

Trabajo Fin de Máster
Máster Universitario en Diseño Avanzado en
Ingeniería Mecánica

Análisis numérico del callo de distracción ósea en
ovejas sanas y osteoporóticas

Autor: Ignacio Cubas Sosa

Tutor: Esther Reina Romo

Juan José Toscano Angulo

Dpto. Ingeniería Mecánica y Fabricación
Escuela Técnica Superior de Ingeniería
Universidad de Sevilla

Sevilla, 2023



Trabajo Fin de Máster
Máster Universitario en Diseño Avanzado en Ingeniería Mecánica

Análisis numérico del callo de distracción ósea en ovejas sanas y osteoporóticas

Autor:

Ignacio Cubas Sosa

Tutor:

María Esther Reina Romo

Catedrática de Universidad

Juan José Toscano Angulo

Estudiante de doctorado

Dpto. de Ingeniería Mecánica y Fabricación

Escuela Técnica Superior de Ingeniería

Universidad de Sevilla

Sevilla, 2023

Proyecto Fin de Carrera: Análisis numérico del callo de distracción ósea en ovejas sanas y osteoporóticas

Autor: Ignacio Cubas Sosa

Tutor: María Esther Reina Romo
Juan José Toscano Angulo

El tribunal nombrado para juzgar el Proyecto arriba indicado, compuesto por los siguientes miembros:

Presidente:

Vocales:

Secretario:

Acuerdan otorgarle la calificación de

Sevilla, 2023

El Secretario del Tribunal

A mis padres

A mis hermanos

A mis tutores

Agradecimientos

La vida me ha llevado por el momento hasta aquí, a realizar un Doble Máster de Ingeniería Industrial y Diseño Avanzado en Ingeniería Mecánica en la Escuela Técnica Superior de Ingeniería de Sevilla. La temática de este primer Trabajo de Fin de Máster se empezó a gestar en mi anterior universidad: Universidad de Las Palmas de Gran Canaria. Allí tuve la suerte de conocer durante mi Grado en Ingeniería Mecánica al profesor Alejandro Yáñez, quien me abrió las puertas en el mundo, apasionante mundo, de la Biomecánica con un Trabajo Fin de Grado de análisis de prótesis de tórax. Por esto, desde aquí, mi primer agradecimiento hacia él.

Tampoco habría sido posible que la vida me llevase hasta escribir estas palabras sin mis padres, María Teresa y Jesús, quienes, con su infinito apoyo y confianza en mí, me ayudaron desde el primer momento a emprender esta etapa solo en Sevilla. A Sevilla, esa gran ciudad que desde el primer momento me abrazó con fuerza y cariño y me hizo sentir que estaba en casa. A su gente, su preciada gente, tanto sevillanos como, sobre todo, andaluces que sus vidas han confluído con la mía en Sevilla también por motivos académicos. Aquí me acuerdo de Antonio, Jesús, Juanje, Toñi, Marina, José María y Yaiza. Muchos de ellos los conocí en la escuela, pero también muchos otros en la Residencia Universitaria Campus Cartuja, donde he pasado mi estancia desde que llegué hasta hoy, y donde cada una de las trabajadoras de esta me han hecho sentir que tengo una familia aquí. Acordarme quiero cuando lea esto dentro de un tiempo de Mari Carmen, Raquel, María del Mar, Loli, Mónica, Lola, Eugenia y Pilar, mi otra familia.

Ya más lejos, pero en mi tierra Gran Canaria, me quedan mi familia y amigos: mis hermanos Jorge, Lenny y Janet; Mari Carmen, mi grupo de amigos Fermat (Miguel, Nacho e Ignacio), mis amigos Víctor y José María, mi cuñada Miriam, mis amigas Diandra y Nayara y el resto de mi familia, tanto tíos, tías y mis cuatro abuelos, que siempre me ayudan y me acompañan desde donde estén.

Mi agradecimiento más importante a mis tutores: Esther Reina y Juan José Toscano. A Esther personalmente le tengo que su confianza depositada en un alumno al que ni siquiera había dado clase; y a Juanjo el tenderme la mano desde un primer momento con tal de ayudarme y enseñarme. De vital importancia para que un alumno esté motivado con su proyecto es ver que tiene un apoyo rápido y seguro con sus tutores, que siempre están ahí para cualquier consulta, con buen trato y con la intención de ayudarme a aprender en lo que hago. Aquí tienen mi trabajo, no puedo agradecerles todo de mejor manera que habiendo dado todo mi esfuerzo con tal de obtener un proyecto útil y valioso.

Volviendo a las primeras líneas de este agradecimiento, gracias a la vida por llevarme hasta aquí y convertirme en un verdadero afortunado rodeado de esta maravillosa gente.

Ignacio Cubas Sosa

Sevilla, 2023

La osteoporosis es la enfermedad ósea más común. Caracterizada por una disminución de la densidad mineral ósea, aumenta la fragilidad del hueso. Consecuentemente, la resistencia de los huesos se ve muy mermada, provocando un aumento importante del riesgo de fractura. De esta manera, es de gran interés estudiar las propiedades mecánicas del hueso cuando tiene esta enfermedad, ya que podría aportar información de cara a poder tratarla exitosamente.

En el presente trabajo tiene como principal objetivo la obtención de la rigidez del callo óseo osteoporótico mediante simulaciones numéricas. Para ello, un grupo de cinco ovejas merinas hembra ha sido objeto de un ensayo *in silico* tras haber sido sometidas a un protocolo de inducción de osteoporosis que disminuyera su densidad mineral ósea un 10% y, posteriormente, a un proceso de transporte óseo en el metatarso. Tras haber medido *in vivo* en otro estudio la rigidez axial del callo óseo de distracción, se obtuvo de estas ovejas una tomografía axial computarizada para obtener las imágenes médicas de sus metatarsos. A partir de estas, se obtuvo un modelo CAD tridimensional mediante un proceso de segmentación. Posteriormente, a este modelo se le practicó un análisis estructural estático mediante el método de los elementos finitos simulando la carga de compresión que soportan estos callos óseos osteoporóticos para obtener la rigidez axial de estos callos óseos.

La modelización del tejido óseo inmaduro que se genera en el callo de distracción supone un reto debido a su comportamiento dinámico, variando sus propiedades mecánicas a lo largo del tiempo. Para llevar a cabo los análisis de elementos finitos, se han utilizado dos modelos constitutivos diferentes del tejido óseo inmaduro. El primero de ellos tiene un módulo de elasticidad constante en el tiempo y el segundo modelo tiene esta propiedad mecánica variable en el tiempo. Ambos tienen propiedades lineales e isotropas. Los resultados muestran que el primer caso se asemeja más, para estos cinco casos estudiados, a las rigideces medidas *in vivo* que con el módulo de elasticidad variable, que hace que la rigidez de los callos óseos medida *in silico* sea mucho mayor al valor obtenido *in vivo*. Así, este trabajo muestra que se deben seguir obteniendo valores de propiedades mecánicas mediante ensayos de nanoindentación para poder determinar de una forma más exacta las propiedades mecánicas del callo duro para realizar análisis *in silico*. Por otra parte, también es de interés realizar estos mismos análisis discretizando en varios materiales el callo óseo duro, de manera que no sea uniforme y tenga zonas de distintas propiedades mecánicas según el nivel de gris que tengan las imágenes médicas.

Osteoporosis is the most common bone disease. Characterized by a decrease in bone mineral density, bone fragility increases. Consequently, the resistance of the bones is greatly reduced, causing a significant increase in the risk of fracture. In this way, it is of great interest to study the mechanical properties of the bone when it has this disease, since it could provide information to successfully treat it.

The main objective of the present work is to obtain the stiffness of the osteoporotic bone callus through numerical simulations. To do this, a group of five sheep has been the subject of an *in silico* test after having been subjected to an osteoporosis induction protocol that reduced their bone mineral density by 10% and, subsequently, to a bone transport process in the metatarsus. After having measured *in vivo* the axial stiffness of the distraction bone callus in another study, a computerized axial tomography was obtained from these sheep to get medical images of their metatarsals. From these, a three-dimensional CAD model was obtained through a segmentation process. Subsequently, a static structural analysis was carried out on this model using the finite element method, simulating the compression load that these osteoporotic bone calluses support to achieve the axial rigidity of these bone calluses.

Modelling the immature bone tissue generated in the distraction callus is a challenge due to its dynamic behaviour, varying its mechanical properties over time. To carry out the finite element analyses, two different constitutive models of immature bone tissue have been used. The first of them has a constant modulus of elasticity over time and the second model has this mechanical property that varies over time. Both have linear and isotropic properties. The results show that the first case is more similar, for these five cases studied, to the stiffnesses measured *in vivo*, than with the variable modulus of elasticity, which makes the stiffness of the bone calluses measured *in silico* is much higher than the value obtained *in vivo*. Thus, this work shows that mechanical property values must continue to be achieved through nanoindentation tests to more accurately determine the mechanical properties of hard callus to perform *in silico* analysis. On the other hand, it is also of interest to perform these same analyses by discretizing the hard bone callus in various materials, so that it is not uniform and has areas of different mechanical properties depending on the grey level of the medical images.

Agradecimientos	ix
Resumen	xi
Abstract	xiii
Índice	xv
Índice de Tablas	xix
Índice de Figuras	xxi
Notación	xxv
1 Introducción	1
1.1 <i>Estado del arte y motivación</i>	1
1.2 <i>Objetivos</i>	2
1.3 <i>Estructura del documento</i>	2
2 Antecedentes biológicos de la distracción osteogénica	5
2.1 <i>Fisiología del tejido conectivo</i>	5
2.1.1 Tejido óseo	5
2.1.2 Tejido cartilaginoso	10
2.1.3 Tejido fibroso	11
2.1.4 Tejido de granulación	11
2.2 <i>Fases de la distracción osteogénica</i>	12
2.2.1 Osteotomía	12
2.2.2 Período de latencia	12
2.2.3 Distracción ósea	13
2.2.4 Consolidación ósea	13
2.2.5 Remodelación ósea	13
2.3 <i>Historia del alargamiento de miembros</i>	13
2.4 <i>Aplicaciones clínicas de la distracción osteogénica</i>	19
2.4.1 Transporte óseo	19
2.4.2 Alargamiento de extremidades	19
2.4.3 Artrodiastasis	20
2.4.4 Reconstrucción de pies y manos	21
2.4.5 Alargamiento, ensanchamiento y transporte óseo mandibular	22
2.4.6 Distracción del ligamento periodontal	22
2.4.7 Distracción craneal	22
2.5 <i>Ventajas y desventajas de la distracción osteogénica aplicada como técnica de alargamiento</i>	23
2.5.1 Ventajas	23
2.5.2 Desventajas	23
2.6 <i>Factores biomecánicos que afectan a la regeneración ósea</i>	24
2.6.1 Suministro vascular	24
2.6.2 Duración del período de latencia	24
2.6.3 Velocidad de distracción	24
2.6.4 Frecuencia de distracción	24
2.6.5 Edad del paciente	24

2.6.6	Longitud del callo de distracción	25
2.6.7	Propiedades histológicas de los tejidos	25
2.6.8	Rigidez del distractor	25
2.6.9	Orientación de la distracción	25
2.7.	<i>Osteoporosis</i>	25
2.7.1	El hueso osteoporótico frente al hueso sano	25
2.7.2	Causas de pérdida ósea y fracturas en osteoporosis	26
2.7.3	Detección y tratamiento de la osteoporosis	26
3	Metodología	29
3.1.	<i>Obtención de modelos tridimensionales CAD</i>	29
3.1.1	Extracción del volumen de trabajo	29
3.1.2	Segmentación	30
3.1.3	Arreglos de la segmentación	31
3.1.4	Obtención de modelos superficiales	31
3.1.5	Conversión de superficie a sólido	36
3.2.	<i>Simulación mediante MEF</i>	37
3.2.1	Preproceso	37
3.2.2	Análisis	45
3.2.3	Postproceso	45
4	Resultados	47
4.1.	<i>Desplazamiento mínimo y máximo en el eje Z</i>	47
4.1.1	Módulo de elasticidad del callo duro constante	47
4.1.2	Módulo de elasticidad del callo duro variable	50
4.2.	<i>Desplazamiento medio en planos de resultados en el eje Z</i>	53
4.2.1	Módulo de elasticidad del callo duro constante	53
4.2.2	Módulo de elasticidad del callo duro variable	56
4.3.	<i>Rigidez</i>	59
4.3.1	Módulo de elasticidad del callo duro constante	59
4.3.2	Módulo de elasticidad del callo duro variable	59
5	Discusión	61
5.1.	<i>Comparativa de desplazamientos máximos en valor absoluto en el eje Z</i>	61
5.2.	<i>Comparativa de rigideces axiales</i>	62
5.2.1	Obtención de la rigidez axial experimental	62
5.2.2	Obtención de la rigidez axial de ovejas sanas	63
5.2.3	Comparativa para módulo de elasticidad del callo duro constante	64
5.2.4	Comparativa para módulo de elasticidad del callo duro variable	65
5.3.	<i>Conclusiones generales</i>	66
5.4.	<i>Líneas futuras</i>	67
6	Referencias	69
7	Anexo A: Avizo	81
7.1.	<i>Apertura de archivos DICOM</i>	81
7.2.	<i>Extracción del volumen de trabajo</i>	82
7.3.	<i>Segmentación</i>	85
7.4.	<i>Arreglos de la segmentación</i>	89
7.5.	<i>Exportación</i>	90
8	Anexo B: Ansys SpaceClaim	93
8.1.	<i>Importación de archivos</i>	93
8.2.	<i>Reparación de superficies</i>	93
8.3.	<i>Conversión de superficie a sólido</i>	94
8.4.	<i>Formación del ensamblaje</i>	94
8.5.	<i>Reescalado del modelo</i>	95
9	Anexo C: Ansys Workbench	97

<i>9.1. Aplicación de análisis estructural estático</i>	97
<i>9.2. Introducir propiedades de materiales</i>	97
<i>9.3. Importar geometría y continuidad de malla</i>	99
<i>9.4. Análisis mediante MEF</i>	100
9.4.1 Asignación de materiales	101
9.4.2 Creación de sistemas de coordenadas y de superficies asociadas	101
9.4.3 Mallado	102
9.4.4 Aplicación de condiciones de contorno y carga	104
9.4.5 Solicitud de resultados	104

Índice de Tablas

Tabla 1: Días tras cirugía del TAC de cada oveja.	29
Tabla 2: Conversión vóxel- milímetros.	30
Tabla 3: Dimensiones volúmenes de trabajo.	30
Tabla 4: Rango de nivel de gris para cada material.	31
Tabla 5: Dimensiones máximas de los callos óseos.	32
Tabla 6: Propiedades mecánicas de materiales: a (Mora-Macías 2016), b (Reina-Romo et al. 2010), c (Martin et al. 1998), d (Reina Romo et al. 2010).	37
Tabla 7: Módulo de elasticidad del callo duro según el número de días tras cirugía.	38
Tabla 8: Resumen de desplazamientos con módulo de elasticidad del callo duro constante.	50
Tabla 9: Resumen de desplazamientos con módulo de elasticidad del callo duro variable.	53
Tabla 10: Resumen de desplazamientos en planos de resultados con módulo de elasticidad del callo duro constante.	56
Tabla 11: Resumen de desplazamientos en planos de resultados con módulo de elasticidad del callo duro variable.	59
Tabla 12: Rigidez axial de los callos óseos con módulo de elasticidad constante en el callo duro.	59
Tabla 13: Rigidez axial de los callos óseos con módulo de elasticidad variable en el callo duro.	59
Tabla 14: Desplazamientos máximos en valor absoluto de los callos óseos.	62
Tabla 15: Rigidez del callo de distracción osteoporótico <i>in vivo</i> .	63
Tabla 16: Rigidez del callo de distracción sano <i>in vivo</i> según la curva de regresión.	64
Tabla 17: Rangos de cada capa.	87

Índice de Figuras

Figura 1: Clasificación de los huesos según su forma (Elaine 2008).	6
Figura 2: Estructura de un hueso largo (húmero) (Elaine 2008).	7
Figura 3: Estructura microscópica del hueso compacto (Elaine 2008).	7
Figura 4: Cartílago hialino (Elaine 2008).	10
Figura 5: Fibrocartílago (Elaine 2008).	10
Figura 6: Tejido conectivo fibroso (Elaine 2008).	11
Figura 7: Tejido de granulación en granuloma piógeno preexistente (Alhaji, Bansal y Goyal 2022).	12
Figura 8: Fases de la distracción osteogénica (Mora-Macías 2016).	12
Figura 9: Técnica de reducción de fracturas y dispositivo de fijación externa de Hipócrates (Cherkashin 1998).	14
Figura 10: Sistema de poleas de Guy de Chauliac para la aplicación de tracción continua para tratar fracturas femorales (Cherkashin 1998).	14
Figura 11: Técnica de osteotomía correctiva de John Barton para el tratamiento de la anquilosis de cadera (Cherkashin 1998).	15
Figura 12: Abrazadera esquelética externa de Joseph Malgaigne con ganchos dobles para fijación compresiva de fracturas rotulianas desplazadas (Cherkashin 1998).	15
Figura 13: Osteotón de Vittorio Putti, un fijador unilateral capaz de controlar la fuerza de tracción durante el alargamiento femoral (Cherkashin 1998).	15
Figura 14: Técnica de osteotomía de Leroy Abbot y fijador esquelético externo bilateral para el alargamiento tibial (Cherkashin 1998).	16
Figura 15: Radiografía de agujas de Kirschner colocadas en la tibia («epifisiolisis agujas Kirschner»).	16
Figura 16: Técnica de osteotomía subcutánea de W.V. Anderson con orificios preperforados y osteoclasia transversal (Cherkashin 1998).	17
Figura 17: Fijador externo de G.A. Ilizarov con cables tensados cruzados asegurados a los anillos (Cherkashin 1998).	17
Figura 18: Técnica de corticotomía subperióstica de baja energía de G.A. Ilizarov (Cherkashin 1998).	18
Figura 19: Diagrama el procedimiento del transporte óseo (Claes et al. 2000a).	19
Figura 20: Discrepancia de longitud de piernas de 4 cm (Vogt et al. 2020a).	20
Figura 21: Alargamiento óseo de fémur mediante distracción osteogénica (Vogt et al. 2020a).	20
Figura 22: Fijador externo de artrodiastasis en cadera (Aguado-Maestro et al. 2016).	21
Figura 23: Distracción osteogénica en pacientes con amputación traumática de los dedos (Seyed Forootan, Seyed Forootan y Lebaschi 2015).	21
Figura 24: Distracción osteogénica monofocal (Zapata et al. 2010).	22

Figura 25: Corte vertical de un diente («¿Qué es el ligamento periodontal? ¿Cuál es su función?»).	22
Figura 26: Esquema de la distracción de la bóveda craneal posterior con osteotomía con bastón de barril (Komuro et al. 2015).	23
Figura 27: Hueso sano (izquierda) y osteoporótico (derecha) ((US). Office of the Surgeon General 2004).	26
Figura 28: Ejemplo de una isla de material.	31
Figura 29: Callo óseo OP-1 en Avizo (1).	32
Figura 30: Callo óseo OP-1 en Avizo (2).	32
Figura 31: Callo óseo OP-2 en Avizo (1).	33
Figura 32: Callo óseo OP-2 en Avizo (2).	33
Figura 33: Callo óseo OP-3 en Avizo (1).	34
Figura 34: Callo óseo OP-3 en Avizo (2).	34
Figura 35: Callo óseo OP-4 en Avizo (1).	35
Figura 36: Callo óseo OP-4 en Avizo (2).	35
Figura 37: Callo óseo OP-5 en Avizo (1).	36
Figura 38: Callo óseo OP-5 en Avizo (2).	36
Figura 39: Evolución del módulo elástico del callo óseo duro respecto a los días tras la cirugía (Mora-Macías 2016).	37
Figura 40: Modelo OP-1.	38
Figura 41: Modelo OP-2.	39
Figura 42: Modelo OP-3.	39
Figura 43: Modelo OP-4.	39
Figura 44: Modelo OP-5.	40
Figura 45: Propiedades comunes de la malla de todos los modelos.	40
Figura 46: Propiedades del mallado OP-1.	41
Figura 47: Modelo OP-1 mallado.	41
Figura 48: Propiedades del mallado OP-2.	41
Figura 49: Modelo OP-2 mallado.	42
Figura 50: Propiedades del mallado OP-3.	42
Figura 51: Modelo OP-3 mallado.	42
Figura 52: Propiedades del mallado OP-4.	43
Figura 53: Modelo OP-4 mallado.	43
Figura 54: Propiedades del mallado OP-5.	43
Figura 55: Modelo OP-5 mallado.	44
Figura 56: Condición de contorno y carga (Soriano López 2020).	44
Figura 57: Ejemplo de un callo óseo suavizado y problema de discontinuidad de desplazamientos.	45
Figura 58: Esquema de secciones de resultados (Soriano López 2020).	45
Figura 59: Desplazamiento [mm] mín. y máx. OP-1 (E constante).	47
Figura 60: Desplazamiento [mm] mín. y máx. OP-2 (E constante).	48
Figura 61: Desplazamiento [mm] mín. y máx. OP-3 (E constante).	48
Figura 62: Desplazamiento [mm] mín. y máx. OP-4 (E constante).	49

Figura 63: Desplazamiento [mm] mín. y máx. OP-5 (E constante).	49
Figura 64: Desplazamiento [mm] mín. y máx. OP-1 (E variable).	50
Figura 65: Desplazamiento [mm] mín. y máx. OP-2 (E variable).	51
Figura 66: Desplazamiento [mm] mín. y máx. OP-3 (E variable).	51
Figura 67: Desplazamiento [mm] mín. y máx. OP-4 (E variable).	52
Figura 68: Desplazamiento [mm] mín. y máx. OP-5 (E variable).	52
Figura 69: Desplazamientos [mm] en planos del callo OP-1 (E constante).	53
Figura 70: Desplazamientos [mm] en planos del callo OP-2 (E constante).	54
Figura 71: Desplazamientos [mm] en planos del callo OP-3 (E constante).	54
Figura 72: Desplazamientos [mm] en planos del callo OP-4 (E constante).	55
Figura 73: Desplazamientos [mm] en planos del callo OP-5 (E constante).	55
Figura 74: Desplazamientos [mm] en planos del callo OP-1 (E variable).	56
Figura 75: Desplazamientos [mm] en planos del callo OP-2 (E variable).	57
Figura 76: Desplazamientos [mm] en planos del callo OP-3 (E variable).	57
Figura 77: Desplazamientos [mm] en planos del callo OP-4 (E variable).	58
Figura 78: Desplazamientos [mm] en planos del callo OP-5 (E variable).	58
Figura 79: Evolución de la rigidez del callo de distracción osteoporótico <i>in vivo</i> (curva roja) (Toscano-Angulo J. J. et al. 2023).	63
Figura 80: Evolución de la rigidez del callo de distracción sano <i>in vivo</i> (Mora-Macías et al. 2017).	64
Figura 81: Cuadro de diálogo DICOM Loader.	81
Figura 82: Pestaña "PROJECT".	82
Figura 83: Búsqueda de herramienta "Extract subvolume".	82
Figura 84: Uso de herramienta "Extract subvolume".	83
Figura 85: Medidas del volumen de trabajo en el plano XY.	84
Figura 86: Esquema del conjunto del callo óseo.	84
Figura 87: Volumen de trabajo definido.	85
Figura 88: Segmentación.	86
Figura 89: Límite inferior del rango de grises.	86
Figura 90: Selección de la capa cortical.	87
Figura 91: Capa "Cortical" añadida.	88
Figura 92: Capa "Cortical" completada.	89
Figura 93: Volumen segmentado completamente.	89
Figura 94: Separación de capas.	90
Figura 95: Generación de superficies.	91
Figura 96: Visualización de superficies.	91
Figura 97: Archivos <i>.stl</i> abiertos.	93
Figura 98: Corrección de superficies.	94
Figura 99: Conversión a sólido.	94
Figura 100: Ensamblaje realizado.	95

Figura 101: Partes y sólidos del ensamblaje.	95
Figura 102: Aplicación de análisis estructural estático.	97
Figura 103: Editor de datos del análisis.	98
Figura 104: Tabla de materiales vacía.	98
Figura 105: Tabla de materiales rellena.	99
Figura 106: <i>Ansys DesignModeler</i> .	99
Figura 107: Formación de una única pieza de tres cuerpos.	100
Figura 108: Modelo en <i>Ansys Mechanical</i> .	100
Figura 109: Asignación de materiales.	101
Figura 110: Creación de sistema de coordenadas.	101
Figura 111: Creación de una superficie.	102
Figura 112: Árbol del proyecto antes de mallado.	102
Figura 113: Mallado predeterminado.	103
Figura 114: Mallado con elemento más fino.	103
Figura 115: Condición de contorno (A) y carga (B).	104
Figura 116: Detalles de la deformación direccional solicitada.	104

Notación

TAC	Tomografía Axial Computarizada
HU	Hounsfield Unit
CAD	Diseño asistido por ordenador (Computer Aided Design)
RANK	Receptor activador de factor nuclear κ B
RANKL	Ligando del receptor activador de factor nuclear κ B
OPG	Osteoprotegerina
E	Módulo de elasticidad o módulo de Young
BDR	Botón derecho del ratón
DTC	Días tras cirugía

1 INTRODUCCIÓN

El presente trabajo trata de caracterizar mecánicamente, a partir del cálculo de la rigidez axial, el callo óseo de distracción del metatarso de cinco ovejas merinas que han sido sometidas a un proceso de inducción de osteoporosis. Estas ya han sido objeto de ensayo *in vivo* para obtener la rigidez axial de sus callos osteoporóticos y en este estudio se calculará dicha magnitud de forma computacional aplicando el método de los elementos finitos.

Este estudio se basa en un proceso por el que se forma hueso entre dos segmentos de hueso que se van separando de forma gradual gracias a una tracción progresiva. Dicha tracción es producida por un fijador externo llamado distractor. Dicho proceso se realiza de la siguiente manera: se realiza una osteotomía en el hueso y, a partir del coágulo que se forma entre medias, se forma un tejido nuevo denominado callo óseo (Calderón Polanco).

Este trabajo se desarrolla en la disciplina de Biomecánica, que es una ciencia de la rama de la bioingeniería y de la ingeniería biomédica encargada del estudio, análisis y descripción del movimiento del cuerpo humano, además de examinar las fuerzas en función de la estructura biológica y los efectos producidos por otras fuerzas («Biomecánica | Qué es, qué estudia, cuál es su objetivo e importancia»).

El objetivo del presente proyecto es estudiar las propiedades del callo óseo generado debido a la distracción osteogénica en el metatarso de varias ovejas que sufren osteoporosis mediante técnicas numéricas. Concretamente, el procedimiento es el siguiente: la oveja en estudio es sometida a un proceso de inducción de osteoporosis durante treinta semanas. Teniendo en sus extremidades el nivel de osteoporosis deseado, en una de ellas se realiza la distracción osteogénica mencionada anteriormente. Tras un número determinado de días a partir de la cirugía, se realiza una tomografía computarizada (TAC) al metatarso en estudio. Obtenido el TAC, se procede a obtener sus propiedades a través de técnicas numéricas posteriores, que serán detallados en el presente trabajo.

1.1 Estado del arte y motivación

La osteoporosis es una enfermedad esquelética sistémica que se caracteriza por una baja densidad mineral ósea y el deterioro de la arquitectura ósea, provocando la consecuente disminución de la resistencia ósea y una mayor susceptibilidad a las fracturas (Klibanski et al. 2001). Esta enfermedad se manifiesta clínicamente mediante una fractura debido a una mayor fragilidad. La prevención primaria de fracturas no está bien cubierta, demostrado porque aproximadamente el 80- 90% de los adultos no reciben un tratamiento adecuado de esta enfermedad, incluso en el ámbito de la prevención secundaria [6, 7]. Por tanto, todavía es mejorable el conocimiento acerca del tratamiento óptimo de la osteoporosis en el ámbito de la prevención secundaria (Binkley et al. 2017). Uno de los tipos de pacientes con mayor riesgo de sufrir osteoporosis son las mujeres posmenopáusicas. En el año 2010, según el criterio de diagnóstico de la Organización Mundial de la Salud (OMS), fue estimado que 22 millones de mujeres y 5,5 millones de hombres en la Unión Europea sufrían osteoporosis. El número de fracturas ese año se estimó en 3,5 millones, correspondiendo el 67% a mujeres. Para el año 2025, a causa de la mayor demografía, el número de fracturas se estima que aumentará a 4,5 millones, es decir, un aumento del 28%. A pesar de no tener el tratamiento óptimo, existen diversos tratamientos que ayudan a llevar una vida mejor con la osteoporosis. En el caso de la osteoporosis posmenopáusica, las medidas van desde cambiar el estilo de vida y/o adoptar medidas dietéticas, como es el caso de incluir una ingesta diaria de entre 800 y 1200 mg de calcio, hasta intervenciones farmacológicas, entre las que se encuentran los bifosfonatos orales y los intravenosos (Hernlund et al. 2013).

Uno de los caminos a seguir a la hora de buscar el tratamiento óptimo para la osteoporosis es el estudio de las propiedades mecánicas del callo óseo generado entre dos fragmentos de hueso, ya sea por una osteotomía realizada, aplicándose la técnica de distracción osteogénica, o por una fractura, en el caso que dichos fragmentos presenten dicha enfermedad. Hasta ahora, se han estudiado las propiedades mecánicas del callo de distracción tanto *ex vivo* (Floerkemeier et al. 2010; Ohyama et al. 1994) como *in vivo* (Mora-Macías, Reina-Romo y Domínguez 2015; Mora-Macías, Reina-Romo, López-Pliego, et al. 2015; Mora-Macías, Reina-Romo, Morgaz, et al. 2015; Aarnes et al. 2005; Dwyer et al. 1996) en huesos sin osteoporosis. Los métodos actuales para

determinar las propiedades mecánicas de los callos son subjetivos y tienen limitaciones. Por ejemplo, las radiografías y exámenes clínicos manuales han demostrado ser inexactos, no pudiendo aportar la suficiente información cuantitativa. Métodos no invasivos como la resonancia magnética de alta resolución (Liu et al. 2010), ultrasonido cuantitativo (Raum et al. 2005) y las imágenes de TAC han sido utilizados para un posterior análisis aplicando el método de los elementos finitos (MEF) (Shefelbine et al. 2005a). Este método, a partir del TAC, se aplica para obtener una estimación de la rigidez de una muestra de tejido óseo a partir de un modelo de elementos finitos tridimensional aplicando las propiedades de los materiales obtenidos en la literatura según el nivel de escala de grises del mencionado TAC. Anteriormente, este método fue aplicado en tejido óseo maduro (Cattaneo, Dalstra y Frich 2001; Gupta et al. 2004), huesos reconstruidos (Taddei et al. 2003), hueso trabecular (Müller y Rügsegger 1995; van Rietbergen et al. 1995), hueso osteoporótico (Newitt et al. 2002) y callo de fractura (Mora-Macías et al. 2019; Shefelbine et al. 2005b). Se demostró en 2019 gracias a Mora-Macías et al. (Mora-Macías et al. 2019) que el mejor método para asignar propiedades mecánicas a partir de un TAC es la segmentación mediante Hounsfield units (HU), que es a partir del nivel de grises. Sin embargo, en ese estudio también se realizó el método de segmentación manual, que será el aplicado en este trabajo.

La distracción osteogénica ha avanzado mucho desde que, en 1905, Covidilla (Covidilla y Brand 2008) realizara por primera vez el alargamiento de extremidades mediante tracción esquelética externa tras una osteotomía oblicua de fémur. Ilizarov, cirujano ruso, posteriormente, fue quien tuvo una mayor repercusión desarrollando un aparato de fijación ósea para aplicar dicha técnica de alargamiento y transporte óseo, entre otros tratamientos (Ilizarov 1988; 1989; 1989; 1995). Actualmente existen diversos métodos para la distracción osteogénica además del aportado por Ilizarov, que es el uso de un fijador circular, como son el alargamiento sobre placa o mediante clavos intramedulares (Barakat et al. 2020). Esta técnica puede tener dos enfoques: un enfoque clínico, en el que se aplica debido a afecciones como no- uniones óseas o igualar la longitud de dos extremidades, entre otras; y un enfoque estético, que es para alargar extremidades solo por una cuestión estética del paciente, como es aumentar de altura varios centímetros.

1.2 Objetivos

El presente trabajo tiene marcados los siguientes objetivos:

1. Segmentación de las imágenes médicas recibidas para poder realizar posteriormente el modelo de elementos finitos.
2. Determinación de la evolución temporal en fase de consolidación de la rigidez axial del callo óseo mediante métodos numéricos.
3. Comparación de los resultados obtenidos del proceso de transporte óseo y los resultados extraídos de la literatura acerca de las propiedades mecánicas del callo óseo.

