



GRADO EN INGENIERÍA EN TECNOLOGÍAS
INDUSTRIALES ESPECIALIDAD MECÁNICA

TRABAJO DE FIN DE GRADO

ANÁLISIS BIOMECÁNICO MEDIANTE
ELEMENTOS FINITOS PARA LA
ESTABILIZACIÓN DE FRACTURAS
CON TORNILLOS POLLER

Autor: Javier Castillejo Huerta

Directores del Proyecto: Alberto Carnicero López y Carlos González
Bravo

Fecha: Julio 2023

Declaro, bajo mi responsabilidad, que el Proyecto presentado con el título
ANÁLISIS BIOMECÁNICO MEDIANTE ELEMENTOS FINITOS PARA LA
ESTABILIZACIÓN DE FRACTURAS CON TORNILLOS POLLER
en la ETS de Ingeniería - ICAI de la Universidad Pontificia Comillas en el
curso académico 2022 / 2023 es de mi autoría, original e inédito y
no ha sido presentado con anterioridad a otros efectos. El Proyecto no es
plagio de otro, ni total ni parcialmente y la información que ha sido tomada
de otros documentos está debidamente referenciada.

Fdo.: Javier Castillejo Huerta

Fecha: 18 / 07 / 23

Autorizada la entrega del proyecto
EL DIRECTOR DEL PROYECTO

Fdo.:



Carlos González Brño
Director del Proyecto
s o s t e
a o b e v s 6
D. CCAEBC

g
cavrlcevs oste aobev s 6
D. CCAEBC
r
ldr 2N Re' 5
r Rldce' d CCAEBC
5 r Raobev s 5
Rcavrlcevs oste 5
Rcavrlcevs oste
aobev s 6D. CCAEBC
g N: ABZ FZ-I : FND: NBD
4: A: :



GRADO EN INGENIERÍA EN TECNOLOGÍAS
INDUSTRIALES ESPECIALIDAD MECÁNICA

TRABAJO DE FIN DE GRADO

ANÁLISIS BIOMECÁNICO MEDIANTE
ELEMENTOS FINITOS PARA LA
ESTABILIZACIÓN DE FRACTURAS
CON TORNILLOS POLLER

Autor: Javier Castillejo Huerta

Directores del Proyecto: Alberto Carnicero López y Carlos González
Bravo

Fecha: Julio 2023

ANÁLISIS BIOMECÁNICO MEDIANTE ELEMENTOS FINITOS PARA LA ESTABILIZACIÓN DE FRACTURAS CON TORNILLOS POLLER

Autor: Javier Castillejo Huerta

Directores: Carnicero López, Alberto y González Bravo, Carlos

Entidad Colaboradora: ICAI-Universidad Pontificia Comillas

RESUMEN DEL PROYECTO

La introducción de tornillos Poller junto a un clavo intramedular representa una técnica novedosa que ayuda con la recuperación de fracturas en huesos largos. En este trabajo se han creado unas indicaciones de colocación y se ha comprobado la efectividad de estos tornillos mediante el uso de software FEA y modelos 3D.

Palabras Clave: Fractura, tornillos Poller, modelo 3D, ANSYS, FEA, deformaciones, presiones.

Introducción

Una fractura ósea se trata de una lesión que produce una ruptura o fisura en huesos. El proceso de rehabilitación de la lesión es complejo y consta de varias fases, en las que se crean tejidos que se acaban transformando en un nuevo hueso recuperado y con las características previas a la lesión. Para que este proceso ocurra correctamente la fractura requiere estabilidad y unas condiciones específicas, que los médicos consiguen mediante un tratamiento denominado fijación.

Uno de los métodos más comunes de fijación que se emplean en huesos largos es el clavo intramedular. Este es un implante que aporta rigidez estructural y mejora el contacto para una mejor recuperación. Sin embargo, este clavo tiene complicaciones, como que en fracturas oblicuas su efectividad desciende. Para ello se empezaron a introducir dos tornillos de bloqueo o Poller para lidiar con algunas complicaciones a finales del s.XX. Esta solución proporciona una mayor rigidez al ser un apoyo más para el clavo, y mejora el perfil de fuerzas y tensiones en la fractura para que el entorno sea más eficiente para la recuperación.

Definición del proyecto

El objetivo del proyecto es analizar un modelo de tibia con clavo intramedular y tornillos Poller, para poder confirmar la efectividad de estos tornillos y establecer unas indicaciones y criterio de colocación. Para ello se analizarán las diferentes presiones, deformaciones, y tensiones que aparecen en la tibia tras ser sometida a una carga externa.

Descripción del modelo

Para poder responder a las preguntas planteadas se va a llevar a cabo un estudio de un modelo en 3D de una tibia real. El modelo se estudiará mediante el análisis de elementos finitos o FEA, por sus siglas en inglés.

El procedimiento a seguir comienza por transformar un TAC real en un modelo virtual del tipo STL. Este archivo STL es tratado para eliminar defectos como agujeros en el mallado, geometrías incompletas, retirar ruido generado por haber sido extraído de un TAC y dejar solamente la tibia lista para ser analizada. Mediante la familia de productos de ANSYS el modelo STL se prepara para el posterior análisis, introduciendo en el modelo el clavo intramedular, la fractura, y los tornillos Poller. Se crearon dos grupos de modelos, uno más sencillo de control, y otro con mayor grado de detalle de estudio. Con los diferentes modelos preparados para ser ensayados se definen las condiciones de contorno para cada uno. Estos son ensayados mediante un análisis estructural con el fin de encontrar como las diferentes configuraciones de los tornillos Poller tienen efectos distintos en parámetros de control como deformación o presión en la fractura.

Resultados

Los resultados del grupo de control reforzaron una serie de conclusiones de la teoría. El primer resultado relevante es la mejora de rigidez y presión al introducir los tornillos, ya que independientemente de su posición hacía reducir la deformación, de media, un 95 % en el caso de este modelo. Otro de los resultados más relevantes era el posicionamiento general del tornillo, quedando demostrado que el posicionamiento en el angulo agudo entre el clavo intramedular y el plano de fractura tiene un rendimiento superior.

Del grupo del estudio se observó una clara mejoría en los resultados de las simulaciones con los tornillos Poller más cercanos al plano de fractura, con una mejora entre el 10 y el 47 % de los parámetros estudiados. Por otro lado, los resultados de la introducción del offset también son positivos, mejorando levemente los resultados de deformación y presión en el contacto. Además, sobre estos resultados se ha realizado un análisis de varianza ANOVA, el cual ha confirmado el efecto de las distancias en los resultados, pero rechazado que la influencia del offset sea estadísticamente notable, aunque se puede deber a diferentes factores.

Finalmente, al hacerse una prueba cambiando la dirección de la fuerza, y situarla paralela al clavo intramedular, todos los parámetros de control mejoraron, obteniendo una deformación más baja y un perfil de fuerzas y tensiones más uniforme, lo que resulta en una recuperación más homogénea.

Conclusiones

De los resultados obtenidos durante el estudio se han extraído unas conclusiones sólidas y coherentes. Se ha demostrado la eficacia de los tornillos Poller en la estabilización de fracturas oblicuas fijadas con clavos intramedulares. Estos tornillos reducen la desviación del hueso, mejoran la estabilidad y aumentan la presión y el ajuste entre los fragmentos óseos. La posición óptima para su inserción es en el ángulo agudo entre la fractura y el clavo intramedular. La distancia de los tornillos a la fractura es crucial para obtener resultados exitosos en la rehabilitación, y se necesita que sea la menor distancia posible, y el offset no tiene un impacto significativo en los resultados. Además, se ha observado que cambiar la dirección de la carga puede mejorar la deformación promedio y distribuir la tensión de manera más eficiente en los implantes. Estas conclusiones respaldan la importancia de los tornillos Poller y sugieren la posibilidad de introducir dispositivos para modificar la dirección de la carga y mejorar aún más la recuperación.

BIOMECHANICAL ANALYSIS THROUGH FINITE ELEMENTS FOR FRACTURE STABILIZATION WITH POLLER SCREWS.

Author: Javier Castillejo Huerta

Directors: Carnicero López, Alberto y González Bravo, Carlos

Collaborating Entity: ICAI-Universidad Pontificia Comillas

ABSTRACT

The insertion of Poller screws together with an intramedullary nail represents a novel technique to aid in the healing of long bone fractures. In this work, placement indications have been created and the effectiveness of these screws has been tested using FEA software and 3D models.

Keywords: Fracture, Poller screws, 3D model, ANSYS, FEA, deformations, pressures.

Introduction

A bone fracture is an injury that produces a break or fissure in bones. The rehabilitation process of the injury is complex and consists of several phases, in which tissues are created and transformed into a new recovered bone with the pre-injury characteristics. For this process to occur correctly, the fracture requires stability and specific conditions, which doctors achieve through a treatment called fixation.

One of the most common methods of fixation used in long bones is the intramedullary nail. This is an implant that provides structural rigidity and improves contact for better recovery. However, this nail has complications, such as decreased effectiveness in oblique fractures. For this reason, two locking screws or Poller screws were introduced at the end of the 20th century to deal with some complications. This solution provides greater rigidity as an additional support for the nail, and improves the profile of forces and stresses in the fracture so that the environment is more efficient for recovery.

Project definition

The aim of the project is to analyze a tibia model with intramedullary nail and Poller screws, in order to confirm the effectiveness of these screws and to establish indications and placement criteria. For this purpose, the different pressures, deformations and stresses that appear in the tibia after being subjected to an external load will be analyzed.

Model description

In order to answer the questions posed, a study of a 3D model of a real tibia will be carried out. The model will be studied by means of finite element analysis or FEA. The procedure starts by transforming a real CT scan into a virtual STL model. This STL file is treated to eliminate defects such as holes in the mesh, incomplete geometries, remove noise generated by having been extracted from a CT scan and leave only the tibia ready to be analyzed. Using the ANSYS product family, the STL model is prepared for further analysis by introducing the intramedullary nail, the fracture, and the Poller screws into the model. Two groups of models were created, a simpler control model, and another with a higher degree of study detail. With the different models prepared for testing, the boundary conditions for each one are defined. These are tested by structural analysis in order to find out how the different configurations of the Poller bolts have different effects on control parameters such as deformation or fracture pressure.

Results

The results of the control group reinforced a series of conclusions of the theory. The first relevant result is the improvement of stiffness and pressure when introducing the screws, since regardless of their position, it reduced the deformation, on average, by 95 % in the case of this model. Another of the most relevant results was the general positioning of the screw, demonstrating that the positioning in the acute angle between the intramedullary nail and the fracture plane has a superior performance. From the study group, a clear improvement was observed in the results of the simulations with the Poller screws closer to the fracture plane, with an improvement between 10 and 47 % of the parameters studied. On the other hand, the results of

the introduction of the offset are also positive, slightly improving the results of deformation and contact pressure. Furthermore, an ANOVA analysis of variance was performed on these results, which confirmed the effect of the distances on the results, but rejected that the influence of the offset is statistically significant, although it may be due to different factors.

Finally, when a test was performed by changing the direction of the force, and placing it parallel to the intramedullary nail, all the control parameters improved, obtaining a lower deformation and a more uniform force and stress profile, resulting in a more homogeneous recovery.

Conclusions

Solid and consistent conclusions have been drawn from the results obtained during the study. The efficacy of Poller screws in the stabilization of oblique fractures fixed with intramedullary nails has been demonstrated. These screws reduce bone deviation, improve stability and increase pressure and fit between bone fragments. The optimal position for insertion is at the acute angle between the fracture and the intramedullary nail. The distance of the screws from the fracture is crucial for successful rehabilitation results, and they need to be as close together as possible, while the offset does not have a significant impact on the results. In addition, it has been observed that changing the direction of loading can improve the average deformation and distribute stress more efficiently on implants. These findings support the importance of Poller screws and suggest the possibility of introducing devices to modify the loading direction and further improve healing.

Índice general

1. Objetivos y motivaciones del estudio	1
1.1. Objetivos	1
1.2. Motivación	2
2. Objetivos de desarrollo sostenible	3
3. Metodología	5
3.1. Enfoque general	5
3.2. Recopilación de datos	5
3.3. Procedimiento	6
4. Introducción	9
4.1. Fracturas y proceso de curación	9
4.2. Procedimientos Clinicos	11
4.2.1. No quirurgicos	11
4.2.2. Quirúrgicos	13
4.3. Clavo intramedular	15
4.3.1. Operación Quirurjica	16
4.3.2. Complicaciones	20
4.3.3. Tornillos de fijación o Poller	20
5. Estado del arte	23
5.1. Tornillos poller	23
5.2. Información actual	24
5.3. Estado del Arte	26

5.3.1.	Intervención quirúrgica	26
5.3.2.	Estudios actuales	27
5.4.	Limitaciones en el estudio de los tornillos Poller	34
6.	Memoria	37
6.1.	Datos utilizados	37
6.2.	Procesamiento del TAC y modelo	39
6.2.1.	3D Slicer	40
6.3.	Editor STL	45
6.4.	Preparación para la simulación	50
6.4.1.	ANSYS SpaceClaim	50
6.4.2.	Preparación de la tibia	52
6.4.3.	Clavo intramedular y tornillos	54
6.5.	Condiciones de contorno de la simulación	59
6.5.1.	Tornillos Poller	59
6.5.2.	Ansys Workbench	64
6.5.3.	Ansys Mechanical	65
6.5.4.	Materiales	66
6.5.5.	Contactos	68
6.5.6.	Mesh o mallado	72
6.5.7.	Cargas	75
6.5.8.	Apoyos	75
6.6.	Simulaciones	77
6.6.1.	Primer conjunto: grupo de control	77
6.6.2.	Segundo grupo: Simulaciones del estudio.	90
6.7.	Análisis de Resultados	96
6.7.1.	Grupo de control	96
6.7.2.	Grupo de análisis	99
7.	Conclusiones	107
8.	Futuros estudios	111

Índice de figuras

2.1. Objetivos de desarrollo sostenible	3
4.1. Diferentes tipos de fracturas óseas	9
4.2. Regeneración de una fractura, paciente real	11
4.3. Métodos de fijación externa	13
4.4. Luxación de tobillo en varón	14
4.5. Diagrama hueso largo	15
4.6. Clavo intramedular	16
4.7. Material y procedimiento quirúrgico para la apertura del hueso	16
4.8. Guía clavo intramedular	17
4.9. Herramienta de fresado	18
4.10. Introducción clavo intramedular	19
4.11. Tornillos fijación	19
4.12. Herramienta para colocación de tornillos	19
4.13. Implante fracturado en fémur de varón	21
5.1. Ilustración de fractura	24
5.3. Radiografía clavo intramedular y poller en tibia	25
5.2. Ilustración de colocación tornillo poller	25
5.4. Herramienta posicionamiento de tornillos Poller	26
5.5. Gráfico de desplazamientos cortantes	27
5.6. Gráfico de rigidez y desplazamiento vertical	28
5.7. Resultado desbalance por tejidos blandos.	29
5.8. Ilustración de rotura con rectas en el hueso y fractura	30
5.9. Ilustración de la colocación de tornillo Poller	31

5.10. Radiografía de paciente con poller	31
5.11. Modelo en madera de una tibia	32
5.12. Resultado experimento poller	33
6.1. Máquina usada en un TAC	38
6.2. TAC	38
6.3. Fractura de ala de mariposa	39
6.4. Interfaz 3D Slicer	40
6.5. Archivo datos DICOM	41
6.6. Diferentes vistas del TAC en Slicer	42
6.7. Renderizado de hueso 1	43
6.8. Renderizado de hueso 2	43
6.9. Renderizado de hueso 3	43
6.10. Diferentes opciones para modelar en Segmentations	44
6.11. STL tibia, previo al procesamiento	45
6.12. STL tibia, previo al procesamiento 2	45
6.13. Tibia sin peroné ni ruido externo	46
6.14. Tibia con extremos recortados	47
6.15. Tibia con extremos recortados 2	47
6.16. Interior del modelo final STL de la tibia	48
6.17. Exterior del modelo final STL de la tibia	49
6.18. Archivo STL en Spaceclaim	51
6.19. Tibia como cuerpo sólido en Spaceclaim	51
6.20. Tibia ya fractura con el plano en la herramienta Split	53
6.21. Sobrante seleccionado para ser eliminado del extremo	53
6.22. Clavo intramedular con los agujeros para los tornillos	56
6.23. Tornillos de sujeción	56
6.24. Vista sección de la tibia y el clavo ya en posición	57
6.25. Detalle del fresado realizado	57
6.26. Detalle de la creación de los tornillos de sujeción	58
6.27. Modelo de la tibia, clavo intramedular y tornillos de sujeción final . .	58

6.28. Boceto de una pareja de tornillos Poller.	61
6.29. Configuración de los poller en la línea de fractura	61
6.30. Configuración en los ángulos obtusos y superpuesto al clavo	62
6.31. Configuración en el ángulo agudo y superpuesto al clavo	62
6.32. Configuración final a 7.5 mm de la línea de fractura y tangente al clavo	63
6.33. Configuración final a 12.5 mm de la línea de fractura y tangente al clavo	63
6.34. Interfaz de Ansys Workbench	64
6.35. Interfaz de Mechanical con la geometría ya cargada	65
6.36. Pestaña de Engineering Data	67
6.37. Tabla con las propiedades físicas y mecánicas a 23 °C	68
6.38. Interfaz de edición de contactos	71
6.39. Contact tool para la tibia con los Poller a 12.5 mm	72
6.40. Mallado por defecto en una tibia de prueba	74
6.41. Mallado final de la tibia con Poller a 12.5 mm	74
6.42. Interfaz de Ansys con las diferentes opciones de carga	76
6.43. Interfaz de Ansys con las diferentes opciones de apoyo	76
6.44. Mapa de deformación. Simulación sin tornillos Poller	79
6.45. Presión en el contacto. Simulación sin tornillos Poller	80
6.46. Mapa de deformación. Simulación con tornillos Poller ángulo obtuso .	82
6.47. Presión en el contacto. Simulación con tornillos Poller ángulo obtuso .	83
6.48. Mapa de deformación. Simulación con tornillos Poller en plano de fractura	85
6.49. Presión en el contacto. Simulación con tornillos Poller en plano de fractura	86
6.50. Mapa de deformación. Simulación con tornillos Poller en ángulo agudo	88
6.51. Presión en el contacto. Simulación con tornillos Poller en ángulo agudo	89
6.52. Interfaz de edición de parámetros y puntos de diseño	90
6.53. Tabla con resultados sobre desplazamientos de todos los puntos de diseño	92

6.54. Gráfico de presiones promedio y máximas en el contacto de todos los puntos de diseño	92
6.55. Mapa de deformaciones Poller a 7.5 mm y fuerza paralela al clavo . .	94
6.56. Presión en el contacto Poller a 7.5 mm y fuerza paralela al clavo . . .	95
6.57. Gráfico de las deformaciones máximas y promedio	97
6.58. Gráfico de presiones máximas y promedio	97
6.59. Presión en el contacto ángulo agudo	98
6.60. Presión en el contacto ángulo obtuso	98
6.61. Gráfico de las deformaciones máximas y promedio	99
6.62. Gráfico de presiones máximas y promedio	100
6.63. Tabla comparando los valores medios de desplazamiento y presión. . .	101
6.64. Tabla ANOVA Deformaciones promedio	102
6.65. Tabla ANOVA Presiones promedio	102
6.66. Resultados de la tibia con fuerza paralela al clavo	104
6.67. Resultados de la tibia con fuerza normal	105
6.68. Tabla con los resultados para la dirección normal y paralela	106

Capítulo 1

Objetivos y motivaciones del estudio

1.1. Objetivos

El objetivo principal de este trabajo es establecer un criterio para la colocación de tornillos Poller con el fin de mejorar las condiciones de rehabilitación de huesos largos fracturados. Para lograr este objetivo, se plantean los siguientes subobjetivos:

1. Estudiar cómo la colocación de los tornillos Poller puede contribuir a la estabilización y recuperación de fracturas óseas.
2. Desarrollar un modelo tridimensional (3D) novedoso que simule de manera precisa tanto el hueso como el implante médico, permitiendo obtener resultados concluyentes sobre el posicionamiento de los tornillos.
3. Analizar las características generales del hueso sometido a carga, incluyendo tensiones principales, cortantes y desplazamientos, así como el comportamiento del contacto entre los fragmentos óseos, estudiando la presión a la que están sometidos y la posibilidad de desplazamiento.
4. Introducir métodos innovadores asociados a la ingeniería en el campo de la medicina, utilizando técnicas de modelado en 3D, procesamiento de imágenes y análisis por elementos finitos (FEA, por sus siglas en inglés).

5. Utilizar un modelo virtual en lugar de un modelo físico, lo que facilitará el estudio de diferentes configuraciones y permitirá obtener resultados más contrastados y revisar los criterios utilizados.
6. Contribuir al desarrollo de la sociedad mediante la mejora de las técnicas de rehabilitación y la reducción del tiempo y el dolor asociados a la recuperación de fracturas.

1.2. Motivación

La motivación subyacente en este trabajo se basa en el propósito esencial de un ingeniero de aportar al desarrollo y mejora de la sociedad en la que vive. Esta motivación se ve reflejada en la fusión de campos aparentemente diferentes, como la medicina y la ingeniería, en un mismo proyecto.

Desde la perspectiva de un ingeniero, resolver problemas y buscar innovaciones que beneficien a la sociedad es una prioridad. Aunque las áreas médicas y de ingeniería pueden parecer inicialmente opuestas, existen numerosos puntos de encuentro y aplicaciones mutuamente provechosas. En el caso de la traumatología, por ejemplo, se observa claramente cómo los conceptos físicos y mecánicos, así como el uso de software de simulación y modelado en 3D, pueden ser aplicados de manera eficiente para responder a preguntas y desafíos presentes en la medicina.

La incorporación de métodos y herramientas ingenieras en el ámbito médico abre nuevas oportunidades y soluciones que pueden tener un impacto significativo en el bienestar de los pacientes. En este trabajo, se busca mejorar la técnica de colocación de tornillos Poller mediante la aplicación de conocimientos y enfoques ingenieriles, lo cual puede beneficiar a un amplio número de pacientes al ofrecerles una recuperación más rápida, menos dolorosa y con mayores garantías de éxito.

Además, al utilizar un modelo virtual en lugar de un modelo físico, se fomenta la eficiencia y la sostenibilidad. El modelo virtual permite explorar diferentes configuraciones de manera ágil y económica, además de facilitar su acceso a diferentes grupos de investigación, lo cual promueve una mayor comparación de resultados y una revisión más exhaustiva de los criterios utilizados.

Capítulo 2

Objetivos de desarrollo sostenible

Los ODS son las siglas de Objetivos de Desarrollo Sostenible, una iniciativa impulsada por las Naciones Unidas para dar continuidad a la agenda de desarrollo tras los Objetivos de Desarrollo del Milenio (ODM). Son un plan maestro para conseguir un futuro sostenible para todos, que abordan los desafíos globales como la pobreza, la desigualdad, el clima, el medio ambiente, la paz y la justicia. Hay 17 ODS que se interrelacionan entre sí y que se deben cumplir para el año 2030[19].



Figura 2.1: Objetivos de desarrollo sostenible[19]

Todo proyecto ingenieril debería intentar seguir dichos objetivos por diferentes

razones. Se asegurará de otorgar un valor adicional a la sociedad, al tener en cuenta diferentes puntos de vista a mejorar, no solamente técnicos, sino que además tratará temas morales y de responsabilidad social igualmente importantes y que muchas veces son pasados por alto. Además, el seguir los ODS promueve el uso y desarrollo enfocado a proyectos con una mayor sostenibilidad ecológica, un problema que nos concierne con mayor urgencia que nunca. Otra razón para respetar estos ODS es la colaboración interdisciplinaria, en la que proyectos puedan ser estudiados por disciplinas para encontrar una mejor solución.

Este proyecto se alinea con diferentes objetivos de desarrollo sostenible. El primero es la salud y el bienestar. El proyecto, al tratarse de buscar una solución efectiva a un problema médico aun sin resolver, aunque sea realmente ingenieril, centrará la mayor parte de sus esfuerzos en la rama del bienestar y la salud. El encontrar una solución adecuada brindará la oportunidad de uso de una técnica novedosa y podrá entregar unos resultados a los pacientes realmente beneficiosos, los cuales podrán disfrutar de mejores rehabilitaciones. El segundo es el objetivo número 9, o industria, innovación e infraestructura. Utilizando técnicas nuevas para estudiar el caso, estamos mejorando las posibilidades anteriores y mejorando la forma en que comprobaremos si los tornillos Poller son efectivos. Finalmente, una que se puede pasar por alto es el décimo. El objetivo de reducción de las desigualdades se va a atacar, ya que anteriormente el uso de tornillos Poller era realmente eficaz con médicos especializados con una amplia experiencia y que no todo el mundo se podía permitir. Con la creación de un método de colocación y unas directrices generales sobre la posición, es técnica podrá llegar a más pacientes, reduciendo así las desigualdades.

Capítulo 3

Metodología

Se describirá en la siguiente sección la metodología seguida para llevar a cabo el presente trabajo. Se explicarán tanto los pasos y procedimientos utilizados para la resolución del problema planteado, como los motivos de la elección y de sus implicaciones en su aplicación.

3.1. Enfoque general

Para obtener unos resultados y conclusiones que nos faciliten eficazmente el responder a las tesis planteadas al inicio del trabajo se va a seguir un enfoque analítico. Las conclusiones principales se extraerán del análisis e interpretación de los datos obtenidos de simulaciones computacionales del modelo. Además, se justifica la elección de la metodología por lo contrastada que está y las buenas soluciones que puede dar para problemas ingenieriles.

3.2. Recopilación de datos

La recopilación de datos es una de las fases más importantes de cualquier proyecto. Un mal enfoque en esta fase puede llevarnos a resultados y conclusiones erróneas que invaliden la investigación realizada, así como una buena recogida de datos puede ayudar considerablemente en el estudio. Los datos del trabajo serán tanto de pacientes reales, tratados con la mayor confidencialidad y respeto posible,

por lo importante que es tener referencias reales para los estudios médicos; como por medio del análisis documental, para conocer al máximo las técnicas empleadas, características de los distintos elementos, y conocimientos actuales sobre la materia, en este caso tornillos Poller.

3.3. Procedimiento

El procedimiento seguido en el estudio se divide en 3 etapas claramente definidas, las cuales se encuentran a continuación.

1. Primera Fase: Tratamiento de datos.

. Lo primero que se realizara será el tratamiento de los datos recopilados para que estos puedan ser utilizados y analizados posteriormente. Para empezar se realiza un análisis exhaustivo de la literatura para enfocar correctamente el estudio y sentar unas bases médicas correctas. Durante esta fase se dará el formato correcto a la Tomografía Axial Computarizada o TAC de la tibia de un paciente real. Este TAC tendrá que pasar por diferentes software de tratamiento de fotos y de modelos en 3 dimensiones para que el modelo final pueda ser estudiado correctamente. El primer programa será Slicer en su versión 5.2.2, el cual nos ayudara con el procesamiento del archivo del TAC, en el cual encontramos las imágenes de las diferentes secciones de la tibia, para poder obtener un modelo .stl lo más tratado posible. El segundo paso será con un editor de STL, ya sea GeoMagic o Materialise Magics. Con este software se refinara el modelo .stl para que sea apto para un análisis de elementos finitos.

2. Segunda Fase: Simulación.

Continuando con el proceso, el siguiente paso es la simulación del modelo por medio del análisis de elementos finitos. El software que se utilizara será ANSYS por la cantidad de opciones de edición del modelo, así como de análisis y configuraciones dentro todo del mismo ecosistema. Lo primero será gracias a SpaceClaim finalizar el modelo e introducirle el clavo intramedular, tornillos de sujeción, la fractura y por último los tornillos Poller. Con los diferentes

modelos finales se pasará al Workbench para ser analizado por Mechanical. De esta fase se obtendrán unos resultados numéricos que aún han de ser analizados y procesados.

3. Tercera Fase: Análisis de resultados.

Última fase de la investigación, la cual dará sentido a los resultados obtenidos gracias a los anteriores pasos. Se revisarán y estudiarán las simulaciones para intentar encontrar correlaciones, patrones y conclusiones interesantes en las diferentes posiciones a estudiar. Se utilizará software de manejo de datos y estadística como MATLAB y Excel, para dar respuesta a las preguntas planteadas al inicio del trabajo.

Capítulo 4

Introducción

4.1. Fracturas y proceso de curación

Una fractura ósea es una lesión común originada por la rotura total o parcial de un hueso y suele ser consecuencia de un impacto o tensión de gran fuerza, alrededor de los 4000N, así como por enfermedades degenerativas como la osteoporosis o cánceres. Existen diferentes tipos de fracturas como las de bastón verde, transversal, espiral u oblicua, atendiendo a como esta rotura del hueso se alinea con la geometría general del hueso.

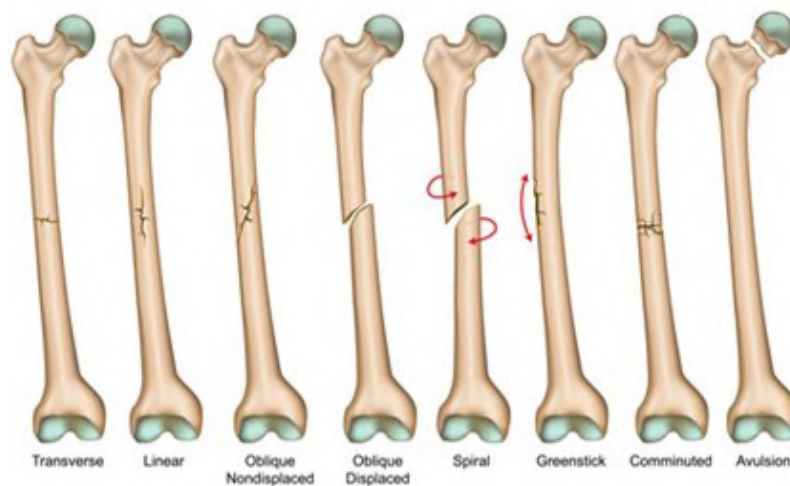


Figura 4.1: En esta figura se pueden observar los diferentes tipos de fracturas que tenemos. De izquierda a derecha encontramos transversa; linear, que sigue el eje de la epífisis; oblicua, tanto parcial como completa; rotacional; de tallo verde, típica en pacientes jóvenes no completamente desarrollados; conminuta, en la que el hueso se fragmenta en dos o más fragmentos y avulsión

El proceso de curación del hueso es complejo y depende de diferentes factores como la localización y tipo de fractura, edad o estado de salud del paciente, pero consta de tres principales etapas [9] [17]:

a) **Fase inflamatoria:** Este es el primer estado de la curación de una lesión ósea.

Tiene una corta duración y comienza a las horas de la fractura y se mantiene durante pocos días. Durante esta etapa, los capilares sanguíneos afectados por la fractura pierden sangre, ya que estarán rasgados o rotos. La pérdida de sangre en la zona afectada da lugar a la creación de un hematoma. Plaquetas y glóbulos blancos abundan en la zona que ya empiezan con la función remodeladora, este exceso de células y fluidos forma la inflamación típica de este tipo de lesiones. Los glóbulos blancos sirven para evitar infecciones asociadas a la herida, y las plaquetas ayudan con la creación de un primer coágulo que limite la pérdida de sangre por estos capilares rotos, así como base de la reconstrucción del hueso. Este coágulo acelera la regeneración de los capilares dañados, así como genera nuevo tejido fibrovascular. Además, durante esta fase el hematoma empieza a crear la matriz de reparación ósea.

b) **Fase reparativa:** Esta es la segunda etapa y se produce desde los días posteriores de la fractura hasta semanas después atendiendo a la gravedad y posición de la fractura. Según el libro médico, esta fase puede ser separada en dos diferentes. Durante esta fase, el hematoma o coágulo sanguíneo mencionado anteriormente evoluciona y forma un puente de tejido cartilaginoso con una alta concentración de colágeno entre los diferentes fragmentos de hueso derivados de la lesión. Además de este tejido blando aparecen nuevos capilares sanguíneos y sirve como estructura para la creación de nuevo hueso. Con este callo cartilaginoso formado empieza la calcificación de este. Durante este periodo el tejido anteriormente formado se endurece y se crea un callo calcificado y duro de hueso aún no maduro. Este hueso no cuenta con las mismas características mecánicas que el hueso sano, pero es lo suficientemente rígido como para soportar las cargas a las que el hueso estará expuesto en condiciones normales.

- c) **Fase de remodelación:** Esta es la etapa final de la curación de la lesión. Tiene una larga duración que se puede extender a varios meses, incluso años. En esta fase el callo adquiere las características mecánicas del hueso y se va refinando. Con el paso del tiempo y la exposición a fuerzas externas ya reales, el callo se va conformando a las necesidades reales del hueso y este adquiere la forma anterior o similar a la lesión. Además, durante esta fase los capilares anteriormente formados para la recuperación en parte desaparecen y son reabsorbidos porque han dejado de ser útiles.

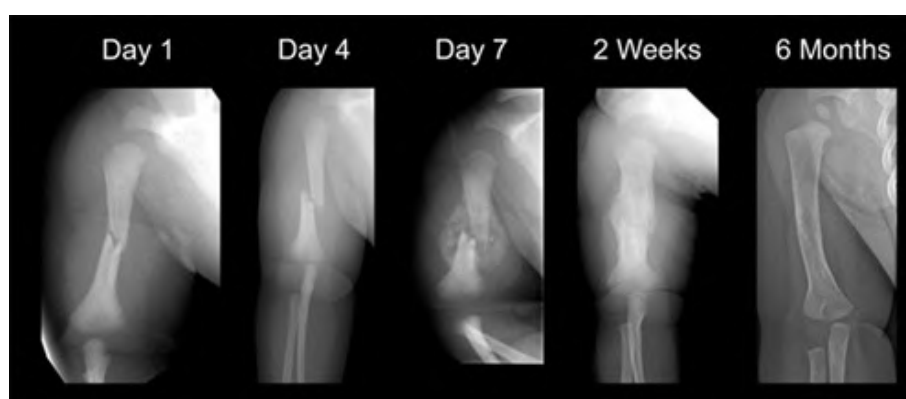


Figura 4.2: Diferentes imágenes de rayos X realizadas a un bebe. El caso es una fractura oblicua en el húmero derecho. Se pueden observar como con el avance de las semanas se van sucediendo las diferentes fases de rehabilitación del hueso. En el día 7 se aprecia el coágulo ya formado y las dos semanas ya tenemos un callo calcificado avanzado. Al tratarse de un paciente joven a los 6 meses se puede observar la recuperación completa del humero con todas las fases finalizadas [17]

4.2. Procedimientos Clinicos

4.2.1. No quirurgicos

Este tiempo de recuperación es variable, ya que hay muchos factores que influyen en el proceso, por lo que tienen una clara distinción [9]. Los primeros son los factores locales, que atienden a la propia fractura, como por ejemplo la localización de esta, tipo de fractura, o si la lesión además sufre de una infección, como se puede dar en fracturas abiertas en las que el hueso atraviesa la piel. Los segundos factores condicionantes son los denominados como sistémicos porque son los factores que determinan el sistema o cuerpo del paciente, y atienden a enfermedades subyacentes

del paciente, estado cardiovascular, edad o la propia alimentación y aunque a veces no tan cuidados, pueden acortar o elongar el tiempo de recuperación gravemente. Aunque estos factores son fundamentales a la hora de recuperarse de una lesión ósea, los procedimientos médicos son indispensables para asegurar una recuperación rápida y exitosa, ya que en muchos casos estas roturas requieren de una recolocación adecuada, así como de una fijación externa para una correcta rehabilitación [3]. Los procedimientos más comunes pueden clasificarse en no quirúrgicos, como por ejemplo la tracción externa para la recolocación y alineación de alguno de los fragmentos de hueso, o el uso de férulas y aparatos ortopédicos (Figura 4.3, como una escayola, para asegurarse una correcta posición de los huesos durante el proceso de soldado gracias a esta fijación externa.

Técnicas habituales para inmovilizar una articulación



Figura 4.3: Algunos de los métodos de fijación externa más utilizados por los médicos. Su principal función es la de limitar la movilidad del miembro afectado. Suelen estar compuestos por escayolas, vendas o plásticos específicamente diseñados para cada lesión [3].

4.2.2. Quirúrgicos

Por otro lado, algunas fracturas sí que requieren de procedimientos quirúrgicos debido a factores como la gravedad, lugar de la lesión o incluso las preferencias del paciente[3]. Las prácticas más comunes son la reducción abierta, que se trata de un procedimiento por el cual se realiza una incisión en la piel para la recolocación de los fragmentos de hueso; la fijación externa, apropiada para casos en los que la fractura es abierta o el tejido blando circundante ha sufrido daños y lo que se realiza es la inserción de clavos o alambres metálicos en el hueso que luego son conectados

a un armazón externo que es el que mantiene el hueso en su sitio; y finalmente la fijación interna, la cual es aconsejable para fracturas en huesos largos con fracturas complejas, anguladas o conminutas. En la fijación interna se introduce en el paciente normalmente un implante metálico, ya sea un clavo intramedular, una placa (Figura 4.4) o tornillos que una vez sanada la fractura pueden ser retirados o dejarse en su sitio.



Figura 4.4: Varón de 26 años con fractura-luxación de tobillo tras sufrir accidente de moto (A). El tratamiento médico realizado consta de una reducción abierta y fijación interna mediante clavo intramedular[8].

Este procedimiento, como mencionado anteriormente, es muy usado para fracturas en huesos largos. Los huesos largos son los que cuentan con una diáfisis y con dos epífisis (Figura 4.5), lo que significa que cuentan con un cuerpo estrecho y en los extremos este cuerpo se ensancha (epífisis) [26]. Además, suelen contar con medulas óseas en las cavidades interiores y se encuentran en su mayoría en las extremidades, como por ejemplo el fémur, el humero o la tibia. A pesar de lo que su nombre pueda indicar, pueden no ser de un gran tamaño, ya que por ejemplo los huesos de las falanges de las manos también son considerados largos a pesar de su reducido tamaño. Para huesos largos, uno de los procedimientos quirúrgicos más utilizados, especialmente en los de mayor tamaño, es la introducción del llamado clavo intramedular.

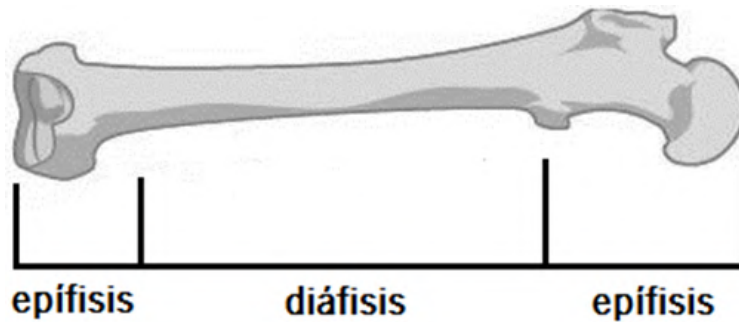


Figura 4.5: Ilustración en la que se pueden apreciar las diferentes secciones que componen un hueso largo[7].

4.3. Clavo intramedular

El clavo intramedular, un implante metálico normalmente compuesto de alguna aleación de titanio o acero inoxidable que puede estar hueco o ser sólido[5][6]. Se utiliza principalmente en fracturas de diáfisis, ya que este dispositivo se introduce dentro del hueso y aquí donde resulta mas efectivo. Se denomina intramedular porque el clavo se introduce por el conducto interior de los huesos o cavidad medular y es sujetado tanto en su base como la punta con tornillos a ambos lados de la fractura. Es necesario que el canal medular sea lo suficientemente ancho como para acomodar este implante, aunque es posible el ensanchamiento de este, por lo que su uso se reserva para los huesos largos de las piernas (fémur, tibia, peroné) e incluso en los huesos de la parte superior del brazo (húmero). El clavo intramedular se fabrica en diferentes longitudes y tamaños, aunque el diámetro suele ser estándar entre los 8 y 10 milímetros, aunque se ensancha en la base para acomodar las sujeciones necesarias. Estas sujeciones se realizan mediante tornillos y se fijan tanto en el tramo proximal como distal y el propio clavo cuenta con diferentes agujeros con ángulos y posiciones diferentes, que además suelen ser dinámicos, es decir, que son ovalados y cuentan con pequeños ajustes, para asegurarse de que la fijación sea lo más precisa y eficaz posible, adaptándose en todo momento a las condiciones del paciente. Estos tornillos de sujeción son esenciales para controlar la longitud, rotación y la alineación de la fractura para que el proceso de curación sea lo más eficiente.[4]

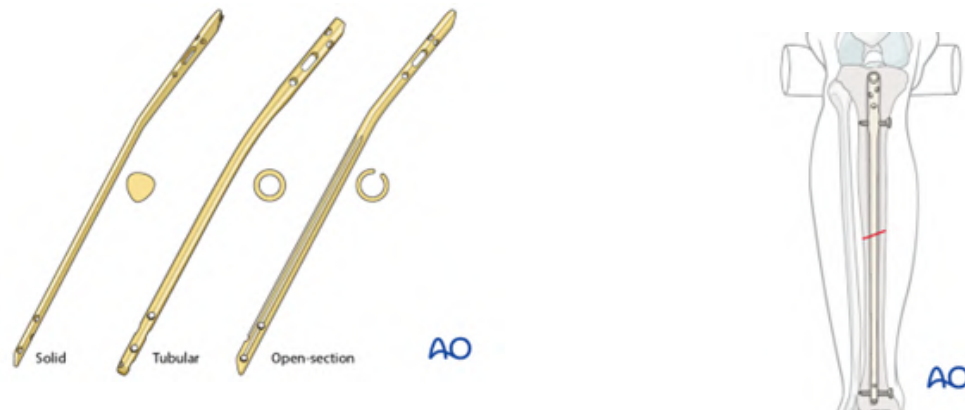


Figura 4.6: En la figura de la izquierda podemos ver diferentes tipos de clavos que se usan en la intervención, dependiendo de las características de la fractura. En la segunda se puede ver el clavo ya en posición y como se fija al hueso afectado[4].

