	5.92 e-6	13.076
8	4.81 e-7	13.120	28	2.33 e-6	13.120	48	4.17 e-6	13.098	68	6.02 e-6	13.075
9	5.74 e-7	13.120	29	2.42 e-6	13.120	49	4.26 e-6	13.098	69	6.11 e-6	13.075
10	6.66 e-7	13.120	30	2.51 e-6	13.120	50	4.36 e-6	13.098	70	6.20 e-6	13.075
11	7.58 e-7	13.120	31	2.60 e-6	13.120	51	4.45 e-6	13.098	71	6.29 e-6	13.074
12	8.50 e-7	13.120	32	2.70 e-6	13.120	52	4.54 e-6	13.097	72	6.39 e-6	13.074
13	9.43 e-7	13.120	33	2.79 e-6	13.120	53	4.63 e-6	13.095	73	6.48 e-6	13.073
14	1.04 e-6	13.120	34	2.88 e-6	13.119	54	4.73 e-6	13.094	74	6.57 e-6	13.071
15	1.13 e-6	13.120	35	2.97 e-6	13.118	55	4.82 e-6	13.093	75	6.66 e-6	13.070
16	1.22 e-6	13.120	36	3.06 e-6	13.117	56	4.91 e-6	13.091	76	6.76 e-6	13.068
17	1.31 e-6	13.120	37	3.16 e-6	13.114	57	5.00 e-6	13.089	77	6.85 e-6	13.064
18	1.40 e-6	13.120	38	3.25 e-6	13.112	58	5.09 e-6	13.087	78	6.94 e-6	13.059
19	1.50 e-6	13.120	39	3.34 e-6	13.109	59	5.19 e-6	13.084	79	7.03 e-6	13.055
20	1.59 e-6	13.120	40	3.43 e-6	13.107	60	5.28 e-6	13.081	80	7.12 e-6	13.052

Tabla VII.16.- Valores para el análisis de energía total, intervalo de 0 s a 1.00 e-5 s (continuación)

No	Tiempo (s)	Energía Total (J)	No	Tiempo (s)	Energía Total (J)
81	7.22 e-6	13.050	97	8.69 e-6	13.029
82	7.31 e-6	13.049	98	8.78 e-6	13.027
83	7.40 e-6	13.048	99	8.88 e-6	13.024
84	7.49 e-6	13.047	100	8.97 e-6	13.021
85	7.59 e-6	13.047	101	9.06 e-6	13.016
86	7.68 e-6	13.047	102	9.15 e-6	13.012
87	7.77 e-6	13.047	103	9.25 e-6	13.009
88	7.86 e-6	13.048	104	9.34 e-6	13.008
89	7.95 e-6	13.048	105	9.43 e-6	13.007
90	8.05 e-6	13.047	106	9.52 e-6	13.005
91	8.14 e-6	13.046	107	9.62 e-6	13.002
92	8.23 e-6	13.043	108	9.71 e-6	12.999
93	8.32 e-6	13.039	109	9.80 e-6	12.997
94	8.42 e-6	13.035	110	9.89 e-6	12.995
95	8.51 e-6	13.032	111	9.98 e-6	12.992
96	8.60 e-6	13.030	112	1.01 e-5	12.988

VII.3.- Sumario

Utilizando el modelo expuesto en el capítulo VI, se desea realizar un estudio de un impacto posterior, utilizando el programa ANSYS WORKBENCH, incluyendo las propiedades del hueso cortical y del acero estructural, se generan las particularidades del estudio.