1.3 Estructura del documento

La estructura del documento es la siguiente:

1. **Exposición de antecedentes biológicos de la distracción osteogénica:** se expondrán aspectos como la fisiología del tejido conectivo, fases de la distracción osteogénica, historia del alargamiento de miembros, aplicaciones clínicas de la distracción osteogénica, sus ventajas e inconvenientes y factores biomecánicos que afectan a la regeneración ósea.
2. **Metodología aplicada para la obtención de resultados:** se explicarán los procedimientos realizados con su correspondiente *software*, así como cálculos posteriores.
3. **Exposición de resultados obtenidos:** se expondrán los resultados obtenidos tras los cálculos y simulaciones realizadas.
4. **Discusión y comparación de resultados:** se compararán estos resultados con los de la literatura para dar validez a estos. Además, se detallarán las líneas futuras del trabajo.
5. **Anexo A:** explicación detallada del procedimiento realizado en el *software* de segmentación *Avizo*.

6. **Anexo B:** explicación detallada del procedimiento realizado en el *software* de modelado CAD *Ansys SpaceClaim*.
7. **Anexo C:** explicación detallada del procedimiento realizado en el *software* de MEF *Ansys Workbench*.

2 ANTECEDENTES BIOLÓGICOS DE LA DISTRACCIÓN OSTEOGÉNICA

La distracción osteogénica es una tecnología de ingeniería de tejidos óseos que utiliza la capacidad regenerativa inherente del hueso para reconstruir o alargar tejidos óseos (Hamdy, Rendon y Tabrizian 2012). En esta, inicialmente se realiza una osteotomía en el hueso que debe alargarse. Tras un breve período de latencia, se utiliza un distractor para distraer los extremos óseos a una velocidad y frecuencia adecuadas para, mientras, producir la regeneración de hueso nuevo natural en el hueco de la distracción, lo que define el período de distracción. Por último, se da el período de consolidación, en el que se mineraliza y remodela el hueso nuevo (Ilizarov 1989b; 1989a). Esta técnica de reconstrucción de defectos óseos es superior a otras técnicas utilizadas debido a que en esta no se requiere el trasplante de tejido óseo (Yang et al. 2022).

De esta manera, en el presente capítulo se va a exponer el fundamento teórico para poder comprender el método utilizado en el proyecto. Así, se procederá a enumerar y definir los distintos tipos de tejido conectivo, las distintas fases de la distracción osteogénica, la historia que ha llevado al actual procedimiento de distracción osteogénica, teniendo al médico soviético Gavriil Ilizarov como gran protagonista, las ventajas e inconvenientes de su aplicación, aplicaciones clínicas y factores biomecánicos a tener en cuenta en el mencionado proceso.

2.1. Fisiología del tejido conectivo

El tejido conectivo es el conjunto de tejidos del cuerpo que conectan, sostienen y ayudan a unir a otros tejidos (P. Kamrani, G. Marston y A. Jan 2019). Este es el tipo de tejido más abundante y ampliamente distribuido. Sus principales funciones son la de proteger, hacer de soporte de órganos y células, unir entre sí otros tejidos corporales, transporte de nutrientes y desechos, almacenamiento de grasa y reparación de tejidos dañados (Elaine 2008). Este tejido está formado por células y matriz extracelular, que es la que comprende a la sustancia fundamental y a las fibras inmersas en ella. En un adulto, se puede dividir en dos variedades: el tejido conectivo propiamente dicho y el tejido conectivo especializado, que corresponde a los tejidos adiposo, cartilaginoso, óseo, linfoide y la sangre (Lara et al. 2017). En este apartado se expondrán las características de los tejidos óseo, cartilaginoso, fibroso y de granulación.

2.1.1 Tejido óseo

El tejido óseo está compuesto por células óseas situadas en cavidades llamadas *lacunae* y rodeadas por capas de una matriz muy dura que contiene sales de calcio, además de un gran número de fibras de colágeno. Las funciones de este tejido son: formar la estructura interna del cuerpo, alojar y proteger órganos blandos, aportar el movimiento del cuerpo a través de los tendones que los unen a los músculos, almacenar minerales como calcio y fósforo y formar células sanguíneas (Elaine 2008).

Para el presente proyecto, una característica muy relevante del hueso es su capacidad de remodelación. A nivel microscópico, el tejido óseo es extremadamente dinámico. La capacidad del hueso para soportar las cargas que se le imponen en la vida cotidiana depende de la constante reparación de microdaños mecánicos que se desarrollan tanto en el hueso esponjoso (también denominado trabecular) como en el hueso compacto (conocido también comúnmente como cortical), que forman parte de la estructura del hueso (Eriksen 2010).

2.1.1.1 Clasificación de los huesos

Los huesos se pueden clasificar, según su forma, en cuatro tipos:

- **Huesos largos:** una dimensión mucho mayor que las otras dos, como la tibia.

- **Huesos cortos:** suelen tener forma de cubo, como la rótula.
- **Huesos planos:** dos dimensiones mucho mayores que la tercera, caso propio del cráneo o el esternón.
- **Huesos irregulares:** son el resto (caso de las vértebras y huesos de la cadera) (Elaine 2008).

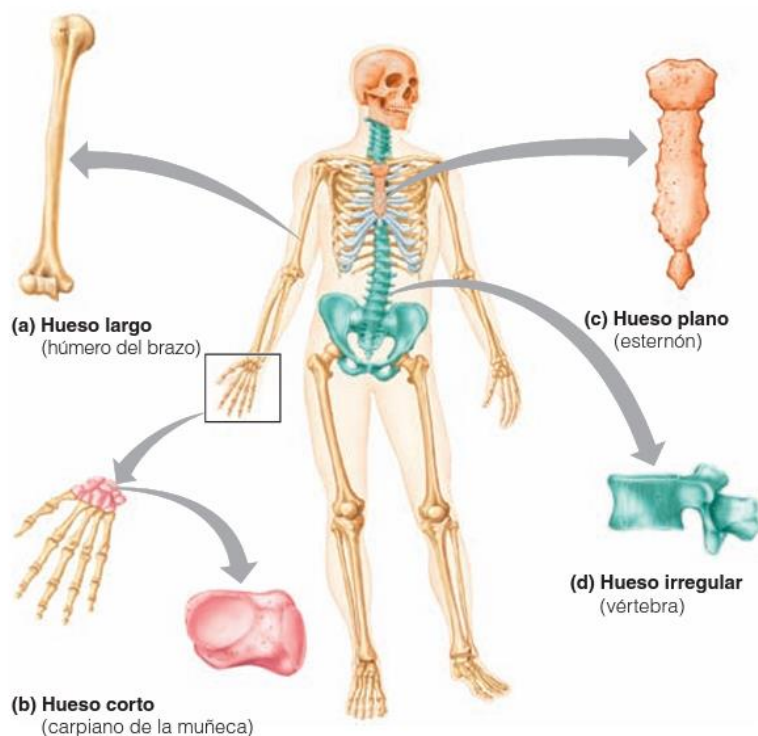


Figura 1: Clasificación de los huesos según su forma (Elaine 2008).

2.1.1.2 Estructura de los huesos largos

En este subapartado se expondrá la estructura de los huesos largos, que son aquellos a los que afectan este trabajo.

2.1.1.2.1 Anatomía general

Las distintas partes del hueso largo son las siguientes:

- **Diáfisis:** consta de hueso compacto y es la mayor parte de la longitud del hueso.
- **Periostio:** membrana de tejido conectivo fibroso que cubre y protege la diáfisis.
- **Fibras perforantes o de Sharpey:** fibras de tejido conectivo que sujetan el periostio al hueso adyacente.
- **Epífisis:** son las terminaciones del hueso largo. Tiene una fina capa de hueso cortical que aloja una zona llena de hueso trabecular. Su superficie externa está cubierta por el cartílago articular en vez del periostio.
- **Línea epifisaria:** es un remanente de la placa epifisaria, que es una placa plana de cartílago que se ve en un hueso joven en crecimiento y provoca el crecimiento longitudinal del hueso.
- **Cavidad medular o de tuétano amarillo:** es la cavidad de la diáfisis y es una zona de almacenamiento de tejido adiposo.
- **Marcas óseas:** revelan el lugar en que se unen los músculos, tendones y ligamentos y por donde pasan los vasos sanguíneos y los nervios. Estas pueden ser de dos tipos: proyecciones o depresiones (Elaine 2008).

En la figura siguiente se muestra:

- Vista anterior con un corte longitudinal en el extremo proximal.
- Vista tridimensional en forma de cuña del hueso trabecular y del hueso cortical de la epífisis.
- Sección transversal de la diáfisis.

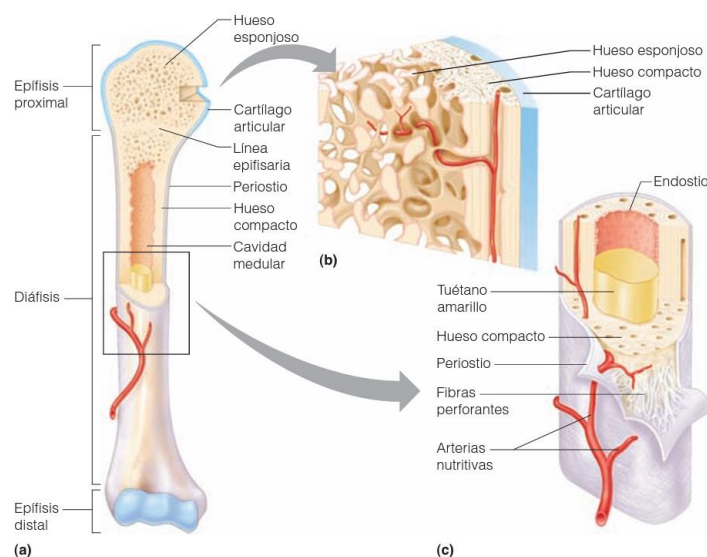


Figura 2: Estructura de un hueso largo (húmero) (Elaine 2008).

2.1.1.2.2 Anatomía microscópica

El hueso cortical a nivel microscópico tiene una estructura muy compleja, ya que está lleno de unos conductos por donde pasan los nervios y vasos sanguíneos, entre otros, que proporcionan nutrientes a las células óseas vivas y también son una vía para la eliminación de desechos. Los osteocitos, que son las células óseas maduras, se sitúan dentro de la matriz en las lagunas, unas cavidades diminutas. Estas se organizan en círculos concéntricos llamados laminillas en torno a los canales de Havers (o canales centrales). Así, cada conjunto de anillos de canal de Havers y de matriz se denomina osteón o sistema de Havers. Estos canales centrales recorren la matriz ósea longitudinalmente para dirigir los vasos sanguíneos y los nervios a todas las regiones del hueso. Los canalículos, que son los canales diminutos, son ramificaciones desde los canales centrales hacia todas las lagunas. Estos son los encargados de transportar los nutrientes hacia las células óseas a través de la matriz ósea dura. Los canales de comunicación desde el exterior del hueso hacia su interior se denominan canales perforantes o de Volkmann (Elaine 2008).

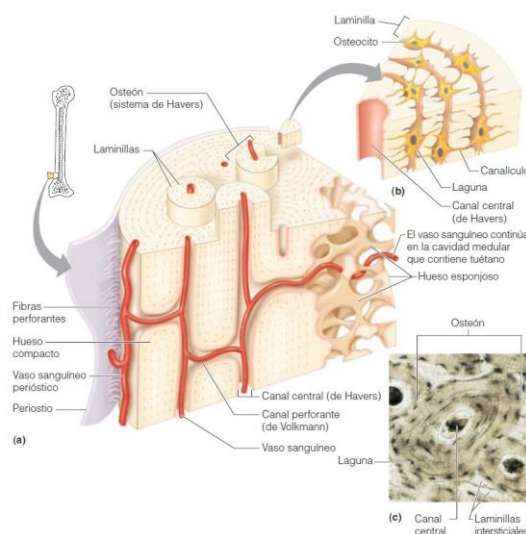


Figura 3: Estructura microscópica del hueso compacto (Elaine 2008).

El hueso, a nivel microscópico, se puede clasificar en tres categorías según su nivel de tejido:

- **Hueso primario o lamelar:** puede existir tanto en el cortical como en el trabecular. Su función es la de

reemplazar una estructura ya existente, que puede ser tejido óseo inmaduro depositado previamente o un modelo cartilaginoso.

- **Hueso secundario:** encargado de reemplazar al hueso primario, sólo se deposita durante la remodelación.
- **Tejido óseo inmaduro o *woven bone*:** es generado en procesos biológicos donde el nuevo tejido óseo tiene que extenderse a zonas sin hueso y puede depositarse sin una membrana, hueso o modelo cartilaginoso preexistente. Este puede encontrarse en un callo óseo de fractura y en zonas que experimentan una osificación endocondral activa. Aparece durante la osificación del callo de distracción. Sigue una estructura ósea esponjosa, siendo trabéculas que rodean espacios de tejido blando. Estas trabéculas se generan rápidamente como una disposición desorganizada de fibras de colágeno y osteocitos, provocando dicha desorganización la disminución de propiedades mecánicas respecto al hueso primario y secundario. Así, su principal misión es dar un soporte mecánico temporal y rápido (Mora-Macías 2016).

2.1.1.3 Células del hueso

Las células óseas se clasifican en cuatro tipos:

2.1.1.3.1 Osteoblastos

Este tipo de células derivan de células madre mesenquimales. Son células cúbicas y mononucleadas que se encuentran a lo largo de la superficie ósea, comprendiendo entre el 4 y el 6% del total de las células óseas. Se encargan del fenómeno de formación en la remodelación ósea, es decir, forman el hueso. Al ser células polarizadas, los osteoblastos secretan el osteoide hacia la matriz ósea, produciendo la formación de hueso.

Los osteoblastos maduros aparecen como una sola capa de células cúbicas. Algunos de estos osteoblastos muestran procesos citoplasmáticos hacia la matriz ósea y llegan a realizar los procesos de osteocitos. Así, en esta etapa, estas células pueden sufrir apoptosis, que es la muerte celular, convertirse en osteocitos o convertirse en células de borde (Florencio-Silva et al. 2015).

2.1.1.3.2 Osteoclastos

Los osteoclastos son células multinucleadas terminalmente diferenciadas originadas a partir de células mononucleadas. Se originan debido a varios factores, entre los que se incluyen el factor estimulante de colonias de macrófagos, secretado por células mesenquimales osteoprogenitoras y osteoblastos, y el ligando del receptor activador de factor nuclear κ B (RANKL), secretado por osteoblastos, osteocitos y células madre estromales. Cuando se unen el RANKL con el receptor RANK en los precursores de osteoclastos, se induce la formación de osteoclastos, dando lugar al fenómeno de reabsorción, eliminando tejido óseo. Para inhibir la generación de osteoclastos está otro factor denominado osteoprotegerina (OPG), que, uniéndose al RANKL, evita la generación de osteoclastos. Una vez realizada la reabsorción, sufren apoptosis.

La osteoporosis, entre otras, es una enfermedad ósea provocada por el aumento anormal de formación y actividad de los osteoclastos, donde la reabsorción es mayor que la formación de tejido óseo, provocando la disminución de densidad ósea y aumentando las fracturas óseas (Florencio-Silva et al. 2015).

2.1.1.3.3 Osteocitos

Ubicados dentro de las lagunas rodeadas por matriz ósea mineralizada, comprenden entre el 90 y 95% del total de las células óseas. Son las más longevas, con una vida útil de hasta 25 años. Proviene de una diferenciación de osteoblastos.

El cuerpo celular de los osteocitos se encuentra en el interior de las lagunas y sus procesos citoplasmáticos cruzan pequeños túneles que se originan en el espacio de la laguna, llamados canaliculos, formando el sistema lacuno-canalicular de los osteocitos. Dicho sistema es útil para la llegada de oxígeno y nutrientes a los osteocitos. Además, también sirve para transportar entre células pequeñas moléculas de señalización entre osteocitos, osteoblastos y células de borde (Florencio-Silva et al. 2015).

2.1.1.3.4 Células de borde

Son osteoblastos inactivos de forma plana que cubren las superficies óseas, donde no se producen los procesos de reabsorción ni formación ósea. Exhiben un perfil nuclear delgado y plano. Algunas de estas células muestran

procesos que se extienden hacia los canalículos, además de observarse uniones entre las células de borde adyacentes y entre estas y los osteocitos.

Estas células impiden la interacción directa entre los osteoclastos y la matriz ósea cuando no debería producirse la reabsorción ósea. También participan en la diferenciación de los osteoclastos, produciendo la osteoprotegerina y el RANKL. Por último, cabe destacar que este tipo de células es importante en la BMU, que es una estructura anatómica que se encuentra en el ciclo de remodelación ósea (Florencio-Silva et al. 2015).

2.1.1.4 Tipos de osificación

Los tipos de osificación son dos: osificación endocondral y osificación intramembranosa. Estos procesos empiezan con un precursor de tejido mesenquimatoso, pero la forma en la que se transforma en hueso es diferente.

2.1.1.4.1 Osificación intramembranosa

Este otro tipo de osificación implica la conversión directa del mesénquima al hueso. Empieza cuando las células mesenquimales derivadas de la cresta neural se diferencian en osteoblastos, que se agrupan formando un centro de osificación. Estos osteoblastos secretan osteoide para que se una al calcio y, de esta manera, endurecer la matriz ósea y atrapar los osteoblastos. Gracias a este atrapamiento, los osteoblastos se transforman en osteocitos.

Este tipo de osificación se puede resumir en cinco pasos:

1. Las células mesenquimales se diferencian en osteoblastos y se agrupan en centros de osificación.
2. Los osteoblastos quedan atrapados por el osteoide que secretan, transformándolos en osteocitos.
3. Formación de hueso trabecular y periostio.
4. El hueso cortical se forma sobre la superficie del hueso trabecular.
5. Los vasos sanguíneos forman la médula roja (Breeland, Sinkler y Menezes 2023).

2.1.1.4.2 Osificación endocondral

Este tipo de osificación implica la sustitución del cartílago hialino por hueso. Se da cuando las células mesenquimales derivadas del mesoderma se diferencian en condrocitos. Estos proliferan rápidamente y secretan una matriz extracelular para formar el modelo de cartílago para el hueso. Dicho modelo tiene cartílago hialino, que se asemeja a la forma del futuro hueso, y una membrana circundante denominada pericondrio. En este proceso, a la vez que el hueso reemplaza al cartílago en la diáfisis, el cartílago sigue proliferando en los extremos del hueso para aumentar la longitud de este. Estas áreas proliferativas se transforman en placas de crecimiento o epifisarias, que son las encargadas de aportar el crecimiento longitudinal de los huesos desde el nacimiento hasta la edad adulta temprana.

De forma resumida, los pasos para la osificación endocondral son:

1. Las células mesenquimales se diferencian en condrocitos y forman el modelo de cartílago para el hueso.
2. Los condrocitos cerca del centro del modelo de cartílago se hipertrofian y alteran el contenido de la matriz que secretan, lo que permite la mineralización.
3. Los condrocitos sufren apoptosis debido a una menor disponibilidad de nutrientes. Los vasos sanguíneos invaden y traen células osteogénicas.
4. El centro de osificación primario se forma en la región diafisaria del periostio llamado collar perióstico.
5. Los centros de osificación secundarios se desarrollan en la región epifisaria después del nacimiento (Breeland, Sinkler y Menezes 2023).

2.1.1.5 Composición del hueso

El hueso consta de componentes orgánicos e inorgánicos. El componente inorgánico es, principalmente, hidroxiapatita cristalina: $[\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2]_3\text{Ca}(\text{OH})_2$. El resto, componente orgánico, está compuesto por más de 30 proteínas, siendo el colágeno tipo I el más abundante (en torno al 90%), y el resto proteínas no colágenas. En referencia a los porcentajes en volumen, la composición del hueso se distribuye en:

- 40% componente inorgánico.
- 35% componente orgánico.
- 25% agua.

Ahora, en porcentaje en peso, la composición es la siguiente:

- 60% componente inorgánico.
- 30% componente orgánico.
- 10% agua (Marcus et al. 2007; Goswami 2016).

2.1.2 Tejido cartilaginoso

El tejido cartilaginoso es más flexible y blando que el hueso (Elaine 2008). Este tejido está formado por un sistema reticular denso de fibras colágenas y elásticas embebidas en condroitín sulfato, que es un componente gelatinoso de la sustancia fundamental. Sus células cuando este tejido es maduro se denominan condrocitos, que aparecen aislados o en grupos dentro de las lagunas en la matriz fundamental. El cartílago está rodeado de una membrana densa e irregular de tejido conectivo que se denomina pericondrio. Cabe destacar que el tejido cartilaginoso no contiene vasos sanguíneos ni nervios, excepto el pericondrio (Fernández-Tresguerres Hernández, López-Calderón Barreda y Villanúa Bernúes 2009).

Existen diversos tipos de tejido cartilaginoso. El más abundante es el cartílago hialino, con una gran cantidad de fibras de colágeno ocultas en una matriz gomosa con aspecto vítreo blanco-azulado, proporcionando soporte y flexibilidad en las articulaciones. Otros tipos son el fibrocartílago, con una alta capacidad de soportar la compresión, y el cartílago elástico, que forma las estructuras elásticas del cuerpo, como las orejas (Elaine 2008; Fernández-Tresguerres Hernández, López-Calderón Barreda y Villanúa Bernúes 2009).

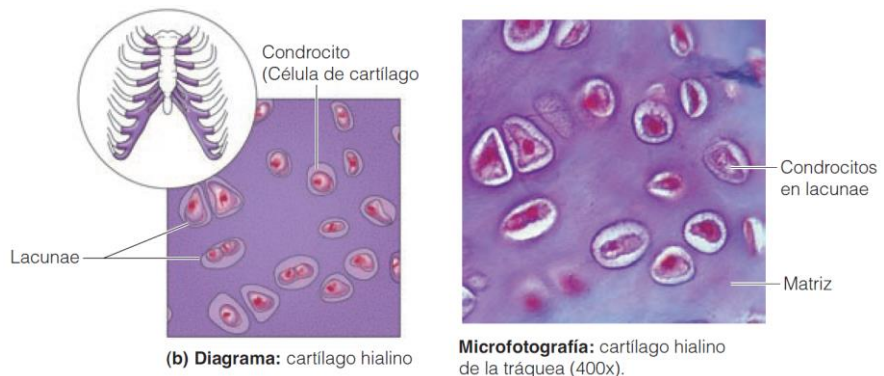


Figura 4: Cartílago hialino (Elaine 2008).

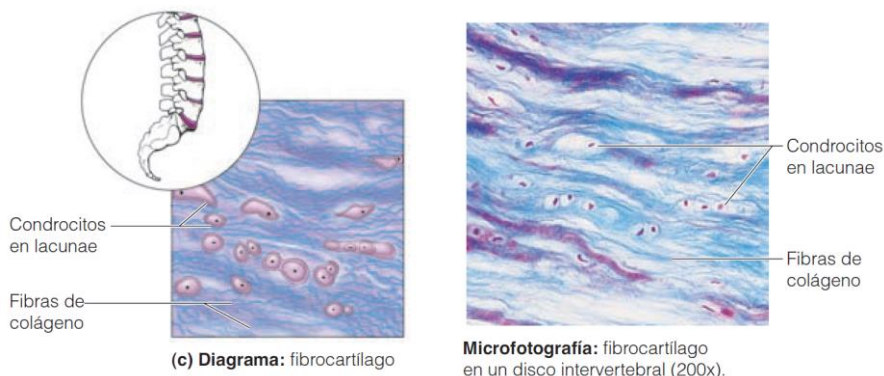


Figura 5: Fibrocartílago (Elaine 2008).

2.1.3 Tejido fibroso

También llamado tejido conectivo denso, el principal elemento de su matriz es fibra de colágeno. Entre estas fibras se encuentran apretadas filas de fibroblastos, que son células que fabrican fibra (Elaine 2008).

Existen tres tipos de tejido fibroso:

- **Tejido fibroso irregular:** las fibras colágenas forman una red tridimensional, aportándole resistencia en todas las direcciones.
- **Tejido fibroso regular:** en vez de tener resistencia en todas las direcciones, solo tienen en la dirección de la fuerza predominante. Esto es debido a que las fibras de colágeno están dispuestas en un patrón definido.
- **Tejido fibroso elástico:** las fibras presentes son fibras o láminas elásticas dispuestas en forma paralela (Fernández-Tresguerres Hernández, López-Calderón Barreda y Villanúa Bernúes 2009).

Este tipo de tejido forma estructuras resistentes con aspecto de cuerda, como son los tendones, que unen los músculos esqueléticos a los huesos, y los ligamentos, que conectan huesos entre sí en articulaciones. Los segundos tienen más fibras elásticas y mayor capacidad de alargamiento que los primeros. Además, el tejido conectivo denso se encuentra en forma de láminas en capas inferiores de la piel (Elaine 2008).



Figura 6: Tejido conectivo fibroso (Elaine 2008).

2.1.4 Tejido de granulación

Tejido rosado delicado formado en su mayoría por nuevos capilares que crecen en la zona dañada a partir de vasos sanguíneos cercanos que no están dañados. Además, este tipo de tejido contiene fagocitos, que terminan deshaciéndose del coágulo de sangre y de las células de tejido conectivo (fibroblastos) que sintetizan los componentes básicos de las fibras de colágeno (el tejido cicatricial) para cerrar el hueco de forma permanente (Elaine 2008).

Importante en el proceso de cicatrización de heridas, es un tejido conectivo nuevo y sus vasos sanguíneos microscópicos tienen tres funciones principales:

- **Inmune:** protege la superficie de la herida de la invasión microbiana y lesiones adicionales.
- **Proliferativo:** llena la herida desde su base con nuevo tejido y vasculatura.
- **Tapón temporal:** reemplaza el tejido necrótico hasta su sustitución por tejido cicatricial (Demidova-Rice, Hamblin y Herman 2012; Guo y DiPietro 2010).

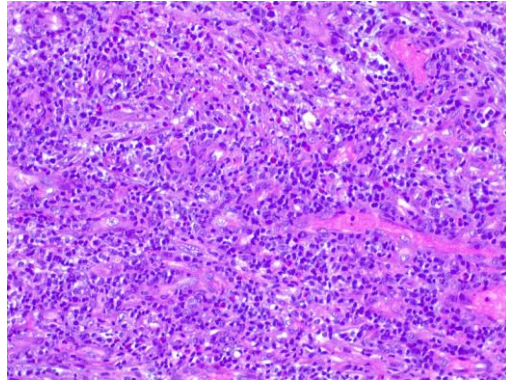


Figura 7: Tejido de granulación en granuloma piógeno preexistente (Alhaji, Bansal y Goyal 2022).

2.2. Fases de la distracción osteogénica

La distracción osteogénica está compuesta por cinco fases: osteotomía, latencia, distracción, consolidación y remodelación.

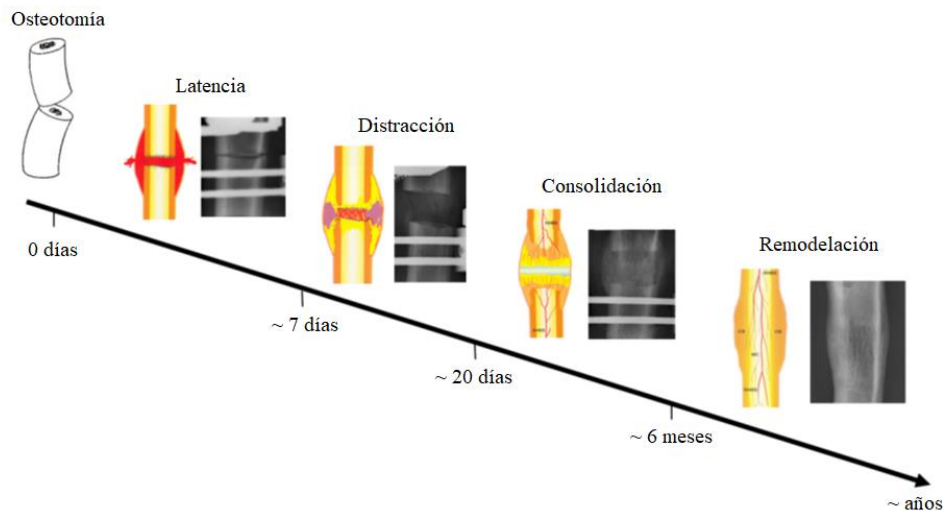


Figura 8: Fases de la distracción osteogénica (Mora-Macías 2016).

2.2.1 Osteotomía

La osteotomía es una técnica de separación de huesos mediante un corte transversal realizado en cirugía, provocando la discontinuidad y perdiendo la integridad mecánica. Se utiliza para inducir una separación de los fragmentos óseos, donde previamente se ha colocado el distractor o fijador externo que estabiliza la brecha realizada.

2.2.2 Período de latencia

Inmediatamente después de la osteotomía, donde se realizó esta se forma un hematoma y se producen respuestas inflamatorias con la acumulación e infiltración de diferentes células inmunes (Alman, Kelley y Nam 2011). Tras esta respuesta inflamatoria y los procesos de regeneración preliminar, en el lugar de la osteotomía se forma un callo blando con células inflamatorias, fibroblastos, células precursoras osteogénicas, colágeno, matriz de fibrina y capilares en expansión (Alshahrani 2018).

El período de latencia debe ser adecuado debido a que para posteriores regeneraciones ósea exitosas es de vital importancia la correcta formación de estos callos blandos. Dicho período, en el que el aparato distractor no está activo, puede prolongarse desde las 24 horas hasta los, aproximadamente, 7 días tras la cirugía, dependiendo de dónde haya sido realizada (Yang et al. 2022; Brody-Camp y Winters 2023).

2.2.3 Distracción ósea

Durante la distracción ósea, se comienza a aplicar el uso del distractor para estirar continuamente los extremos de la osteotomía a una velocidad fija y adecuada. Así, el callo de cartílago formado en la latencia se absorbe y la migración de nuevos vasos sanguíneos hacia la parte central del espacio de distracción es muy alta. Además de esto, varias células madre multipotentes se infiltran, proliferan y se diferencian con osificación intramembranosa con la intención de generar tejido óseo inmaduro. Partes del hueso en los extremos del espacio de la osteotomía se mineralizan y remodelan (Ernst y Adolphs 2020; Choi et al. 2002; Dhaliwal, Kunchur y Farhadieh 2016).

Este período dura desde días a semanas, activándose el dispositivo de distracción una o dos veces al día. Así se llega al alargamiento deseado, con un grado de sobrecorrección para compensar alguna recaída (Brody-Camp y Winters 2023).

2.2.4 Consolidación ósea

Cuando se alcanza la duración determinada de distracción, esta se detiene. En ese punto, el hueso nuevo en el espacio de distracción comprende la zona central no mineralizada, la zona de tejido mineralizado primario adyacente y la zona trenzada de remodelación periférica [56, 57].

El período de consolidación fusiona la zona central no mineralizada y completa la mineralización y posterior remodelación del hueso nuevo (Yang et al. 2022).

2.2.5 Remodelación ósea

En torno a partir de los seis meses, ya durante la remodelación ósea, el hueso recién formado sufre su carga funcional. La actividad ósea celular se centra en la reorganización de la estructura ósea del callo para obtener la forma y propiedades mecánicas del hueso inicial. Cabe destacar que, realmente, la remodelación ósea se da al acabar el período de distracción y está presente en el período de consolidación (Murray y Fitch 1996).

2.3. Historia del alargamiento de miembros

Para referirse a la evolución de la distracción osteogénica ósea, será necesario repasar la historia del desarrollo y mejora de la tracción esquelética, la fijación del segmento óseo y las técnicas de osteotomía [58–60]. Existen referencias a la manipulación mecánica de fragmentos óseos de hace más de 2000 años, cuando Hipócrates describió la colocación de las fuerzas de tracción en huesos rotos. Utilizó un aparato que consistía en dos anillos de cuero egipcio que estaban conectados por cuatro varillas ligeramente dobladas hechas del árbol cornejo (Cherkashin 1998). Así, la tensión aplicada a los segmentos óseos fue controlada por la cantidad de flexión de las varillas (Peltier 1990). Guy de Chauliac, en el siglo XIV, fue quien provocó la aparición de la tracción continua para fracturas óseas (Peltier 1968). Aplicó tracción con un sistema de poleas que consistía en un peso unido a la pierna por una cuerda. El peso se suspendió sobre una polea para crear tensión (Cherkashin 1998).

El primero en realizar una osteotomía fue J.R. Barton, en 1826. A través de una corta incisión lateral con una pequeña sierra, Barton dividió el fémur anquilosado a nivel del trocánter menor (Figura 11) para producir una pseudoartrosis (Barton 1827). Por otro lado, el primero en realizar una osteotomía subcutánea fue Macewen, en 1880, quien diseñó un nuevo instrumento para la división ósea: el osteotomo.

La fijación esquelética externa fue iniciada por Joseph Malgaigne a mediados del siglo XIX, cuando construyó el aparato mostrado en la Figura 12. Este era útil para la fijación externa de fracturas rotulianas transversales desplazadas. Este fue el primer dispositivo unido directamente al hueso, permitiendo así la transmisión directa de una fuerza mecánica al esqueleto (Cherkashin 1998).