4.3.1. Operación Quirúrgica

La intervención médica [4] [24] comienza con la colocación del paciente en una mesa operatoria con el miembro afectado sobre una mesa de tracción y flexionado entre 80-90 grados. Se hace una pequeña incisión en la articulación en línea con el canal intramedular. El hueso afectado es entonces perforado en la cabeza de la epífisis, estando en línea esta entrada con la cavidad medular(Figura 4.7). El hueso es perforado normalmente con una broca clínica, aunque también se usa en ocasiones un punzón canalado.

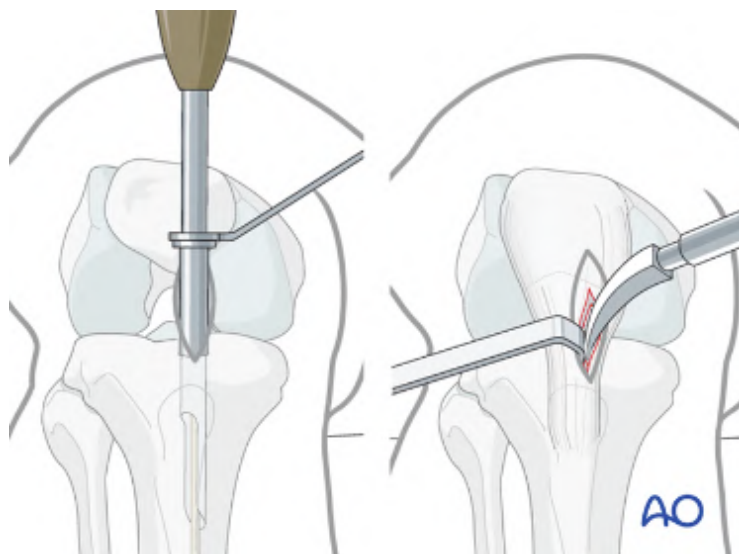


Figura 4.7: Material y procedimiento quirúrgico para la apertura del hueso[4].

El siguiente paso consta de la introducción de la varilla guía (Figura 4.8), que nos ayudará con la alineación de los siguientes pasos y de la fractura. Una vez introducida la varilla se mide la longitud del canal para ajustar el clavo intramedular a las características del paciente. Ahora, atendiendo a la amplitud del canal medular, se fresará este para que pueda albergar el clavo. Con una fresa de mango flexible (Figura 4.9) en incrementos de medio milímetro para evitar fracturas y asegurándose de que la varilla guía sigue en posición, se fresa hasta tener un diámetro entre 1 mm y 1.5 mm superior al del clavo.

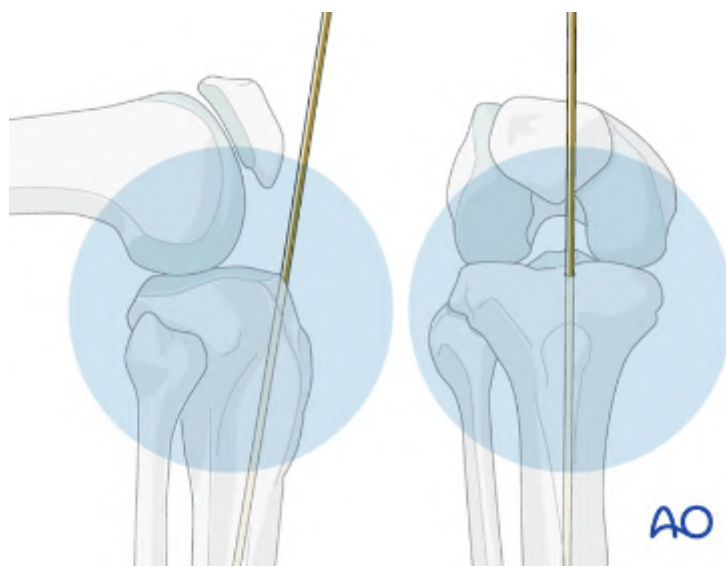


Figura 4.8: A la hora de introducir la varilla guía, el cirujano se apoya en radiografía para asegurarse una correcta introducción [4].



Figura 4.9: La herramienta para fresar el canal medular es la siguiente. Tiene un extensor flexible para poder pasar por dentro del canal[4].

Para la introducción del clavo se le acopla un mango de introducción y una guía externa dependiendo del hueso en el que se realice la intervención (Figura 4.10). Con la ayuda de la guía se introduce el clavo, con especial atención en el paso por la zona de la fractura, hasta confirmar que el clavo está bien asentado. Con el clavo bien asentado se retira ya la guía y se procede a la fijación del implante al hueso. Con la guía aún colocada se introducirán los tornillos necesarios dependiendo del hueso, grado de fractura, así como dependiendo de si se decide utilizar compresión en el clavo o no. Para los tornillos proximales a la entrada del clavo se utiliza la guía externa de colocación (Figuras 4.11, 4.12). Para los tornillos de la parte distal, el cirujano se ayuda de un fluoroscopio para alinear los tornillos con las guías del clavo.

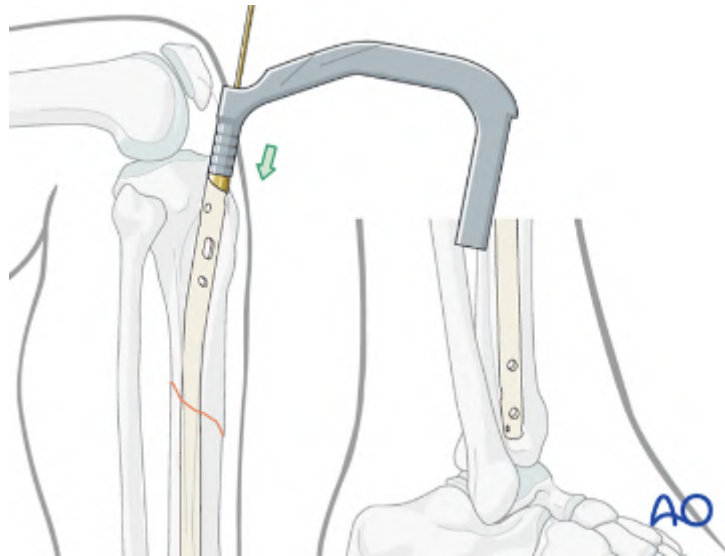


Figura 4.10: Al clavo intramedular se le acopla el mango de introducción y con ayuda de radiografía se asegura que se haya asentado correctamente [4].

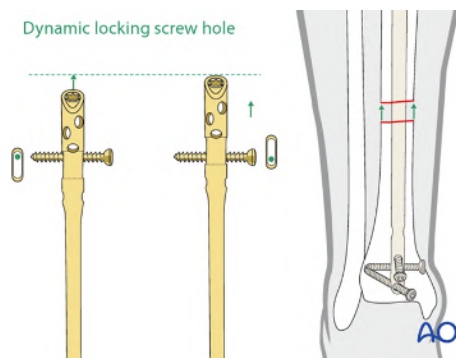


Figura 4.11: Una ilustración con las diferentes posiciones de fijación de tornillos con las que cuenta el clavo intramedular. Se observa claramente como tenemos tanto fijaciones circulares estándar, como algunas ovaladas ajustables para conseguir un ajuste más preciso [4].

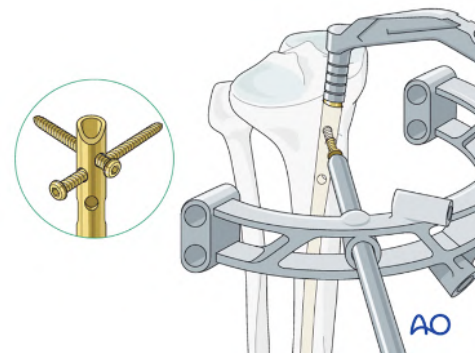


Figura 4.12: Esta es la herramienta de colocación de los tornillos proximales, se observa como tiene diferentes configuraciones para todos los anclajes disponibles. El cirujano decide cuáles son necesarios dependiendo del caso[4].

4.3.2. Complicaciones

Este proceso no está exento de tener complicaciones[10]. Para empezar al tratarse de una operación, el riesgo nunca es nulo, ya que puede haber error humano, por ejemplo, alguna fractura adicional durante el proceso de colocación del clavo al tener que perforar el hueso para ser introducido, o el canal medular ser limado para que el clavo se introduzca correctamente. Uno de los problemas más comunes con este tipo de implantes, y por eso se suelen hacer en metales poco reactivos con el medio como el titanio[11], es que el cuerpo los rechaza, por lo que la implantación pasaría a ser una agravante más de la lesión. Otra complicación es la mala unión o alineación de la fractura a pesar de la cirugía. Esto se puede dar debido a como se sujetan los fragmentos de hueso al clavo intramedular. El clavo, como explicado anteriormente, se une al hueso fracturado en los extremos del implante por medio de clavos y ayudándose de que el clavo atraviesa la medula ósea con un ajuste bastante ajustado, hace que el deslizamiento en la fractura sea mínimo y esté sujeta con un deslizamiento mínimo. Esto no siempre es así, y hay casos que con estos tornillos y el propio clavo no es suficiente garantía para obtener una alineación perfecta y sin movimientos en la fractura, por ejemplo, cuando se trata de una fractura oblicua y además la cavidad medular cuenta con un ancho mayor al del clavo intramedular, por lo que el contacto no es lo suficientemente ajustado.

Esta última complicación ha sido uno de los mayores problemas a la hora de que sea efectivo el tratamiento. A pesar de una buena técnica o una intervención exitosa, ciertas geometrías son problemáticas a la hora de generar las condiciones necesarias para una buena rehabilitación. Una de las soluciones que se están adoptando y más innovadoras son la introducción de los llamados Tornillos Poller[20].

4.3.3. Tornillos de fijación o Poller

Los tornillos Poller, palabra que viene del alemán y significa abitón (poste de madera usado en embarcaciones y sirve para amarrar o sujetar clavos; son dos tornillos que se colocan con el fin de reducir desplazamientos, como haría un abitón al

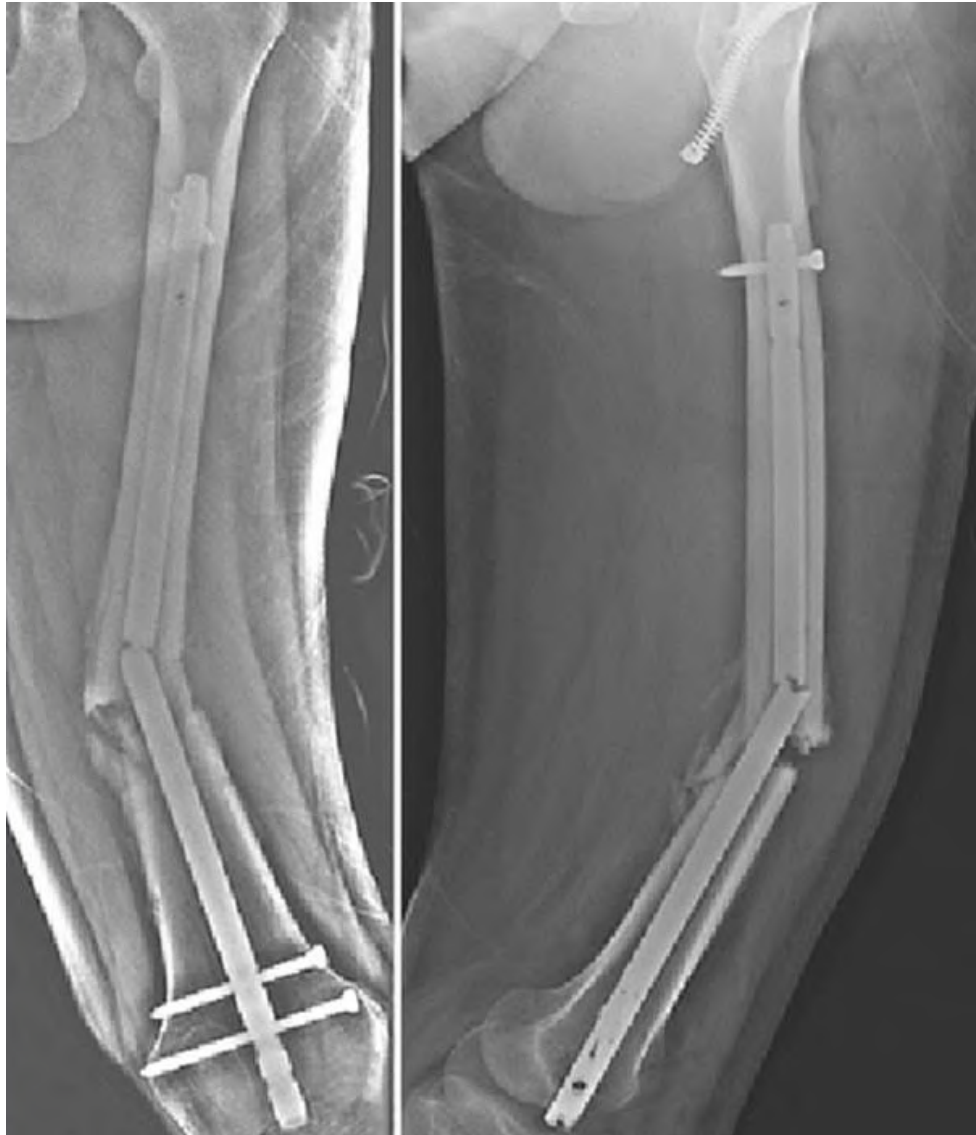


Figura 4.13: Radiografía de los perfiles de un fémur fracturado. Se puede observar como el implante ha fallado al fracturarse en la zona proximal a la fractura, presumiblemente por un exceso de carga y ser de un diámetro inferior al necesario, lo que provocó fatiga en el material, dándose así la fractura. Se necesitó una intervención posterior para reemplazar el clavo intramedular por uno de mayor diámetro que pudiese acomodar los esfuerzos necesarios[14].

amarrar la embarcación. Estos dos tornillos se colocan a ambos lados de la línea de fractura y con una orientación normal al clavo intramedular, además al contrario que los utilizados para fijar en posición el clavo intramedular, estos son exteriores al clavo y no lo atraviesan [20]. Su principal funcionalidad es la de generar una fuerza adicional en la rotura con el fin de crear un entorno de rehabilitación óptimo, acelerando las fases de regeneración del hueso, así como para fijar la posición con más seguridad.

Capítulo 5

Estado del arte

5.1. Tornillos poller

La introducción de estos nuevos tornillos es una técnica novedosa en el ámbito médico. Su uso en específicas fracturas, por ejemplo, en fracturas oblicuas que presentan un gran riesgo de cizallamiento, ha sido demostrado efectivo [15]. Se debe a diferentes factores, siendo uno de ellos la nueva alineación de esfuerzos que se dan, transformando esfuerzos previamente en esfuerzos normales a la cara de la fractura. La principal ventaja de la supresión de los esfuerzos cortantes es que primero tienden a desplazar los fragmentos de hueso, haciendo que la fractura no se cure correctamente. Y segundo, los esfuerzos cortantes además afectan negativamente a la formación y sanación de nuevos capilares sanguíneos, lo que en sí retrasa y dificulta la regeneración ósea[12]. Además, otro efecto que tiene la introducción de tornillos Poller es que reducen el espacio de paso que tiene el clavo intramedular. Como explicado anteriormente, el canal medular muchas veces es fresado en la intervención quirúrgica para poder introducir el clavo. Al ser ensanchado unos milímetros más que el clavo aparece holguras que hacen que el contacto no sea todo lo efectivo que se necesita para poder fijar la fractura. La introducción de los Poller alivia este problema al estrechar el espacio que tiene el clavo para pasar.

5.2. Información actual

El hecho de que sea una técnica novedosa hace que la información al respecto sea escasa y poco contrastada. Esto genera ciertos problemas, por ejemplo, no se conoce la totalidad sus beneficios y como realmente han de ser utilizados. Actualmente, no existe un criterio médico de uso, específicamente de colocación. Es lo que más se está investigando, ya que hasta ahora las técnicas de colocación dependen más de la propia experiencia del cirujano que de un estudio clínico que determine qué posición es la óptima para conseguir el efecto deseado. Estos utilizan diferentes técnicas, desde colocarlo a donde no quieres que se desplace el clavo intramedular, a colocarlo en el fragmento pequeño cercano a la fractura en el lado cóncavo de la deformidad [20], [25]. Lo único que parece que apoyan todos los estudios hasta la fecha es la colocación general de los clavos. Los mejores resultados se dan cuando estos dos tornillos se colocan a ambos lados de la fractura, y si dibujásemos el ángulo que forma la fractura con el clavo intramedular, estos deberían estar colocados en las dos secciones con el ángulo agudo.

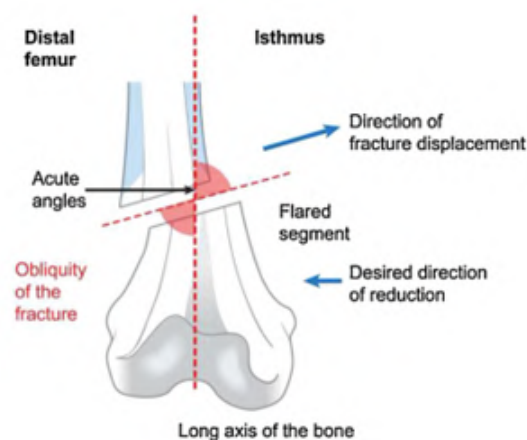


Figura 5.1: Diagrama de una fractura con los diferentes ángulos que se forman y direcciones de desplazamiento [20].

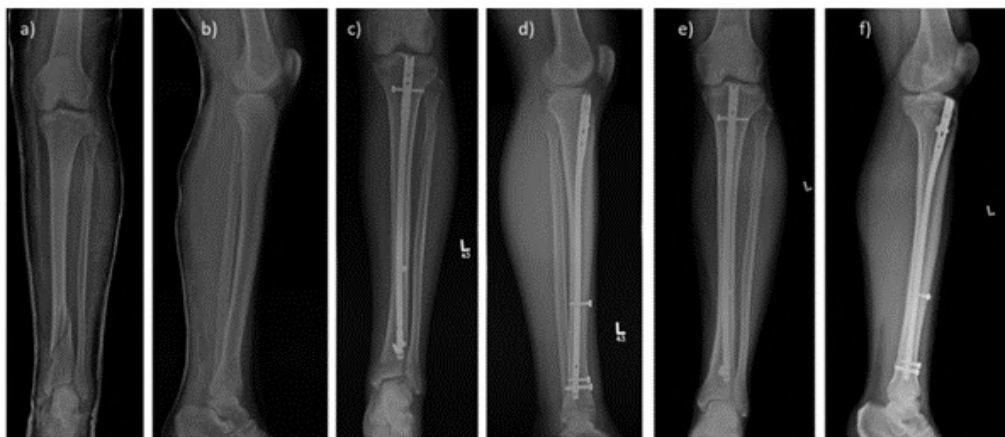


Figura 5.3: Radiografía de paciente real con fractura oblicua en la tibia. Se pueden observar en las capturas después de la intervención como además del clavo intramedular también se ha usado un solo tornillo poller[15].

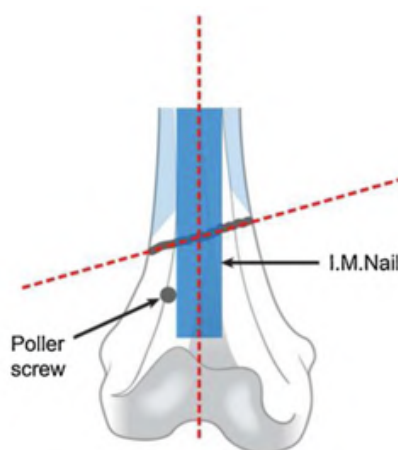


Figura 5.2: Diagrama de la colocación de un tornillo poller en una fractura oblicua[20].

Aunque es un comienzo, multitud de estudios se están realizando para crear un criterio unificado para colocar con exactitud estos tornillos y así obtener la mayor ventaja clínica. Esta cantidad de esfuerzo con el objetivo de consensuar una metodología para la intervención es necesario, ya que en procedimientos clínicos a mayor precisión y conocimiento los resultados son más satisfactorios, ayudando a mejorar la rehabilitación del paciente y en general su calidad de vida. Este proyecto tratará de utilizar un nuevo enfoque, con técnicas y software propio de la ingeniería, para aportar a la solución de este problema.

5.3. Estado del Arte

5.3.1. Intervención quirúrgica

Tras haber realizado una introducción es necesaria la revisión del estado del arte actual con respecto a la utilización de tornillos Poller en cirugías de fijación abierta con clavo intramedular.

Lo primero es conocer cuál es el procedimiento y materiales utilizados en la intervención quirúrgica [24]. En el proceso de fijación del clavo intramedular al hueso por medio de tornillos es cuando normalmente se introducen además los tornillos Poller. Para ello se añade a la guía externa donde se introducían los tornillos proximales una guía específica para los Poller. Esta guía puede desplazarse a lo largo del canal intramedular y de forma paralela al clavo, por lo que a la hora de introducir estos tornillos perpendiculares el clavo no es dañado ni perforado. A través de la guía, estos tornillos son introducidos, pero como la imagen muestra, la altura a la que son introducidos depende del criterio del equipo médico y es en esta localización, más cercana o lejana a la fractura donde la investigación se está centrando.



Figura 5.4: Una de las herramientas utilizadas para la inserción de los tornillos poller. En el dibujo se señala con una flecha como la guía tiene movilidad vertical para acomodarse a la configuración elegida por el médico[24]

5.3.2. Estudios actuales

Una a vez se conoce la técnica de introducción de los tornillos, hay que hablar de los estudios que se han realizado y como se puede ahondar más en la cuestión de encontrar este criterio.

Para empezar, hay que recalcar que los beneficios de la introducción de estos tornillos, independientemente de la técnica utilizada, son evidentes y notorios [15][20][25]. El grado de rehabilitación satisfactoria en pacientes reales crece con la introducción de uno o dos tornillos con respecto al clavo intramedular solo [15]. Además, en estudios teóricos con software de simulación se ha demostrado que para fracturas en huesos largos en los que la introducción de un clavo intramedular es posible, esta es la mejor técnica comparada con el uso de placas externas o clavo intramedular solo. Se observa que reduce tanto deslizamientos como tensiones cortantes en mayor medida que el clavo solo y la placa, y, por otro lado, mejora la rigidez del hueso y la estabilidad considerablemente [18].

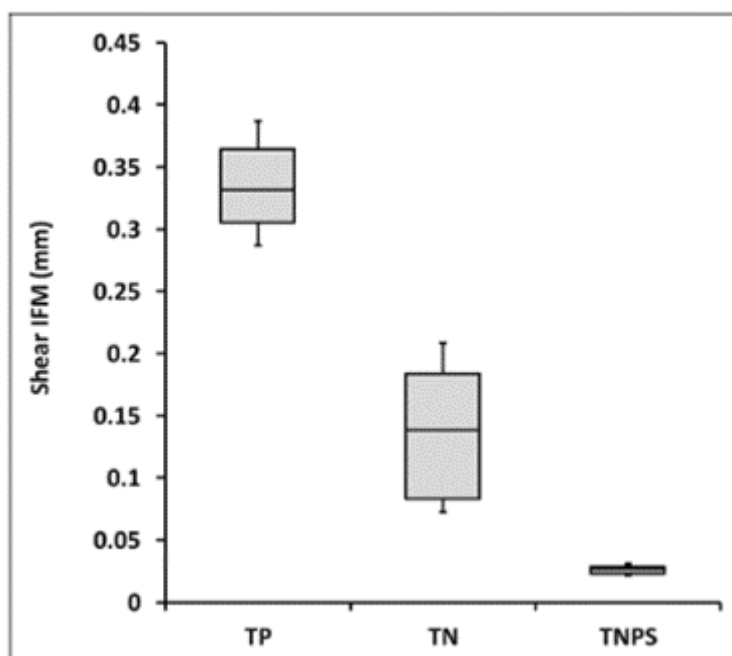


Figura 5.5: Este es el gráfico de desplazamientos cortantes. De izquierda a derecha tenemos placa (TP), clavo (TN) y clavo con tornillos poller (TNPS). Podemos ver como en TNPS el desplazamiento es mucho menor y más predecible, ya que cuenta una caja y bigotes significativamente más compactos, que para los otros dos implantes[18]

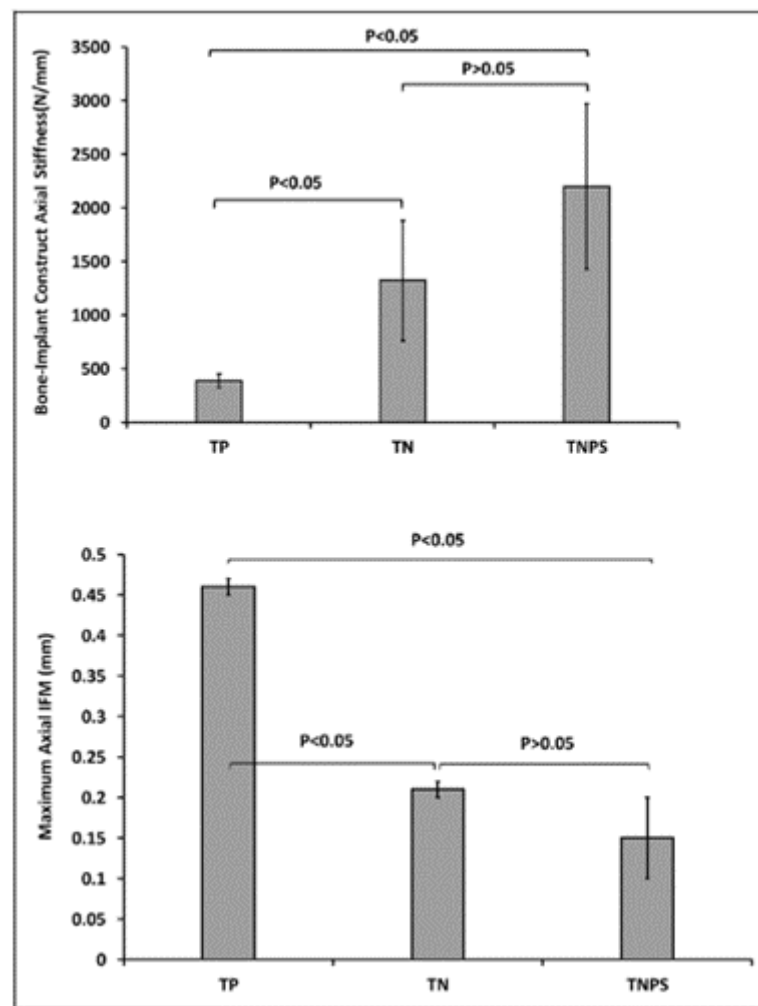


Figura 5.6: De izquierda a derecha tenemos placa (TP), clavo (TN) y clavo con tornillos poller (TNPS). Este es el gráfico de rigidez. Podemos ver como con un PValor inferior a 0.05 tenemos que el TNPS consigue una mayor rigidez y un menor desplazamiento vertical. Esto ayudará a la regeneración del hueso al tener menos movimiento posible y por ende una recuperación más eficaz[18]

En cuanto a los estudios centrados en la colocación y técnica óptima de estos tornillos, no existe un criterio común. Uno de los primeros en sugerir que colocación generaría una mejor respuesta es “The logic and clinical applications of blocking screws” en 2004 [1]. El experimento realizado sobre un modelo en 2D físico buscaba encontrar la posición óptima y número de tornillos necesarios. El estudio se centra en el desajuste de fuerzas que ocurre cuando en cierto lado de la fractura aparecen heridas en los tejidos blandos, generando así una fuerza que tiende a descolocar la fractura aun teniendo un clavo intramedular en posición. En el estudio se demuestra con el modelo como la introducción de uno o dos clavos de forma que creasen un

contacto de tres puntos entre el hueso y el clavo mejoraba considerablemente la alineación de la fractura. Además, en un posterior ensayo clínico esta teoría se refuerza con un gran porcentaje de caso rehabilitado con menos de un 5 % de desplazamiento.

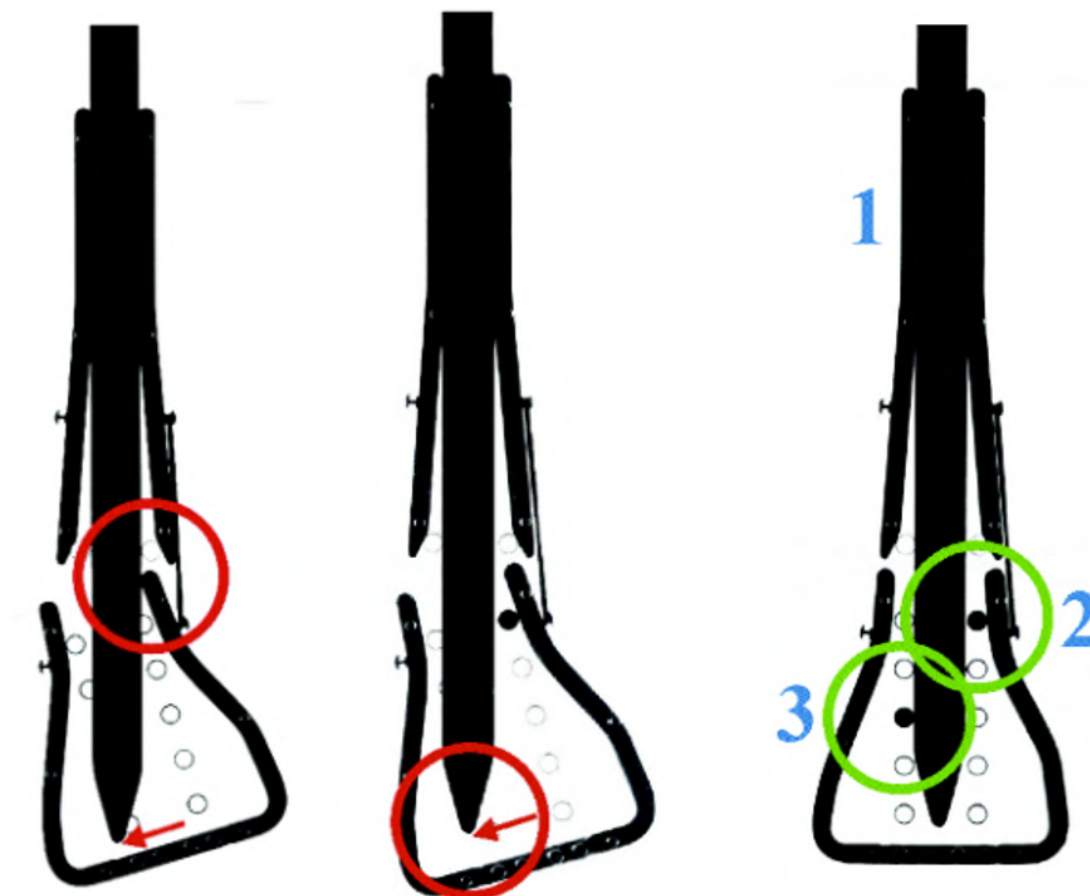


Figura 5.7: Resultados de diferentes configuraciones. En la izquierda se muestra el sistema sin ningún tornillo poller. Se aprecia la goma que simula el tejido blando y como el hueso está desalineado como resultado del desbalance de fuerzas. En la segunda imagen solo tenemos un tornillo poller a la derecha del clavo. Si bien el desplazamiento es menor, aun así este afectaría a la recuperación considerablemente. Finalmente, en la tercera foto el hueso se encuentra completamente alineado. Gracias a la fijación en tres diferentes puntos, primero el clavo con el canal medular, y siendo los otros dos los tornillos Poller situados a ambos lados del clavo, convertimos la anterior configuración inestable en estable, dando lugar a una perfecta colocación y posiblemente una recuperación sin complicaciones[1].

Avances posteriores han determinado que efectivamente el uso de dos tornillos es a priori como se obtienen los mejores resultados. Durante mucho tiempo los médicos se han guiado por criterios como el anterior, colocando el clavo en la zona convexa

de la fractura o donde el médico no quería el clavo “fuese”. En 2014, en el estudio “A novel technique for accurate Poller (blocking) screw placement” [20] se detalla un proceso simple para evitar que cirujanos con menor experiencia en el uso de tornillos Poller tengan una idea clara de donde colocarlos.

Se empieza con una imagen de la fractura y el clavo intramedular. Con software de edición de imágenes deben trazarse dos rectas, una a lo largo del eje largo del hueso desplazado y otro a través del plano de fractura, asegurándose que ambas se corten. Una vez las tenemos se forman 4 ángulos en parejas de dos agudos y dos obtusos. Según este método, los tornillos Poller deberán ir colocados en el ángulo agudo, ya que evitara el movimiento en el plano de la fractura hacia el lado que el hueso se ve sometido una vez se le apliquen fuerzas. Estipulan que en principio puede ser suficiente con un solo tornillo, y recomienda que este sea colocado en el segmento en el que la separación entre el clavo y la pared interior del canal medular sea mayor, ya que tendrá un mayor efecto. Si fuese necesario, el segundo se colocaría como mencionado anteriormente en el ángulo opuesto por el vértice.

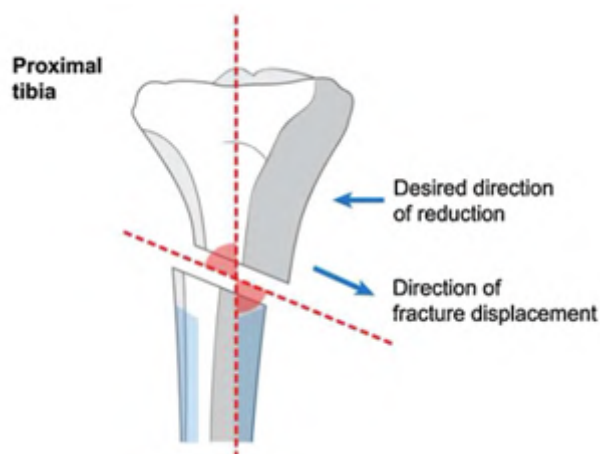


Figura 5.8: Primer paso para la colocación de los tornillos Poller. Se dibujan las dos rectas necesarias, una en el plano de la fractura y la otra en el eje largo del hueso desplazado. Se dibujan además tanto la dirección de desplazamiento como en la que deseamos reducir el desplazamiento [20]

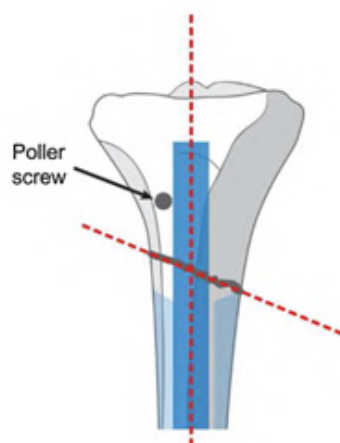


Figura 5.9: Este sería el resultado de una correcta colocación del tornillo. Se observan las dos rectas dibujadas anteriormente y como por la transversal corre el clavo intramedular y un solo tornillo poller ha sido colocado en el ángulo agudo[20]



Figura 5.10: Radiografía de un paciente después del proceso. Primero se pintan las dos rectas mencionadas como están representadas en rojo sobre la foto. Luego se introduce los tornillos en los ángulos agudos. En esta radiografía solo tenemos uno colocado y aún no ha sido introducido el clavo intramedular.[20]

En los estudios más recientes, las investigaciones se están centrando en que posición es realmente ideal. Una vez que se sabe que la colocación general debe ser en el ángulo agudo, queda delimitar la distancia a la fractura, así como algunos parámetros extra, como si estos tornillos deben estar pretensionados para inducir tensiones antes de que el propio hueso esté sometido a fuerzas externas. Uno de los ensayos más recientes en la materia busca encontrar cuál sería la colocación óptima

con un modelo en 2D. En el artículo “A Novel Physical Model Demonstrating the Logic of Poller Screws to Achieve Optimal Fracture Reduction” [25], publicado a finales de año, se realizaron ensayos con un modelo de madera de una tibia con un corte de 45° para simular la fractura. Otra de las características del ensayo es la utilización de cuerdas elásticas para recrear las fuerzas generadas por el tejido blando, similar al primer estudio mencionado, que podían ser ajustadas. Finalmente, para la posición de los tornillos se utilizó una guía móvil para poder probar diferentes configuraciones. El modelo además fue corroborado por varios grupos de cirujanos para comprobar que su comportamiento era similar a la realidad.

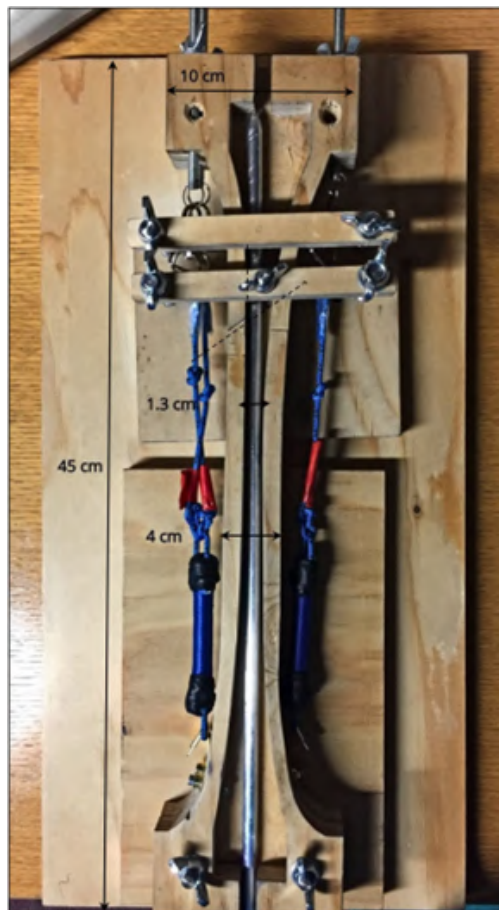


Figura 5.11: Modelo en madera de una tibia. Se aprecian las dos secciones de la tibia y como se aplica la fuerza con las cuerdas azules en tensión. Por último, recalcar la estructura para colocar el tornillo poller, que puede ser desplazada[25]

Se realizaron diferentes ensayos variando la distancia tanto a la línea de fractura, como la distancia a la que el tornillo tenía que estar situado de la pared ósea con la que el clavo estaba en contacto. Los resultados fueron los siguientes:

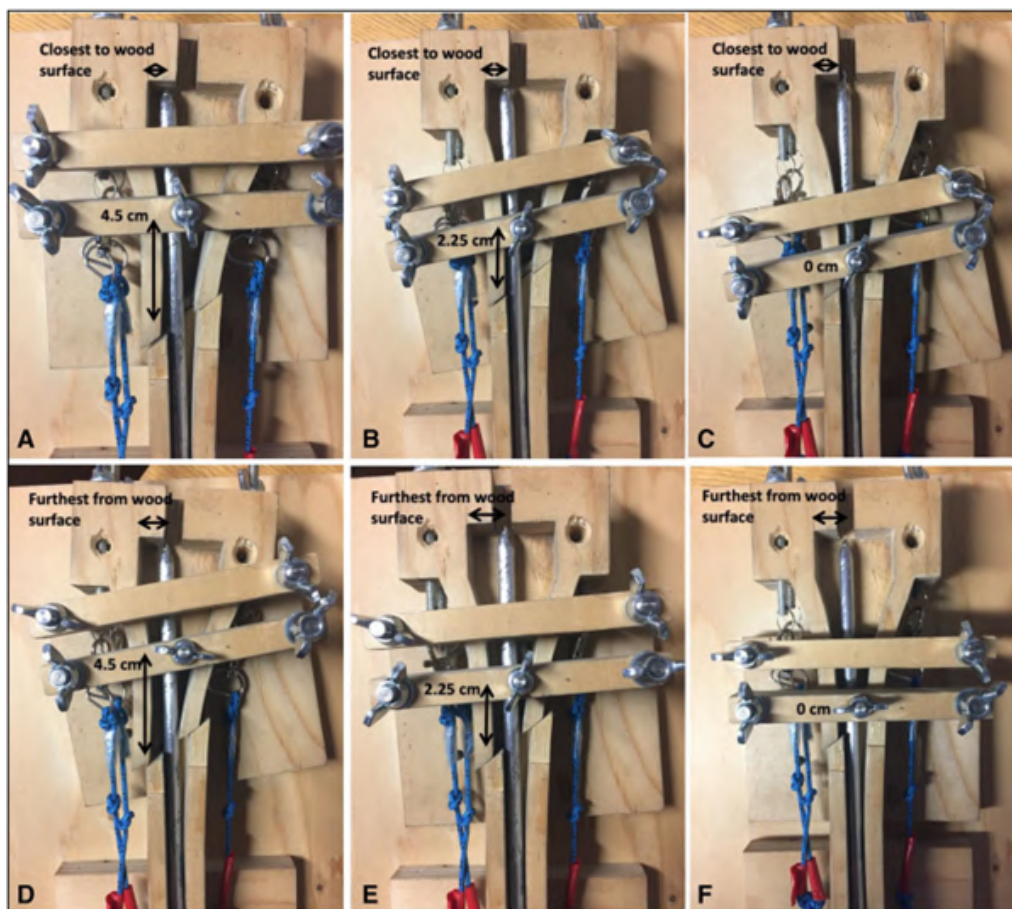


Figura 5.12: Resultados de las diferentes configuraciones estudiadas[25]

En la imagen tenemos las configuraciones A, B y C en la que el tornillo está lo más cerca posible a la pared izquierda con el hueco justo para que pase el clavo y variando la distancia a la fractura. En el resto se repiten las distancias, pero variando la distancia del Poller y ahora dejando el mayor hueco posible para el clavo. Observando los diferentes resultados se sacan dos conclusiones clave. La primera es que es muy importante asegurarse el contacto del clavo intramedular con la pared del hueso, ya que como podemos ver hay gran diferencia por ejemplo entre la configuración A y la D. Esto sigue la teoría vista hasta ahora de reducir al máximo el diámetro del canal medular, ya que el contacto será más efectivo. El segundo punto clave es que a mayor cercanía a la fractura el efecto es mayor. Esto puede ser gracias a dos factores. Primero porque es la zona del modelo físico más estrecha, por lo que el efecto que tiene sobre el clavo intramedular es mayor. El segundo, es que el tornillo Poller se asegura que en el punto exacto en el que lo insertas la orientación

es correcta y el hueso se encuentra alineado. Al encontrarse a poca distancia la fractura, esta cercanía hace que el hueso no pueda desviarse de la posición correcta para la rehabilitación, asegurándose que el Poller es efectivo.

