

Modelado y simulación del pinzamiento femoroacetabular mediante el uso de imágenes  
médicas y análisis por elementos finitos.

Jeisson Daniel Barrera Alvarez

Trabajo de Grado para Optar al Título de Ingeniero mecánico

Director

Octavio Andrés Gonzales Estrada  
PhD en ingeniería Mecánica y Materiales

Cristian Andrés Hernández Salazar  
Ingeniero mecánico

Universidad Industrial de Santander  
Facultad de Ingenierías Físico-mecánicas  
Escuela de Ingeniería mecánica  
Bucaramanga

2024

### **Dedicatoria**

Con profunda alegría dedico este proyecto a toda mi familia, que desde el inicio en este largo camino me han apoyado incondicionalmente, especialmente mi mamá Nora Alvarez, mi papá Luis Francisco Barrera y a mi hermano Diego Barrera, piezas fundamentales para lograr el objetivo de graduarme como Ingeniero Mecánico. Muchas gracias por todas las oraciones de mis abuelos María de las Mercedes Bohada, Elvira Rivas y Joaquín Alvarez.

Dedico este proyecto a mi novia Laura Tenjo quien me ha acompañado desde el inicio en este proceso, con todo su apoyo incondicional, consejos y paciencia que me impulsaron para lograr este objetivo.

### **Agradecimientos**

Agradezco primero que todo a Dios, por darme la fortaleza y el conocimiento para lograr cada meta en mi vida. Agradezco también a mi guía en este proceso al profesor Octavio Andrés Gonzales Estrada y a Cristian Andrés Hernández Salazar, quien con sus consejos y apoyo me ayudaron a culminar de manera exitosa este proyecto.

**Tabla de Contenido**

	<b>Pág.</b>
INTRODUCCIÓN.....	11
1. OBJETIVOS .....	15
1.1 Objetivo General.....	15
1.2 Objetivos Específicos.....	15
2. MATERIALES Y MÉTODOS .....	16
2.1 Marco Referencial.....	16
2.1.1 Articulación de la cadera .....	16
2.1.2 Pinzamiento femoroacetabular.....	16
2.1.3 Elementos finitos .....	17
2.1.4 Segmentación de imágenes .....	17
2.2 Métodos.....	18
2.2.1 Segmentación.....	19
2.2.2 Simulación modelo simplificado .....	20
2.2.3 Simulación modelo real .....	22
2.2.4 Propiedades del hueso.....	23
2.2.5 Condiciones de contorno.....	24
3. RESULTADOS .....	26
3.1 Modelo sencillo.....	26
3.2 Modelo real .....	27

3. CONCLUSIONES.....	32
4. RECOMENDACIONES.....	34
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....	36
ANEXOS .....	41

**Lista de Tablas**

	<b>Pág.</b>
Tabla 1 <i>Resultados del modelo sencillo</i> .....	26
Tabla 2 <i>Comparación del movimiento de abducción</i> .....	28
Tabla 3 <i>Comparación del movimiento de flexión</i> .....	28

**Lista de Figuras**

	<b>Pág.</b>
Figura 1 <i>Ilustración de la pelvis.</i> .....	16
Figura 2 <i>Modelo de elementos finitos.</i> .....	17
Figura 3 <i>Segmentación de imagen médica.</i> .....	18
Figura 4 <i>Procedimiento para la metodología.</i> .....	19
Figura 5 <i>Segmentación del fémur y de la pelvis, detallados con color amarillo y rojo para crear el modelo tridimensional.</i> .....	20
Figura 6 <i>Modelos sencillos generados a partir de figuras geométricas de la estructura de la (a) cadera y del (b) fémur.</i> .....	21
Figura 7 <i>Mallado del modelo sencillo (a) pelvis (b) fémur.</i> .....	22
Figura 8 <i>Mallado del fémur y del acetábulo en Salome meca.</i> .....	23
Figura 9 <i>Proceso para definir el material del modelo real en AsterStudy.</i> .....	24
Figura 10 <i>Asignación de las condiciones de contorno: (a) Puntos de contacto (b) Bloqueo de grados de libertad (c) carga aplicada.</i> .....	25
Figura 11 <i>Resultado de esfuerzos en el modelo sencillo.</i> .....	27
Figura 12 <i>Comparación de los resultados de flexión y abducción para el modelo real con pinzamiento femoroacetabular y el modelo sano (a) Deformación vs Ángulo y (b) Esfuerzo vs Ángulo.</i> .....	29
Figura 13 <i>Resultados a movimiento de abducción (a) zona de contacto, (b) corte de sección del fémur.</i> .....	30
Figura 14 <i>Resultados gráficos para esfuerzo de flexión presentados en el modelo real.</i>	31

**Lista de anexos**

Anexo A. Proceso de simulación de contacto entre lámina y bloque. .... 41

## Resumen

**Título:** Modelado y simulación del pinzamiento femoroacetabular mediante el uso de imágenes médicas y análisis por elementos finitos.

**Autor:** Jeisson Daniel Barrera Alvarez

**Palabras Clave:** Elementos finitos, Imágenes médicas, Salome meca, Pinzamiento femoroacetabular.

### **Descripción:**

Con los avances tecnológicos de la última década se han desarrollado diversos programas de simulación que ayudan a modelar y calcular de manera aproximada gran variedad de fenómenos físicos. En el campo de la medicina es común encontrar casos en donde los especialistas de la salud no están claros en los diagnósticos, por ejemplo, problemas musculo esqueléticos que afectan en gran parte la movilidad y la articulación de las extremidades, generando en dolor y reducción en el movimiento, que con el paso de los años va afectando otras partes del cuerpo. Dentro de este estudio se analizó el caso de un paciente que presenta pinzamiento femoroacetabular tipo leva, partiendo de una tomografía axial computarizada (TAC) se pasó a segmentar las imágenes médicas mediante 3D Slicer, obteniendo un modelo representativo del estado del hueso. Con el uso de Salome meca fue posible asignar el material del hueso teniendo en cuenta la densidad y módulo de Young para finalmente realizar el análisis por elementos finitos simulando los movimientos de abducción y flexión.

### **Abstract**

**Title:** Modeling and simulation of femoroacetabular impingement using medical imaging and finite element analysis.

**Author:** Jeisson Daniel Barrera Alvarez

**Key Words:** Finite element, impingement, medical imaging, salome-meca.

**Description:**

With the technological advances of the last decade, various simulation programs have been developed to help model and approximately calculate a wide range of physical phenomena. In the field of medicine, it is common to encounter cases where health specialists are uncertain about diagnoses, for example, musculoskeletal problems that significantly affect mobility and joint function in the limbs, causing pain and reduced movement, which, over time, begins to affect other parts of the body. In this study, the case of a patient with cam-type femoroacetabular impingement was analyzed. Starting from a computed tomography (CT) scan, medical images were segmented using 3D Slicer, obtaining a representative model of the bone's condition. With the use of Salome Meca, it was possible to assign the bone material, considering Young's modulus and Poisson's ratio, to finally perform a finite element analysis simulating abduction and flexion movements. The results indicate that as the angle increases, either in flexion or abduction, the stress caused by the abnormal joint contact also increases.

## Introducción

En los últimos años, ha habido un aumento notable en el número de pacientes que sufren problemas óseos, principalmente debido al desgaste de las articulaciones, malas posturas y el estrés diario (Crespo Rodríguez et al., 2015). Según investigaciones, después de los 35 años, al menos la mitad de las personas experimentan alguna dificultad o molestia en las articulaciones (Morgado et al., 2005). El 14,6% de todas las patologías óseas se localizan en la cadera y la ingle (Padaki et al., 2021). El desgaste prematuro del labrum, así como malformaciones en la cabeza femoral son de los principales causas de dolor en la zona pélvica (Griffin et al., 2018). Estos problemas pueden limitar la realización de actividades diarias, reduciendo gradualmente el rango normal de movimiento e incluso causando afecciones como osteoartritis, pinzamiento femoroacetabular y artrosis, lo que afecta significativamente la calidad de vida (Martin & Tashman, 2010).

Entre las diversas enfermedades que afectan la articulación coxofemoral se encuentra el pinzamiento femoroacetabular (PFA) (Estrada Atehortúa et al., 2019). Esta patología provoca una inestabilidad dinámica debido a deformidades que pueden ocurrir en el labrum o en la cabeza femoral (Estrada Atehortúa et al., 2019), (Wright et al., 2015). Existen 3 variaciones anatómicas distintas en las que se puede presentar el pinzamiento femoroacetabular, el primero conocido como tipo leva puede generarse por una anomalía del fémur proximal que provoca una asfericidad de la cabeza femoral y una falta de desplazamiento normal en la unión del cuello de la cabeza femoral (Wylie & Kim, 2019a). El tipo pinza, ocurre por un aumento del borde del acetábulo, que crea una cavidad de la pelvis más profunda aumentando el área de contacto y generando dolor por el movimiento de rotación de la articulación (Pierce et al., 2013), (Ganz & Leunig, 2008). Existe un tercer caso llamado tipo mixto, que es el más frecuente de todos con un 86% de los casos y

combina los dos tipos descritos previamente (Wylie & Kim, 2019b), (Mardones P. et al., 2010). Esta afección causa desgaste y dolor intenso al realizar movimientos como caminar, movimientos de extensión e hiperextensión de cadera. Con el paso del tiempo es posible que este problema genere otro tipo de enfermedades óseas como osteoartritis, por ello es importante que sea tratada en el menor tiempo posible (H. P. Nötzli et al., 2001), (Ng et al., 2012). En la población joven, se han diagnosticado diversos casos con prevalencia entre el 10% a 15% de la población en general. En contraste, para otros grupos demográficos, la prevalencia estimada oscila entre el 24% y el 67%, siendo este último predominantemente compuesto por atletas de alto rendimiento que experimentan estrés diario (Wright et al., 2015), (Pierce et al., 2013). Estudios han demostrado deformidades tipo leva asintomáticas en el 37% de más de 2000 caderas jóvenes, dentro de este tipo de PFA el 54.8% correspondían a deportistas en comparación con el 23.1% de no deportistas (Hale et al., 2021).

La articulación coxofemoral se caracteriza por su forma esférica, con la cabeza del fémur alojada principalmente en el acetábulo (Navarro-Zarza et al., 2012). Esta articulación está protegida por ligamentos y músculos, ya que debe soportar el peso del cuerpo y el desgaste al que está sometido (Marín et al., 2016). Actividades como flexión de cadera, rotación o el simple hecho de caminar involucra un gran estrés en esta articulación, debido al amplio contacto entre el fémur y el acetábulo (Sánchez & Sierra, 2010). Por ello, la superficie de contacto de la articulación está recubierta por cartílago, que a su vez contiene líquido sinovial, actuando como un lubricante natural para prevenir el desgaste por fricción (Lostado Lorza et al., 2021), aunque en ocasiones el cartílago puede verse afectado por distintas patologías que reducen el rango de movimiento en la articulación (H. P. Nötzli et al., 2001).

En el ámbito médico, existen diversos métodos para diagnosticar patologías óseas, como rayos X, tomografía computarizada (TC) o resonancia magnética (MRI) (Ng et al., 2016). Sin embargo, la principal modalidad de imagen utilizada para diagnosticar el PFA es la radiografía de pelvis, específicamente vistas anterosuperior y lateral, ambas vistas con el fin de descartar un choque tipo leva, ya que este es difícil de diagnosticar con una sola vista (Fortier et al., 2022). Para los profesionales de la salud, el PFA sigue siendo controvertida en términos de incidencia real, diagnóstico y tratamiento (Shaw, 2017). Aunque los médicos están cada vez más familiarizados con el concepto de PFA, aun no existe un consenso en cuanto a su evaluación diagnóstica preoperatoria y la definición de caso de PFA (Mascarenhas et al., 2020). Según (Jaberi & Parvizi, 2007), los exámenes radiográficos de rutina pueden no mostrar anomalías, pero una revisión detallada del movimiento de la cadera, especialmente en la rotación interna y la flexión de cadera, a menudo revela limitaciones en el movimiento (Jaberi & Parvizi, 2007), (Ward & Parvizi, 2016). Varios estudios se han centrado en analizar la disminución del movimiento (Flexión, Rotación interna, Abducción) debido al pinzamiento femoroacetabular, utilizando programas de simulación cinemática (Kubiak-Langer et al., 2007). También se ha podido calcular y analizar el contacto entre la cabeza femoral y el acetábulo, comparando estudios de pacientes sanos con aquellos que tienen pinzamiento femoroacetabular.

Mediante herramientas tecnológicas se ha logrado modelar la articulación coxofemoral con distintos rangos de movimiento, usando herramientas como 3D Slicer, que permite visualizaciones versátiles con funciones avanzadas para el análisis de imágenes médicas (Fedorov et al., 2012). Además, el uso de elementos finitos ha permitido analizar las tensiones y presiones generadas en diversas posiciones de la cadera, encontrándose una variación de  $15.2 \pm 1.8$  MPa para la posición de cuclillas y sentados, afectando la superficie ósea anterosuperior (Lostado Lorza et al., 2021). El

uso de métodos de elementos finitos para modelar este tipo de casos ha representado un avance significativo para lograr diagnósticos precisos sin la necesidad de procedimientos invasivos en los pacientes, mejorando la calidad de vida y agiliza los procesos clínicos (Kubiak-Langer et al., 2007), (Hernández-Salazar et al., 2024). Este proyecto se enfoca en el análisis del pinzamiento femoroacetabular, utilizando de tomografías computarizadas que se segmentaron con la ayuda de 3D Slicer en el cual se extrae el modelo a estudiar. Para el análisis de elementos finitos, se utilizó el software Salome-Meca, en el que se procede a mallar y asignar las propiedades del hueso, para determinar tensiones y presión de contacto dentro de los rangos establecidos, para finalmente validar los resultados con el diagnóstico clínico y compararlo con estudios anteriores.

## **1. Objetivos**

### **1.1 Objetivo General**

Modelar y simular el pinzamiento femoroacetabular utilizando imágenes médicas procesadas mediante el software Salome-Meca aplicando el método de elementos finitos con el fin de identificar esta condición médica con mayor precisión.

### **1.2 Objetivos Específicos**

Describir las diferentes enfermedades del sistema óseo presentes en la zona pélvica e identificar las principales técnicas utilizadas para su diagnóstico, enfocado en el pinzamiento femoroacetabular.

Modelar el pinzamiento femoroacetabular a partir del tratamiento de imágenes médicas empleando técnicas de segmentación y elementos finitos para la construcción de un modelo digital mediante el programa Salome.

Obtener valores de tensión y deformación mediante el modelado de choques e interferencias basado en el análisis de los grados de libertad y máximas aperturas admitidas por la articulación de la cadera sobre el modelo final y validar con el diagnóstico clínico.

## 2. Materiales y métodos

### 2.1 Marco Referencial

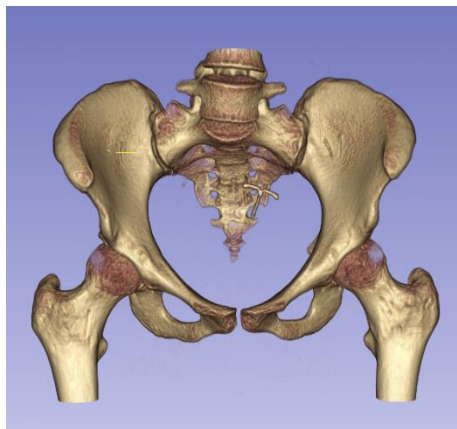
El presente proyecto está fundamentado en estudios previos y referentes teóricos con el fin de dar soporte a la investigación realizada. A continuación, se presenta de forma resumida la información más relevante para el proyecto.

#### 2.1.1 Articulación de la cadera

Esta articulación considerada la más grande del cuerpo humano, une la parte superior con la inferior, tiene la función de soportar ciclos de carga y movimiento a lo largo de toda la vida (Marín et al., 2016). La cadera humana es un tipo de articulación esférica con tres grados de libertad, con movimientos en los que se destacan la flexión, extensión y abducción (Kubiak-Langer et al., 2007).

### Figura 1

*Ilustración de la pelvis.*



#### 2.1.2 Pinzamiento femoroacetabular

El pinzamiento femoroacetabular es una patología que se presenta normalmente en pacientes jóvenes y activos, relacionado principalmente con la práctica de deportes como el fútbol,

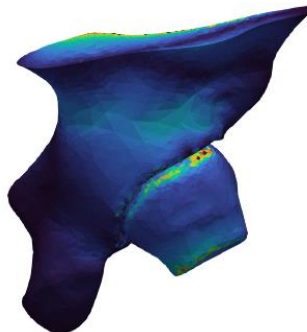
tenis y el esquí en donde se realizan giros sobre la cadera. Esta complicación afecta la movilidad de la zona, reduciendo notablemente el rango de movimiento, además del dolor generado por la interacción entre la cabeza del fémur y el acetábulo (Sánchez & Sierra, 2010).

### ***2.1.3 Elementos finitos***

El método de los elementos finitos (MEF) dentro de los últimos años ha adquirido mayor importancia, en la solución de problemas ingenieriles, físicos, estructurales, debido a que, permite resolver casos que hasta hace poco eran prácticamente imposibles de resolver por los métodos tradicionales. El uso de elementos finitos para simular problemas físicos o matemáticos permite realizar un modelo de cálculo aproximado más fácil y económico que un prototipo (Nápoles et al., 2015).

### **Figura 2**

*Modelo de elementos finitos.*



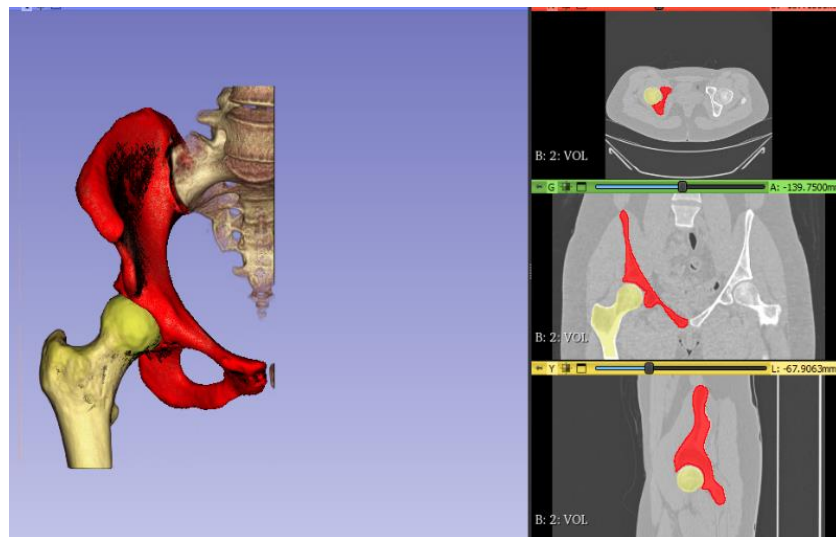
### ***2.1.4 Segmentación de imágenes***

Los tejidos humanos se caracterizan por presentar morfologías complejas y solapadas entre sí, debido a esto el estudio de partes específicas del cuerpo con el fin de analizar o preparar procedimientos quirúrgicos resulta en una tarea muy tediosa. Con la ayuda de resonancias magnéticas, tomografía axial computarizada o con la utilización de rayos x es posible obtener

imágenes sin acudir a procedimientos invasivos para proceder a utilizar programas de segmentación como 3D Slicer, InVesalius o ITK Snap que se enfocan en mostrar de manera dinámica y práctica los diferentes componentes de la imagen médica. Una vez identificada la zona a estudiar, se deben seguir 3 pasos para lograr segmentar de manera exitosa la imagen, primero se debe reducir el ruido, mejorar el contraste y eliminar artefactos que no se requieran, el segundo paso es extraer la región de interés para su posterior análisis y finalmente se debe visualizar las regiones segmentadas para su posterior manipulación (Gavidia et al., 2011). El uso correcto de estas herramientas ayuda a visualizar de mejor manera zonas que con estudios comunes serían difíciles de identificar, además se puede asignar propiedades y realizar estudios más rigurosos con Software de simulación.

### Figura 3

*Segmentación de imagen médica.*



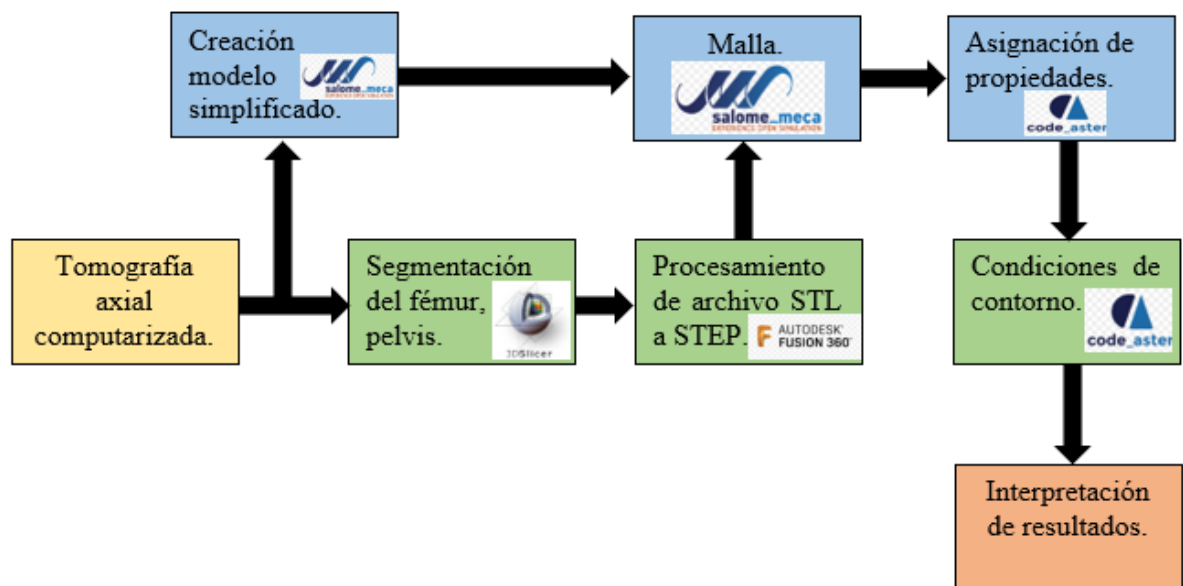
## 2.2 Métodos

El proceso para lograr la simulación involucra diferentes procesos que se muestran en la Figura 4, partiendo del procesamiento de las imágenes médicas para la segmentación mediante el

software 3D Slicer, que permite importar archivos DICOM que funcionan para transmitir información gráfica para la visualización, transmisión o impresión de imágenes médicas. Mediante Autodesk fusion, software de modelado 3D que permite la importación de archivos STL para convertirlos en STEP fue posible modificar el tipo de documento para así exportarlo a Salome meca y facilitar el proceso de simulación.

**Figura 4**

*Procedimiento para la metodología.*



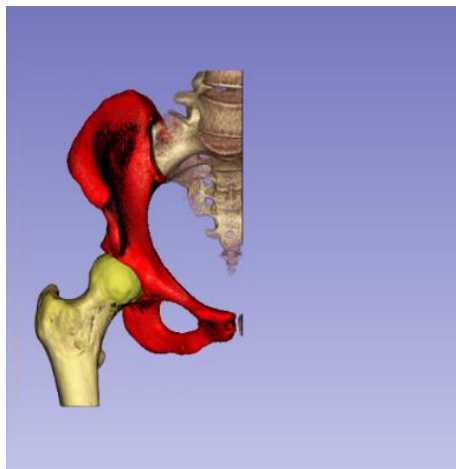
### 2.2.1 Segmentación

La imagen medica utilizada fue enviada por 3D Medical Innovation SAS, correspondiente a una paciente femenina de 30 años. Se tomaron mediante un escáner CT de Philips con una matriz de tamaño 410 x 410, un ancho de ventana de 157, un paso de píxel 0.28 mm y un paso de corte de 4mm. El manejo de las imágenes médicas se realizó mediante el software libre 3D Slicer, donde se importó el formato DICOM y con la herramienta Threshold fue posible separar el fémur y la

cadera para el estudio tal como se muestra en la Figura 5. El programa permite exportar los archivos en formato STL, para luego realizar la malla y asignar propiedades a los huesos.

### **Figura 5**

Segmentación del fémur y de la pelvis, detallados con color amarillo y rojo para crear el modelo tridimensional.

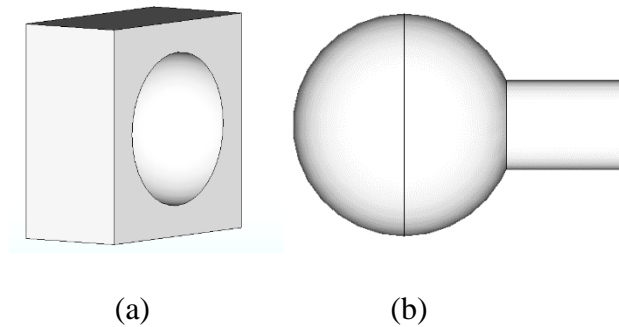


#### ***2.2.2 Simulación modelo simplificado***

Basándonos en las figuras geométricas sencillas se realizó un modelo simple, que permitiera mostrar el contacto que existe entre el fémur y el acetábulo. A partir de un cuadrado de 140 mm se generó una operación de extrusión de 70 mm, luego se realizó un corte en la cara frontal con una esfera de 50 mm de radio. El modelo del fémur se generó a partir de una esfera de 50 mm de radio con un cilindro de 20 mm de radio y 100 mm de longitud, el modelo se muestra en la Figura 6.