Figura 9: Técnica de reducción de fracturas y dispositivo de fijación externa de Hipócrates (Cherkashin 1998).

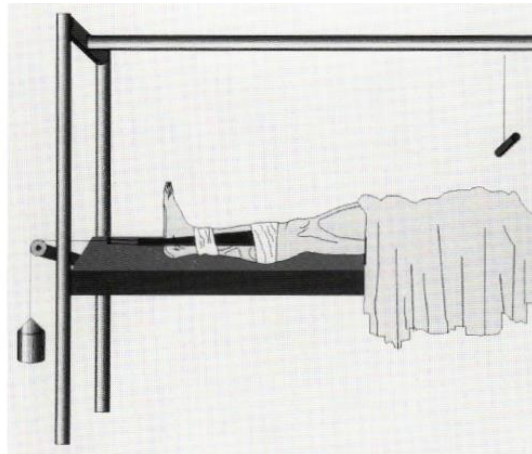


Figura 10: Sistema de poleas de Guy de Chauliac para la aplicación de tracción continua para tratar fracturas femorales (Cherkashin 1998).

En 1905, Alessandro Covidilla realizó por primera vez el alargamiento de las extremidades mediante tracción esquelética externa después de una osteotomía oblicua del fémur. Su dispositivo utilizaba un molde de yeso tradicional que se colocaba en la pierna y se cortaba por la mitad al nivel de la osteotomía. La parte proximal del yeso se sujetó a un marco externo estacionario, y la parte distal del yeso se conectó a un alfiler insertado a través del calcáneo. El alargamiento se logró mediante tracción esquelética aplicada al pasador transcalcáneo y repetida tantas veces como fuera necesario para lograr el resultado (Cherkashin 1998). Más tarde, en 1908, Paul Magnuson reconoció el potencial biológico del endostio y el periostio basándose en sus estudios experimentales en perros. Magnuson propuso una división longitudinal del periostio seguida de una osteotomía en forma de Z realizada mediante la conexión de orificios preperforados con tal de maximizar la superficie ósea en el alargamiento de extremidades (Magnuson 1913). Ombrédanne sugirió además que los procedimientos de alargamiento de extremidades se realizaran lenta y gradualmente (Ombredanne 1913).



Figura 11: Técnica de osteotomía correctiva de John Barton para el tratamiento de la anquilosis de cadera (Cherkashin 1998).

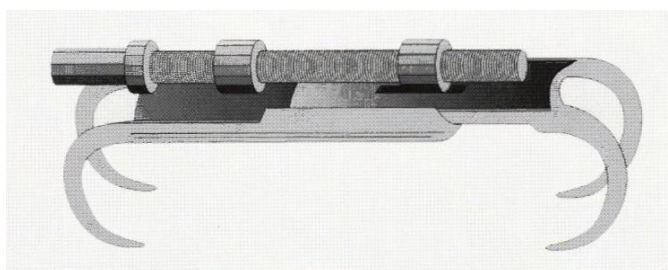


Figura 12: Abrazadera esquelética externa de Joseph Malgaigne con ganchos dobles para fijación compresiva de fracturas rotulianas desplazadas (Cherkashin 1998).

En la siguiente figura, se muestra el osteotón, que es un fijador unilateral para el alargamiento femoral. Fue diseñado por Vittorio Putti en 1921 y consistía en dos clavijas unidas a los fragmentos óseos proximales y distales y conectadas entre sí por un tubo telescópico. Además, portaba un mecanismo de resorte especial para controlar las fuerzas de tracción (Cherkashin 1998).

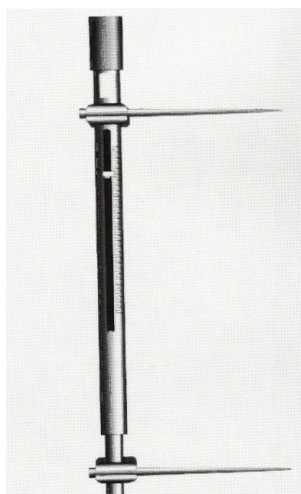


Figura 13: Osteotón de Vittorio Putti, un fijador unilateral capaz de controlar la fuerza de tracción durante el alargamiento femoral (Cherkashin 1998).

Años más tarde, en 1927, Leroy Abbott utilizó una osteotomía en forma de U junto con clavos unidos al marco a ambos lados de la extremidad, mostrada en la siguiente imagen (Cherkashin 1998).

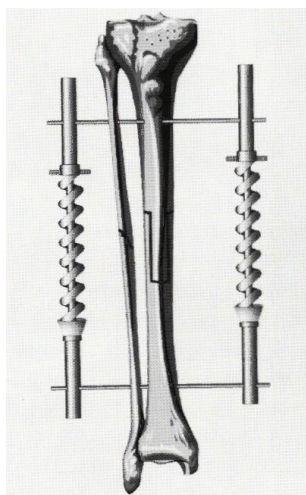


Figura 14: Técnica de osteotomía de Leroy Abbot y fijador esquelético externo bilateral para el alargamiento tibial (Cherkashin 1998).

Abbot sugirió en su artículo publicado en el año mencionado que el alargamiento de la pierna comenzara de 7 a 10 días después de la osteotomía, cuando la hinchazón ya haya desaparecido (Abbott 1927). Más tarde, junto a Saunders, en 1939, recomendó limitar la cantidad total de alargamiento de las extremidades a 5 cm, con una velocidad diaria no superior a 3 mm (Abbott, M Saunders y Francisco 1939).

Una nueva técnica de osteotomía fue descrita en 1932 por Edward Haboush y Harry Finkelstein (Cherkashin 1998). Esta consistía en incidir el periostio lejos del nivel de separación ósea quirúrgica, haciendo que el hueso nuevo se formara más rápidamente dentro de la manga perióstica intacta (Haboush y Finkelstein 1932).

En 1938, David Bosworth fue el primero en usar el término distracción esquelética (ósea) en la literatura (Cherkashin 1998). Sugirió que ni el nivel ni el número de osteotomías hacían una diferencia en el resultado final del alargamiento (Bosworth 1938).

La distracción osteogénica fue rápidamente adoptada por cirujanos de todo el mundo como una técnica para el alargamiento de las extremidades, y poco después, se recogieron grandes series clínicas de pacientes tratados con este procedimiento. Aparecieron resúmenes que informaban sobre el éxito y las complicaciones durante el alargamiento de las extremidades. Las complicaciones incluyeron problemas asociados con los huesos, como retraso en la cicatrización, falta de unión, deformidades y fracturas después de la extracción del marco, y problemas asociados con los tejidos blandos debido al estiramiento excesivo, incluida la parálisis nerviosa y la contractura articular [71, 72]. Estos problemas impidieron la aceptación generalizada de la distracción osteogénica. Fueron requeridas mejoras adicionales en la técnica de osteotomía, el protocolo de distracción y el diseño de los aparatos (Cherkashin 1998).

En 1948, F.G. Allan había realizado sus estudios respecto al alargamiento de extremidades. Realizó una osteotomía relativamente no traumática, rompiendo el hueso después de hacer una división parcial de la corteza opuesta con un cincel (Allan 1948). Su fijador fijaba los fragmentos óseos con agujas de Kirschner en varios planos, proporcionando más estabilidad en la fijación, produciendo una fijación progresiva controlada a un ritmo de 1,6 mm/día (Allan 1951).



Figura 15: Radiografía de agujas de Kirschner colocadas en la tibia («epifisiolisis agujas Kirschner»).

En 1952, W. V. Anderson introdujo un procedimiento que utilizaba una división subcutánea del hueso (Cherkashin 1998). Su técnica de osteotomía, mostrada en la figura siguiente, incluyó la perforación de agujeros en el hueso cortical a través de una incisión perióstica muy pequeña, seguida de osteoclasis cerrada transversal, preservando así los tejidos blandos circundantes (WV. Anderson 1952; Coleman y Noonan 1967). Bun'Ichiro Kawamura modificó aún más la técnica de Anderson dividiendo la corteza ósea solo después de la elevación circunferencial subcutánea "en forma de tubo" del periostio a través de una pequeña incisión en la piel (Kawamura et al. 1968; Kawamura, Hosono y Takahashi 1981).

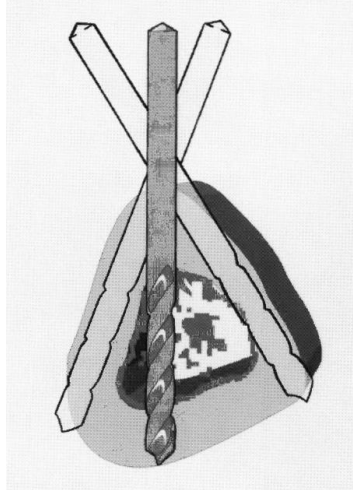


Figura 16: Técnica de osteotomía subcutánea de W.V. Anderson con orificios preperforados y osteoclasis transversal (Cherkashin 1998).

El cirujano ruso Gavriil Ilizarov contribuyó de manera significativa en el desarrollo de la distracción osteogénica [29–32]. Este cirujano diseñó un aparato para la fijación ósea que consistía en dos anillos de metal unidos entre sí a través de tres o cuatro varillas roscadas, de manera que cada fragmento óseo estaba asegurado a los anillos por dos delgados cables tensados introducidos en el hueso en ángulo recto entre sí, como se puede ver en la siguiente (Cherkashin 1998):

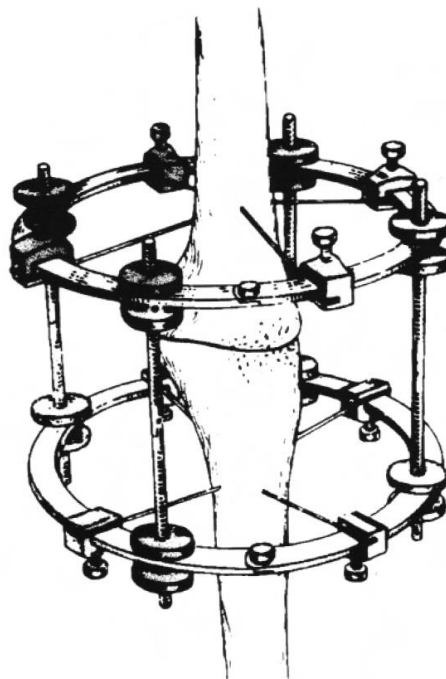


Figura 17: Fijador externo de G.A. Ilizarov con cables tensados cruzados asegurados a los anillos (Cherkashin 1998).

Las ventajas de esta técnica sobre otras son:

- Fijación estable, pero no rígida, proporcionando micromovimiento axial de segmentos óseos y permitir

la carga de peso de la extremidad con función fisiológica.

- Control total sobre la manipulación de segmentos óseos independientemente de su tamaño, forma o ubicación anatómica (Cherkashin 1998).

Posteriormente, Ilizarov desarrolló una técnica de osteotomía subperióstica percutánea de baja energía, denominada corticotomía. Dividió dos tercios de la corteza ósea con un osteotomo y completó la corticotomía mediante osteoclasia rotacional, provocando así un trauma mínimo en el periostio y la médula ósea. Su protocolo de alargamiento utilizó un período de latencia de 5 a 7 días seguido de una distracción de 1 mm por día realizada en 4 incrementos de 0,25 mm (Cherkashin 1998).

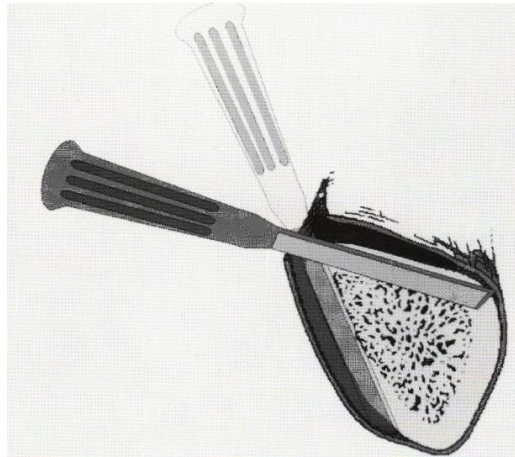


Figura 18: Técnica de corticotomía subperióstica de baja energía de G.A. Ilizarov (Cherkashin 1998).

Ilizarov descubrió dos principios biológicos de la distracción osteogénica que se conocieron como “efectos Ilizarov”. Estos son:

- El efecto tracción- tensión en la génesis y el crecimiento de los tejidos, lo que sugiere que la tracción gradual en el tejido vivo crea tensión que puede estimular y mantener la regeneración y el crecimiento activo.
- La influencia del suministro de sangre y la carga en la forma de los huesos y las articulaciones, haciendo referencia a la dependencia de la forma y masa de huesos y articulaciones de la interacción entre la carga mecánica y el suministro de sangre (Cherkashin 1998).

Además de estos efectos, Ilizarov determinó, a partir de distintos estudios experimentales, los parámetros necesarios para aplicar de manera exitosa en la práctica clínica los principios biológicos mencionados. Su serie clásica de experimentos con perros se centró en los mecanismos de distracción osteogénica y los parámetros óptimos para la formación de hueso nuevo (Frankel, Gold y Golyakhovsky 1988; Shevtsov 1997).

- **Primera serie de experimentos:** determinación del efecto de la estabilidad de la fijación de fragmentos óseos en la distracción generada. Se obtuvo que la fijación externa circular estable generaba la formación directa de hueso intermembranoso en la brecha de distracción.
- **Segunda serie de experimentos:** determinación de la importancia relativa de la preservación de los tejidos osteogénicos durante la osteotomía. Así, se demostró que el periostio, la médula ósea y la arteria nutricia son igualmente importantes para la formación de hueso nuevo.
- **Tercera serie de experimentos:** investigación del efecto de la dirección de distracción en la orientación de los tejidos recién formados. Ilizarov encontró que la regeneración dentro de la brecha de distracción siempre se formó a lo largo del eje de tracción aplicada.
- **Cuarta serie de experimentos:** estudio de la influencia de la velocidad y ritmo de distracción en formación de la regeneración ósea. Se demostró que las tasas más frecuentes de distracción condujeron a una formación de regeneración más favorable, causando menos problemas en tejidos blandos.
- **Quinta serie de experimentos:** Análisis de relación entre suministro de sangre y carga mecánica y su influencia en las formas de huesos y articulaciones. Esta serie sugirió que el suministro de sangre y la

carga mecánica tienen una influencia significativa en la forma y la masa del hueso resultante. Por lo tanto, para mantener la función, el suministro de sangre debe ser proporcional a la carga mecánica (Cherkashin 1998).

En 1981, en Italia se formó la Asociación para el Estudio y Aplicación de los Métodos de Ilizarov, conocida como ASAMI. Desde Italia, el método Ilizarov llegó a los Estados Unidos a través de Dror Paley, Victor Frankel y Stuart Green, quienes organizaron la primera reunión de Ilizarov en Nueva York en 1988. Un año más tarde se formó ASAMI North America. Finalmente, en 1996, se creó ASAMI International para fomentar el intercambio de conocimientos sobre diferentes aspectos de la distracción gradual (Cherkashin 1998).

2.4. Aplicaciones clínicas de la distracción osteogénica

Las aplicaciones más destacadas de la distracción osteogénica en huesos largos son las siguientes: transporte óseo, alargamiento de extremidades, artrodiastasis, reconstrucción de pies, alargamiento, ensanchamiento y transporte óseo mandibular, distracción del ligamento periodontal y distracción craneal (Mora-Macías 2016).

2.4.1 Transporte óseo

En huesos largos, los defectos segmentarios pueden ser a causa de traumatismos, pseudoartrosis, infecciones y tumores malignos. Las ventajas de aplicar el transporte óseo para tratar defectos óseos segmentarios son la confiabilidad, el soporte de carga temprano y la no limitación del tamaño del defecto (Mauffrey, Barlow y Smith 2015).

El transporte óseo se basa en el movimiento gradual de un segmento óseo desde un área sana hacia una región de pérdida ósea. El método de la distracción osteogénica alcanza un resultado satisfactorio en la mayoría de las ocasiones en que se aplica para realizar el transporte óseo. Esta técnica se puede realizar mediante fijadores anulares/circulares, fijadores monolaterales o sistemas de clavos intramedulares, teniendo cada uno sus ventajas e inconvenientes (Aktuglu, Erol y Vahabi 2019).

Quirúrgicamente, aplicando la técnica de Ilizarov, el hueso en cuestión debe sufrir dos osteotomías para tener un fragmento móvil. Posteriormente, se coloca el fijador en los extremos fijos del hueso mediante pines y también se colocan pines en el fragmento móvil (Xu et al. 2021).

En la siguiente figura, a la izquierda se tiene la creación del defecto en la diáfisis; en el medio se observa el ajuste de la longitud del defecto a 15 mm; y a la derecha está el transporte óseo segmentario diario de 1 mm en dos pasos (Claes et al. 2000a).

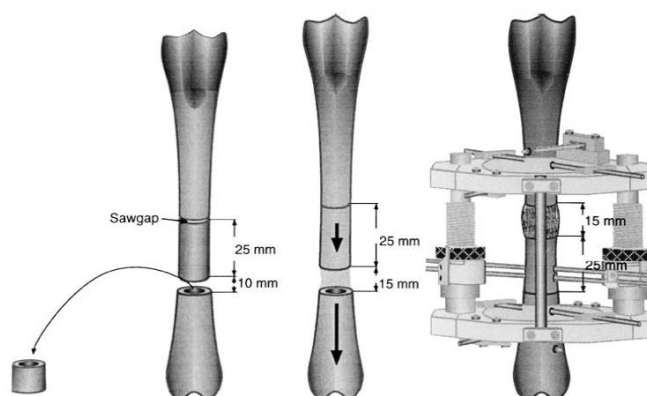


Figura 19: Diagrama el procedimiento del transporte óseo (Claes et al. 2000a).

2.4.2 Alargamiento de extremidades

Una afección destacada en cuanto a la longitud de extremidades es la diferente longitud de las piernas entre sí, lo que puede ocurrir debido a diversas causas. Se basa en realizar una osteotomía y en la generación posterior de hueso nuevo mediante la distracción osteogénica. Se aplica un aparato externo, que es el fijador, que permanece colocado mientras se produce el alargamiento (Van Doorn, Leemans y Stapert 2003). Además, con

tal de reducir el tiempo de uso del fijador, se pueden aplicar también clavos intramedulares, reduciendo el tiempo a la mitad (Paley et al. 1997).

Los principios del alargamiento óseo se derivan de la ley biológica general de la tensión. Al traccionar gradualmente los tejidos vivos, se crean tensiones que estimulan y mantienen la regeneración del crecimiento activo de ciertos tejidos. La regeneración se desarrolla a lo largo del eje de tracción aplicada. Como se expuso anteriormente, las tres fases centrales son latencia, distracción y consolidación (Ilizarov 2012; 1989b; 1989a).

Un caso de discrepancia de longitud de piernas se puede mostrar en la siguiente imagen:



Figura 20: Discrepancia de longitud de piernas de 4 cm (Vogt et al. 2020a).

En la siguiente imagen se observa un proceso de distracción osteogénica de un fémur con un alargamiento total de cuatro centímetros aplicando clavos intramedulares. En la imagen a), se sitúa el alargamiento dos semanas tras la cirugía; en la b), tras cuatro semanas; en la c), tras seis semanas; por último, en la d), la consolidación está completada a los 6 meses tras la cirugía (Vogt et al. 2020a).



Figura 21: Alargamiento óseo de fémur mediante distracción osteogénica (Vogt et al. 2020a).

2.4.3 Artrodiastasis

La artrodiastasis es un tratamiento de distracción articular común en la enfermedad de Legg- Calvé- Perthes en cadera y osteoartritis en la rodilla y el tobillo. En el caso de la cadera, por ejemplo, consiste en movilizarla a través de la distracción articular obtenida mediante un fijador externo. Con este tratamiento se busca neutralizar las fuerzas musculares y la transmisión de cargas que actúan a nivel de la cadera durante la bipedestación, sin limitar en exceso la movilización durante la distracción (Aguado-Maestro et al. 2016; Alejandro A. López 2023).



Figura 22: Fijador externo de artrodiastasis en cadera (Aguado-Maestro et al. 2016).

2.4.4 Reconstrucción de pies y manos

La distracción osteogénica puede ser aplicada en alargamiento de huesos acortados en pies y manos, aportando resultados funcionales aceptables a los pacientes. En estos casos, el fijador externo no es anular como el de Ilizarov, sino mucho más simple. Tiene cuatro pasadores fijados a una barra central mediante dos conectores de pasadores que están ubicados en cada extremo de la barra central, y cada uno de ellos tiene dos clavijas que se aprietan con un tornillo. Así, los clavos se insertan en el hueso por taladros convencionales. La barra central consta de un tornillo largo central que aumenta la longitud del fijador 0,5 mm por cada revolución. En un estudio realizado sobre las osteogénesis del callo de distracción en pies y manos a lo largo de 15 años a diversos pacientes en Irán (Seyed Forootan, Seyed Forootan y Lebaschi 2015), se determinó que las características importantes a tener en cuenta al usar la distracción osteogénica son la longitud ganada, el tiempo de tratamiento y la tasa de complicaciones.

En la siguiente figura se muestra un ejemplo de distracción osteogénica en un paciente con amputación traumática de tercer y cuarto dedo de forma bilateral. En la imagen a) se encuentra la mano antes de la operación. La segunda imagen, la b), es una radiografía preoperatoria. La c) es una radiografía al finalizar la distracción. La cuarta foto es una radiografía postoperatoria y la última es una fotografía postoperatoria de la mano (Seyed Forootan, Seyed Forootan y Lebaschi 2015).



Figura 23: Distracción osteogénica en pacientes con amputación traumática de los dedos (Seyed Forootan, Seyed Forootan y Lebaschi 2015).

2.4.5 Alargamiento, ensanchamiento y transporte óseo mandibular

Los dispositivos de distracción osteogénica del transporte óseo mandibular son utilizados con la intención de reconstruir defectos mandibulares de forma predecible. Defectos mandibulares pueden ser debido a extirpación quirúrgica de cánceres, infecciones óseas crónicas y lesiones por explosiones y heridas de bala, entre otras (Zapata et al. 2010). Este procedimiento lo desarrollaron Michieli y Miotti (Michieli y Miotti 1977).

El tratamiento de distracción osteogénica mandibular se puede dividir en dos grupos: el monofocal y por transporte (Wang et al. 2002). El primer grupo se refiere a la separación de dos segmentos de hueso mandibular en un único sitio por osteotomía, aplicado para el alargamiento óseo, con la intención de corregir deformidades craneofaciales (Spagnoli y Gollehon 2006), y para el ensanchamiento mandibular, corrigiendo así el apiñamiento dental (Guerrero et al. 1997), expansión en el maxilar y el cráneo (Imola y Tatum 2002), avance mandibular o mediofacial (Chin y Toth 1996) y tratamiento de la microsomía craneofacial unilateral (McCarthy et al. 1992).

En la siguiente figura se muestra un ejemplo de una distracción osteogénica monofocal, que es para generar hueso nuevo entre dos superficies de corticotomía que se separan:

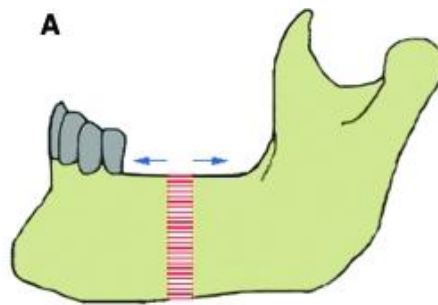


Figura 24: Distracción osteogénica monofocal (Zapata et al. 2010).

2.4.6 Distracción del ligamento periodontal

Para inducir la reabsorción del hueso alveolar en el lado de presión y la generación de hueso alveolar en el lado de tracción se aplica el movimiento dental ortodóncico, aplicando una fuerza mecánica (Reitan 1964). En el lado de tracción, el ligamento periodontal se distrae y luego se deposita hueso alveolar, produciéndose la osteogénesis. El mencionado ligamento es una “sutura” entre el hueso alveolar y el diente (Prabhat et al. 2012).

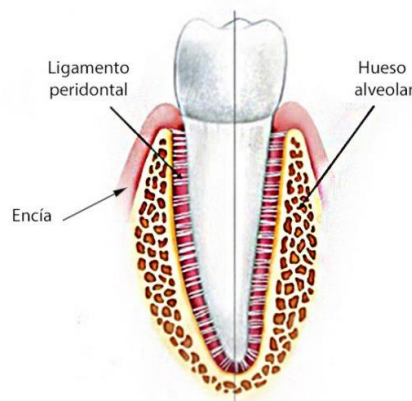


Figura 25: Corte vertical de un diente («¿Qué es el ligamento periodontal? ¿Cuál es su función?»).

2.4.7 Distracción craneal

Este tipo de distracción se aplica para alargar huesos de la mandíbula, la parte media de la cara y la bóveda craneal, además de tratar afecciones entre las que se encuentran la hipoplasia mandibular, la hipoplasia de la parte media de la cara y la craneosinostosis (Brody-Camp y Winters 2023).

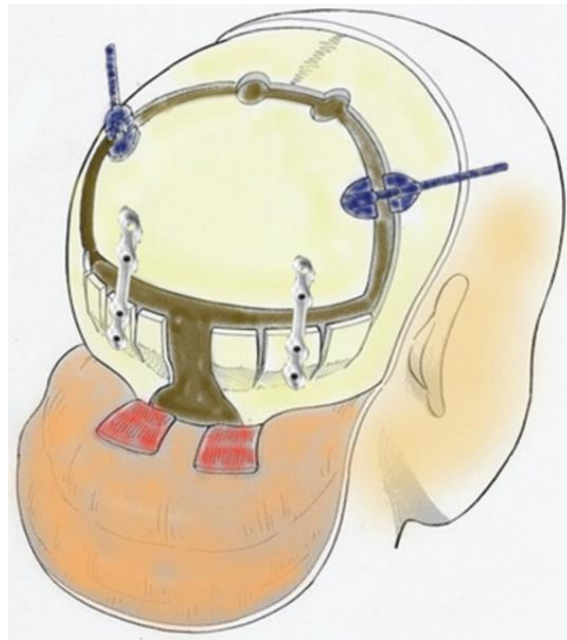


Figura 26: Esquema de la distracción de la bóveda craneal posterior con osteotomía con bastón de barril (Komuro et al. 2015).

2.5. Ventajas y desventajas de la distracción osteogénica aplicada como técnica de alargamiento

A continuación, se expone una lista de ventajas y desventajas que se encuentran a la hora de aplicar la distracción osteogénica en cualquiera de las aplicaciones mencionadas en el apartado anterior.

2.5.1 Ventajas

En cuanto a las ventajas de la distracción osteogénica, se pueden tener en cuenta las siguientes:

- Disminución de tiempo quirúrgico (técnica sencilla).
- Cirugía ambulatoria, no dolorosa.
- Posible desde edad temprana: 2 años.
- Disminución de la morbilidad.
- No requerimiento de transfusiones sanguíneas.
- Solución alternativa en cirugía ortognática.
- Resultado previsible y estable.
- Ganancia ósea significativa (Kocchiu Cam y Mattos Vela 2013).

2.5.2 Desventajas

Por otro lado, en cuanto a desventajas y complicaciones debido a la distracción osteogénica se tiene:

- Cicatrices cutáneas.
- Distractor intraorales no son eficaces en mandíbulas con hipoplasia severa (Kocchiu Cam y Mattos Vela 2013).
- Consolidación prematura o retrasada.
- Desviaciones axiales.
- Refractura.

- Infecciones del tracto del pin.
- Dolor significativo (Rohilla et al. 2016).

2.6. Factores biomecánicos que afectan a la regeneración ósea

Los factores biomecánicos que afectan a la regeneración ósea son los siguientes: suministro vascular, duración del período de latencia, velocidad de distracción, frecuencia de distracción, edad del paciente, longitud del callo de distracción, propiedades histológicas de los tejidos, rigidez del distractor y la orientación de la distracción (Mora-Macías 2016).

2.6.1 Suministro vascular

La vascularización esquelética es muy importante para la osificación, ya sea endocondral o intramembranosa, la regeneración y la remodelación ósea ya que el hueso es un tejido óseo altamente vascularizado (Huang et al. 2016; Hankenson et al. 2011; Dai y Rabie 2007).

En el proceso de remodelación del hueso cortical, la unidad básica multicelular (BMU), formada por osteoclastos, avanza y reabsorbe matriz ósea muerta o dañada. Esta unidad es seguida de un vaso sanguíneo, encargado de aportar nutrientes y factores de crecimiento con la intención de que los osteoblastos puedan depositar hueso nuevo en la zona de tejido reabsorbido (Niedźwiedzki y Filipowska 2015). El suministro de sangre a los tejidos dentro de la brecha después de una osteotomía proviene del periostio y la médula ósea, siendo el primero el mayor contribuidor de la osteogénesis en la fase de distracción (Ilizarov, Gavriil A. 1989; 1971; Delloye et al. 1990; Yasui et al. 1991).

2.6.2 Duración del período de latencia

La literatura ha determinado, basándose en estudios experimentales, que el período de latencia debe estar entre tres y diez días después de la osteotomía para optimizar la formación de hueso. Variar este rango de tiempo provocaría el retraso de la osificación del callo óseo (White y Kenwright 1991; Aronson 1994; Mora-Macías 2016).

2.6.3 Velocidad de distracción

La velocidad de distracción afecta directamente en el resultado de curación. Esta se define como la distancia que se alarga el hueso en un día (mm/día). Tasas de distracción extremadamente altas (2,7 mm/día) alteran la angiogénesis e inhiben la formación ósea. Por el contrario, el hecho de tener una tasa muy baja (0,3 mm/día) no estimula al máximo la angiogénesis, provocando una formación ósea prematura (Li et al. 1999; 1997). Ilizarov propuso una tasa de 1 mm/día (Ilizarov 1989a; 1989b), dato que fue respaldado por estudios en animales (Li et al. 1999; 1997). Aun así, se ha demostrado que la tasa propuesta por este cirujano provoca complicaciones para alargamientos superiores a 5 cm ya que el tratamiento se alargaría demasiado (Vogt et al. 2020b; Kiss et al. 2008).

2.6.4 Frecuencia de distracción

La frecuencia de distracción se define como el número de incrementos de distracción realizados en un día. Demasiadas distracciones por día podrían aumentar la incidencia de complicaciones (Hatefi et al. 2020). Según un estudio computacional realizado en 2021 (Fu et al. 2021), una frecuencia de distracción variable que pase de ser baja a alta favorece el entorno mecánico para la angiogénesis y la diferenciación del tejido óseo, teniendo una mejor curación en un tiempo más corto que con una frecuencia de distracción constante y baja.

2.6.5 Edad del paciente

A una edad avanzada, la reparación, vascularización y la angiogénesis en las fracturas se ve afectada, interfiriendo en la organización de la proliferación celular y la diferenciación osteoblástica, así como provocar un mayor estado inflamatorio (Al-Aql et al. 2008; Clark et al. 2017).

En un estudio realizado a 19 pacientes de diferentes edades, comprendidas entre los 20 y 74 años realizando alargamiento intramedular mediante clavos en fémur y tibia (Zak et al. 2021) concluyó que en todos los pacientes se realizó eficazmente la distracción osteogénica, mostrando parámetros de curación ligeramente mejores en los pacientes más jóvenes, aunque no se puede determinar el umbral de edad más adecuado para la distracción osteogénica.

2.6.6 Longitud del callo de distracción

Una mayor longitud del callo óseo provoca un mayor tiempo de carga de tracción sobre este, consiguiendo una mayor rigidez de los tejidos dentro del callo al finalizar el período de distracción. Consecuentemente, todo esto llevaría a un mayor tiempo de tratamiento. El problema se da cuando se exceden valores límite de la duración de la distracción del callo, donde puede darse la no- unión (Mora-Macías 2016).

2.6.7 Propiedades histológicas de los tejidos

Las propiedades de los tejidos implicados en el proceso de distracción, tanto tejido óseo como tejidos blandos, varían en función del hueso intervenido, del lugar de distracción o de la especie animal donde se aplica la distracción (Mora-Macías 2016).

2.6.8 Rigidez del distractor

La rigidez del distractor afecta al desarrollo del callo de distracción ya que el ambiente mecánico dentro del callo de distracción depende, en parte, de la rigidez de las fijaciones (Claes et al. 2000b). Así, la rigidez depende de factores como el número, la longitud y el diámetro de los pasadores de fijación, la rigidez del dispositivo de distracción, las propiedades del material del dispositivo, entre otros (Mora-Macías 2016).

2.6.9 Orientación de la distracción

La regeneración dentro del callo de distracción siempre se forma a lo largo del eje de la tracción aplicada (Ilizarov 1989a). Se ha de tener en cuenta si el dispositivo de distracción o el sitio de distracción no permite que la distracción siga el eje anatómico de los segmentos óseos (Mora-Macías 2016).