5.4. Limitaciones en el estudio de los tornillos Poller

Una vez revisada la literatura existente y habiendo estudiado extensivamente la situación actual y conocimiento en torno a los tornillos, Poller quedan algunas cuestiones abiertas. La primera es que la mayor parte de los estudios realizados se han hecho utilizando modelos en 2 dimensiones. Estos ensayos, mientras que son orientativos y tienen una base científica y clínica comprobada, excluyen características reales que un modelo en 3 dimensiones sí que podrían ser estudiadas. Un ejemplo es que las fuerzas no son exclusivamente verticales o alineadas con el propio hueso, sino que en los casos reales el miembro afectado está sometido a diferentes tipos de esfuerzos que en un modelo en 2D no pueden ser representadas, véase por ejemplo torques o fuerzas rotativas. Otra limitación de los modelos estudiados es que muchos no cumplen con las características de materiales de un miembro real. El hueso tiene unas características mecánicas determinadas, con un módulo de Young, fuerza última o densidades características; al igual que el implante, en el cual son utilizadas diferentes aleaciones de grado quirúrgico. Al final, es importante que estas características físicas sean estudiadas, ya que los resultados finales son muy susceptibles a como los diferentes componentes interaccionan entre ellos; y hacer un estudio con los modelos replicando las características del hueso o clavo intramedular es indispensable. Finalmente, otro ámbito que no ha sido estudiado es realmente como son los esfuerzos en el contacto de la fractura y en los alrededores tanto del hueso como del clavo y los tornillos Poller. Este es un aspecto interesante, porque como visto en la literatura, las fuerzas son realmente importantes a la hora de la recuperación. Se sabe que las fuerzas cortantes dificultan la recuperación porque hace que los huesos pierdan la alineación directa, y obstaculiza el proceso natural de rehabilitación, re-

trasando la aparición de las diferentes etapas del callo porque los esfuerzos cortantes son un obstáculo para la aparición de los capilares sanguíneos necesarios. Es por esto que un estudio sobre como son las fuerzas y esfuerzos en la fractura y alrededores puede ser realmente interesante, ya que conocer con exactitud estas condiciones puede ser una gran ayuda para la recuperación del paciente.

Capítulo 6

Memoria

6.1. Datos utilizados

La primera fase es la obtención de unos datos, los más precisos y útiles posibles. Este paso no es arbitrario, debe ser realizado correctamente para asegurarse un análisis y conclusiones correctas. Es por este motivo que los datos y modelos utilizados en el trabajo son lo más profesionales posible, para asegurarse un rigor obligado, especialmente cuando nos encontramos en el ámbito de la medicina, ya que las respuestas generadas por el trabajo pueden tener implicaciones directas sobre el bienestar de los pacientes.

En cuanto al modelo a usar en la investigación, se ha optado por el uso de miembros de diferentes pacientes reales. Esto asegura un criterio clínico correcto, al contar con modelos reales que podrán ser contrastados en caso de ser necesario. Para la obtención del modelo se ha optado por usar la Tomografía Axial Computarizada, más conocida por sus siglas TAC[16].

Un TAC es una prueba médica que es capaz de observar el interior de los órganos por medio del uso de rayos X (Imagen 6.1). Un TAC consta de la toma muchas imágenes radiográficas desde diferentes ángulos, que una vez procesadas permiten tener una imagen 3D del interior con la que poder detectar posibles patologías (Fotografía 6.2). Las ventajas son una mayor precisión que la radiografía convencional y la creación de un modelo 3D. En este proyecto se ha optado por un TAC sobre una resonancia magnética porque es la principal prueba usada para la detección de

fracturas, mientras que una resonancia a pesar de su mayor resolución es más adecuada para lesiones en tejidos blandos. Gracias a sus características se ha optado por el TAC, ya que facilitara la creación del modelo 3D del hueso afectado.



Figura 6.1: Esta es la máquina usada en una prueba TAC. El toroide es el encargado de tomar y recopilar las diferentes imágenes mientras el paciente está tumbado en la camilla[16].

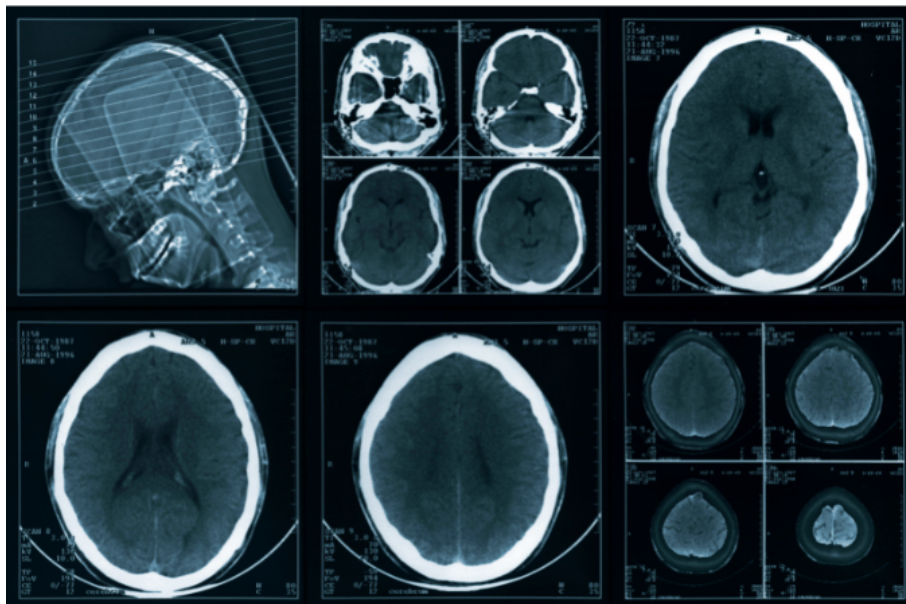


Figura 6.2: Este es un resultado típico de un TAC en el que podemos ver los diferentes ángulos y profundidades que es capaz de fotografiar [16].

6.2. Procesamiento del TAC y modelo

El TAC cuenta con un archivo especial que ha de ser tratado para conseguir el modelo en 3 dimensiones a partir de las diferentes imágenes. En este caso nos han cedido varias pruebas de diferentes tibias de pacientes reales. Para el proyecto se cuenta con dos TAC de dos tibias diferentes.

En una la tibia se encuentra sana y en la segunda encontramos una fractura de ala de mariposa. Una fractura de ala de mariposa es característica de casos en la que el hueso rompe por un esfuerzo que doble el hueso en exceso [22]. Una vez roto el hueso, este tipo de fracturas generan tres fragmentos, dos más grandes y un tercero en forma de cuña, más pequeño que los otros dos y situado entre ambos.

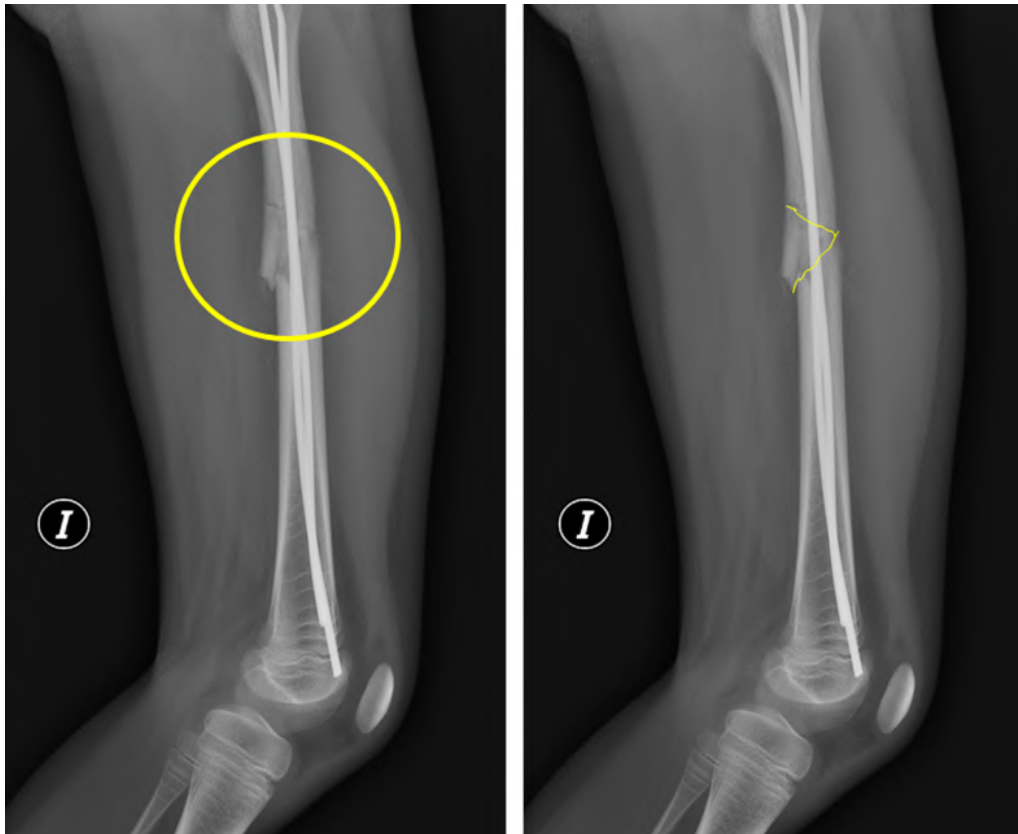


Figura 6.3: Fractura de ala de mariposa [22].

Para poder utilizar las imágenes obtenidas desde el TAC tienen que ser procesadas para a partir de las fotos conseguir un modelo 3D que pueda ser estudiado mediante software de análisis de elementos finitos. El software utilizado en este caso es 3D Slicer en su versión 5.2.2 (Figura 6.4).

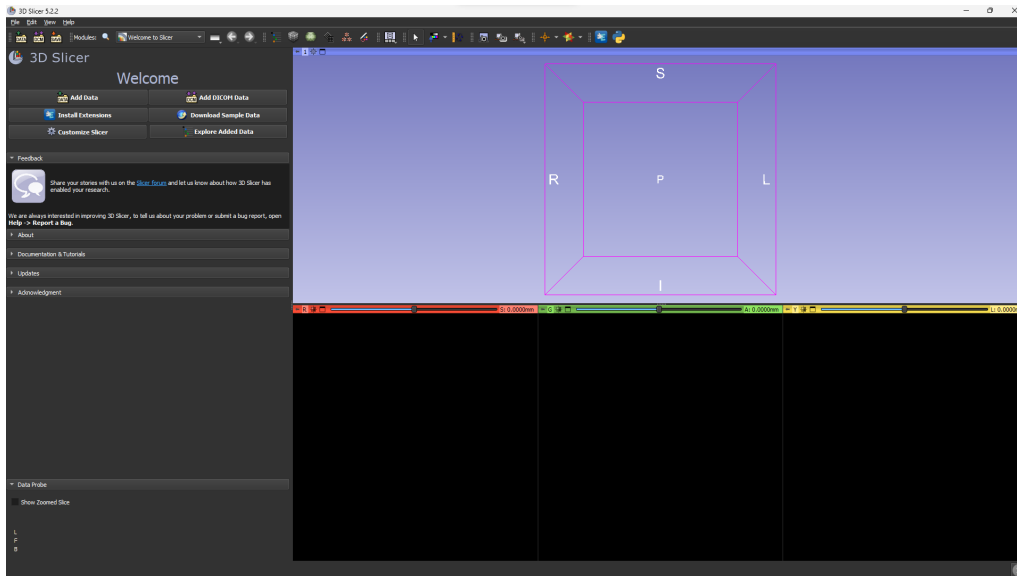


Figura 6.4: Interfaz 3D Slicer

2D Slicer es un programa open-source utilizado por profesionales de diferentes ámbitos, especialmente médicos[23]. Entre sus principales funcionalidades se encuentran la reconstrucción 3D, la posibilidad de trabajar con archivos DICOM, la compatibilidad con intervenciones quirúrgicas con robots y un sinnúmero de posibilidades que pueden ser fácilmente instaladas gracias a una amplia red de extensiones creadas por la comunidad debido a la naturaleza open-source del programa.

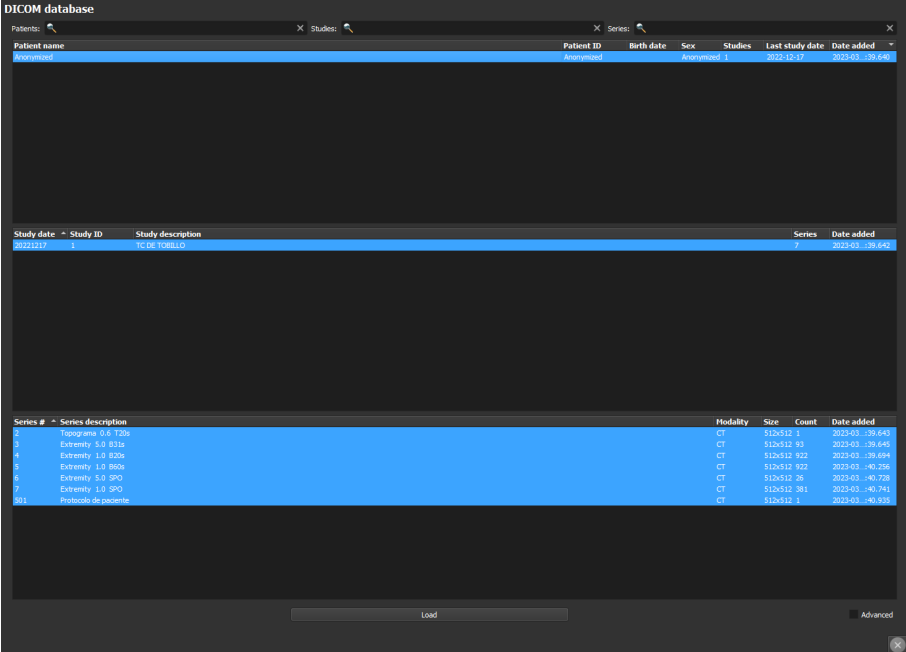
Los archivos médicos tienen el formato conocido como DICOM, siglas de Digital Imaging and Communications in Medicine, básicamente imagen y comunicación digital en medicina [5]. Es el estándar utilizado en la medicina, y pueden tratarse de una o varias imágenes. Entre sus características se incluyen la información del paciente, el estudio y el equipo, todo bajo un protocolo de cifrado para proteger la integridad y privacidad del paciente. Entre sus principales ventajas la facilidad de intercambio y uso en diferente maquinaria, gracias a la estandarización y mantiene una alta calidad de imagen. Este tipo de archivos tiene que ser procesado con software específico, como en nuestro caso es 3D Slicer (en adelante Slicer).

6.2.1. 3D Slicer

En Slicer el trabajo se ha centrado sobre su función de poder generar un modelo STL de los TAC de los pacientes. Los pasos han sido los siguientes:

1. Fase 1: Cargar datos

El primer paso es cargar los datos dentro del programa. Como se ha comentado anteriormente, el formato de los datos facilitados es DICOM, por su compromiso con la privacidad y la universalidad de trabajo. Una vez introducidos los archivos DICOM se pueden observar diferentes imágenes y datos del paciente. En este caso, en la interfaz de Slicer (Figura 6.5) los únicos datos que no están protegidos son la localización del TAC, que imágenes se han capturado y cuando se realizó el estudio, el resto de los datos del paciente como sexo y nombre se encuentran protegidos.



The screenshot shows a software interface titled 'DICOM database' with three main data tables. The top table lists patient information, the middle table lists study information, and the bottom table lists series information. The series table is expanded, showing details for various CT scans.

Patient name	Patient ID	Birth date	Sex	Studies	Last study date	Date added
Anonymous	Anonymous		Anonymous	1	2022-12-17	2023-03-19 6:46

Study date	Study ID	Study description	Series	Date added
2022-12-17	1	CT-ABD-TRABECCO	1	2023-03-19 6:46

Series #	Series description	Modality	Size	Count	Date added
1	Topogram 0.6 T40s	CT	512x512	1	2023-03-19 6:46
2	Extremity 5.0 831s	CT	512x512	93	2023-03-19 6:46
3	Extremity 1.0 831s	CT	512x512	922	2023-03-19 6:46
4	Extremity 1.0 800s	CT	512x512	929	2023-03-19 6:46
5	Extremity 5.0 SPO	CT	512x512	26	2023-03-19 6:46
6	Extremity 1.0 SPO	CT	512x512	301	2023-03-19 6:46
7	Protocoles de paciente	CT	512x512	1	2023-03-19 6:46

Figura 6.5: Archivo datos DICOM

2. Fase 2: Procesamiento de los datos

Una vez cargados los datos en el programa se muestran a la izquierda las diferentes pruebas realizadas al paciente (Figura 6.6). Además, podemos alternar entre que pruebas queremos visualizar en el visor de la izquierda. Este visor tiene diferentes funcionalidades y por defecto contiene cuatro ventanas con tres vistas de las imágenes del TAC en la que podemos, con un deslizador, observar las diferentes capas de la imagen desde diferentes ángulos; y una cuarta en la que se mostrará el modelo en 3D una vez creado.

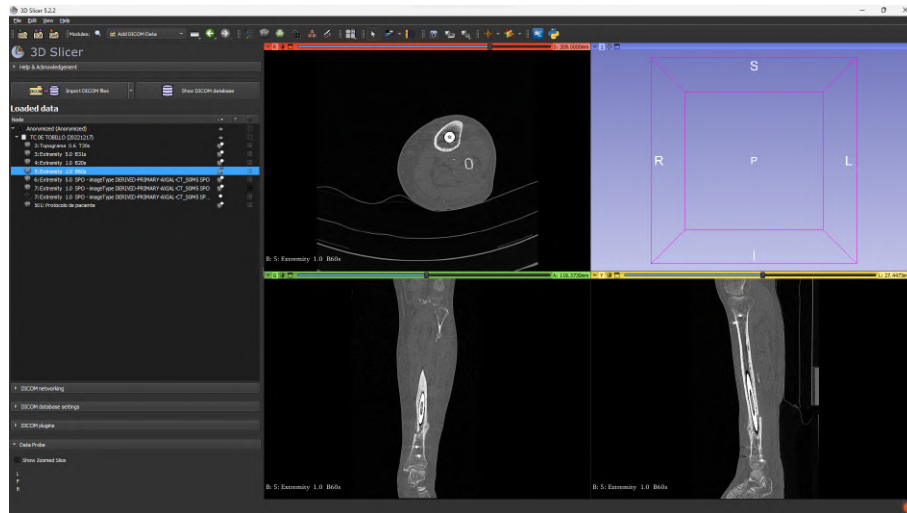


Figura 6.6: Diferentes vistas del TAC en Slicer

Para crear el modelo vamos a dar uso a la función de Slicer “Segmentations”. Esta opción permite la creación de un volumen a partir de las diferentes imágenes de un TAC o una resonancia magnética y diferenciar diferentes volúmenes u órganos dentro de la imagen. El programa primero tiene que decidir qué objetos renderizar, para ello el software cuenta con diferentes configuraciones preestablecidas para solo modelar diferentes órganos, por ejemplo huesos, corazón o piel, de modo que a la hora de crear diferentes órganos estos son tintados para poder diferenciarlos. Para diferenciar entre que es lo que el usuario quiere modelar el algoritmo utiliza la coloración de los píxeles de la imagen, y es capaz de seleccionar un rango que dibujar. En el caso de un TAC, el programa tiene que decidir a partir de qué intensidad de imagen renderiza el volumen. Para los huesos es relativamente simple, ya que por la interacción que tienen con la radiografía son los órganos con una mayor pigmentación blanca. Este fenómeno es debido a que los huesos están compuestos de átomos principalmente de calcio y fósforo que absorben más radiación que otros tejidos, por lo que se ven blanco [21]. Entonces, ajustando el nivel de color que queremos renderizar, podemos crear el modelo 3D del hueso más completo y con el menor número de volúmenes residuales posibles. Además, cuenta con opciones extras para delimitar que zona queremos renderizar tales como herramientas de corte o pintura que ayudan a eliminar el ruido extra que no queremos tener

en nuestro modelo (Figura 6.10).

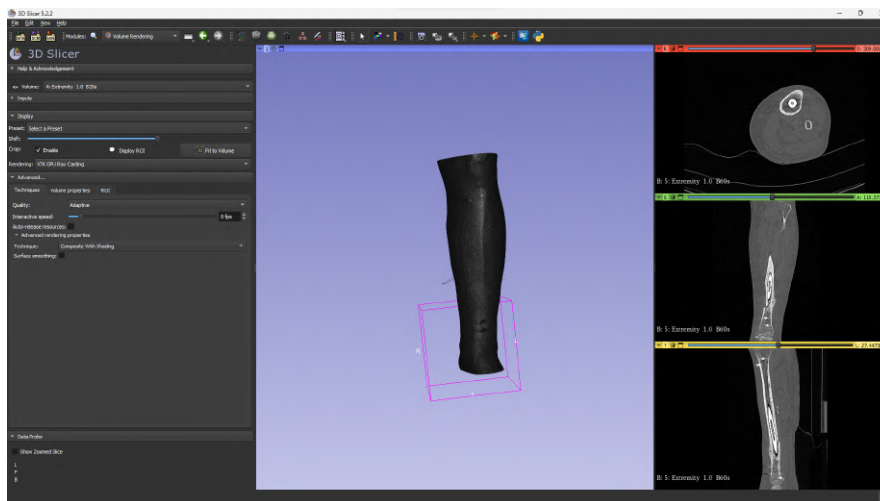


Figura 6.7: Renderizado de hueso 1

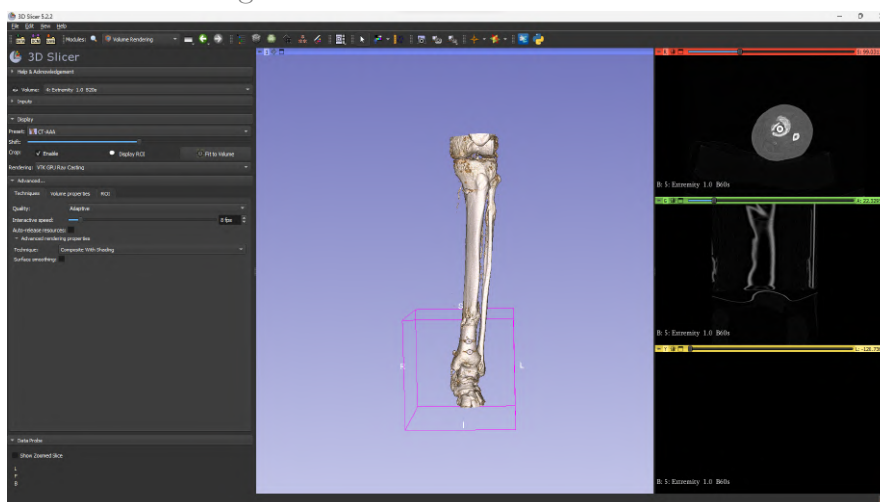


Figura 6.8: Renderizado de hueso 2

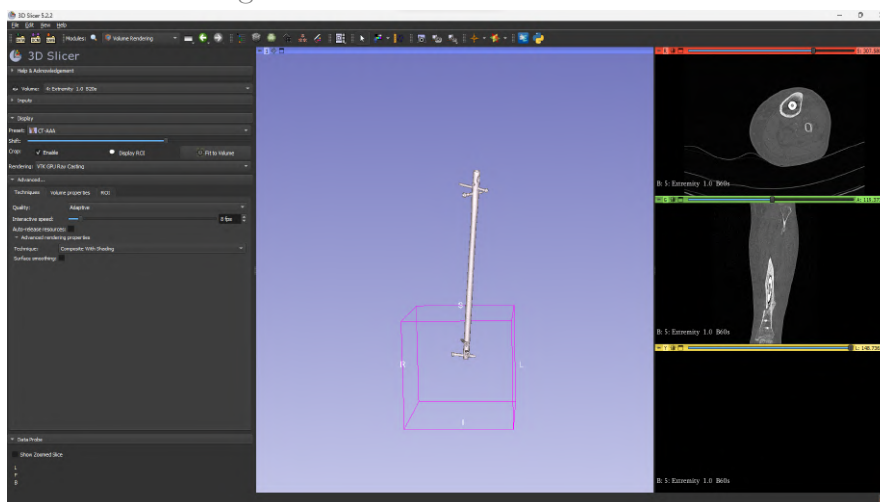


Figura 6.9: Renderizado de hueso 3

Podemos ver como el objeto renderizado varía dependiendo del umbral (threshold) que especifiquemos al programa. En 6.7 el programa nos dibuja la pierna completa porque el filtro es demasiado bajo, mientras que en 6.9 el filtro es demasiado alto y lo único apreciable es el clavo intramedular que es el objeto con mayor absorción de rayos. El punto medio 6.8 es el punto ideal entre eliminar información, pero aún se renderiza el hueso con suficiente detalle como para poder ser usado posteriormente. En este caso, el modelo se ha creado con la opción “Volume Rendering”, que ayuda a crear volúmenes de forma más rápida, pero menos detallada, pero para representar las diferencias en el filtro es idóneo.

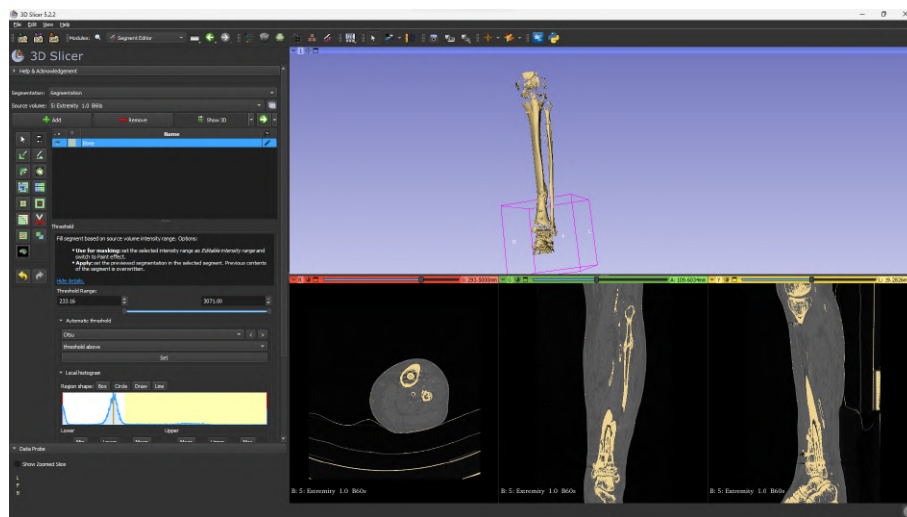


Figura 6.10: Diferentes opciones para modelar en Segmentations

3. Fase 3: Exportar modelo

Finalmente con Slicer exportar el modelo para su uso y refinamiento. Para ello el formato utilizado es el STL (Stereolithography o Standar Triangle Language). Este tipo de archivo es específico para la impresión en 3D y ampliamente empleado en el diseño asistido por computadora (CAD) y define la geometría de objetos 3D mediante triángulos y sus normales, excluyendo detalles de superficies como color o textura. La principal ventaja, al igual que con DICOM es la compatibilidad con multitud de programas y el reducido tamaño de los archivos. Para exportarlo a STL directamente desde la pestaña de Segmentations en el apartado de exportar es posible elegir la opción de STL.

6.3. Editor STL

Una vez extraído el STL aún queda procesarlo más en detalle para poder usarlo como modelo de simulación de elementos finitos, ya que cuenta con geometrías extrañas, normales incompatibles y ha de ser pasado al tipo de fichero usado en el software de simulación. Para ello ya habremos eliminado la mayor parte de sobrante y habremos afinado el modelo al máximo con las opciones que nos aporta Slicer. El modelo después de Slicer de la tibia usada es el siguiente.

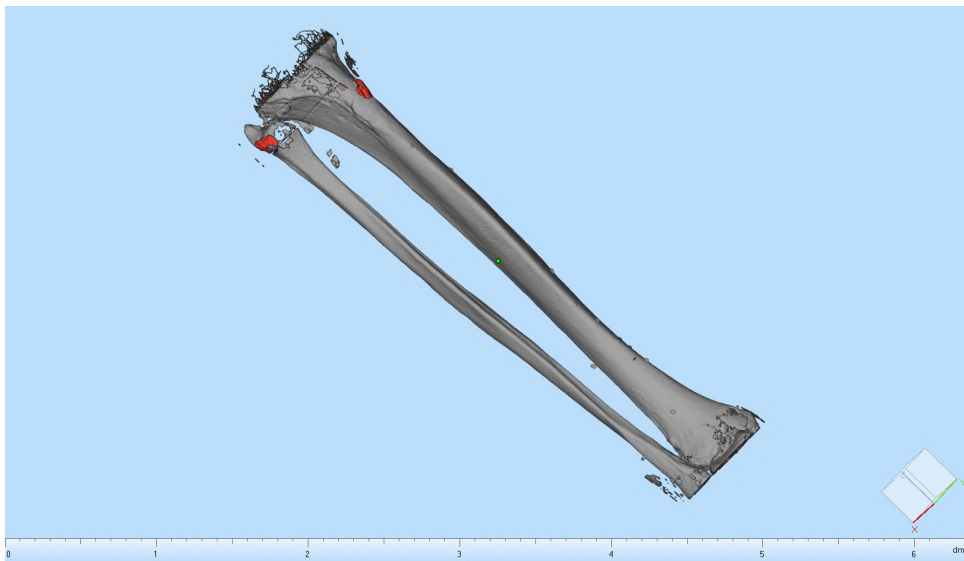


Figura 6.11: STL tibia, previo al procesamiento

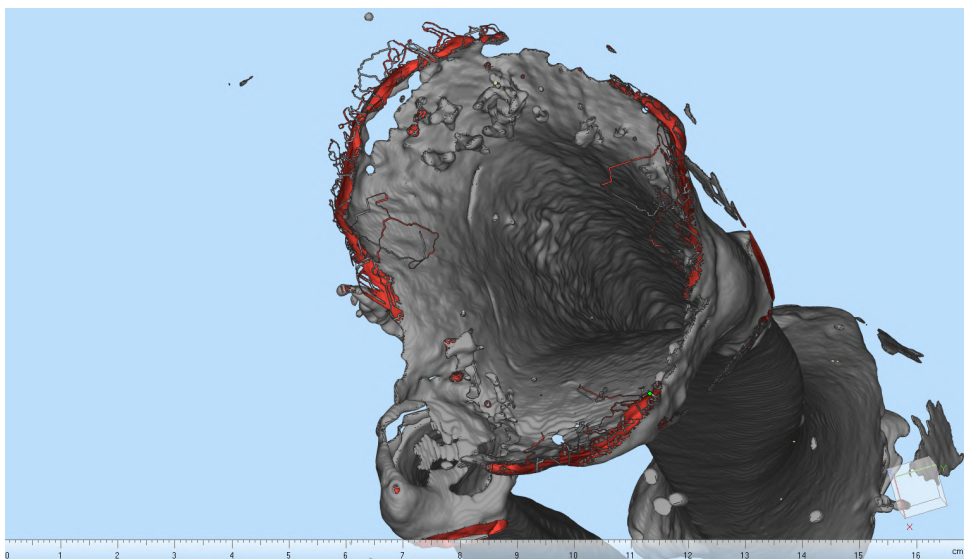


Figura 6.12: STL tibia, previo al procesamiento 2

Como se observa, aunque con el paso anterior hemos conseguido un modelo limpio en el que se pueden distinguir diferentes geometrías, aún hay elementos que son necesarios eliminar o pulir. Por ejemplo, vemos como acompañando a la tibia está el peroné 6.11, hueso que no es necesario en nuestro análisis y que tiene que ser eliminado. Además, hay algunos pequeños residuos o ruido de píxeles que el software cogió como volúmenes que tampoco podrán formar parte del resultado final. Otro problema es el interior de la tibia 6.12, en la que Slicer no ha podido realizar un trabajo tan limpio como en el exterior, y pulir es necesario para obtener resultados correctos. Finalmente, se ven ciertos elementos marcados en rojo 6.116.12, esto son huecos en la estructura, triángulos no conectados, elementos interiores que sobresalen de la carcasa exterior, y en general imperfecciones en el modelado que tienen que ser corregidas para crear un volumen congruente.

Para comenzar, lo más sencillo es comenzar eliminando los volúmenes más grandes, que ocupan un gran espacio y hacen que además el rendimiento del programa disminuya porque debe mover una cantidad mayor de triángulos, por lo que borrarlos desde el principio es lo más sensato.

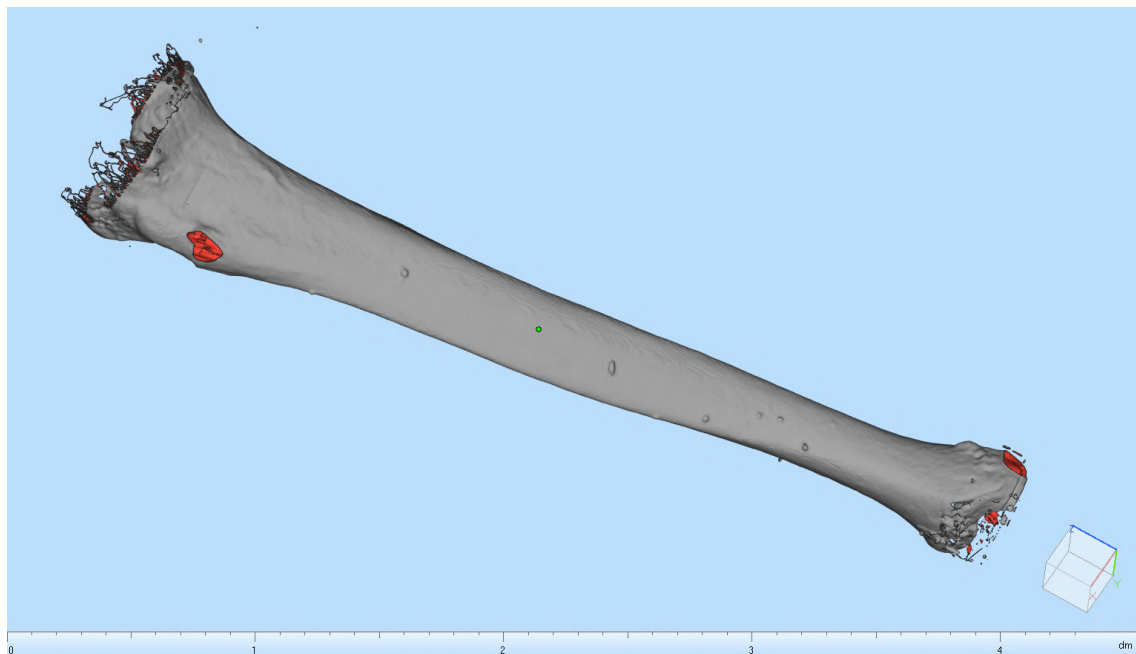


Figura 6.13: Tibia sin peroné ni ruido externo

Una vez realizados estos cambios, el modelo es significativamente menos pesado,

y cada vez coge más la forma de una tibia real. Ya no encontramos ni el peroné, que ocupaba gran parte del modelo, y la mayoría del ruido externo ya está retirado. El siguiente paso es arreglar los extremos de la tibia. Estos, debido a su localización, en una zona con mayor densidad de huesos gracias tanto a la articulación de la rodilla como la del tobillo, cuentan con un acabado pobre porque hay un mayor grado de interferencia. Además, en la simulación, no es necesario contar con un gran grado de detalle en dichas secciones, por lo que para acabar con un mejor resultado van a ser eliminadas también.

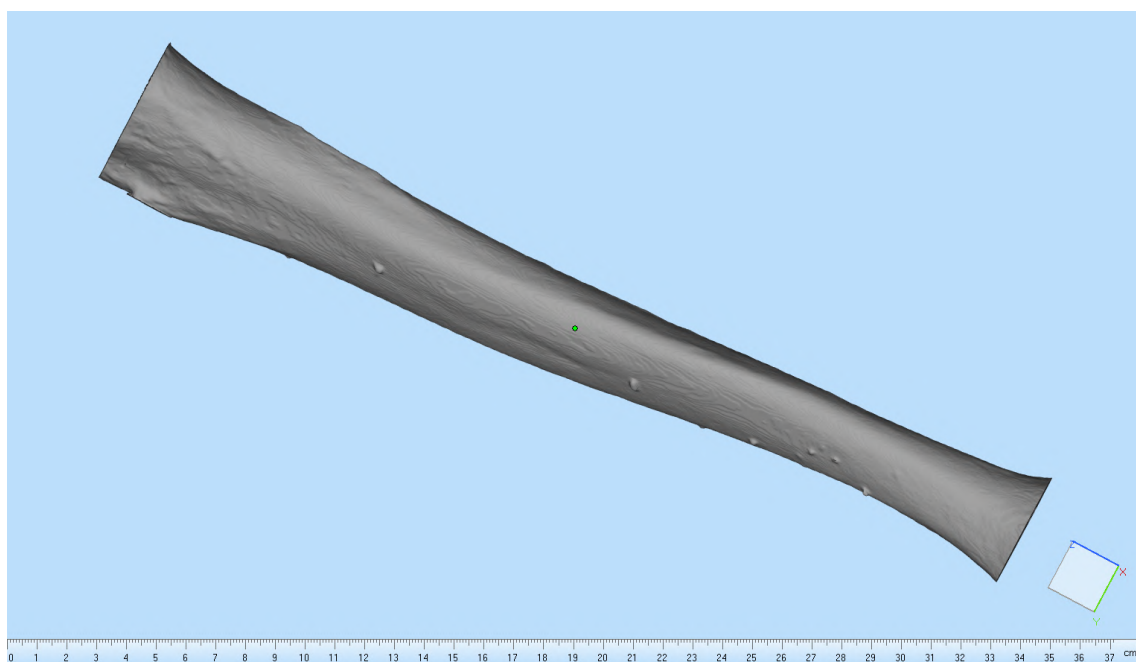


Figura 6.14: Tibia con extremos recortados

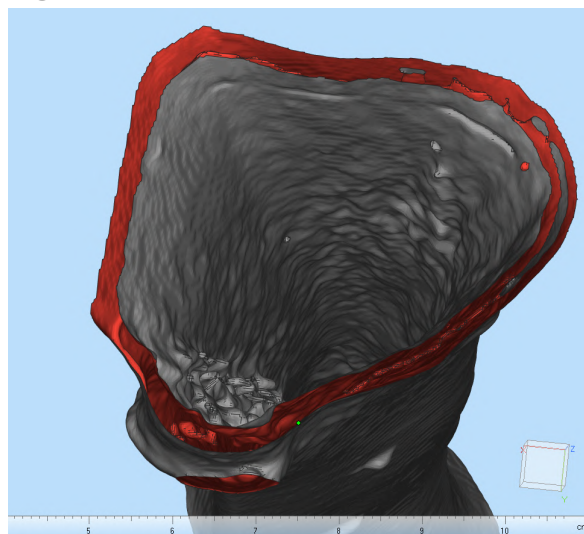


Figura 6.15: Tibia con extremos recortados 2

El exterior del modelo ya parece lo suficientemente correcto para la simulación, aunque aún quedan ciertos detalles por retocar. El primero es que al recortar los extremos se ha creado un agujero en el mallado entre el interior y el exterior de la tibia que tiene que ser solucionado 6.15. El segundo es que el interior aún cuenta con elementos extraños y ruido que podría alterar los resultados de la simulación. Para llevarlo a cabo se utilizan las herramientas inteligentes de relleno de agujeros, que es capaz de encontrar errores en la superficie como interrupciones y rellena el hueco creando más triángulos; y la herramienta de “Smoothing” o suavizado, que seleccionando una zona puede reducir la cantidad de volúmenes, aristas sobrantes y triángulos recogiendo la geometría general y eliminando detalle. Una vez realizados estos cambios, el modelo final de la tibia es el siguiente, en el que se aprecian una pared interior y exterior suavizada y acorde a lo que sería la tibia real, sin ruido del TAC aparente y con unos extremos listos para ser estudiado tanto mediante software como por impresión 3D.