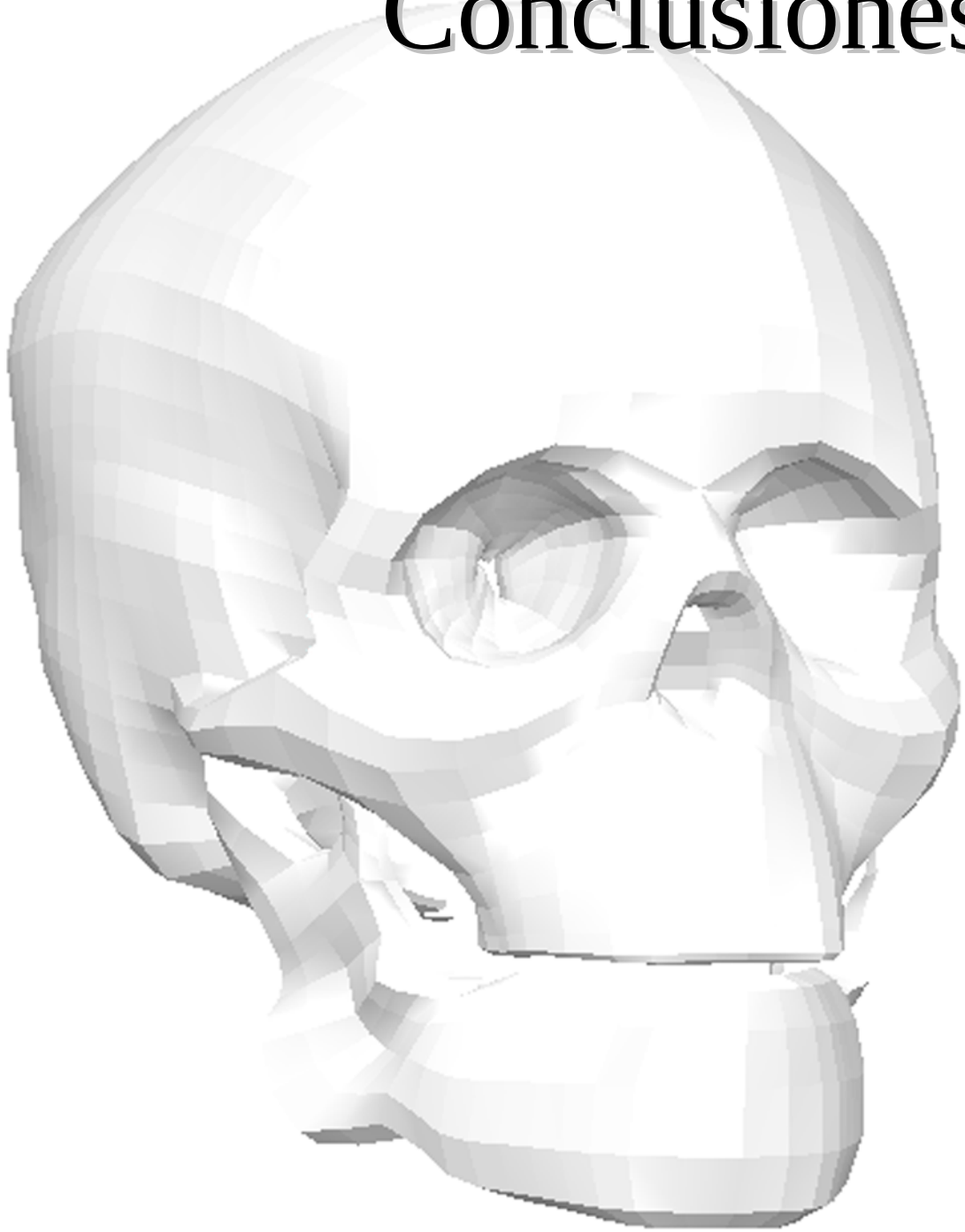
Se realizan básicamente dos estudios, el primero inicia en el contacto de los dos cuerpos y llegando a un punto de fractura del cráneo, y el segundo es a partir del punto de fractura, se obtiene la cedencia total del material, obteniendo los resultados de desplazamiento total, esfuerzo principal máximo, esfuerzo cortante, deformación plástica equivalente, esfuerzo cortante máximo y esfuerzo equivalente, obteniendo y explicando los resultados.

Con el fin de comprobar por otro método lo obtenido en el punto anterior, se realiza un análisis energético, el cual involucra la energía total, energía cinética, energía interna y el trabajo plástico, obteniendo resultados y descripciones de éstos.

Por último se realiza una recopilación de los estudios antes mencionados resaltando los puntos de importancia al estudio.

Dentro del siguiente capítulo se observará la tendencia y conclusiones de los estudios mostrados en los capítulos anteriores, mostrando una comparativa para cada estudio uniendo todos los impactos, con el fin de observar puntos vulnerables y consistentes de la estructura, igualmente cuál es la resistencia general del cráneo como estructura.

Conclusiones



VIII.1.- Conclusiones impacto frontal

El desplazamiento que proporciona el cráneo al inicio del estudio, es un desplazamiento no lineal, ya que es interrumpido por la resistencia mecánica del cráneo, dentro del segundo intervalo, el cráneo ya no cuenta con su estructura original por lo que se desplaza de una manera lineal.

El esfuerzo principal se genera a compresión, dentro del primer intervalo teniendo el colapso inminente de la estructura en el tiempo 1.01×10^{-5} s con un valor máximo de -6.74 MPa, para el segundo intervalo se observa que llega a un esfuerzo mayor a compresión en el tiempo -2.51 MPa obteniendo el valor de -8.90 MPa. Para el rango de tensión, llega a su máximo valor en el tiempo 2.00×10^{-4} s, teniendo el valor de 1.54 MPa. Este esfuerzo principal muestra el punto de la fractura que se da en el tiempo $5.58 \mu\text{s}$ con los valores a compresión de -1.32×10^5 Pa, y a tensión de 1.15×10^5 Pa.

El esfuerzo cortante avanza en tensión como en compresión, realizando un contrapunto en la Figura IV.15 y IV.17. El equivalente plástico genera una comprobación de que el material se fragiliza al someterse a una carga súbita, ya que el contacto con el cráneo inicia en $4.13 \mu\text{s}$ y la zona plástica comienza en $5.29 \mu\text{s}$.

Se observan en el impacto frontal dos particularidades: la primera dentro del máximo cortante, la Figura IV.23 muestra un desajuste en el tiempo $7.53 \mu\text{s}$, anteriormente a este punto se observa el incremento de los valores hasta el tiempo $7.00 \mu\text{s}$, con un valor de 5.83×10^5 Pa, cae a 4.98×10^5 Pa, y en el siguiente momento $8.02 \mu\text{s}$ se incrementa el esfuerzo a 5.76×10^5 Pa.

La siguiente particularidad se observa en el esfuerzo equivalente, dentro del mismo momento que en el estudio del máximo cortante en el tiempo $7.00 \mu\text{s}$, se tiene un esfuerzo de 1.16 MPa, para el siguiente momento $7.53 \mu\text{s}$, se tiene un valor de 0.98 MPa, y para el siguiente momento $8.02 \mu\text{s}$ se restablece con un valor de 1.14 MPa.