2.7. Osteoporosis

2.7.1 El hueso osteoporótico frente al hueso sano

La osteoporosis, recordando la definición dada en el Estado del arte y motivación de este trabajo, es una enfermedad esquelética sistémica que se caracteriza por una baja densidad mineral ósea y el deterioro de la arquitectura ósea, provocando la consecuente disminución de la resistencia ósea y una mayor susceptibilidad a las fracturas (Klibanski et al. 2001). Esta es la enfermedad ósea más común. Los cambios en la microestructura del hueso trabecular son importantes ya que los sitios donde predomina el hueso trabecular, como la columna vertebral, la muñeca y la cadera, son los que sufren más fracturas debido a la osteoporosis. La siguiente figura muestra la diferencia entre un hueso sano y uno osteoporótico. Se observa cómo en el hueso sano la estructura del hueso trabecular consta de placas o bandas anchas bien conectadas que aportan gran resistencia. Una vez se desarrolle la enfermedad de osteoporosis, estas se rompen y se convierten, a menudo, en varillas delgadas y debilitadas. Algunas de estas varillas ya no están conectadas a otra pieza de hueso, no contribuyendo así a la resistencia del hueso ((US). Office of the Surgeon General 2004).

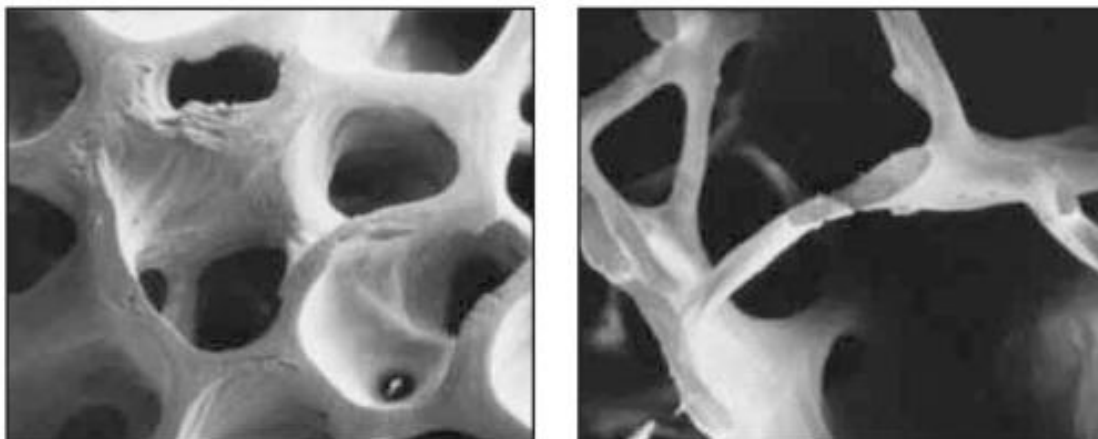


Figura 27: Hueso sano (izquierda) y osteoporótico (derecha) ((US). Office of the Surgeon General 2004).

2.7.2 Causas de pérdida ósea y fracturas en osteoporosis

La pérdida de masa ósea se debe a un desequilibrio entre la formación y reabsorción ósea, siendo mayor la segunda que la primera. Esto lleva al desarrollo de anomalías estructurales que hacen al esqueleto más frágil ((US). Office of the Surgeon General 2004).

Algunas de las causas de pérdida ósea y fracturas en la osteoporosis son:

- No desarrollar un esqueleto fuerte.
- Genética: crecimiento limitado o composición ósea anormal.
- Nutrición: deficiencia de calcio, fósforo y vitamina D, mala nutrición general.
- Estilo de vida: falta de ejercicio con pesas, tabaquismo.
- Pérdida de hueso debido a una degradación excesiva (reabsorción).
- Disminución de la producción de hormonas sexuales.
- Deficiencia de calcio y vitamina D, aumento de la hormona paratiroidea.
- Exceso de producción de factores de resorción locales.
- No se puede reemplazar el hueso perdido debido a una formación deteriorada.
- Pérdida de la capacidad de reponer las células óseas con la edad.
- Disminución de la producción de factores de crecimiento sistémicos.
- Pérdida de factores de crecimiento local.
- Mayor tendencia a caer.
- Pérdida de fuerza muscular.
- Reflejos lentos y mala visión.
- Drogas que alteran el equilibrio.

2.7.3 Detección y tratamiento de la osteoporosis

La OMS estableció que la mejor prueba para evaluar la densidad mineral ósea es la absorciometría dual de rayos X del esqueleto. Este tipo de prueba mide todo el tejido calcificado del esqueleto. (Porter y Varacallo 2023).

Entre los tratamientos para paliar la osteoporosis se pueden encontrar tratamientos naturales o farmacológicos. Sabiendo que la formación ósea está directamente afectada por el estímulo mecánico que reciben los huesos, es recomendable realizar actividad física con carga de peso y ejercicio que mejore el equilibrio. Otros factores son dejar de fumar y consumir alcohol. También se recomienda calcio y vitamina D3 a todos los pacientes. Aquellos que sufran deficiencia de vitamina D deben tratarse para elevar sus niveles hasta que sean normales (Porter y

Varacallo 2023).

Los agentes farmacoterapéuticos actúan mediante agentes antirresortivos o anabólicos (Varacallo et al. 2023). Los primeros actúan sobre los osteoclastos inhibiendo o retrasando el proceso de reabsorción ósea (Erviti 2003); los segundos actúan estimulando la formación ósea (Quesada 2004), equilibrando el proceso de formación-reabsorción ósea de ambas maneras. Los bifosfonatos son la clase de medicamento más recetada. Estos medicamentos están divididos en compuestos que contienen nitrógeno, que inhiben la reabsorción de osteoclastos e inducen la apoptosis de los osteocitos; y los que no contienen nitrógeno, que se consideran terapia de primera línea. Los agentes comunes incluyen:

- Alendronato, que puede reducir la tasa de fracturas de cadera, columna y muñeca en un 50%.
- Risedronato, que puede reducir las fracturas vertebrales y no vertebrales en un 40% en tres años.
- Ácido zoledrónico intravenoso, que reduce la tasa de fracturas de columna en un 70% y de fracturas de cadera en un 40% en tres años (Varacallo et al. 2023).

Otras clases de medicamentos son:

- Reemplazo hormonal conjugado de estrógeno-progestina (HRT).
- Reemplazo solo con estrógeno (ERT).
- Calcitonina de salmón.
- Moduladores selectivos de los receptores de estrógeno (raloxifeno): el raloxifeno es un agonista de los receptores de estrógeno en los huesos y reduce la resorción de osteoclastos.
- Anabólico (teriparatida): la teriparatida es una forma recombinante de hormona paratiroidea (PTH) que estimula a los osteoblastos para que produzcan más hueso.
- Inhibidores de RANKL (denosumab): el denosumab se dirige a RANKL e inhibe su capacidad para unirse a RANK y la activación de los osteoclastos (Varacallo y Fox 2014).

3 METODOLOGÍA

En este tercer capítulo se tratará de describir la metodología aplicada para obtener, posteriormente, los resultados. Para cada callo óseo, que son cinco, se describirán dos fases: la primera de ellas es la obtención de los modelos tridimensionales CAD mediante la segmentación y su posterior tratamiento. Así, se detallarán ciertos aspectos que se han tenido en cuenta a la hora de obtener dichos modelos. La segunda y última fase es la simulación mediante el MEF de los modelos, detallándola en cuanto a preproceso, análisis y postproceso.

Los callos óseos estudiados a continuación se obtuvieron de 5 ovejas merinas hembra a las que se les aplicó un protocolo de inducción de osteoporosis para reducir la densidad mineral ósea un 10% y posteriormente a un proceso de transporte óseo. Postsacrificio, se les practicó un TAC a un número determinado de días tras la cirugía y a partir de esos TAC se procede a realizar lo expuesto a continuación.

La tabla que se muestra expone los días tras cirugía en los que se le realizó el TAC a cada una de las ovejas:

Tabla 1: Días tras cirugía del TAC de cada oveja.

N.º de oveja	Días tras cirugía
OP-1	36
OP-2	46
OP-3	97
OP-4	103
OP-5	103

3.1. Obtención de modelos tridimensionales CAD

A partir de las imágenes médicas obtenidas mediante TAC, estas son procesadas en el *software* de segmentación *Avizo*. El procedimiento por realizar se explica en detalle en el Anexo A: Avizo del presente documento. A continuación, cada subapartado explicará cada uno de los pasos realizados.

3.1.1 Extracción del volumen de trabajo

Lo primero que se realizó fue extraer el volumen de trabajo, que tiene forma de cubo, respecto a todo el TAC. El primer requisito principal para determinar la longitud del volumen de trabajo en el eje Z, que es el longitudinal del metatarso, es la cantidad de fragmento óseo que se desea mantener desde cada osteotomía en sentido proximal y distal. El segundo requisito es que en el plano XY se abarque por completo el callo óseo formado en cada imagen del eje Z (a lo largo de cada eje hay varias imágenes (*slices*, en inglés) que conforman, en total, un volumen).

En la siguiente tabla se muestra la conversión de vóxel, que es un cubo de píxeles, a milímetros, es decir, cuántos milímetros mide cada lado del vóxel en cada TAC (DTC significa “días tras cirugía”):

Tabla 2: Conversión vóxel- milímetros.

Número de callo óseo	Tamaño del vóxel [mm]		
	Eje X	Eje Y	Eje Z
OP-1 (36 DTC)	0,505859	0,505859	0,625
OP-2 (46 DTC)	0,50	0,50	0,625
OP-3 (97 DTC)	0,449219	0,449219	0,625
OP-4 (103 DTC)	0,464844	0,464844	0,625
OP-5 (103 DTC)	0,486328	0,486328	0,625

Teniendo en cuenta la tabla anterior, se muestran las dimensiones de cada uno de los volúmenes de trabajo:

Tabla 3: Dimensiones volúmenes de trabajo.

Número de callo óseo	Tamaño en vóxel			Tamaño en milímetros [mm]		
	Eje X	Eje Y	Eje Z	Eje X	Eje Y	Eje Z
OP-1 (36 DTC)	80	84	63	40,47	42,49	39,38
OP-2 (46 DTC)	75	106	48	37,50	53,00	30,00
OP-3 (97 DTC)	81	99	57	36,39	44,47	35,63
OP-4 (103 DTC)	87	98	67	40,44	45,56	41,88
OP-5 (103 DTC)	64	115	54	31,13	55,93	33,75

Estas dimensiones no tienen por qué coincidir con las dimensiones máximas de los callos óseos en los tres ejes. Estas características serán aportadas posteriormente.

Pinche *aquí* para acceder a la explicación detallada en el Anexo A: Avizo.

3.1.2 Segmentación

La segmentación consiste en, según el nivel de gris de cada imagen médica, determinar a qué material se asocia dicho nivel de gris. En este caso, se van a diferenciar tres materiales: hueso cortical, callo blando y callo duro. El callo duro se caracteriza por estar formado por un tejido óseo inmaduro cuyas propiedades mecánicas y microestructura evolucionan con el tiempo. Así, los niveles más blancos se asocian al cortical; los más negros al callo blando (también llamado tejido blando); y el resto al callo duro. En la siguiente tabla se muestra, para cada callo, los rangos de niveles de gris asociados a cada material, cuyo criterio de elección se encuentra explicado en el capítulo Anexo A: Avizo, en el apartado de Segmentación:

Tabla 4: Rango de nivel de gris para cada material.

Número de callo óseo	Nivel de gris		
	Callo blando	Callo duro	Hueso cortical
OP-1 (36 DTC)	-300 – 120	121 – 1269	1270 – 2676
OP-2 (46 DTC)	-1024 – 150	151 – 1325	1326 – 2672
OP-3 (97 DTC)	-1024 – 150	151 – 1341	1342 – 2561
OP-4 (103 DTC)	-150 – 210	211 – 1574	1575 – 2544
OP-5 (103 DTC)	-320 – 180	181 – 1372	1373 – 2439

Pinche *aquí* para acceder a la explicación detallada en el Anexo A: Avizo.

3.1.3 Arreglos de la segmentación

Para evitar problemas a la hora de la simulación mediante MEF, se deben eliminar las islas de pequeño tamaño de material formadas por la segmentación. Por ejemplo, islas de callo blando de 3 vóxeles de tamaño dentro del callo duro provocan problemas en la simulación debido a la brusca diferencia de propiedades mecánicas entre ambos materiales. En la siguiente imagen se muestra redondeado de color rojo un ejemplo de una isla de material.

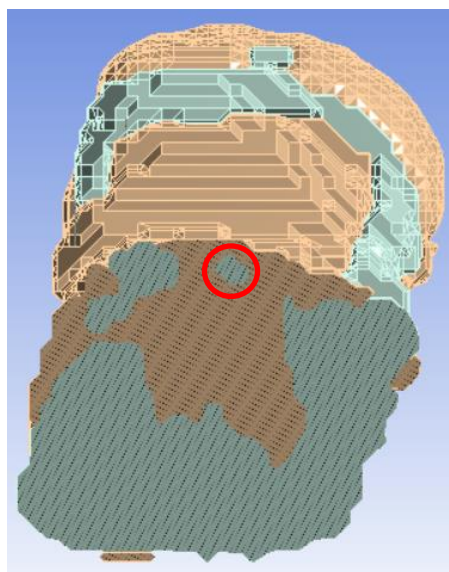


Figura 28: Ejemplo de una isla de material.

Pinche *aquí* para acceder a la explicación detallada en el Anexo A: Avizo.

3.1.4 Obtención de modelos superficiales

En este apartado, se mostrarán los modelos tridimensionales obtenidos tras generar sus superficies. Todas las imágenes se mostrarán en perspectiva isométrica, plano XY, plano XZ y plano YZ.

Previamente a mostrar los modelos, se exponen las dimensiones máximas de cada uno de ellos a lo largo de los tres ejes. Se refiere a dimensión máxima debido a que los callos no tienen una dimensión constante a lo largo de cada eje:

Tabla 5: Dimensiones máximas de los callos óseos.

Número de callo óseo	Dimensión máxima [mm]		
	Eje X	Eje Y	Eje Z
OP-1 (36 DTC)	20,26	22,70	38,71
OP-2 (46 DTC)	22,84	22,38	26,51
OP-3 (97 DTC)	18,86	20,96	35,47
OP-4 (103 DTC)	21,79	17,40	32,11
OP-5 (103 DTC)	18,02	25,74	32,67

3.1.4.1 Callo óseo OP-1

- Perspectiva isométrica y plano XY:

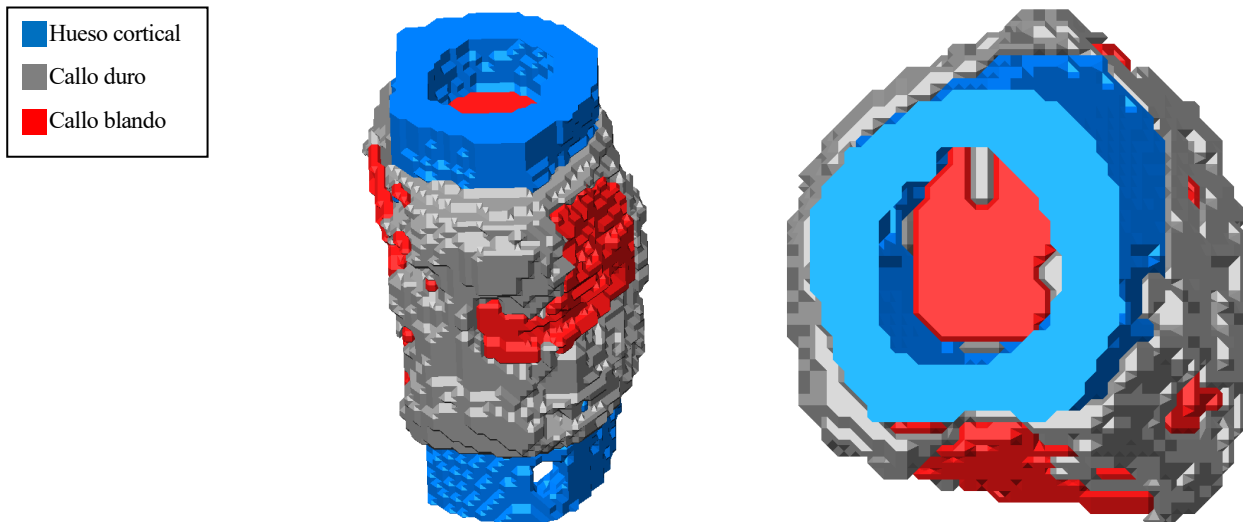


Figura 29: Callo óseo OP-1 en Avizo (1).

- Plano XZ e YZ:

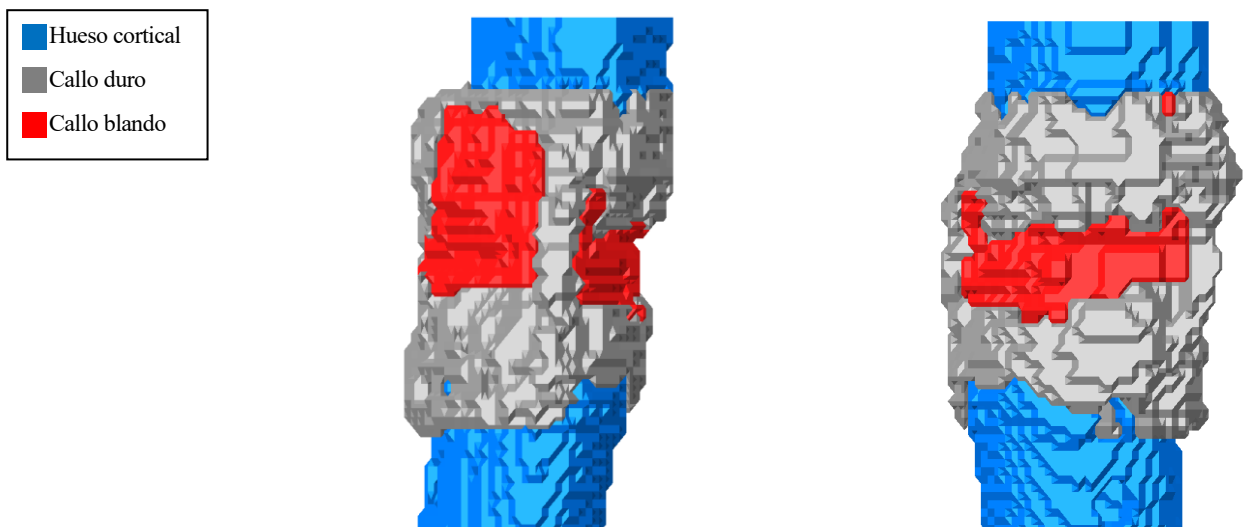


Figura 30: Callo óseo OP-1 en Avizo (2).

3.1.4.2 Callo óseo OP-2

- **Perspectiva isométrica y plano XY:**

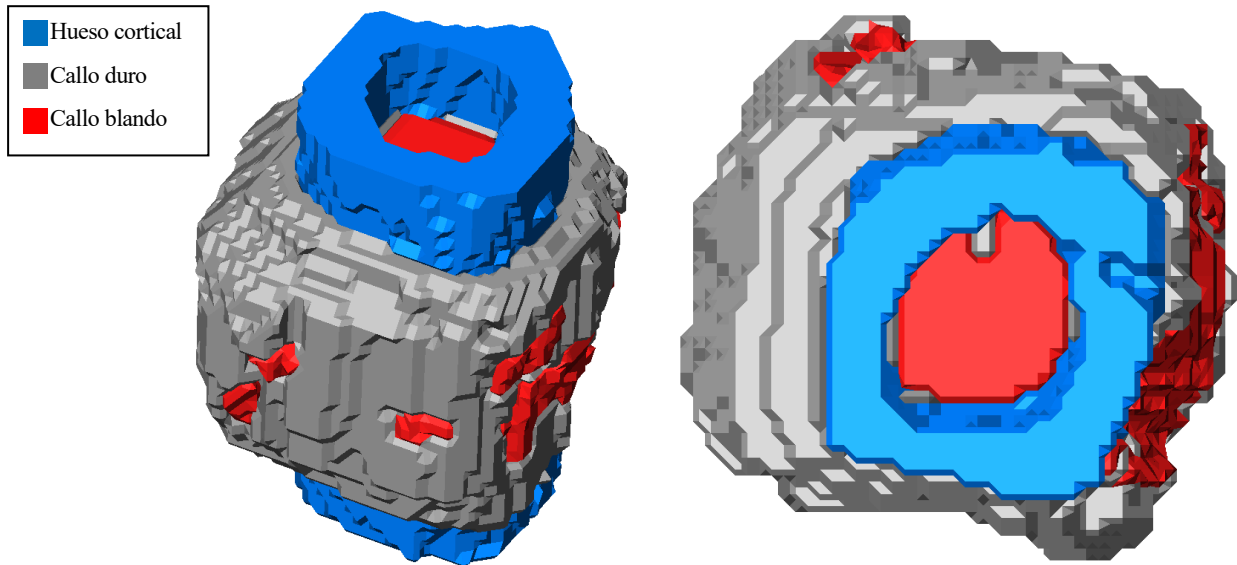


Figura 31: Callo óseo OP-2 en Avizo (1).

- **Plano XZ e YZ:**

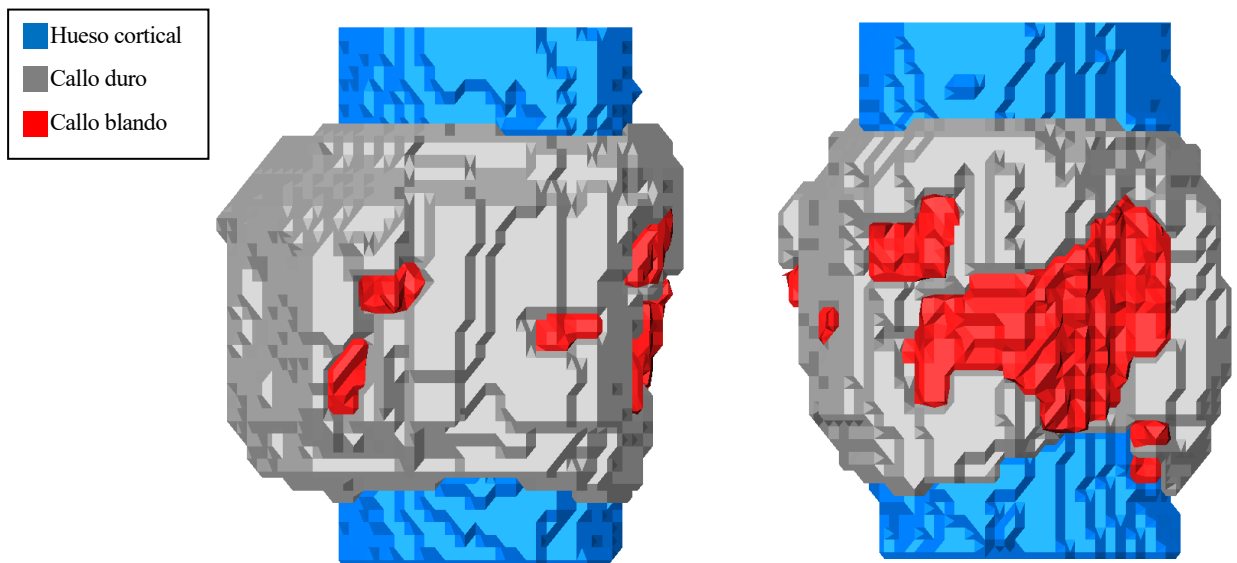


Figura 32: Callo óseo OP-2 en Avizo (2).

3.1.4.3 Callo óseo OP-3

- **Perspectiva isométrica y plano XY:**

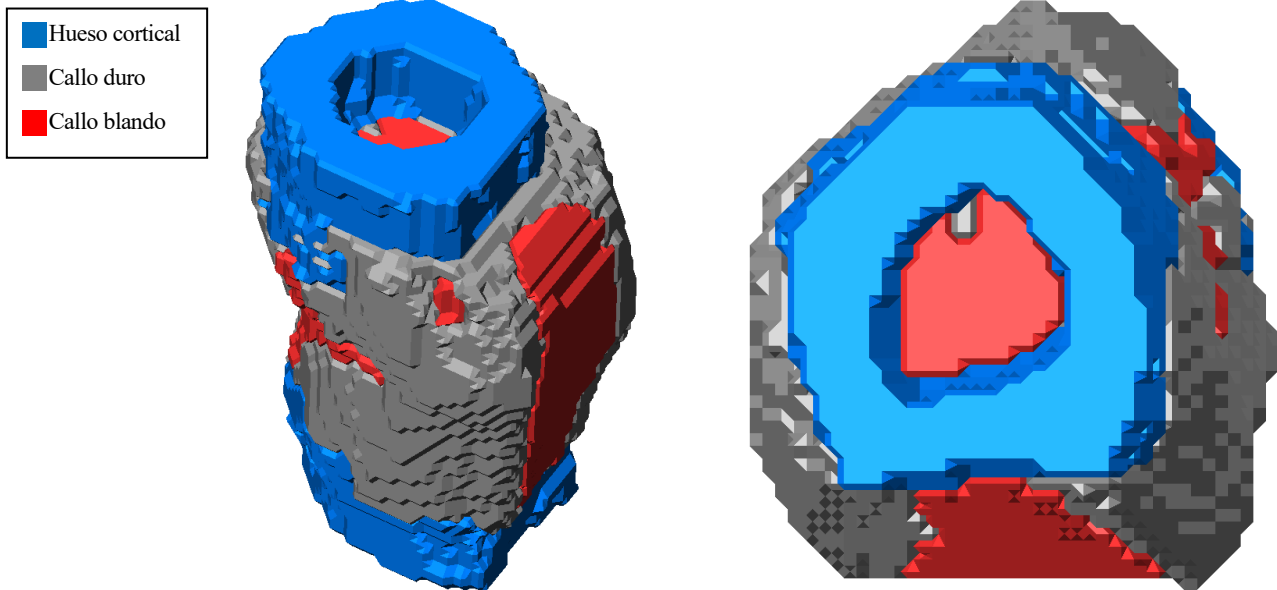


Figura 33: Callo óseo OP-3 en Avizo (1).

- **Plano XZ e YZ:**

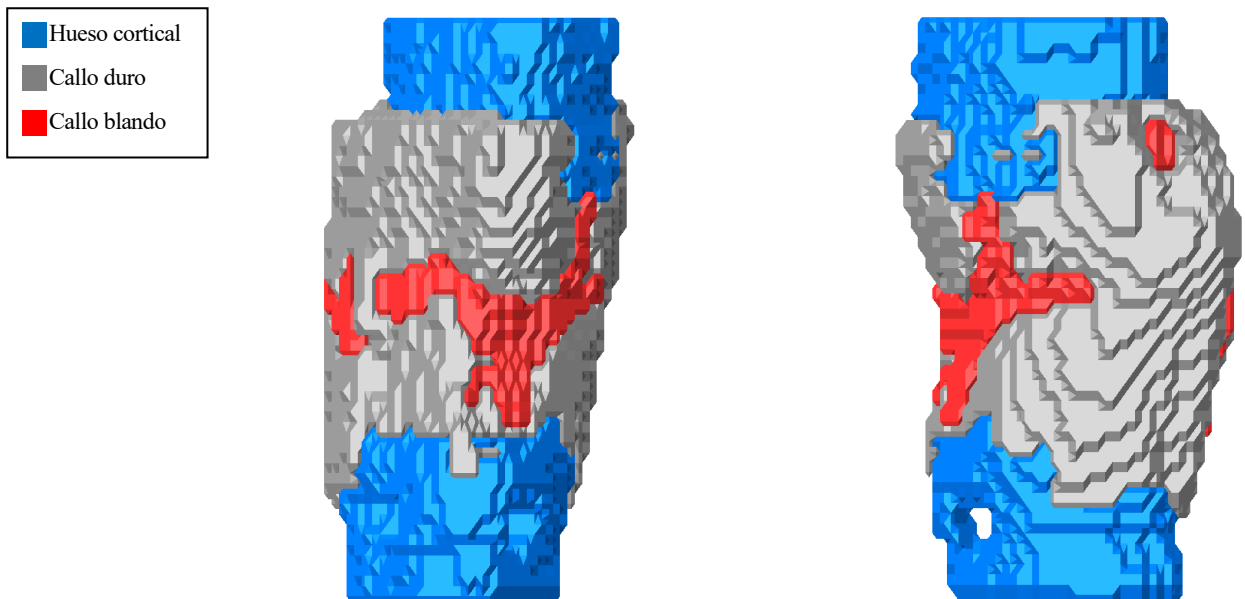


Figura 34: Callo óseo OP-3 en Avizo (2).

3.1.4.4 Callo óseo OP-4

- **Perspectiva isométrica y plano XY:**

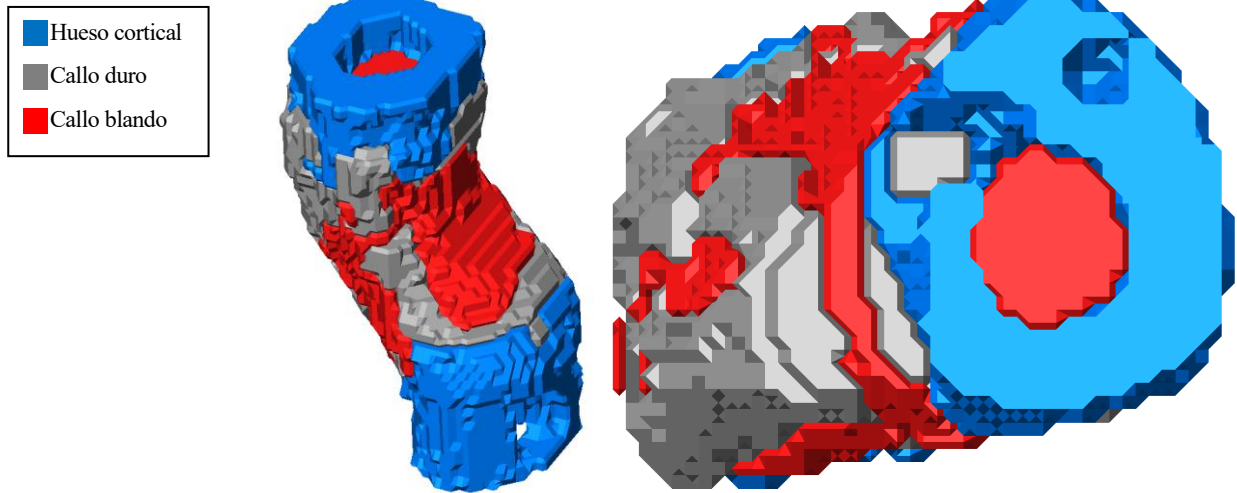


Figura 35: Callo óseo OP-4 en Avizo (1).

- **Plano XZ e YZ:**

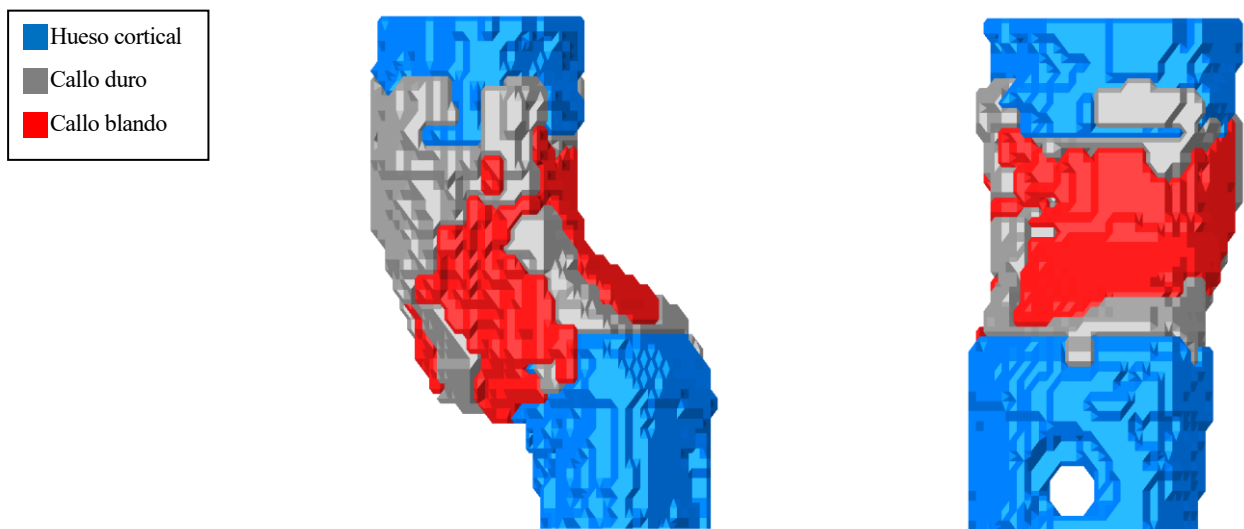


Figura 36: Callo óseo OP-4 en Avizo (2).