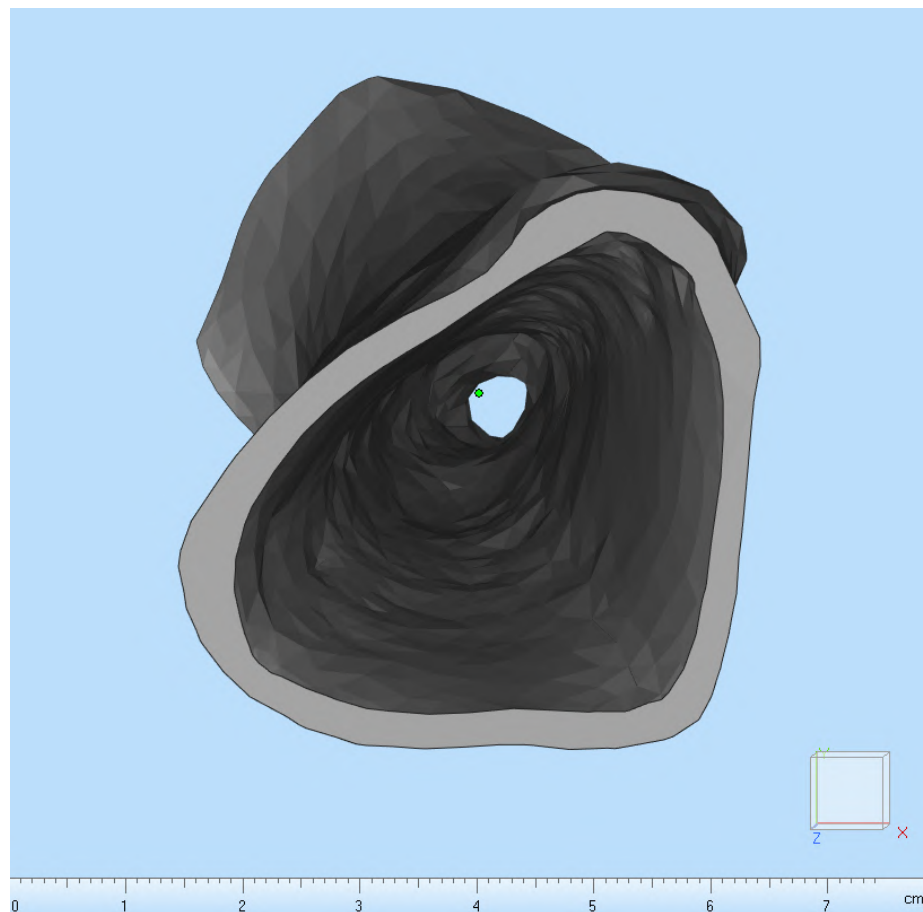


Figura 6.16: Interior del modelo final STL de la tibia

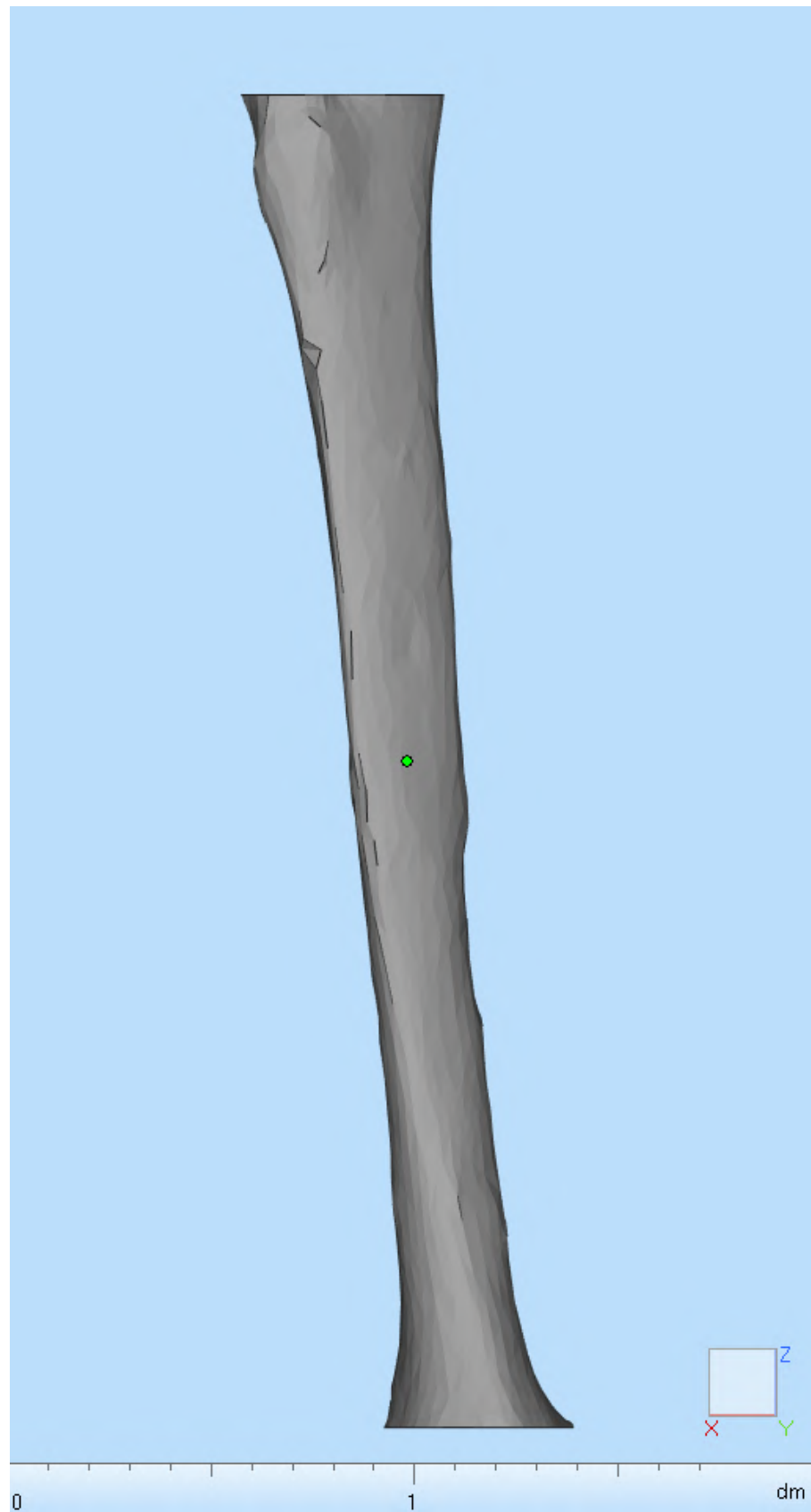


Figura 6.17: Exterior del modelo final STL de la tibia

6.4. Preparación para la simulación

El método que se ha decidido para estudiar el modelo es el análisis por elementos finitos. FEA, por sus siglas en inglés (Finite Element Analysis) es un método computacional utilizado para analizar el comportamiento de cuerpos bajo unas fuerzas y condiciones de control determinadas, al ser capaz de resolver por diferentes métodos las ecuaciones diferenciales que los determinan. Este tipo de resolución de problemas es utilizado en varias ramas de la ingeniería, como la mecánica de fluidos, el electromagnetismo y el análisis estructural. Aunque en el apartado del análisis se explicara más en detalle, es necesario conocer el método para entender en este caso la elección del software para la preparación de la simulación.

Para preparar el modelo para la simulación utilizaremos SpaceClaim, un producto de la familia ANSYS, que facilitará la simulación posteriormente al encontrarse el editor y simulador dentro del mismo ecosistema. SpaceClaim es un programa de edición CAD (Computer Aided Design) con el cual podremos crear volúmenes y editar nuestra tibia para introducirle los elementos necesarios como el clavo intramedular, los tornillos de sujeción, la propia fractura al hueso y los tornillos Poller.

6.4.1. ANSYS SpaceClaim

Para la preparación de la simulación tenemos que realizar una serie de elementos y pasos para recrear el ambiente realista de la fractura. Lo primero es importar el archivo STL en Spaceclaim para poder empezar a trabajar (6.18). Para poder trabajar correctamente con el modelo primero tenemos que convertir el modelo, ya que actualmente se encuentra compuesto por facets. Para ello hacemos clic derecho encima del modelo y seleccionamos la opción merge, con la que unirá los diferentes triángulos que componen el STL en un cuerpo sólido con relleno, el cual ya podremos editar.

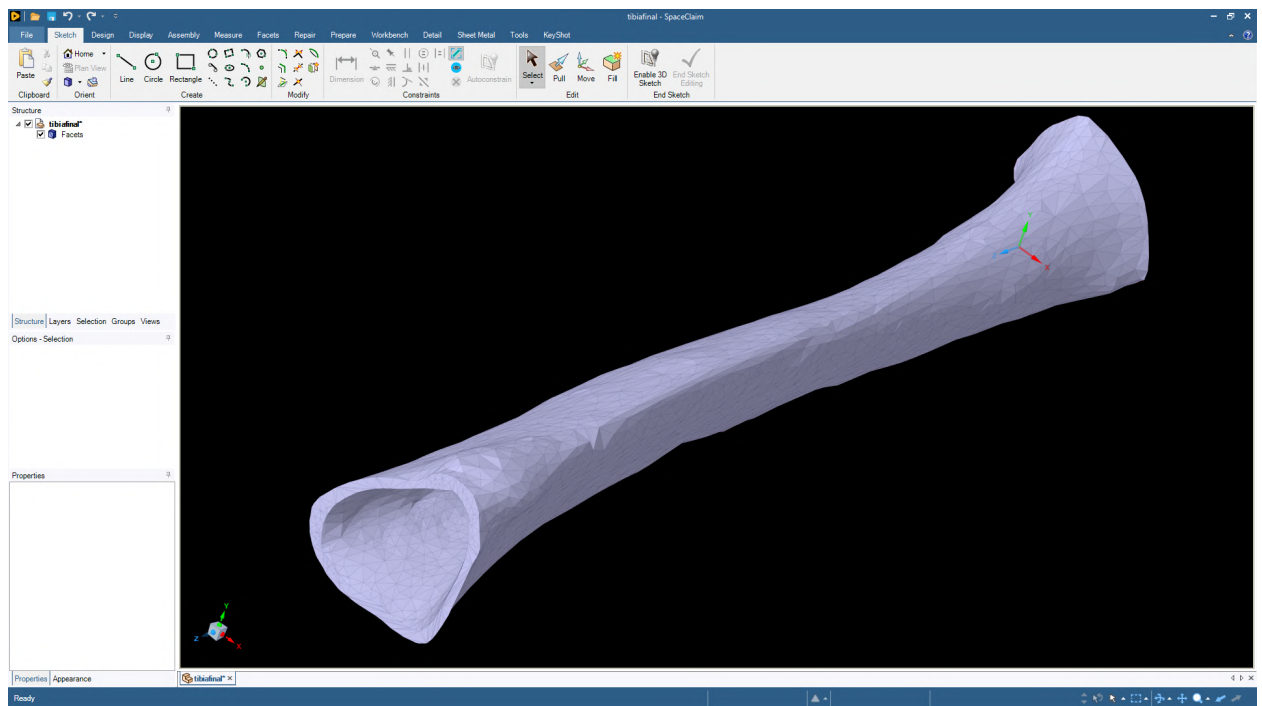


Figura 6.18: Archivo STL en Spaceclaim

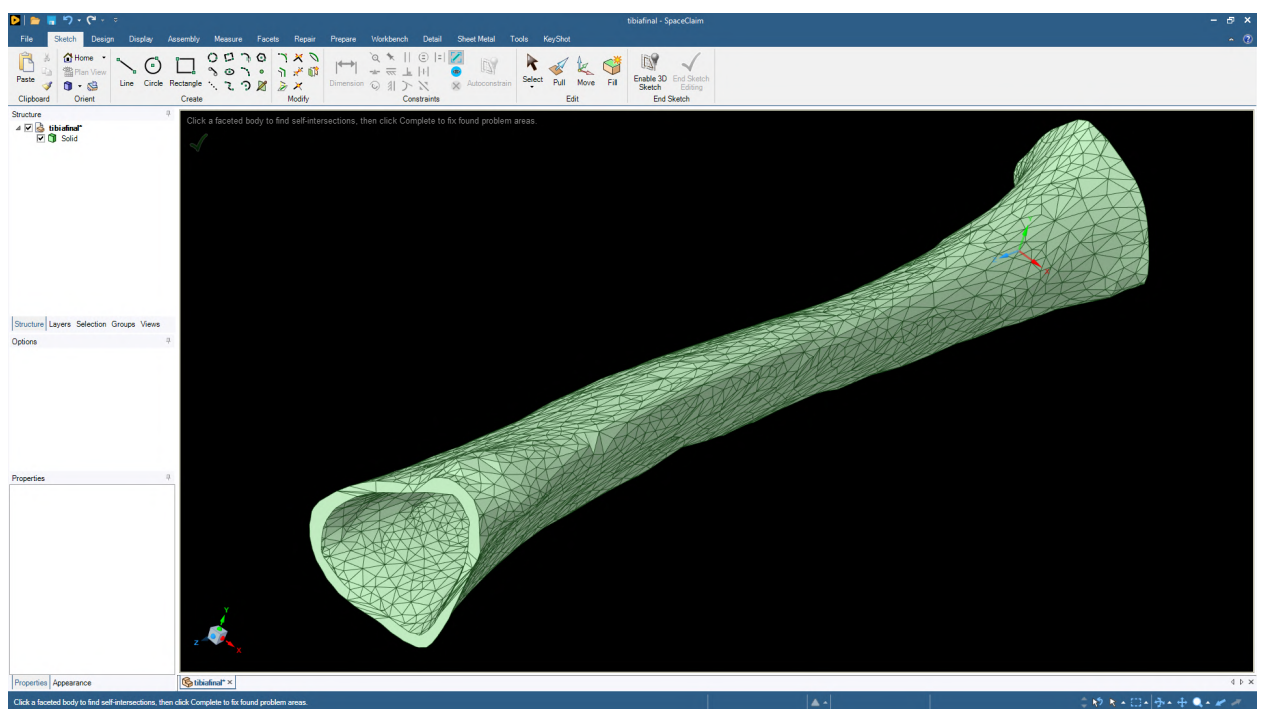


Figura 6.19: Tibia como cuerpo sólido en Spaceclaim

6.4.2. Preparación de la tibia

Con el cuerpo sólido ya creado vamos a comenzar a crear los diferentes elementos que formarán parte del modelo. El primer paso realizado es la creación de la fractura. Como simplificación de la fractura vamos a realizar un corte a la tibia a través de un plano oblicuo, de manera que sea la lesión óptima para la implantación de los tornillos poller. El plano de fractura va a ser paralelo al eje Y y va a tener un ángulo de unos 37° . Este ángulo está decidido porque es uno de los que se encontraban presente en una de las tibias prestadas. En cuanto a la altura del corte, este se sitúa a unos 70 mm de la base de la fractura en su punto más bajo. Punto en el que se pueden estudiar las desigualdades al tener dos fragmentos de hueso asimétricos y se encuentra en una parte del canal medular en el que es más ancha de lo normal, por lo que la implantación de los tornillos poller sería recomendada.

El plano se crea con la opción de plano en la pestaña de diseño, y para darle la colocación y orientación adecuada se utiliza la herramienta mover de la misma pestaña. Una vez el plano este en posición, se secciona el cuerpo usando la opción Split y se crearán dos cuerpos cortados por el plano. Para incluirlos dentro del mismo elemento para luego poder editarlos juntos y poder encender y apagar su visibilidad, se hace clic derecho encima de uno de los cuerpos y se selecciona crear nuevo elemento. El otro cuerpo solo tendríamos que arrastrarlo dentro del nuevo componente para tenerlos ambos en el mismo componente.

La última modificación que haremos a la tibia será un pequeño recorte en ambos extremos para aplanarlos. Esto facilitará posteriormente la simulación, ya que en los extremos se encontraran las condiciones de contorno y tener una cara plana simplifica el proceso con una interferencia mínima en los resultados. Igual que cuando seccionábamos la tibia para recrear la fractura haremos uso de la herramienta Split. Una vez seleccionado la geometría y el plano que vamos a seccionar, con el corte ya hecho, desecharemos el sobrante en los extremos haciendo clic en la zona no deseada. Con la tibia ya prácticamente preparada y con solo unos pequeños retoques aún por hacer, pasaremos a modelar tanto el clavo intramedular, como los tornillos que forman parte del conjunto.

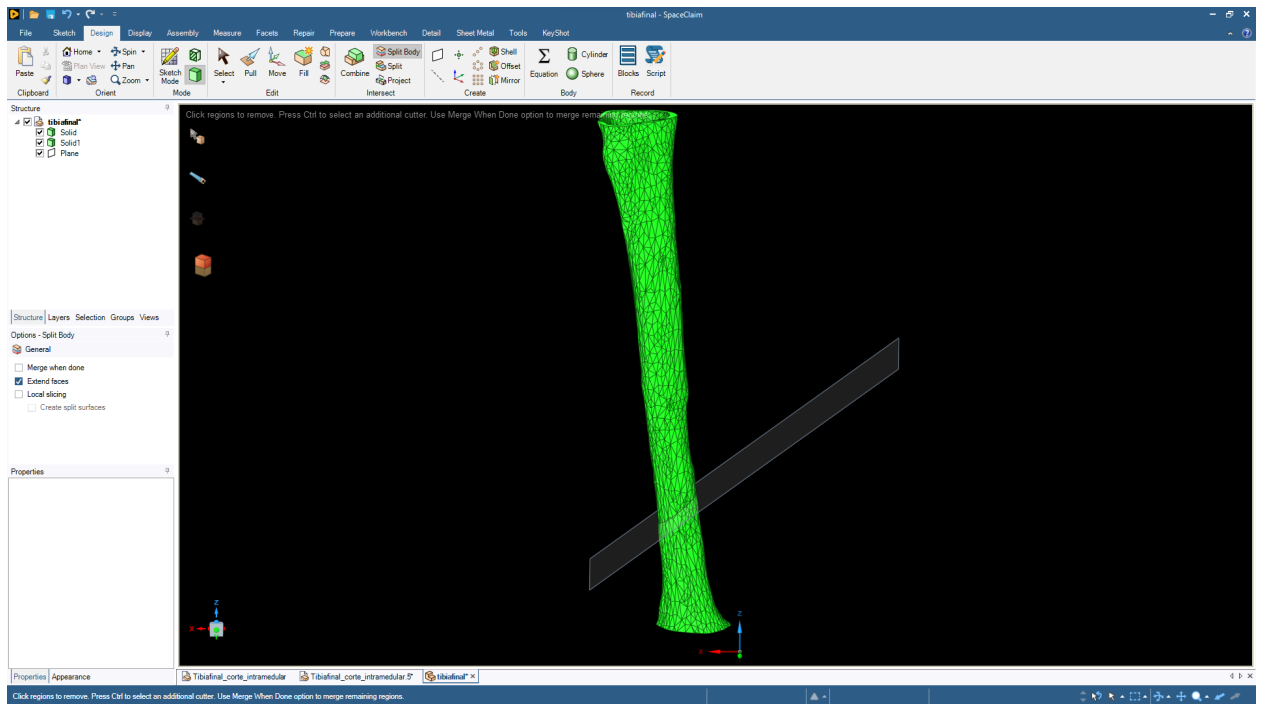


Figura 6.20: Tibia ya fractura con el plano en la herramienta Split

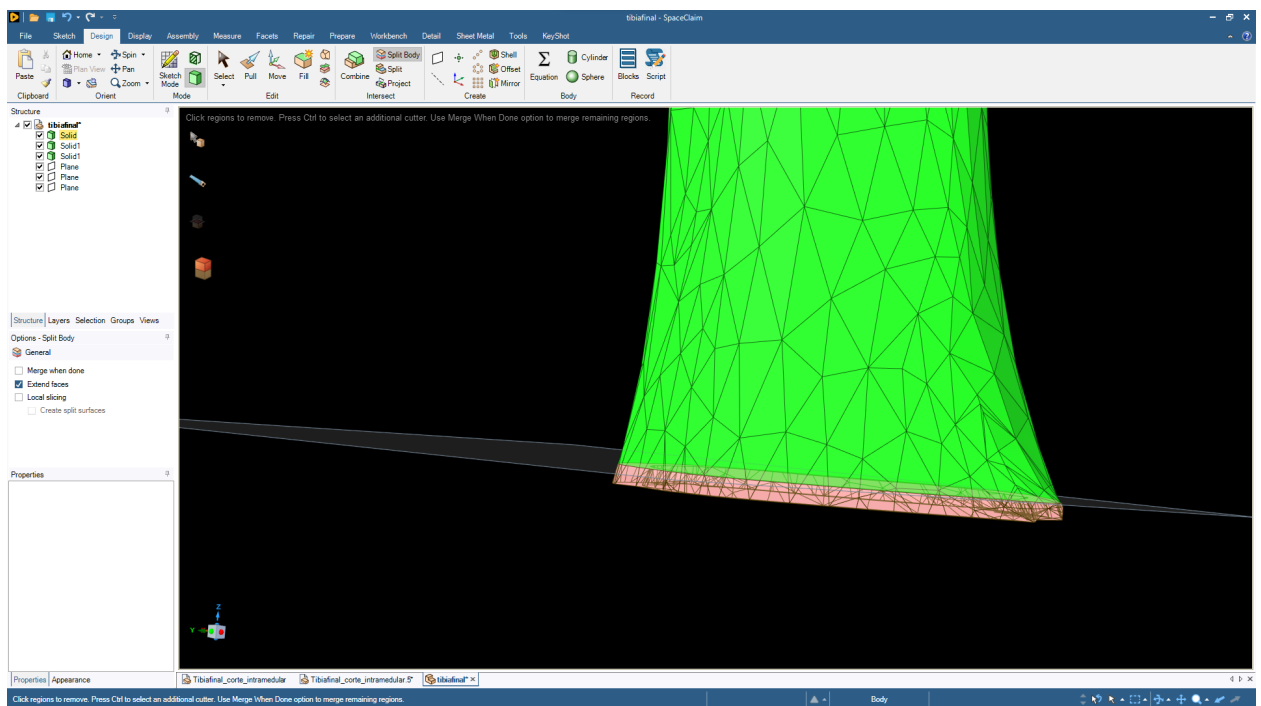


Figura 6.21: Sobrante seleccionado para ser eliminado del extremo

6.4.3. Clavo intramedular y tornillos

Para el clavo intramedular y para los tornillos se ha simplificado el diseño considerablemente con respecto a un modelo real. Aun así, se han respetado ciertas medidas estándar en los quirófanos con el fin de obtener una simulación acorde con la realidad a pesar de tener un modelo sencillo. Como comentado en la literatura, los clavos intramedulares son unas barras de alguna aleación metálica, con un grosor variable desde 10 mm a 7 mm de diámetro exterior [24]. Normalmente, tienden a tener una cabeza más gruesa para acomodar más tornillos de sujeción y se van estrechando para que puedan pasar por el canal medular. En cuanto a las simplificaciones asumidas para el clavo, la primera es la geometría general. Se ha optado por la creación de un clavo cilíndrico simple, el cual se estrecha en la parte intermedia del mismo para recrear lo que ocurre en la realidad. La otra simplificación es que el clavo intramedular suele estar un poco curvado para poder ser introducido, pero en este caso no ha sido necesaria la curva, ya que los dos extremos de las epífisis de la tibia han sido recortados.

Los tornillos han sido modelados sin mucho detalle, ya que no era un aspecto relevante a la hora de obtener unos buenos resultados en la simulación. En este caso en el editor de contactos del análisis puede ser ajustado para tener un parecido al contacto que un tornillo tendrá. Su modelo se basa en un cilindro de diámetro 5 mm, medida estándar utilizada para diferentes tipos de implantes [24].

El único parámetro por determinar es la longitud de los implantes, y al igual que en la intervención quirúrgica, cada uno tiene una longitud específica para adaptarse a la posición en la que tienen que ser insertados. En el caso del clavo su longitud es de 330 mm, y para los tornillos las longitudes varían entre los 45 mm y los 60 mm. Para la creación de los diferentes componentes se han utilizado las opciones de Sketch, para crear los diámetros en un boceto, y la opción inteligente de Pull o extrusión. Esta última opción, además de ayudar a la hora de crear nuevos volúmenes a partir de un boceto, permite filetear y suavizar los vértices que aparecen cuando en el clavo intramedular cambiamos del diámetro de los extremos de 10 mm, al diámetro del centro del clavo de 8 mm 6.22.

Una vez creado, el clavo es introducido en posición con la ayuda de la opción Move

y el modo sección. Con la ayuda de dos planos que seccionen la tibia en cuatro se utiliza la vista en sección para posicionar el clavo lo más centrado en el canal medular posible 6.24. Una vez tenemos el clavo bien alineado, aun ciertas zonas se encuentran en contacto con el clavo o superpuestas a pesar del diámetro menor que tiene la sección media. Para solucionarlo vamos a recrear lo que sería la técnica quirúrgica del fresado. Muchas veces este suceso ocurre en el quirófano y el cirujano debe fresar el interior del canal medular para poder acomodar el clavo. Por lo general se aumenta el canal para que sea entre 1 y 1.5 mm mayor que el diámetro del clavo. Para realizar esta acción vamos a crear una superficie con la ayuda de las herramientas Sketch y Pull que tenga estas características y que sea concéntrica al clavo. Una vez creada e igual que con los extremos de la tibia, vamos a recortar el sobrante con Split 6.25.

Para la creación de los tornillos y los agujeros pasadores en el clavo, el proceso tiene ciertos matices para asegurarse un ajuste perfecto. Para empezar los crearemos directamente con el clavo ya colocado en posición. Nos podemos ayudar para poder ver todo mejor de las pestañas para ocultar o mostrar los diferentes componentes. Con la ayuda de los planos creados anteriormente para la alineación del clavo intramedular, vamos a crear una sección del conjunto para poder ver el interior de la tibia y el clavo. Una vez estamos en esta vista con la opción Sketch, se hace un boceto de los tornillos. El boceto es una simple circunferencia, en la que el centro se sitúa en el eje del clavo para tenerlo centrado 6.26. Una vez tenemos la circunferencia, podemos extrudir ya el modelo final de cada uno de los tornillos de sujeción con la forma cilíndrica o de pasador. Pero aún queda un paso más y es retirar el sobrante y hacer el agujero por donde pasa el propio tornillo. Para ello, con la opción de Split, seleccionaremos los cuerpos que queremos cortar, en este caso la tibia y el clavo intramedular, y se selecciona como plano de corte la cara curva externa de los tornillos. Una vez hecho el corte y retirado los volúmenes residuales, tenemos ya un modelo de tibia perfectamente funcional 6.27, a falta aún de colocar los tornillos Poller.

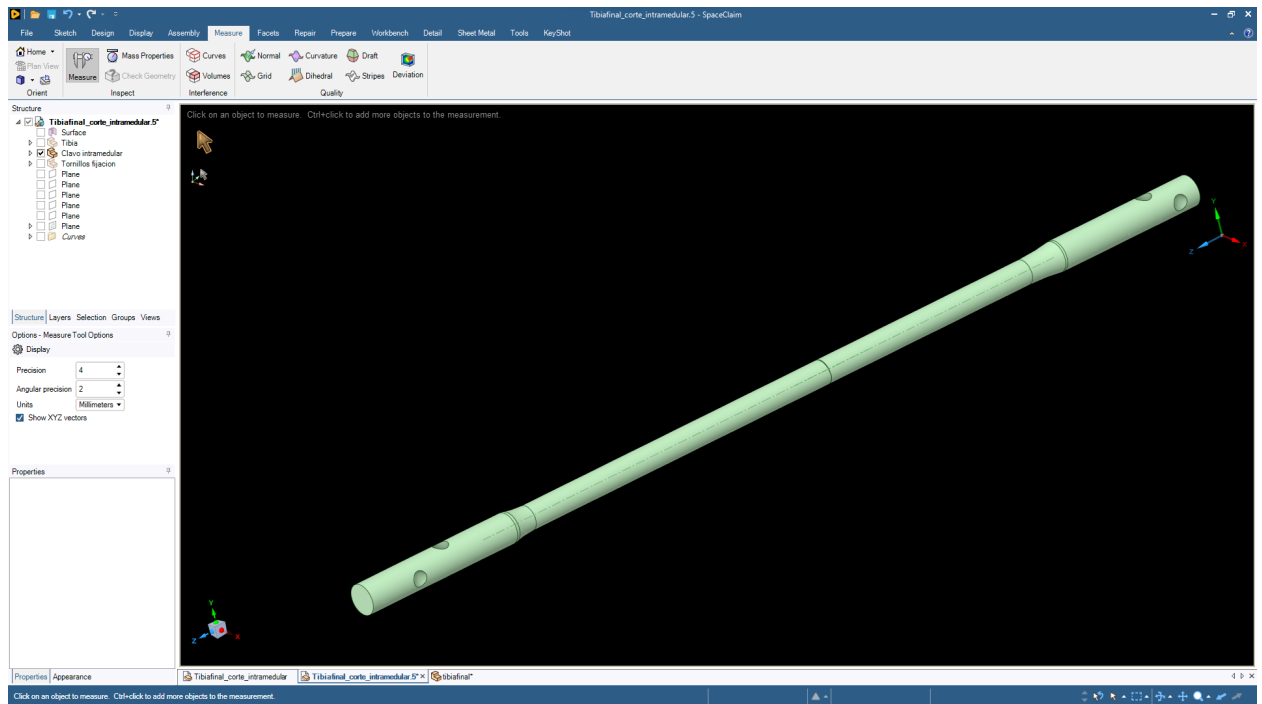


Figura 6.22: Clavo intramedular con los agujeros para los tornillos

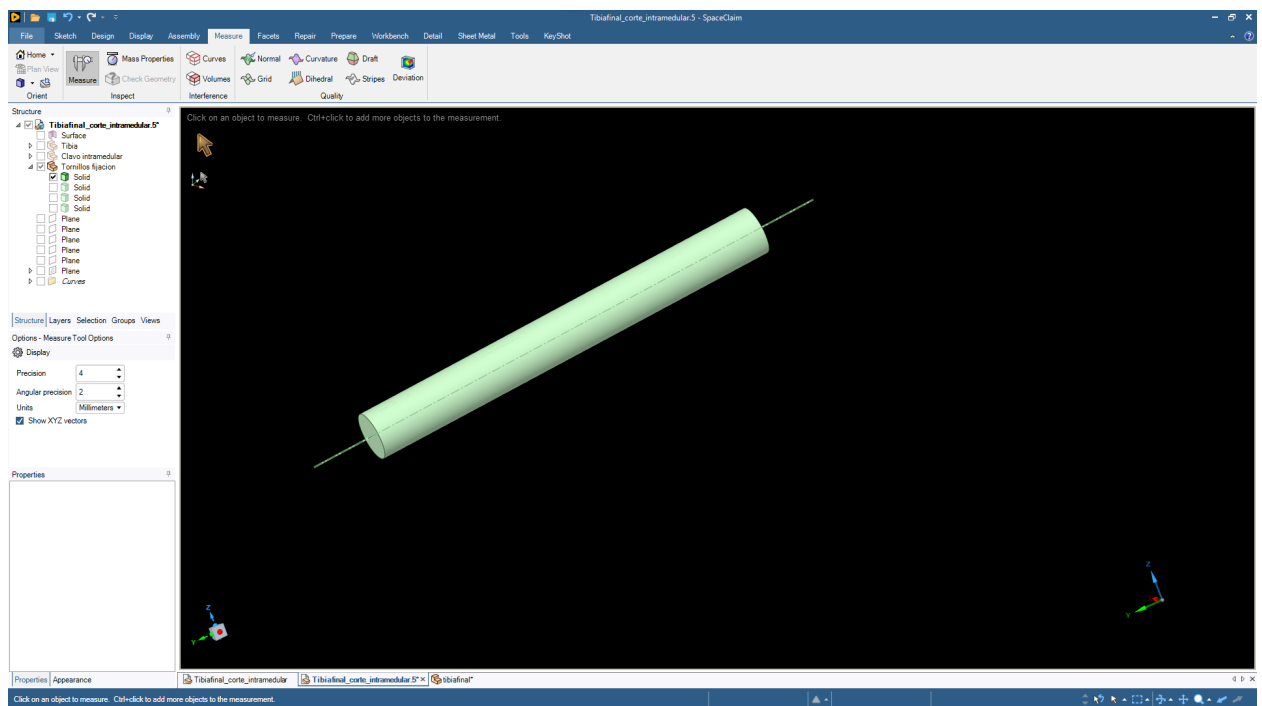


Figura 6.23: Tornillos de sujeción

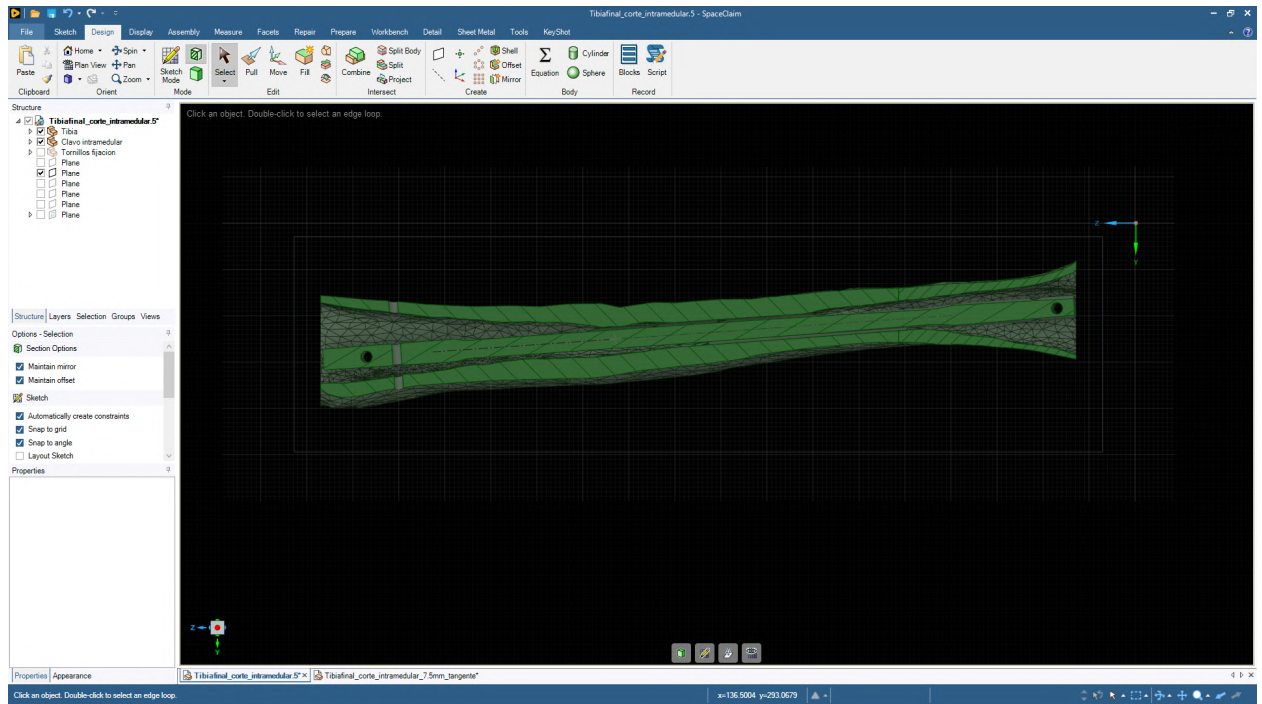


Figura 6.24: Vista sección de la tibia y el clavo ya en posición

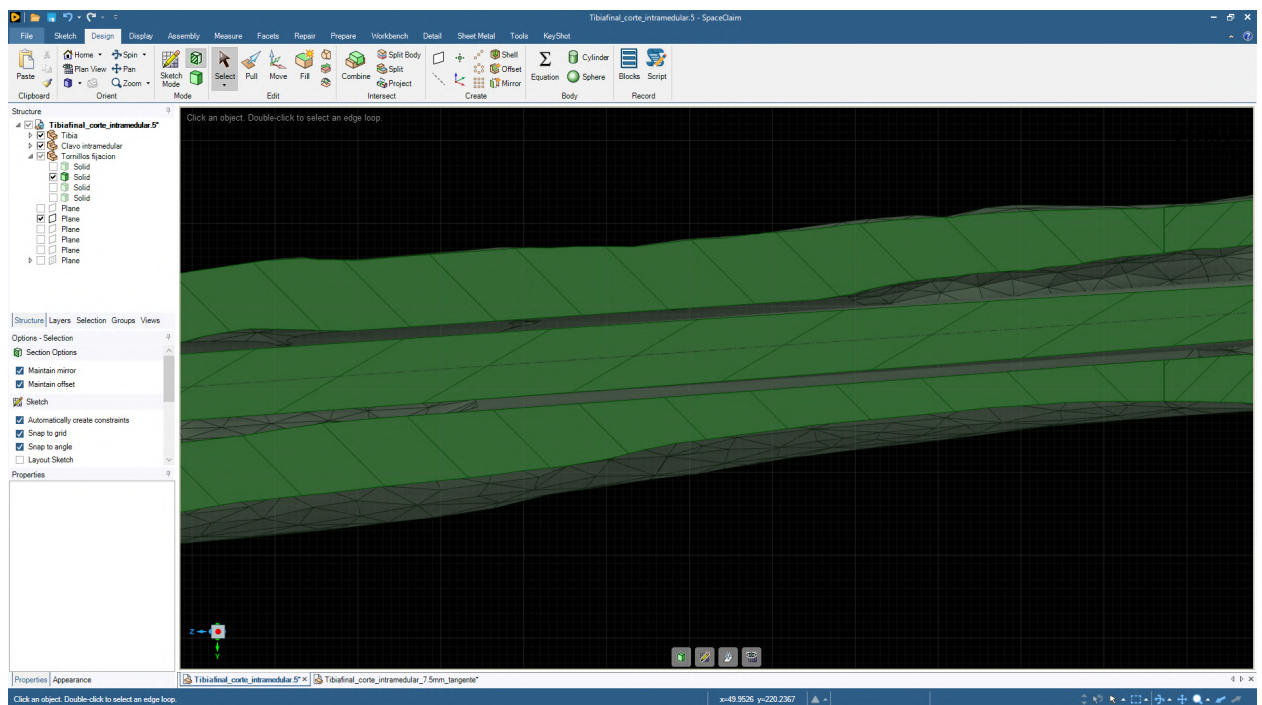


Figura 6.25: Detalle del fresado realizado. Se observa en la zona recta que ha tenido que ser recortada

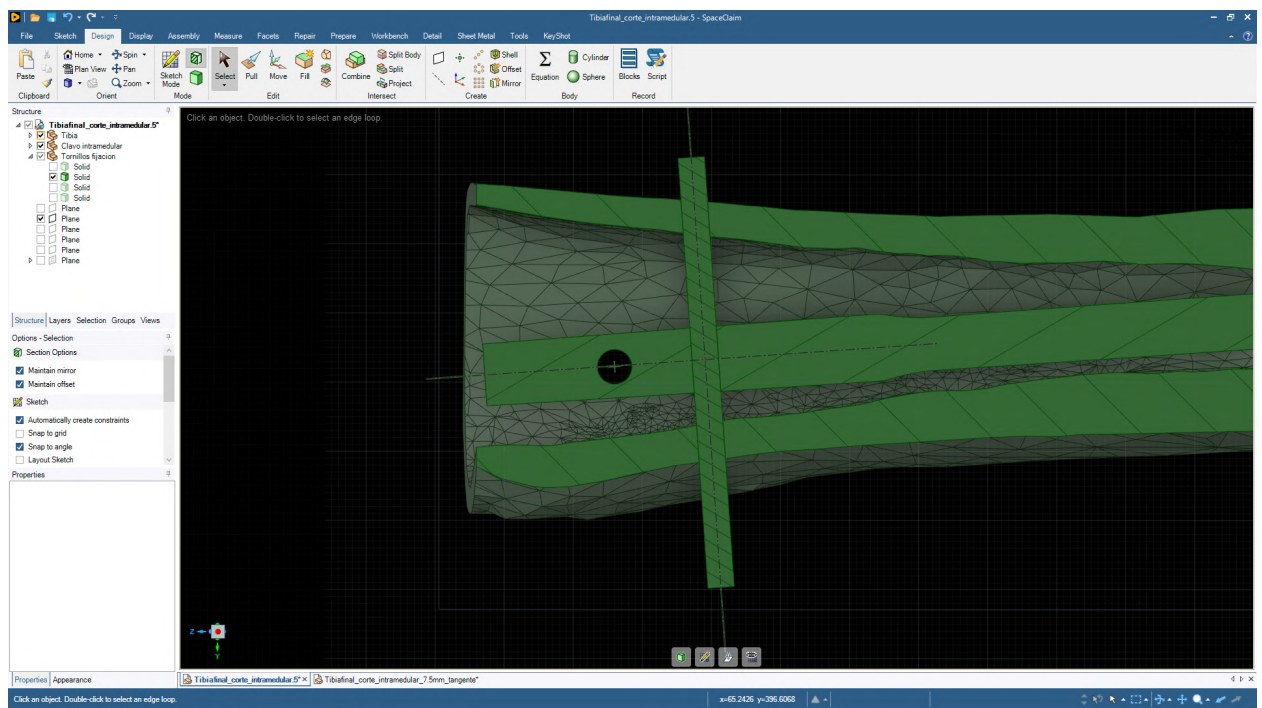


Figura 6.26: Detalle de la creación de los tornillos de sujeción. Se observa el hueco para el tornillo creado centrado en el eje del clavo, y otro tornillo de sujeción ya creado y atravesando a la tibia y clavo.