Para realizar la comprobación de los análisis de esfuerzos, deformaciones y desplazamientos, se realiza un análisis energético, primeramente como comprobación del análisis de desplazamientos, se expone la energía interna del cráneo, ya que se absorbe la energía que en un principio se le proporciona.

Seguidamente se realiza el estudio de energía cinética la cual se observa que se disminuye hasta que se termina la prueba, indicando esto que cede energía a la barra, y disminuye su velocidad.

El trabajo plástico, verifica lo indicado por el análisis del equivalente plástico, la zona elástica es mínima, lo que advierte que se fragiliza el material al recibir la carga de impacto.

Como punto final, la energía total del sistema muestra que toda la energía suministrada que en un principio tiene un valor de 13.101 J, disminuye hasta 13.051 J, convirtiéndose en deformación del cráneo.

VIII.2.- Conclusiones impacto lateral

Se observa un desplazamiento lineal al inicio del estudio, considerando un primer punto al contacto con la placa que sucede en el segundo 3.07×10^{-5} , y en el segundo $7.56 \mu s$, que en ambos puntos se observan desviaciones en la linealidad del desplazamiento desarrollando la imagen de la fractura inicial del cráneo y se observa que totalmente el hueso temporal es el afectado, al inicio, después se observa que al igual el parietal comienza a fallar. Para el segundo intervalo se observa que la segunda parte del desplazamiento ya no conserva la linealidad del primero, excediendo la resistencia del cráneo forzando la fractura.

Si se observa el esfuerzo principal se tiene que se llega al mayor en compresión con un valor de 12.1 MPa, llegando a este valor en el tiempo $6.53 \mu s$, considerado como el punto de fractura.

Obteniendo el estudio de los esfuerzos cortantes, se observan en las imágenes referentes a este estudio (Figura V.12, Figura V.14) las fronteras que se tiene entre el positivo y el negativo, teniendo en el punto $4.55 \mu s$, una discrepancia que el positivo baja y el negativo sube, acercándose al cero, obteniendo después de esto inconstantes hasta el final de la prueba.

Se genera el valor del equivalente plástico, observándose la zona plástica del material, que comienza en el tiempo $4.55 \mu s$ y hasta el final de la prueba donde falla toda la estructura.

Para el máximo cortante y el esfuerzo equivalente, se observan aproximadamente iguales y en el equivalente llegando al esfuerzo máximo de 1.20 MPa.

Para realizar la comprobación de los análisis de esfuerzos, deformaciones y desplazamientos, se realiza un análisis energético, primeramente como comprobación del análisis de desplazamientos, se expone la energía interna del cráneo, ya que se absorbe la energía que en un principio se le proporciona.

Seguidamente se realiza el estudio de energía cinética la cual se observa que se disminuye hasta que se termina la prueba, indicando esto que cede energía a la barra, y disminuye su velocidad.

El trabajo plástico, verifica lo indicado por el análisis del equivalente plástico, la zona elástica es mínima, lo que advierte que se fragiliza el material al recibir la carga de impacto.

Como punto final, la energía total del sistema muestra que toda la energía suministrada que en un principio tiene un valor de 13.120 J, disminuye hasta 12.915 J, convirtiéndose en deformación del cráneo.

VIII.3.- Conclusiones impacto superior

Primeramente se realiza el análisis del desplazamiento observando el contacto con la placa en la sutura de los parietales obtenida en el tiempo $4.08 \mu s$, siendo para ambos intervalos de una manera lineal fallando la estructura sin desviaciones considerables.

La representación del esfuerzo principal indica el mayor valor a compresión que se da en el tiempo $9.07 \mu s$, con un valor máximo a compresión de -13.4 MPa, y después de este mayor esfuerzo se observa que los valores comienzan con la decadencia y continuando de esa manera en el siguiente intervalo.

Para el estudio de los esfuerzos cortantes se observa la irracionalidad de los valores, tanto en tensión como en compresión, teniendo los valores máximos: para tensión de 0.58 MPa, y para la compresión de -0.56 MPa.

Dentro del equivalente plástico, se muestra que la zona elástica para este estudio del impacto superior en comparación con los estudios anteriores es menor, comienza el contacto en el tiempo $4.08 \mu s$, y el equivalente plástico inicia en el tiempo $4.54 \mu s$, llegando a la máxima deformación plástica de 6.0161m/m.

Para el estudio del máximo cortante, no muestra alguna particularidad, y para el esfuerzo equivalente se llega al máximo esfuerzo en el tiempo $6.50 \mu s$ con un valor de 1.20 MPa, oscilando entre este intervalo hasta el final de la prueba.

Con el fin de realizar la comprobación de los análisis de esfuerzos, deformaciones y desplazamientos, se realiza un análisis energético, primeramente como comprobación del análisis de desplazamientos, se expone la energía interna del cráneo, ya que se absorbe la energía que en un principio se le proporciona.

Seguidamente se realiza el estudio de energía cinética la cual se observa que se disminuye hasta que se termina la prueba, indicando esto que cede energía a la barra, y disminuye su velocidad.

El trabajo plástico, verifica lo indicado por el análisis del equivalente plástico, la zona elástica es mínima, lo que advierte que se fragiliza el material al recibir la carga de impacto.

Como punto final, la energía total del sistema muestra que toda la energía suministrada que en un principio tiene un valor de 13.120 J, disminuye hasta 13.008 J, convirtiéndose en deformación del cráneo.