3.1.4.5 Callo óseo OP-5

- **Perspectiva isométrica y plano XY:**

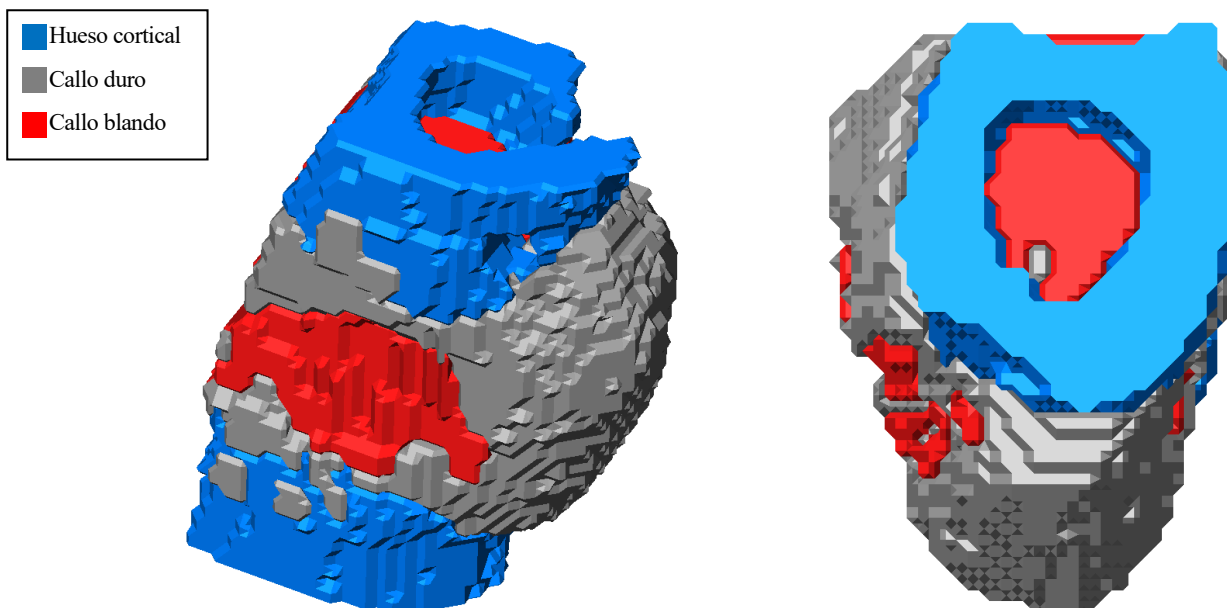


Figura 37: Callo óseo OP-5 en Avizo (1).

- **Plano XZ e YZ:**

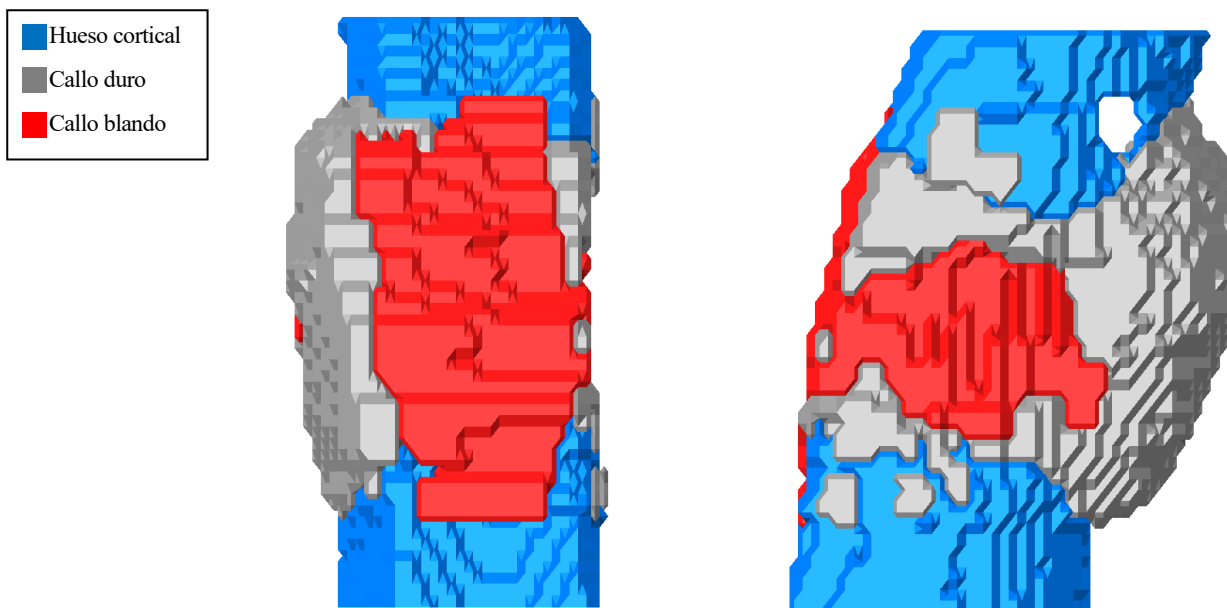


Figura 38: Callo óseo OP-5 en Avizo (2).

3.1.5 Conversión de superficie a sólido

Estos modelos anteriores se han de convertir de superficie a sólidos. Para ello, se exportan en formato *.stl* y se abren en otro *software*: *Ansys SpaceClaim*. El procedimiento para exportar la superficie y abrirla en *Ansys SpaceClaim* está explicado en los apartados 7.5 (pinche *aquí*) y 8.1 (pinche *aquí*). El hecho de convertir las superficies a sólidos es necesario para que los modelos sean macizos en su interior. Es importante corroborar que las medidas sean las mismas al abrir los modelos en este programa, ya que no coincidían y fue necesario reescalar cada modelo. Concretamente, en *Ansys SpaceClaim* fue necesario reescalar cada modelo con un valor de 0,039 veces el modelo exportado en *Avizo* para obtener las dimensiones que se tenían en este programa.

3.2. Simulación mediante MEF

Para simular los modelos mediante el MEF se aplicó el *software Ansys Workbench*. En este, para cada callo óseo, se tiene que dividir la simulación en tres grandes fases: preproceso, análisis y postproceso.

3.2.1 Preproceso

Esta fase se basa en la introducción de datos, como las propiedades mecánicas de materiales y la geometría, en realizar el mallado y en imponer las condiciones de contorno y cargas.

3.2.1.1 Propiedades mecánicas de materiales

En cuanto a las propiedades mecánicas de los materiales, se presentan en este trabajo dos situaciones: una en que el módulo de elasticidad del callo duro es constante a lo largo del tiempo y otra en que el módulo de esta magnitud varía en función del número de días tras la cirugía. Para ambos casos, el módulo de elasticidad del hueso cortical y del tejido blando del callo se mantiene constante, al igual que los coeficientes de Poisson.

En el caso de un módulo de Young constante para el callo duro, las propiedades de cada uno de los tres materiales han sido seleccionadas de la segmentación manual realizada por Mora-Macías et al. (Mora-Macías et al. 2019). Estas propiedades están mostradas en la siguiente tabla:

Tabla 6: Propiedades mecánicas de materiales: a (Mora-Macías 2016), b (Reina-Romo et al. 2010), c (Martin et al. 1998), d (Reina Romo et al. 2010).

Material	Módulo de Young (E) [MPa]	Coefficiente de Poisson (ν)
Hueso cortical	18200 ^a	0,30 ^d
Callo duro	1000 ^{b,c}	0,29 ^{b,c}
Callo blando	2 ^{b,c}	0,13 ^{b,c}

Por otro lado, el módulo de elasticidad del callo duro según el número de días tras la cirugía se ha obtenido a partir de unos ensayos experimentales realizados por Mora-Macías (Mora-Macías 2016) de obtención de propiedades mecánicas por nanoindentación del callo óseo en transporte óseo, que aporta la siguiente gráfica:

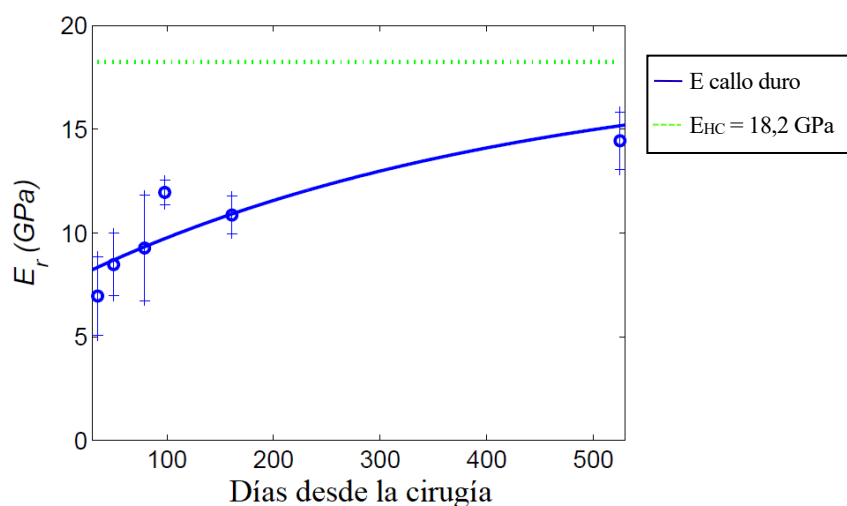


Figura 39: Evolución del módulo elástico del callo óseo duro respecto a los días tras la cirugía (Mora-Macías 2016).

En esta gráfica anterior se tiene la curva de color azul, que tiene la siguiente ecuación:

$$E = E_{HC} - a \cdot e^{-\frac{t-t_0}{b}} \quad (1)$$

siendo E_{HC} el módulo de elasticidad del hueso cortical obtenido por Mora- Macías en ese trabajo por nanoindentación, cuyo valor es 18200 MPa; t_0 es el número de días después de la cirugía a partir de los cuales comienza el período de consolidación, cuyo valor es 21 días (7 de latencia y 15 de distracción); a y b son los coeficientes de ajuste, $a = 10200$ MPa y $b = 418,9$ segundos. Por tanto, solamente queda calcular el módulo de Young para el número de días que corresponde a cada callo óseo tratado en el presente estudio. Los resultados se muestran en la siguiente tabla:

Tabla 7: Módulo de elasticidad del callo duro según el número de días tras cirugía.

Número de callo óseo	E callo duro [MPa]
OP-1 (36 DTC)	8358,78
OP-2 (46 DTC)	8590,93
OP-3 (97 DTC)	9692,40
OP-4 (103 DTC)	9813,39
OP-5 (103 DTC)	9813,39

De esta manera, se han considerado propiedades mecánicas elásticas isotrópicas. Estas han sido introducidas manualmente en el *software* ya que no aparecen en su base de datos.

Pinche *aquí* para acceder a la explicación detallada en el Anexo C: Ansys Workbench.

3.2.1.2 Importación de geometría y continuidad de mallado

Tras introducir los materiales, se importa la geometría tratada en *Ansys SpaceClaim*, que está en formato *.scdoc*. Una vez importada la geometría, en el programa *Ansys DesignModeler* se impone la continuidad de malla entre las tres partes del ensamblaje del callo.

Pinche *aquí* para acceder a la explicación detallada en el Anexo C: Ansys Workbench.

3.2.1.3 Mallado

Seguidamente, se abre el modelo en el programa *Ansys Mechanical* para proceder a la creación de la malla e imponer condiciones de contorno y cargas. En este punto, aparecen en la pantalla los modelos de la siguiente forma:

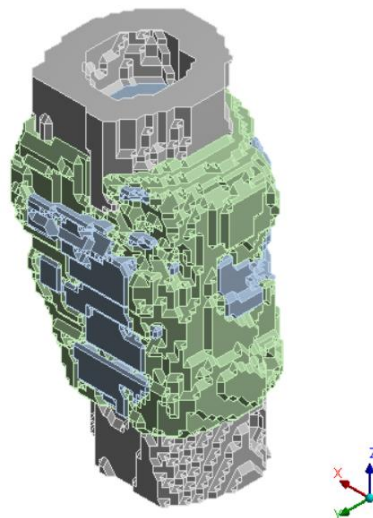


Figura 40: Modelo OP-1.

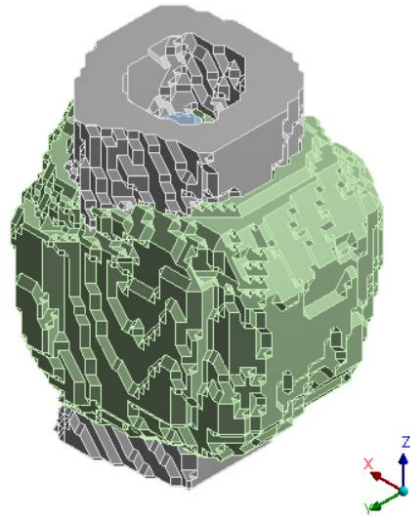


Figura 41: Modelo OP-2.

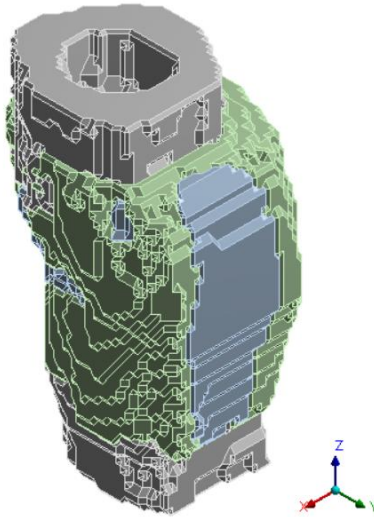


Figura 42: Modelo OP-3.

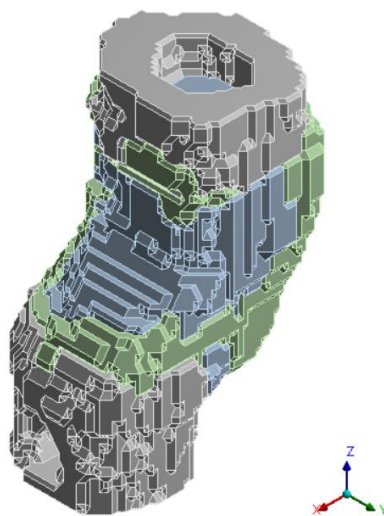


Figura 43: Modelo OP-4.

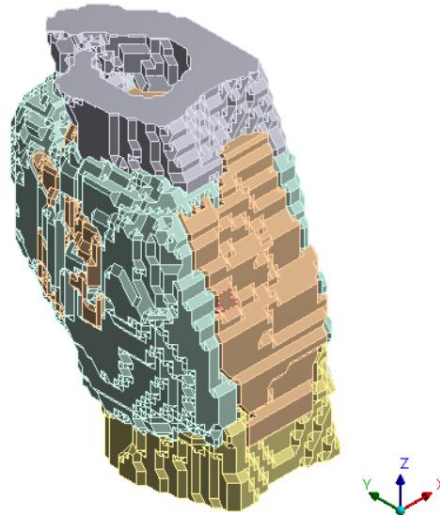


Figura 44: Modelo OP-5.

Tras asignar los materiales a las distintas partes del ensamblaje y crear los sistemas de coordenadas y superficies asociadas donde se van a observar los resultados (pinche [aquí](#) para acceder a la explicación detallada en el Anexo C: Ansys Workbench), se procede al mallado. Cabe destacar que estas superficies abarcan los tres materiales del ensamblaje. Se realizó un primer mallado con las características predeterminadas del programa para ver si sería aceptable. En todos los casos, la malla era de mala calidad, con tamaños de elementos muy grandes y mucha irregularidad en la relación de aspecto de los elementos.

Cabe destacar que el procedimiento de mallado fue el mismo para cada callo óseo, aunque varía levemente el tamaño del elemento. A continuación, se van a mostrar las características generales de mallado que tienen en común todos los modelos:

Details of "Mesh"	
Display	
Display Style	Use Geometry Setting
Defaults	
Physics Preference	Mechanical
Element Order	Program Controlled
<input type="checkbox"/> Element Size	Default
Sizing	
Use Adaptive Sizing	Yes
Resolution	Default (2)
Mesh Defeaturing	Yes
<input type="checkbox"/> Defeature Size	Default
Transition	Slow
Span Angle Center	Coarse
Initial Size Seed	Assembly
Bounding Box Diagonal	42,333 mm
Average Surface Area	0,17443 mm ²
Minimum Edge Length	4,2974e-004 mm
Quality	
Check Mesh Quality	Yes, Errors
Error Limits	Standard Mechanical
<input type="checkbox"/> Target Quality	Default (0.050000)
Smoothing	Medium
Mesh Metric	None
Inflation	
Use Automatic Inflation	None
Inflation Option	Smooth Transition
<input type="checkbox"/> Transition Ratio	0,272
<input type="checkbox"/> Maximum Layers	5
<input type="checkbox"/> Growth Rate	1,2
Inflation Algorithm	Pre
View Advanced Options	No
Advanced	
Number of CPUs for Parallel Part Meshing	Program Controlled
Straight Sided Elements	No
Number of Retries	Default (4)
Rigid Body Behavior	Dimensionally Reduced
Triangle Surface Mesher	Program Controlled
Topology Checking	Yes
Pinch Tolerance	Please Define
Generate Pinch on Refresh	No

Figura 45: Propiedades comunes de la malla de todos los modelos.

De estas propiedades anteriores, la única que se cambió respecto a las que vienen de forma predeterminada en

el programa es la transición del tamaño del elemento, que se cambió de *Fast* (rápida) a *Slow* (lenta). La transición afecta a la velocidad con la que los elementos adyacentes van a crecer de tamaño. Una transición lenta produce transiciones suavizadas.

Ahora se mostrarán, para cada callo óseo, las propiedades particulares definitivas del mallado correspondiente, como es el tamaño del elemento, y el modelo mallado (viéndose este completo y un corte transversal en el plano XY). Se dicen “definitivas” porque son las determinadas una vez hecho el análisis de sensibilidad de malla, que se trata de ir disminuyendo el tamaño de elementos hasta obtener un resultado que converja con el del tamaño de elemento probado anteriormente. Además, todos los callos tienen en común un método automático de mallado, es decir, el *software* escoge, con tal de optimizar la malla, el tipo de elemento que más convenga, ya sea tetraédricos, hexaédricos, entre otros, o una mezcla de ellos.

- **Callo óseo OP-1:** en este callo se determinó un tamaño de elemento de 0,7 mm.

Details of "Body Sizing" - Sizing	
[-] Scope	
Scoping Method	Geometry Selection
Geometry	3 Bodies
[-] Definition	
Suppressed	No
Type	Element Size
<input type="checkbox"/> Element Size	0,7 mm
[-] Advanced	
<input type="checkbox"/> Defeature Size	Default
Behavior	Soft

Figura 46: Propiedades del mallado OP-1.

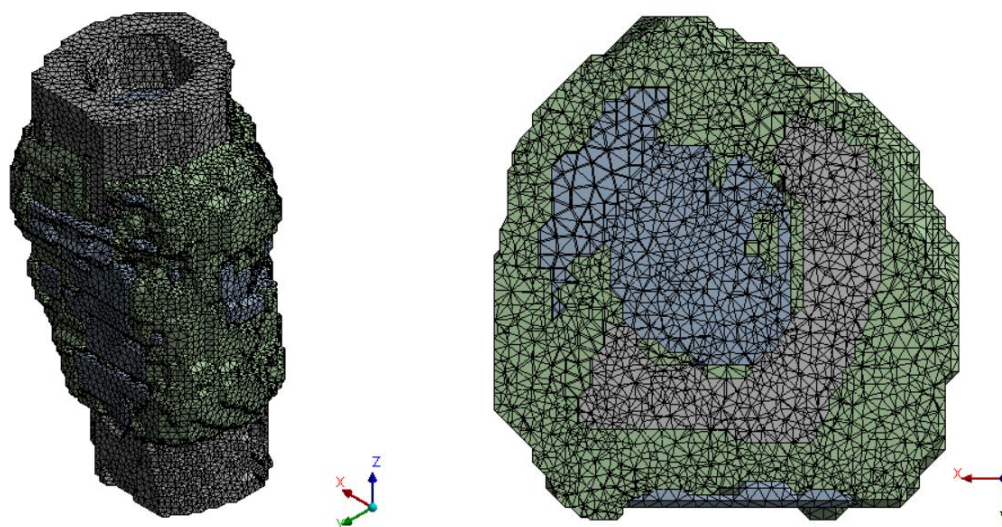


Figura 47: Modelo OP-1 mallado.

- **Callo óseo OP-2:** este callo tuvo un tamaño de elemento de 1 mm.

Details of "Body Sizing" - Sizing	
[-] Scope	
Scoping Method	Geometry Selection
Geometry	3 Bodies
[-] Definition	
Suppressed	No
Type	Element Size
<input type="checkbox"/> Element Size	1, mm
[-] Advanced	
<input type="checkbox"/> Defeature Size	Default
Behavior	Soft

Figura 48: Propiedades del mallado OP-2.

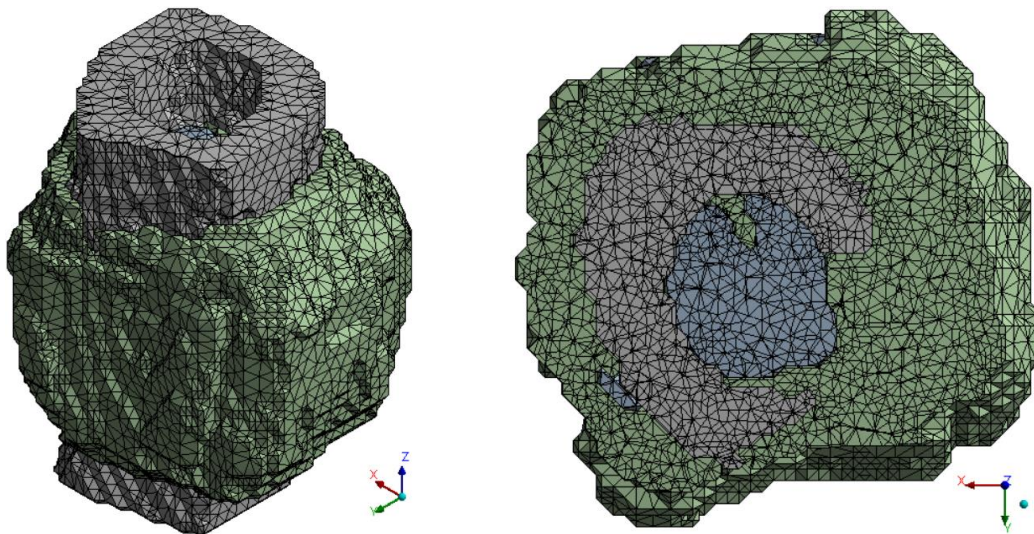


Figura 49: Modelo OP-2 mallado.

- **Callo óseo OP-3:** este tiene un tamaño de elemento de 0,6 mm.

Details of "Face Sizing" - Sizing	
Scope	
Scoping Method	Geometry Selection
Geometry	11316 Faces
Definition	
Suppressed	No
Type	Element Size
<input type="checkbox"/> Element Size	0,6 mm
Advanced	
<input type="checkbox"/> Defeature Size	Default
Behavior	Soft

Figura 50: Propiedades del mallado OP-3.

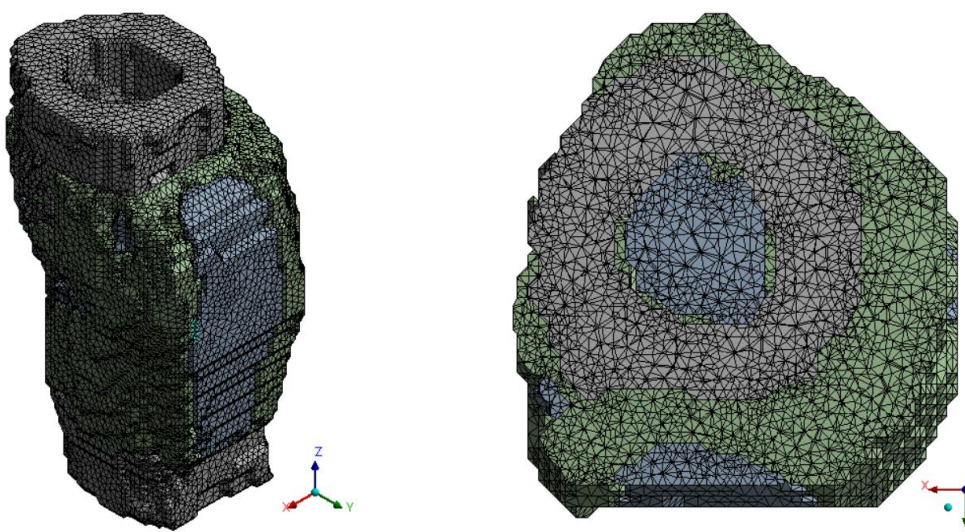


Figura 51: Modelo OP-3 mallado.

- **Callo óseo OP-4:** en este callo, se ha regulado solamente el tamaño del elemento, siendo de 0,6 mm.

Details of "Body Sizing" - Sizing	
[-] Scope	
Scoping Method	Geometry Selection
Geometry	3 Bodies
[-] Definition	
Suppressed	No
Type	Element Size
<input type="checkbox"/> Element Size	0,6 mm
[-] Advanced	
<input type="checkbox"/> Defeature Size	Default
Behavior	Soft

Figura 52: Propiedades del mallado OP-4.

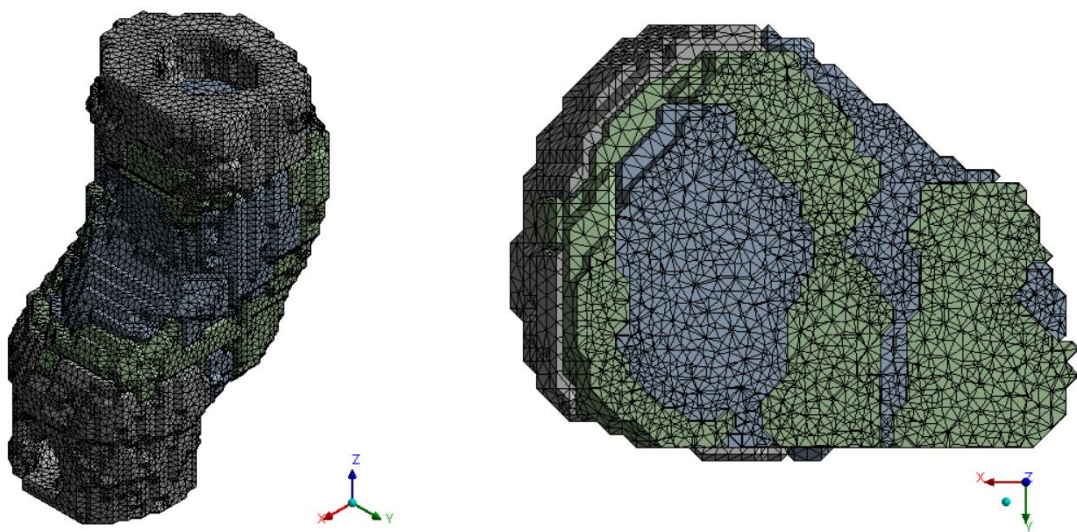


Figura 53: Modelo OP-4 mallado.

- **Callo óseo OP-5:** para este callo, solamente se reguló el tamaño del elemento a 0,5 mm.

Details of "Body Sizing" - Sizing	
[-] Scope	
Scoping Method	Geometry Selection
Geometry	3 Bodies
[-] Definition	
Suppressed	No
Type	Element Size
<input type="checkbox"/> Element Size	0,5 mm
[-] Advanced	
<input type="checkbox"/> Defeature Size	Default
Behavior	Soft

Figura 54: Propiedades del mallado OP-5.

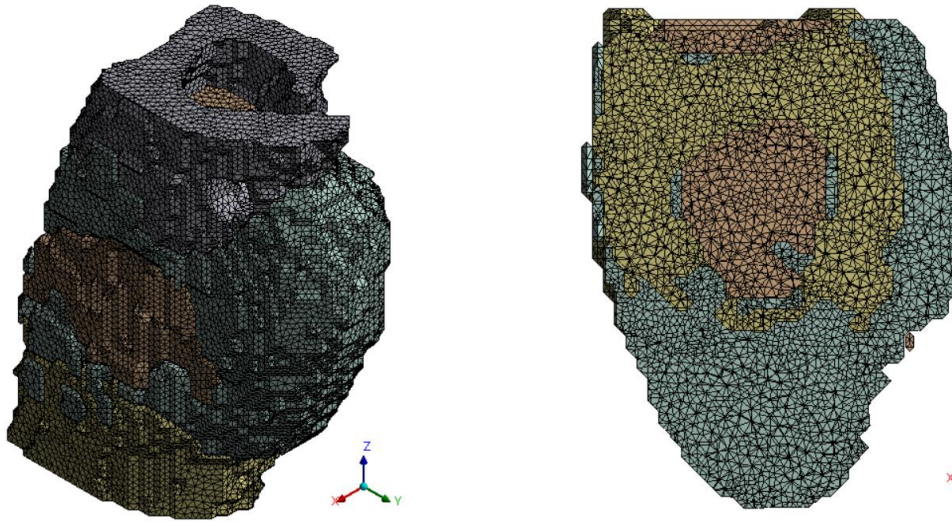


Figura 55: Modelo OP-5 mallado.

El mayor problema que hubo a la hora de hacer el mallado fue la presencia de pequeñas partes de determinado material envueltas de otro material, de manera que el mallado se hace imposible debido a esta variación de propiedades tan bruscas (de 2 MPa a 1000 MPa, por ejemplo) para partes tan pequeñas. Así, como se especifica anteriormente, en la segmentación se eliminaron estas pequeñas islas, pasándolas a formar parte del material que las envolvía.

Otro problema que hubo fue el tener partes del modelo cuyo grosor fuera tan pequeño que no era suficiente para poder formar una malla volumétrica. Esto se produjo debido a un excesivo suavizado y se corrigió regulando este en el programa *Avizo*.

Pinche [aquí](#) para acceder a la explicación detallada en el Anexo C: Ansys Workbench.

3.2.1.4 Condiciones de contorno y de carga

En todos los modelos, la condición de contorno y la carga es la misma. Al ser simplemente un ensayo para obtener la rigidez, se empotrará una cara (la distal) y en la cara opuesta del modelo (la proximal) se colocará una fuerza de compresión de 150 N, que es un valor realista en cuanto a la carga de compresión que sufre un metatarso de una oveja. El esquema es el siguiente:

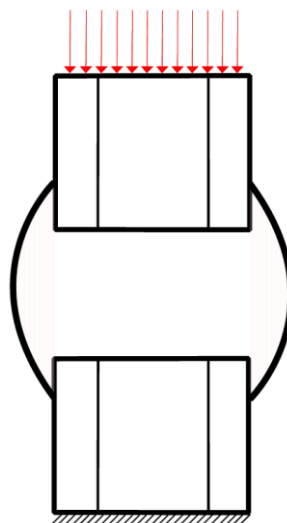


Figura 56: Condición de contorno y carga (Soriano López 2020).

Tras implementar el empotramiento y la carga, se procede a analizar, pasando al proceso de Análisis.

Pinche [aquí](#) para acceder a la explicación detallada en el Anexo C: Ansys Workbench.

3.2.2 Análisis

Esta segunda fase de la simulación se basa en ejecutar el análisis en el *Ansys Mechanical* para obtener los resultados. Estos análisis se realizaron de forma relativamente rápida. La tabla que se muestra refleja los tiempos de análisis de cada callo óseo para cada uno de los diez análisis realizados.

3.2.2.1 Problemas encontrados en el análisis

Algunos problemas fueron encontrados en el análisis. El mayor problema fue la no continuidad de desplazamientos en las distintas secciones de los callos. Esto ocurrió debido a que el suavizado realizado en un principio quitó material interno del callo, separando las distintas partes del ensamblaje y provocando que no se transmitieran correctamente los desplazamientos. Esto se solucionó quitando el suavizado del callo óseo, aunque esto hace que tenga un aspecto menos real.

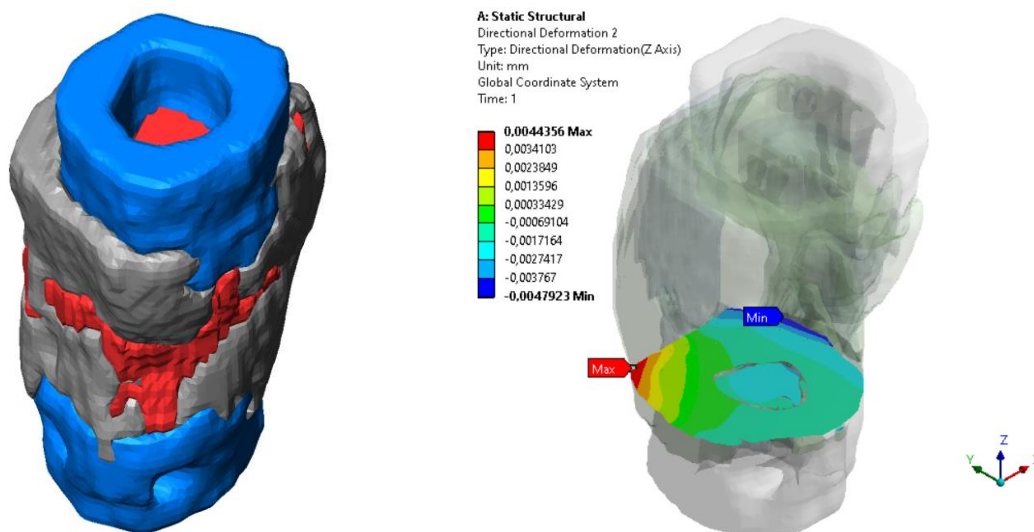


Figura 57: Ejemplo de un callo óseo suavizado y problema de discontinuidad de desplazamientos.