**Figura 6**

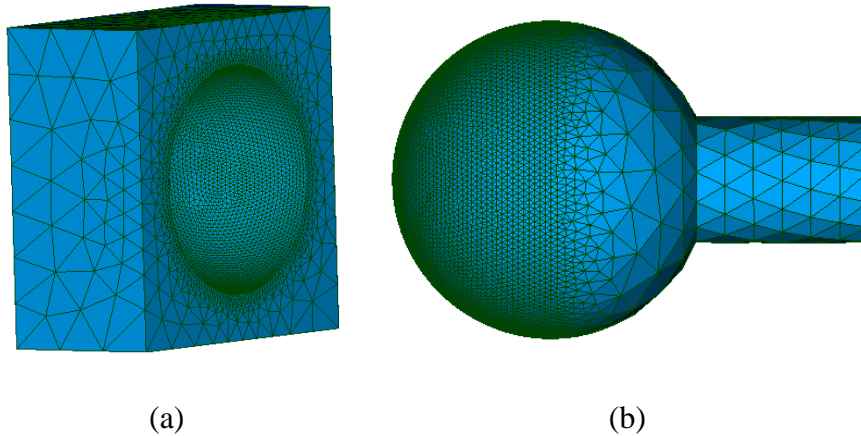
*Modelos sencillos generados a partir de figuras geométricas de la estructura de la (a) cadera y del (b) fémur.*



Con el fin de simular el contacto se realizó un mallado triangular de 131031 elementos para el modelo simplificado del fémur y de 302446 para la pelvis, tal como se muestra en la Figura 7. Mediante el uso de elementos finitos se establecieron las condiciones de contorno necesarias para simular el comportamiento de la cabeza femoral con la pelvis, para esto se utilizó la herramienta Liasson\_mail en el apartado de Aster study, que permite seleccionar un conjunto de nodos donde se aplicará el contacto, así mismo seleccionar el elemento que tendrá la condición de la carga. Además, nos permite seleccionar distintas formas de contacto como, sólido-lamina, lamina-lamina y sólido-sólido que fue la opción seleccionada para este caso.

**Figura 7**

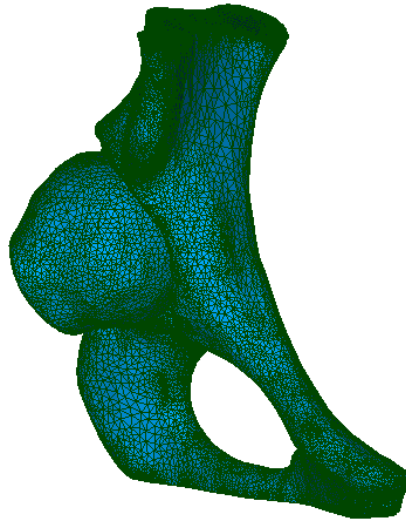
*Mallado del modelo sencillo (a) pelvis (b) fémur.*

**2.2.3 Simulación modelo real**

Luego de realizar la segmentación del modelo real en 3D Slicer y exportar el archivo con formato STL, fue necesario realizar un proceso de cambio de formato, ya que dentro del programa Salome meca es necesario tener modelos sólidos para realizar la simulación. Para realizar este proceso, se utilizó el programa Autodesk fusion, un software de modelado 3D que funciona para editar archivos de tipo STL y que permite exportar en formato STEP.

**Figura 8**

*Mallado del fémur y del acetábulo en Salome meca.*



El proceso en salome meca comienza en el área de geometría, donde primero se debe importar el archivo STEP, para luego mediante la opción “Create Group”, definir los grupos como caras y nodos que luego serán utilizados para ubicar las condiciones de contorno. La creación de la malla mostrada en la Figura 8, se realiza dentro del apartado de “mesh”, donde se seleccionó una malla hexaédrica generando 48107 elementos con 7991 nodos para el fémur y 300998 elementos y 51732 nodos para la pelvis. De igual manera que en el apartado de geometría es necesario definir los grupos en mesh, para ello, dentro de las herramientas se selecciona la opción create group from geometry, allí se seleccionan los grupos creados en la ventana geometry.

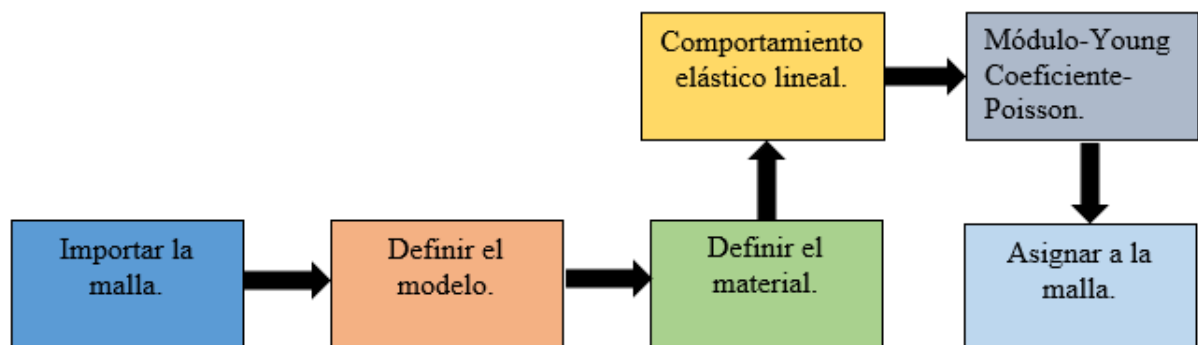
**2.2.4 Propiedades del hueso**

El proceso para de definir el material se lleva a cabo en AsterStudy, una ventana de herramientas con la que cuenta salome meca y brinda diversas opciones para trabajar problemas mecánicos.

El proceso que se muestra en la Figura 9, indica los pasos a seguir en AsterStudy para poder definir el material, primero, teniendo la malla creada en “Mesh” se importa dentro de AsterStudy para luego definir el tipo de modelo como 3D mecánico. Para definir las propiedades del hueso se tuvo en cuenta las propiedades de la zona externa, que es la que está en contacto. La información fue tomada de un artículo investigativo acerca de las características y comportamiento mecánico de los huesos (Arranz Merino et al., 2004).

### Figura 9

*Proceso para definir el material del modelo real en AsterStudy.*



Teniendo definidas las propiedades del hueso, se pasa a ingresarlas dentro del programa, para ello, primero hay que crear el material. En la pestaña “Defi\_materiau” se debe seleccionar el comportamiento del estudio, que para este caso es elástico lineal y a continuación definir el módulo de Young 18Gpa y el coeficiente de Poisson 0.3. Finalmente se debe asignar el material creado a la malla designada en la pestaña “Affe\_materiau”.

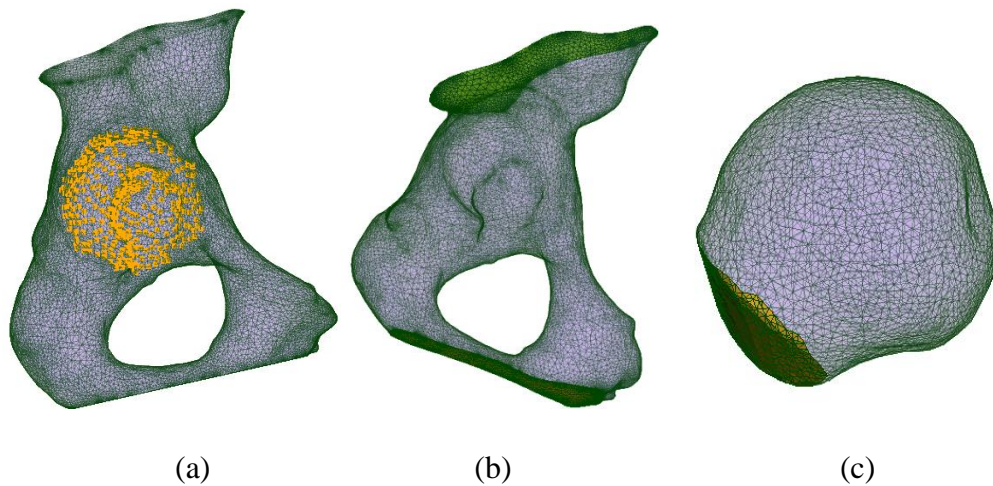
#### 2.2.5 Condiciones de contorno

Después de realizar diferentes pruebas con el modelo sencillo y de investigar acerca de las condiciones de contorno necesarias para simular el modelo, se identificaron 3 condiciones

necesarias. Las 3 condiciones se muestran en la Figura 10, la primera indica los nodos donde se va a aplicar el contacto Figura 10a, esta condición se aplica en la función “Liaison\_mail”, donde se debe seleccionar los puntos de contacto y luego el fémur.

### Figura 10

*Asignación de las condiciones de contorno: (a) Puntos de contacto (b) Bloqueo de grados de libertad (c) carga aplicada.*



El bloqueo de los grados de libertad, Figura 10b y la fuerza, Figura 10c se asignan en una misma función “Affe\_char\_meca”, allí se selecciona el grupo definido para aplicar la fuerza, en este caso la parte inferior del fémur y se define en componentes (x,y,z). Por ultimo los grados de libertad se bloquean definiendo con un valor de cero el desplazamiento en cada componente.

### 3. Resultados

#### 3.1 Modelo sencillo

A partir de la simulación realizada con el modelo sencillo, se lograron obtener resultados de desplazamiento y deformación. De esta manera, se logró definir un método para poder simular finalmente el modelo real, con las condiciones de contorno definidas previamente. Los resultados para diferentes valores de carga se presentan en la Tabla 1.

**Tabla 1**

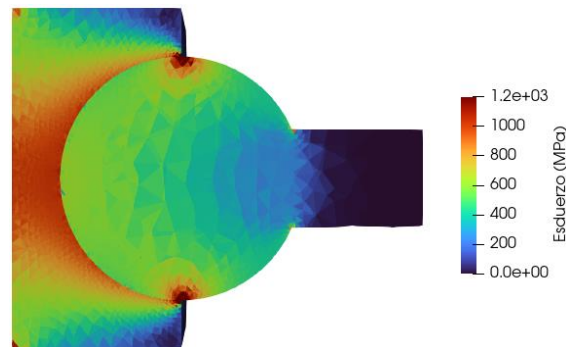
*Resultados del modelo sencillo.*

Modelo	Carga (N)	Desplazamiento (mm)	Esfuerzo (Mpa)
Sencillo	250	2.3	958
	300	2.7	1157
	350	3.1	1200

Se puede notar que a medida que la carga aumenta o disminuye los esfuerzos y la deformación siguen el mismo comportamiento, con esta simulación del modelo sencillo se verifica que la condición de contacto aplicada funciona correctamente sobre este tipo de elementos y se puede notar en la Figura 11, el mapa de calor representando los esfuerzos, con valores de hasta 1200 Mpa en las zonas de contacto con valores de carga de 350 N.

**Figura 11**

*Resultado de esfuerzos en el modelo sencillo.*

**3.2 Modelo real**

Con el modelo real, se calculó el desplazamiento y deformación para movimientos de abducción y flexión con 3 ángulos diferentes. En la Tabla 2, se definen los resultados del movimiento de abducción, que al compararlos con un modelo sano se observan diferencias de hasta el 52.81 % para el esfuerzo y de 96.56% en la deformación, indicando la carga excesiva que soporta la articulación con diagnóstico clínico de PFA tipo leva, generando dolor agudo y desgaste por el contacto anormal entre la cabeza femoral y el acetábulo, que si no es tratado a tiempo puede generar otro tipo de enfermedades como osteoartritis. Los resultados coinciden con estudios previos (Estrada Atehortúa et al., 2019), donde se realizaron análisis físicos a pacientes con PFA encontrando dolor y bloqueos de la articulación a medida que se incrementa el ángulo para movimientos de abducción, flexión y rotación externa e interna.

**Tabla 2**

*Comparación del movimiento de abducción.*

Ángulo	Esfuerzo Modelo PFA Tipo leva (MPa)	Esfuerzo Sano (MPa)	Diferencia (%)	Deformación Modelo PFA Tipo leva (mm/mm)	Deformación Sano (mm/mm)	Diferencia (%)
3	415	333.15	21.88	0.023	0.01007	78.20
7	1205.2	701.68	52.81	0.067	0.02337	96.56
15	1773.68	1482	17.92	0.0985	0.04991	65.48

Para el caso de movimientos de flexión se observan los resultados en la Tabla 3, encontrándose un esfuerzo máximo de 1955 Mpa a un ángulo de 15°. Estos resultados muestran una diferencia significativa con el movimiento de abducción, que puede ser causada por deformidades en la zona frontal de la cabeza femoral que afecta el movimiento de flexión de la articulación. Se puede notar, diferencias significativas al comparar los esfuerzos y la deformación con el modelo sano, mostrando un incremento para ángulos de 7° con ambos movimientos los que puede resultar en un ángulo de análisis clínico para el pinzamiento.

**Tabla 3**

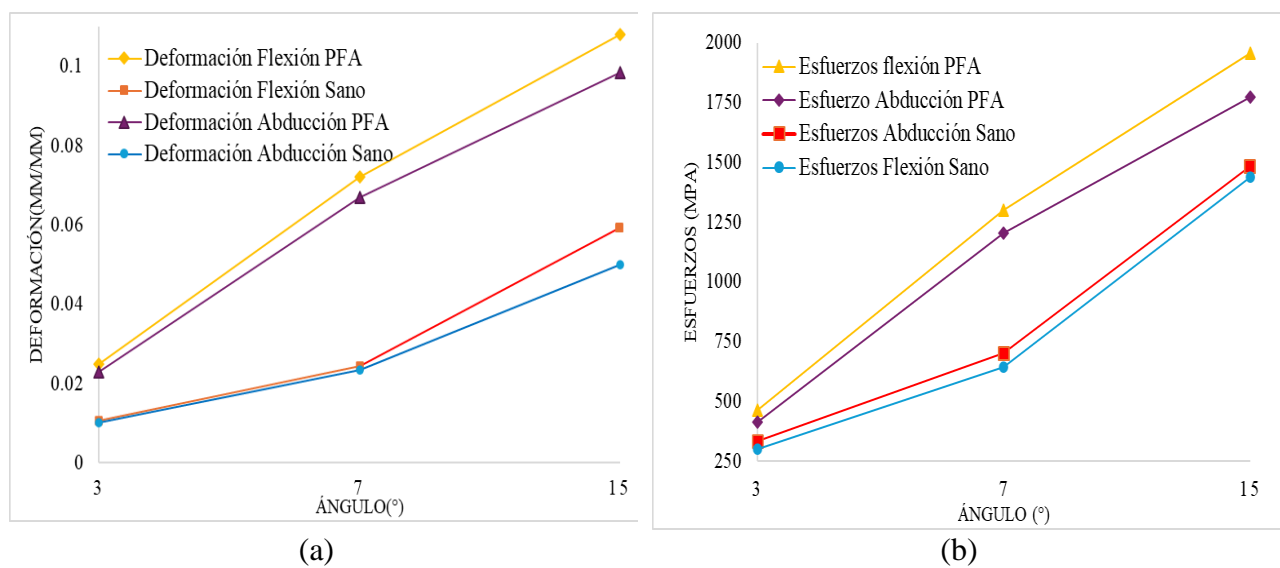
*Comparación del movimiento de flexión.*

Ángulo	Esfuerzo Modelo PFA Tipo leva (MPa)	Esfuerzo Sano (MPa)	Diferencia (%)	Deformación Modelo PFA Tipo leva (mm/mm)	Deformación Sano (mm/mm)	Diferencia (%)
3	462	300.3	42.42	0.025	0.01059	80.97
7	1298	645.01	67.21	0.072	0.02447	98.53
15	1955	1438.3	30.45	0.108	0.05921	58.3

En la Figura 12, se observan gráficos comparativos de esfuerzo y deformación en los movimientos de flexión y abducción, allí se evidencia de mejor manera la diferencia que existe en el comportamiento del modelo con PFA y el modelo sano. En términos de esfuerzo, se observa que el modelo con PFA genera una mayor carga mecánica en la articulación con movimientos moderados, lo que podría predisponer el desgaste de la articulación. La deformación presenta un comportamiento similar, con valores de deformación más elevado en movimientos de flexión. La zona crítica se observa cuando el ángulo de movimiento de acerca a los 7 grados, donde se resalta un punto donde incrementa el esfuerzo y la deformación en la articulación, sin embargo, a partir de este punto se presenta un incremento lineal en el contacto hasta llegar al punto máximo en los 15 grados.

**Figura 12**

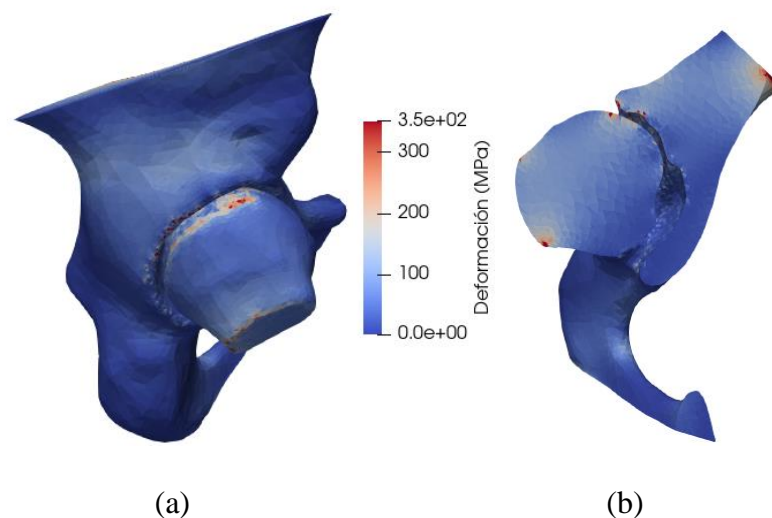
*Comparación de los resultados de flexión y abducción para el modelo real con pinzamiento femoroacetabular y el modelo sano (a) Deformación vs Ángulo y (b) Esfuerzo vs Ángulo.*



La deformación causada en movimientos de abducción genera contacto en el borde de la articulación femoroacetabular tal como se muestra en la Figura 13, revelando zonas críticas representadas por color rojo intenso, que coincide con el análisis anterior donde se encontraba diferencias de esfuerzos con el modelo sano de más de 50%. Además, se presenta un corte del fémur que permite identificar la distribución de cargas dentro del mismo, afectando la zona superior y frontal.

### Figura 13

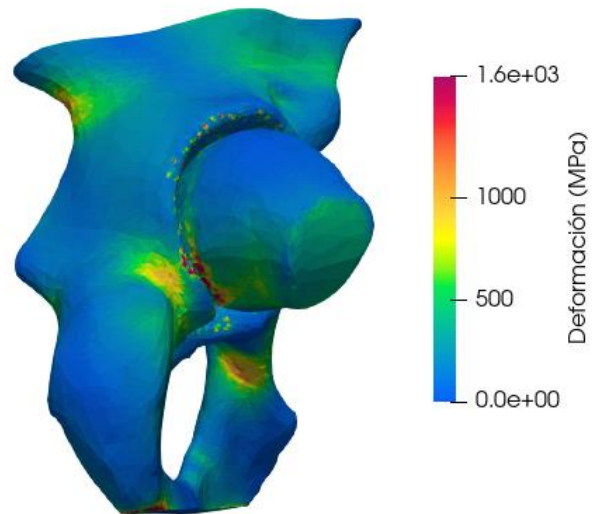
*Resultados a movimiento de abducción (a) zona de contacto, (b) corte de sección del fémur.*



En la Figura 14, se representa los esfuerzos de flexión donde se pueden identificar una zonas con deformación de hasta 1600 MPa en la parte inferior del fémur que resultan del contacto anormal de la articulación femoral, que puede resultar en microtraumas a causa del desgaste y carga excesiva en esta zona en específico, este tipo de imágenes representativas resultan útiles a la hora de analizar las condiciones y movimientos de las articulaciones, con el fin de mejorar y agilizar los procesos de diagnóstico y tratamiento médico.

**Figura 14**

*Resultados gráficos para esfuerzo de flexión presentados en el modelo real.*



### 3. Conclusiones

Para la realización de este proyecto se desarrolló un proceso de segmentación y simulación de un modelo real de cadera tomado de imágenes médicas, al que se le asignaron propiedades mecánicas a través del software libre Salome meca. Estas propiedades no corresponden de manera precisa al comportamiento mecánico real del hueso, debido a que fue complicado poder usar software de mapeo de mallas como Bonemat, por motivos de compatibilidad de archivos de exportación con Salome. Sin embargo, los resultados encontrados muestran un comportamiento similar al de estudios anteriores realizados en ANSYS, un aumento del esfuerzo y de la deformación a medida que aumenta el ángulo de acción con valores máximos de 1955 Mpa para la flexión y 1773.63 Mpa para la abducción. Además, con los resultados gráficos coinciden con los resultados del diagnóstico médico del paciente, mostrando concentraciones de esfuerzo en la zona frontal y lateral de la cabeza femoral que se traduce en desgaste y dolor intenso para movimientos de flexión y abducción, mostrando molestia en los primeros ángulos de movimiento.

Las simulaciones realizadas muestran que el pinzamiento femoroacetabular genera deformaciones significativamente mayores en la articulación, en comparación con el modelo sano, especialmente cuando el movimiento ya sea de abducción o flexión se acerca a los 7 grados, llegando a diferencias de hasta el 95% mayor que el modelo sano mostrando cargas excesivas en zonas de contacto de la articulación.

Los resultados gráficos del modelo de PFA no solo permite identificar de mejor manera zonas de mayor contacto en la articulación, si no también ofrecen la posibilidad de evaluar

movimientos a diferentes ángulos en influye en la deformación de la articulación, siendo un aporte valioso para el diagnóstico clínico que pueda mitigar el impacto del PFA.

#### 4. Recomendaciones

La simulación realizada en este proyecto proporciona una representación aproximada del comportamiento de la articulación de la cadera con PFA sometida a cargas y movimientos a diferentes ángulos, utilizando un material isotrópico basados en las propiedades del cartílago articular tomado de estudios previos. Dado que el comportamiento del tejido real y cartilaginoso puede variar significativamente, se recomienda para investigaciones futuras el uso de materiales anisotrópicos que representen de mejor manera las propiedades reales del hueso y del cartílago de la articulación. El uso de herramientas como Bonemat puede ser una herramienta de gran utilidad para definir este material mejorando la precisión de los resultados para ser comparado con estudios en este campo.

Para la culminación del proyecto, se enfrentaron diversas dificultades técnicas. En primer lugar, la importación de modelos desde otros programas impidió la asignación de propiedades a través de Bonemat, requiriendo ajustes adicionales. Además, la asignación de condiciones de contorno para la simulación demandó una investigación exhaustiva, ya que Salome Meca ofrece múltiples opciones de simulación con diversas condiciones y características que deben especificarse con precisión. Uno de los mayores desafíos fue la creación de la malla. Las geometrías irregulares hicieron necesario seleccionar cuidadosamente el tipo de malla adecuado. Finalmente, el manejo de AsterStudy resultó ser el punto más crítico, principalmente debido al desconocimiento del método de programación. A diferencia de ANSYS, que utiliza cuadros de opciones para asignar información específica, AsterStudy requería un proceso más detallado para ingresar información y definir las condiciones de contorno y los tipos de modelos. Este proceso

implicó un estudio minucioso de las condiciones de contacto y la configuración precisa de los parámetros del estudio.