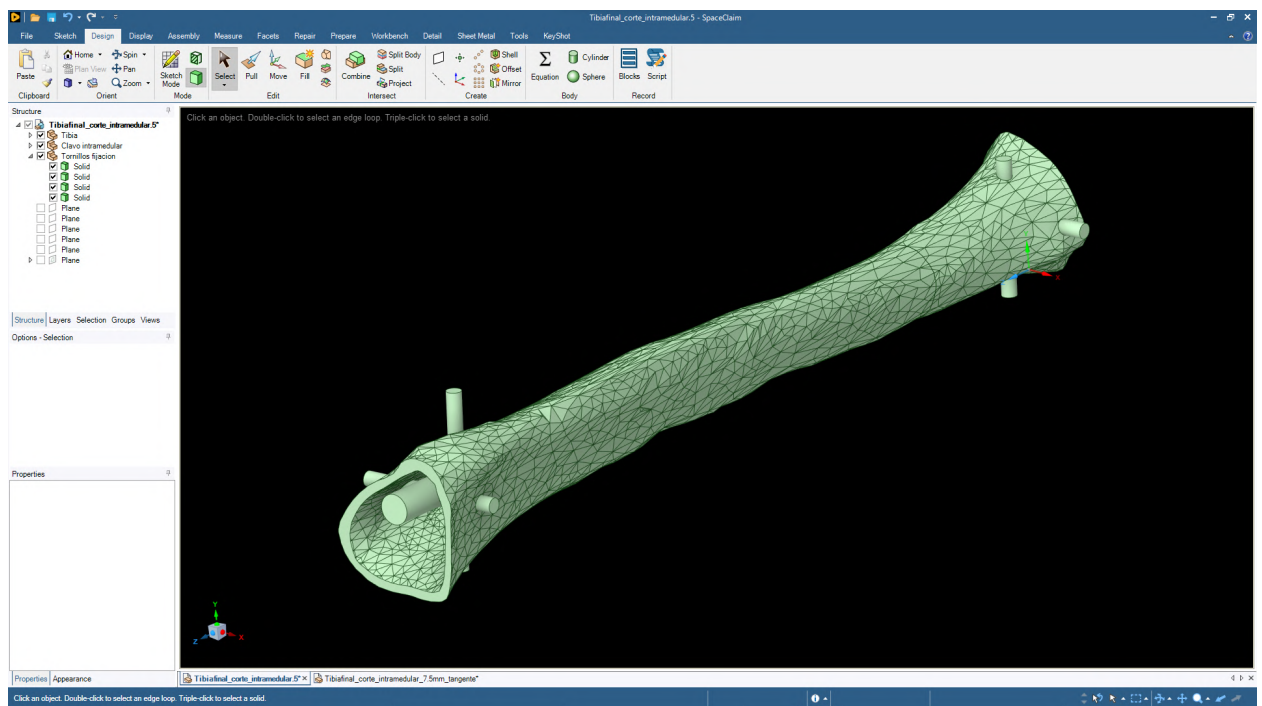


Figura 6.27: Modelo de la tibia, clavo intramedular y tornillos de sujeción final

6.5. Condiciones de contorno de la simulación

La simulación es la fase más importante y delicada del trabajo, ya que todo lo hecho hasta llegar a este punto y las conclusiones tendrá sentido o no dependiendo de los resultados que se extraigan de aquí. Pero primero, antes de simular, se tienen que tener los modelos que vamos a estudiar perfectamente definidos. Si bien tenemos un modelo estándar que se usara para crear todas las simulaciones, aún tenemos que añadir los tornillos poller para el estudio y las condiciones de contorno del estudio.

6.5.1. Tornillos Poller

Este es uno de los puntos críticos del estudio, porque las posiciones en las que coloquemos los tornillos son el foco del estudio. Para ello se han seguido tanto criterios clínicos como ingenieriles. El criterio clínico nos comenta que los tornillos poller tienen que estar situados en los ángulos agudos que se forman entre el clavo intramedular y la fractura. Además, se sabe que estos tornillos deben acortar el hueco por el que el clavo pasa para que el contacto sea más estrecho y efectivo. Es por estos motivos que las posiciones estudiadas se situaran tangentes al clavo intramedular en la zona que forman los dos ángulos agudos opuestos. Por otro lado, los criterios ingenieriles nos ponen también límites sobre la posición de los tornillos. Con el fin de evitar roturas y puntos de tensión elevada, a la hora de realizar agujeros en piezas estos tienen que situarse el punto más cercano al borde, al menos a una distancia de dos radios del extremo o borde del cuerpo más cercano. Es por estos motivos por los cuales se ha decidido que las posiciones que se van a estudiar de los tornillos son con el centro situado a 7.5 mm y a 12.5 mm en perpendicular al plano de fractura. Esto nos asegura que la distancia mínima en los dos casos es 2 y 4 radios respectivamente, ya que al igual que los tornillos de sujeción, son de 2.5 mm de radio. En cuando a la posición con respecto del clavo, en estos dos casos los tornillos se sitúan a 2.5 mm de la cara externa del clavo, para asegurarse un contacto estrecho con él.

Estos dos casos son los principales del estudio, y con los que se realizaran un mayor número de pruebas. Adicionalmente, se han modelado otras configuracio-

nes para probar algunas teorías ya existentes y asegurarse un estudio correcto. Las configuraciones se enumeran de la siguiente manera:

1. Modelo sin tornillos Poller: Este es el modelo más básico, y se ha probado con la intención de comprender el comportamiento del modelo solo con el clavo intramedular. Especialmente diseñado para observar las diferencias entre introducir o no los tornillos Poller.
2. Tornillos en el ángulo agudo: Se ha observado que la posición óptima para la inserción de los tornillos Poller es en el ángulo agudo formado entre el plano de fractura y el clavo intramedular. Esta configuración debería permitir obtener resultados más satisfactorios en términos de estabilidad y distribución de presiones en comparación con otras posiciones.
3. Línea de fractura: Se ha evaluado la colocación de los tornillos directamente en la línea de fractura. Aunque esta configuración podría parecer intuitiva, ya que estudios sugieren que la cercanía de los tornillos a la fractura es beneficiosa, no es clínicamente viable debido a la naturaleza irregular y no limpia de las fracturas reales, lo que puede debilitar el hueso y afectar negativamente el proceso de curación. Aun así, su estudio es interesante como caso límite.
4. Ángulo obtuso: Por investigaciones previas, esta configuración debería ser la menos efectiva de las tres con tornillos Poller. Se debería observar una reducción en la estabilidad y presión en el contacto para esta configuración.

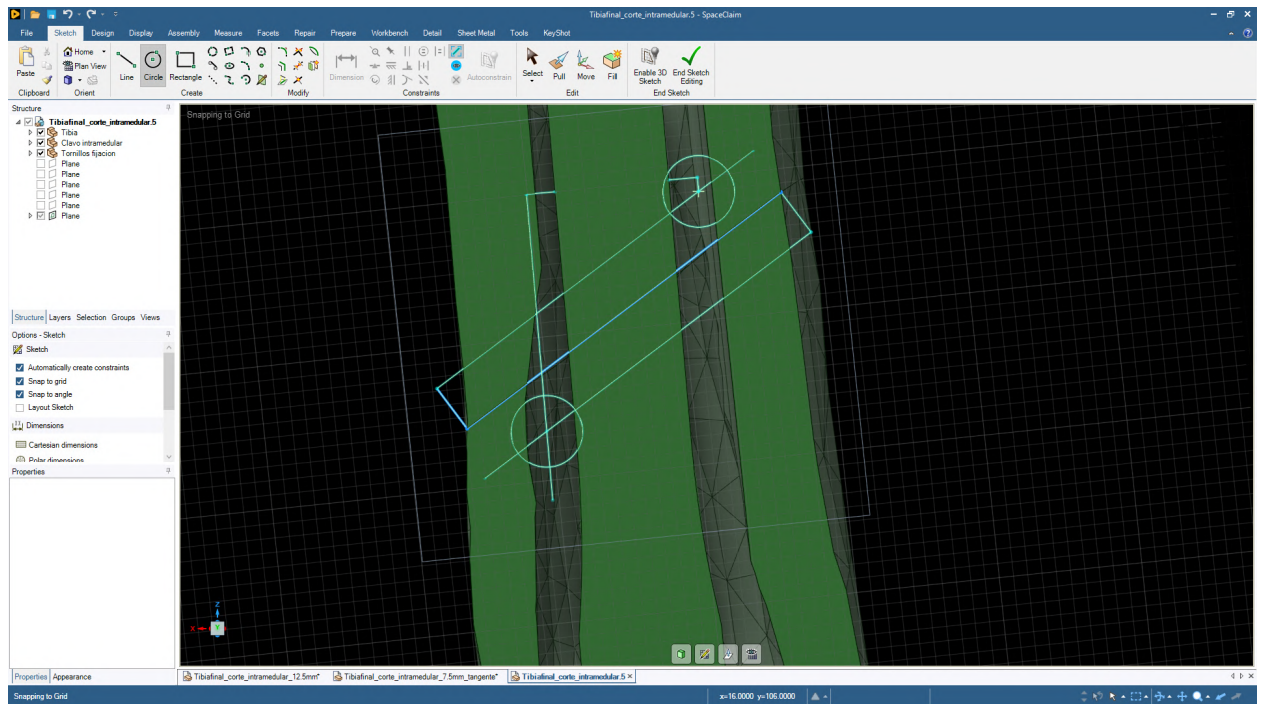


Figura 6.28: Boceto de una pareja de tornillos Poller.

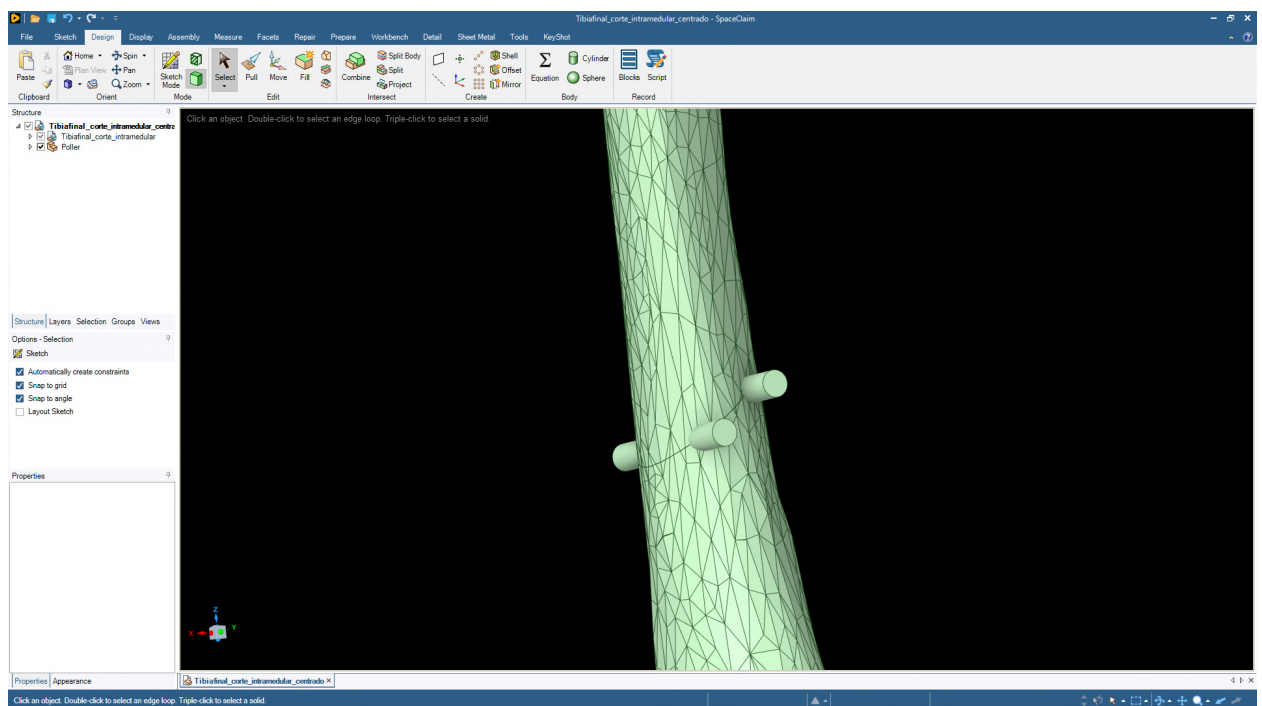


Figura 6.29: Configuración de los poller en la línea de fractura

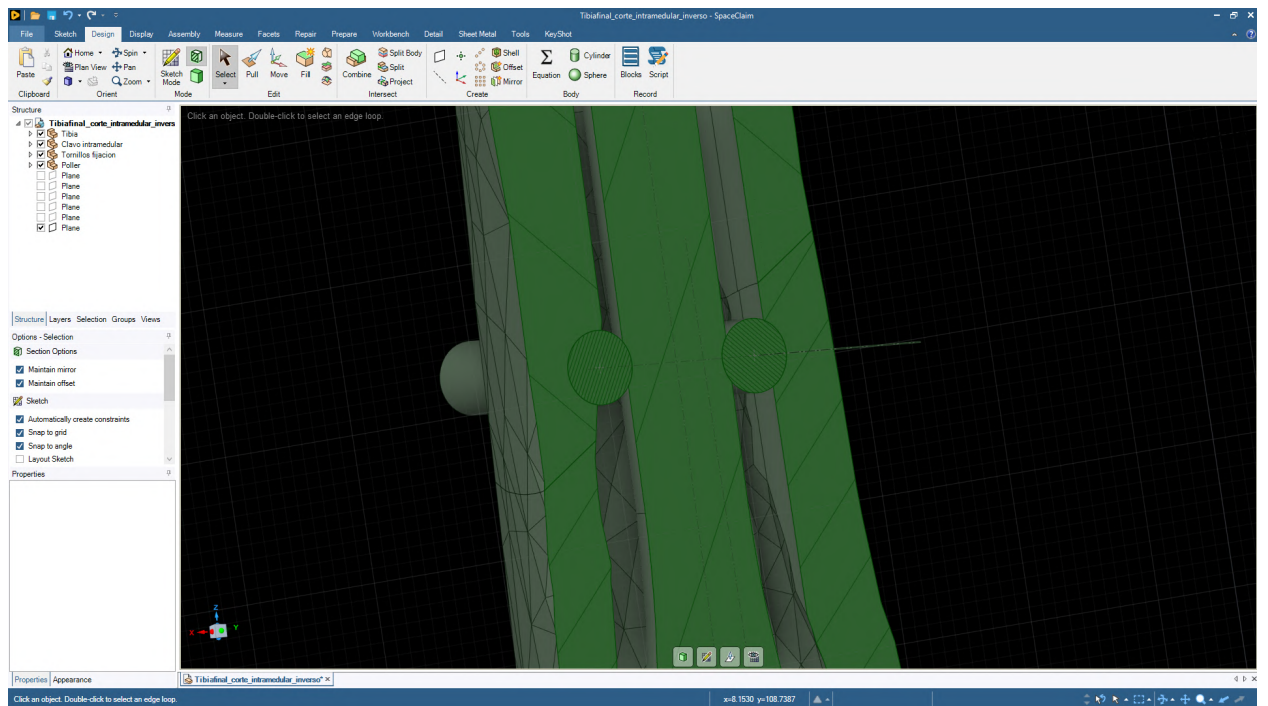


Figura 6.30: Configuración en los ángulos obtusos y superpuesto al clavo

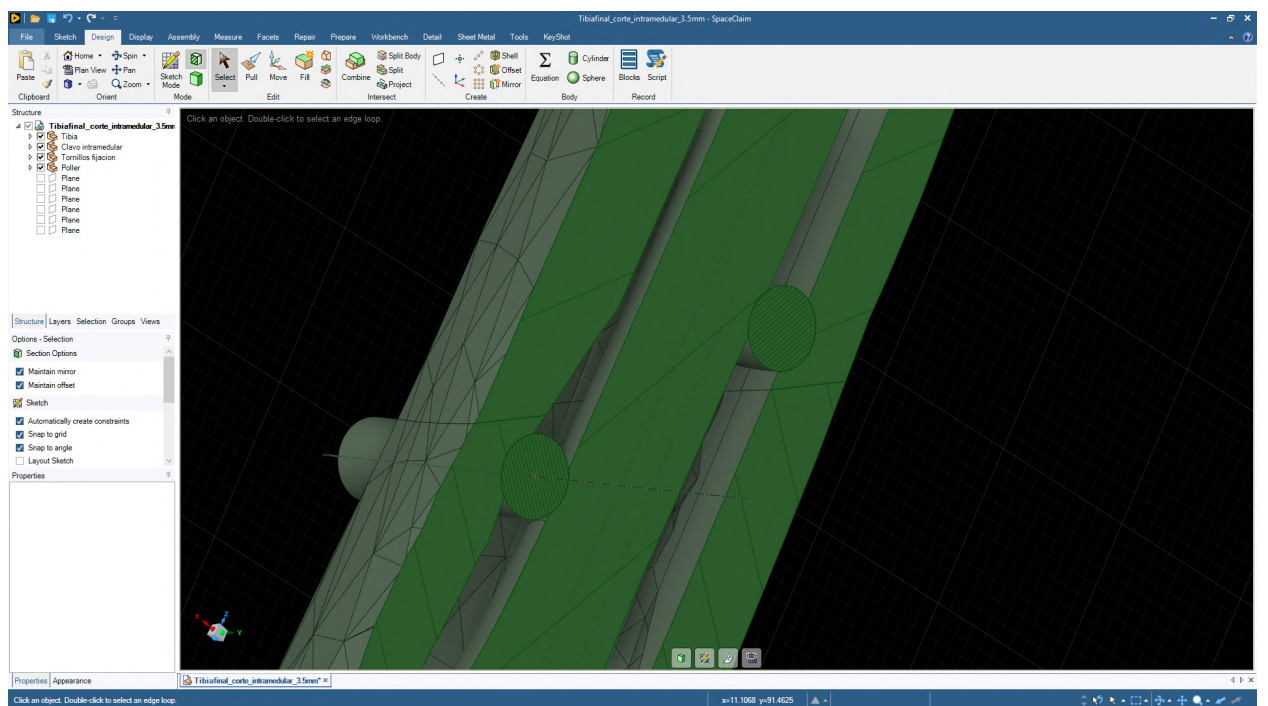


Figura 6.31: Configuración en el ángulo agudo y superpuesto al clavo

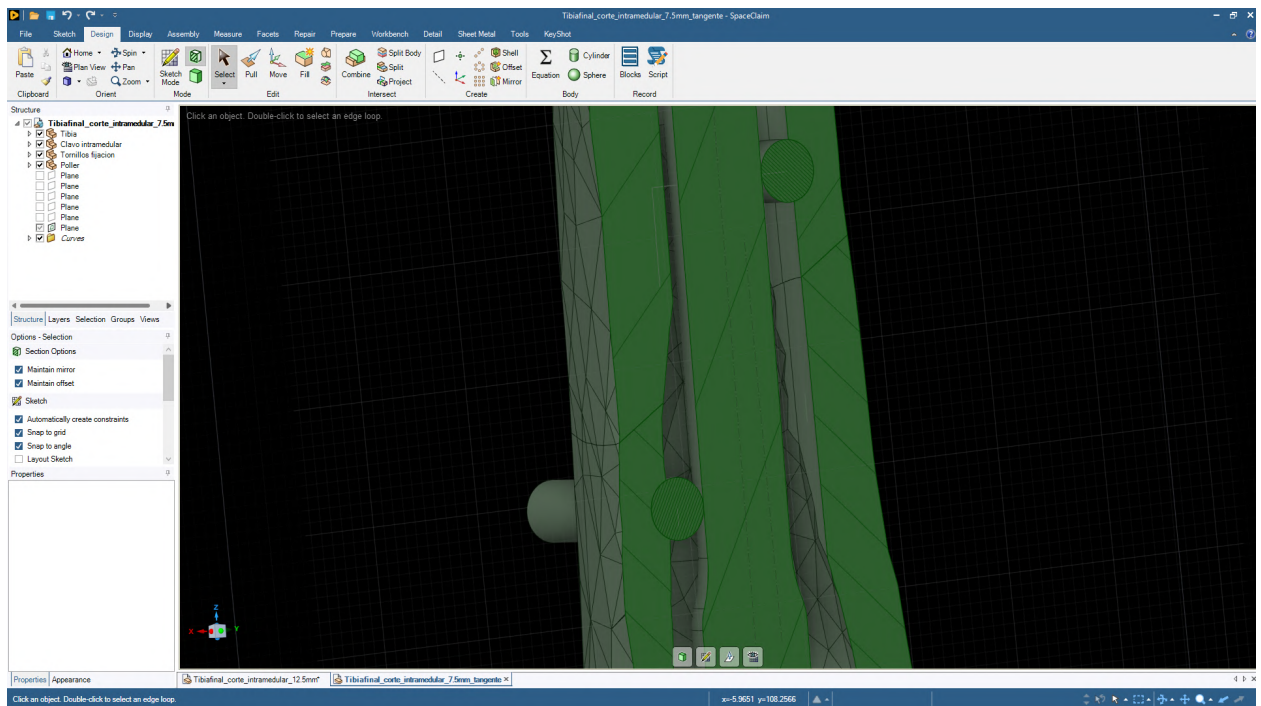


Figura 6.32: Configuración final a 7.5 mm de la línea de fractura y tangente al clavo

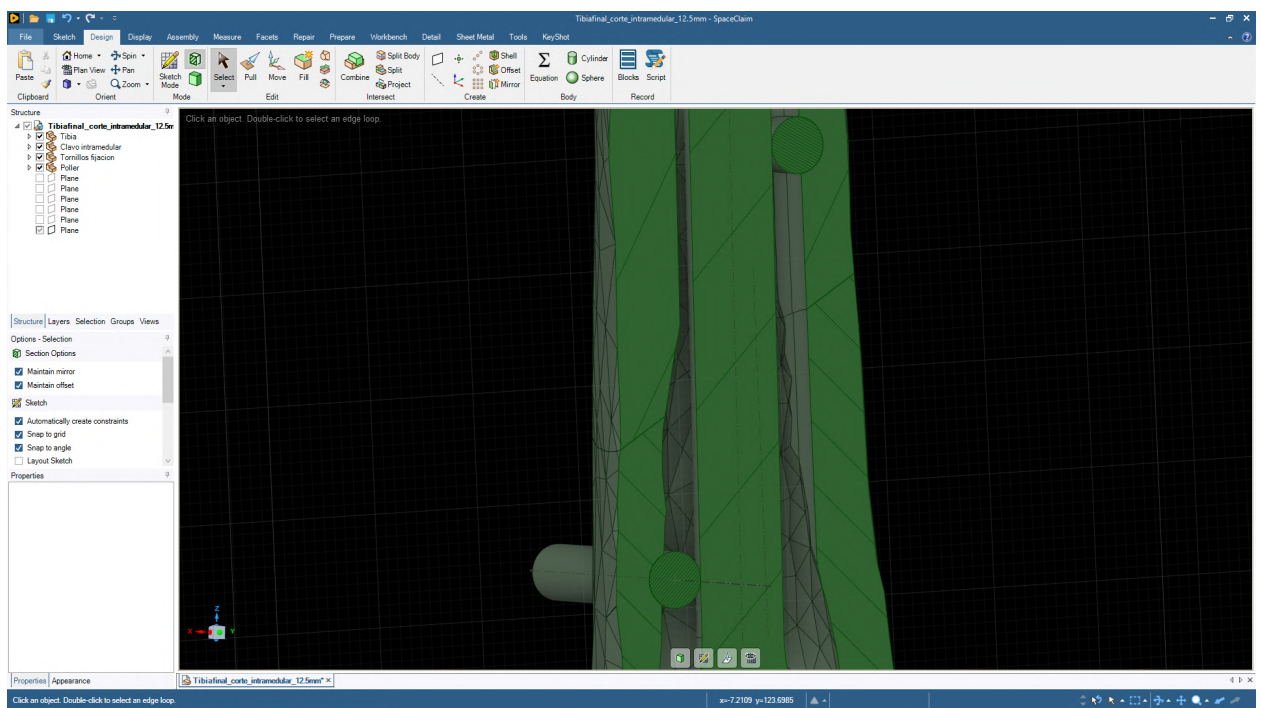


Figura 6.33: Configuración final a 12.5 mm de la línea de fractura y tangente al clavo

6.5.2. Ansys Workbench

Una vez que tenemos ya la geometría construida y preparada para todas las simulaciones, es el momento de empezar con ellas. El análisis los vamos a realizar, como se ha comentado anteriormente, con Ansys Workbench. Para poder conectar la parte de la geometría de edición, con el resto de programas de simulación que ofrece Ansys se utiliza Workbench. Ansys Workbench es el programa utilizado para conectar todos los productos, y permite en un mismo archivo realizar diferentes análisis cambiando entre parámetros, tipos de análisis, programas o funcionalidades.

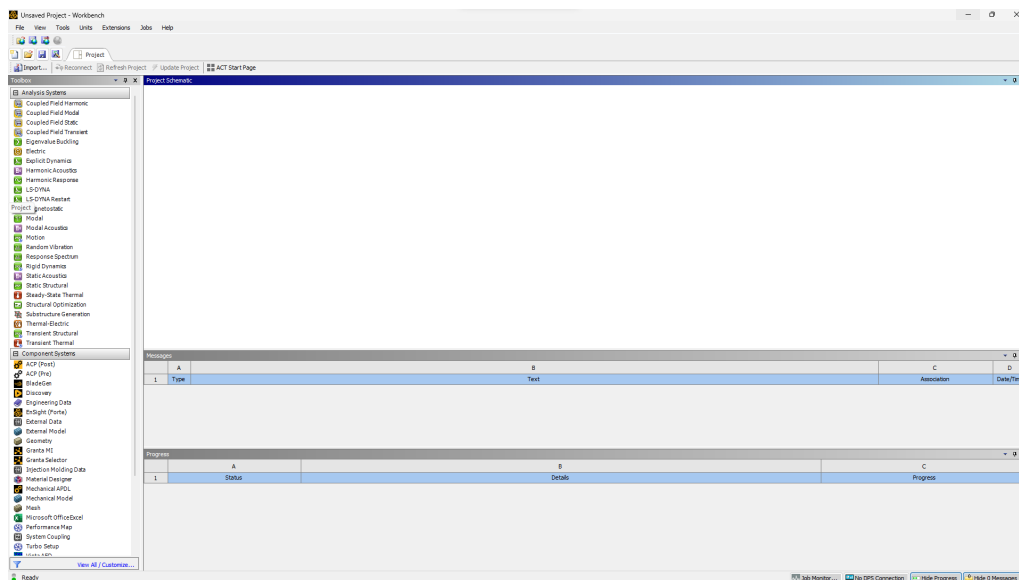


Figura 6.34: Interfaz de Ansys Workbench

El primer paso que tenemos que hacer es importar la geometría que queremos estudiar dentro del espacio de trabajo. Una vez la geometría ya está cargada, podemos comenzar a definir que tipo de análisis queremos realizar. Dependiendo del tipo de estudio que estemos realizando, encontramos una gran variedad de opciones, desde análisis de vibraciones, calor o acústica. Para el estudio tenemos que iniciar un estudio de Static Structural. Este nos permitirá estudiar como nuestro modelo se comporta bajo unas condiciones, dándonos resultados de deformaciones, fuerzas, desplazamientos o presiones.

Ahora tenemos dos cajas, una con la geometría y la otra con el análisis, pero si intentamos editar el análisis aún nos comenta que no tenemos una geometría definida.

Tenemos que linkear ambas arrastrando nuestra geometría al análisis. Con ambos ya sincronizados podemos empezar a definir las condiciones de contacto, materiales, contactos y resultados que queremos obtener.

6.5.3. Ansys Mechanical

Para el estudio estructural de la tibia se utiliza el programa Ansys Mechanical. Este programa es el encargado dentro de la familia de productos de Ansys del análisis complejo FEA. Dentro de Mechanical podemos configurar las condiciones de entorno que definirán nuestro estudio. Algunas de las principales son el mallado, los contactos, los apoyos, fuerzas y momentos implicados, y finalmente poder ver los resultados y que queremos obtener del análisis. Es importante dedicarle tiempo a la caracterización del análisis y crear unas condiciones de contorno óptimas para obtener el análisis más eficaz posible, al final una vez resuelves el problema son cálculos complejos y puede necesitar un tiempo elevado, es por esto que es importante invertir tiempo en unas buenas condiciones para en el cómputo global ahorrar tiempo. Para tocar estas condiciones tenemos en la izquierda unos desplegables con las diferentes opciones que podemos modificar.

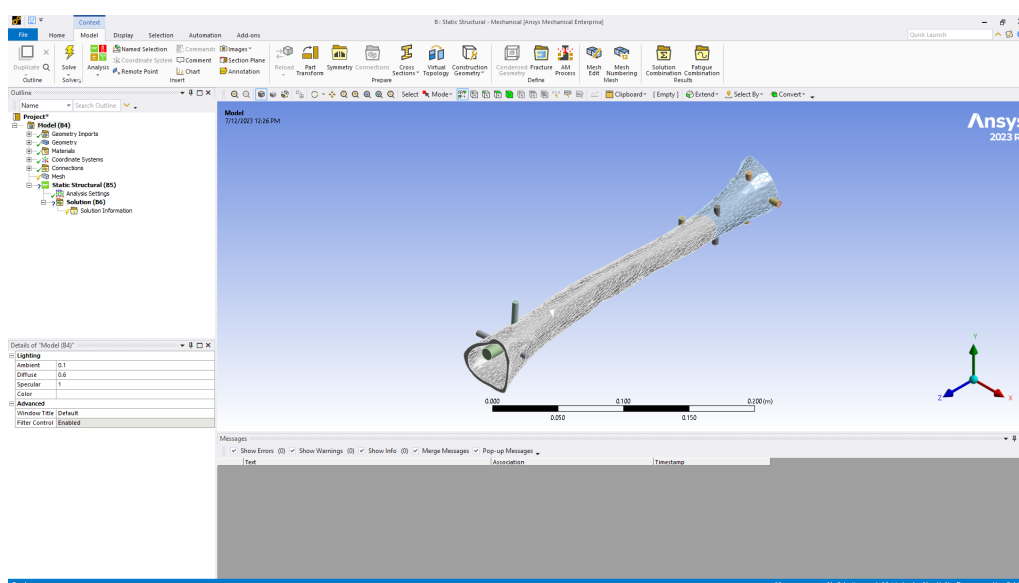


Figura 6.35: Interfaz de Mechanical con la geometría ya cargada

6.5.4. Materiales

Esta es la primera pestaña de modificación con la que cuenta Ansys para el modelaje. Para las diferentes simulaciones hemos utilizado dos materiales diferentes, el hueso y una aleación de titanio conocida como Ti-6AL-4V.

1. Titanio Ti-6Al-4V:

Este es el material del que están compuestos los implantes que forman parte de la estructura, es decir, el clavo intramedular, los tornillos de sujeción y los tornillos Poller. Se ha escogido el titanio porque es uno de los materiales más usados a nivel clínico para realizar implantes por diferentes razones [11]. La primera es la biocompatibilidad y la capacidad para unir tejidos, ya que el titanio al pasivarse de forma natural para no interactuar con el entorno es capaz de ser compatible con tejidos biológicos, disminuyendo la posibilidad de rechazo u otras complicaciones. Muy unida a esta razón está la resistencia a la corrosión, gracias a la capa de óxido que hace que el material se pasive. Finalmente, el titanio cuenta con una ligereza excepcional para las propiedades mecánicas que ofrece, ya que a pesar de su reducido peso, tiene una gran resistencia a la tracción y baja elasticidad, lo que lo hace ideal a la hora de trabajar con lesiones ortopédicas [11].

2. Hueso:

El hueso ha sido claramente aplicado a ambos fragmentos de la tibia. El problema con el hueso viene porque no es un material que encontremos en la librería de Ansys listo para usar como si pasa con la aleación de titanio anterior. Para el hueso tenemos que crear un nuevo material con las propiedades físicas y mecánicas del hueso. Aquí aparece un segundo problema, y es que cada hueso y cada persona cuenta con características completamente diferentes asociadas a diferentes factores externos como alimentación, patologías o actividad física, pero también internos, como el tipo y localización del hueso, edad y género del paciente. Al final se tuvo que recurrir a la literatura [2][13] para encontrar unos umbrales típicos para un adulto sano.

Con las propiedades mecánicas y físicas ya determinadas para un adulto pro-

medio, queda crear el material para ser usado. Se hace desde Workbench, y la opción se encuentra dentro de la pestaña Engineering Data de la caja del análisis. Una vez dentro de esta pestaña podremos añadir materiales de dentro de la biblioteca con la que cuenta Ansys, pero también se pueden crear nuevos materiales con las cualidades que queramos. Una vez se selecciona la opción de añadir un nuevo material, a la izquierda aparecen las diferentes propiedades que podemos añadir, entre las que se encontrarían por ejemplo conductividad eléctrica y térmica, elasticidad, módulo de Young, densidad o el número de Poisson.

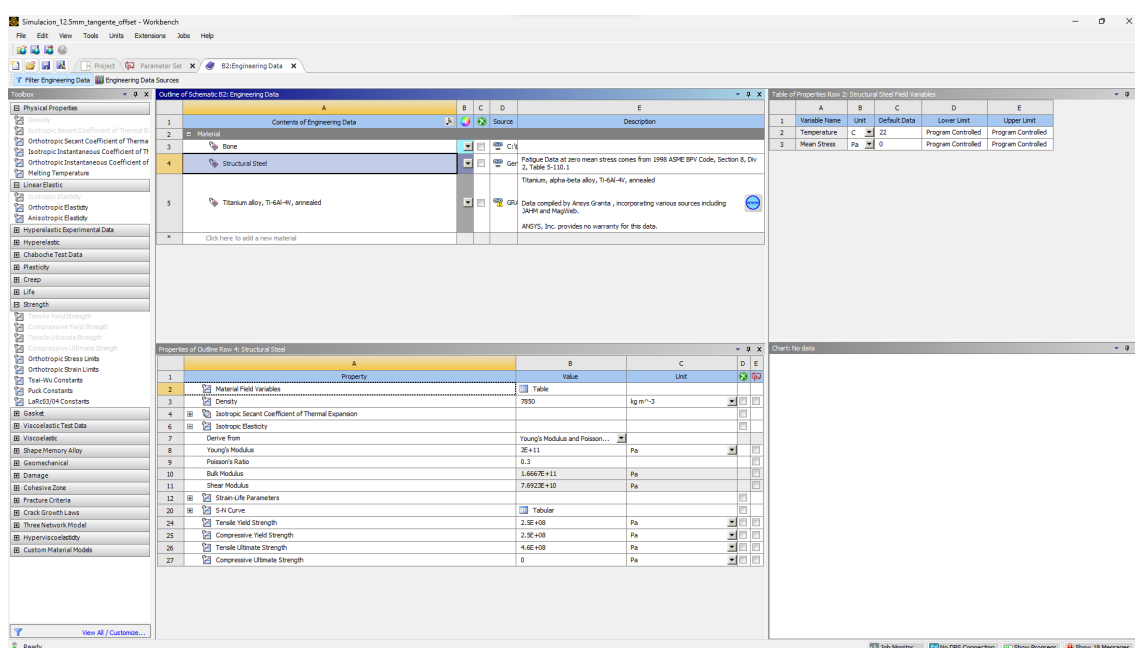


Figura 6.36: Pestaña de Engineering Data. Se muestra el hueso ya creado con las diferentes propiedades mecánicas y físicas necesarias para las simulaciones.

Temperatura 23C	Densidad	Módulo de Young	Numero de Poisson	Resistencia a la tracción	Resistencia a la compresión	Resistencia máxima a la tracción	Resistencia máxima a la compresión
Unidades	g/cm3	MPa	-	MPa	MPa	MPa	MPa
Titanium alloy, Ti-6Al-4V, annealed	4.429	1.12E+05	0.3387	845.7	970	918	-
Hueso	5	1.80E+04	0.3	71.56	115.06	135	175

Figura 6.37: Tabla con las propiedades físicas y mecánicas a 23 °C del Titanio Ti-6Al-4V y el hueso utilizados para las simulaciones.

6.5.5. Contactos

Los contactos y como los definamos determinaran como van a interactuar los diferentes componentes, dícese clavo, tibia y tornillos, entre ellos, por lo que en este proyecto es crucial tener unos criterios correctos, ya que es precisamente la interacción de los tornillos Poller con el resto del sistema lo que queremos estudiar. En Mechanical, los contactos son definidos como la unión entre dos geometrías y el programa automáticamente te detecta los que él considera que existen dentro de tu sistema. Para ello emplea un abanico de distancias, las cuales considera que los objetos pueden llegar a colisionar o interactuar. Dentro de lo que es el propio contacto se pueden definir diferentes tipos y dentro de esos tipos los más comunes son los contactos bonded, frictionless, sin separación y los que cuentan con fricción. En el estudio se han empleado principalmente dos tipos de contactos, los bonded y los frictionless:

1. Bonded:

Este tipo de contactos fuerza a Ansys a asumir que la separación y deslizamiento va a ser mínimo, prácticamente nula. Son el tipo de contacto que aparece por ejemplo en un empotramiento, en el que tenemos bloqueadas todas las direcciones de movimiento con respecto al plano de contacto. Por defecto, Ansys asume que los contactos que detecta son todos de este estilo, ya que al no

poder separar los puntos de contacto el cálculo es más simple que para otro tipo de contactos.

2. **Frictionless:**

El nombre equivale a sin fricción. este tipo de contactos tiene la característica especial en la que ambas caras en contacto pueden deslizarse en cualquier dirección del plano y llegar a separarse. La otra característica principal es que si bien normalmente cuando un elemento desliza sobre otro existe una fuerza de rozamiento, en este caso el programa simplifica la interacción con fricción nula. Es el tipo de contacto que tenemos cuando patinamos sobre hielo. Este tipo de contactos es más complicado de calcular que un contacto bonded, porque al restringir menos el movimiento aparecen más grados de libertad. Una opción muy interesante de los contactos frictionless, es que permiten introducirles un offset o superposición. Con esta opción lo que hace es forzar al programa a comenzar la simulación con el contacto superpuesto en cierta medida, lo que sería equivalente a introducir una tensión previa como la que se puede utilizar para realizar hormigón armado.

Los contactos que se han definido han sido los siguientes

1. **Tornillos de sujeción y Poller con los fragmentos de tibia:**

Este contacto se ha definido como bonded por dos sencillas razones. Estos tornillos al colocarse se tensan para que no se desplacen de su posición una vez colocados. Es por esto que el contacto que se produce en esta situación es completamente inmóvil. La segunda razón, es que si bien podría aparecer que el tornillo puedan rotar dentro del conducto en el que se realizan, el paso que tienen es tan ajustado que produce un rozamiento que hace que no puedan rotar. Es por estos dos motivos que la mejor definición para este contacto en específico es bonded o unido.

2. **Tornillos de sujeción con el clavo intramedular:**

Este contacto es también bonded. La razón principal es que el clavo cuenta con una geometría para los tornillos de sujeción óptima, que limita el movimiento y tolerancia al máximo para que la transferencia de esfuerzos sea lo más eficiente

posible y absorba toda la carga extra que el hueso fracturado no es capaz de soportar. Este contacto por ende es completamente estanco y estático, por lo que bonded es la mejor opción.