Otros problemas destacados fueron el exceso de uso de memoria al usar un mallado demasiado fino, la falta de restricciones o ajustar la tolerancia de los contactos, que, si era demasiado grande, daba problemas a la hora de encontrar la solución.

3.2.3 Postproceso

La fase de postproceso se basa en solicitar los resultados del análisis, que serán expuestos en el capítulo Resultados del presente trabajo. Con estos resultados, se calculará la rigidez como se ilustra en el siguiente esquema:

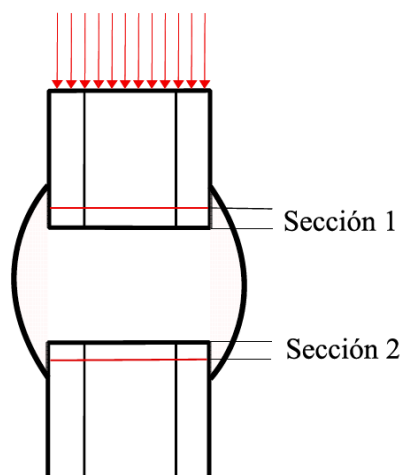


Figura 58: Esquema de secciones de resultados (Soriano López 2020).

A partir de los desplazamientos medios obtenidos en las secciones de resultados, la rigidez se calcula mediante

$$K = \frac{F}{|d_1 - d_2|} \quad (2)$$

siendo F la fuerza de compresión aplicada en valor absoluto; d_1 el desplazamiento medio del plano proximal; y d_2 el desplazamiento medio del plano distal. Así, serán solicitados tres resultados: desplazamiento de todo el callo, desplazamiento medio en la sección 1 y desplazamiento medio en la sección 2, todos ellos en la dirección del eje Z, que es el eje axial del callo óseo.

4 RESULTADOS

Este capítulo se basa en exponer los resultados obtenidos en el trabajo. Así, se mostrará el desplazamiento en el eje longitudinal de los callos (eje Z) mínimo y máximo, el desplazamiento medio para cada plano de resultados en el eje Z y la rigidez de cada callo óseo para un módulo de elasticidad de 1000 MPa constante a lo largo del tiempo y para cada callo óseo con un módulo de elasticidad variable con el tiempo.

4.1. Desplazamiento mínimo y máximo en el eje Z

Para cada caso, se mostrará una imagen con un mapa de colores para poder observar dónde se producen los desplazamientos mínimo y máximo en el eje axial de cada callo óseo. Es importante, a la hora de observar los resultados, tener en cuenta el sistema de coordenadas, que indica cuál es el sentido positivo del desplazamiento.

El callo indeformado se muestra de forma translúcida. La configuración deformada está con el factor de autoescala, es decir, el *software* determina el factor de escalado adecuado para observar la deformación.

También cabe destacar que para cada callo se indica el sentido de la compresión (eje Z positivo o eje Z negativo).

Los desplazamientos están expresados en milímetros (mm).

4.1.1 Módulo de elasticidad del callo duro constante

- Callo óseo OP-1: Sentido de la compresión Z **negativo**.

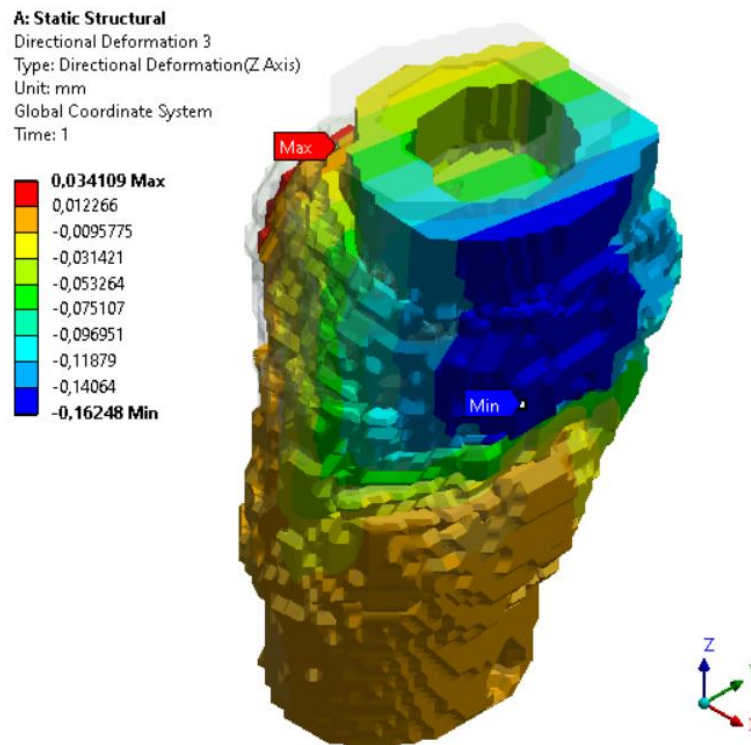


Figura 59: Desplazamiento [mm] mín. y máx. OP-1 (E constante).

- **Callo óseo OP-2: Sentido de la compresión Z negativo.**

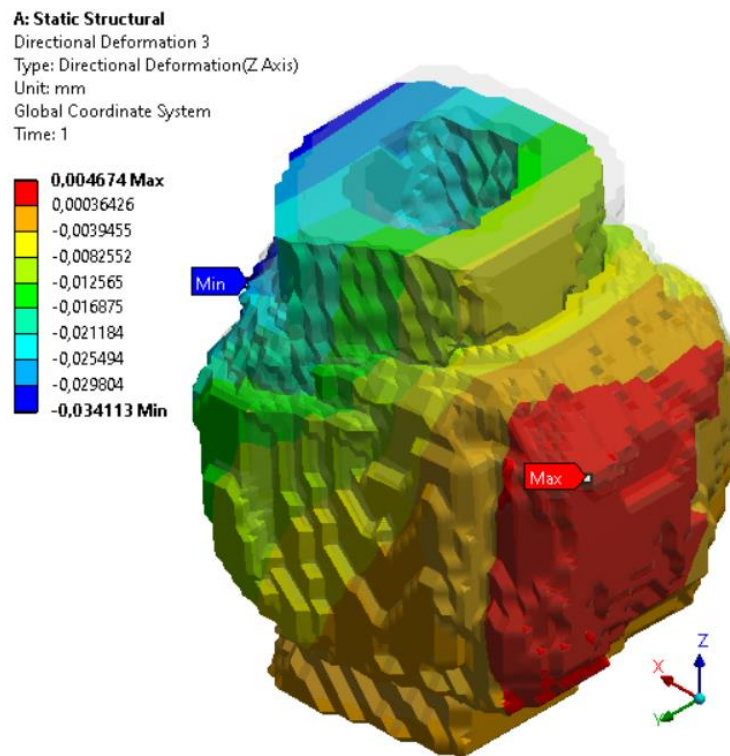


Figura 60: Desplazamiento [mm] mín. y máx. OP-2 (E constante).

- **Callo óseo OP-3: Sentido de la compresión Z negativo.**

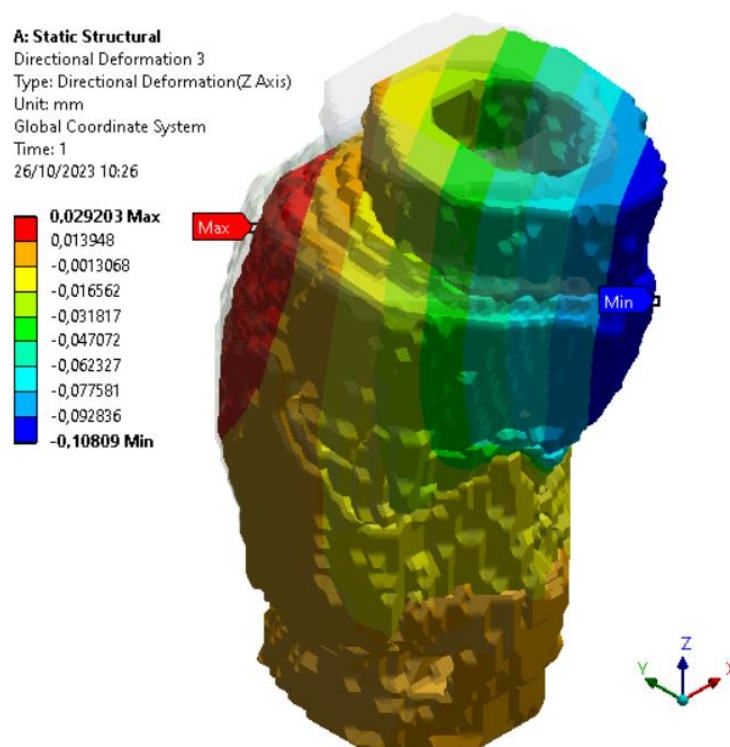


Figura 61: Desplazamiento [mm] mín. y máx. OP-3 (E constante).

- **Callo óseo OP-4: Sentido de la compresión Z negativo.**

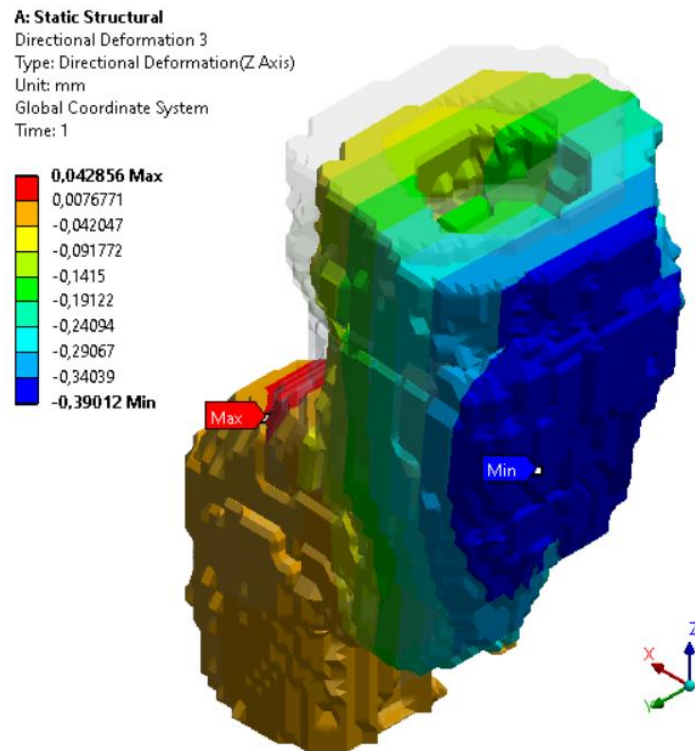


Figura 62: Desplazamiento [mm] mín. y máx. OP-4 (E constante).

- **Callo óseo OP-5: Sentido de la compresión Z positivo.**

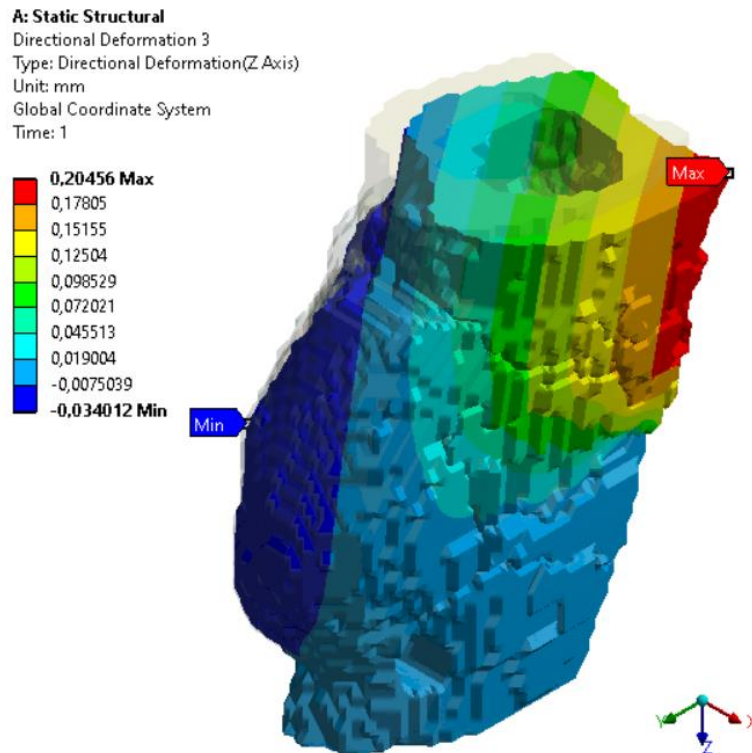


Figura 63: Desplazamiento [mm] mín. y máx. OP-5 (E constante).

- **Tabla resumen de resultados:**

Tabla 8: Resumen de desplazamientos con módulo de elasticidad del callo duro constante.

Número de callo óseo	Sentido de compresión	Desplazamiento mínimo eje Z [mm]	Desplazamiento máximo eje Z [mm]
OP-1 (36 DTC)	Z negativo	-0,16	$3,41 \cdot 10^{-2}$
OP-2 (46 DTC)	Z negativo	$-3,41 \cdot 10^{-2}$	$4,67 \cdot 10^{-3}$
OP-3 (97 DTC)	Z negativo	-0,11	$2,92 \cdot 10^{-2}$
OP-4 (103 DTC)	Z negativo	-0,39	$4,29 \cdot 10^{-2}$
OP-5 (103 DTC)	Z positivo	$-3,40 \cdot 10^{-2}$	0,21

4.1.2 Módulo de elasticidad del callo duro variable

- **Callo óseo OP-1: Sentido de la compresión Z negativo.**

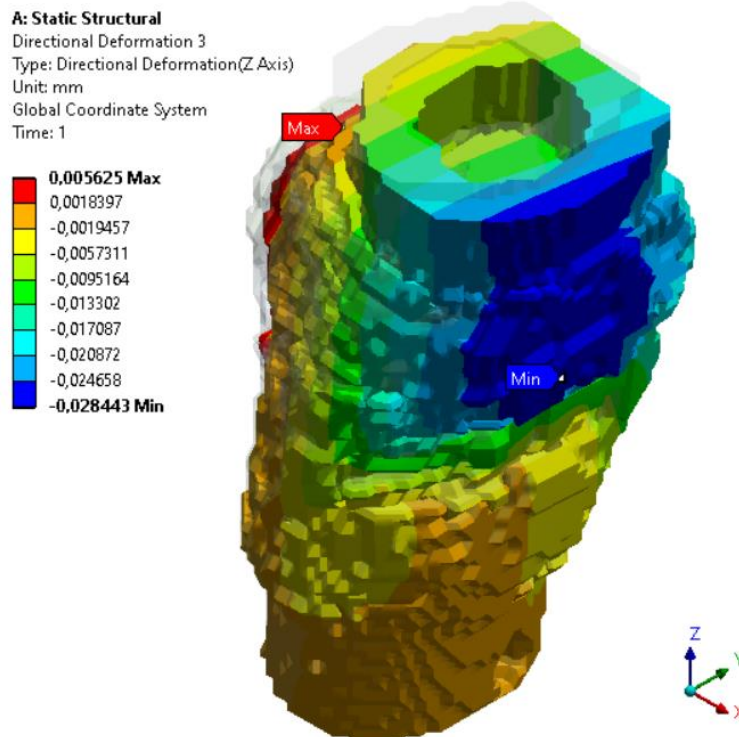


Figura 64: Desplazamiento [mm] mín. y máx. OP-1 (E variable).

- **Callo óseo OP-2: Sentido de la compresión Z negativo.**

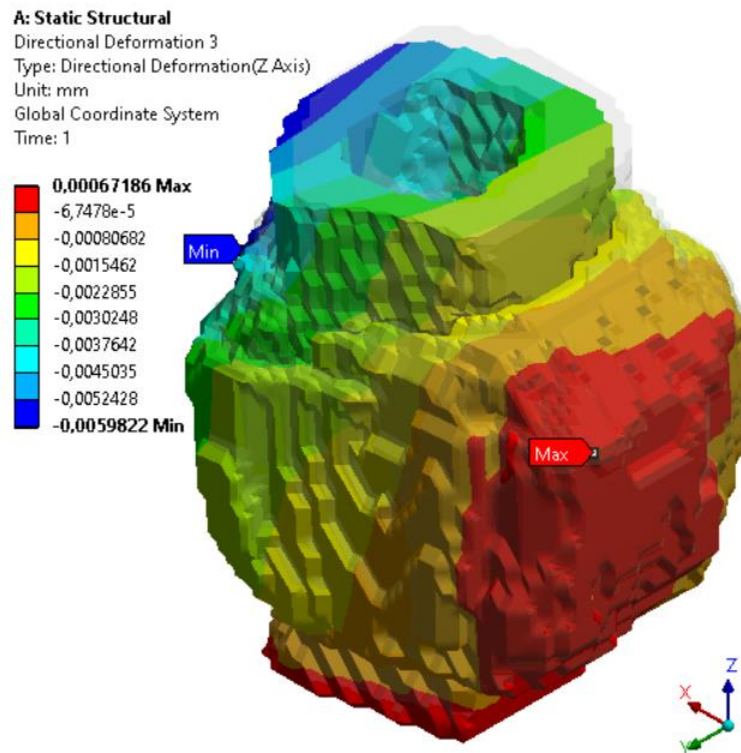


Figura 65: Desplazamiento [mm] mín. y máx. OP-2 (E variable).

- **Callo óseo OP-3: Sentido de la compresión Z negativo.**

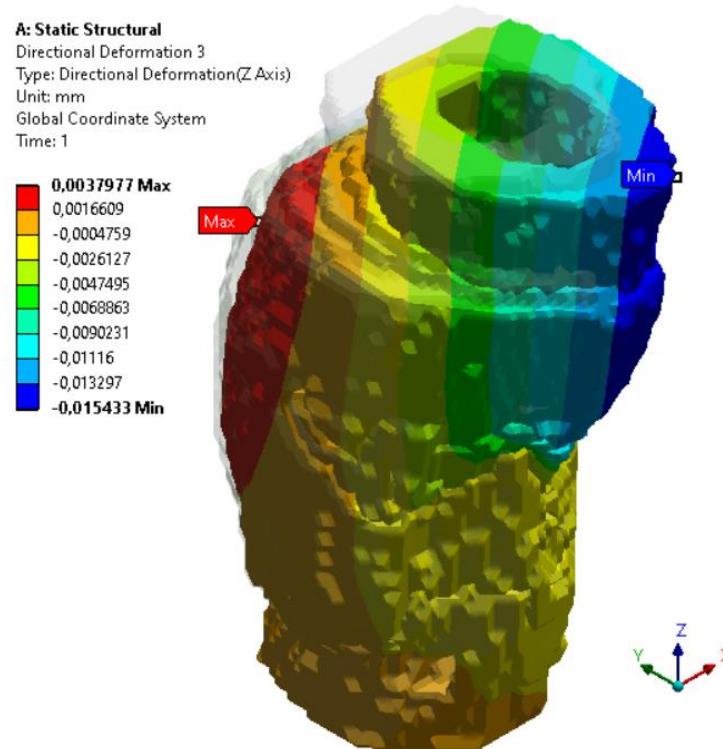


Figura 66: Desplazamiento [mm] mín. y máx. OP-3 (E variable).

- **Callo óseo OP-4: Sentido de la compresión Z negativo.**

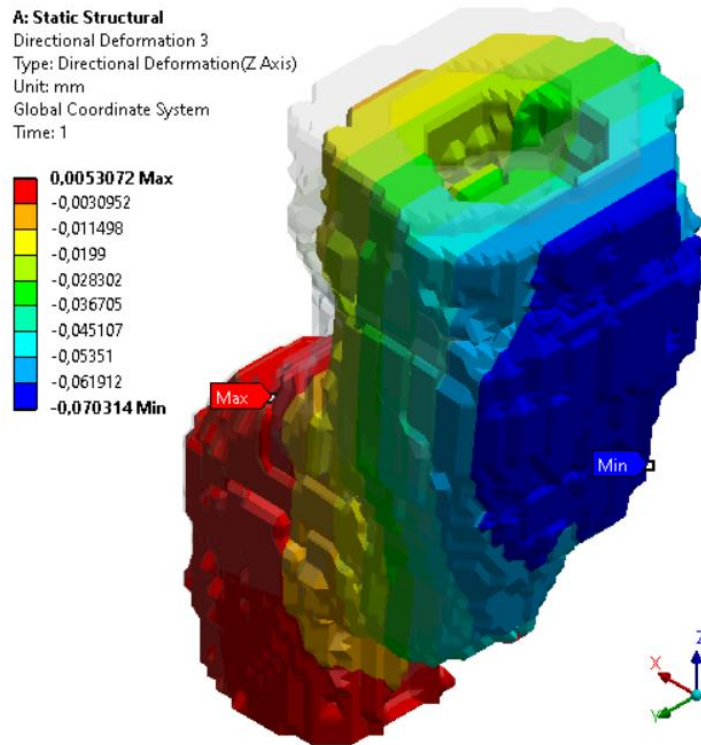


Figura 67: Desplazamiento [mm] mín. y máx. OP-4 (E variable).

- **Callo óseo OP-5: Sentido de la compresión Z positivo.**

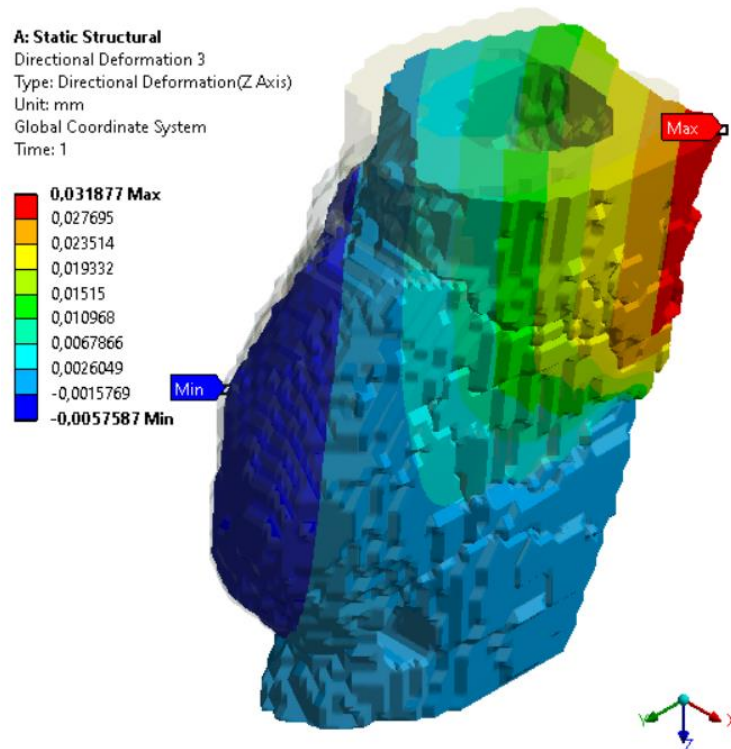


Figura 68: Desplazamiento [mm] mín. y máx. OP-5 (E variable).

- **Tabla resumen de resultados:**

Tabla 9: Resumen de desplazamientos con módulo de elasticidad del callo duro variable.

Número de callo óseo	Sentido de compresión	Desplazamiento mínimo eje Z [mm]	Desplazamiento máximo eje Z [mm]
OP-1 (36 DTC)	Z negativo	$-2,84 \cdot 10^{-2}$	$5,63 \cdot 10^{-3}$
OP-2 (46 DTC)	Z negativo	$-5,98 \cdot 10^{-3}$	$6,72 \cdot 10^{-4}$
OP-3 (97 DTC)	Z negativo	$-1,54 \cdot 10^{-2}$	$3,80 \cdot 10^{-3}$
OP-4 (103 DTC)	Z negativo	$-7,03 \cdot 10^{-2}$	$5,31 \cdot 10^{-3}$
OP-5 (103 DTC)	Z positivo	$-5,76 \cdot 10^{-3}$	$3,19 \cdot 10^{-2}$

4.2. Desplazamiento medio en planos de resultados en el eje Z

En este apartado se muestran los desplazamientos medios de los dos planos considerados para, posteriormente, calcular la rigidez. Aunque interese solamente el desplazamiento medio, se mostrarán la posición del mínimo y máximo.

4.2.1 Módulo de elasticidad del callo duro constante

- **Callo óseo OP-1:**

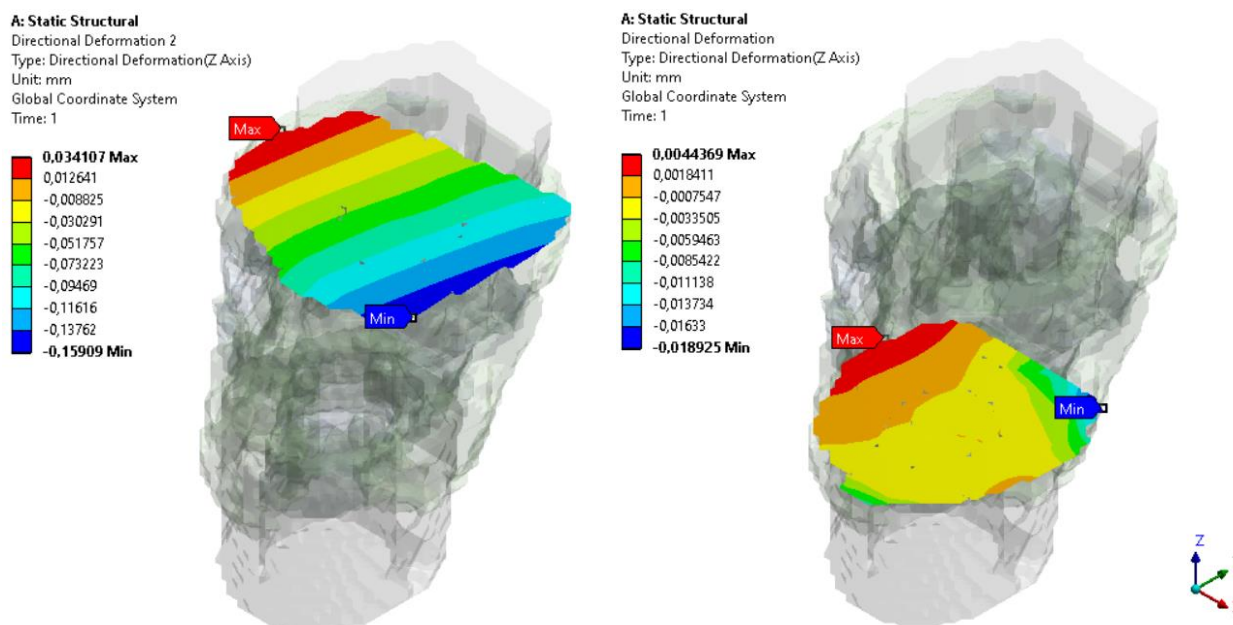
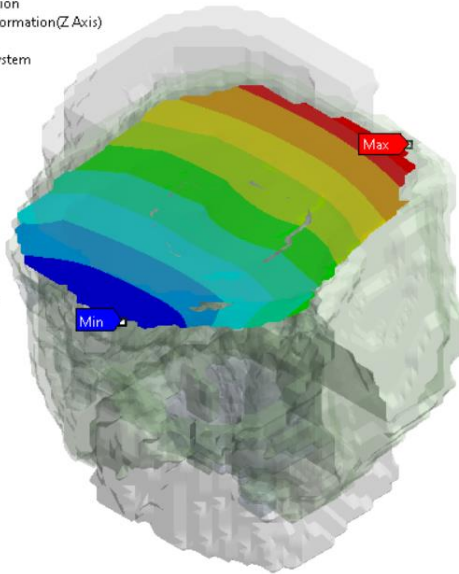


Figura 69: Desplazamientos [mm] en planos del callo OP-1 (E constante).

- Callo óseo OP-2:

A: Static Structural
 Directional Deformation
 Type: Directional Deformation(Z Axis)
 Unit: mm
 Global Coordinate System
 Time: 1

0,002234 Max
 -0,0017846
 -0,0058031
 -0,0098217
 -0,01384
 -0,017859
 -0,021877
 -0,025896
 -0,029914
 -0,033933 Min



A: Static Structural
 Directional Deformation 2
 Type: Directional Deformation(Z Axis)
 Unit: mm
 Global Coordinate System
 Time: 1

0,00096881 Max
 -0,00033722
 -0,0016432
 -0,0029493
 -0,0042553
 -0,0055613
 -0,0068674
 -0,0081734
 -0,0094794
 -0,010785 Min

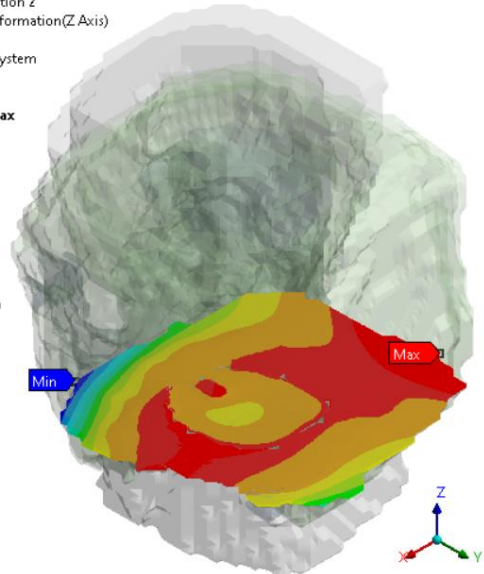
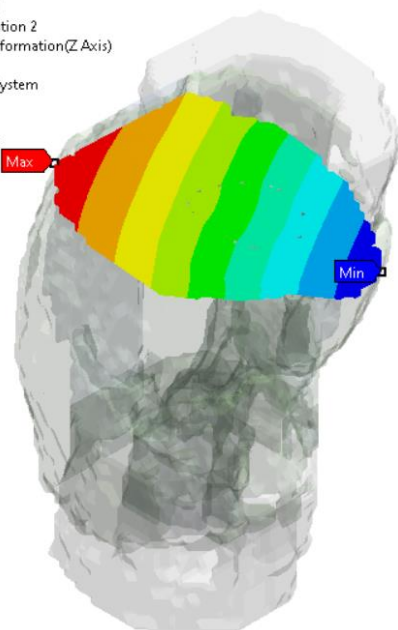


Figura 70: Desplazamientos [mm] en planos del callo OP-2 (E constante).

- Callo óseo OP-3:

A: Static Structural
 Directional Deformation 2
 Type: Directional Deformation(Z Axis)
 Unit: mm
 Global Coordinate System
 Time: 1

0,028914 Max
 0,013879
 -0,0011547
 -0,016189
 -0,031223
 -0,046257
 -0,061292
 -0,076326
 -0,09136
 -0,10639 Min



A: Static Structural
 Directional Deformation
 Type: Directional Deformation(Z Axis)
 Unit: mm
 Global Coordinate System
 Time: 1

0,0031734 Max
 0,0024342
 0,0016951
 0,0009591
 0,00021675
 -0,00052241
 -0,0012616
 -0,0020007
 -0,0027399
 -0,0034791 Min

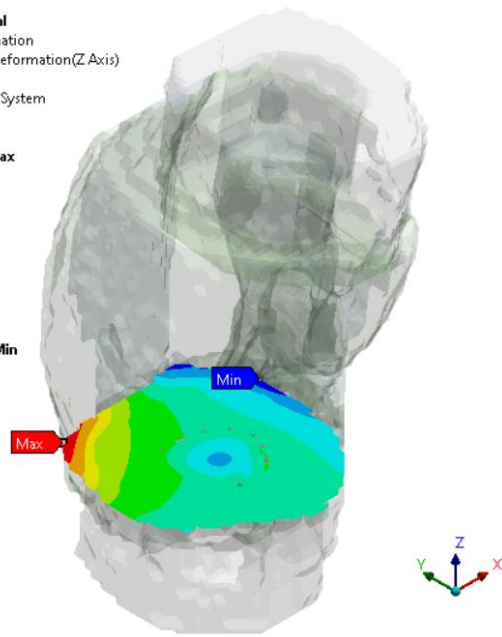
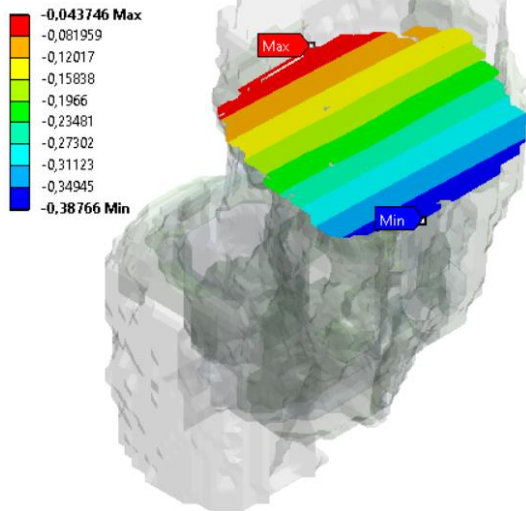


Figura 71: Desplazamientos [mm] en planos del callo OP-3 (E constante).