VIII.4.- Conclusiones impacto posterior

Con respecto al desplazamiento se observa que el contacto se tiene en la protuberancia del occipital, en donde hay un exceso de material para reforzar la estructura del cráneo, el desplazamiento se da de una manera lineal dentro de ambos intervalos.

El análisis del esfuerzo principal indica la zona de tensión con valores positivos y la de compresión con valores negativos, teniendo el máximo valor de compresión en el segundo $27.60 \mu s$, de -45.3 MPa y para la tensión se tiene un valor de 2.07 MPa en el tiempo $50.10 \mu s$.

El esfuerzo cortante se muestra no lineal, mostrando la irracionalidad de los valores, teniendo los máximos valores para la tensión de 0.21 MPa y de compresión de 0.16 MPa en el tiempo $32.60 \mu s$.

Al igual que en el estudio anterior, la zona elástica se muestra muy corta, comenzando el contacto en el tiempo $3.53 \mu s$, y la zona plástica inicia en el momento después en el tiempo $4.08 \mu s$, llegando hasta un valor máximo de 5.8697 m/m .

El análisis del máximo cortante en este modo, muestra una pequeña discontinuidad, comenzando en el tiempo $7.03 \mu s$, con un valor a tensión de 0.601 MPa , y en el siguiente momento $7.59 \mu s$, con un valor de 0.594 MPa , y retomando para el tiempo $8.05 \mu s$, con un valor de 0.627 MPa , hasta llegar a un valor máximo en el tiempo $4.75 \mu s$, con un valor de 0.667 MPa .

El esfuerzo equivalente llega hasta el mayor valor en el Tiempo $5.00 \mu s$ en donde se considera la fractura, con un valor de 1.20 MPa , oscilando en valores cercanos a este hasta el final de la prueba.

Con el fin de realizar la comprobación de los análisis de esfuerzos, deformaciones y desplazamientos, se realiza un análisis energético, primeramente como comprobación del análisis de desplazamientos, se expone la energía interna del cráneo, ya que se absorbe la energía que en un principio se le proporciona.

Seguidamente se realiza el estudio de energía cinética la cual se observa que se disminuye hasta que se termina la prueba, indicando esto que cede energía a la barra, y disminuye su velocidad.

El trabajo plástico, verifica lo indicado por el análisis del equivalente plástico, la zona elástica es mínima, lo que advierte que se fragiliza el material al recibir la carga de impacto.

Como punto final, la energía total del sistema muestra que toda la energía suministrada que en un principio tiene un valor de 13.120 J, disminuye hasta 12.988 J, convirtiéndose en deformación del cráneo.

VIII.5.- Comparativa de los modos

Con el fin de observar de una manera global los modos de impacto propuestos se desea realizar una comparativa de los resultados que se obtuvieron en los análisis. Todas las comparativas se realizan en el primer intervalo, ya que es cuando se tienen el mayor rango de esfuerzos, dentro del segundo intervalo, los esfuerzos se encuentran en los máximos.

VIII.5.1.- Deformación total

En promedio, dentro de esta evaluación se observa la linealidad, teniendo como excepción el impacto frontal, que observando la Figura VIII.1 es la que sobresale de las subsecuentes.

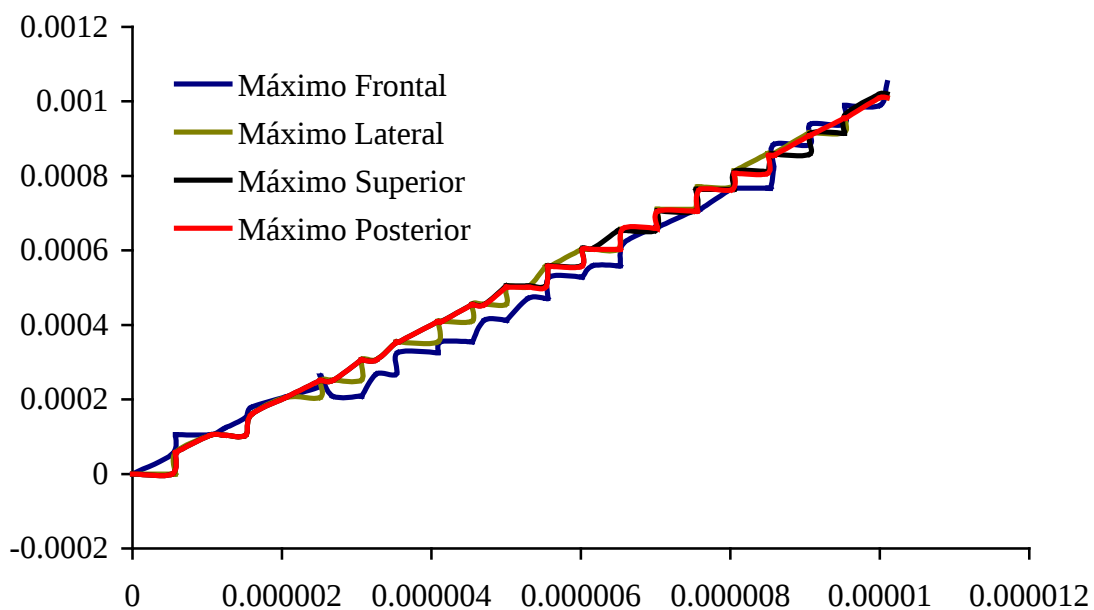


Figura VIII.1.- Comparativa deformación total en los cuatro modos

VIII.5.2.- Esfuerzo principal

En este análisis se observan las zonas de tensión, las cuales son muy similares, y las zonas de compresión en las que se distingue el impacto lateral que es el que mayor esfuerzo tiene, y el impacto frontal el que su esfuerzo es menor, si se observa la Figura VIII.2.