### Referencias Bibliográficas

- Arranz Merino, F., Ros Felip, A., Rincón Rincón, E., & Claramut Alonso, R. (2004). Caracterización mecánica del material óseo. *Tecnología y Desarrollo*, 2, 102. <http://dialnet.unirioja.es/servlet/articulo?codigo=905460&info=resumen&idioma=SPA>
- Crespo Rodríguez, A. M., De Lucas Villarrubia, J. C., Pastrana Ledesma, M. A., Millán Santos, I., & Padrón, M. (2015). Diagnóstico de lesiones del labrum acetabular, de la unión condrolabral y del cartílago en el pinzamiento femoroacetabular: correlación entre artrografía mediante resonancia magnética directa y artroscopia de cadera. *Radiología*, 57(2). <https://doi.org/10.1016/j.rx.2013.11.002>
- Estrada Atehortúa, A. F., Avendaño Arango, V. A., & Ramírez, X. (2019). Síndrome de pinzamiento femoroacetabular. *Medicina UPB*, 38(1). <https://doi.org/10.18566/medupb.v38n1.a09>
- Fedorov, A., Beichel, R., Kalpathy-Cramer, J., Finet, J., Fillion-Robin, J. C., Pujol, S., Bauer, C., Jennings, D., Fennessy, F., Sonka, M., Buatti, J., Aylward, S., Miller, J. V., Pieper, S., & Kikinis, R. (2012). 3D Slicer as an image computing platform for the Quantitative Imaging Network. *Magnetic Resonance Imaging*, 30(9), 1323–1341. <https://doi.org/10.1016/J.MRI.2012.05.001>
- Fortier, L. M., Popovsky, D., Durci, M. M., Norwood, H., Sherman, W. F., & Kaye, A. D. (2022). An Updated Review of Femoroacetabular Impingement Syndrome. *Orthopedic Reviews*, 14(3), 1–7. <https://doi.org/10.52965/001C.37513>
- Ganz, R., & Leunig, M. (2008). *The Etiology of Osteoarthritis of the Hip*. 264–272. <https://doi.org/10.1007/s11999-007-0060-z>
- Gavidia, G., Soudah, E., Martín-Landrove, M., & Cerrolaza, M. (2011). Generación de modelos

- discretos de tejidos del ser humano a través del preprocesamiento y segmentación de imágenes médicas. *Revista Internacional de Metodos Numericos Para Calculo y Diseno En Ingenieria*, 27(3), 200–226. <https://doi.org/10.1016/j.rimni.2011.07.002>
- Griffin, D. R., Dickenson, E. J., Wall, P. D. H., Achana, F., Donovan, J. L., Griffin, J., Hobson, R., Hutchinson, C. E., Jepson, M., Parsons, N. R., Petrou, S., Realpe, A., Smith, J., Foster, N. E., Stevens, S., Gemperle-Mannion, E., Brown, J., Philippon, M., Beck, M., ... Bray, R. (2018). Hip arthroscopy versus best conservative care for the treatment of femoroacetabular impingement syndrome (UK FASHIoN): a multicentre randomised controlled trial. *The Lancet*, 391(10136), 2225–2235. [https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(18\)31202-9](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(18)31202-9)
- H. P. Nötzli, T. F. Wyss, C. H. Stoecklin, M. R. Schmid, K. Treiber, & J. Hodler. (2001). The contour of the femoral head-neck junction as a predictor for the risk of anterior impingement. *The Journal of Bone and Joint Surgery. British Volume*.
- Hale, R. F., Melugin, H. P., Zhou, J., LaPrade, M. D., Bernard, C., Leland, D., Levy, B. A., & Krych, A. J. (2021). *Incidence of Femoroacetabular Impingement and Surgical Management Trends Over Time*. *American Journal of Sports Medicine*. <https://doi.org/10.1177/0363546520970914>
- Hernández-Salazar, C. A., Chamorro, C. E., & González-Estrada, O. A. (2024). Characterization of Pig Vertebrae under Axial Compression Integrating Radiomic Techniques and Finite Element Analysis. *Inventions*, 9(2). <https://doi.org/10.3390/inventions9020036>
- Jaberi, F. M., & Parvizi, J. (2007). Hip Pain in Young Adults. Femoroacetabular Impingement. *Journal of Arthroplasty*, 22(7 SUPPL.). <https://doi.org/10.1016/j.arth.2007.05.039>
- Kubiak-Langer, M., Tannast, M., Murphy, S. B., Siebenrock, K. A., & Langlotz, F. (2007). Range of motion in anterior femoroacetabular impingement. *Clinical Orthopaedics and Related*

*Research*, 458(458), 117–124. <https://doi.org/10.1097/BLO.0b013e318031c595>

Lostado Lorza, R., Somovilla Gomez, F., Bobadilla, M. C., Macedo, S. Í., Rodríguez San Miguel, A., Fernández Martínez, E., Rubio Sampedro, M., Pérez Sala, Á., Peláez Cristóbal, R., & Larráyo, I. M. (2021). Comparative analysis of healthy and cam-type femoroacetabular impingement (FAI) human hip joints using the finite element method. *Applied Sciences (Switzerland)*, 11(23). <https://doi.org/10.3390/app112311101>

Mardones P., R., Barrientos C., V., Nemtala U., F., Tomic, A., & Salineros U., M. (2010). Pinzamiento femoroacetabular: Conceptos básicos en una nueva causa de dolor inguinal. In *Revista Médica de Chile* (Vol. 138, Issue 1). <https://doi.org/10.4067/s0034-98872010000100015>

Marín, O., Tormos, E. F., Dantas, P., Rego, P., & Carro, L. P. (2016). Anatomía y función de la articulación coxofemoral. Anatomía artroscópica de la cadera. *Revista Española de Artroscopia y Cirugía Articular*, 8. <https://doi.org/10.1016/j.reaca.2016.02.001>

Martin, D. E., & Tashman, S. (2010). The biomechanics of femoroacetabular impingement. *Operative Techniques in Orthopaedics*, 20(4), 248–254. <https://doi.org/10.1053/j.oto.2010.09.015>

Mascarenhas, V. V., Castro, M. O., Rego, P. A., Sutter, R., Sconfienza, L. M., Kassarjian, A., Schmaranzer, F., Ayeni, O. R., Dietrich, T. J., Robinson, P., Weber, M. A., Beaulé, P. E., Dienst, M., Jans, L., Lalam, R., Karantanas, A. H., Sudoł-Szopińska, I., Anderson, S., Noebauer-Huhmann, I., ... Afonso, P. D. (2020). The Lisbon Agreement on Femoroacetabular Impingement Imaging—part 1: overview. *European Radiology*, 30(10), 5281–5297. <https://doi.org/10.1007/s00330-020-06822-9>

Morgado, I., Pérez, A. C., Moguel, M., Pérez-Bustamante, F. J., & Torres, L. M. (2005). Guía de

- manejo clínico de la artrosis de cadera y rodilla. *Revista de La Sociedad Espanola Del Dolor*, 12(5), 289–302.
- Nápoles, E., González, R., & Olivares, E. (2015). *Aplicaciones Y Ejemplos Concretos. September*.
- Navarro-Zarza, J. E., Villaseñor-Ovies, P., Vargas, A., Canoso, J. J., Chiapas-Gasca, K., Hernández-Díaz, C., Saavedra, M. Á., & Kalish, R. A. (2012). Clinical Anatomy of the Pelvis and Hip. *Reumatologia Clinica*, 8(SUPPL.2), 33–38.  
<https://doi.org/10.1016/j.reuma.2012.10.006>
- Ng, K. C. G., Lamontagne, M., Labrosse, M. R., & Beaulé, P. E. (2016). *Hip Joint Stresses Due to Cam-Type Femoroacetabular Impingement: A Systematic Review of Finite Element Simulations*. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0147813>
- Ng, K. C. G., Rouhi, G., Lamontagne, M., & Beaulé, P. E. (2012). Finite Element Analysis Examining the Effects of Cam FAI on Hip Joint Mechanical Loading Using Subject-Specific Geometries During Standing and Maximum Squat. *HSS Journal*, 8(3), 206–212.  
<https://doi.org/10.1007/s11420-012-9292-x>
- Padaki, A. S., Lynch, T. S., Larson, C. M., & Byrd, J. W. T. (2021). Femoroacetabular Impingement and Core Muscle Injury in Athletes: Diagnosis and Algorithms for Success. *Sports Medicine and Arthroscopy Review*, 29(1), 9–14.  
<https://doi.org/10.1097/JSA.0000000000000294>
- Pierce, C. M., Laprade, R. F., Wahoff, M., O'Brien, L., & Philippon, M. J. (2013). Ice hockey goaltender rehabilitation, including on-ice progression, after arthroscopic hip surgery for femoroacetabular impingement. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 43(3), 129–141. <https://doi.org/10.2519/jospt.2013.4430>
- Sánchez, A., & Sierra, R. (2010). 40 Rev Col Or Tra Pinzamiento femoroacetabular. In *Rev Col*

*Or Tra* (Vol. 24, Issue 1).

- Shaw, C. (2017). Femoroacetabular Impingement Syndrome: A Cause of Hip Pain in Adolescents and Young Adults. *Missouri Medicine*, 114(4), 299–302.  
<https://www.thornleighphysio.com.au/news/2015/12/4/is-it-hip-to-be-fai>
- Ward, D., & Parvizi, J. (2016). Management of Hip Pain in Young Adults. *Orthopedic Clinics of North America*, 47(3), 485–496. <https://doi.org/10.1016/j.ocl.2016.03.002>
- Wright, A. A., Naze, G. S., Kavchak, A. E., Paul, D., Kenison, B., & Hegedus, E. J. (2015). Radiological variables associated with progression of femoroacetabular impingement of the hip: A systematic review. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 18(2), 122–127.  
<https://doi.org/10.1016/j.jsams.2014.03.004>
- Wylie, J. D., & Kim, Y. J. (2019a). The Natural History of Femoroacetabular Impingement. *Journal of Pediatric Orthopaedics*, 39(6), S28–S32.  
<https://doi.org/10.1097/BPO.0000000000001385>
- Wylie, J. D., & Kim, Y. J. (2019b). The Natural History of Femoroacetabular Impingement. *Journal of Pediatric Orthopaedics*, 39(6), S28–S32.  
<https://doi.org/10.1097/BPO.0000000000001385>

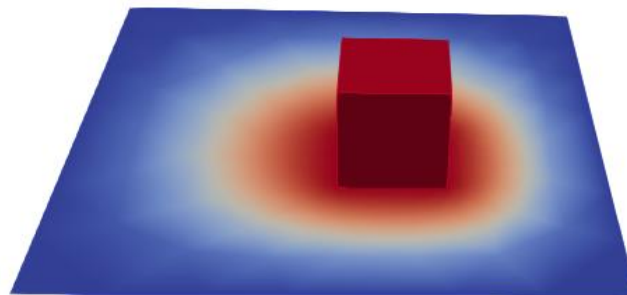
**ANEXOS**

**ANEXO A. Proceso de simulación de contacto entre lámina y bloque.**

A continuación, se encuentra el procedimiento para la simulación de contacto entre una placa sólida y un bloque, donde se explica el proceso en 3 partes principales, geometría, mallado y simulación.

**Ilustración 1**

*Modelo de contacto entre plano y bloque.*



Lo primero que se debe hacer es ejecutar el programa, dentro de los documentos se busca la carpeta v2023 y se selecciona el archivo mostrado en la Ilustración 2.

**Ilustración 2**

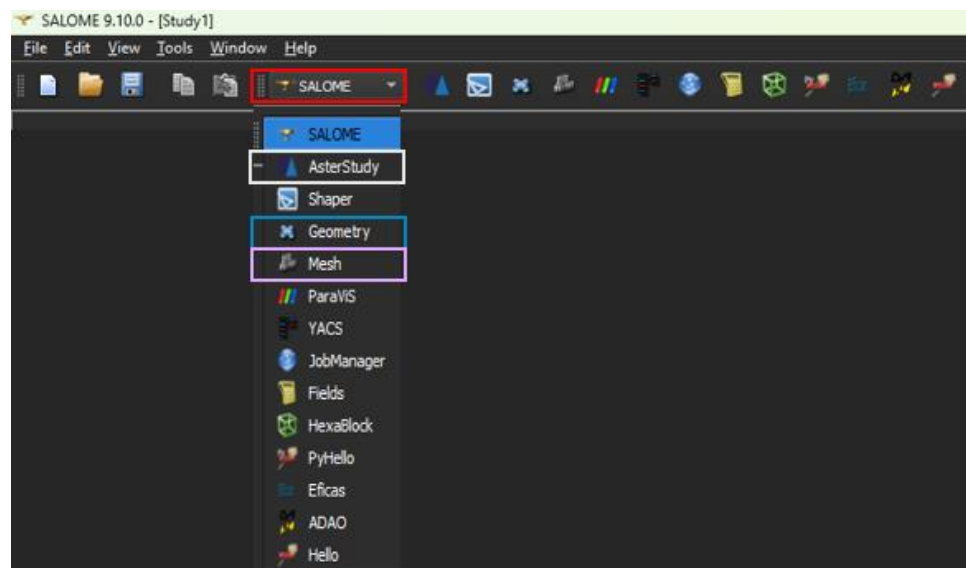
*Archivo para ejecutar salome.*

SOURCES	15/12/2022 2:26 p. m.	Carpeta de archivos	
W64	21/12/2023 5:02 p. m.	Carpeta de archivos	
env_launch	25/11/2023 5:59 p. m.	Archivo por lotes ...	36 KB
kill_salome	15/12/2022 10:29 a. m.	Archivo por lotes ...	1 KB
LICENCE	15/12/2022 10:29 a. m.	Archivo	27 KB
logs	15/12/2022 1:51 p. m.	Carpeta de archiv...	7.498 KB
README	15/12/2022 1:50 p. m.	Archivo	3 KB
README	26/11/2023 4:29 p. m.	Documento de te...	2 KB
run_mesa_salome	15/12/2022 10:29 a. m.	Archivo por lotes ...	1 KB
run_paraview	15/12/2022 10:29 a. m.	Archivo por lotes ...	1 KB
run_salome	15/12/2022 10:29 a. m.	Archivo por lotes ...	1 KB
run_salome_shell	15/12/2022 10:29 a. m.	Archivo por lotes ...	1 KB
salome	21/12/2023 4:43 p. m.	Archivo	56 KB

Dentro de la pantalla de inicio del programa, aparece un menú en el que se puede acceder a trece (13) opciones Ilustración 3, esto se puede lograr presionando en la pestaña “SALOME”. De las opciones disponibles, se usan únicamente tres (3), teniendo en cuenta el siguiente orden: Geometry, Mesh y AsterStudy.

### Ilustración 3

*Panel de inicio de salome.*

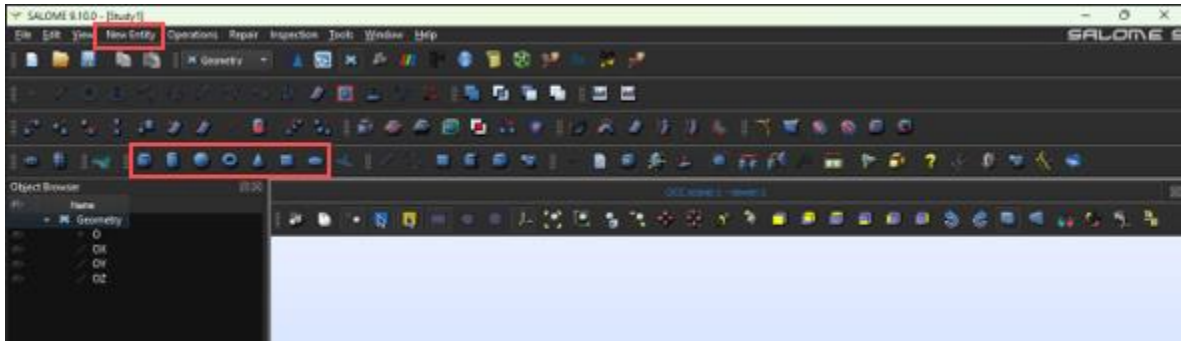


#### 1. Geometría

Dentro del menú mostrado en la Ilustración 3, se selecciona “Geometry”, en este punto, se abre un panel que ofrece diferentes herramientas para diseñar distintos modelos.

## Ilustración 4

*Panel de inicio de geometry.*



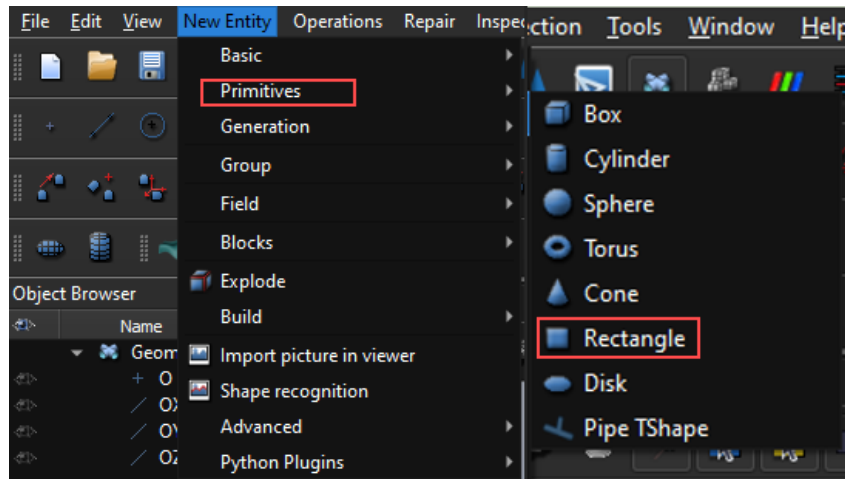
Se procede a presionar la pestaña “new entity”, a partir de esta se despliegan varias herramientas que son indispensables para la creación del modelo.

En el apartado de “primitives”, se dispone de las distintas figuras geométricas básicas (esfera, cubo, cilindro y cono), que con solo seleccionarlas e indicar sus medidas se crean al instante en el panel de diseño.

Para este caso en específico, se selecciona la opción “rectangle” y se definen sus medidas. Es importante tener en cuenta que el nombre de cada elemento se puede modificar a gusto personal en el apartado de “Name” o en el menú de operaciones, este último está ubicado en la sección izquierda de la pantalla.

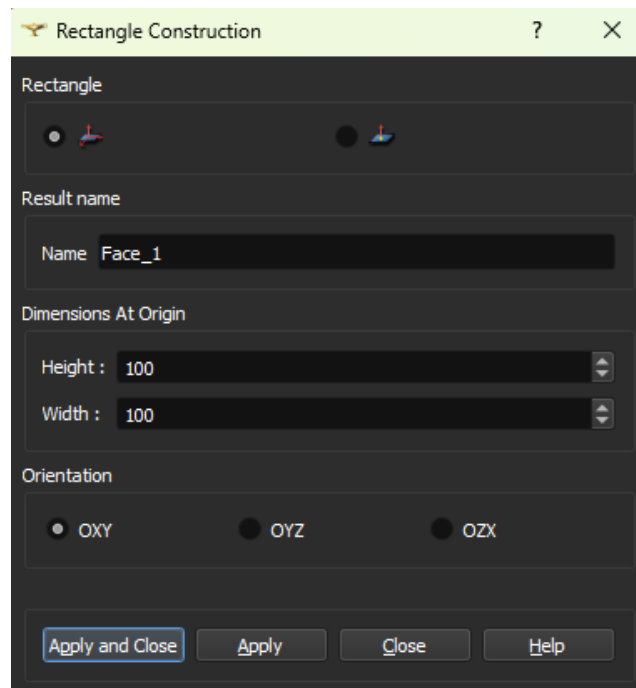
**Ilustración 5**

*Menú de figuras primitivas.*



**Ilustración 6**

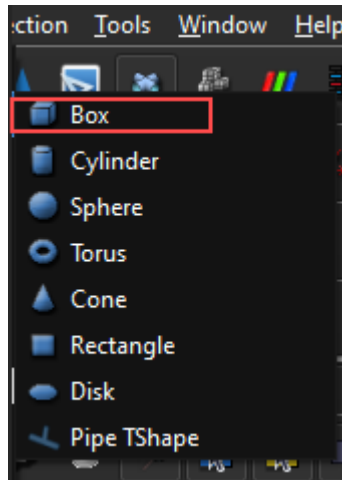
*Medidas del rectángulo.*



Luego de seleccionar “Apply and Close”, se presiona nuevamente la opción “primitives”, en este apartado se elige “Box” y se realiza el mismo procedimiento que en “Rectangle”.

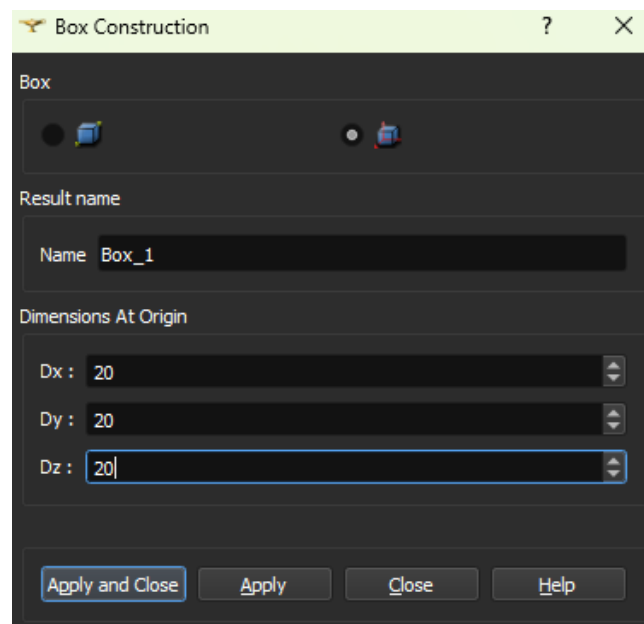
### Ilustración 7

*Selección de caja para la construcción..*



### Ilustración 8

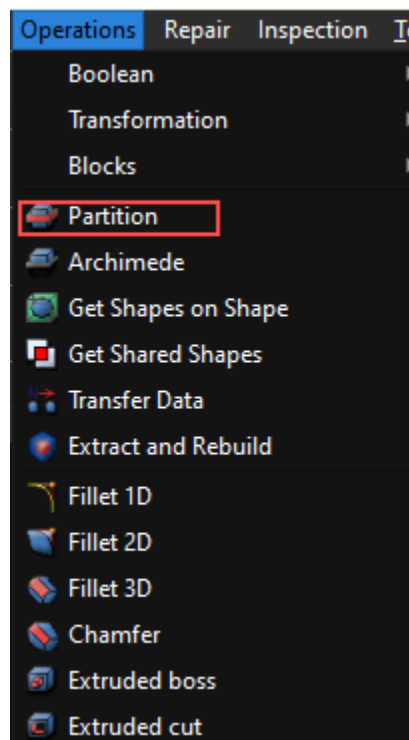
*Dimensiones del bloque.*



Para el siguiente paso, es necesario crear una zona de contacto sobre la placa. Para esta parte, se utiliza la operación “Partition”, que se encuentra en el menú de “Operations” y permite plasmar la base del cubo sobre el plano. Ilustración 9.

### Ilustración 9

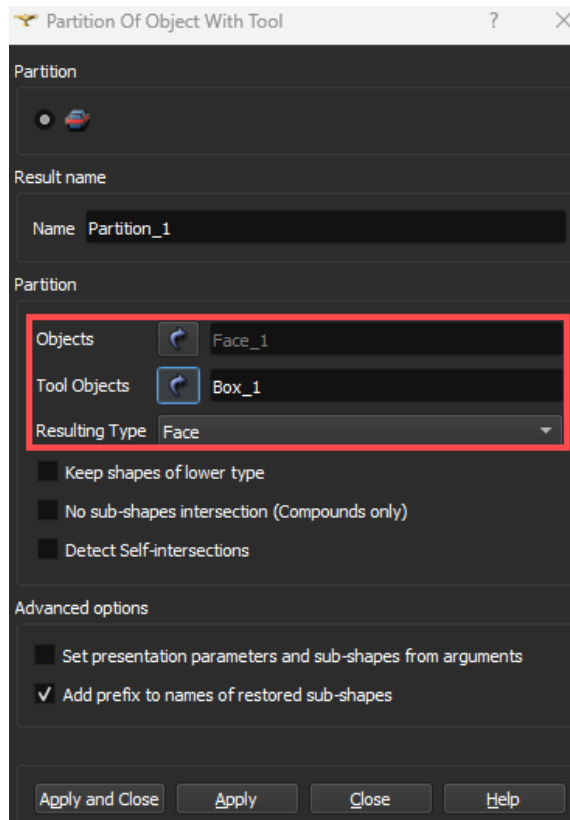
*Selección de la operación "Partition"*



Posteriormente, en la pestaña de “Partition”, se procede a colocar el nombre, se selecciona “Face\_1” en el apartado “Objects” y “Box\_1” en el apartado “Tool Objects” y “Face” en el apartado “Resulting Type” para crear la imagen sobre el plano, como se muestra en la Ilustración 10. Teniendo esto, se oprime en “Apply and Close” para continuar.