- Callo óseo OP-4:

A: Static Structural
 Directional Deformation 2
 Type: Directional Deformation(Z Axis)
 Unit: mm
 Global Coordinate System
 Time: 1



A: Static Structural
 Directional Deformation
 Type: Directional Deformation(Z Axis)
 Unit: mm
 Global Coordinate System
 Time: 1

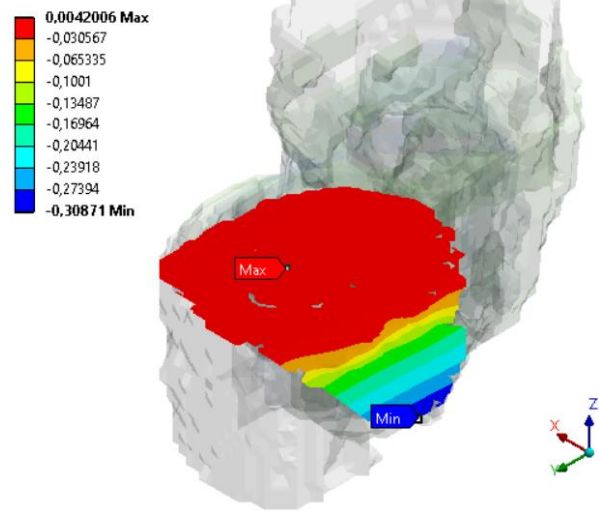
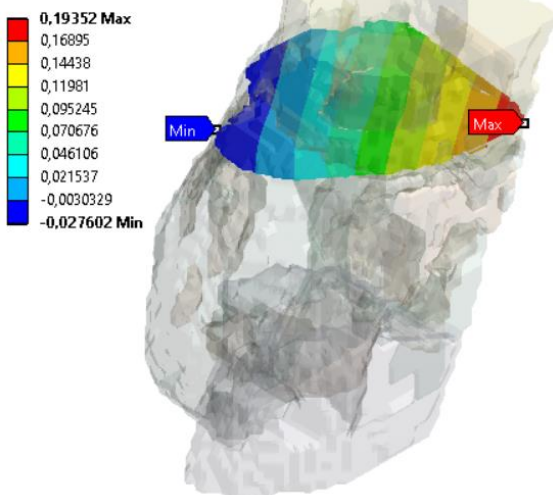


Figura 72: Desplazamientos [mm] en planos del callo OP-4 (E constante).

- Callo óseo OP-5:

A: Static Structural
 Directional Deformation 2
 Type: Directional Deformation(Z Axis)
 Unit: mm
 Global Coordinate System
 Time: 1



A: Static Structural
 Directional Deformation
 Type: Directional Deformation(Z Axis)
 Unit: mm
 Global Coordinate System
 Time: 1

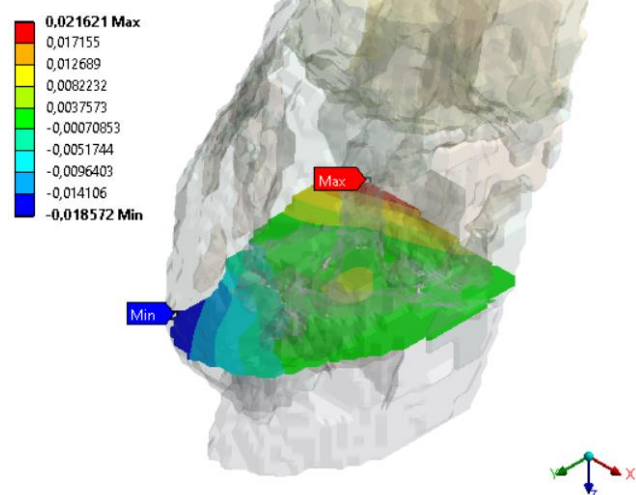


Figura 73: Desplazamientos [mm] en planos del callo OP-5 (E constante).

- **Tabla resumen de resultados:**

Tabla 10: Resumen de desplazamientos en planos de resultados con módulo de elasticidad del callo duro constante.

Número de callo óseo	Sentido de compresión	Desplazamiento medio plano proximal [mm]	Desplazamiento medio plano distal [mm]
OP-1 (36 DTC)	Z negativo	$-6,48 \cdot 10^{-2}$	$-1,56 \cdot 10^{-3}$
OP-2 (46 DTC)	Z negativo	$-1,22 \cdot 10^{-3}$	$-1,66 \cdot 10^{-2}$
OP-3 (97 DTC)	Z negativo	$-3,35 \cdot 10^{-2}$	$-7,22 \cdot 10^{-4}$
OP-4 (103 DTC)	Z negativo	-0,22	$-4,05 \cdot 10^{-2}$
OP-5 (103 DTC)	Z positivo	$6,44 \cdot 10^{-2}$	$8,11 \cdot 10^{-4}$

4.2.2 Módulo de elasticidad del callo duro variable

- **Callo óseo OP-1:**

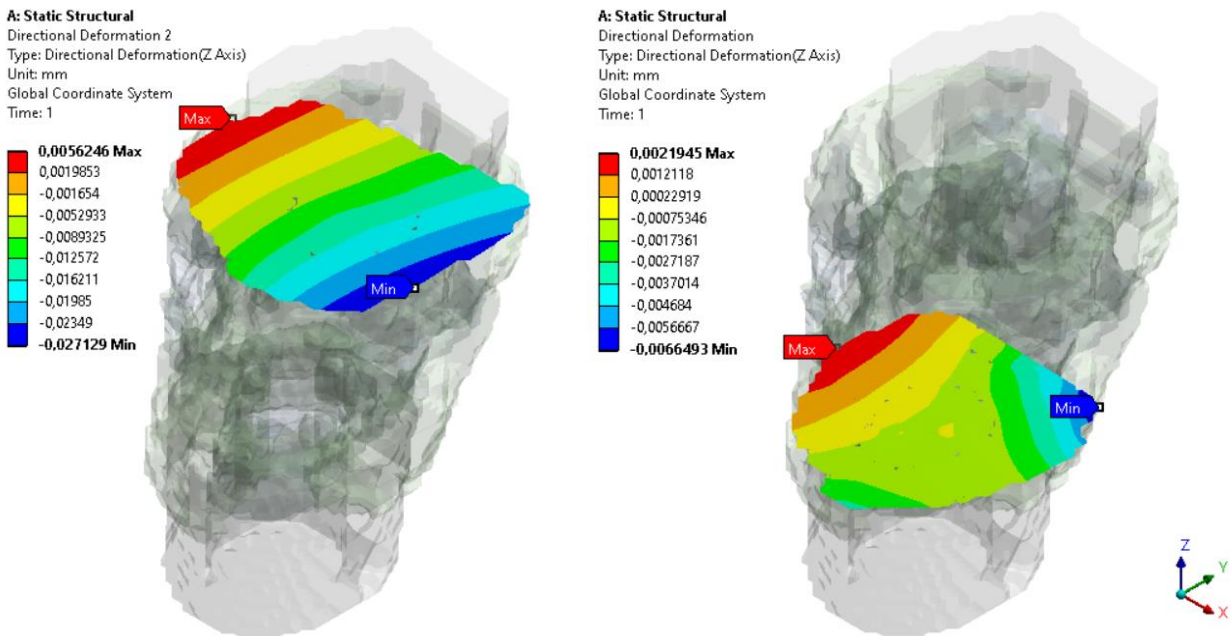


Figura 74: Desplazamientos [mm] en planos del callo OP-1 (E variable).

- Callo óseo OP-2:

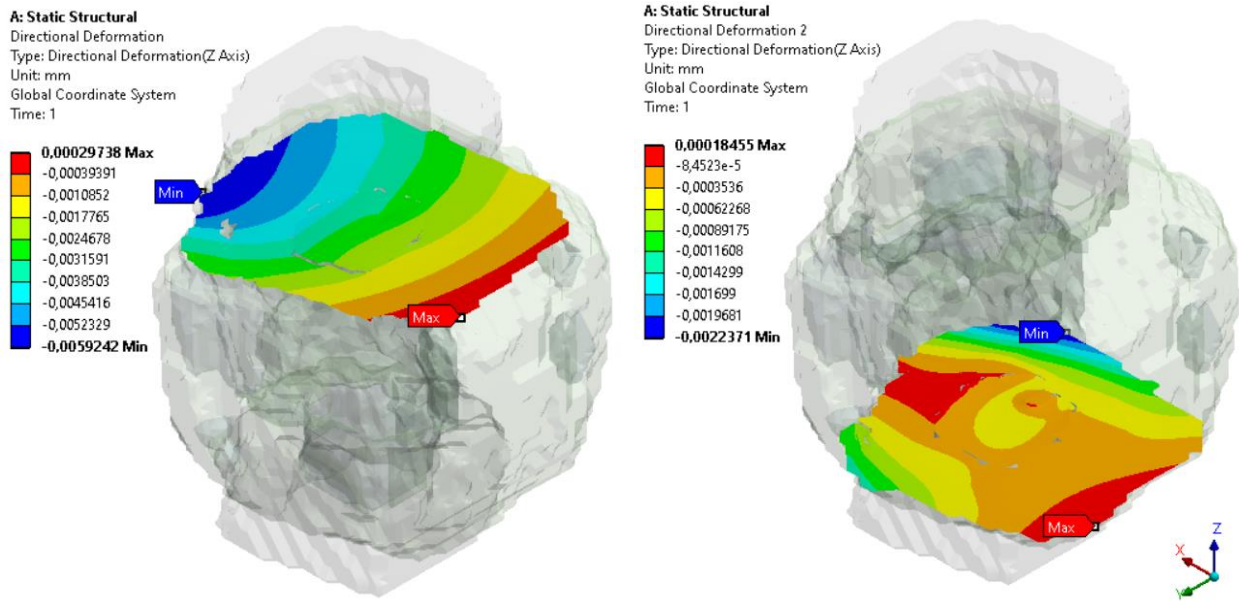


Figura 75: Desplazamientos [mm] en planos del callo OP-2 (E variable).

- Callo óseo OP-3:

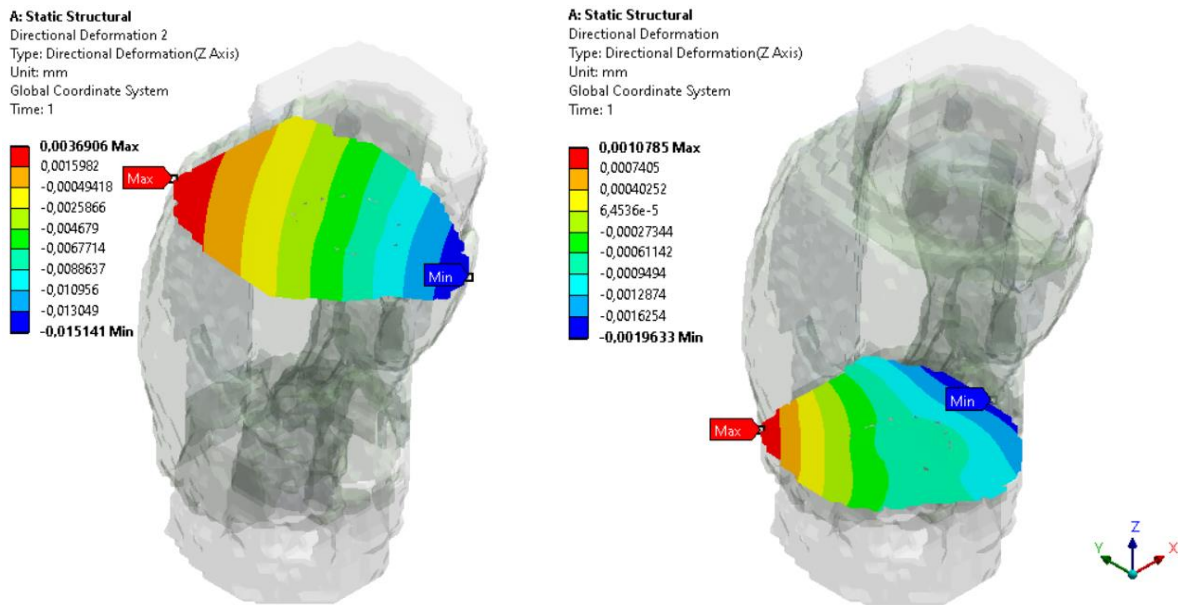
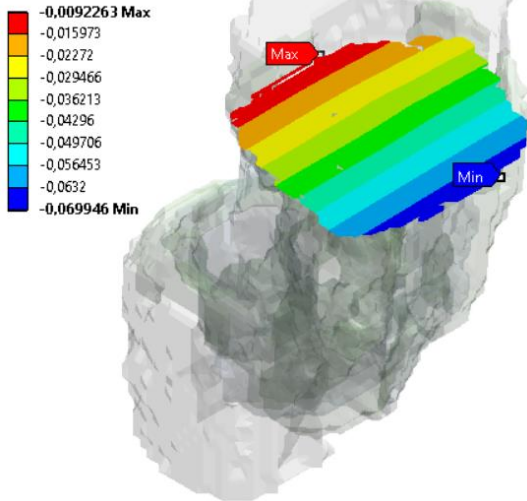


Figura 76: Desplazamientos [mm] en planos del callo OP-3 (E variable).

- Callo óseo OP-4:

A: Static Structural
 Directional Deformation 2
 Type: Directional Deformation(Z Axis)
 Unit: mm
 Global Coordinate System
 Time: 1



A: Static Structural
 Directional Deformation
 Type: Directional Deformation(Z Axis)
 Unit: mm
 Global Coordinate System
 Time: 1

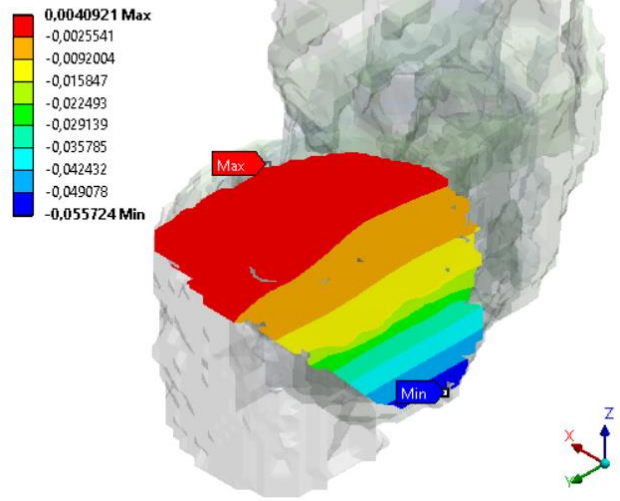
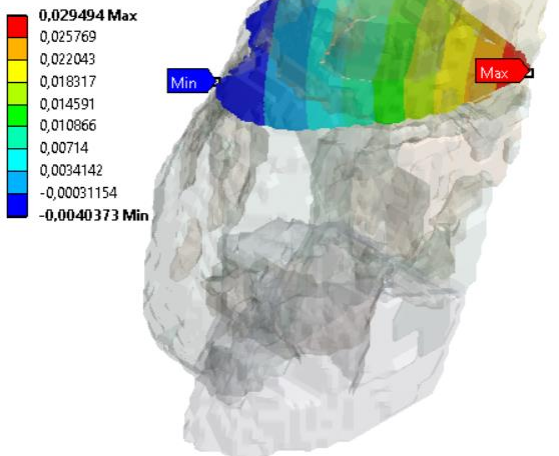


Figura 77: Desplazamientos [mm] en planos del callo OP-4 (E variable).

- Callo óseo OP-5:

A: Static Structural
 Directional Deformation 2
 Type: Directional Deformation(Z Axis)
 Unit: mm
 Global Coordinate System
 Time: 1



A: Static Structural
 Directional Deformation
 Type: Directional Deformation(Z Axis)
 Unit: mm
 Global Coordinate System
 Time: 1

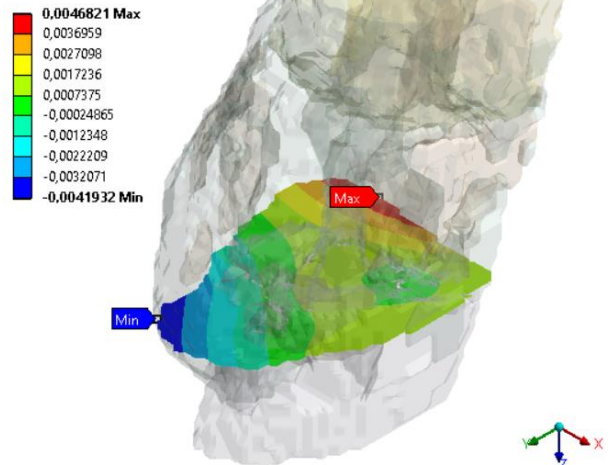


Figura 78: Desplazamientos [mm] en planos del callo OP-5 (E variable).

- **Tabla resumen de resultados:**

Tabla 11: Resumen de desplazamientos en planos de resultados con módulo de elasticidad del callo duro variable.

Número de callo óseo	Sentido de compresión	Desplazamiento medio plano proximal [mm]	Desplazamiento medio plano distal [mm]
OP-1 (36 DTC)	Z negativo	$-1,08 \cdot 10^{-2}$	$-1,11 \cdot 10^{-3}$
OP-2 (46 DTC)	Z negativo	$-2,70 \cdot 10^{-3}$	$-4,44 \cdot 10^{-4}$
OP-3 (97 DTC)	Z negativo	$-4,80 \cdot 10^{-3}$	$-6,50 \cdot 10^{-4}$
OP-4 (103 DTC)	Z negativo	$-3,92 \cdot 10^{-2}$	$-9,93 \cdot 10^{-3}$
OP-5 (103 DTC)	Z positivo	$9,46 \cdot 10^{-3}$	$5,87 \cdot 10^{-4}$

4.3. Rigidez

Aplicando el método explicado en el apartado Postproceso de la simulación, se muestra una tabla de las rigideces obtenidas para cada caso.

4.3.1 Módulo de elasticidad del callo duro constante

Tabla 12: Rigidez axial de los callos óseos con módulo de elasticidad constante en el callo duro.

Número de callo óseo	Rigidez axial [kN/mm]
OP-1 (36 DTC)	2,37
OP-2 (46 DTC)	9,77
OP-3 (97 DTC)	4,58
OP-4 (103 DTC)	0,86
OP-5 (103 DTC)	2,36

4.3.2 Módulo de elasticidad del callo duro variable

Tabla 13: Rigidez axial de los callos óseos con módulo de elasticidad variable en el callo duro.

Número de callo óseo	Rigidez axial [kN/mm]
OP-1 (36 DTC)	15,46
OP-2 (46 DTC)	66,44
OP-3 (97 DTC)	36,19
OP-4 (103 DTC)	5,12
OP-5 (103 DTC)	16,90

5 DISCUSIÓN

En este capítulo de discusión se van a realizar diversas comparaciones, que se muestran en la siguiente lista, para cada callo óseo:

1. Desplazamientos obtenidos *in silico* con módulo de Young del callo duro constante y variable, esto es, dos valores de desplazamiento máximo en valor absoluto para cada callo óseo.
2. Rigidez obtenida *in silico* con módulo de Young del callo duro constante con las obtenidas *in vivo* experimentalmente y de ovejas sanas.
3. Rigidez obtenida *in silico* con módulo de Young del callo duro variable con las obtenidas *in vivo* experimentalmente y de ovejas sanas.

Para la discusión de los resultados obtenidos, se han de tener en cuenta las siguientes consideraciones:

- El hecho de modelar el callo duro con solo un material lineal e isótropo es una gran simplificación, ya que, realmente, el callo tiene distintas propiedades mecánicas en su volumen, teniendo zonas más mineralizadas que otras, entre otras propiedades.
- Imponer que el módulo de elasticidad del callo duro sea constante a lo largo del tiempo también es otra gran simplificación debido a que, tras el paso de los días, el callo óseo va mineralizando y ganando módulo de elasticidad, lo que provoca la ganancia de rigidez. De ahí que también se analicen los resultados teniendo en cuenta un módulo de elasticidad variable con tendencia ascendente con el tiempo.
- Se determinó experimentalmente que el callo OP-2 tuvo una mineralización más rápida de lo normal a los 46 días tras la cirugía.
- El callo OP-4 tiene la particularidad de que los fragmentos de hueso cortical no están alineados entre sí, lo que provoca que la carga de compresión no sea soportada de manera alineada de un extremo a otro.
- Los modelos estudiados son de tejidos vivos. Esto quiere decir que no todos tienen que ser iguales entre sí (morfología diferente, por ejemplo). Pueden existir valores anómalos y cada oveja puede tener un proceso de mineralización más rápido o lento que otras, por lo que no es de extrañar que alguna no siga la tendencia general obtenida de la literatura. Por ejemplo, puede darse que una oveja con osteoporosis en un número determinado de días tras la cirugía tenga mayor rigidez que la que indica la curva generalizada de rigidez en el callo óseo de ovejas sanas.

5.1. Comparativa de desplazamientos máximos en valor absoluto en el eje Z

Como se muestra en las tablas de resultados anteriores de desplazamientos máximos y mínimos (Tabla 8 y Tabla 9), el signo de estos valores depende del sentido de la carga de compresión. De esta forma, cuando se aplica una carga de compresión a un cuerpo, el signo positivo o negativo del desplazamiento depende del sistema de referencia. Así, se debe tener en cuenta lo siguiente:

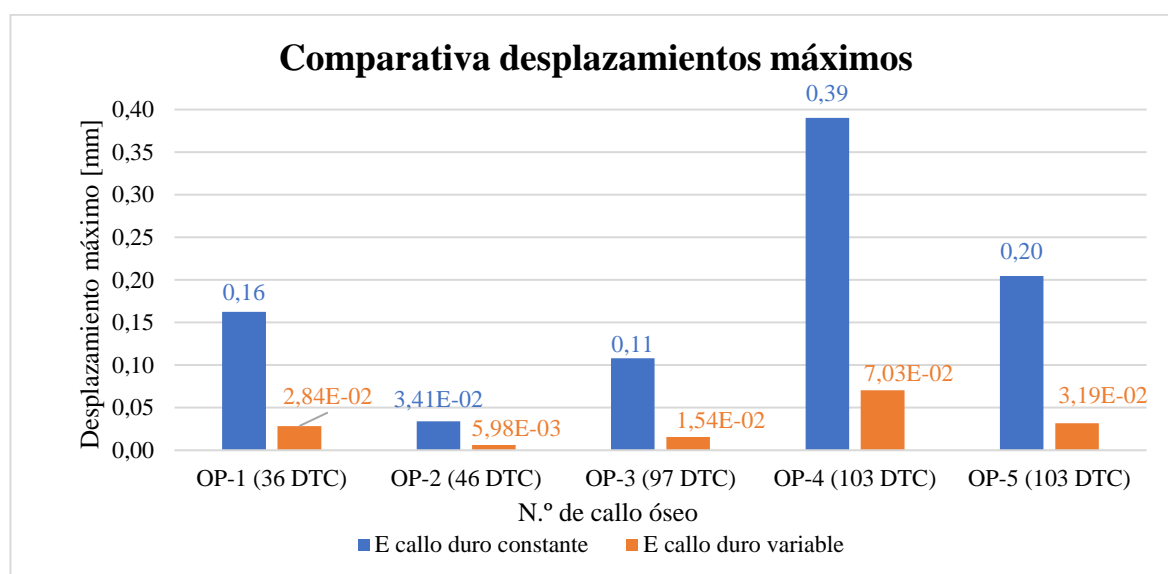
- Compresión aplicada en sentido Z positivo: desplazamiento máximo tiene signo positivo.
- Compresión aplicada en sentido Z negativo: desplazamiento máximo tiene signo negativo.

De esta manera, de la Tabla 8 se obtiene, para cada callo, el valor de desplazamiento cuyo valor absoluto sea mayor. Por ejemplo, en el caso del callo OP-4, se escoge el valor 0,39 mm; por otro lado, para el callo OP-5, se escoge el valor 0,205 mm. Ídem para la Tabla 9. Así, se obtiene la siguiente tabla de resultados para los valores de desplazamientos máximos en valor absoluto y que se dan en el sentido de la compresión:

Tabla 14: Desplazamientos máximos en valor absoluto de los callos óseos.

Número de callo óseo	Desplazamiento máximo con $E_{\text{callo,duro}}$ constante [mm]	Desplazamiento máximo con $E_{\text{callo,duro}}$ variable [mm]
OP-1 (36 DTC)	0,16	$2,84 \cdot 10^{-2}$
OP-2 (46 DTC)	$3,41 \cdot 10^{-2}$	$5,98 \cdot 10^{-3}$
OP-3 (97 DTC)	0,11	$1,54 \cdot 10^{-2}$
OP-4 (103 DTC)	0,39	$7,03 \cdot 10^{-2}$
OP-5 (103 DTC)	0,21	$3,19 \cdot 10^{-2}$

Representando gráficamente, se muestra la siguiente comparativa:



Se muestra que los desplazamientos en todos los callos óseos con un módulo de elasticidad variable con el número de días tras la cirugía son en torno al 14- 18% de los que tienen un módulo de elasticidad constante en el callo duro de 1000 MPa. Esto es lógico y esperado ya que el módulo de elasticidad variable en todos los callos varía desde 8358,78 MPa a 9813,39 MPa el mayor, es decir, entre 8,36 y 9,81 veces más rígido para una misma carga, lo que implica mucho menor desplazamiento para una misma carga (mayor rigidez).

5.2. Comparativa de rigideces axiales

En este segundo apartado del capítulo, se van a comparar, para el mismo número de DTC, la rigidez de cada callo analizado computacionalmente con:

- Rigidez del callo óseo de distracción osteoporótico obtenida experimentalmente *in vivo* mediante ensayos dinámicos de marcha mediante plataforma de fuerza y fijación externa instrumentada del hueso intervenido (Toscano-Angulo J. J. et al. 2023).
- Rigidez del callo óseo de distracción sano obtenida experimentalmente *in vivo* mediante ensayos dinámicos de marcha mediante plataforma de fuerza y fijación externa instrumentada del hueso intervenido (Mora-Macías et al. 2017).

5.2.1 Obtención de la rigidez axial experimental

Esta rigidez fue obtenida por Toscano-Angulo et al. en 2023 (Toscano-Angulo J. J. et al. 2023) a ovejas merinas

hembra a las que se les indujo osteoporosis para reducir la densidad mineral ósea un 10% y posteriormente se les aplicó un proceso de transporte óseo. De este estudio se obtuvieron los callos óseos analizados *in silico* en el presente trabajo. Para obtener la rigidez axial medida *in vivo* de cada callo, se aplicará una ecuación que se obtuvo de la curva roja de la siguiente gráfica:

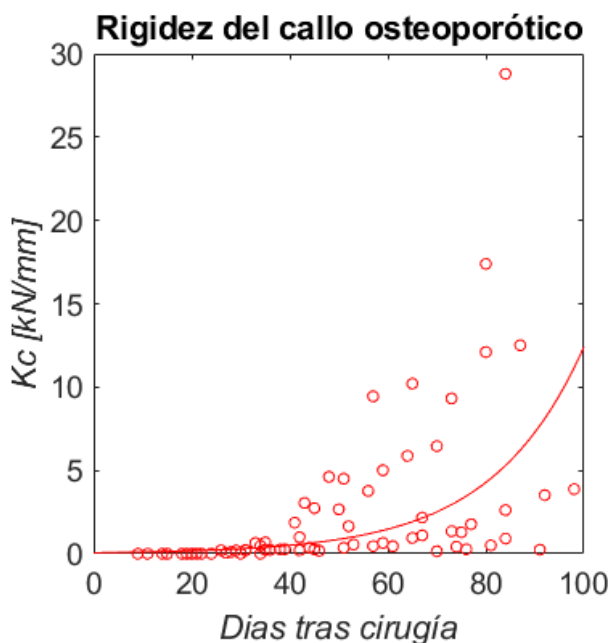


Figura 79: Evolución de la rigidez del callo de distracción osteoporótico *in vivo* (curva roja) (Toscano-Angulo J. J. et al. 2023).

En este estudio se demostró que las ovejas con osteoporosis muestran, por lo general, una rigidez menor que las ovejas sanas debido a la pobre capacidad de mineralización que produce la patología (Toscano-Angulo J. J. et al. 2023). Esto se debe tener en cuenta a la hora de comprobar resultados.

La ecuación de esta curva, para poder obtener la rigidez experimental en unidades kN/mm dependiendo del número de días tras cirugía, es la siguiente:

$$K = a \cdot e^{bt} \quad (3)$$

siendo a y b coeficientes de ajuste, cuyos valores son 0,06066 y 0,05321, respectivamente, y t el número de días tras la cirugía. Calculando, se tiene:

Tabla 15: Rigidez del callo de distracción osteoporótico *in vivo*.

Número de callo óseo	Rigidez axial experimental [kN/mm]
OP-1 (36 DTC)	0,41
OP-2 (46 DTC)	0,70
OP-3 (97 DTC)	10,58
OP-4 (103 DTC)	14,56
OP-5 (103 DTC)	14,56

5.2.2 Obtención de la rigidez axial de ovejas sanas

Para obtener la rigidez axial de las ovejas sanas en el número de días tras cirugía en cuestión, se recurre al estudio realizado por Mora-Macías et al. (Mora-Macías et al. 2017). En este artículo se muestra una curva de la evolución de la rigidez del callo de distracción ósea según el número de días tras la cirugía para ovejas sanas:

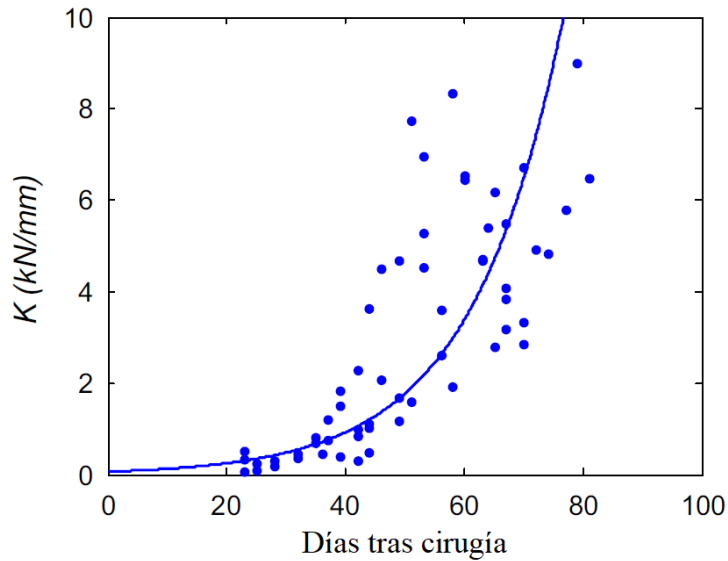


Figura 80: Evolución de la rigidez del callo de distracción sano *in vivo* (Mora-Macías et al. 2017).

La ecuación de esta curva se muestra a continuación:

$$K = \frac{g}{1000} \cdot e^{ht} \quad (4)$$

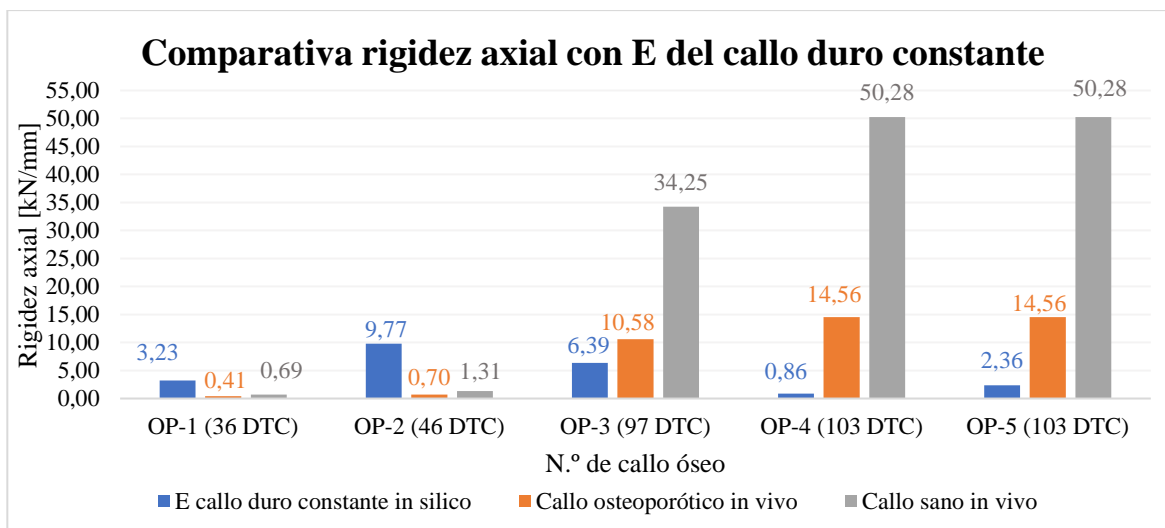
donde g y h son coeficientes de ajuste, siendo sus valores 68,947 y 0,064, respectivamente; t es el número de días tras la cirugía y el valor de 1000 es para obtener la rigidez en unidades de kN/mm. Calculando para cada día de los callos del presente trabajo, se obtiene:

Tabla 16: Rigidez del callo de distracción sano *in vivo* según la curva de regresión.