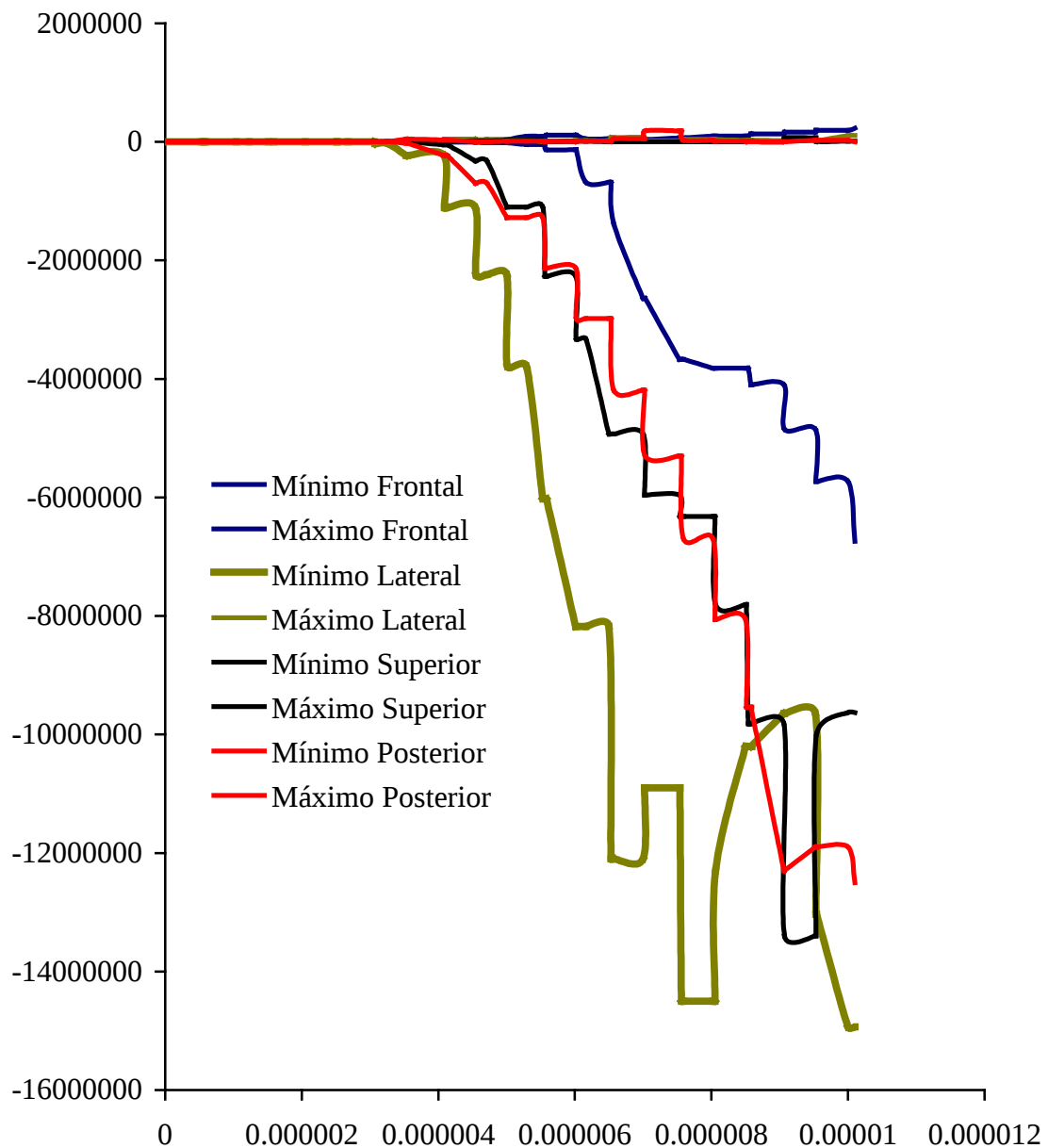


Figura VIII.2.- Comparativa esfuerzo principal en los cuatro modos

VIII.5.3.- Esfuerzo cortante

Dentro de esta comparativa, para la tensión se observa que el mayor esfuerzo se presenta para el modo lateral y en compresión para el modo superior, para los modos frontal y posterior se observa que son muy parecidos.