3. Tornillos Poller con el clavo intramedular:

Este contacto es más delicado, ya que la mayor interacción y beneficios de los tornillos Poller se producen en este punto. Para esta conexión se ha optado por el tipo frictionless. El contacto entre estos dos elementos es un único punto de presión, el cual no cuenta con ningún dispositivo o característica para que esté unido, sino que tiene una pequeña tolerancia en la que los componentes pueden desplazarse relativamente. Por otro lado, la fricción es mínima, además de porque el área es pequeña y la normal no es excesiva, sino porque el propio material y acabado pulido que tiene, que hace que el coeficiente de fricción sea bajo. Además, el uso de frictionless tiene otro motivo de peso. El introducir este contacto permite definir un offset que ayude a estudiar si la introducción de una pequeña tensión antes de cargar el propio hueso puede llegar a ser beneficial, o si, por el contrario, es irrelevante. Es por estos dos motivos que el contacto es frictionless.

4. Fragmentos de tibia en la fractura:

Este contacto es el que más se ha simplificado. Se ha definido como contacto frictionless, para poder ver que es lo que ocurría realmente y dejar a los dos fragmentos poder desplazarse uno respecto al otro. Si bien este es realmente el entorno en el que ambos fragmentos interaccionarían en la realidad, hemos optado por eliminar la fuerza de fricción, que en este caso sí tiene una mayor relevancia que en el caso de los Poller con el clavo intramedular. Esta simplificación se debe a dos motivos principales. El primero es que se quería estudiar exactamente cuál era la influencia de los tornillos, y la introducción de fricción iba a hacer depender los resultados de este parámetro especialmente. El segundo y más importante, es que el coeficiente de fricción tanto estático como dinámico de un hueso es muy complicado de conseguir y depende completamente del espécimen investigado; además, la geometría de la

fractura es muy relevante en este caso, ya que al haber realizado una fractura limpia por un plano, algo que se aleja de lo que sería una fractura típica en el que aparecen patrones rugosos y no suele ser una fractura recta, hace que asumir un coeficiente de fricción sea una tarea realmente demandante, sin un beneficio realmente claro que la justifique. Es por estos dos motivos por los que se optó por simplificar el contacto al máximo y dejar una zona limpia, que sea fácilmente analizable, haciendo que el contacto no cuente con fricción.

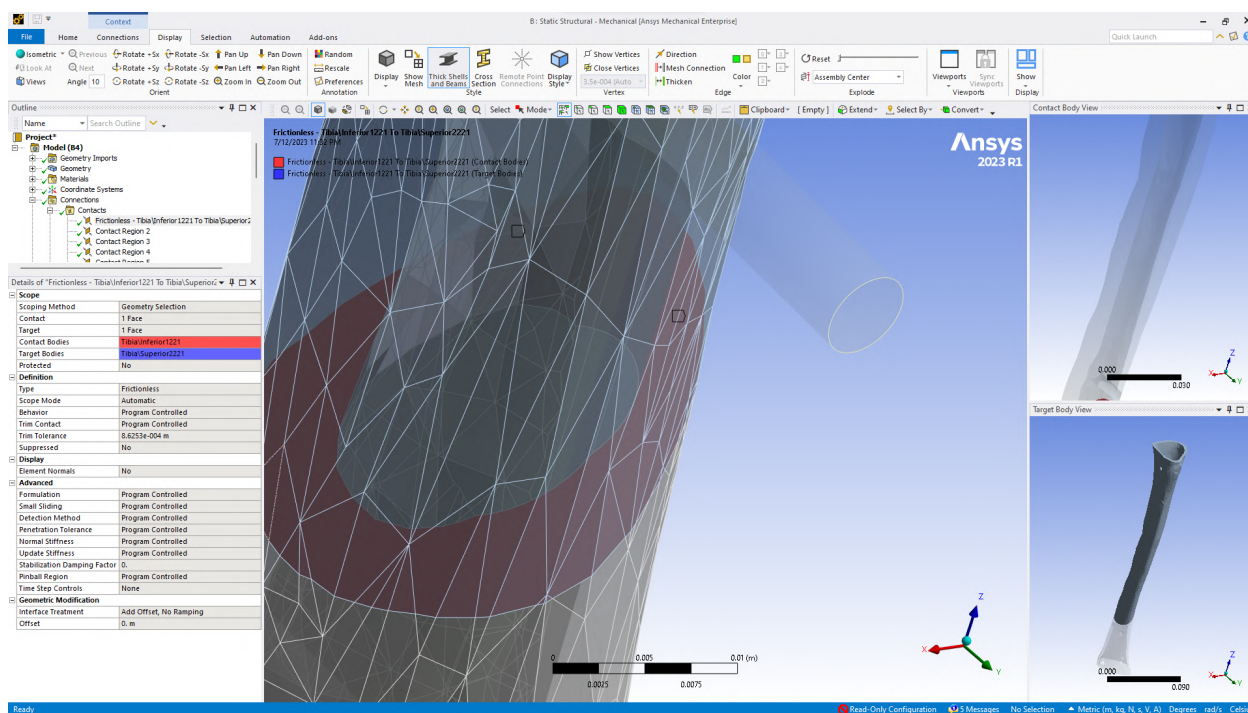


Figura 6.38: Interfaz de edición de contactos. Se muestra abajo a la derecha las diferentes opciones y en el visor la geometría principal, con las caras en contacto

Worksheet

Initial Information

For additional options, please visit the context menu for this table (right mouse button)

Name	Contact Side	Type	Status	Number Contacting	Penetration (m)	Gap (m)	Geometric Penetration (m)	Geometric Gap (m)	Resulting Pinball (m)	Real Constant
Frictionless - Tibia Inferior 1221 To Tibia Superior 2221	Contact	Frictionless	Closed	538.	2.4517e-005	0.	2.4517e-005	8.6403e-013	7.7587e-004	10.
Frictionless - Tibia Inferior 1221 To Tibia Superior 2221	Target	Frictionless	Inactive	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A	11.
Contact Region 2	Contact	Bonded	Closed	190.	1.7577e-005	0.	1.7577e-005	1.3127e-005	1.6804e-004	12.
Contact Region 2	Target	Bonded	Inactive	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A	13.
Contact Region 3	Contact	Bonded	Closed	197.	1.8076e-005	0.	1.8076e-005	5.5983e-006	1.7463e-004	14.
Contact Region 3	Target	Bonded	Inactive	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A	15.
Contact Region 4	Contact	Bonded	Closed	466.	2.0813e-005	0.	2.0813e-005	1.7154e-005	1.7382e-004	16.
Contact Region 4	Target	Bonded	Inactive	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A	17.
Contact Region 6	Contact	Bonded	Closed	123.	4.2141e-005	0.	4.2141e-005	2.7922e-005	2.8872e-004	18.
Contact Region 6	Target	Bonded	Inactive	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A	19.
Contact Region 7	Contact	Bonded	Closed	104.	2.1682e-005	0.	2.1682e-005	6.3759e-005	2.8137e-004	20.
Contact Region 7	Target	Bonded	Inactive	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A	21.
Contact Region 8	Contact	Bonded	Closed	145.	1.4094e-004	0.	1.4094e-004	2.6283e-005	2.5914e-004	22.
Contact Region 8	Target	Bonded	Inactive	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A	23.
Contact Region 9	Contact	Bonded	Closed	107.	1.6553e-006	0.	1.6553e-006	2.0182e-006	2.547e-004	24.
Contact Region 9	Target	Bonded	Inactive	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A	25.
Contact Region 10	Contact	Bonded	Closed	102.	6.1131e-006	0.	6.1131e-006	1.8248e-006	2.7226e-004	26.
Contact Region 10	Target	Bonded	Inactive	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A	27.
Contact Region 11	Contact	Bonded	Closed	99.	2.535e-006	0.	2.535e-006	2.0407e-006	2.4287e-004	28.
Contact Region 11	Target	Bonded	Inactive	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A	29.
Contact Region 12	Contact	Bonded	Closed	104.	5.5718e-006	0.	5.5718e-006	1.7916e-006	2.8793e-004	30.
Contact Region 12	Target	Bonded	Inactive	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A	31.
Frictionless - Clavo Intramedular Solid111 To Poller Solid	Contact	Frictionless	Inactive	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A	32.
Frictionless - Clavo Intramedular Solid111 To Poller Solid	Target	Frictionless	Near Open	0.	0.	1.7313e-005	0.	1.7313e-005	9.3664e-004	33.
Frictionless - Clavo Intramedular Solid111 To Poller Solid	Contact	Frictionless	Inactive	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A	34.
Frictionless - Clavo Intramedular Solid111 To Poller Solid	Target	Frictionless	Near Open	0.	0.	2.5922e-005	0.	2.5922e-005	1.0195e-003	35.

Color Legend

Red	The contact status is open but the type of contact is meant to be closed. This applies to bonded and no separation contact types.
Yellow	The contact status is open. This may be acceptable.
Orange	The contact status is closed but has a large amount of gap or penetration. Check penetration and gap compared to pinball and depth.
Gray	Contact is inactive. This can occur for MPC and Normal Lagrange formulations. It can also occur for auto asymmetric behavior.

Geometry Worksheet

4 Messages No Selection Metric (m, kg, N, s, V, A) Degrees rad/s Celsius

Figura 6.39: Contact tool para la tibia con los Poller a 12.5 mm. En esta herramienta podemos observar el estado de los contactos en el inicio del estudio. Los diferentes colores indican como es el estatus de esos contactos.

6.5.6. Mesh o mallado

Este es posiblemente uno de los puntos más críticos a la hora de realizar un análisis de elementos finitos. El mallado o mesh es la geometría que el programa va a estudiar y consiste en subdividir el modelo en pequeños fragmentos denominados elementos. Estos elementos están unidos unos con otros mediante puntos llamados nodos. Es esta red de elementos la que se tiene que conformar a la forma del modelo, ya que el software va a analizar este conjunto de elementos y nodos. A pesar de que es importante conseguir una mesh de calidad, que se adapte correctamente a la geometría a estudiar, hay que saber que refinar demasiado el mallado puede dar lugar a simulaciones muy pesadas y con un gasto de recursos extremos, ya que el programa va a tener que analizar cada uno de los puntos de la red y las interacciones entre ellos, lo que aumenta los recursos necesarios para completarse exponencialmente. Es por ello que es importante encontrar un equilibrio entre calidad del mallado y sencillez.

Ansys, en este caso Mechanical, al igual que pasaba con los contactos, te genera por defecto un mallado grueso, sacrificando calidad y precisión para que las simulaciones sean ligeras. En el caso de la tibia tendríamos mallados de entorno a los, 100000 elementos y unos, 50000 nodos, con una calidad de elemento media en el entorno de 0.62 sobre 1. Esto son números bajos, que para realizar pruebas rápidas son más que suficientes, pero una mejora del mallado es necesaria para obtener resultados fiables.

Para mejorar y refinar el mallado, Mechanical cuenta con diferentes opciones que se han utilizado para obtener una malla de mayor calidad. La primera de las opciones es el uso de la herramienta Refinement o refinamiento. Esta herramienta te permite seleccionar caras de una geometría en la que deseas que los elementos sean subdivididos y se acomoden a la geometría original de manera más ajustada. Puedes seleccionar diferentes grados de refinamiento y para zonas críticas como los agujeros de los tornillos es una herramienta útil porque permite mejorar la malla de una localización concreta sin afectar al resto, por lo que no aumenta críticamente el número de elementos.

Otra de las herramientas usadas es el Method Selection. A la hora de crear un mallado existen una variedad de enfoques diferentes que dependiendo de la geometría unos u otros pueden resultar óptimos. Esta herramienta te permite que tipo de método quieres utilizar y, además, te permite modificar diferentes parámetros dentro de cada método para que aun el resultado se ajuste más al modelo original. Una de las opciones más comunes es la creación de tetraedros. Al forzar que utiliza este método en el cuerpo que desees puedes, por ejemplo, ganar una mayor calidad al limitarle el tamaño máximo de esos elementos, o reduciendo el tamaño mínimo, obteniendo así un mejor mallado.

Como es tan importante el conseguir un mallado correcto, ya que el resto de condiciones dependen prácticamente en exclusiva de realizar un buen trabajo con el mesh, Ansys también cuenta con métodos para calcular la calidad de este mallado. Para las simulaciones finales se ha decidido fijar un mínimo de calidad de elemento de 0.75. Este número permite, a costa de tener un mallado que pierda matices, unas simulaciones manejables con un número de elementos en torno al medio millón.

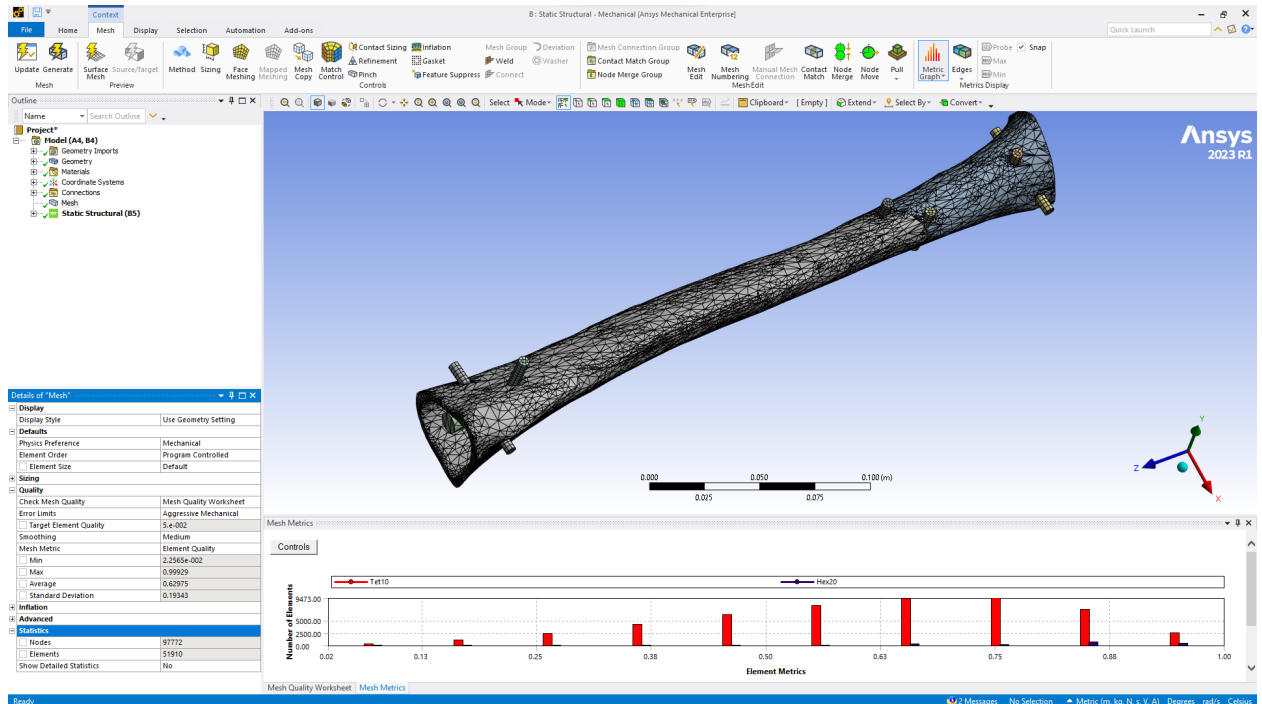


Figura 6.40: Mallado por defecto en una tibia de prueba. Se pueden ver como contamos con un mallado completamente irregular en la que hay elementos muy grandes y otros demasiado detallados. Cuenta con una calidad pobre de elementos de 0.62 y está formado por unos 100,000 elementos y unos 50,000 nodos

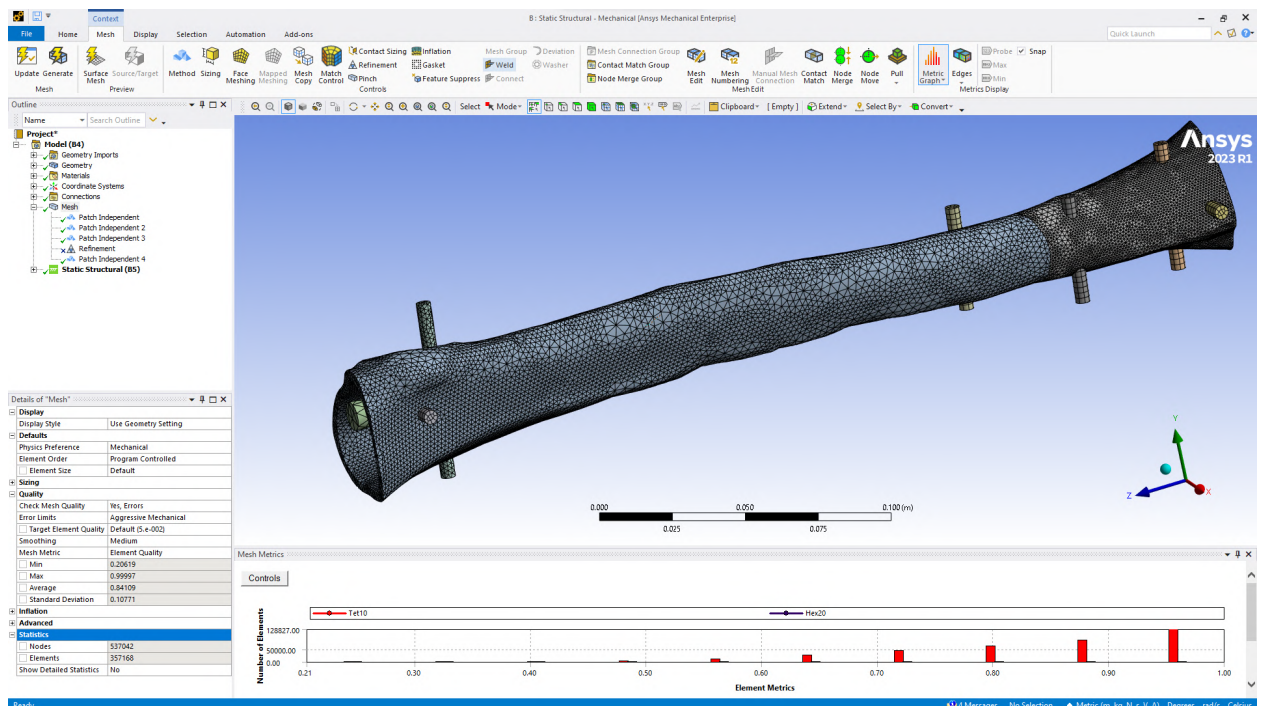


Figura 6.41: Mallado final de la tibia con Poller a 12.5 mm. En este caso se observa un mallado mucho más uniforme y fino, gracias a las diferentes herramientas utilizadas para refinarlo, en este caso sobre todo el uso del método de tetraedros independientes. En este caso contamos con una alta calidad de 0.82 y 500,000 elementos y unos 350,000 nodos, números considerablemente más elevados.

6.5.7. Cargas

Con todo el sistema definido ya internamente, se definen las condiciones de contorno que influirán sobre nuestro sistema. La primera de ellas son las cargas. Ansys permite el uso de múltiples tipos de cargas y configuraciones diferentes, como momentos, presiones o fuerzas, que además son configurables para recrear el entorno al que nuestra estructura estará sometido con la mayor precisión. En el caso estudiado la carga utilizada será una fuerza aplicada a la cara superior. En cuanto al propio vector de la fuerza está orientada en dirección $-Z$ y el proceso de carga se encuentra segmentado en dos partes, una primera fase sin carga de un segundo para poder observar el sistema libre de cargas, y un segundo paso en el que se aplica la carga en forma de rampa. Lo único que queda determinar es la magnitud o módulo de dicha carga. Para ello tenemos que tener en cuenta a qué cargas estará sometida la tibia, que en este caso será el peso del paciente y la propia tensión generada por los tejidos blandos como tendones, músculos y ligamentos a los que está conectada. Para el peso hemos utilizado el peso medio de un adulto en España, que se sitúa en unos 84 kg para hombres y en 66 kg para mujeres, por lo que hemos aproximado que el español medio se encontraría en torno a los 75 kg de peso [6]. Es por esto que teniendo en cuenta el efecto de la gravedad tendríamos una fuerza alrededor de los 740 N. Añadiendo un pequeño efecto realizado por los tejidos blandos se ha decidido usar 800 N de fuerza en todos los análisis.

6.5.8. Apoyos

Esta es la condición de contorno a definir y la más simple. Para que cualquier modelo pueda ser estudiado tiene que estar determinado y tener unos apoyos que permitan que sea una estructura estable y determinada. Ansys te permite el uso de diferentes apoyos con diferentes grados de libertad asociados. Tenemos desde los más restrictivos, como fijo, a apoyos con o sin fricción, que análogamente a los contactos permiten deslizamiento y separación, a algunos más específicos como elásticos o apoyos específicos para cilindros. En las simulaciones se ha optado por un apoyo en el fragmento inferior completamente fijo, muy similar en características a lo que sería

un empotramiento, que permita tener una base estable con la que poder apreciar que efectos tienen los tornillos Poller sobre la fractura.

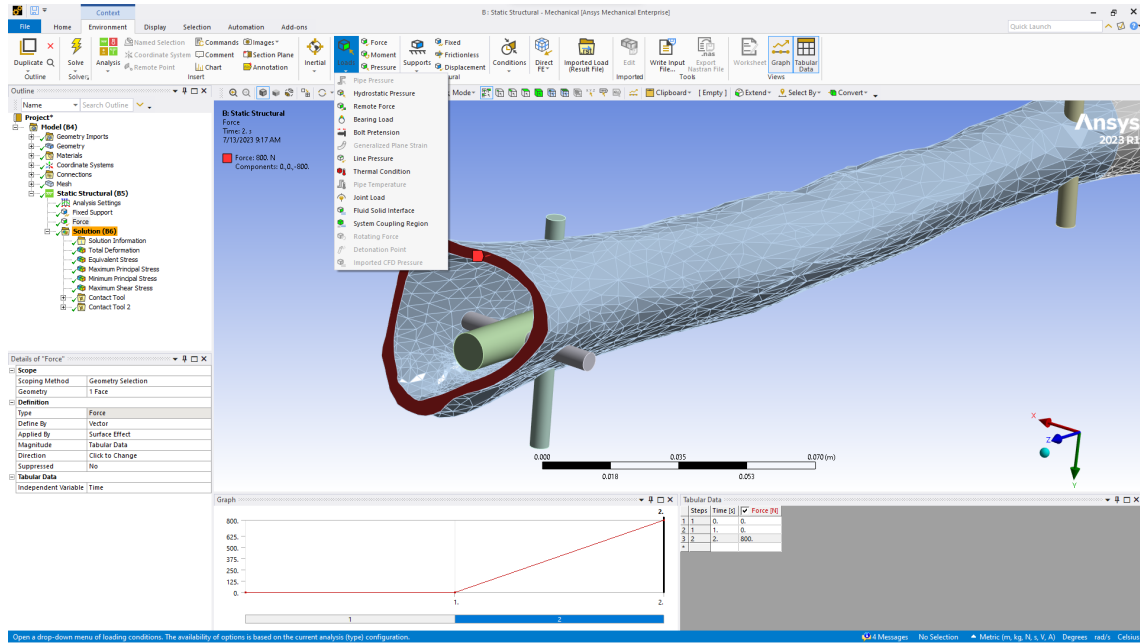


Figura 6.42: Interfaz de Ansys con las diferentes opciones de carga. En este caso, en específico se muestra la fuerza utilizada durante el ensayo y las dos fases de carga.

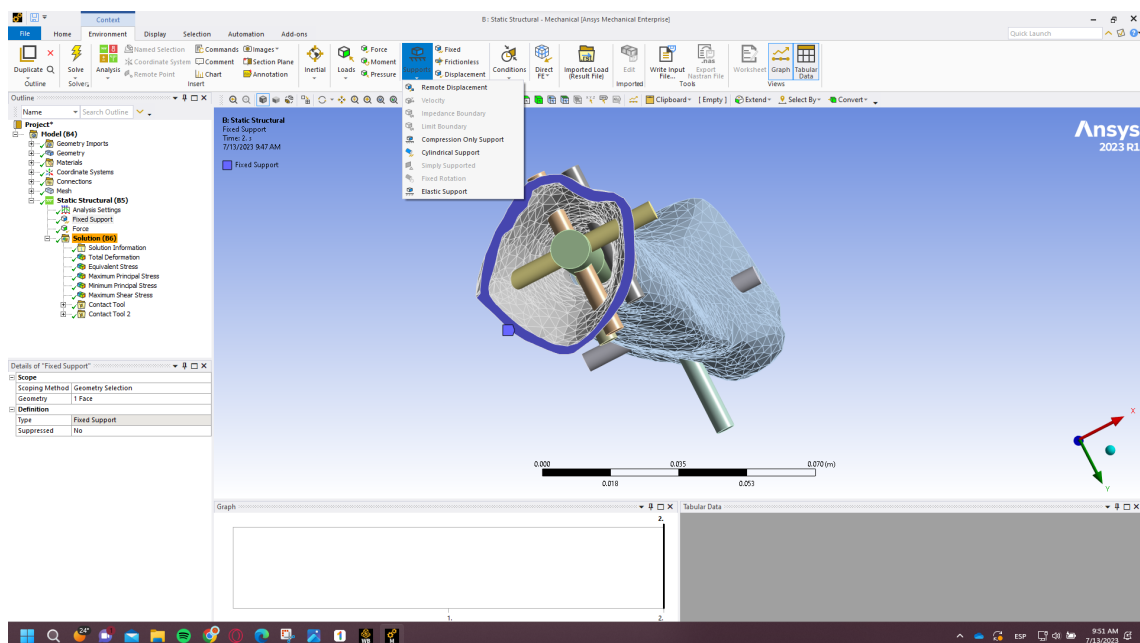


Figura 6.43: Interfaz de Ansys con las diferentes opciones de apoyo. En este caso, en específico se muestra la cara inferior a la que se aplica el apoyo fijo.

6.6. Simulaciones

A partir de todos los parámetros de control utilizados para recrear unas condiciones de contorno correctas ya cubiertas, es necesario comenzar con el fondo de la investigación, las simulaciones. Las simulaciones realizadas se pueden dividir en dos conjuntos diferentes. En primer conjunto cuenta con las simulaciones de los modelos que tenían los clavos en posiciones diferentes a los que no marcan la evidencia clínica, para comprobar que estos métodos utilizados son los correctos. Dentro de estas simulaciones se encuentran los modelos sin tornillos Poller, y los que se colocaban en posiciones inusuales, como en la propia fractura, en el ángulo obtuso en vez de llano, y una de control en lo que sería la posición correcta. En este conjunto los análisis son menos precisos y son una pequeña comprobación de que el modelo es correcto y función, además de probar ciertas teorías. El segundo conjunto de simulaciones son las simulaciones realizadas con el clavo, específicamente a 7.5 y 12.5 mm del plano de fractura. Estas son más precisas y pesadas, con unos mejores resultados. Estas dos simulaciones sí han sido estudiadas a fondo para poder responder a la pregunta planteada por el trabajo.

6.6.1. Primer conjunto: grupo de control

Como comentado anteriormente, este conjunto cuenta con una serie de simulaciones más simples que comprueben el funcionamiento real del conjunto y algunos conceptos asumidos; es por esto que se denominan de control. Son cuatro simulaciones en las que se ha dejado el mallado por defecto y los materiales también por defecto. Las únicas modificaciones hechas a las condiciones de contorno han sido los contactos, que han sido editados para satisfacer las características especiales de cada uno. Como explicado en el apartado de condiciones de contorno, tenemos contacto bonded para todos los tornillos con la tibia y los tornillos de sujeción con el clavo; y frictionless, en este caso sin offset para tanto el contacto entre los dos fragmentos de tibia, como entre los tornillos Poller y el clavo intramedular. Por otro lado, la carga de todas las simulaciones es 800 N en el eje -Z en el extremo superior de la tibia, y el apoyo es fijo en la base de la tibia. Como característica especial se ha decidido

que los tornillos Poller en estas simulaciones, a pesar de no tener offset, tengan en la propia geometría una pequeña intrusión dentro del clavo intramedular para facilitar la detección del contacto al contar con un área mayor. Esto en teoría proporcionará una mayor sujeción que el método usual de tangencia, pero aligera las simulaciones. Las cuatro simulaciones son las siguientes:

1. Simulación sin tornillos Poller

Se decidió llevar a cabo esta simulación como ensayo, control y para familiarizarse con el modelo y el manejo de Mechanical. Su modelo es el más simple, ya que no cuenta con tornillos Poller. Era importante realizar esta simulación para encontrar el punto de partida del modelo, y a qué parámetros había que tener más en cuenta y debían tener un mayor peso en la simulación.

Los resultados son satisfactorios, se encontraron dos factores importantes a tener en cuenta en el resto del ensayo. El primero es que por la forma de la tibia el desplazamiento iba a suceder hacia el lado del cóndilo lateral por el mayor brazo del momento. El segundo era la importancia de incluir una herramienta de contacto en las soluciones para poder estudiar la presión del contacto.

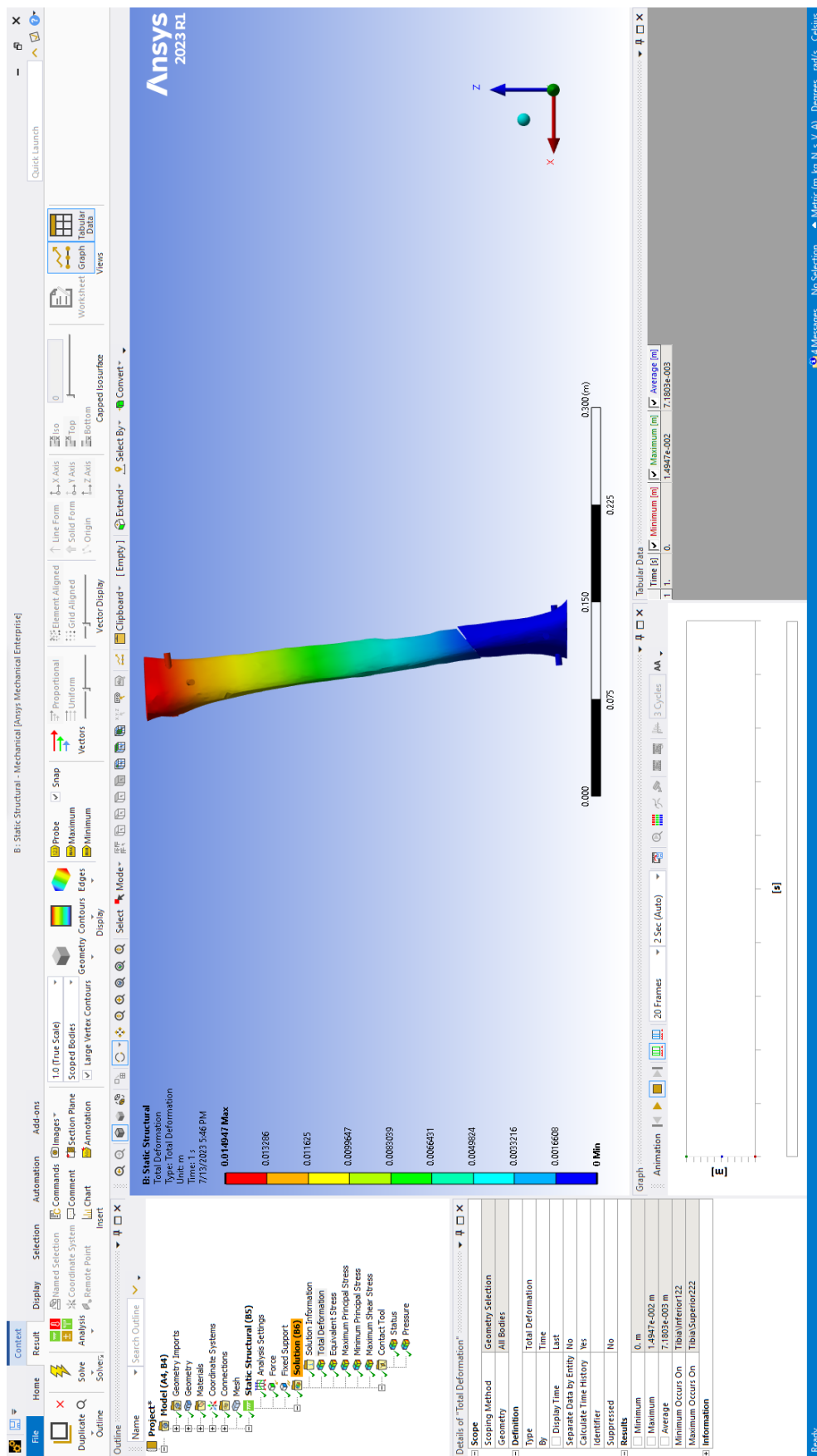


Figura 6.44: Mapa de deformación. Simulación sin tornillos Poller

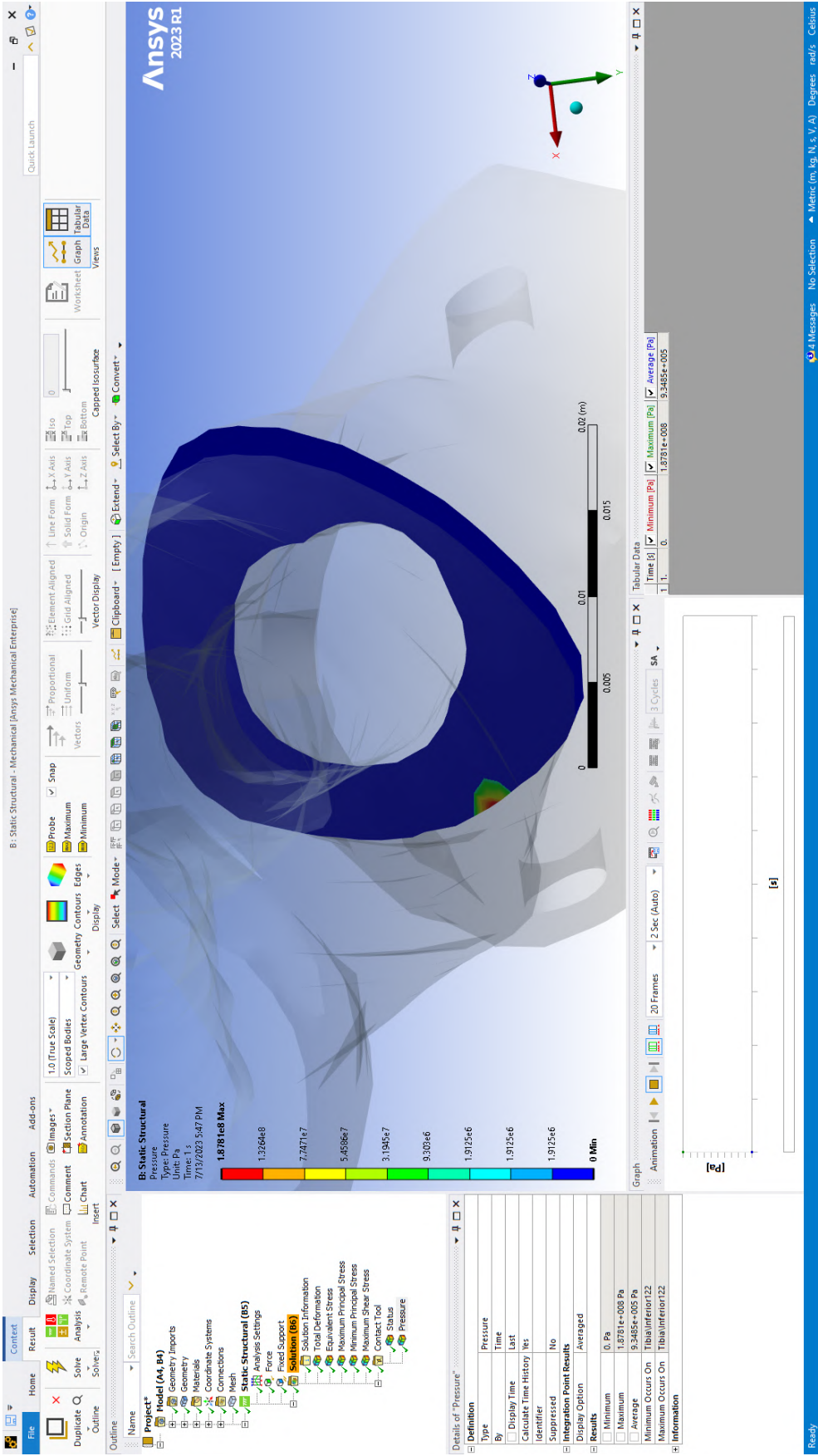


Figura 6.45: Presión en el contacto. Simulación sin tornillos Poller

2. Simulación tornillos Poller en ángulo obtuso

Esta era una prueba de concepto, realizada para comprobar que nuestro modelo era correcto por un motivo principal. La motivación viene de que a pesar de que el resultado debería ser superior al modelo sin Poller, esta configuración debería otorgar peores resultados que los otros dos modelos estudiados en este grupo que sí que cuentan con tornillos Poller. Los resultados obtenidos se corresponden con lo esperado hasta ahora, contando con una presión de contacto mayor y un menor desplazamiento.