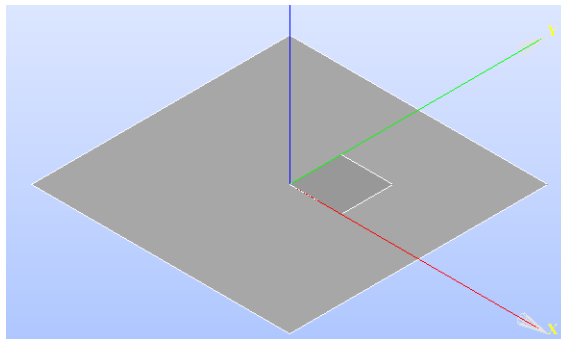
**Ilustración 10**

*Definición de elementos en "Partition".*



**Ilustración 11**

*Modelo representativo del proceso de "Partition".*

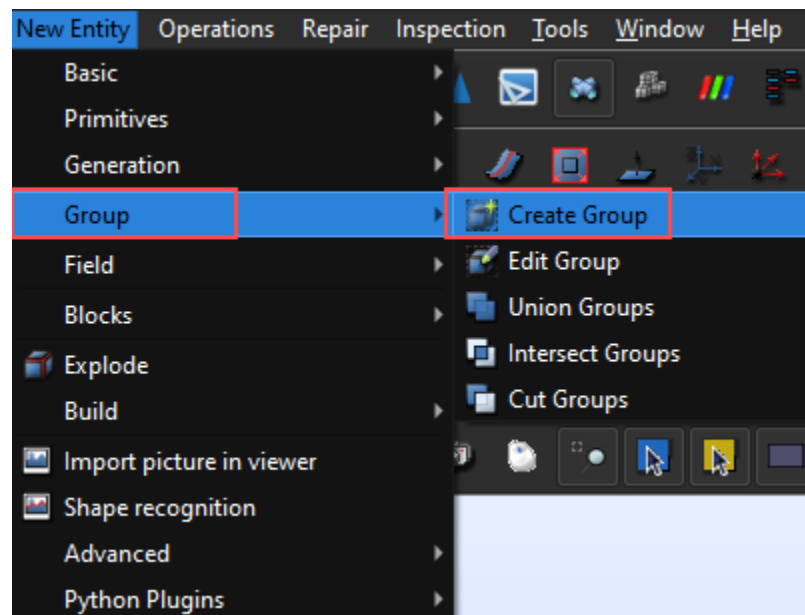


Luego de obtener el plano y el cubo necesarios para simulación, se deben generar los grupos para asignar las condiciones de contorno.

Se procede de la siguiente manera: se hace clic en la pestaña “New Entity” y se selecciona “Group”, en esta opción, se podrán generar los grupos necesarios para la simulación. Ilustración 12.

### Ilustración 12

*Creación de grupos en el modelo.*



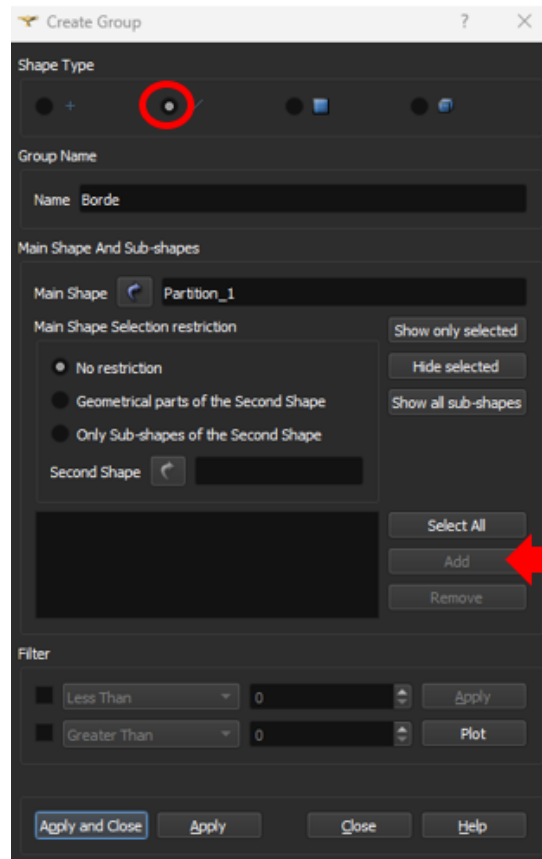
El primer grupo que se debe crear es el del borde del plano, que posteriormente servirá como un elemento fijo.

A continuación, hay que dirigirse a la pestaña “Shape Type”, en esta se despliegan cuatro opciones: selección de nodos, selección de líneas, selección de caras y selección de sólidos completos. En la pestaña “Name”, se puede colocar el nombre del grupo que se va a crear. Para

este caso, se elige la opción “Main shape”, luego se selecciona el plano generado en la operación “Partition”. Ilustración 13.

### Ilustración 13

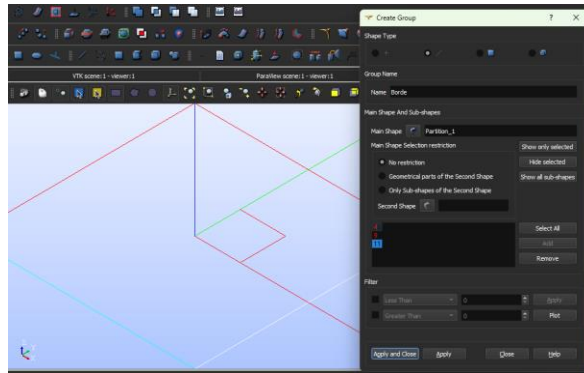
*Menú para la creación de los grupos.*



Para seleccionar la línea de contorno es suficiente con oprimir sobre el plano y dar clic sobre el contorno, como se muestra en la Ilustración 14, para luego presionar el botón “Add” y se continúa con “Apply”.

**Ilustración 14**

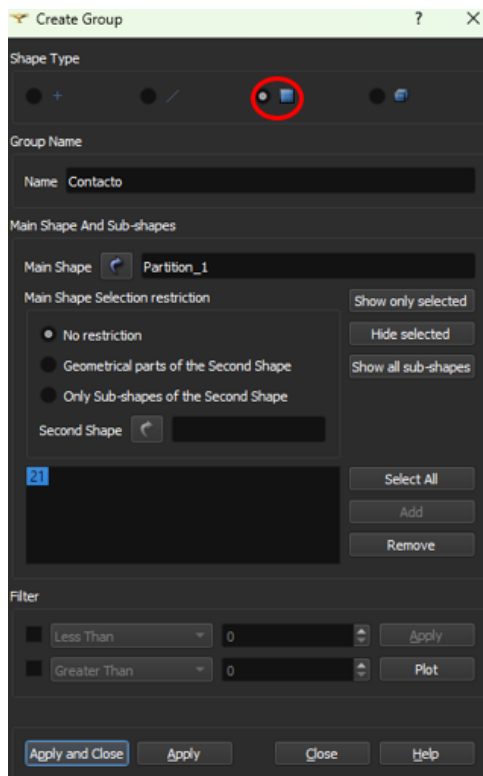
*Selección de líneas de contorno.*



De la misma manera se elige la cara de contacto del plano siguiendo el mismo procedimiento. Ilustración 15.

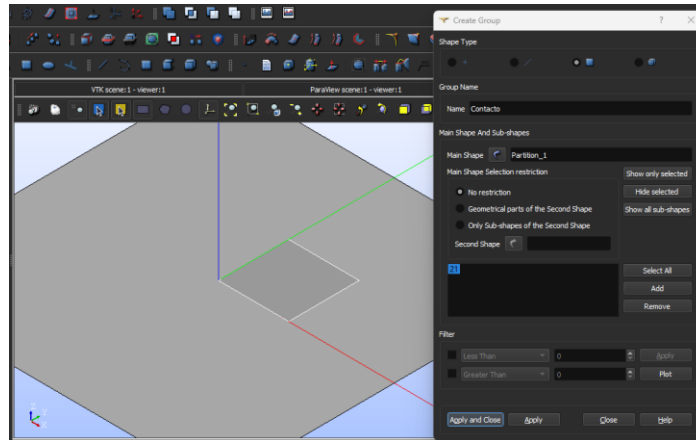
**Ilustración 15**

*Selección del tipo de elemento.*



**Ilustración 16**

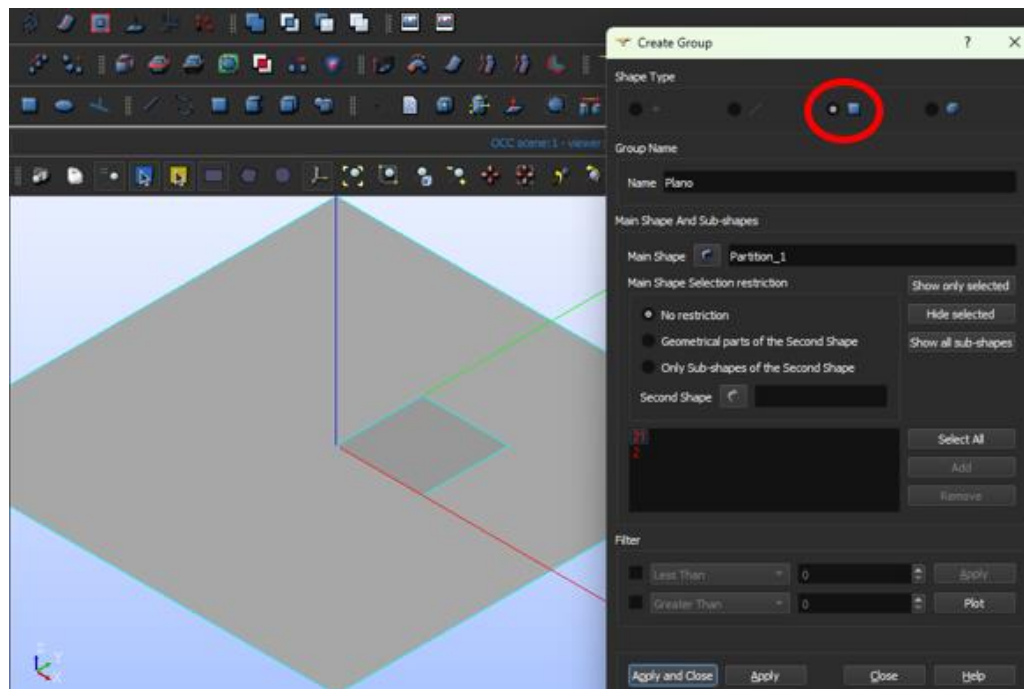
*Selección de la zona de contacto en el plano.*



Se selecciona el botón “Apply” y posteriormente se da clic en todo el plano como se muestra en la Ilustración 17,(se incluye tanto la zona exterior como la parte del contacto).

**Ilustración 17**

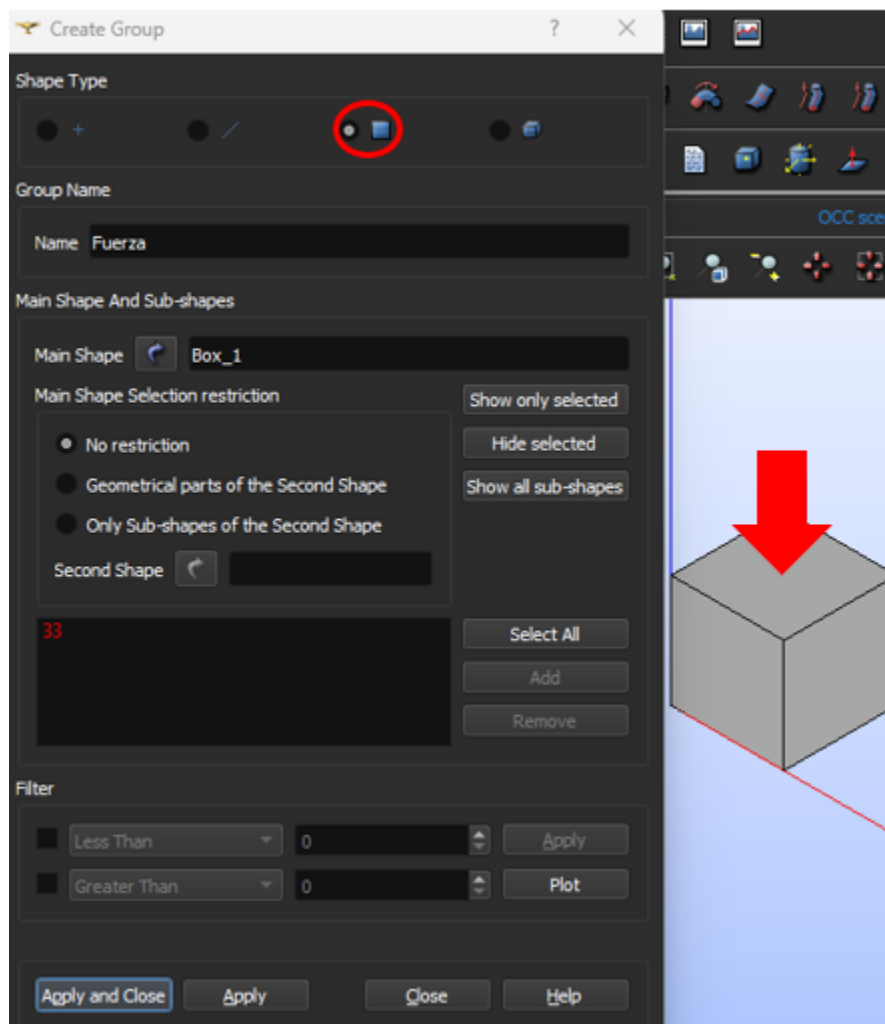
*Selección del plano.*



Ahora, se procede a seleccionar los grupos del cubo, como se muestra en la Ilustración 18, para este paso es necesario dar clic en la pestaña “main shape” para elegir el cubo. Para poder crear el primer grupo, se debe elegir la cara superior del cubo.

### Ilustración 18

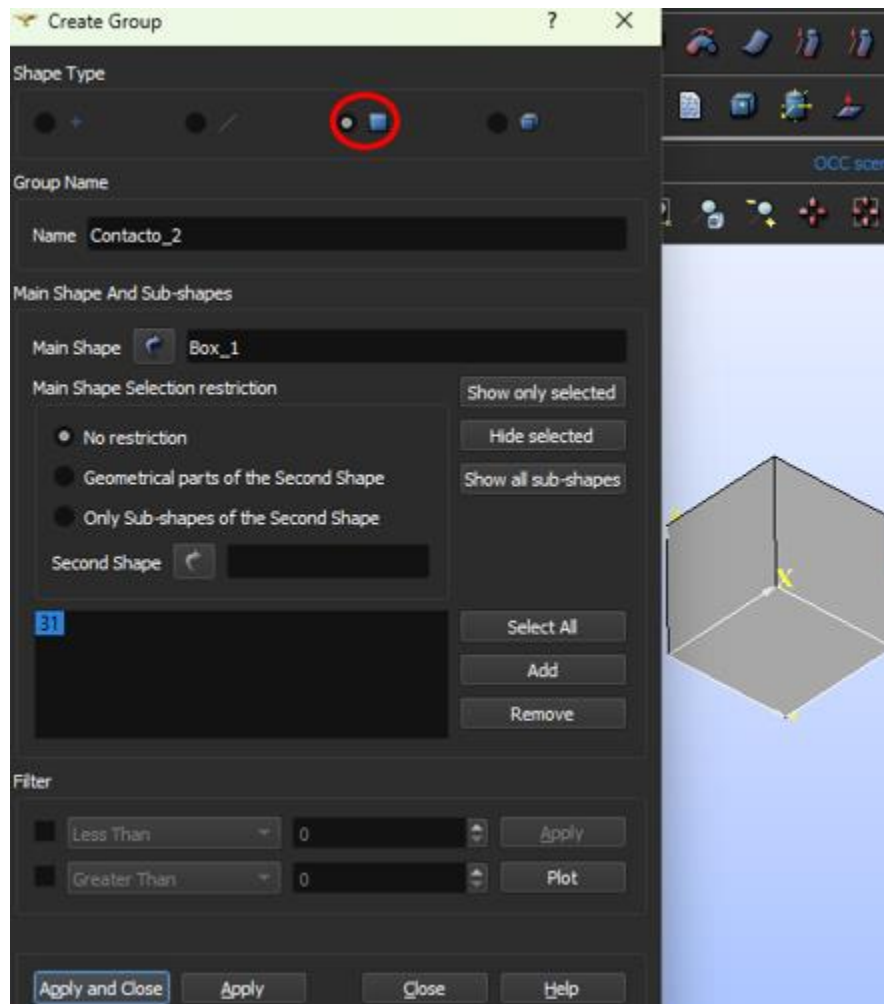
*Selección de grupos en el cubo.*



En cuanto al segundo grupo Ilustración 19, se elige la cara inferior del cubo y se da clic en “Apply”.

**Ilustración 19**

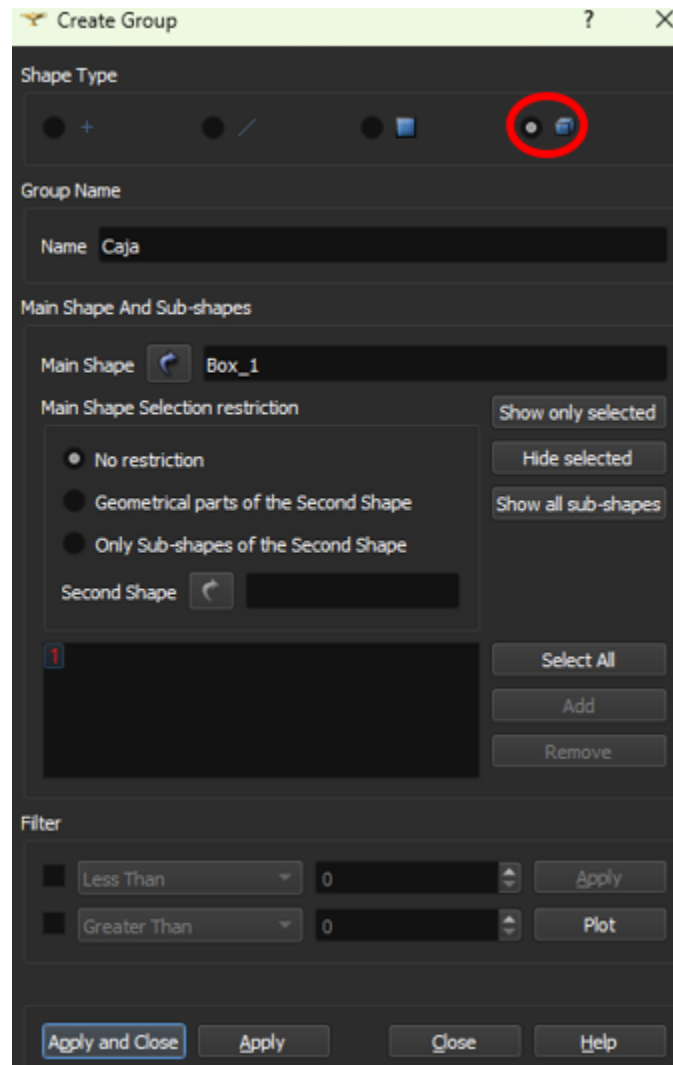
*Selección cara de contacto en el bloque.*



Por último, se debe crear un grupo que involucre todo el cubo, como se observa en la Ilustración 20 y así, se puede finalizar este paso presionando “Apply and Close”.

**Ilustración 20**

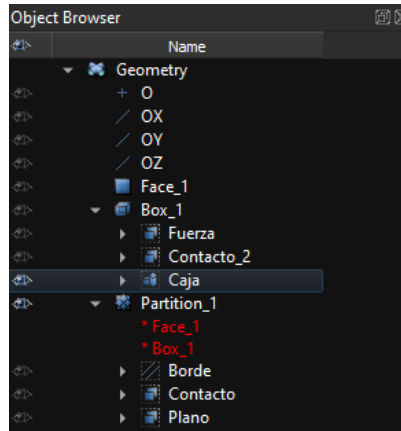
*Selección de tipo de elemento.*



Luego de tener todos los grupos creados, se procede a verificar en el historial de operaciones, en esta ventana, se pueden observar en forma de lista los distintos elementos y grupos.

**Ilustración 21**

*Menú de operaciones.*

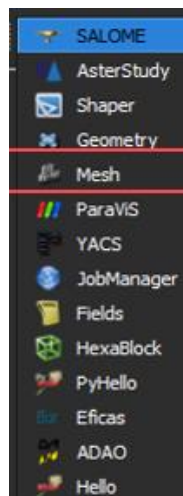


**2. Malla**

Para realizar la malla, se debe presionar nuevamente sobre la pestaña de “SALOME” y en esta, se selecciona la opción “Mesh” como se muestra en la Ilustración 22 . Al hacer esto, se cambia el área de trabajo a una ventana que tendrá herramientas diferentes para la creación de la malla.

**Ilustración 22**

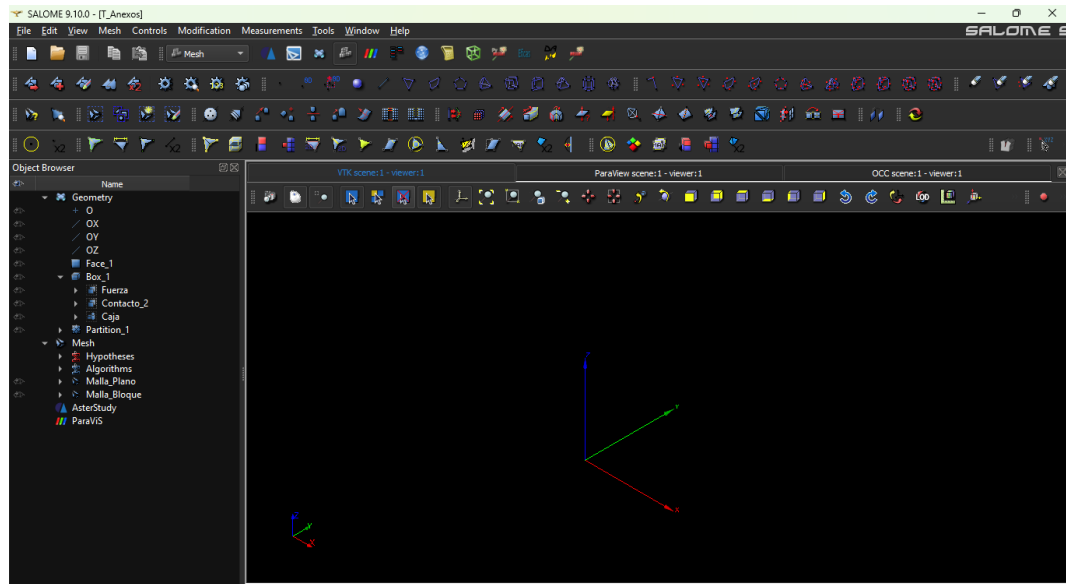
*Selección de la opción "mesh".*



Después, se puede observar una ventana como la de la con diversas herramientas que facilitan el mallado de elementos. Ilustración 23.

### Ilustración 23

*Menú de inicio en Mesh.*

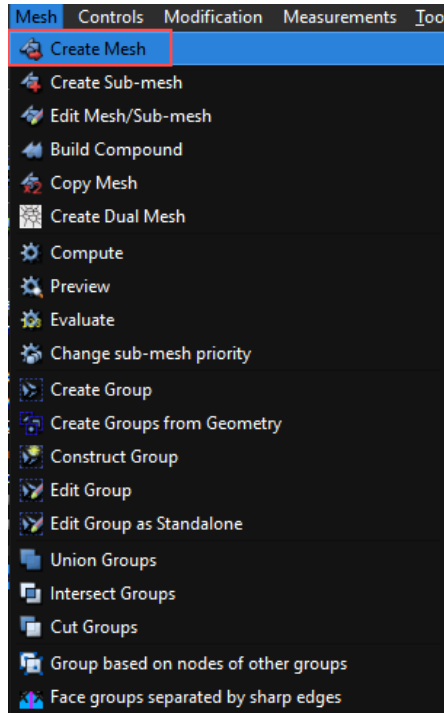


## 2.1 Mallado del plano

Para crear la malla presionamos en la herramienta mesh y luego en crear malla como se muestra en la Ilustración 24.

**Ilustración 24**

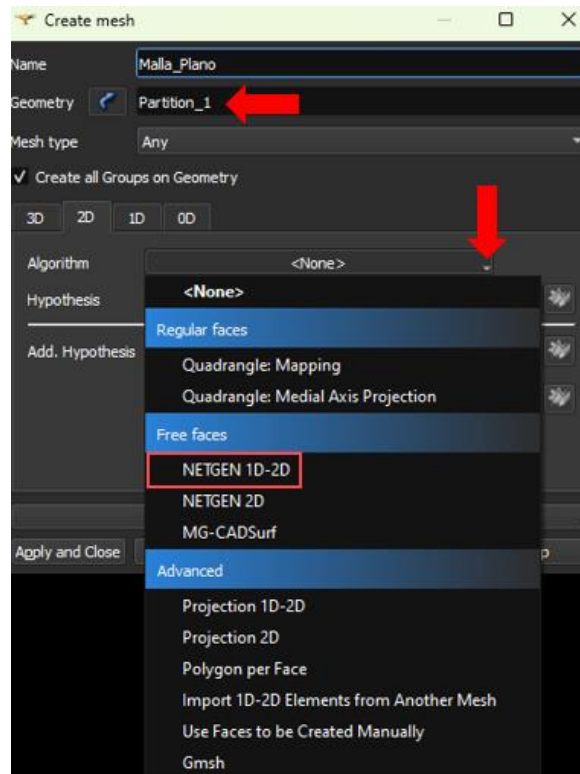
*Selección para la creación de malla.*



En la parte de Geometry ubicamos el plano llamado en este caso Partition\_1, como se ve en la Ilustración 25 el nombre de la malla puede cambiar siempre y cuando se tenga una misma línea de uso. En la parte inferior al hacer clic en la pestaña de “Algorithm” donde se desplegarán varias opciones para realizar la malla.