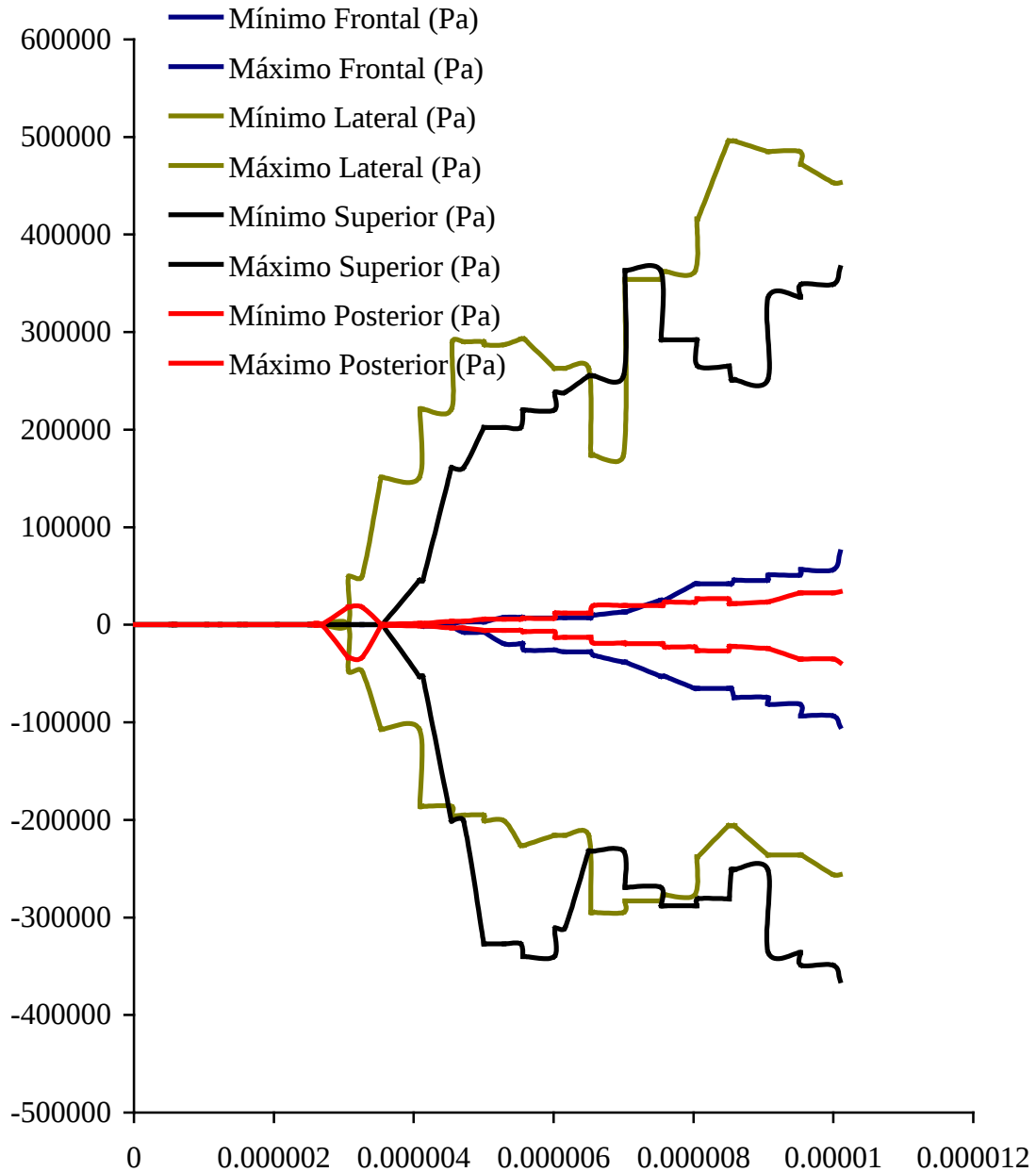


Figura VIII.3.- Comparativa esfuerzo cortante en los cuatro modos

VIII.5.4.- Equivalente plástico

Se observa en la Figura VIII.4, en la que se compara el equivalente plástico, que el primer modo en entrar a la zona plástica es el lateral, seguido por el posterior, el superior y por último el frontal con la misma disposición de el esfuerzo plástico máximo, igualmente indicando la mejor disposición de la zona plástica de los modos es la posterior, debido a que se ataca la protuberancia del occipital.