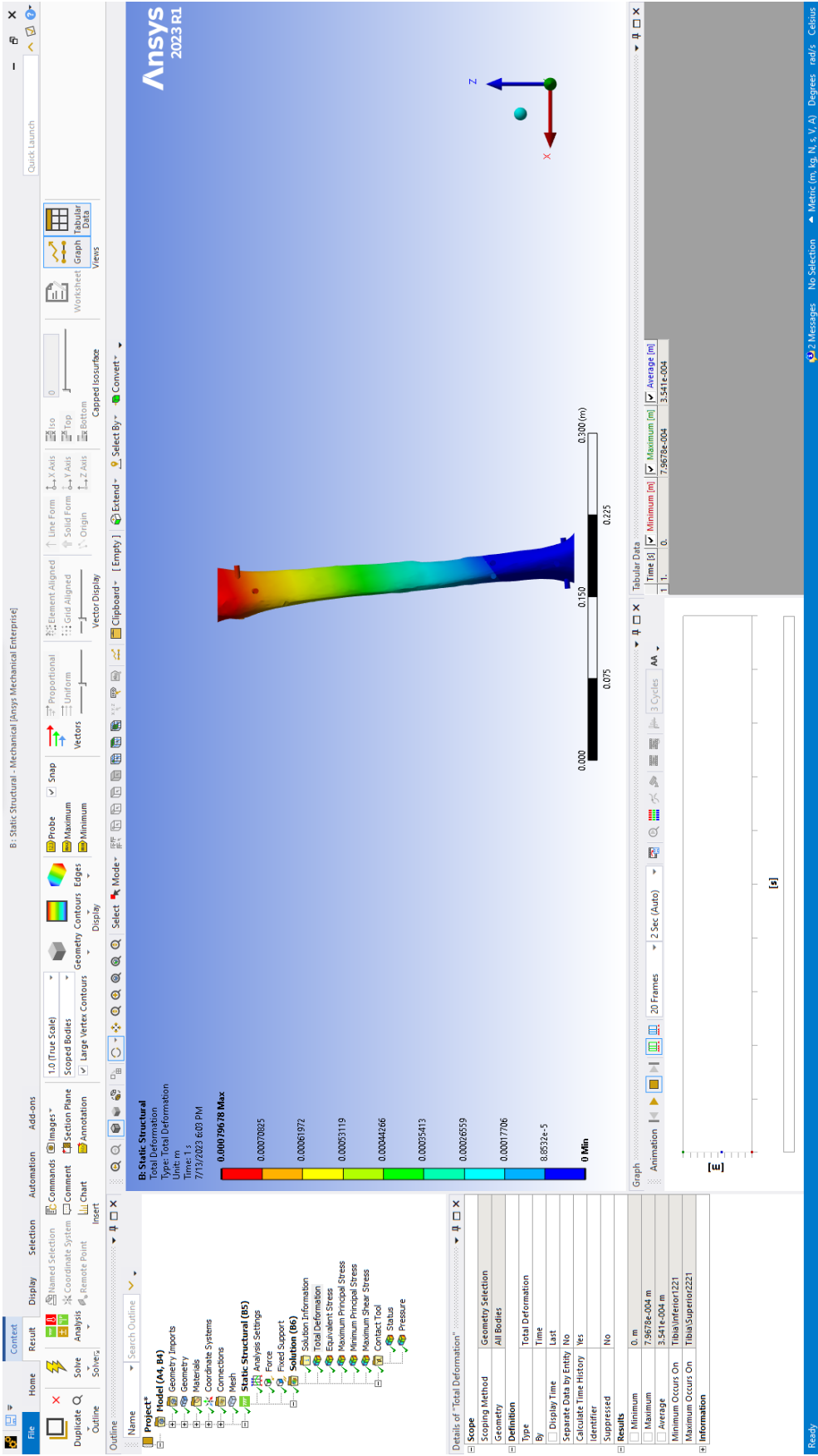


Figura 6.46: Mapa de deformación. Simulación con tornillos Poller ángulo obtuso

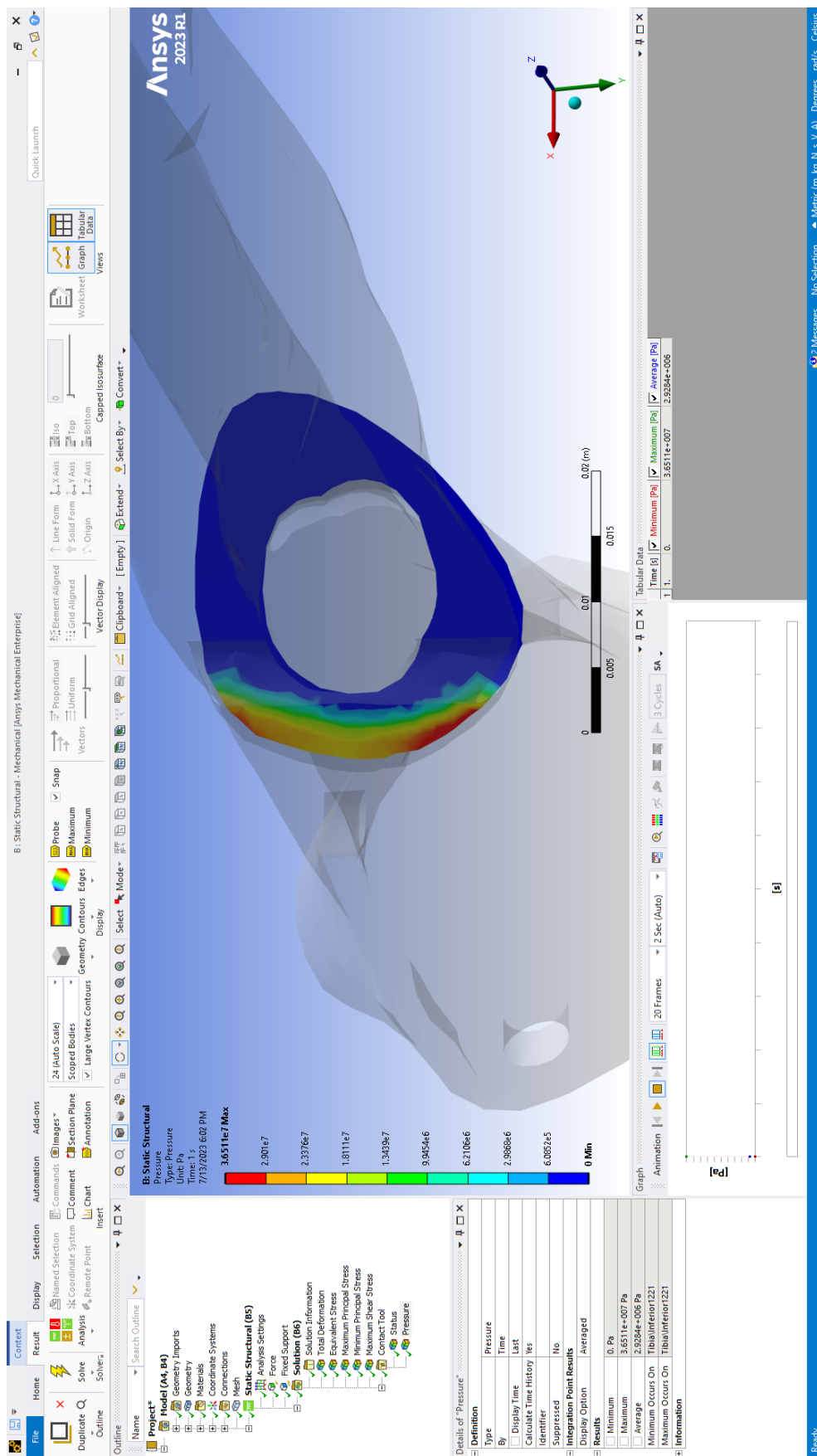


Figura 6.47: Presión en el contacto. Simulación con tornillos Poller ángulo obtuso

3. Simulación tornillos Poller en fractura

Este caso se ha decidido estudiar porque es un caso límite. En el estado del arte se comenta como en estudios anteriores [25], cuanto más cercano sea el punto de inserción del tornillo poller al plano de fractura, parece que los resultados obtenidos son mejores en temas de desplazamiento y rigidez. En una intervención real esta configuración de tornillos es imposible, ya que necesitaría taladrar a lo largo de la fractura, lo que implica debilitar aún más una zona delicada. Otro punto por el cual este supuesto sería imposible llevarlo a la práctica es porque las fracturas tienen superficies irregulares y no se forma en ningún caso una fractura tan limpia como la del modelo, por lo que taladrar la zona correctamente y con la precisión necesaria resulta imposible. Pero a pesar de que no sea un caso real, es interesante analizar el modelo en estas condiciones para ver cuáles serían los resultados en el caso, aparentemente, límite. Los resultados son los esperados, se observa aún con una presión en el contacto media muy superior, y un desplazamiento de la tibia mínimo.

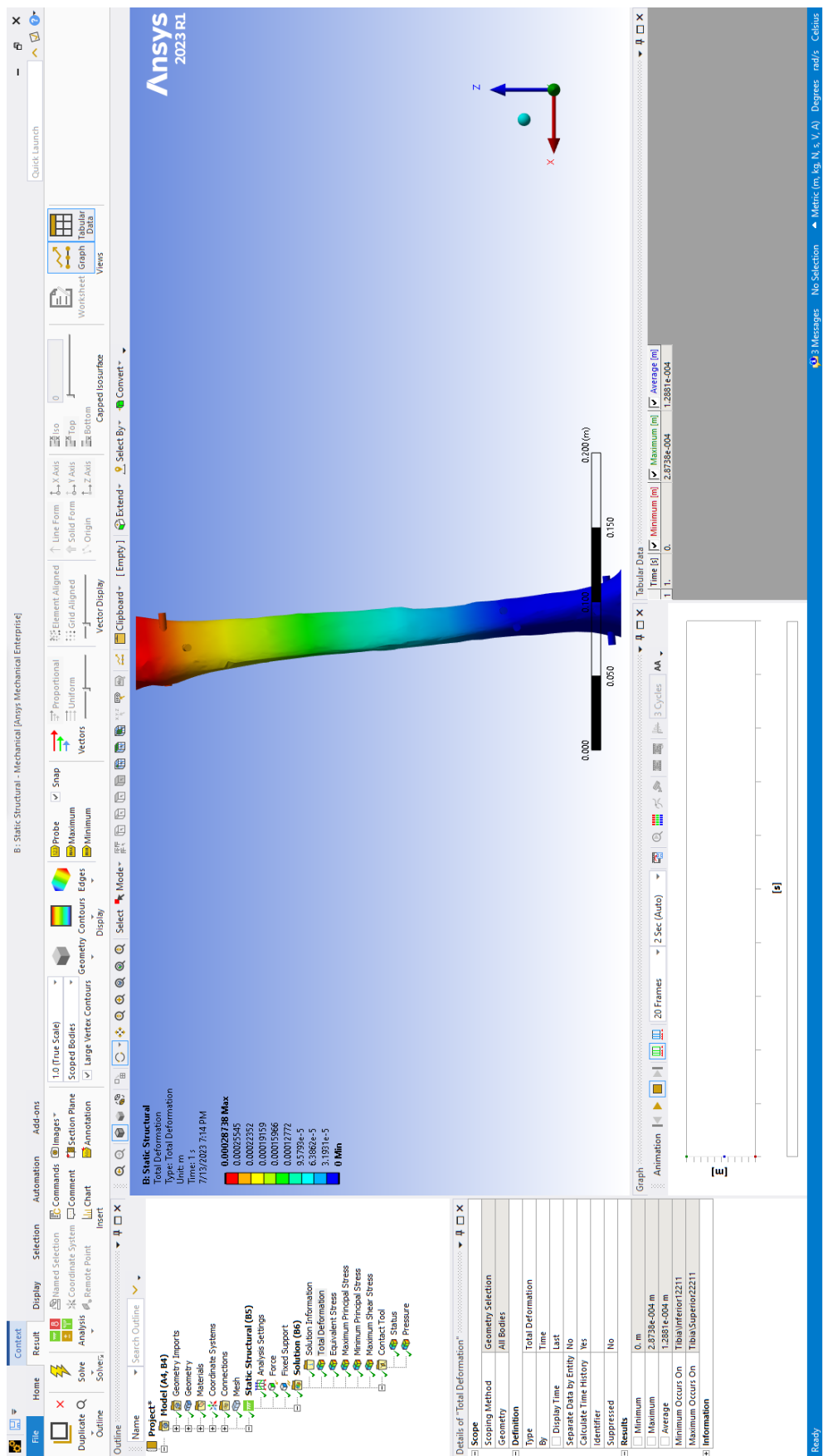


Figura 6.48: Mapa de deformación. Simulación con tornillos Poller en plano de fractura

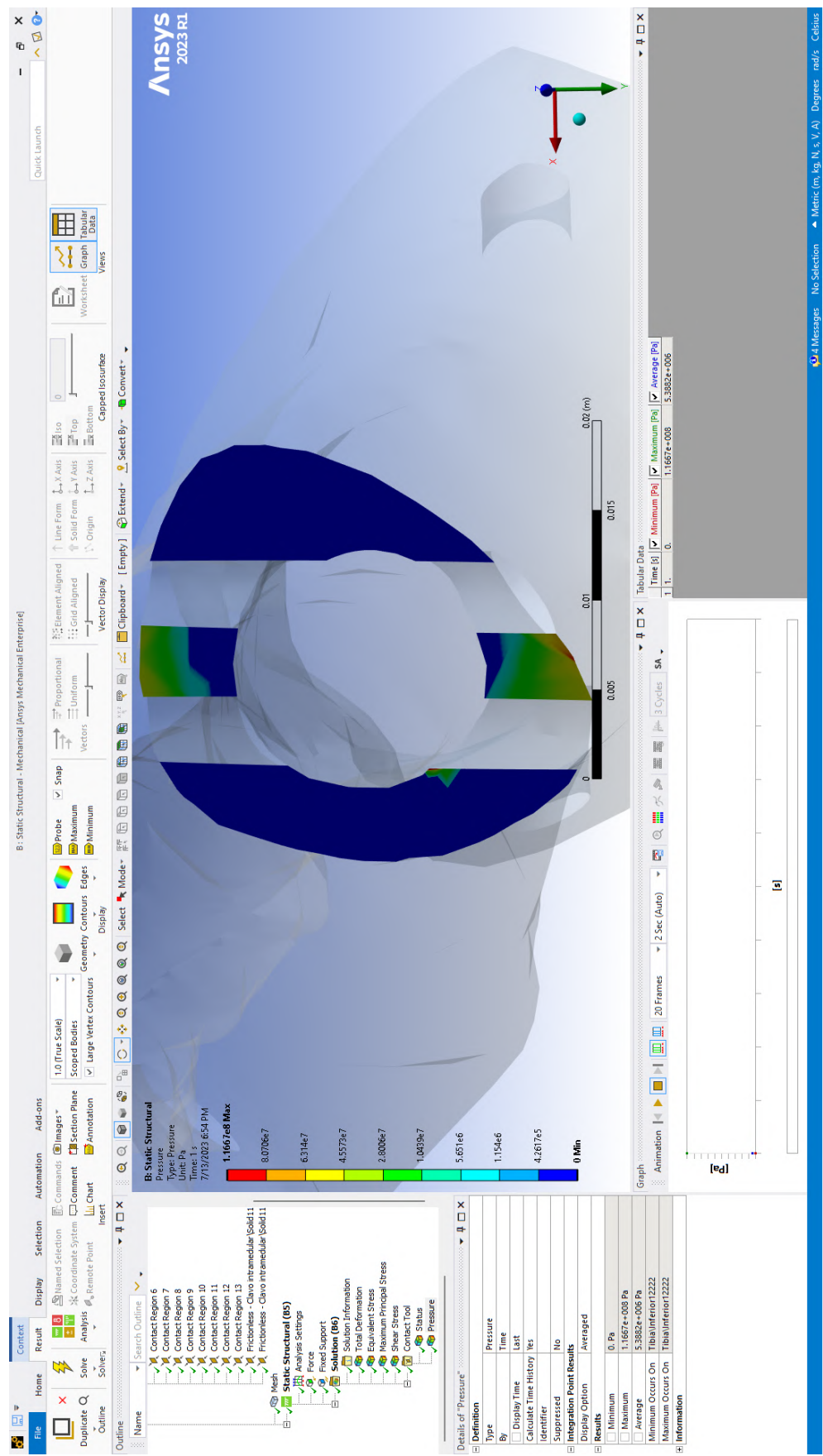


Figura 6.49: Presión en el contacto. Simulación con tornillos Poller en plano de fractura

4. Simulación tornillos Poller ángulo agudo

Esta es la última simulación dentro de este grupo de control. Este es el caso más representativo del estudio, ya que es el que se estudiara en detalle en el siguiente grupo de simulaciones. Esta configuración es la reconocida a nivel médico como la óptima, con los tornillos colocados en el ángulo agudo formado entre el calvo intramedular y la tibia. Para tener un criterio similar al caso anterior, con los tornillos en el ángulo obtuso se han colocado ambos a la misma distancia que en el caso anterior. Los resultados en este caso deberían ser mejor que en el caso con los tornillos en el ángulo obtuso, pero algo inferiores a la configuración con los tornillos en la fractura. Una vez analizados se observa que efectivamente, así es el caso.

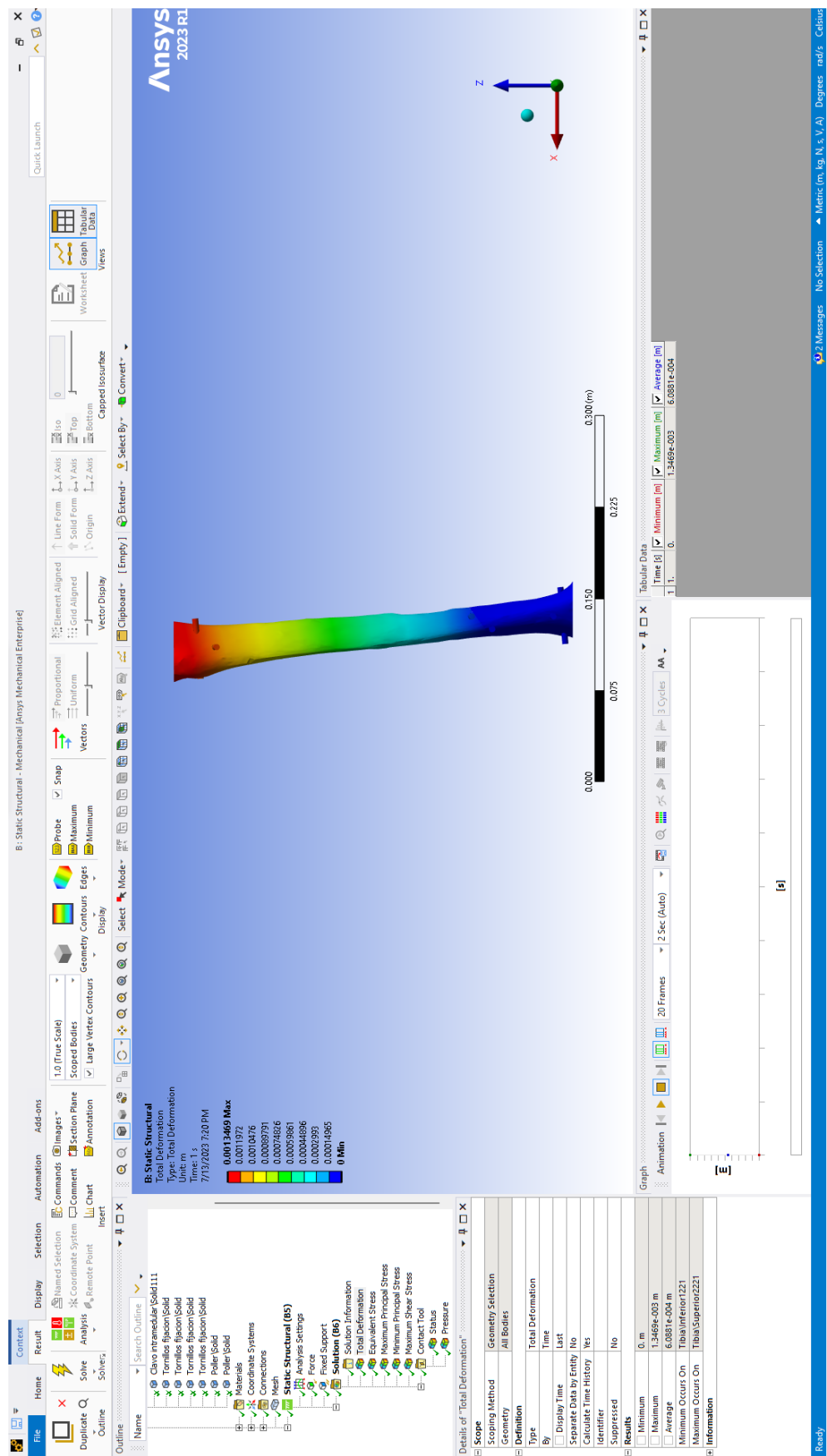


Figura 6.50: Mapa de deformación. Simulación con tornillos Poller en ángulo agudo

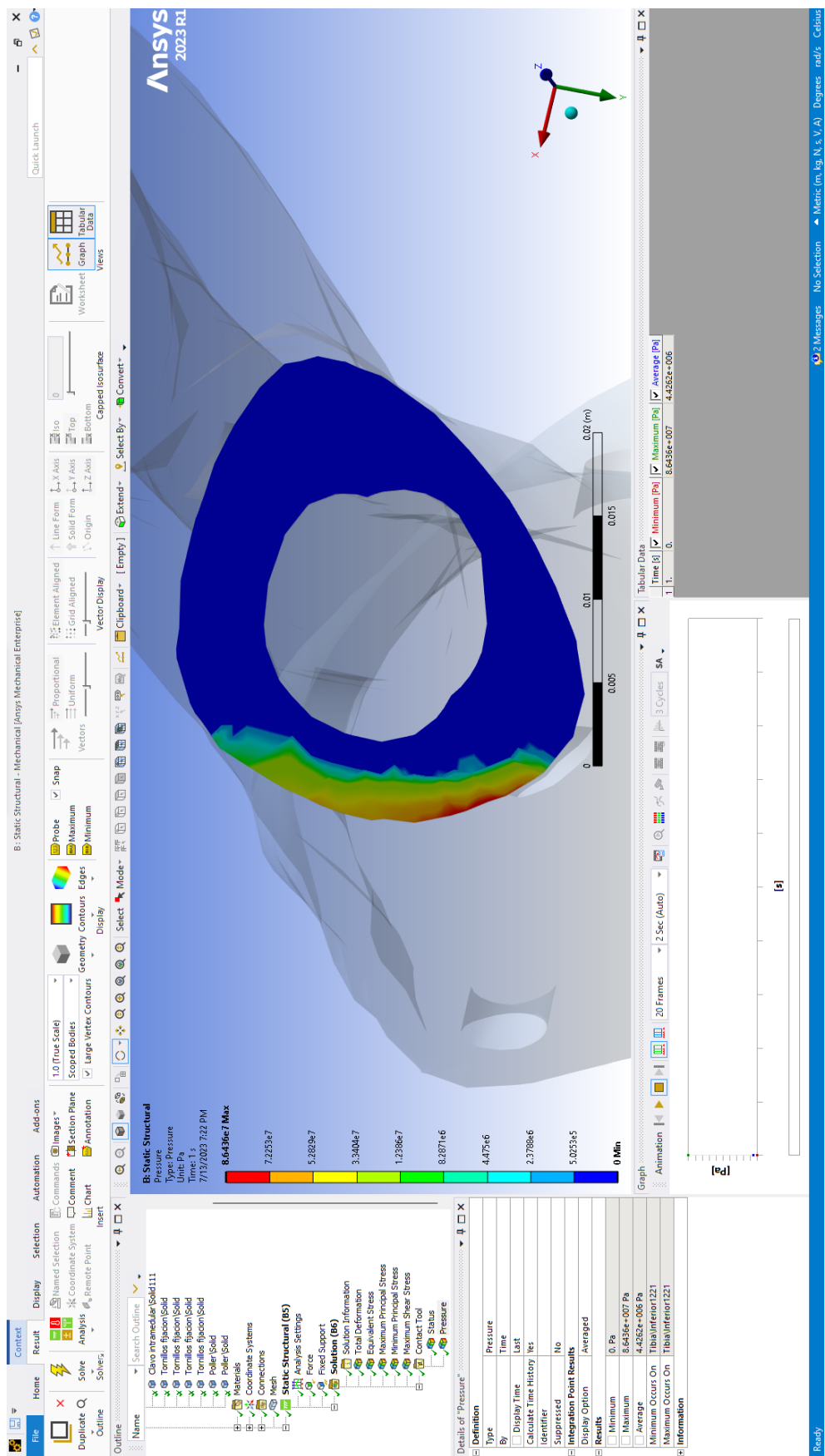


Figura 6.51: Presión en el contacto. Simulación con tornillos Poller en ángulo agudo

6.6.2. Segundo grupo: Simulaciones del estudio.

Una vez se han realizado las simulaciones de control ya se pueden realizar las dos simulaciones principales del estudio. Estas dos simulaciones son las que se realizarán con un mayor grado de detalle y precisión. Una de las características principales que se ha realizado con estas dos simulaciones, es que ciertas condiciones de control han sido parametrizadas para obtener un mayor conocimiento y respuestas más precisas. Esta opción de Ansys te permite realizar simulaciones con una serie de cambios para realmente entender cuál es el peso sobre el resultado final y como el cambio en un solo parámetro puede tener diferentes implicaciones. Para activarlo se debe hacer desde Mechanical, pulsando un pequeño recuadro a la izquierda del parámetro que deseamos emplear. Una vez activada la parametrización se editan los valores que queremos obtener desde el Workbench, en una nueva pestaña que se habrá creado. Desde esta pestaña se pueden crear nuevos puntos de diseño, cambiando los valores de los parámetros deseados, al igual que observar cuáles son los resultados obtenidos en cada uno de estos puntos de diseño. Para poder visualizar los resultados, estos también tienen que ser activados como el parámetro para que sean guardados. En el caso de estas dos simulaciones se han utilizado tres puntos de diseño para cada una, los cuales variaban el offset en los contactos entre los tornillos Poller y el clavo intramedular. El primer punto de diseño, cuenta con offset nulo, el segundo solo tiene un offset de 0.1 milímetros, o un 2 % en uno de los tornillos Poller y el tercer punto de diseño cuenta con offset en ambos tornillos Poller.

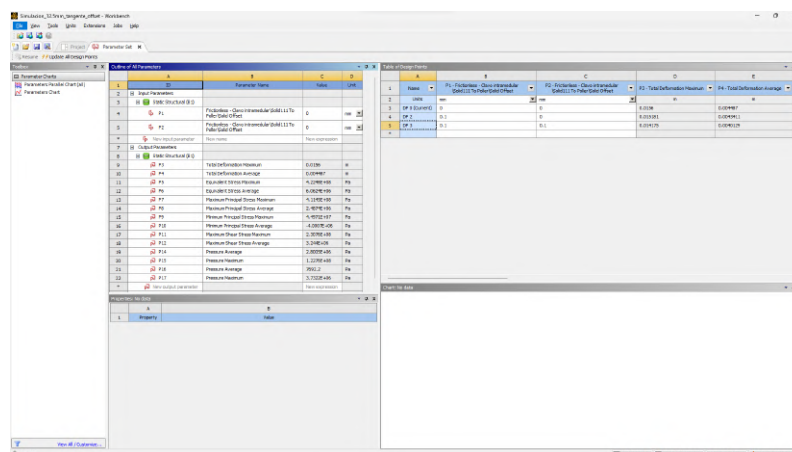


Figura 6.52: Interfaz de edición de parámetros y puntos de diseño

Para estas dos simulaciones el set up es muy similar y la única diferencia se encuentra en la distancia del tornillo Poller al plano de fractura. Tenemos uno situado a 7.5 mm, lo que hace que el punto más cercano del agujero este a 2 radios de distancia del borde del cuerpo, acorde con la norma NBE-95 del BOE, la cual indica que para estructuras metálicas, esta debe de ser la distancia mínima para evitar fallos y roturas. La segunda configuración, en vez de situarse a 2 radios, se coloca a 4 radios de distancia. Con estas dos simulaciones nos centraremos en estudiar como la distancia a la fractura influye en el resultado final; y gracias a la parametrización, como el incluir un pequeño offset en los tornillos puede ser beneficioso o perjudicial. Otra de las configuraciones del set up es el modo de carga. Para poder diferenciar el comportamiento sin carga y bajo carga, la simulación se ha realizado en dos pasos de un segundo cada uno. En el primer paso solo está activo el offset en los tornillos, y se utilizará para comprobar la efectividad del offset. Pasado un segundo, se procederá con la carga del modelo. Se introducirá la carga de 800 N en forma de rampa para facilitar la simulación, para comprobar el funcionamiento del sistema ya bajo la carga a la que estará sometida.

Debido a que las simulaciones de este grupo requieren de una mayor precisión, se ha empleado métodos de refinado de mallado. En ambos se ha forzado el método de creación de mallado a tetraedros para los dos fragmentos de hueso. Además, se ha hecho que sea por parches independientes de tamaño mínimo de dos milímetros. Un tamaño superior daba problemas en los contactos y se producían jacobianos negativos que no podían ser resueltos. En el clavo intramedular también se ha aplicado esta opción pero cambiando el tamaño mínimo a 2.5 milímetros. Además, en ciertas zonas más delicadas como la cara del contacto entre fragmentos y algunas caras de los agujeros de los Poller se ha aplicado un refinamiento para obtener una mayor resolución en estas zonas críticas. Al final se obtuvo un mallado de alta calidad, en torno a 0.8 para ambos modelos, y con un elevado número de elementos (450,000 elementos). Este mallado hace que estas dos simulaciones requieran un mayor tiempo de procesado, en torno a dos horas por cada punto de diseño. Finalmente, en la tibia con los tornillos Poller a 7.5 mm de distancia del plano de fractura, se realizó un último ensayo con una fuerza modificada. Con el fin de intentar eliminar el efecto

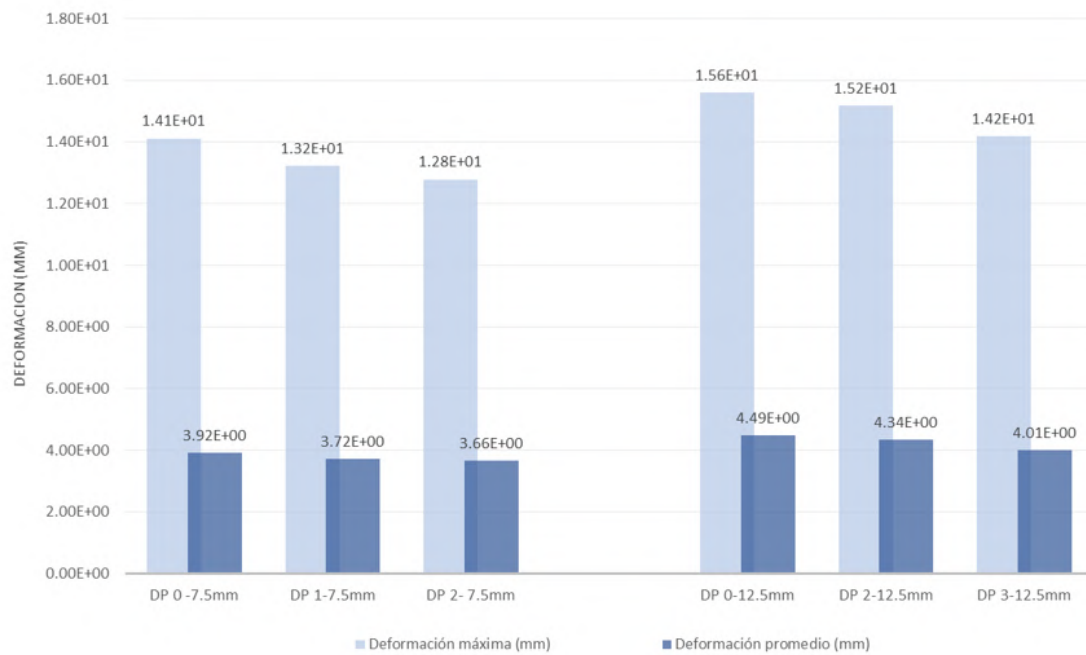


Figura 6.53: Tabla con resultados sobre desplazamientos de todos los puntos de diseño

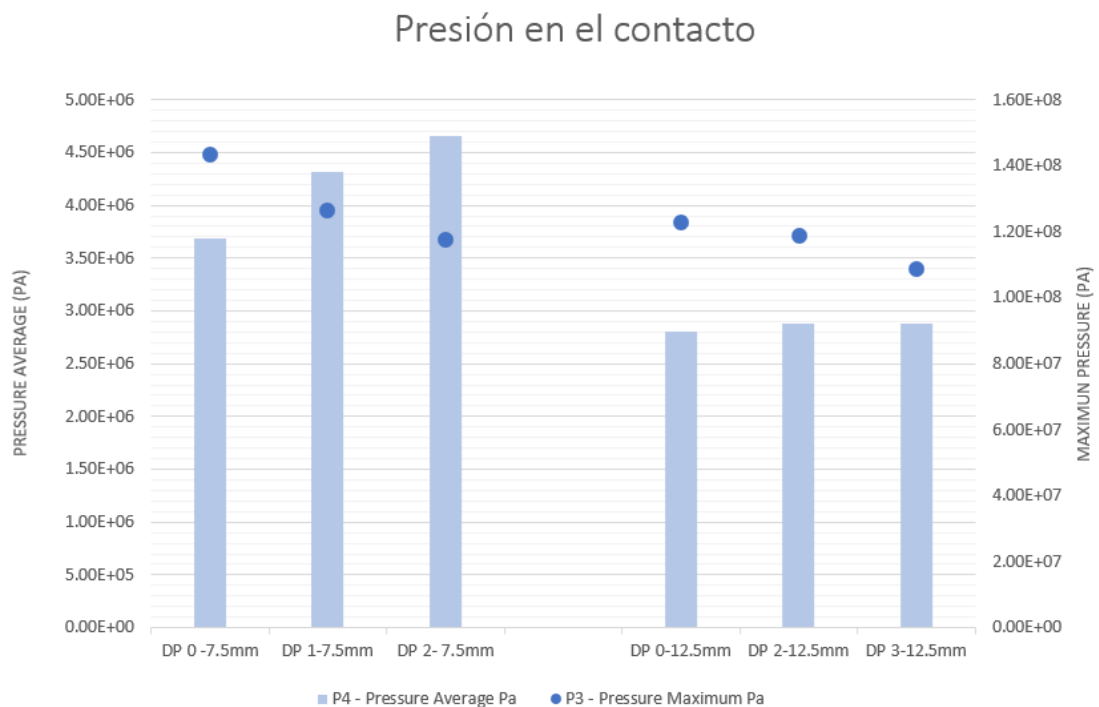


Figura 6.54: Gráfico de presiones promedio y máximas en el contacto de todos los puntos de diseño

que el momento estaba teniendo en las simulaciones debido al modelo que se tenía, se decidió introducir un punto de diseño extra con una fuerza en con la dirección del clavo intramedular, con el mismo módulo y sobre el mismo extremo superior de la tibia. Se intuyo que gran parte del movimiento y pinzamientos que aparecían en simulaciones anteriores, era debido a la forma de la tibia al no contar con el peroné para ayudar a soportar la carga.

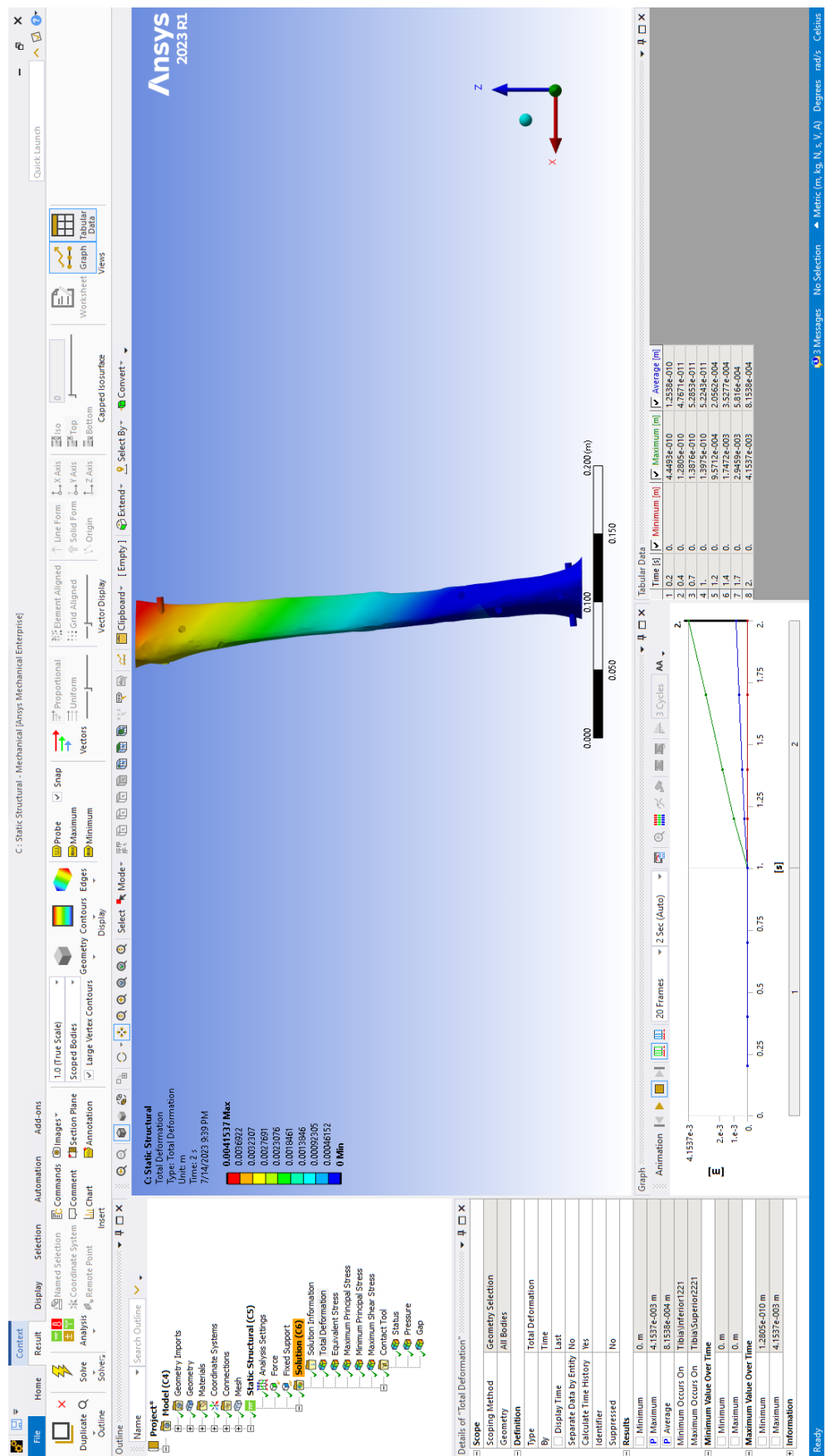


Figura 6.55: Mapa de deformaciones Poller a 7.5 mm y fuerza paralela al clavo

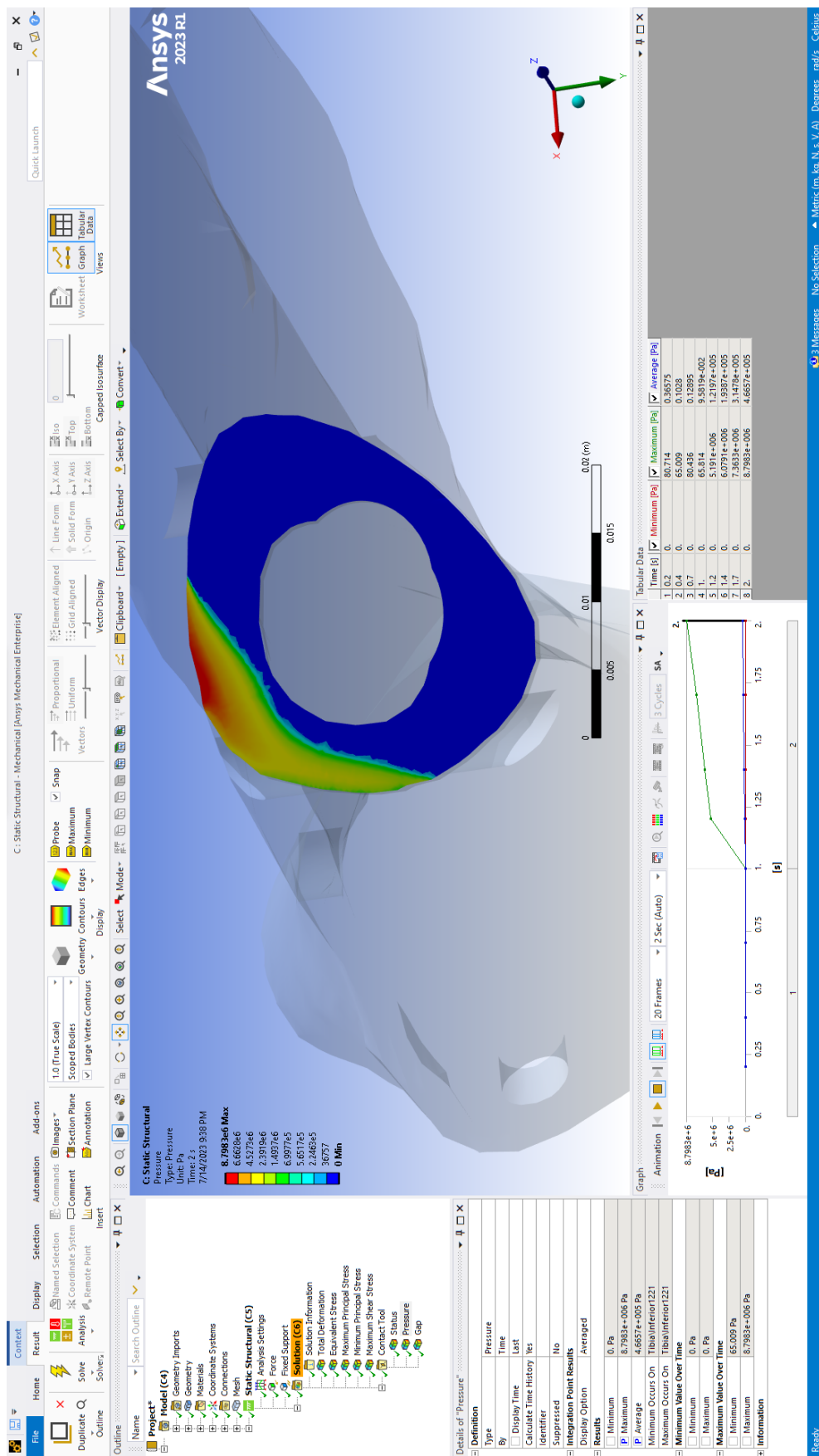


Figura 6.56: Presión en el contacto Poller a 7.5 mm y fuerza paralela al clavo

6.7. Análisis de Resultados

En esta última sección se analizarán los resultados obtenidos de las simulaciones. Se tratará de encontrar como la colocación de los tornillos Poller afecta a la rehabilitación de la fractura, y qué posición sería la más óptima. Además, otra hipótesis que se intentará demostrar es el efecto que ejercer tensión previa con unos tornillos que presionen el clavo puede tener. Para el estudio se utilizarán los datos obtenidos de presión en el contacto y de desplazamiento máximo, especialmente, ya que como explicado en la literatura, los desplazamientos no deseados dificultan la curación de la fractura, mientras que el aumento de presión en el contacto tiene efecto contrario, al aumentar y promover la formación de capilares y tejido que ayude a rehabilitar la fractura. Otros parámetros como la tensión de Von Mises o componentes principales serán utilizadas puntualmente para observar otros detalles como los esfuerzos cortantes en la tibia.