**Ilustración 25**

*Opciones para el mallado del plano.*

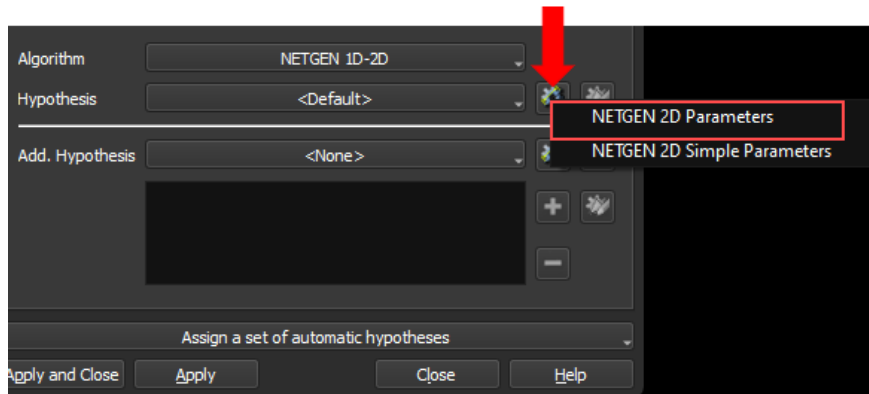


Una vez seleccionado el tipo de malla, pasamos a crear hipótesis necesarias para la malla.

Ilustración 26.

**Ilustración 26**

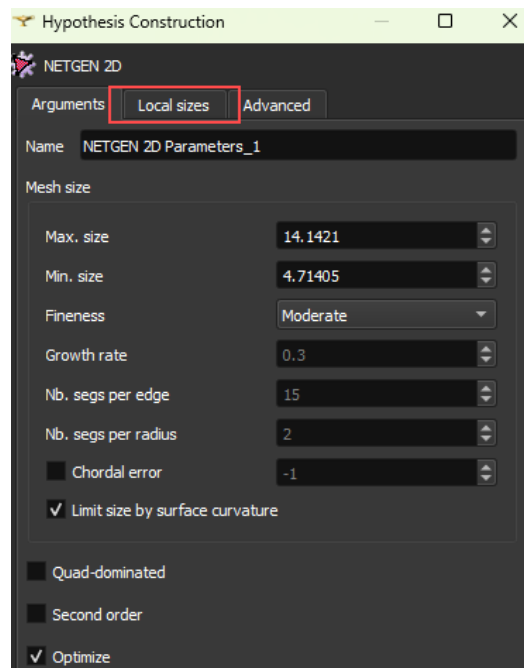
*Hipótesis de la malla.*



En esta zona es posible refinar la malla en las zonas requeridas. Ilustración 27.

**Ilustración 27**

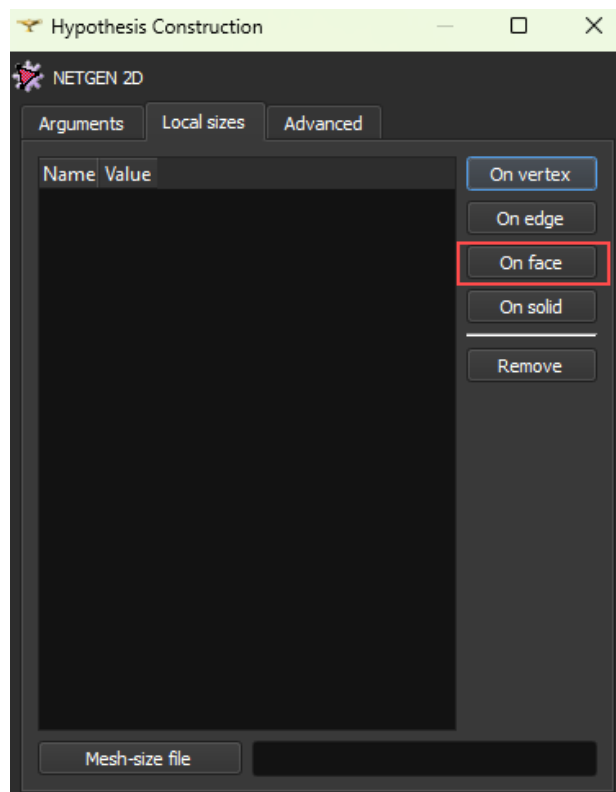
*Refinamiento de malla.*



Se debe tener una malla más fina en la zona de contacto, por ello seleccionamos en la parte de On face y seleccionamos el grupo definido como contacto. Ilustración 28.

**Ilustración 28**

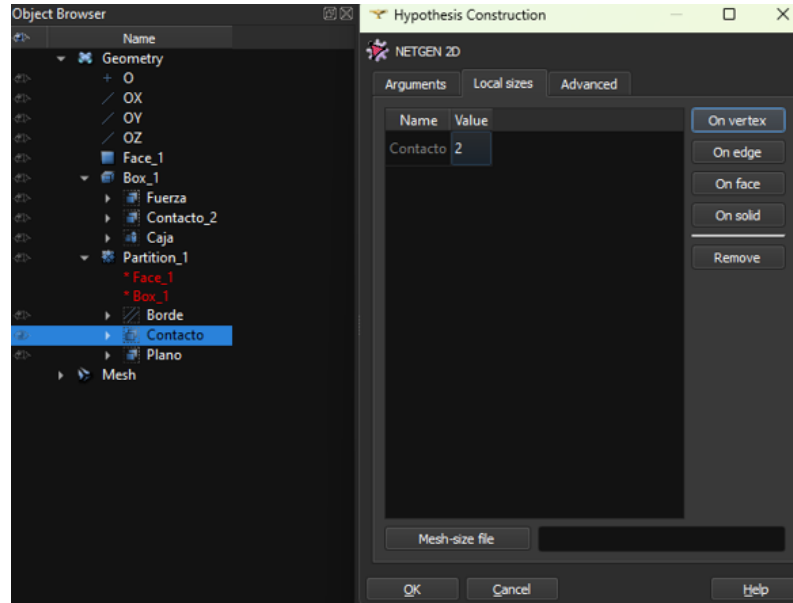
*Selección de cara para refinamiento.*



Definimos un valor de 2 con el fin de refinar esta zona y hacemos clic en OK y por último apply and close. Ilustración 29.

**Ilustración 29**

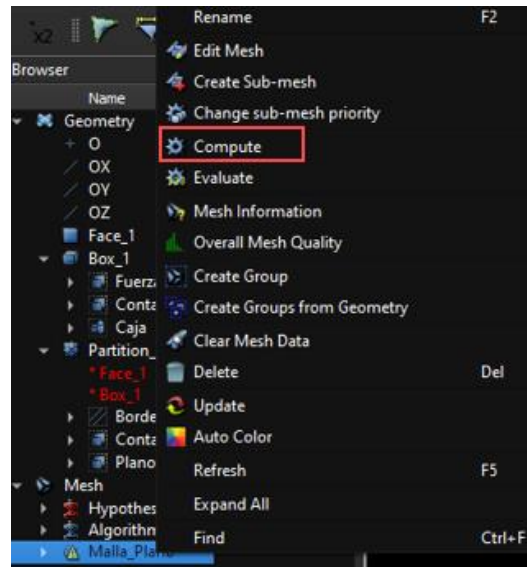
*Definición del valor para refinar.*



En la zona izquierda debe aparecer un signo de admiración sobre la malla creada como se muestra en la Ilustración 30 . Damos clic derecho y computar. De esta manera creamos la malla del plano.

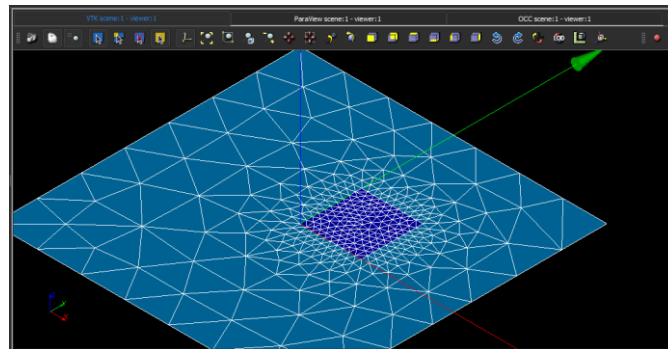
**Ilustración 30**

*Ejecución de la malla.*



**Ilustración 31**

*Ilustración de la malla del plano.*

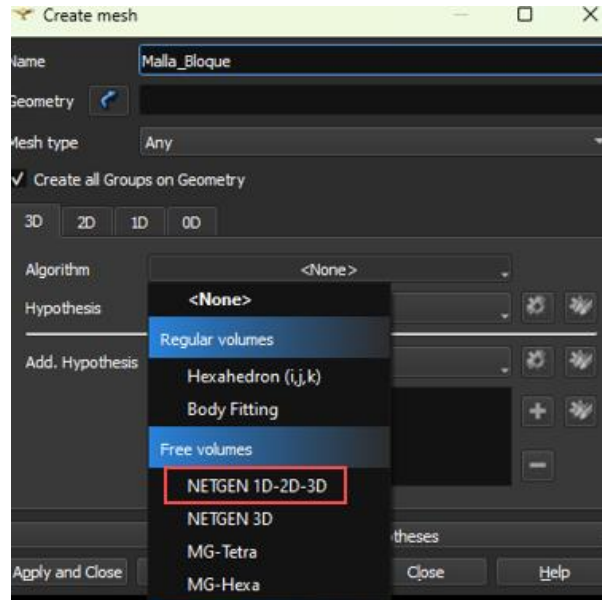


Siguiendo el mismo procedimiento pasamos a mallar el cubo.

**2.2 Malla del cubo**

**Ilustración 32**

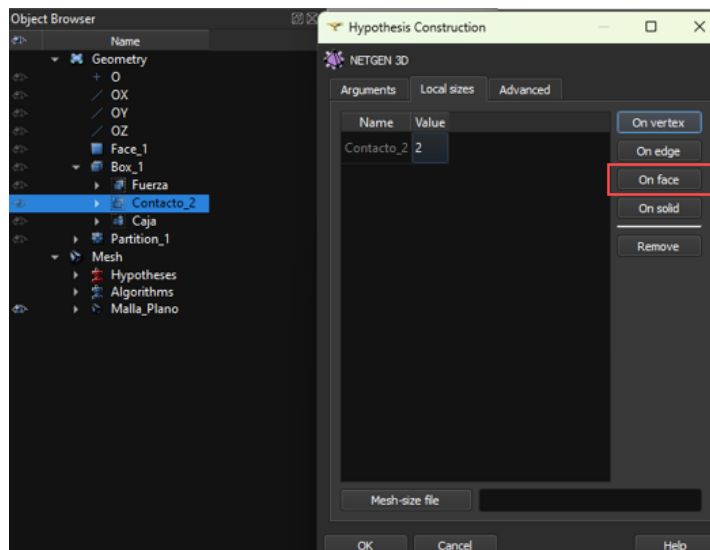
*Características para el mallado del cubo.*



De la misma manera que para el plano, tomamos la cara de contacto para realizar una malla más fina.

**Ilustración 33**

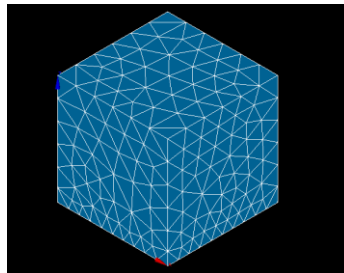
*Refinamiento de la malla del cubo.*



Computamos la malla y obtenemos el modelo de la Ilustración 34.

### Ilustración 34

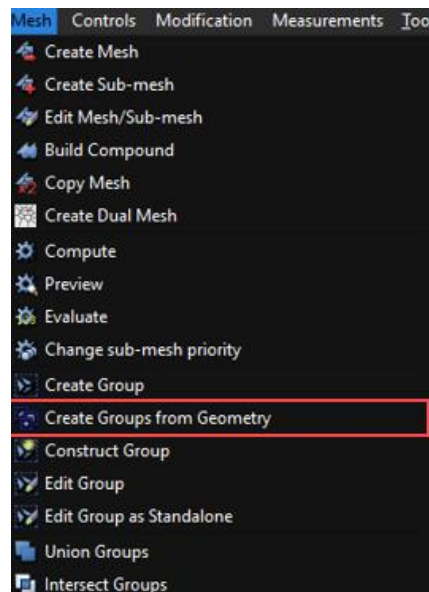
*Malla del cubo.*



Teniendo las mallas creadas debemos asignar los grupos que tenemos en el área de geometría. Esto con el fin de poder seleccionarlos después cuando estemos asignando las condiciones de contorno. Para asignar los grupos buscamos dentro de mesh la operación mostrada en la Ilustración 35.

### Ilustración 35

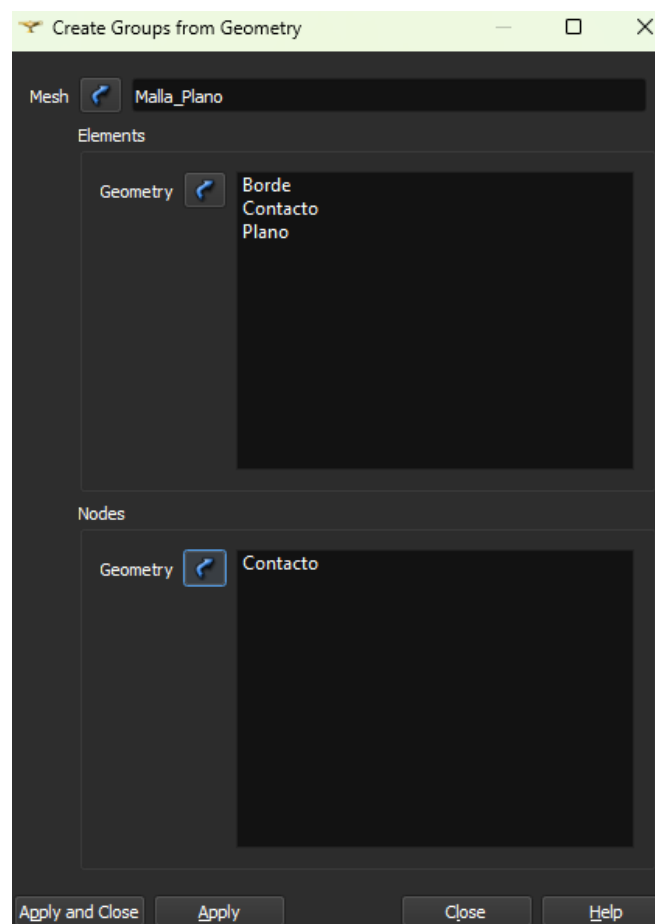
*Selección para asignar grupos.*



Asignamos primero los grupos del plano, seleccionamos la malla del plano en el primer apartado y luego le indicamos al programa los grupos que deseamos incluir, como se ve en la Ilustración 36. Para realizar esto seleccionamos con clic derecho y manteniendo la tecla shift indicamos las demás, de este modo ubicaremos los grupos que queremos. Teniendo en cuenta que la zona de contacto debe de ser nodos, entonces seleccionamos en la parte inferior e incluimos únicamente la cara de contacto. Clic en apply.

### Ilustración 36

*Grupos para la malla del plano.*

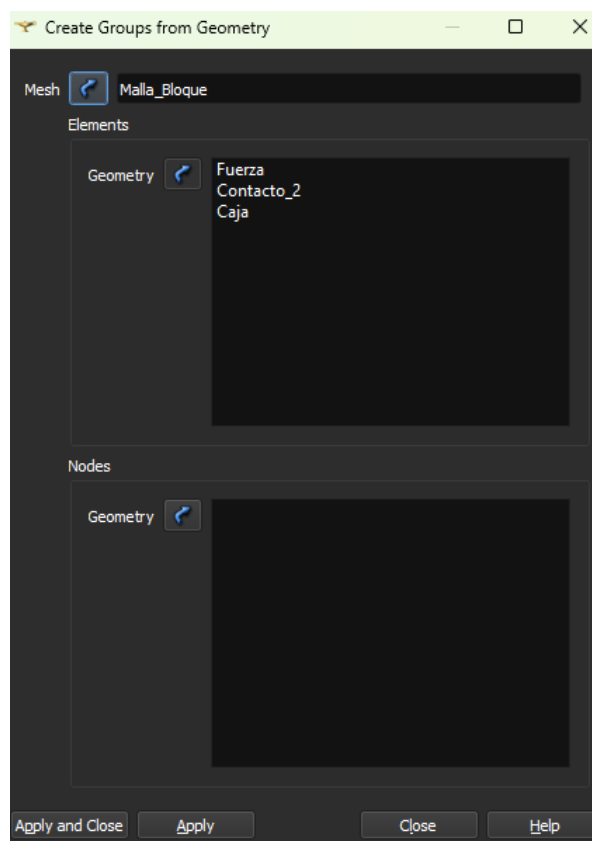


Una vez presionemos apply se aplicarán los grupos en el área de mallado, en algunos casos es posible que generen doble, para solucionar esto se puede poner el cursor sobre el grupo dar clic izquierdo y borrar, así verificamos que cada grupo quede asignado de manera correcta.

Para asignar los grupos en el cubo, únicamente cambiamos la malla seleccionada, y seguimos el mismo procedimiento anterior, seleccionando el área de contacto el de la fuerza y el cubo completo. Por último, damos apply and close. Ilustración 37.

### Ilustración 37

*Grupos para la malla del bloque.*



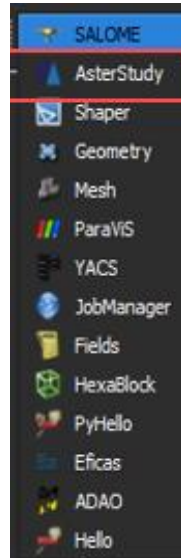
### 3. AsterStudy

Cuando ya se tenga culminada la parte del mallado pasamos ahora a AsterStudy.

Llegados a este punto es necesario guardar el documento. En la parte superior izquierda encontramos la opción para guardar, asignamos un nombre y listo.

### **Ilustración 38**

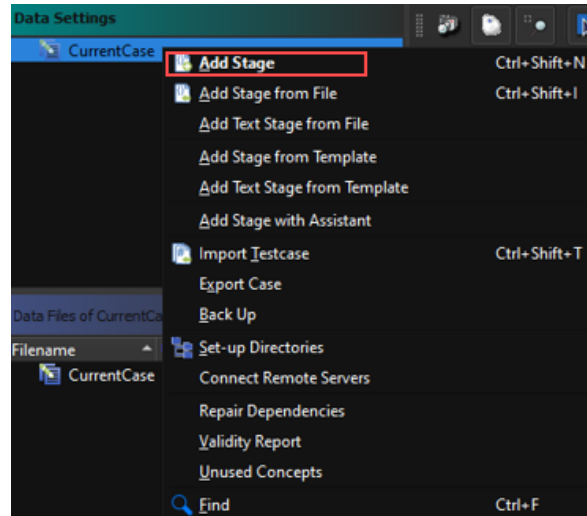
*Selección de AsterStudy.*



La ventana de AsterStudy presenta una serie de herramientas que involucran varios pasos. Para activar las operaciones presionamos derecho sobre la zona que indica la Ilustración 39, luego en Add Stage damos clic derecho.

**Ilustración 39**

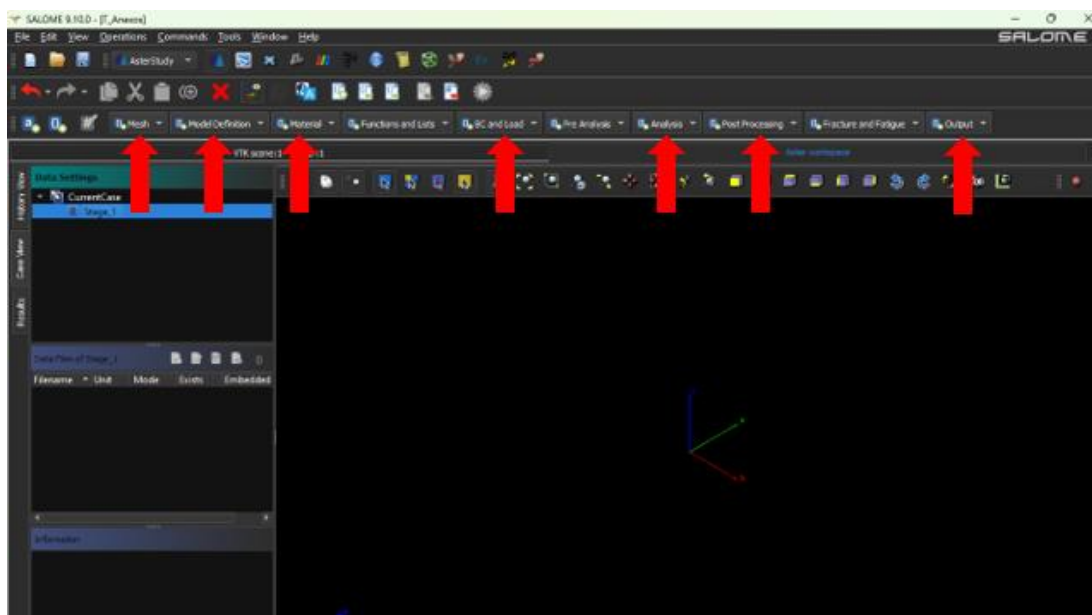
*Creación del estudio.*



Se activarán las opciones mostradas en la Ilustración 40, de estas herramientas únicamente usaremos las que están señaladas. A partir de acá las operaciones estarán en Frances.

**Ilustración 40**

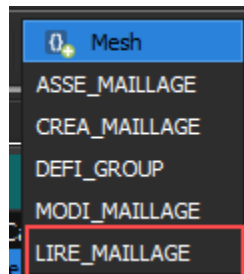
*Panel del inicio en AsterStudy.*



Como primer paso debemos ingresar las mallas al área de trabajo, para esto damos clic sobre Mesh y luego en la opción que muestra la Ilustración 41, de esta forma se abrirá una ventana que nos permite ingresar las mallas creadas anteriormente.

### Ilustración 41

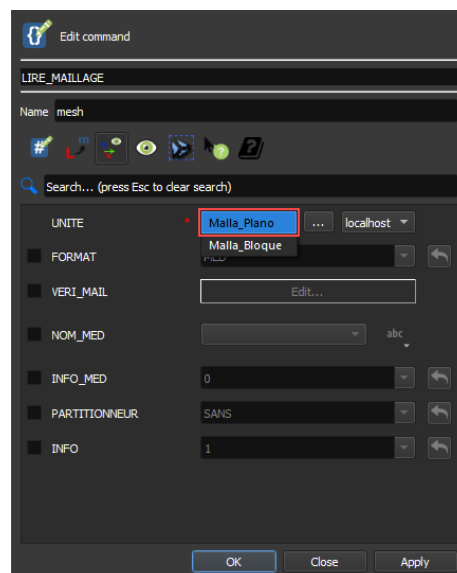
*Ingreso de la malla en AsterStudy.*



Ingresamos las dos mallas, primero ingresamos una y damos en OK, Ilustración 42, repetimos el procedimiento e ingresamos la otra malla, es importante asignar un nombre a estas nuevas mallas ya que a largo de la simulación se deben utilizar.

### Ilustración 42

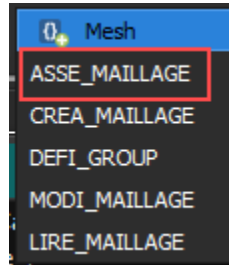
*Ingreso de la malla del plano en AsterStudy.*



Cuando ya se tengan las dos mallas ingresadas volvemos a dar clic sobre mesh y seleccionamos la opción mostrada en Ilustración 43.

**Ilustración 43**

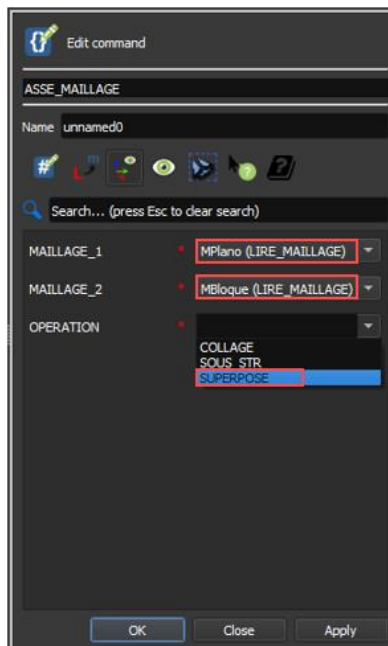
*Opción para definir la operación de malla.*



En la ventana creada podremos ingresar las dos mallas como muestra la Ilustración 44, además seleccionaremos la opción de “superpose”. Esta opción es necesaria activarla para realizar análisis de contacto.

**Ilustración 44**

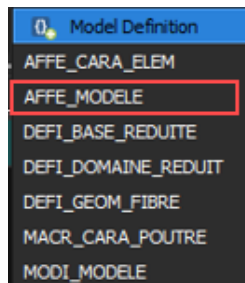
*Definición de la operación para las mallas.*



Teniendo la malla definida pasamos a definir el modelo.