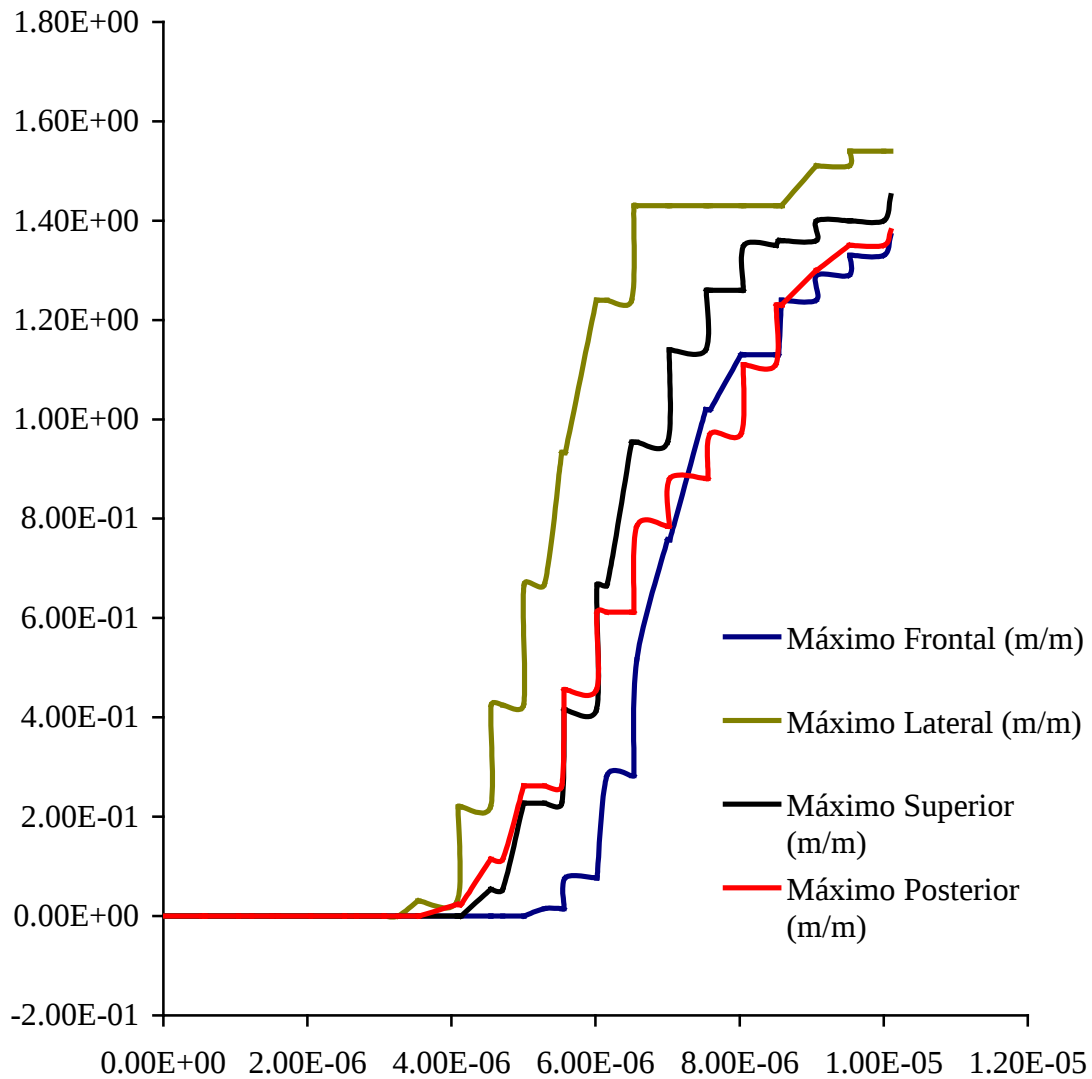


Figura VIII.4.- Comparativa equivalente plástico en los cuatro modos

VIII.5.5.- Máximo esfuerzo cortante

Se muestra la disposición de los esfuerzos cortantes observando que muestra la misma disposición que en el punto anterior, el modo lateral es el primero en reaccionar, el siguiente el posterior, el superior y por último el frontal.