6.7.1. Grupo de control

Por orden, se empezará con el análisis de los datos obtenidos del grupo de control, con los cuales se demostrara si, efectivamente, las nociones previas sobre la colocación eran correctas, y como la introducción de tornillos Poller ayuda a sanar la fractura. Los resultados de Presiones y deformaciones son los siguientes: 6.576.58 Analizando las deformaciones 6.57, claramente el incluir los tornillos, Poller otorga una rigidez muy superior al conjunto sin ellos. De hecho, en promedio el incluir una pareja de tornillos Poller que esté en contacto con el clavo intramedular reduce el desplazamiento máximo del conjunto al 5.41 % del desplazamiento inicial máximo, y el promedio se reduce a un 5.07 % del modelo sin tornillos Poller. Analizando más en detalle los resultados de los modelos con tornillos Poller, claramente la colocación de los tornillos Poller en la fractura sobrepasa al resto de modelos en cuanto a rigidez, obteniendo unos resultados excepcionales, con una deformación promedio de 0.129 milímetros. Esto se debe a que es el caso límite, en el cual el clavo intramedular se encuentra más fijado, al tener la pareja de tornillos tan cercanos uno al otro. Además, el hecho de que esté en la propia fractura hace que el desplazamiento en

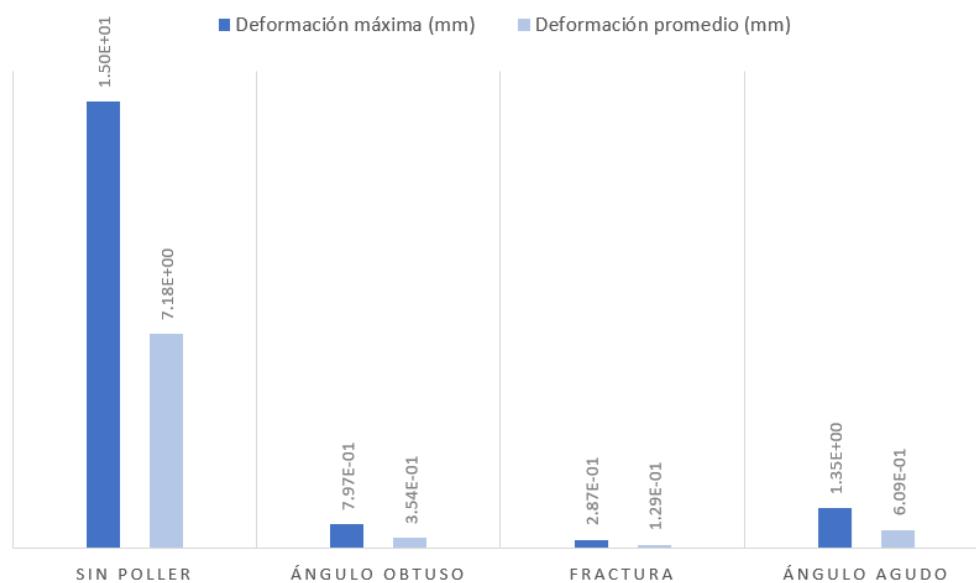


Figura 6.57: Gráfico de las deformaciones máximas y promedio

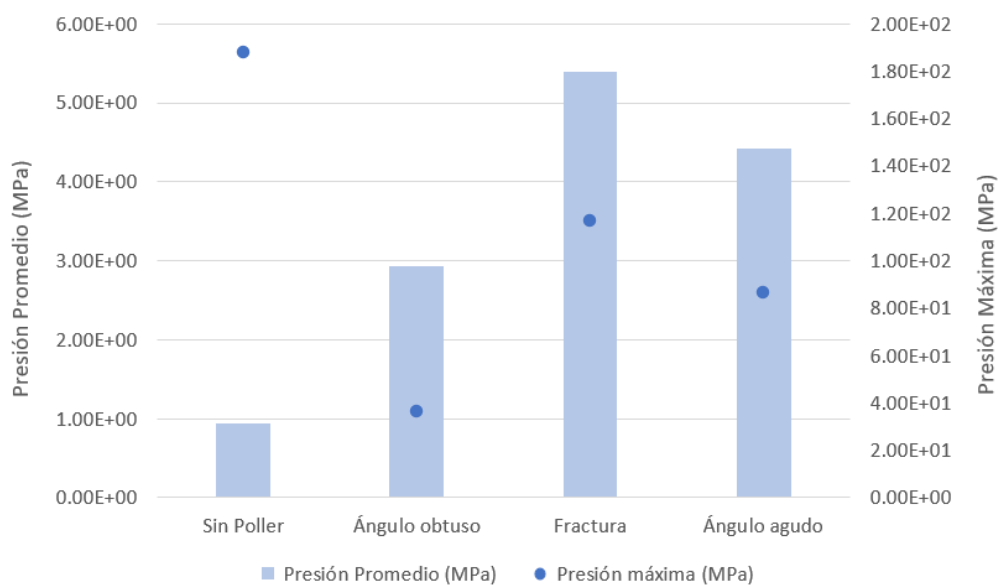


Figura 6.58: Gráfico de presiones máximas y promedio

la misma sea mínimo al estar en contacto cada tornillo con ambos fragmentos. La única sorpresa aparece cuando el ángulo agudo parece que tiene una mayor deformación que el obtuso. Si bien es cierto que en conjunto así ocurre, la verdad es que se debe a un momento que aparece por la forma de estudiar la geometría y que principalmente afecta al clavo intramedular y no al hueso. Al tener los tornillos en el ángulo obtuso, el clavo bloquea su movimiento más eficazmente y no se desplaza tanto como con el ángulo agudo en el extremo superior. En la zona de la fractura, que es realmente donde el desplazamiento es más relevante, tienen unos valores y un contacto muy similares.

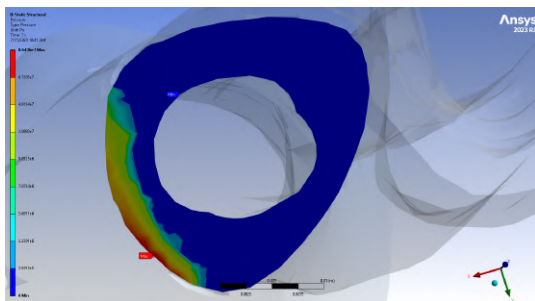


Figura 6.59: Presión en el contacto ángulo agudo

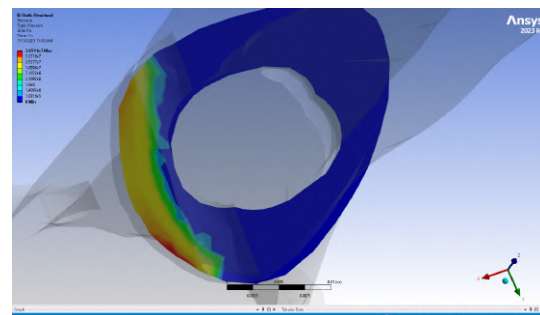


Figura 6.60: Presión en el contacto ángulo obtuso

En cuanto a las presiones de este grupo de control, concuerdan con la teoría, yendo de mayor a menor presión según lo esperado, es decir, los clavos más cercanos a la fractura tienen una mayor presión de contacto y además los clavos colocados en el ángulo agudo tienen un mejor rendimiento 6.58. El único hecho destacable es la presión máxima que aparece en el modelo sin tornillos Poller. Esto se debe a que al ser menos rígido el sistema, el fragmento superior de la tibia se desplaza más de lo habitual, haciendo que la zona de contacto entre los dos fragmentos tenga un área muy baja y concentre el contacto, por lo que aparece esa alta presión máxima.

6.7.2. Grupo de análisis

Este es el grupo conformado por las simulaciones de la tibia con los tornillos Poller a 7.5 mm y 12.5 mm, y con el offset de los tornillos parametrizado en tres puntos de diseño. El punto de diseño inicial (DP0) es sin offset en los tornillos, el DP1 es con offset solo en el tornillo del fragmento superior de 0.1 mm o un 2 % de offset, y finalmente el DP2 es con este mismo offset en ambos tornillos. De estas dos simulaciones el objetivo es claro, se quiere analizar cuál es el resultado de variar tanto la posición de los tornillos, como si añadirles un offset, sería una opción viable en un quirófano para añadir mayor rigidez estructural y mejorar las presiones dentro del contacto. Al igual que con el grupo de control, los dos resultados más relevantes son tanto las deformaciones, como la presión en el contacto. Las tablas con los resultados son los siguientes:

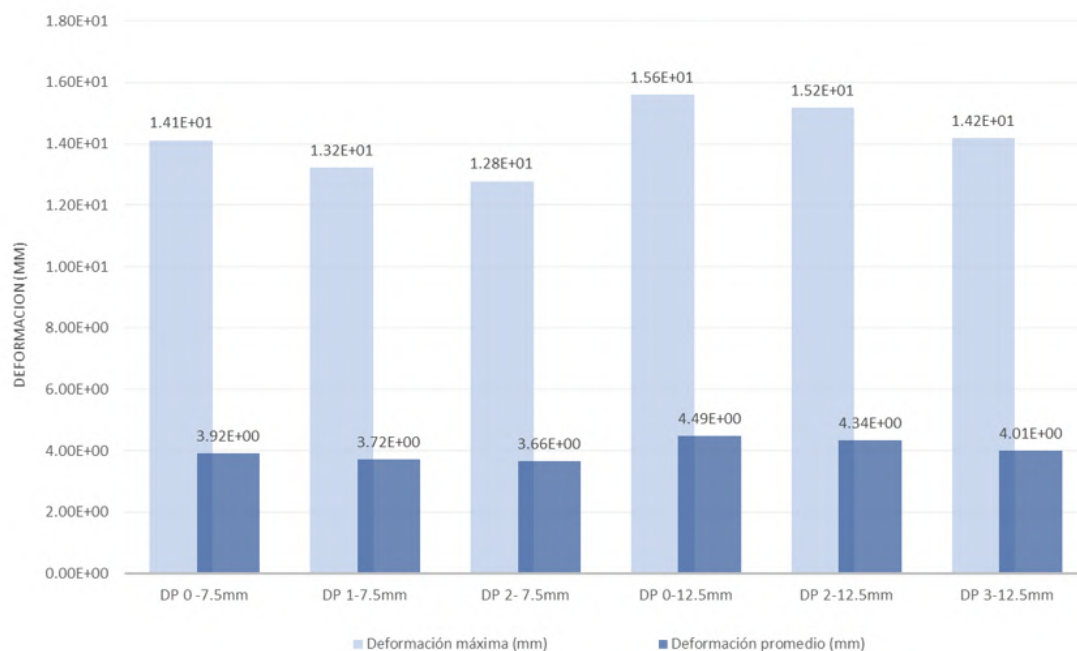


Figura 6.61: Gráfico de las deformaciones máximas y promedio

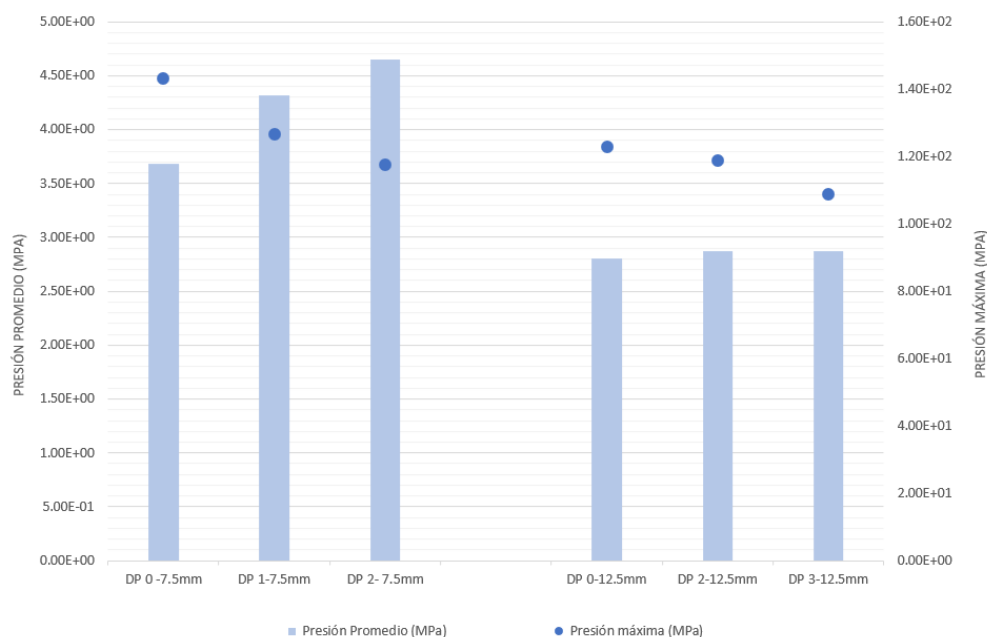


Figura 6.62: Gráfico de presiones máximas y promedio

En cuanto al gráfico de deformaciones, la tendencia parece clara tanto en deformaciones máximas, como en la deformación promedio. Tenemos dos patrones que emergen y en la que los dos factores que influyen en la simulación intervienen. Primero se puede observar como la deformación es en general menor con los DP asignados a la tibia de 7.5 mm. Haciendo el cálculo, en promedio el punto con los Poller más cerca del plano de fractura cuenta con una deformación máxima un 10.77 % menor que con los poller a 12.5 mm, y una deformación en promedio 12.07 % inferior. Estos son datos realmente relevantes a primera vista, ya que un 10 % es un porcentaje alto para una intervención tan delicada. Mirando, por otro lado, al offset, este también aparece una línea de tendencia, aunque considerablemente menos pronunciada. Parece que el hecho de introducir esta tensión extra ayuda levemente también a la estructura, deformándose menos en ambas configuraciones.

Mirando al gráfico de presión, se pueden extraer una serie de conclusiones interesantes. Primero, al igual que en el caso de las deformaciones, el modelo con los Poller a 7.5 mm obtiene un mejor resultado tanto en presión máxima, como promedio, siendo en porcentaje un 10.62 % superior la máxima, y un muy impresionante 47.95 % superior la promedio. Aquí tenemos un dato muy relevante, y realmente diferencial a

	Tibia 7.5mm	Tibia 12.5mm	% de Diferencia
Deformación máxima (mm)	1.34E+01	1.50E+01	10.77%
Deformación promedio (mm)	3.76E+00	4.28E+00	12.07%
Presión máxima (MPa)	1.29E+02	1.17E+02	-10.62%
Presión Promedio (MPa)	4.22E+00	2.85E+00	-47.95%

Figura 6.63: Tabla comparando los valores medios de desplazamiento y presión.

favor del posicionamiento más cercano a la fractura, apreciándose una clara mejora en la transferencia de presión y conseguir un contacto que mejore la recuperación. Atendiendo ahora a diferencias dependiendo el grado de offset, encontramos una conclusión importante. Vemos como a mayor offset, el término de presión máxima disminuye considerablemente para el mismo modelo. Esto es un caso parecido al que ocurría con el grupo de control. Al introducir el offset tenemos una menor deformación, por lo que el contacto en la fractura reduce el área debido al momento que ya habíamos discutido que aparecía; entonces gracias a que el área era menor, toda la presión se concentraba en un punto, lo que aumentaba la presión máxima considerablemente. Este fenómeno se puede observar en ambos setup, como a medida que el offset aumenta, la presión máxima descende, mientras que el promedio aumenta. Para asegurar que estas tendencias son correctas y realmente estos parámetros tienen una influencia apreciable sobre el resultado final, se va a realizar un análisis ANOVA (Analysis of Variance). Este es un test estadístico que analiza las medias para determinar si existen diferencias entre grupos. En el caso de este test, la hipótesis nula o H_0 es que no hay diferencia estadística. Para poder rechazarla se debe determinar un criterio por el cual los resultados obtenidos rechazarían H_0 porque se salen de la norma, llamado P-valor y se utilizara un 5%. El test se ha realiza-

do en MATLAB, que es un entorno de programación con enfoque matemático. Los resultados obtenidos son los siguientes.

Analysis of Variance					
Source	Sum Sq.	d.f.	Mean Sq.	F	Prob>F
Distancia	3.95267e-07	1	3.95267e-07	38.31	0.0251
Offset	1.37033e-07	2	6.85167e-08	6.64	0.1309
Error	2.06333e-08	2	1.03167e-08		
Total	5.52933e-07	5			
Constrained (Type III) sums of squares.					

Figura 6.64: Tabla ANOVA Deformaciones promedio

Analysis of Variance					
Source	Sum Sq.	d.f.	Mean Sq.	F	Prob>F
Distancia	2.80167e+12	1	2.80167e+12	27.57	0.0344
Offset	2.87033e+11	2	1.43517e+11	1.41	0.4145
Error	2.03233e+11	2	1.01617e+11		
Total	3.29193e+12	5			
Constrained (Type III) sums of squares.					

Figura 6.65: Tabla ANOVA Presiones promedio

Del análisis ANOVA realizado se pueden extraer una serie de conclusiones especialmente relevantes. Para ello es necesario entender la tabla. En ella se calculan diferentes parámetros de cada una de las entradas, que en este caso son las filas, distancia, offset, error, que son los residuos o variabilidad dentro de los grupos, y total, que es la suma. Una vez sabemos esto tenemos que fijarnos en la última columna, que muestra el P-Valor de la entrada seleccionada. En esta celda, un número inferior a 0.05 indica que tenemos evidencia como para rechazar la hipótesis nula de no variación entre grupos.

Analizando la tabla se observa como efectivamente la distancia es un factor diferencial para ambos parámetros. Cuenta con una gran correlación entre la salida tanto para la deformación, que tiene un P-Valor de 0.0261, como para la presión, valor también inferior al Alpha con 0.0344. Lo que quiere decir es que la variable distancia de los tornillos Poller tiene un efecto evidente en el resultado final. Por otro lado,

el offset no tiene tanta repercusión para los resultados. Observando en detalle, se ve como para la deformación tiene un P-Valor de 0.1309, lo que aunque parezca un valor bajo, es suficiente para no poder rechazar la H_0 para el nivel de significancia establecido de 0.05. Por otro lado, en el análisis de presiones directamente obtenemos un P-Valor elevado de 0.4145, por lo que la influencia del parámetro offset en el resultado final es mínima. Finalmente, la entrada error no cuenta con P-Valor, ya que esto carecería de sentido al tratarse de la varianza dentro del grupo.

Con los resultados obtenidos es posible afirmar que la distancia a la fractura es un parámetro importante para el resultado final una vez aplicada la carga a la tibia, por lo que una colocación cercana al plano de la fractura resulta imprescindible. Por el contrario, el introducir un poco de offset, o tensión previa al clavo intramedular con la ayuda de los tornillos Poller, tiene también efectos positivos, pero el efecto sobre el resultado no es tan importante como la distancia, y por ende sería más prescindible.

Finalmente, se quiso comprobar que efecto estaba teniendo el propio modelo de la tibia sobre los resultados, porque analizándolos se pudo observar como el propio modelo influye en el resultado. Durante el análisis se observó como todos los modelos independientemente de colocación de los Poller tendían a desplazarse de la misma manera, como si hubiese un gran momento en una dirección. Observando el modelo final de la tibia (Figura 43) se observa como al cargar la cara superior de la tibia, y teniendo en cuenta la posición de la fractura, aparecía un momento excesivo en dirección contraria a las agujas del reloj. Esto supone una carga que normalmente no existe de tal manera y se debe a las limitaciones a la hora de recopilar los datos y escanear el hueso, además de la omisión del peroné en el estudio. Para intentar combatir este momento se decidió realizar una última simulación con un vector fuerza diferente, que fuera paralelo al clavo intramedular, ya que es el elemento que más se adapta a la geometría de la tibia; sobre el modelo sin offset y con los tornillos a 7.5 mm de la fractura.

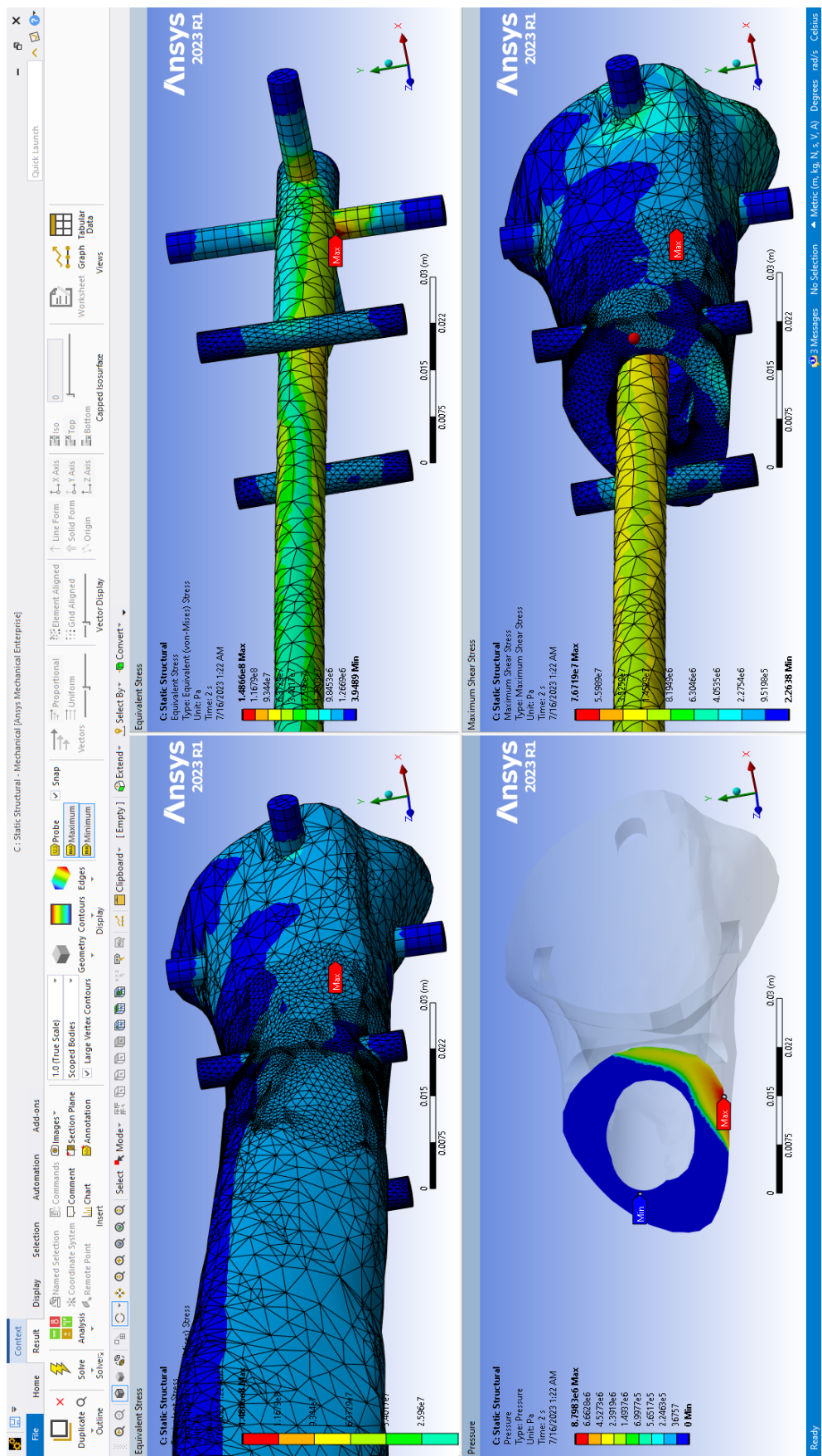


Figura 6.66: Resultados de la tibia con fuerza paralela al clavo

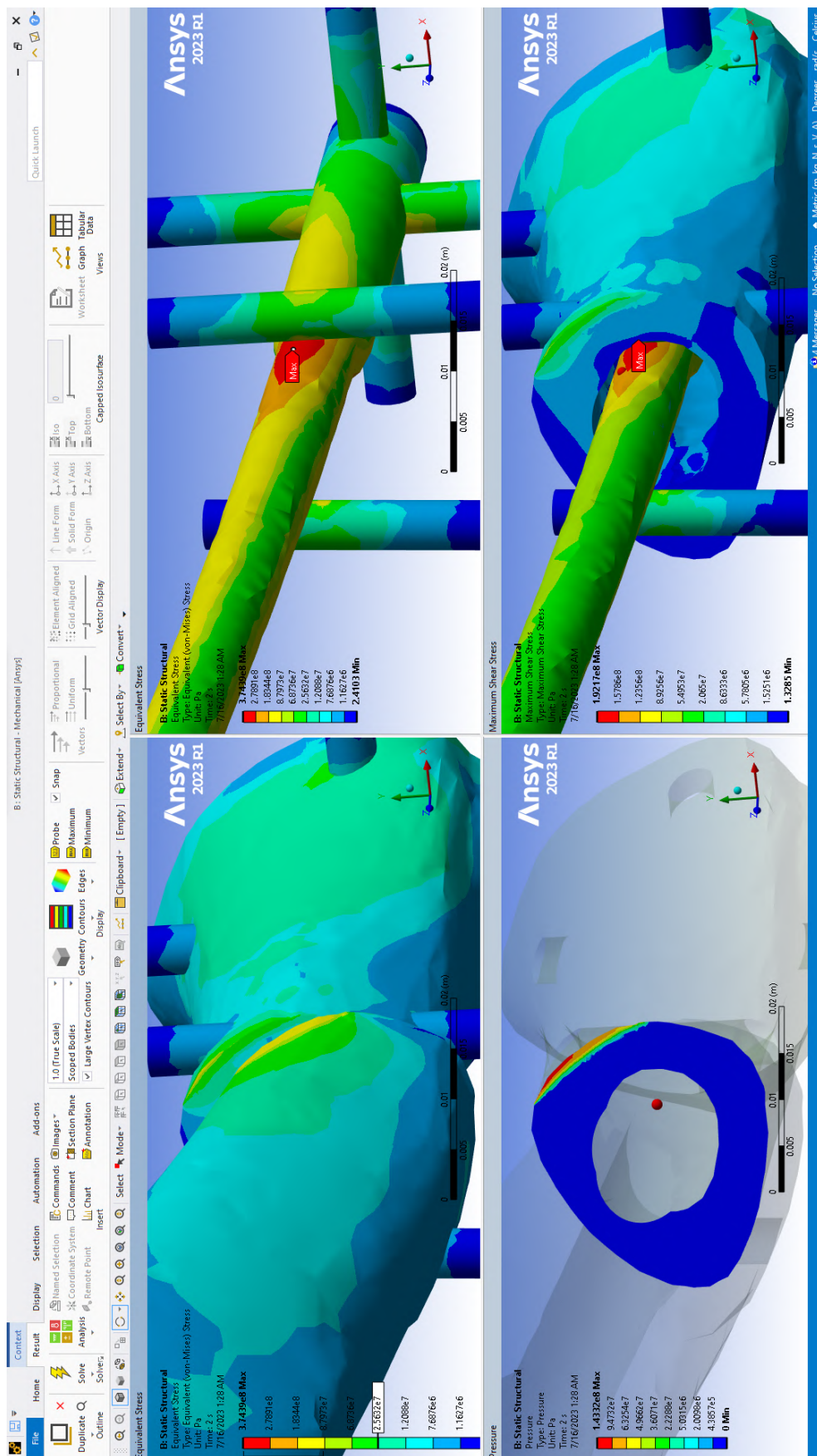


Figura 6.67: Resultados de la tibia con fuerza normal

	Presión máxima (MPa)	Presión Promedio (MPa)	Deformación máxima (mm)	Deformación promedio (mm)
Fuerza normal	1.43E+02	3.68E+00	1.41E+01	3.92E+00
Fuerza paralela	8.80E+00	4.67E-01	4.15E-03	8.15E-01

Figura 6.68: Tabla con los resultados para la dirección normal y paralela

Se aprecian claras diferencias entre las dos configuraciones de fuerza. Para empezar la deformación se reduce considerablemente, bajando un orden de magnitud prácticamente entero. Este es un efecto claramente positivo, ya que parece que la hipótesis de que el modelo era el que generaba ese momento es correcta. Por otro lado, tiene un efecto negativo, y hace que la presión de contacto disminuya. Esto ocurre porque al estar la fuerza orientada con el clavo intramedular, este pasa a absorber más carga que antes. Como se ha comentado, es necesaria que aparezca tensión en este punto, ya que favorece la regeneración de tejido, por lo que sería necesario inducir esa tensión. Aun reduciéndose la tensión promedio, si es verdad que el perfil de presión mejora considerablemente 6.666.67. Con el cambio de dirección de la fuerza, ahora la presión tiene un perfil mucho más amplio y distribuido que en el caso con la fuerza paralela. Esto es bueno, porque ayudaría a distribuir la presión y cuando más uniforme sea este mapa de presión, una recuperación más uniforme ocurriría. Esta uniformidad también ocurre en el clavo intramedular. Se puede observar claramente como la tensión de Von Mises no se concentra tanto como con la fuerza normal. Otra clara mejora, ya que podría evitar fallos por rotura del clavo, o podría significar el uso de un clavo más ligero.

Capítulo 7

Conclusiones

El objetivo del trabajo era encontrar un método de colocación de tornillos Poller, atendiendo principalmente a la distancia de los tornillos al plano de fractura. Se han llevado a cabo investigaciones exhaustivas sobre las técnicas actuales y colocaciones más frecuentes, y el resultado de esta investigación arroja resultados consistentes sobre la importancia de una colocación eficaz y correcta para ayudar con la rehabilitación.

Primero, gracias al grupo de control de los análisis, se ha demostrado de la eficacia del uso de tornillos Poller en fracturas oblicuas fijadas por el método del clavo intramedular. La introducción de los tornillos Poller redujo considerablemente la desviación del hueso, creando un conjunto claramente más estable. Además, el uso de esta técnica aumento la presión y ajuste en el contacto entre ambos fragmentos de hueso. El último efecto que la introducción de los tornillos tenía era expandir el área de contacto, y no concentrar toda la presión de contacto en un solo punto, lo que podía llegar a generar fallos en el hueso como roturas o una pobre soldadura entre ambos fragmentos. Es por estos motivos que la introducción de los tornillos Poller genera un ambiente óptimo para la recuperación del paciente, solucionando muchos de los problemas asociados a la introducción de un implante del estilo de un clavo intramedular.

Otra de las conclusiones que se ha extraído de este grupo de control, es un refuerzo de la literatura existente. Al experimentar con la región de posicionamiento de los tornillos se pudo concluir que la posición óptima para su inserción era el ángu-

lo agudo formado entre el plano de fractura y el clavo intramedular. De las tres posiciones estudiadas, aquellas que arrojaban resultados más satisfactorios en los diferentes análisis fueron tanto la colocación en la propia fractura, como en el ángulo agudo, mientras que la colocación en el ángulo obtuso obtuvo una gran pérdida de rendimiento en el apartado de la tensión en la fractura. A pesar de que el mayor rendimiento ocurría con los tornillos en la fractura, esta es una configuración irreal y que sería difícil replicar en un quirófano, ya que las fracturas no son limpias como la estudiada, por lo que una inserción limpia es irreal, además de que al introducir el clavo en esta línea de fractura debilitaríamos una zona ya de por sí frágil, y podría influir en el proceso de curación dando lugar a una mala rehabilitación.

Ahora, pasando a responder la pregunta planteada al inicio del proyecto, sobre cuál es la posición y técnica correcta de colocación de los tornillos Poller podemos sacar diferentes conclusiones. Gracias al análisis realizado en las tibias con los tornillos Poller situados a 7.5 milímetros y 12.5 se ha podido extraer información clave en este ámbito.

La primera conclusión es que la distancia del tornillo a la fractura es un parámetro clave que debe estudiarse para encontrar la posición óptima. Volviendo al análisis de resultados, la distancia era una variable clave para factores muy relevantes en la sanación de la fractura, como la presión y la deformación. Según el análisis ANOVA (6.64, 6.65) este tenía gran relevancia estadística en los dos parámetros con un P-Valor inferior al Alpha estándar de 0.05. Comparando en detalle entre las dos posiciones, se observaban unas mejoras entre un 10 % para la deformación y un impresionante 47 % más presión promedio. Estos dos datos ofrecen una conclusión sólida, que indica que uno de los factores que con un mayor efecto en una rehabilitación exitosa es poder posicionar los tornillos lo más cercano a la lesión posible.

El otro factor estudiado, el offset en los tornillos Poller sobre el clavo intramedular, para inducir una tensión previa a la carga, por el contrario, no tiene un efecto tan acusado sobre el resultado final. Si bien es verdad que los resultados sí que seguían un patrón de mejora a más offset se introducía en el modelo (6.61 6.62) por lo que podría ser interesante el plantearse usarlo, estadísticamente esta introducción no tiene un efecto estadísticamente demostrable. El P-Valor (6.64, 6.65) para deforma-

ciones era bajo, aunque no era suficiente para rechazar la hipótesis nula, pero para deformaciones era muy alto como para plantearse la introducción del offset. Si es verdad que un análisis más profundo podría arrojar respuestas más concluyentes, ya que el estudio se ha centrado en un offset realmente bajo, en torno al 2 % del diámetro del tornillo Poller, que pueden hacer que el efecto no sea tan claro. Por otro lado, si se introdujesen offset más grande puede dar lugar a la aparición de problemas tanto en la cirugía, que al tratarse de milímetros necesitaría una precisión muy alta, como en los implantes, ya que no están diseñados para soportar este tipo de cargas cortantes.

Finalmente, la última conclusión obtenida de las simulaciones es que el cambio de dirección de la carga trae beneficios palpables al sistema. Como discutido en el análisis de resultados, a costa de sacrificar presión en la fractura, se obtienen una serie de beneficios que hace plantearse intentar modificar esta carga para mejorar la recuperación. Con el cambio de dirección mejoraba considerablemente la deformación promedio, se conseguía un contacto más uniforme y por ende una recuperación también más homogénea, y además el modificar la fuerza daba lugar a una menor concentración de la tensión en los implantes, lo que evitaría posibles fallos mecánicos al distribuir más eficientemente esta tensión. Es por estos motivos que es posible que la introducción de algún tipo de dispositivo para modificar la dirección de carga, como podrían ser unas plantillas para el paciente, podría traer unos grandes beneficios a la rehabilitación.

En resumen, del estudio se han podido extraer una serie de conclusiones. La primera es la necesidad de introducir los tornillos Poller, ya que la mejora de estabilidad, rigidez y perfil de tensiones es muy evidente. Segundo, es que el área correcta de introducción es el ángulo agudo entre la fractura y el clavo intramedular, ya que mejora los resultados que se obtienen de colocarlos en el ángulo obtuso, y la opción de colocarlos en la fractura es inviable clínicamente. Por otro lado, la distancia de los tornillos a la fractura es determinante para una intervención y rehabilitación exitosa. Se ha demostrado que la posición debe de ser lo más cercana a la fractura posible para obtener los mejores resultados y que el implante sea lo más eficaz. En cuanto al offset, no parece tener una gran relevancia, pero se necesitaría un estudio

específico para conocer la totalidad de sus implicaciones. Finalmente, cambiar la dirección de la fuerza a una más paralela a la tibia trae una serie de mejoras consistentes que hacen que sea necesario plantearse la introducción de algún dispositivo que modifique la dirección.

Capítulo 8

Futuros estudios

Una vez realizado el estudio, se quieren comentar una serie de recomendaciones y puntos a mejorar o estudiar más en detalle en próximos estudios.

Una de las mejoras que se podrían aplicar en una futura ampliación del estudio es el modelo de tibia usado. A pesar de que la zona de la tibia representada es bastante fiel a la realidad y tiene una gran calidad, se tendría que tener un modelo más completo. Para futuros estudios sería interesante el utilizar un modelo de tibia que tenga también las epífisis de la tibia, con la articulación tanto de la rodilla como del tobillo incluido. Esto otorgaría un grado más de realismo, sobre todo en la condición de contorno a la hora de aplicar la carga y los soportes. Otro punto interesante sería la inclusión del peroné en futuros estudios, ya que tiene una función estabilizadora que sería importante estudiar que efecto tiene sobre el resultado final. Además, dentro del propio modelo, una mejora evidente sería realizar una fractura más realista, con un coeficiente de rozamiento entre los fragmentos, y no tan lisa, sino con un relieve y astillas como ocurre en la realidad. Finalmente, del modelo, para una continuación ha de mejorarse la geometría tanto del clavo intramedular como de los tornillos de sujeción y Poller, que si bien no tendría un efecto muy acusado, sería interesante una mejora en ese aspecto.

Otra recomendación sería hacer un estudio específico que el offset puede tener en el resultado final. Si bien en este estudio estadísticamente ha quedado demostrado que su efecto no es apreciable, esto se puede deber a que el offset introducido era mínimo. Un estudio con más y diferentes offsets, podría esclarecer este tema y aportar

conclusiones interesantes, porque a pesar de que estadísticamente no sea relevante, se intuía claramente un efecto positivo en ciertos aspectos digno de analizar.

El tema de la dirección de la carga también necesita una expansión. Sus resultados, aunque se tratase de un estudio secundario dentro del trabajo, arrojaban una gran mejoría sobre una carga tradicional vertical. El estudiar a que se debe esta mejora, y como se podría implementar en la recuperación del paciente para tener una óptima recuperación, podría ser un avance clave en este tipo de implantes.

Finalmente, a futuros sería muy interesante estandarizar el estudio y realizarlo a una gran variedad de modelos y parámetros diferentes. Las conclusiones de esta investigación, aunque sólidas, están basadas en un único modelo de tibia y para una fractura específica. El desarrollar un método para poder realizar este estudio en diferentes modelos de tibia, con fracturas diversas, daría una imagen más amplia de los resultados obtenidos en este estudio.

Bibliografía

- [1] Stedtfeld HW; Mittlmeier T; Landgraf P; Ewert A. The logic and clinical applications of blocking screws. *J Bone Joint Surg Am*, 2004.
- [2] Morgan EF; Unnikrisnan GU; Hussein AI. Bone mechanical properties in healthy and diseased states. *Annu Rev Biomed Eng.*, 2018.
- [3] Danielle Campagne. Introducción a las fracturas. *Manual MSD*, 2022.
- [4] Raymond White; Matthew Camuso. Intramedullary nailing. <https://surgeryreference.aofoundation.org/orthopedic-trauma/adult-trauma/tibial-shaft/simple-fracture-spiral/intramedullary-nailing>. [Online; accessed 26-May-2023].
- [5] Clinic Cloud. ¿qué es el formato dicom? las claves del estándar en imágenes médicas. <https://clinic-cloud.com/blog/formato-dicom-que-es-estandar-imagenes-medicas/>. Online, accesed 27 Jun 2023.
- [6] DatosMundial. Altura y peso medio por país. <https://www.datosmundial.com/estatura-promedio.php>. Online, accesed 28 Jun 2023.
- [7] Junta de Andalucía. Huesos y cartilagos. https://edea.juntadeandalucia.es/bancorecursos/file/9ddddd4c5-0be8-4dcb-b879-63d9308ebcec/1/es-an_2021062112_9201022.zip/11_huesos_y_cartlagos.html?temp.hn=true&temp.hb=true. [Online; accessed 26-May-2023].
- [8] A. Domínguez; J. M. Ríos; J. Román; J. M. Sales G. Menéndez; A. Santamaría; M.^a E. López. Actualización en el tratamiento de las lesiones sindesmales, 2017.

- [9] Jonathon R. Sheen; Ahmed Mabrouk; Vishnu V. Garla. Fracture healing overview. *National Library of Medicine*, 2023.
- [10] Gabino Casiano Guerrero. Complicaciones con clavos centromedulares. *Mediagraphic, Vol 5, Número 2*, 2009.
- [11] Saini M; Singh Y; Arora P; Arora V; Jain K. Implant biomaterials: A comprehensive review. *World Jorunal of Clinical Cases*, 2015.
- [12] Augat P; Burger J; Schorlemmer S; Henke T; Peraus M; Claes L. Shear movement at the fracture site delays healing in a diaphyseal fracture model. *Journal of Orthopaedic Research*, 2006.
- [13] Yu-Shu Lai, Wen-Chuan Chen, Chang-Hung Huang, Cheng-Kung Cheng, Kam-Kong Chan, and Ting-Kuo Chang. The effect of graft strength on knee laxity and graft in-situ forces after posterior cruciate ligament reconstruction. *PLOS ONE*, 10:e0127293, 05 2015.
- [14] Bidolegui F Lobo JA, Pereira S. Técnicas de extracción de clavos endomedulares retrógrados de fémur rotos: Presentación de tres casos. *Rev Asoc Argent Ortop Traumatología*, 2021.
- [15] Peat F; Ordas-Bayon A; Krkovic M. Do poller screws effect union in tibial shaft fractures treated with intramedullary nailing? *Injury*, 2021.
- [16] Dra. Belén Rivero Martín. Tac cerebral. <https://neurocirugia.madrid/actualidad/tac-cerebral-o-tc-craneal/>. Online, accesed 27 Jun 2023.
- [17] The Royal Children’s Hospital Melbourne. Fracture healing. https://www.rch.org.au/fracture_education/fracture_healing/. [Online; accessed 19-May-2023].
- [18] Baseri A; Bagheri MA; Rouhi G; Aghighi MR; Bagheri N. Fixation of distal tibia fracture through plating, nailing, and nailing with poller screws: A comparative biomechanical-based experimental and numerical investigation. *Proc Inst Mech Eng H*, 2020.

- [19] United Nations. 17 goals to transform our world. <https://www.un.org/sustainabledevelopment/>. [Online, accessed 26 Jun 2023].
- [20] Hannah A; Aboelmagd T; Yip G; Hull P. A novel technique for accurate poller (blocking) screw placement. *Injury*, 2014.
- [21] Medline PLus. X rays. <https://medlineplus.gov/xrays.html>. Online, accessed 28 Jun 2023.
- [22] Share4Rare. Fragilidad ósea y fracturas. <https://www.share4rare.org/es/library/osteogenesis-imperfecta/4-fragilidad-osea-y-fracturas>. Online, accessed 27 Jun 2023.
- [23] Slicer. <https://www.slicer.org/>. Online, accessed 28 Jun 2023.
- [24] SmithNephew. Sistema de enclavado tibial, 2010.
- [25] Hu S.Y.; Abdulkarim A; Dickerson T. A novel physical model demonstrating the logic of poller screws to achieve optimal fracture reduction. *SN Compr. Clin. Med.* 4, 196, 2022.
- [26] Linda J. Vorvick;David Zieve. Huesos largos. <https://medlineplus.gov/ency/imagepages/9582.htm>, 2021.