**Ilustración 45**

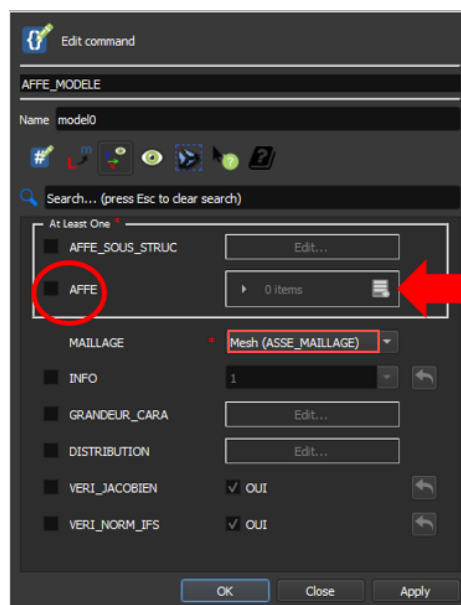
*Opción para definir el modelo.*



En affe modele encontramos varias opciones para definir los modelos, este proceso hay realizarlo minuciosamente ya que lleva varios pasos. En primer lugar, damos clic en Affe y luego donde indica la Ilustración 46. En la parte de maillage se debe ubicar la malla creada en la operación de superposición.

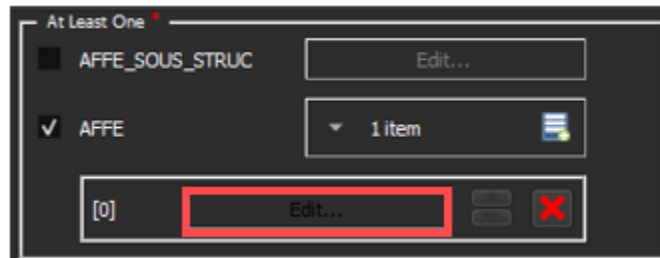
**Ilustración 46**

*Definición del modelo.*



**Ilustración 47**

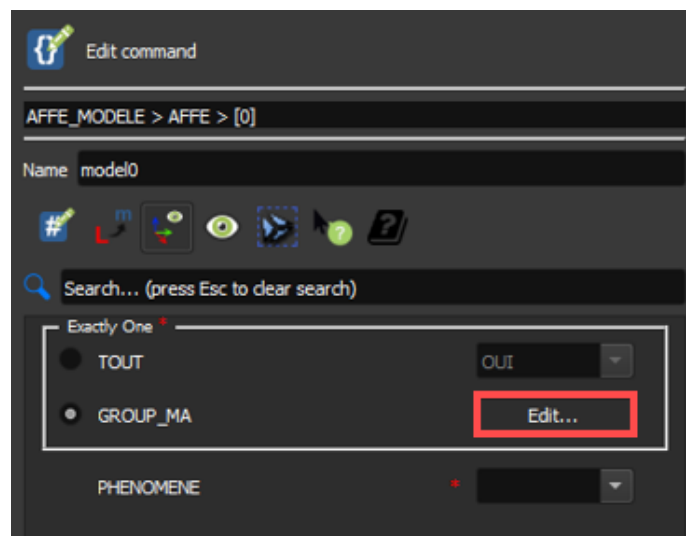
*Opción para ingresar información del modelo.*



Group\_ma significa grupos de malla por tanto allí podemos ingresar cualquier grupo que ya creamos anteriormente.

**Ilustración 48**

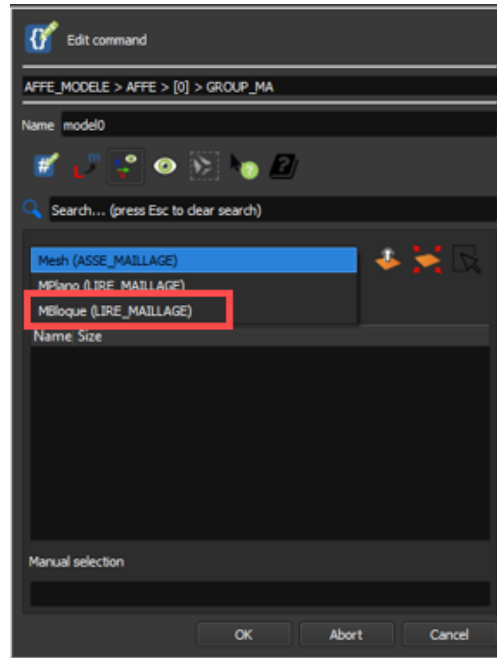
*Ingreso de la malla para definir el modelo.*



Seleccionamos la malla a la que le asignamos el grupo que necesitamos. Ilustración 49.

**Ilustración 49**

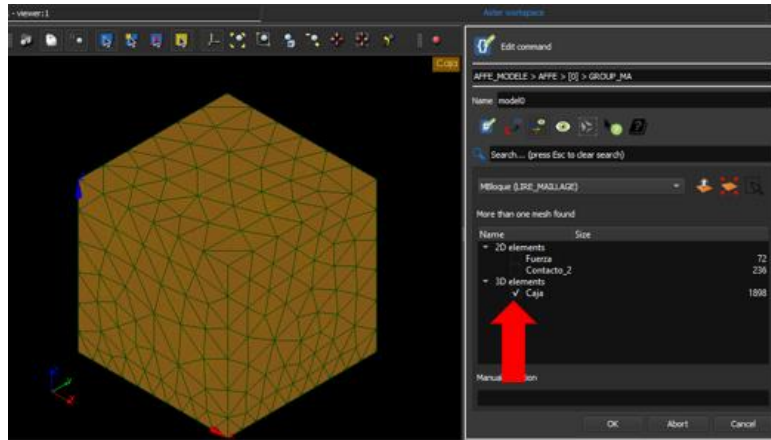
*Selección de la malla del bloque.*



Al seleccionar la malla se abrirá en la pantalla de trabajo, tal como se muestra en la Ilustración 50. Si todos los pasos fueron realizados de manera correcta debería de verse los grupos que ya había defino antes, entonces seleccionamos la caja. Seleccionamos Ok.

**Ilustración 50**

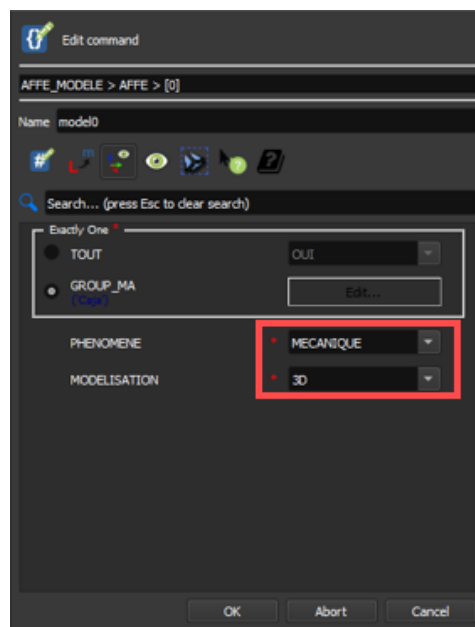
*Selección del bloque.*



Definimos el modelo como mecánico y 3D dentro de las opciones que muestra el programa. Ilustración 51.

**Ilustración 51**

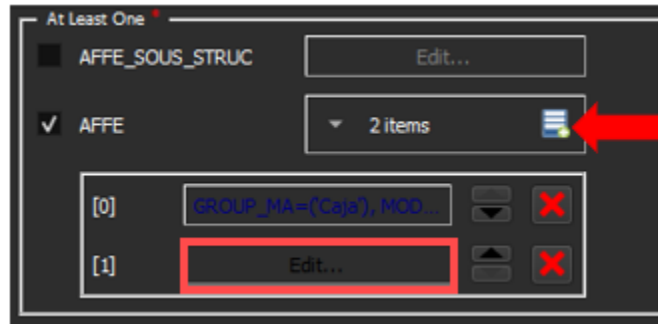
*Definición de la malla del cubo.*



Para definir el plano simplemente agregamos otro ítem dando clic donde indica la Ilustración 52 y entramos a definirlo.

**Ilustración 52**

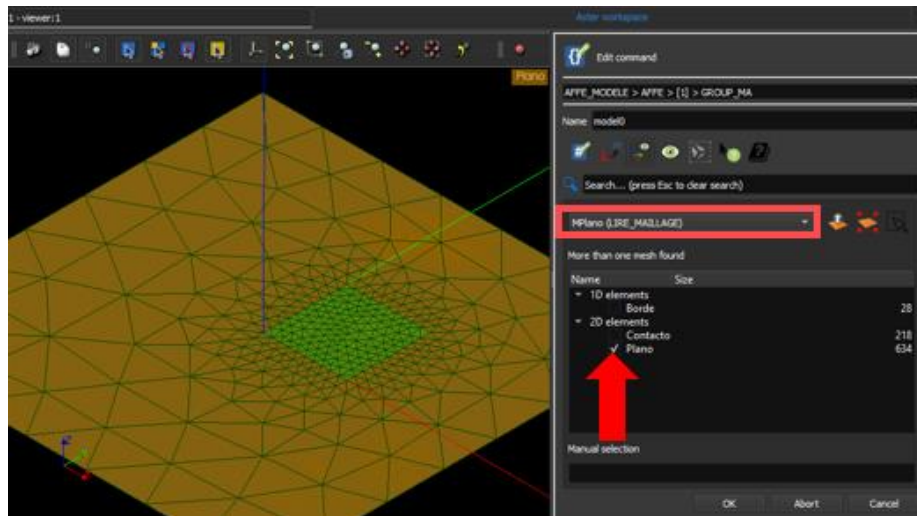
*Ítem para definir la malla del plano.*



Cambiamos la malla y seleccionamos el grupo llamado plano. Ilustración 53.

**Ilustración 53**

*Selección del plano.*



**Ilustración 54**

*Definición del modelo para el plano.*

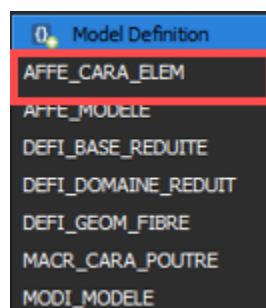


Damos clic en Ok luego en aplicar y cerrar. Es necesario definir nuevamente el plano.

Entramos nuevamente en definición del modelo.

**Ilustración 55**

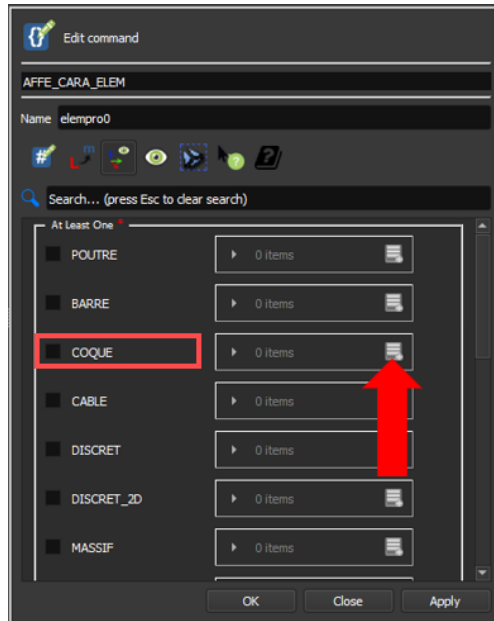
*Selección para definir el plano.*



Buscamos la opción de “coque” que en español significa cascaron o lamina. Ilustración 56.

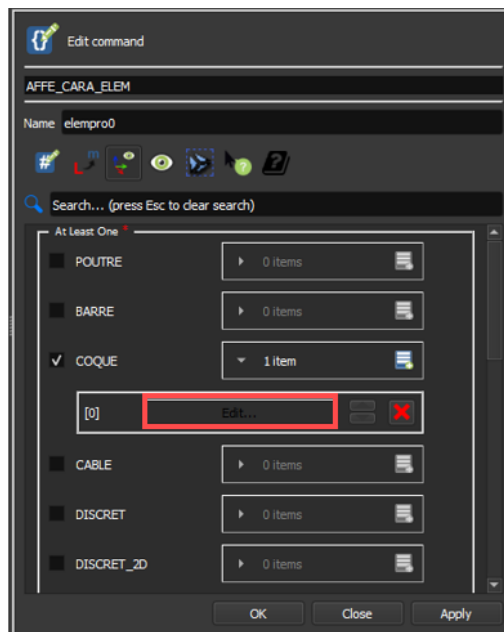
**Ilustración 56**

*Selección para la condición del plano.*



**Ilustración 57**

*Ingreso del ítem.*



En esta parte definimos el grosor de la lámina en Epais y seleccionamos el grupo plano.

Ilustración 58.

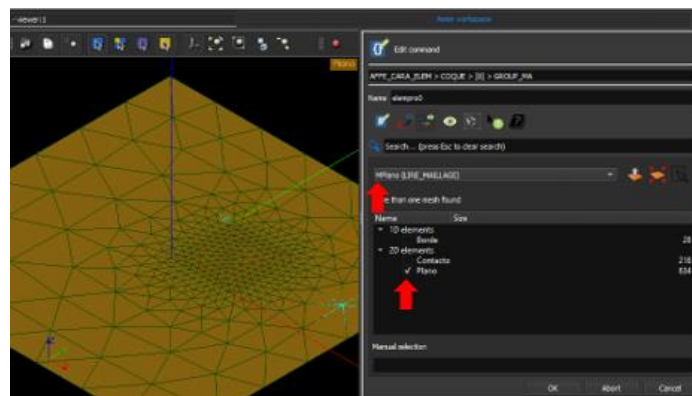
**Ilustración 58**

*Características para el plano.*



**Ilustración 59**

*Selección del plano.*



### 3.1 Material

Para asignar material al modelo se deben seguir 2 pasos. Primero crear el material y luego asignarlo al modelo.

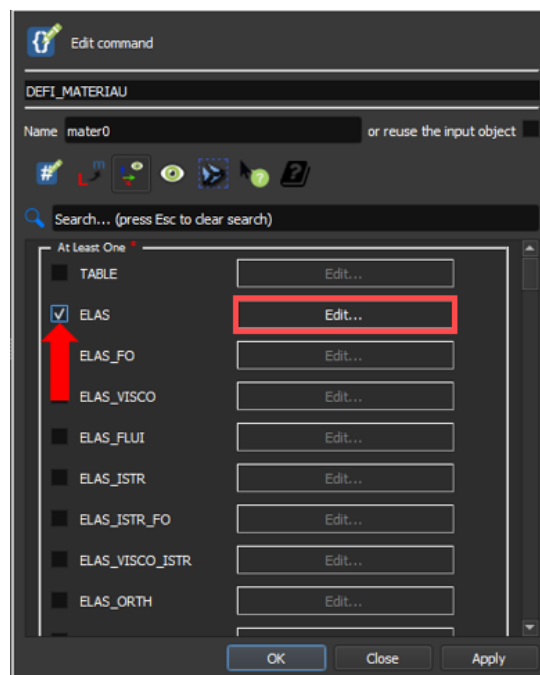
#### Ilustración 60

*Definición del material.*



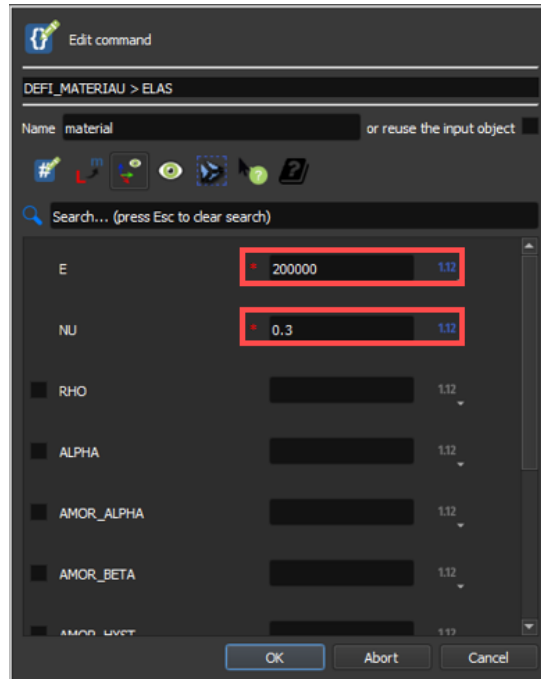
#### Ilustración 61

*Elección del tipo de material, elástico lineal.*



**Ilustración 62**

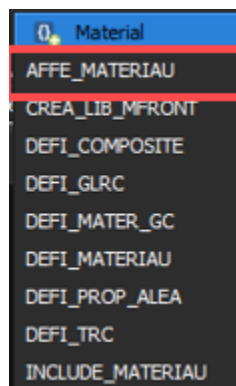
*Definición del módulo de elasticidad y coeficiente de Poisson.*



Teniendo ya el material definido pasamos a asignarlo al modelo.

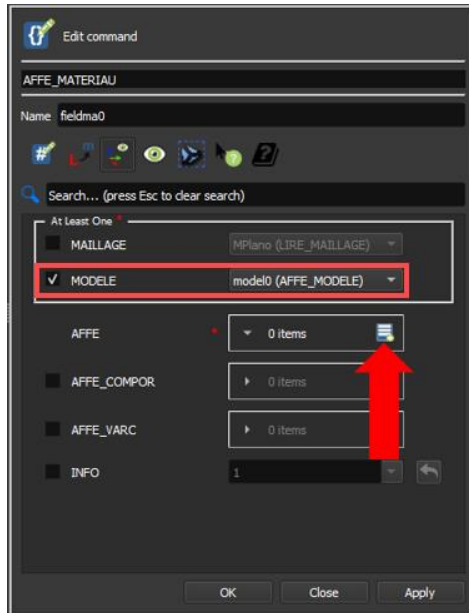
**Ilustración 63**

*Asignación del material al modelo.*



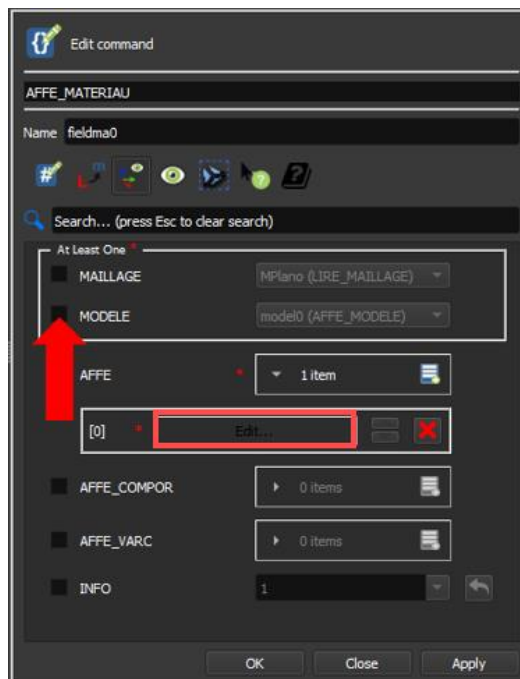
**Ilustración 64**

*Elección del modelo y del material.*



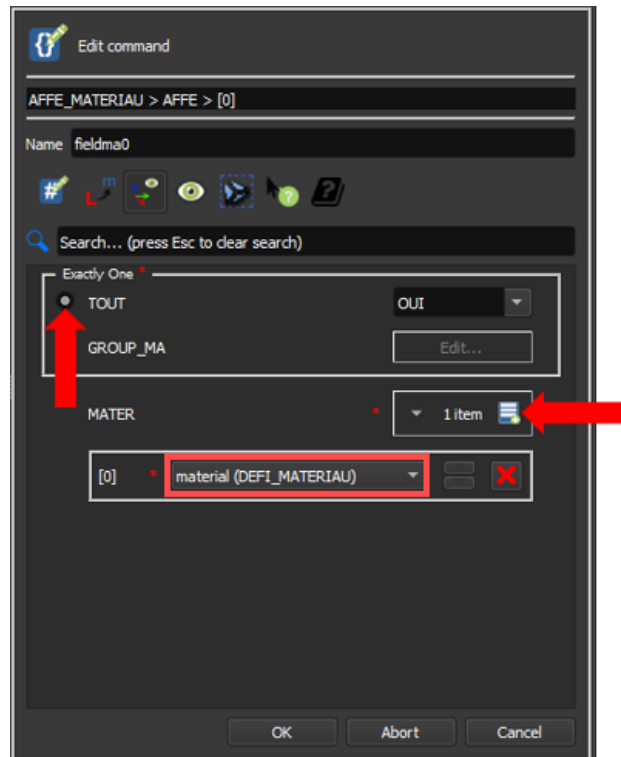
**Ilustración 65**

*Asignación de un nuevo ítem.*



**Ilustración 66**

*Selección del material aplicado a todo el modelo.*

**3.2 Post procesamiento**

Antes de definir las condiciones de contorno es necesario indicarle al programa la dirección de los vectores resultantes del contacto. Dentro de post procesamiento se selecciona la opción de la Ilustración 67 y se sigue el proceso.

**Ilustración 67**

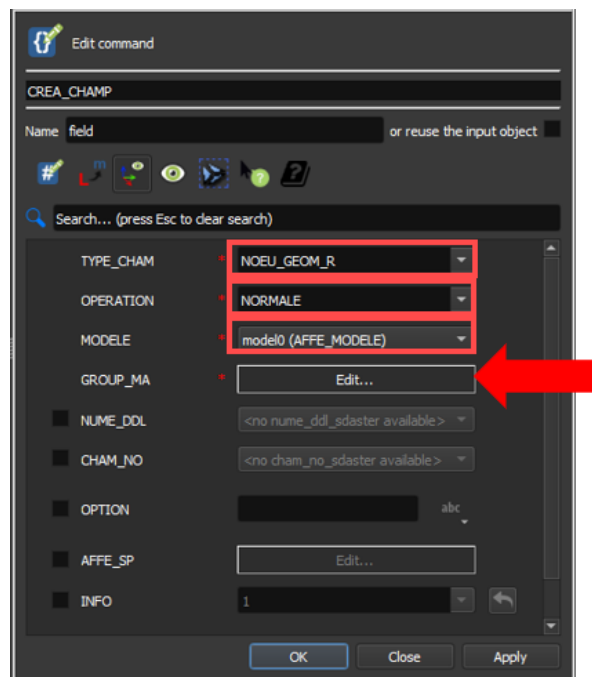
*Selección en el post procesamiento.*



Se selecciona cada una de las opciones mostradas en la Ilustración 68 y se ingresa a definir el grupo para aplicarlo.

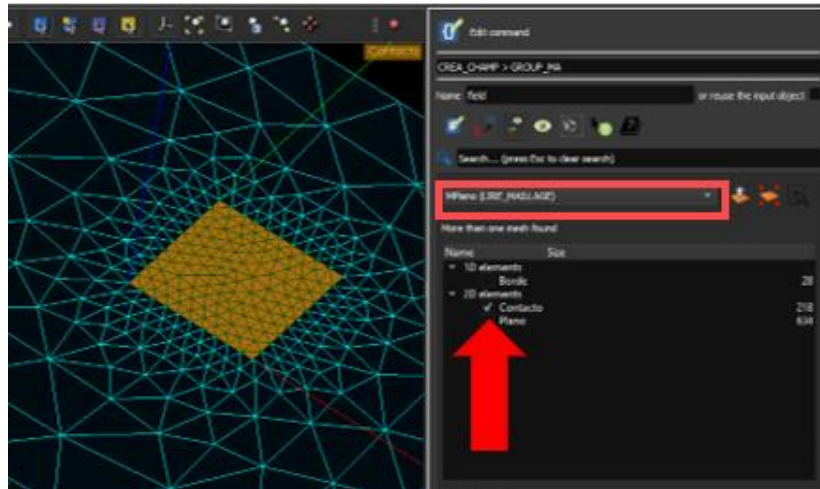
**Ilustración 68**

*Opciones para definir el plano.*



**Ilustración 69**

*Elección de la zona de contacto sobre el plano.*



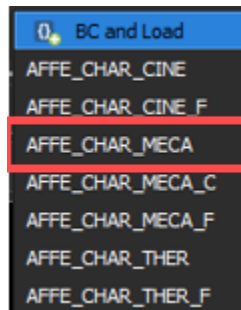
En este caso se selecciona únicamente el área de contacto, como indica la Ilustración 69.

**3.3 Condiciones de contorno**

Para este ejemplo se deben usar 3 condiciones de contorno, la primera para dejar fijo el plano otra que indique la magnitud y lugar de aplicación de la carga por último la condición de contacto. Para definir las condiciones de contorno se selecciona BC y se siguen los pasos mostrados a continuación.

**Ilustración 70**

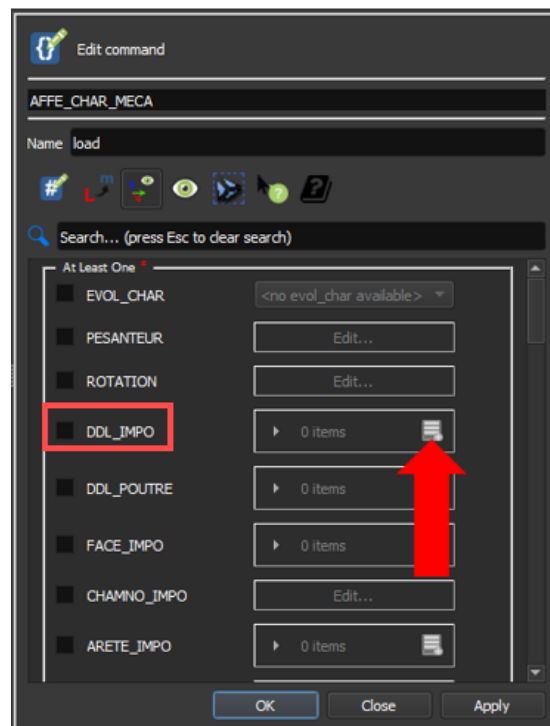
*Selección de operación para crear condiciones de contorno*



La primera condición de no movilidad se define dentro de DDL\_Impo, se crea un item donde se define el grupo al que se le asigna la condición de contorno. Ilustración 71.