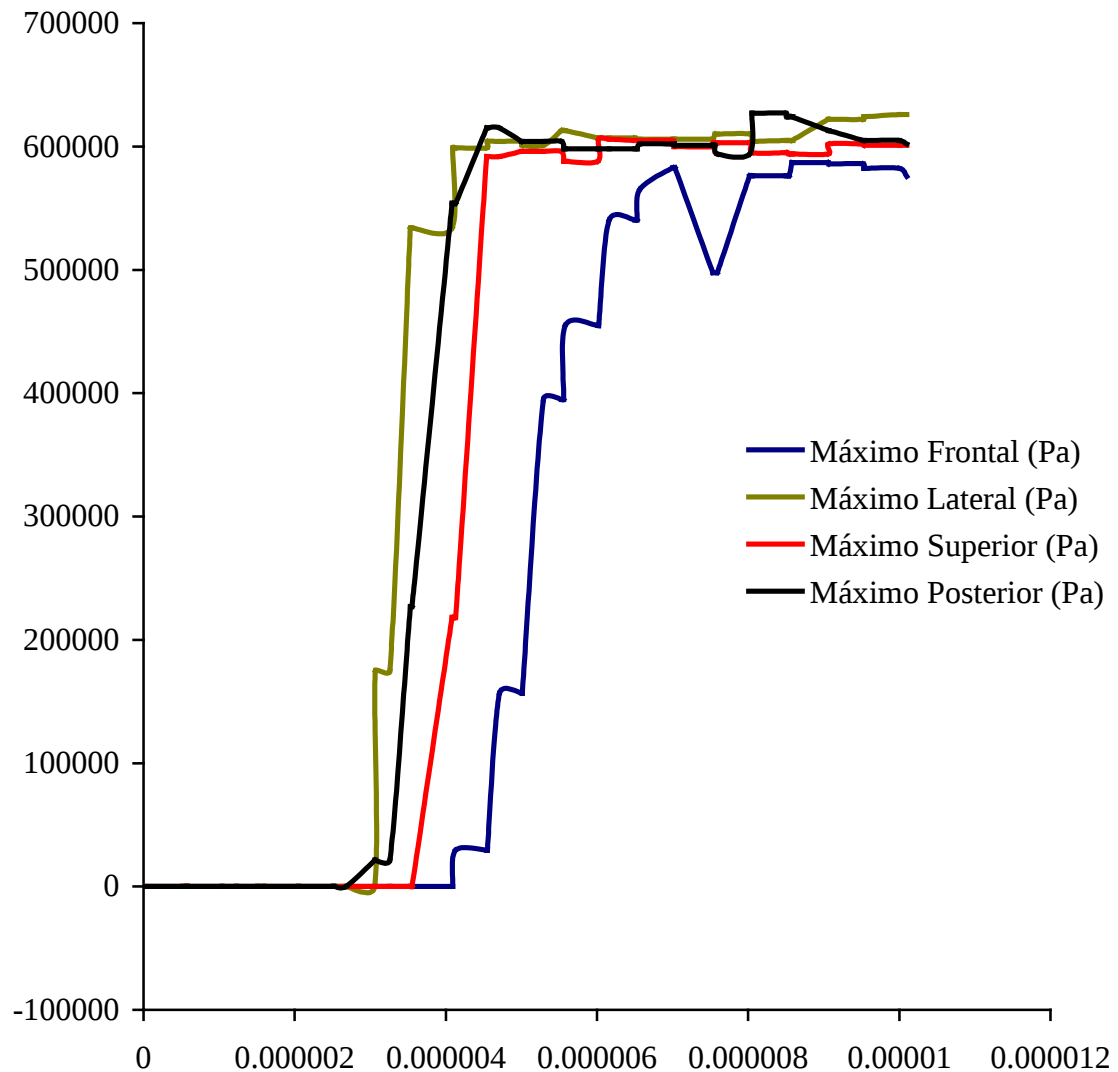


Figura VIII.5.- Comparativa máximo esfuerzo cortante en los cuatro modos

VIII.5.6.- Esfuerzo equivalente

Se observa la igualdad de el máximo esfuerzo en todos los modos, obteniendo la disposición anterior, primero el modo lateral, seguido del modo posterior, el modo superior y por último el frontal.

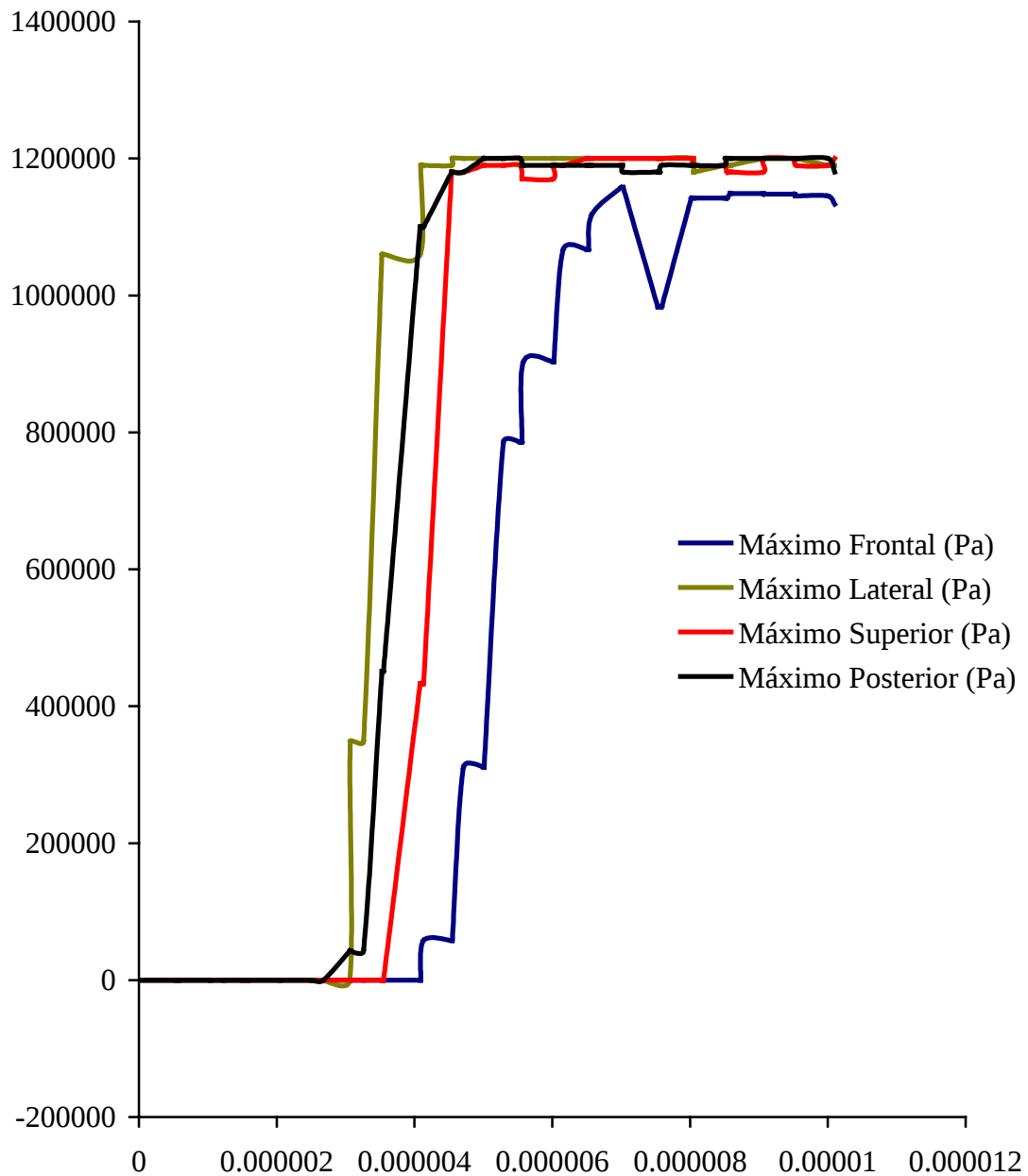


Figura VIII.6.- Comparativa esfuerzo equivalente en los cuatro modos