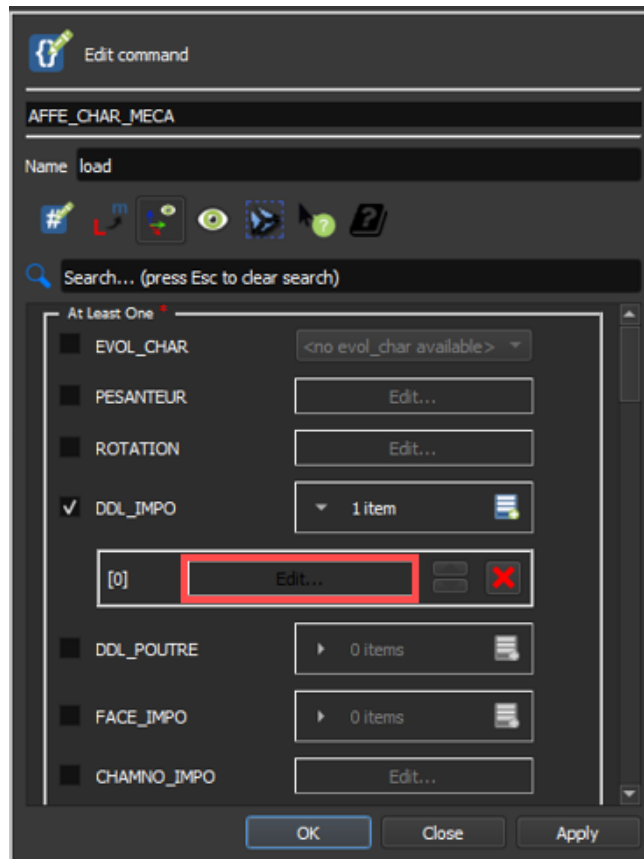
**Ilustración 71**

*Definición de no desplazamiento.*



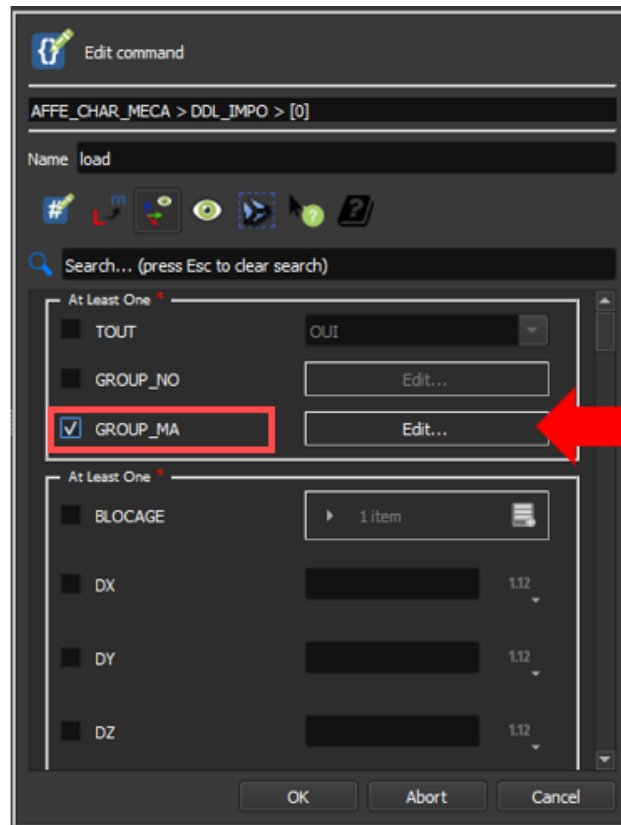
**Ilustración 72**

*Ítem para incluir las condiciones.*



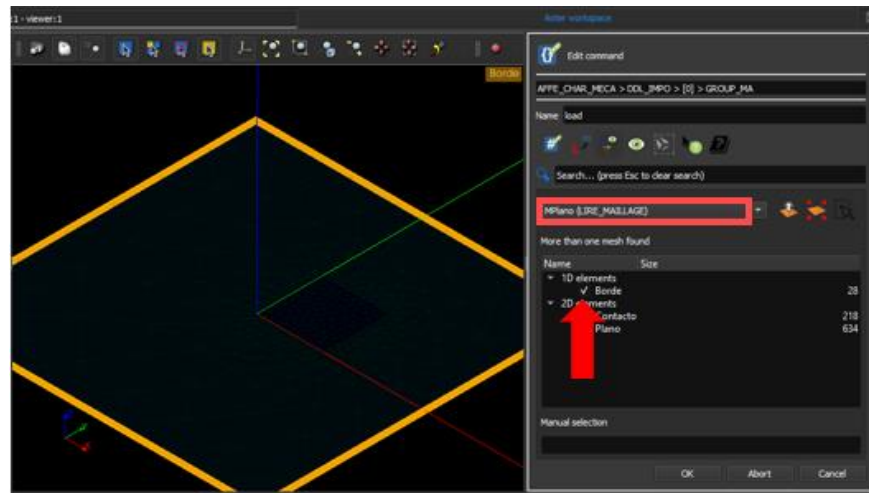
**Ilustración 73**

*Elección del grupo para asignar la condición de contorno.*



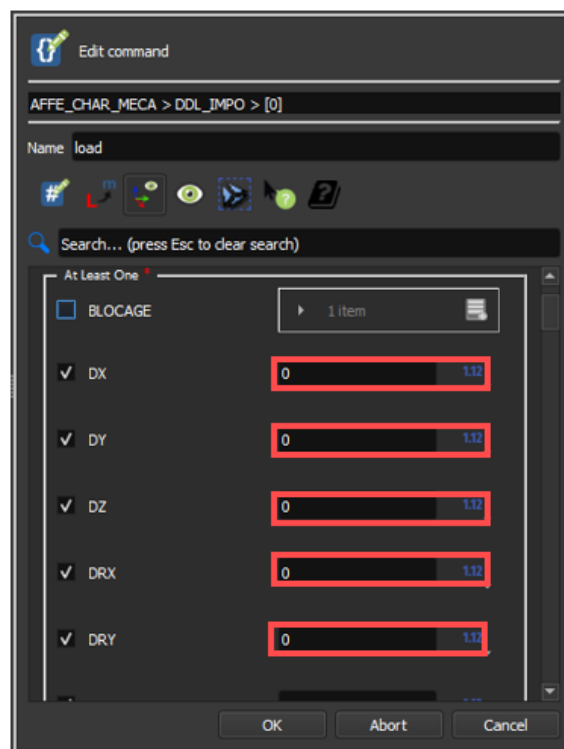
**Ilustración 74**

*Selección del borde para la condición de no desplazamiento.*



**Ilustración 75**

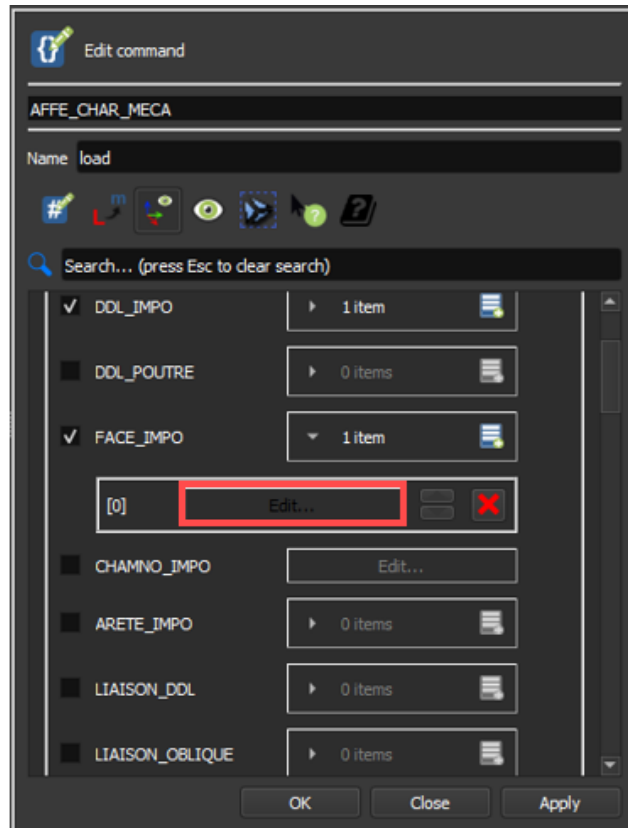
*Valores para el bloqueo de grados de libertad.*



Luego de definir el bloqueo de los grados de libertad, se define en el mismo modulo la carga aplicada. Ilustración 76.

### Ilustración 76

*Definición de la carga.*



**Ilustración 77**

*Componente de la fuerza y valor asignado.*



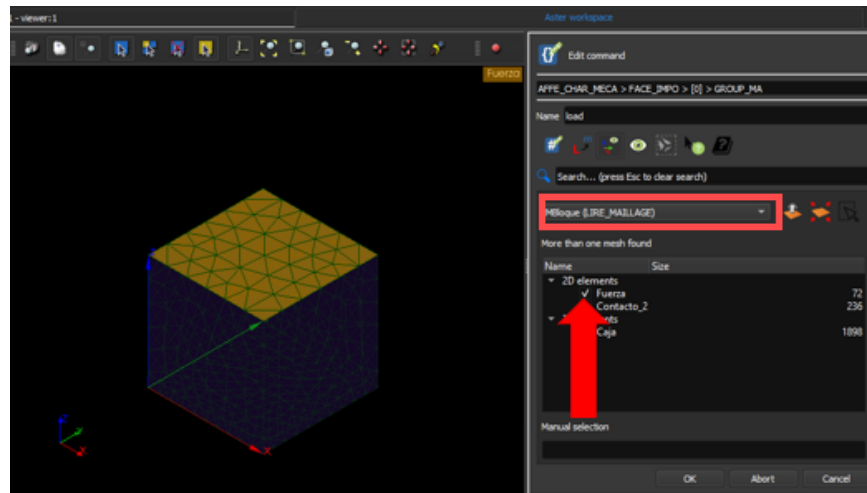
**Ilustración 78**

*Definición del grupo para asignar la condición.*



**Ilustración 79**

*Elección de la cara superior del bloque.*



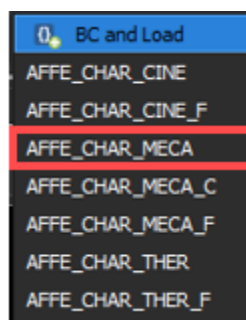
De esta manera se define la zona donde se aplicará la carga. Finalmente se da clic en Ok y Apply and close.

**3.4 Definición del contacto.**

Para definir el contacto se puede de dos maneras, pero para este ejemplo en específico se utilizó Liaison\_Mail como método para definirlo.

**Ilustración 80**

*Condición de contacto.*



**Ilustración 81**

*Creación de ítem en Liaison Mail.*

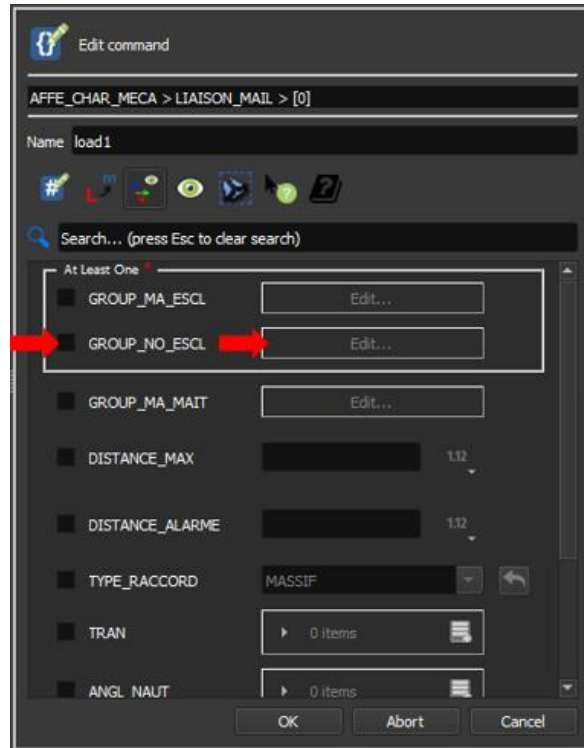


NO\_ESCL significa que se debe allí se debe ubicar un grupo de nodos que será secundario, por tanto, ubicamos en esta casilla la cara de contacto del plano.

MA\_MAIT indica que es un grupo de caras que será tomado como maestro, esto indica que este elemento impondrá las condiciones sobre el otro, por ello se ubica el cubo completo.

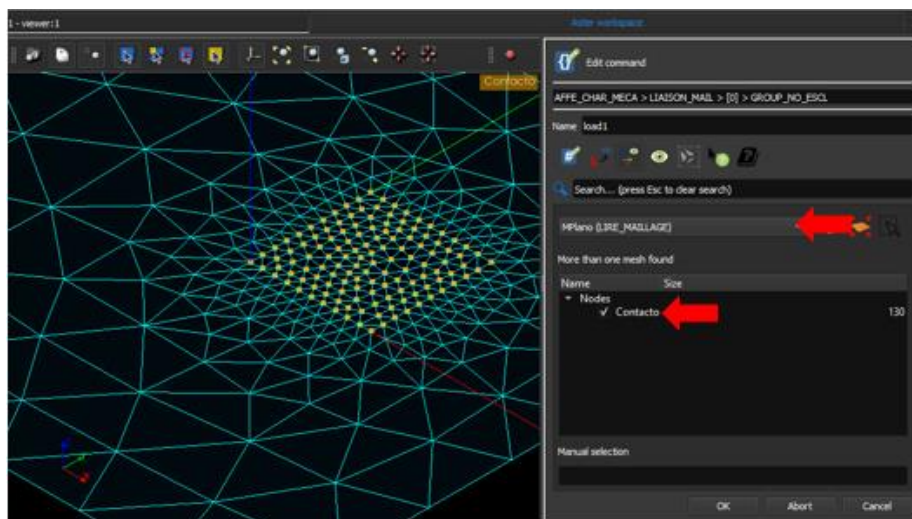
**Ilustración 82**

*Definición de grupo en Liaison Mail.*



**Ilustración 83**

*Selección del grupo de contacto en el plano.*



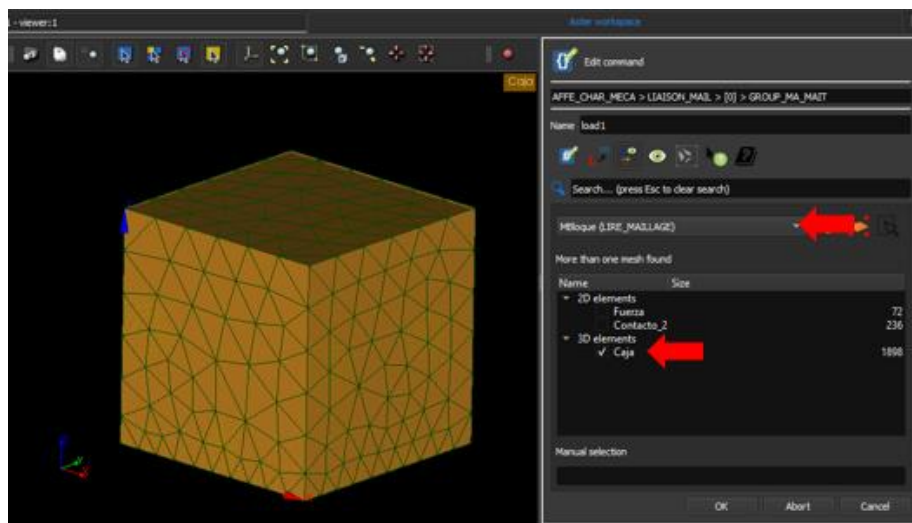
**Ilustración 84**

*Asignación del grupo secundario.*



**Ilustración 85**

*Selección del bloque.*

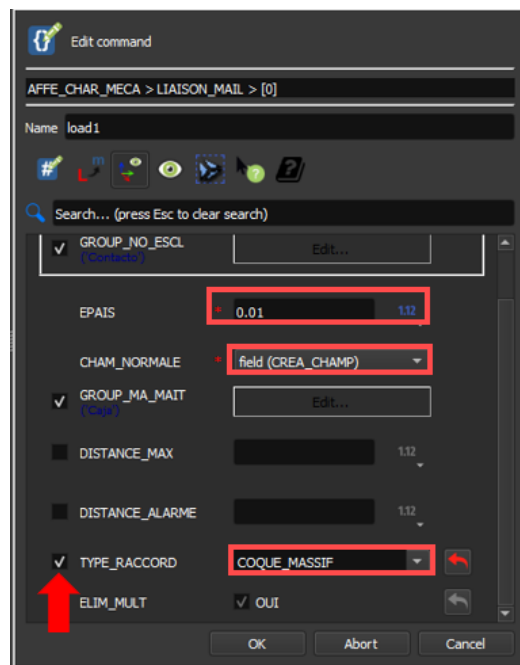


Este método para simular contacto tiene 4 opciones, coque que indica un contacto entre 2 cascarnes o laminas, massif que funciona para el contacto entre 2 sólidos y la combinación de los 2 lamina – sólido y solido – lamina. Para este modelo se usó solido – lamina. Ilustración 86.

Se ubica nuevamente el grosor de la lámina y el vector normal que ya se había definido en post procesamiento.

### Ilustración 86

*Definición de propiedades para el contacto.*



### 3.5 Análisis

Es necesario indicarle al programa el tipo de análisis que se va a realizar para imprimir los resultados que se desean. Por ello se selecciona “Meca\_Statique” lo que indica un análisis mecánico estático. Ilustración 87.

**Ilustración 87**

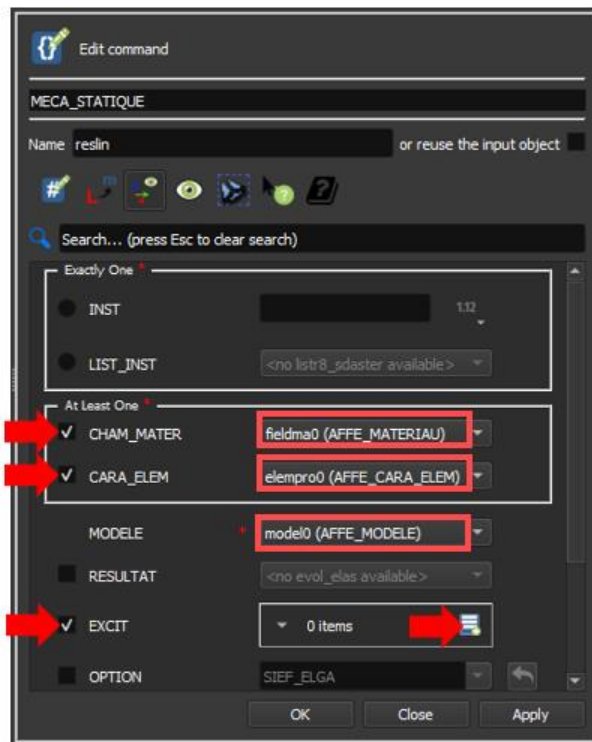
*Análisis de la simulación.*



Al ingresar en esta ventana se debe definir el material y se debe ingresar el plano definido previamente en “Model Definition”. En la opción de modelo se ingresa el que se creó dentro de la operación de “Model Definition” que incluye el cubo y el plano. En la parte de “Excit” se deben crear 2 ítems para ingresar las condiciones de contorno creadas en el programa. Ilustración 88.

**Ilustración 88**

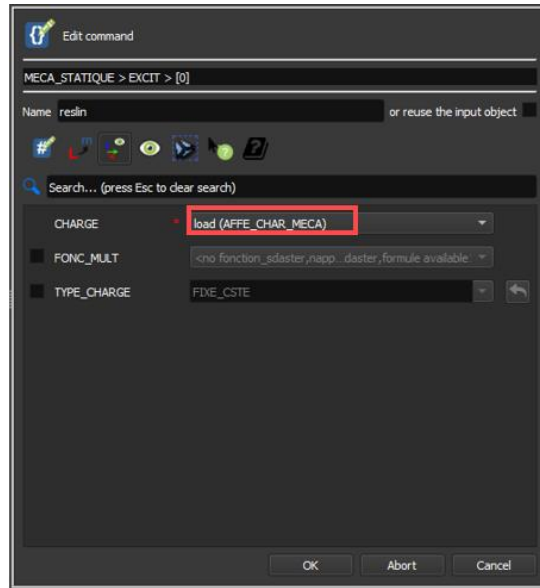
*Definición de características para el análisis.*



Continuando con el proceso, primero se ingresa la condición de contorno que contiene la información de bloqueo de los grados de libertad del plano y la carga en el cubo, Ilustración 89. En el segundo ítem se ingresa únicamente la condición de contorno que define el contacto.

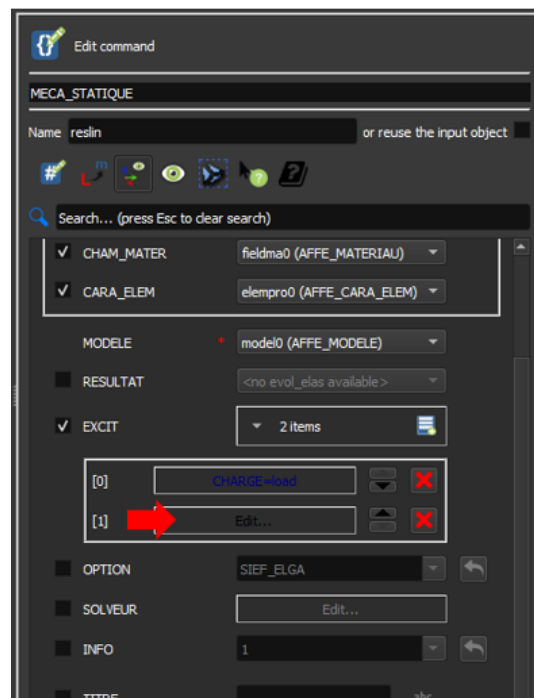
**Ilustración 89**

*Asignación de condiciones de contorno en el análisis.*



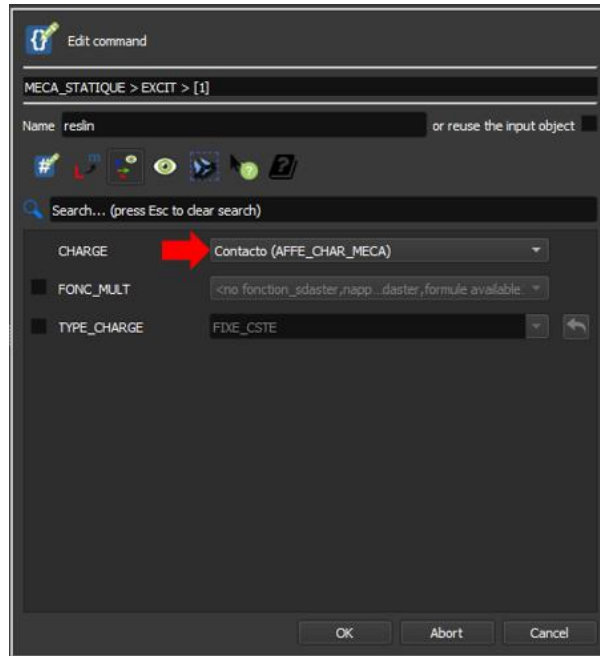
**Ilustración 90**

*Creación de otro ítem para cargar al análisis.*



**Ilustración 91**

*Asignación del contacto en el análisis.*

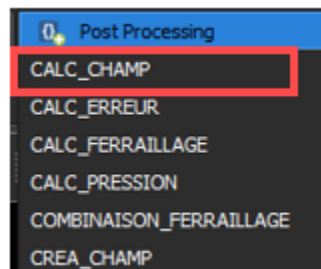


**3.6 Post-procesamiento**

Culminado este proceso, continuamos con el post procesamiento, donde se define los resultados que se van a mostrar en la simulación.

**Ilustración 92**

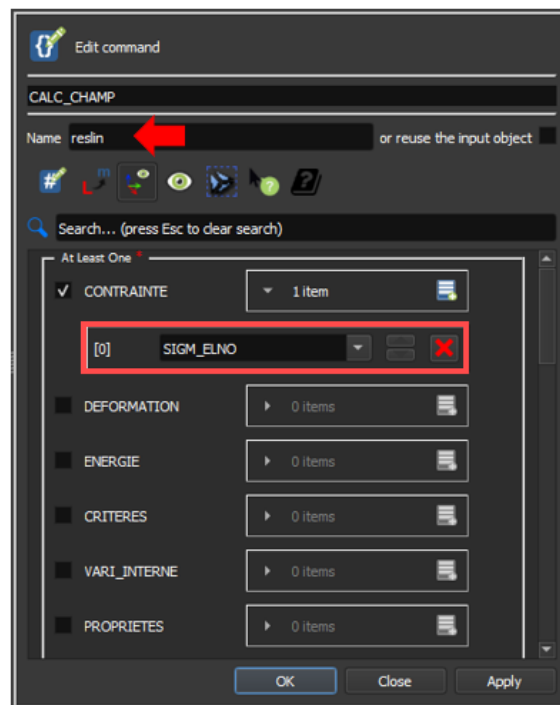
*Selección de opción para el post procesamiento.*



Se selecciona la opción de “contrainte” y luego, se da clic en la opción “Sigm\_Elno” ya que permite calcular esfuerzos en los nodos, Ilustración 93. Es recomendable nombrar de la misma forma la parte del análisis y el post procesamiento para evitar errores en el programa.

### Ilustración 93

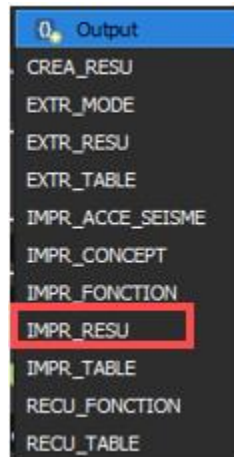
*Selección del tipo de resultados deseados.*



Por último, se debe imprimir los resultados. En la parte de “Output” se selecciona “Impr\_resu” y se guarda el documento de salida.

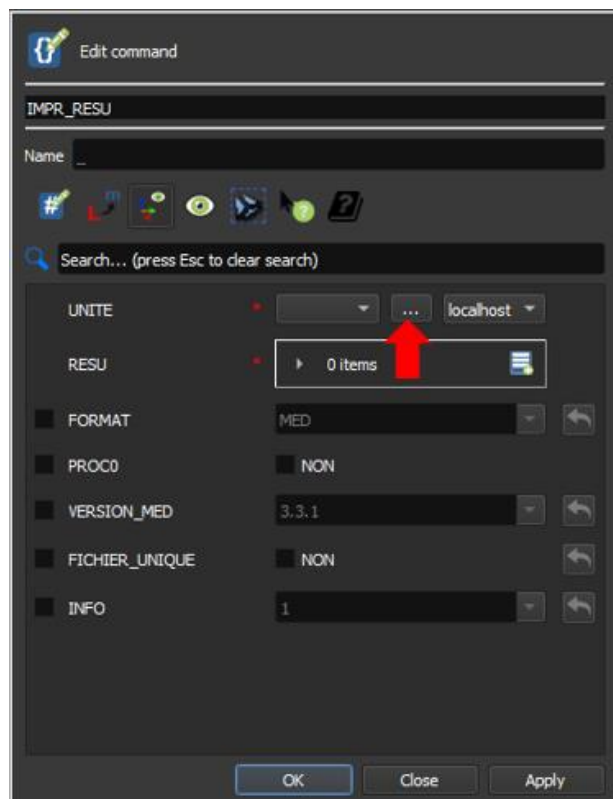
**Ilustración 94**

*Proceso para imprimir resultados.*



**Ilustración 95**

*Proceso para crear el archivo de resultados.*



Es importante guardar el archivo como .med o .rmed en la misma carpeta se guardó la simulación, Ilustración 96.

**Ilustración 96**

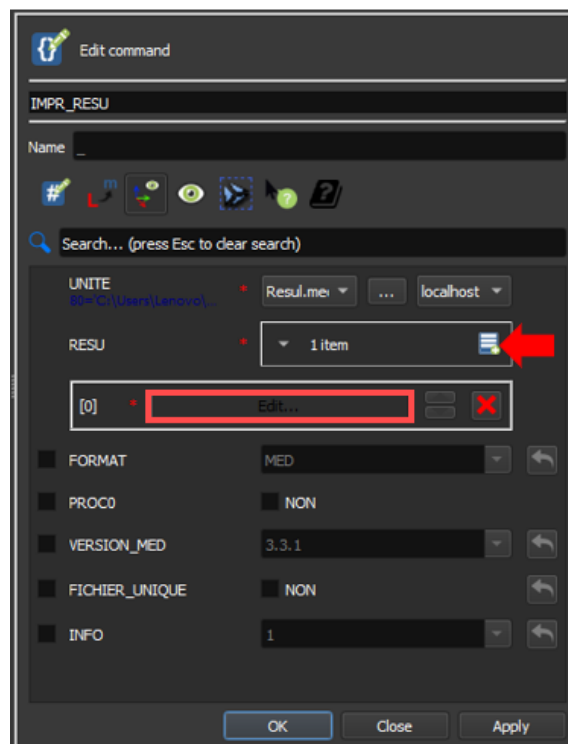
*Definición de nombre y tipo de archivo.*



En el ítem de “Resu” se deben ingresar los ítems creados en la parte de análisis y post procesamiento. Ilustración 97.

**Ilustración 97**

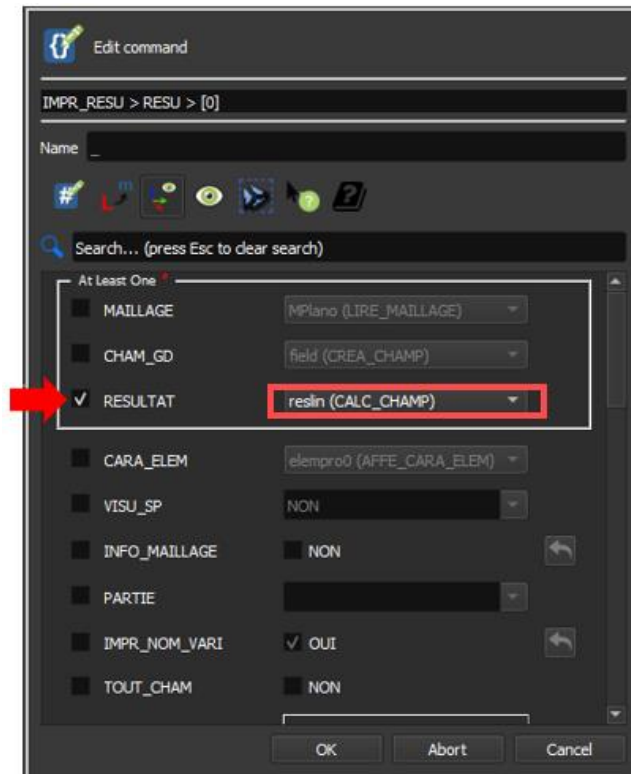
*Ítems para los resultados.*



Lo primero que se hace es incluir en la parte de “Result” el ítem llamado “Reslin” generado en “Analysis”. Clic en OK. Ilustración 98.

### Ilustración 98

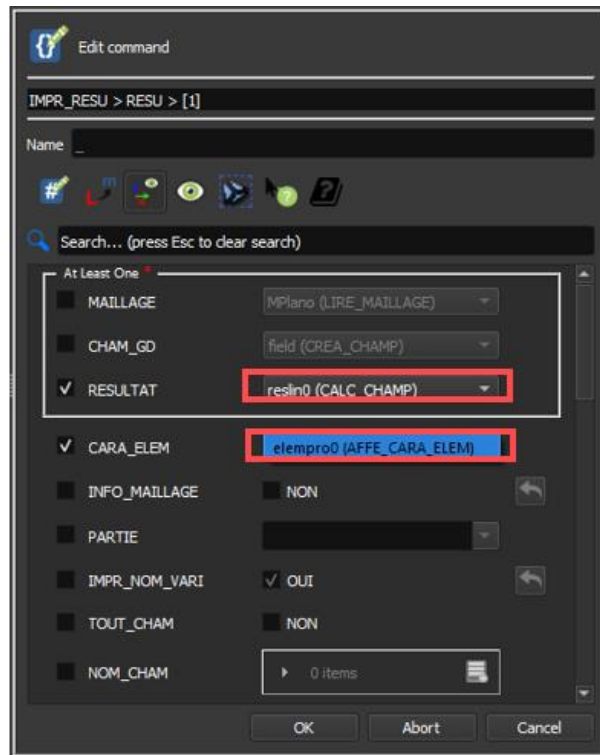
*Selección del resultado.*



Para culminar esta parte, se ingresa otra opción en la parte de “Resu” Ilustración 97 y se seleccionan primero el ítem generado en la parte de “Post-processing”. En la opción de “Cara\_element” se indica la definición que se hizo previamente del modelo plano, en “Model\_Definition”. Ilustración 99.

## Ilustración 99

*Ítems para resultados de contacto.*



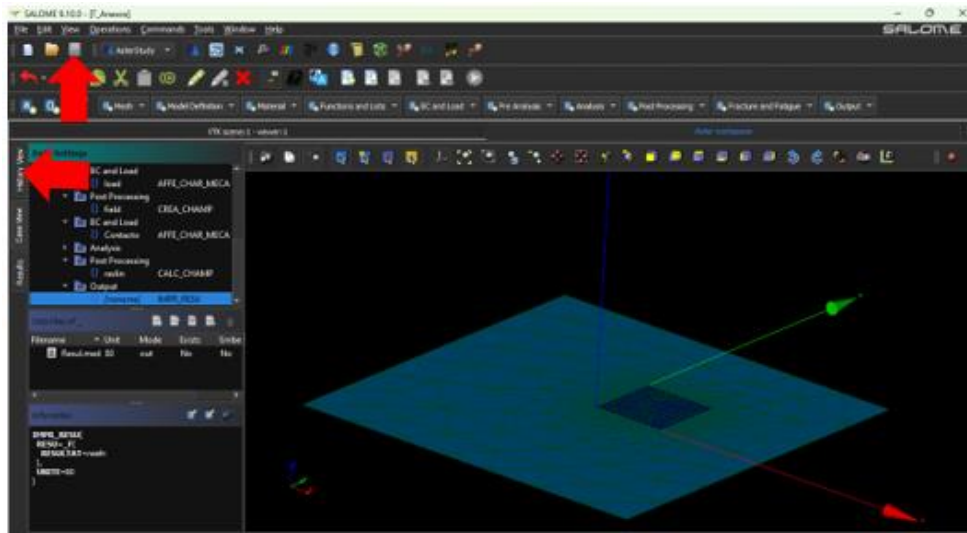
### 3.7 Ejecución

Finalizando el proceso de simulación es momento de ejecutar el programa, para ello se debe guardar los cambios dando clic sobre la zona superior izquierda de la pantalla.

Luego se ingresa al panel de simulación, seleccionando la opción "history view" ubicada en la parte izquierda de la pantalla. Ilustración 100.

**Ilustración 100**

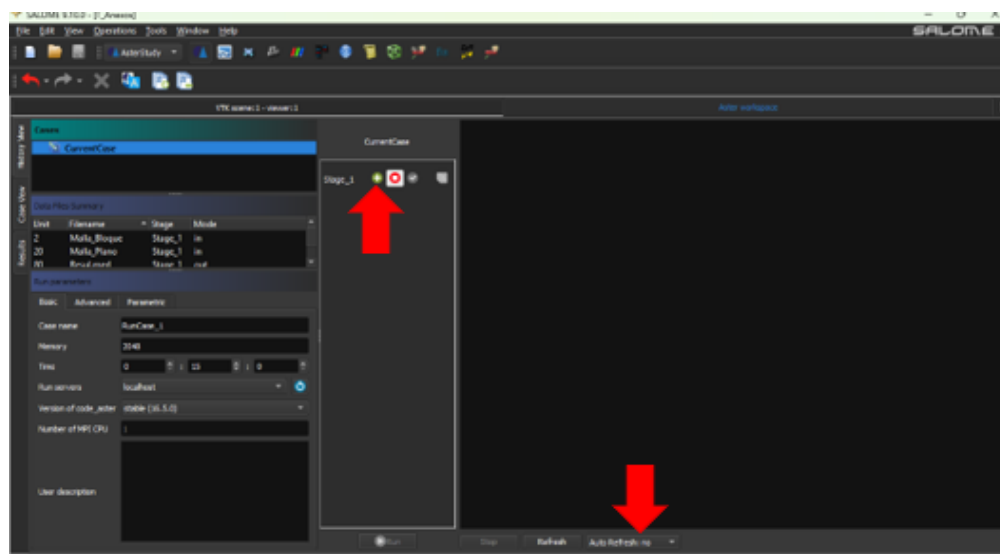
*Guardar el proceso actual.*



Teniendo seleccionado la opción de “Currentcase” se pasa a dar clic sobre “Stage\_1” y en la zona inferior se desbloquea “Run”. Ilustración 101.

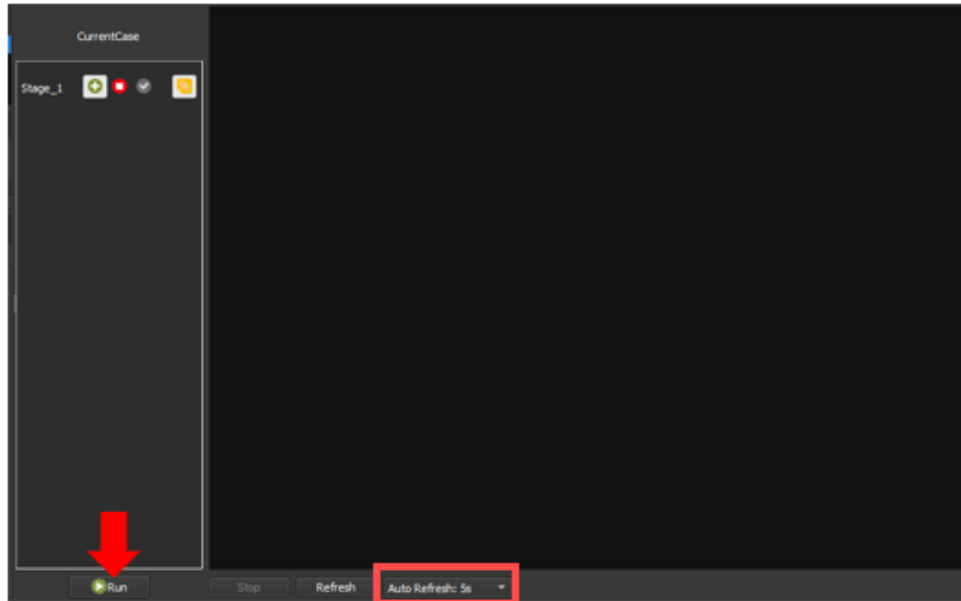
**Ilustración 101**

*Cargar el estudio creado para la ejecución.*



**Ilustración 102**

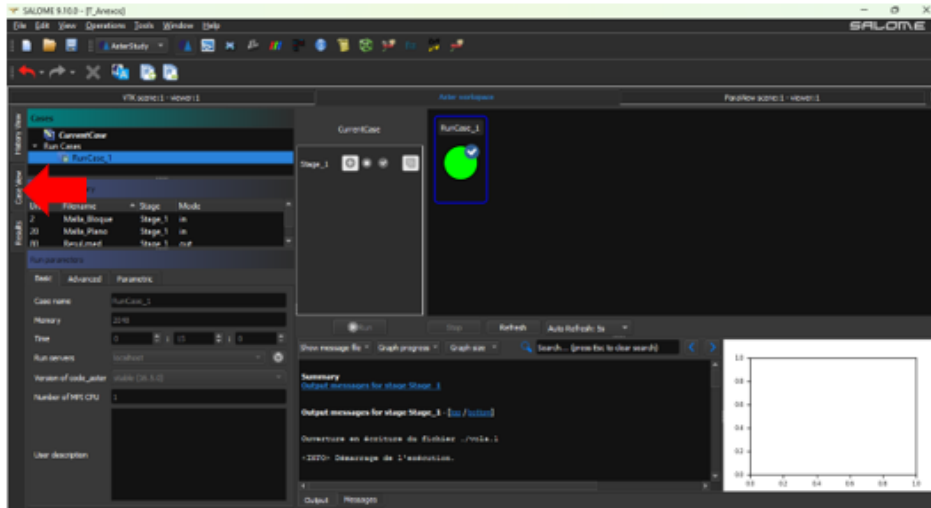
*Ejecución del programa.*



Al dar presionar sobre la tecla “Run” el programa empezara a calcular lo que se le pidió, es posible indicar que se actualice la pantalla cada 5 o más segundos con el fin de agilizar el proceso, Ilustración 102. Si todo fue calculado con éxito saldrá un historial de los cálculos y una pequeña imagen verde.

**Ilustración 103**

*Ventana de ejecución del programa.*

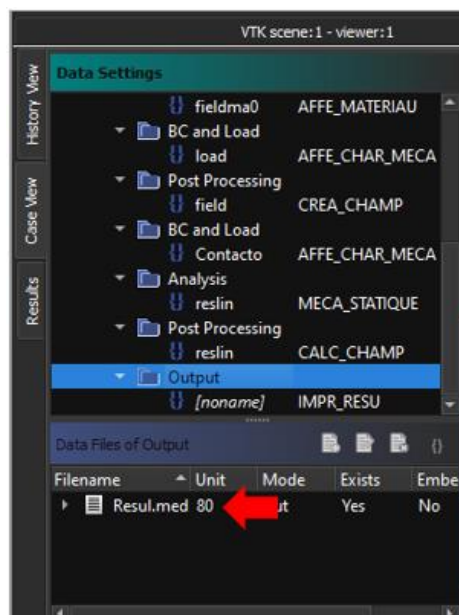


Para abrir la simulación es necesario volver a la venta principal dando clic en “Case View”.

**Ilustración 103.**

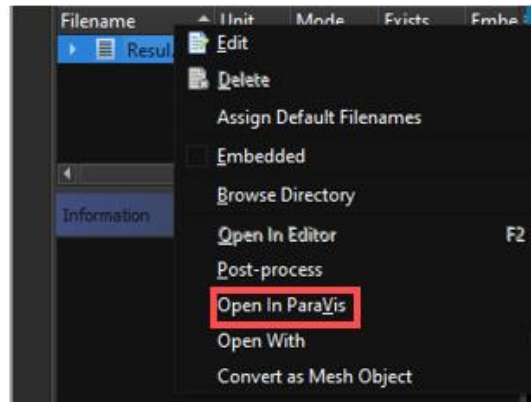
**Ilustración 104**

*Archivo de resultados.*



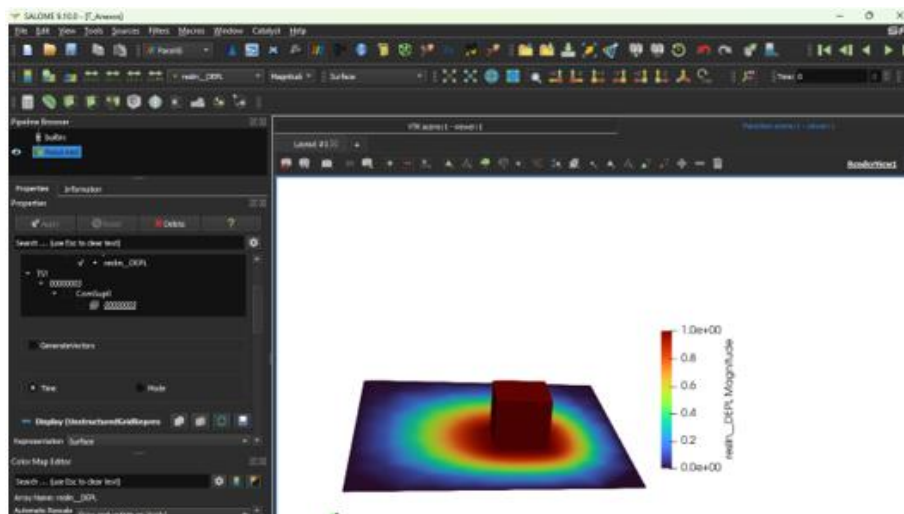
**Ilustración 105**

*Abrir los resultados en Paraview.*



**Ilustración 106**

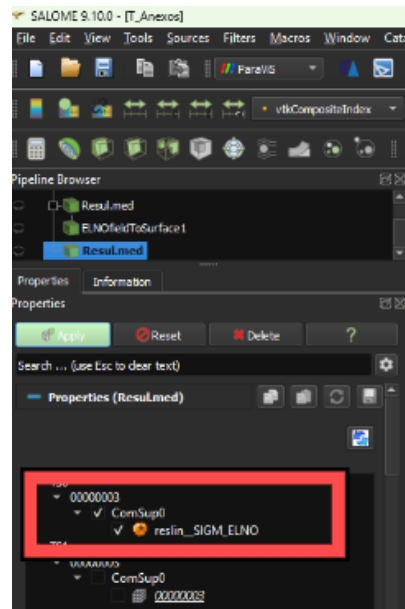
*Resultados mostrados en paraview.*



Paraview es la herramienta que usa SALOME para mostrar los resultados, cuenta con variedad de opciones para mejorar la visualización y presentación de las simulaciones. Para ver el cálculo de tensiones Ilustración 107 primero se debe aplicar en la parte izquierda los cálculos realizados, luego se selecciona “Filters” y luego “Mechanics” y por último ”Elno Field to surface”.

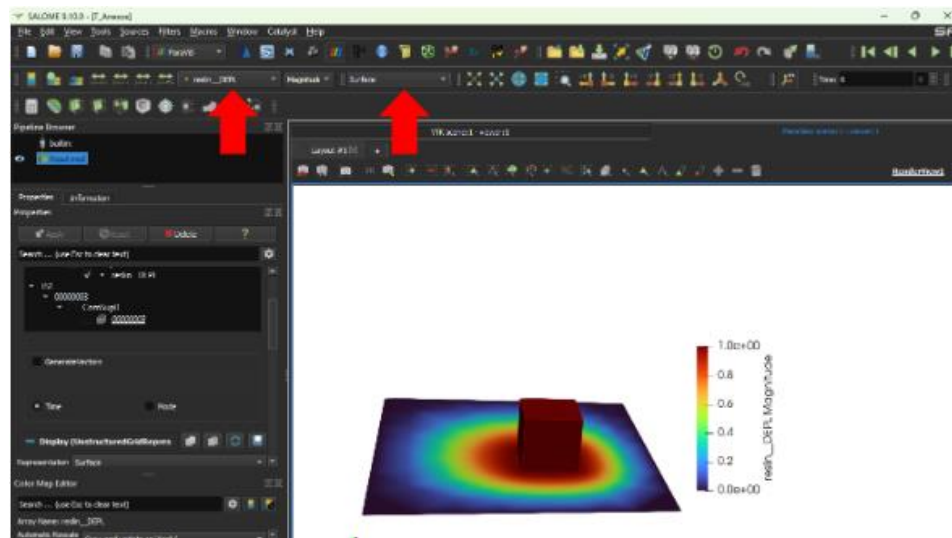
**Ilustración 107**

*Selección para mostrar el cálculo de tensiones.*



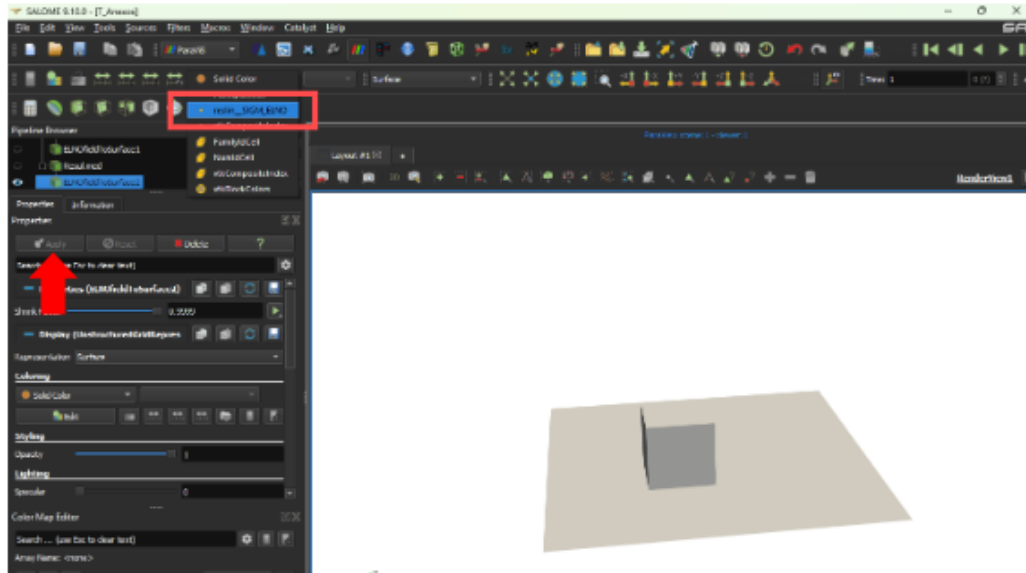
**Ilustración 108**

*Opciones para mostrar los resultados cargados.*



**Ilustración 109**

*Selección de los resultados de tensiones en el panel de Paraview.*



**Ilustración 110**

*Resultado de los esfuerzos de tensiones en el modelo.*