Número de callo óseo	Rigidez axial experimental [kN/mm]
OP-1 (36 DTC)	0,69
OP-2 (46 DTC)	1,31
OP-3 (97 DTC)	34,25
OP-4 (103 DTC)	50,28
OP-5 (103 DTC)	50,28

5.2.3 Comparativa para módulo de elasticidad del callo duro constante

Se comparará a continuación la rigidez obtenida cuando el módulo de elasticidad del callo duro es constante, con valor de 1000 MPa, con la rigidez obtenida *in vivo* de ovejas con osteoporosis y sanas. Para ello, se representa la siguiente gráfica:

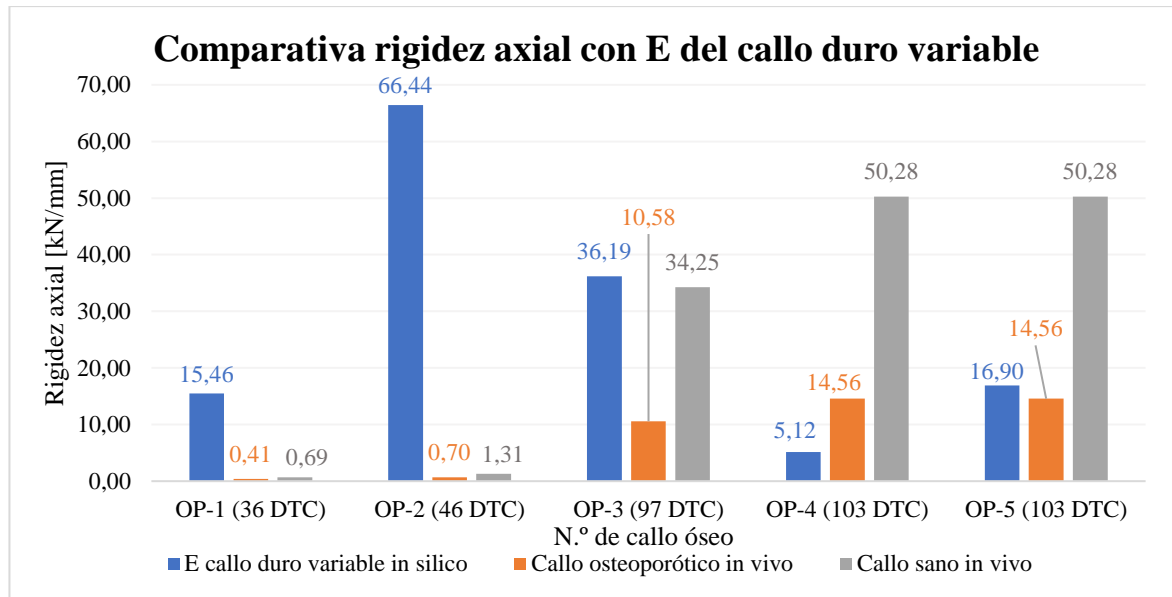


Analizando cada callo óseo y teniendo en cuenta las consideraciones expuestas al principio de este capítulo, se pueden sacar varias conclusiones:

- En referencia a la oveja OP-1, que tiene una morfología bastante uniforme a los 36 DTC, no se observa tanta diferencia entre las tres rigideces. Sí es llamativa la diferencia que existe entre el callo osteoporótico analizado *in silico* con el resultado de la curva aportada por los ensayos *in vivo*, aunque es ciertamente normal debido a que se compara un valor de un callo determinado con una curva de carácter general. También es destacable, más aún, que salga el callo óseo osteoporótico más rígido que el callo sano, lo cual no es esperado, pero sí posible.
- Por último, en el caso de la OP-2 se da que la rigidez es bastante mayor en el caso medido *in silico* que en los otros dos. Aquí entra en juego la consideración referida a la rápida mineralización que tuvo este callo óseo, impropio de la tendencia general tanto en callos osteoporóticos como sanos, por lo que aquí se da un caso de valor anómalo.
- Para la oveja OP-3 también se cumple la mayor rigidez en el caso de la oveja sana. Además, se observa, como en el caso del callo OP-5, que la diferencia con la rigidez medida *in vivo* puede ser un buen indicador de un análisis que se asemeje a la realidad.
- En el caso de la oveja OP-4, el callo osteoporótico analizado *in silico* tiene una rigidez 58,6 veces menor que una oveja sana en 103 días. Ahora, comparándolo con el valor correspondiente de rigidez a 103 DTC de la curva de regresión de callos osteoporóticos medidos *in vivo*, la diferencia se reduce, pero sigue siendo demasiada. Sin embargo, no hay tanta diferencia respecto a este mismo callo medido *in vivo*, no obteniéndose de la curva de regresión, sino obteniéndose su valor exacto de 0,24 kN/mm, es decir, 0,28 veces la obtenida computacionalmente. Esto se explica debido, en gran parte, a la desalineación de los fragmentos de hueso cortical, que provoca una mayor flexibilidad en el conjunto. De esta forma, se demuestra que este callo óseo tiene un valor de rigidez anómalo, que se sale de la tendencia de la curva de regresión de rigidez de callos osteoporóticos. En cualquier caso, sale menos rígida que un callo sano, que es lo esperado.
- Por último, en el caso de la oveja OP-5, que es también para 103 DTC, se obtuvieron mejores resultados, pero existe demasiada diferencia con la tendencia general de rigidez de callos sanos, aunque se obtiene una mayor rigidez para estos. También es llamativa la diferencia existente, como en la OP-4, entre la rigidez del callo osteoporótico obtenida *in silico* respecto a *in vivo*, siendo 6,17 veces mayor. Un buen indicador del análisis puede ser la poca diferencia que existe con el valor real de rigidez del callo osteoporótico medido *in vivo*, de la misma manera que en el caso de la oveja OP-4, cuyo valor es de 3,87 kN/mm.

5.2.4 Comparativa para módulo de elasticidad del callo duro variable

Ahora se procede a realizar la misma comparativa, pero con el análisis realizado en el caso de que el callo duro tenga un módulo de elasticidad variable con el tiempo. Se muestran la siguiente gráfica comparativa de resultados:



Analizando cada callo óseo, se tienen las siguientes conclusiones:

- Para la oveja OP-1, ya la rigidez del callo osteoporótico *in silico* es mucho más rígida que la aportada por la curva de rigidez general *in vivo*. También aumenta la diferencia respecto al valor aportado por la curva de rigidez del callo sano. Esto haría ver que el análisis tampoco refleja la tendencia general.
- Por último, la oveja OP-2 vuelve a mostrar que es un callo que se sale de los resultados generales, siendo mucho más rígida que su correspondiente valor de la curva general de ensayos *in vivo* y que la correspondiente rigidez para un callo de una oveja sana de 46 DTC.
- La oveja OP-3 es la que menos variaciones presenta, aunque la rigidez calculada computacionalmente ha pasado de ser 0,604 veces menor que la aportada por la curva de ensayos *in vivo* a 3,425 veces mayor. Además, la rigidez obtenida es mayor que la del callo sano, aunque es una diferencia aceptable debido a que siempre ha variaciones respecto a la curva generalizada.
- En el caso de la oveja OP-4, el hecho de aumentar el valor del módulo de Young hizo que se disminuyera la diferencia respecto a las ovejas sanas y osteoporóticas obtenidas de la curva de regresión *in vivo*, aunque aumentó demasiado la diferencia respecto al valor exacto obtenido *in vivo* para este callo (21,33 veces mayor). Se cumple que la rigidez es mayor en ovejas sanas, aunque, debido a lo explicado en las consideraciones, es demasiadas veces mayor. Esto haría ver que el análisis no refleja la tendencia general.
- En el callo correspondiente a la oveja OP-5 se produce una gran diferencia respecto a aplicar 1000 MPa de módulo de elasticidad: la rigidez medida *in silico* supera a la rigidez real obtenida por la curva de regresión *in vivo*. Comparándolo con el valor exacto real de 3,87 kN/mm, aumentó más de 4 veces. Buen indicativo es que la rigidez calculada sea inferior a la de un callo sano para 103 DTC.

5.3. Conclusiones generales

Como conclusiones generales del presente trabajo a partir de la interpretación de resultados y comparaciones, se puede exponer lo siguiente, teniendo en cuenta las consideraciones enumeradas anteriormente:

- Como gran conclusión general, se observa para todos los callos osteoporóticos estudiados que el valor de 1000 MPa para el módulo de Young (E) del callo duro se asemeja más a las rigideces medidas *in vivo* que con el valor dependiente del número de días tras cirugía, tanto para los valores que se tienen exactos (OP-4 y OP-5) como para los obtenidos mediante una curva de regresión (OP-1, OP-2 y OP-3).
- Otra conclusión es que, para una E de 1000 MPa en el callo duro, los tres callos osteoporóticos que tienen en torno a los 100 DTC (OP-3, OP-4 y OP-5) tienen una rigidez menor medida *in silico* que la

de un callo sano correspondiente a esos días, lo que es esperado. No ocurre así para los callos que tienen en torno a 40 DTC (OP-1 y OP-2), aunque teniendo en cuenta que la OP-2 tuvo una mineralización muy rápida, esto podía ocurrir. La OP-1 tiene una diferencia que se podría salvar mediante un mejor ajuste del módulo de elasticidad del callo duro, ya que, por una parte, puede ocurrir que el callo con osteoporosis tenga mayor rigidez que la aportada por la curva de regresión de rigidez de callos sanos; y, por otra parte, la simplificación de un callo lineal e isotrópico es influyente en el cálculo.

- Con el módulo elástico variable para el callo duro ocurre lo mismo en cuanto a la rigidez de callo sano mayor que el osteoporótico, aunque en la OP-3 es ligeramente superior el osteoporótico.

5.4. Líneas futuras

La realización de este trabajo y sus conclusiones dejan abiertas tres grandes líneas futuras de trabajo:

Una de ellas es discretizar el callo duro en más materiales, de manera que no tenga solo un material para todo su volumen. De esta manera, sería más realista en cuanto a diferentes propiedades mecánicas según la mineralización de cada zona, que iría indicada por el nivel de escala de grises de los TAC.

Otra línea sería seguir realizando análisis *in silico* de más callos osteoporóticos que permitan obtener datos estadísticamente mejores al tratarse de un número mayor de sujetos.

Por último, otra línea sería seguir realizando análisis *in silico* en base a propiedades mecánicas tomadas de ensayos de nanoindentación de huesos osteoporóticos, lo que implicaría seguir realizando este tipo de ensayos, que son *in vivo*.

6 REFERENCIAS

- 3-epifisiolisis-tibia-proximal-agujas-Kirschner-radiografia - Ocronos - Editorial Científico-Técnica. [en línea], [sin fecha]. [consulta: 2 septiembre 2023]. Disponible en: <https://revistamedica.com/epifisiolisis-tibia-proximal-adolescente/3-epifisiolisis-tibia-proximal-agujas-kirschner-radiografia/>.
- AARNES, G.T., STEEN, H., LUDVIGSEN, P., WAANDERS, N.A., HUISKES, R. y GOLDSTEIN, S.A., 2005. In vivo assessment of regenerate axial stiffness in distraction osteogenesis. *Journal of orthopaedic research : official publication of the Orthopaedic Research Society* [en línea], vol. 23, no. 2, [consulta: 26 septiembre 2023]. ISSN 0736-0266. DOI 10.1016/J.ORTHRES.2004.08.024. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/15734268/>.
- ABBOTT, L.C., 1927. The operative lengthening of the tibia and fibula. *JBJS*, vol. 9, no. 1,
- ABBOTT, L.C., M SAUNDERS, J.B. y FRANCISCO, S., 1939. THE OPERATIVE LENGTHENING OF THE TIBIA AND FIBULA: A PRELIMINARY REPORT ON THE FURTHER DEVELOPMENT OF THE PRINCIPLES AND TECHNIC. *Annals of Surgery* [en línea], vol. 110, no. 6, [consulta: 2 septiembre 2023]. ISSN 0003-4932. DOI 10.1097/0000658-193912000-00001. Disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1391409/>.
- AGUADO-MAESTRO, I., ABRIL, J.C., BAÑUELOS DIAZ, A. y GARCÍA ALONSO, M., 2016. Artrodiastasis de cadera en la enfermedad de Legg-Calvé-Perthes. *Revista Española de Cirugía Ortopédica y Traumatología* [en línea], vol. 60, no. 4, [consulta: 13 septiembre 2023]. ISSN 1888-4415. DOI 10.1016/J.RECOT.2016.03.002. Disponible en: <https://www.elsevier.es/es-revista-revista-espanola-cirurgia-ortopedica-traumatologia-129-articulo-artrodiastasis-cadera-enfermedad-legg-calve-perthes-S1888441516300108>.
- AKTUGLU, K., EROL, K. y VAHABI, A., 2019. Ilizarov bone transport and treatment of critical-sized tibial bone defects: a narrative review. *Journal of Orthopaedics and Traumatology* [en línea], vol. 20, no. 1, [consulta: 12 septiembre 2023]. ISSN 15909999. DOI 10.1186/S10195-019-0527-1/TABLES/7. Disponible en: <https://jorthotraumatol.springeropen.com/articles/10.1186/s10195-019-0527-1>.
- AL-AQL, Z.S., ALAGL, A.S., GRAVES, D.T., GERSTENFELD, L.C. y EINHORN, T.A., 2008. Molecular Mechanisms Controlling Bone Formation during Fracture Healing and Distraction Osteogenesis. <https://doi.org/10.1177/154405910808700215> [en línea], vol. 87, no. 2, [consulta: 17 septiembre 2023]. ISSN 00220345. DOI 10.1177/154405910808700215. Disponible en: <https://journals.sagepub.com/doi/10.1177/154405910808700215>.
- ALEJANDRO A. LÓPEZ, 2023. Arthrodiastasis in Knee Osteoarthritis. *J. Clinical Orthopedics and Trauma Care*, vol. 5(1),
- ALHAJJ, M., BANSAL, P. y GOYAL, A., 2022. Physiology, Granulation Tissue. *StatPearls* [en línea], [consulta: 8 septiembre 2023]. Disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK554402/>.
- ALLAN, F.G., 1948. Bone lengthening. *The Journal of Bone and Joint Surgery. British volume*, vol. 30, no. 3,
- ALLAN, F.G., 1951. Leg-lengthening. *Br Med J* [en línea], vol. 1, no. 4700, [consulta: 2 septiembre 2023]. ISSN 0007-1447. DOI 10.1136/BMJ.1.4700.218. Disponible en: <https://www.bmj.com/content/1/4700/218>.
- ALMAN, B.A., KELLEY, S.P. y NAM, D., 2011. Heal Thyself: Using Endogenous Regeneration to Repair Bone. <https://home.liebertpub.com/teb> [en línea], vol. 17, no. 6, [consulta: 8 septiembre 2023]. ISSN 19373368. DOI 10.1089/TEN.TEB.2011.0189. Disponible en:

- <https://www.liebertpub.com/doi/10.1089/ten.teb.2011.0189>.
- ALSHAHRANI, I., 2018. Biomolecular phases in transverse palatal distraction: A review. *Saudi Journal of Biological Sciences*, vol. 25, no. 7, ISSN 1319-562X. DOI 10.1016/J.SJBS.2018.05.009.
- Ansys SpaceClaim | 3D CAD Modeling Software. [en línea], [sin fecha]. [consulta: 5 octubre 2023]. Disponible en: <https://www.ansys.com/products/3d-design/ansys-spaceclaim>.
- ARONSON, J., 1994. Temporal and spatial increases in blood flow during distraction osteogenesis. *Clinical Orthopaedics and Related Research* [en línea], vol. 301, no. 301, [consulta: 15 septiembre 2023]. ISSN 0009-921X. DOI 10.1097/00003086-199404000-00020. Disponible en: <https://typeset.io/papers/temporal-and-spatial-increases-in-blood-flow-during-3mup528w5o>.
- Avizo Software | Materials Characterization Software - ES. [en línea], [sin fecha]. [consulta: 28 septiembre 2023]. Disponible en: <https://www.thermofisher.com/es/es/home/electron-microscopy/products/software-em-3d-vis/avizo-software.html>.
- BARAKAT, A.H., SAYANI, J., O'DOWD-BOOTH, C. y GURYEL, E., 2020. Lengthening Nails for Distraction Osteogenesis: A Review of Current Practice and Presentation of Extended Indications. *Strategies in Trauma and Limb Reconstruction* [en línea], vol. 15, no. 1, [consulta: 26 septiembre 2023]. ISSN 18288928. DOI 10.5005/JP-JOURNALS-10080-1451. Disponible en: </pmc/articles/PMC7744668/>.
- BARTON, J.R., 1827. On the Treatment of Ankylosis, by the Formation of Artificial Joints. *The London Medical and Physical Journal*, vol. 1, no. 3, ISSN 2163-2928. DOI 10.1056/NEJM182707010160307.
- BESSETTE, L., STE-MARIE, L.G., JEAN, S., DAVISON, K.S., BEAULIEU, M., BARANCI, M., BESSANT, J. y BROWN, J.P., 2008. The care gap in diagnosis and treatment of women with a fragility fracture. *Osteoporosis International* [en línea], vol. 19, no. 1, [consulta: 26 septiembre 2023]. ISSN 0937941X. DOI 10.1007/S00198-007-0426-9/METRICS. Disponible en: <https://link.springer.com/article/10.1007/s00198-007-0426-9>.
- BINKLEY, N., BLANK, R.D., LESLIE, W.D., LEWIECKI, E.M., EISMAN, J.A. y BILEZIKIAN, J.P., 2017. Osteoporosis in Crisis: It's Time to Focus on Fracture. *Journal of bone and mineral research : the official journal of the American Society for Bone and Mineral Research* [en línea], vol. 32, no. 7, [consulta: 26 septiembre 2023]. ISSN 1523-4681. DOI 10.1002/JBMR.3182. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/28556236/>.
- Biomecánica | Qué es, qué estudia, cuál es su objetivo e importancia. [en línea], [sin fecha]. [consulta: 19 mayo 2023]. Disponible en: <https://www.fisioterapia-online.com/glosario/biomecanica>.
- BOSWORTH, D.M., 1938. Skeletal distraction of the tibia. *Surg Gynecol Obstet*, vol. 66,
- BREELAND, G., SINKLER, M.A. y MENEZES, R.G., 2023. Embryology, Bone Ossification. *StatPearls* [en línea], [consulta: 7 septiembre 2023]. Disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK539718/>.
- BROCKWAY, A. y FOWLER, S.B., 1942. Experiences with 105 leg-lengthening operations. *Surg Gynecol Obstet*, vol. 72,
- BRODY-CAMP, S. y WINTERS, R., 2023. Craniofacial Distraction Osteogenesis. *StatPearls* [en línea], [consulta: 14 septiembre 2023]. Disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK560915/>.
- CALDERÓN POLANCO, J., [sin fecha]. Distracción osteogénica. [en línea]. [consulta: 14 mayo 2023]. Disponible en: <https://calderonpolanco.com/tratamientos-quirurgicos/distraccion-osteogenica/>.
- CATTANEO, P.M., DALSTRA, M. y FRICH, L.H., 2001. A three-dimensional finite element model from computed tomography data: a semi-automated method. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers. Part H, Journal of engineering in medicine* [en línea], vol. 215, no. 2, [consulta: 26 septiembre 2023]. ISSN 0954-4119. DOI 10.1243/0954411011533760. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/11382079/>.
- CHERKASHIN, A., 1998. Distraction Osteogenesis: Origins and Evolution. . S.l.: s.n., pp. 1-35.
- CHIN, M. y TOTH, B.A., 1996. Distraction osteogenesis in maxillofacial surgery using internal devices:

- review of five cases. *Journal of oral and maxillofacial surgery: official journal of the American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons* [en línea], vol. 54, no. 1, [consulta: 14 septiembre 2023]. ISSN 0278-2391. DOI 10.1016/S0278-2391(96)90303-1. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/8530999/>.
- CHOI, I.H., CHUNG, C.Y., CHO, T.J. y YOO, W.J., 2002. Angiogenesis and Mineralization During Distraction Osteogenesis. *Journal of Korean Medical Science* [en línea], vol. 17, no. 4, [consulta: 8 septiembre 2023]. ISSN 1011-8934. DOI 10.3346/JKMS.2002.17.4.435. Disponible en: <https://doi.org/10.3346/jkms.2002.17.4.435>.
- CLAES, L., LAULE, J., WENGER, K., SUGER, G., LIENER, U. y KINZL, L., 2000a. The influence of stiffness of the fixator on maturation of callus after segmental transport. *The Journal of bone and joint surgery. British volume*, vol. 82-B, no. 1, ISSN 0301-620X. DOI 10.1302/0301-620X.82B1.0820142.
- CLAES, L., LAULE, J., WENGER, K., SUGER, G., LIENER, U. y KINZL, L., 2000b. The influence of stiffness of the fixator on maturation of callus after segmental transport. *The Journal of bone and joint surgery. British volume*, vol. 82-B, no. 1, ISSN 0301-620X. DOI 10.1302/0301-620X.82B1.0820142.
- CLARK, D., NAKAMURA, M., MICLAU, T. y MARCUCIO, R., 2017. Effects of Aging on Fracture Healing. *Current Osteoporosis Reports* [en línea], vol. 15, no. 6, [consulta: 17 septiembre 2023]. ISSN 15442241. DOI 10.1007/S11914-017-0413-9/METRICS. Disponible en: <https://link.springer.com/article/10.1007/s11914-017-0413-9>.
- CODIVILLA, A. y BRAND, R.A., 2008. The classic: On the means of lengthening, in the lower limbs, the muscles and tissues which are shortened through deformity. 1905. *Clinical orthopaedics and related research* [en línea], vol. 466, no. 12, [consulta: 28 octubre 2023]. ISSN 1528-1132. DOI 10.1007/S11999-008-0518-7. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/18820986/>.
- COLEMAN, S.S. y NOONAN, T.D., 1967. Anderson's method of tibial-lengthening by percutaneous osteotomy and gradual distraction: experience with thirty-one cases. *JBJS*, vol. 49, no. 2,
- COMPERE, E.L., 1936. Indications for and against the leg-lengthening operation: Use of the tibial bone graft as a factor in preventing delayed union, non-union, or late fracture. *JBJS*, vol. 18, no. 3,
- DAI, J. y RABIE, A.B.M., 2007. VEGF: an essential mediator of both angiogenesis and endochondral ossification. *Journal of dental research* [en línea], vol. 86, no. 10, [consulta: 15 septiembre 2023]. ISSN 0022-0345. DOI 10.1177/154405910708601006. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/17890669/>.
- DELLOYE, C., DELEFORTRIE, G., COUTELIER, L. y VINCENT, A., 1990. Bone regenerate formation in cortical bone during distraction lengthening. An experimental study. *Clinical Orthopaedics and Related Research* [en línea], no. 250, [consulta: 15 septiembre 2023]. ISSN 0009-921X. Disponible en: <https://europepmc.org/article/med/2293942>.
- DEMIDOVA-RICE, T.N., HAMBLIN, M.R. y HERMAN, I.M., 2012. Acute and Impaired Wound Healing: Pathophysiology and Current Methods for Drug Delivery, Part 1: Normal and Chronic Wounds: Biology, Causes, and Approaches to Care. *Advances in skin & wound care* [en línea], vol. 25, no. 7, [consulta: 8 septiembre 2023]. ISSN 15277941. DOI 10.1097/01.ASW.0000416006.55218.D0. Disponible en: </pmc/articles/PMC3428147/>.
- DHALIWAL, K., KUNCHUR, R. y FARHADIEH, R., 2016. Review of the cellular and biological principles of distraction osteogenesis: An in vivo bioreactor tissue engineering model. *Journal of Plastic, Reconstructive and Aesthetic Surgery* [en línea], vol. 69, no. 2, [consulta: 8 septiembre 2023]. ISSN 18780539. DOI 10.1016/j.bjps.2015.11.003. Disponible en: <http://www.jprsur.com/article/S1748681515005495/fulltext>.
- DWYER, J.S.M., OWEN, P.J., EVANS, G.A., KUIPER, J.H. y RICHARDSON, J.B., 1996. Stiffness measurements to assess healing during leg lengthening: A preliminary report. *Journal of Bone and Joint Surgery - Series B* [en línea], vol. 78, no. 2, [consulta: 26 septiembre 2023]. ISSN 0301620X. DOI 10.1302/0301-620X.78B2.0780286. Disponible en: https://www.researchgate.net/publication/14533926_Stiffness_measurements_to_assess_healing_durin

- g_leg_lengthening_A_preliminary_report.
- ELAINE, M., 2008. Anatomía y fisiología humana. PEARSON. Madrid, España,
- ERIKSEN, E.F., 2010. Cellular mechanisms of bone remodeling. *Reviews in Endocrine and Metabolic Disorders* [en línea], vol. 11, no. 4, [consulta: 4 septiembre 2023]. ISSN 13899155. DOI 10.1007/S11154-010-9153-1/FIGURES/4. Disponible en: <https://link.springer.com/article/10.1007/s11154-010-9153-1>.
- ERNST, N. y ADOLPHS, N., 2020. Role of distraction osteogenesis in craniomaxillofacial surgery. *Innovative Surgical Sciences* [en línea], vol. 1, no. 2, [consulta: 8 septiembre 2023]. ISSN 23647485. DOI 10.1515/ISS-2016-0027/DOWNLOADASSET/SUPPL/J_ISS-2016-0027_SUPPL.PDF. Disponible en: <https://www.degruyter.com/document/doi/10.1515/iss-2016-0027/html>.
- ERVITI, J., 2003. Utilización de fármacos para la osteoporosis. *Anales del Sistema Sanitario de Navarra* [en línea], vol. 26, [consulta: 28 octubre 2023]. ISSN 1137-6627. Disponible en: https://scielo.isciii.es/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1137-66272003000600010&lng=es&nrm=iso&tlng=es.
- FERNÁNDEZ-TRESGUERRES HERNÁNDEZ, J.A., LÓPEZ-CALDERÓN BARREDA, A. y VILLANÚA BERNÚES, M.Á., 2009. *Anatomía y fisiología del cuerpo humano*. S.l.: McGraw-Hill.
- FLOERKEMEIER, T., THOREY, F., HURSCHLER, C., WELLMANN, M., WITTE, F. y WINDHAGEN, H., 2010. Stiffness of callus tissue during distraction osteogenesis. *Orthopaedics & traumatology, surgery & research : OTSR* [en línea], vol. 96, no. 2, [consulta: 26 septiembre 2023]. ISSN 1877-0568. DOI 10.1016/J.RCOT.2010.02.010. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/20417914/>.
- FLORENCIO-SILVA, R., SASSO, G.R.D.S., SASSO-CERRI, E., SIMÕES, M.J. y CERRI, P.S., 2015. Biology of Bone Tissue: Structure, Function, and Factors That Influence Bone Cells. *BioMed Research International*, vol. 2015, ISSN 23146141. DOI 10.1155/2015/421746.
- FRANKEL, V.H., GOLD, S. y GOLYAKHOVSKY, V., 1988. The Ilizarov technique. *Bulletin of the Hospital for Joint Diseases Orthopaedic Institute* [en línea], vol. 48, no. 1, [consulta: 2 septiembre 2023]. ISSN 0883-9344. DOI 10.3928/0147-7447-19890401-04. Disponible en: <https://europepmc.org/article/med/2840144>.
- FU, R., FENG, Y., BERTRAND, D., DU, T., LIU, Y., WILLIE, B.M. y YANG, H., 2021. Enhancing the Efficiency of Distraction Osteogenesis through Rate-Varying Distraction: A Computational Study. *International journal of molecular sciences* [en línea], vol. 22, no. 21, [consulta: 15 septiembre 2023]. ISSN 1422-0067. DOI 10.3390/IJMS222111734. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/34769163/>.
- GOSWAMI, R., 2016. Primer on the metabolic bone diseases and disorders of mineral metabolism. *The Indian Journal of Medical Research* [en línea], vol. 144, no. 3, [consulta: 7 septiembre 2023]. ISSN 0971-5916. DOI 10.4103/0971-5916.198664. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/34769163/>.
- GUERRERO, C.A., BELL, W.H., CONTASTI, G.I. y RODRIGUEZ, A.M., 1997. Mandibular widening by intraoral distraction osteogenesis. *The British journal of oral & maxillofacial surgery* [en línea], vol. 35, no. 6, [consulta: 14 septiembre 2023]. ISSN 0266-4356. DOI 10.1016/S0266-4356(97)90712-9. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/9486441/>.
- GUO, S. y DIPIETRO, L.A., 2010. Factors Affecting Wound Healing. *Journal of Dental Research* [en línea], vol. 89, no. 3, [consulta: 8 septiembre 2023]. ISSN 00220345. DOI 10.1177/0022034509359125. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/198664/>.
- GUPTA, S., VAN DER HELM, F.C.T., STERK, J.C., VAN KEULEN, F. y KAPTEIN, B.L., 2004. Development and experimental validation of a three-dimensional finite element model of the human scapula. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers. Part H, Journal of engineering in medicine* [en línea], vol. 218, no. 2, [consulta: 26 septiembre 2023]. ISSN 0954-4119. DOI 10.1243/095441104322984022. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/15116900/>.
- HABOUSH, E.J. y FINKELSTEIN, H., 1932. LEG LENGTHENING WITH NEW STABILIZING

- APPARATUS. *Journal of Bone and Joint Surgery, American Volume*,
- HAMDY, R.C., RENDON, J.S. y TABRIZIAN, M., 2012. Distraction osteogenesis and its challenges in bone regeneration. *Bone regeneration*, vol. 8,
- HANKENSON, K.D., DISHOWITZ, M., GRAY, C. y SCHENKER, M., 2011. Angiogenesis in bone regeneration. *Injury* [en línea], vol. 42, no. 6, [consulta: 15 septiembre 2023]. ISSN 1879-0267. DOI 10.1016/J.INJURY.2011.03.035. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/21489534/>.
- HATEFI, S., HATEFI, K., LE ROUX, F., ALIZARGAR, J., BEHDADIPOUR, Z., YIHUN, Y. y ABOU-EL-HOSSEIN, K., 2020. Review of automatic continuous distraction osteogenesis devices for mandibular reconstruction applications. *Biomedical engineering online* [en línea], vol. 19, no. 1, [consulta: 15 septiembre 2023]. ISSN 1475-925X. DOI 10.1186/S12938-020-00761-8. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/32238159/>.
- HERNLUND, E., SVEDBOM, A., IVERGÅRD, M., COMPSTON, J., COOPER, C., STENMARK, J., MCCLOSKEY, E. V., JÖNSSON, B. y KANIS, J.A., 2013. Osteoporosis in the European Union: medical management, epidemiology and economic burden: A report prepared in collaboration with the International Osteoporosis Foundation (IOF) and the European Federation of Pharmaceutical Industry Associations (EFPIA). *Archives of Osteoporosis* [en línea], vol. 8, no. 1, [consulta: 26 septiembre 2023]. ISSN 18623514. DOI 10.1007/S11657-013-0136-1. Disponible en: </pmc/articles/PMC3880487/>.
- HUANG, B., WANG, W., LI, Q., WANG, Z., YAN, B., ZHANG, Z., WANG, L., HUANG, M., JIA, C., LU, J., LIU, S., CHEN, H., LI, M., CAI, D., JIANG, Y., JIN, D. y BAI, X., 2016. Osteoblasts secrete Cxcl9 to regulate angiogenesis in bone. *Nature communications* [en línea], vol. 7, [consulta: 15 septiembre 2023]. ISSN 2041-1723. DOI 10.1038/NCOMMS13885. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/27966526/>.
- ILIZAROV, G.A., 1971. Basic principles of transosseous compression and distraction osteosynthesis. *Ortopediia travmatologiya i protezirovaniye*,
- ILIZAROV, G.A., 1988. The principles of the Ilizarov method. *Bulletin of the Hospital for Joint Diseases Orthopaedic Institute* [en línea], vol. 48, no. 1, [consulta: 27 septiembre 2023]. ISSN 0883-9344. Disponible en: <https://europepmc.org/article/med/2840141>.
- ILIZAROV, G.A., 1989a. The tension-stress effect on the genesis and growth of tissues. Part I. The influence of stability of fixation and soft-tissue preservation. *Clinical orthopaedics and related research*, vol. 238, ISSN 0009921X. DOI 10.1097/00003086-198901000-00038.
- ILIZAROV, G.A., 1989b. The tension-stress effect on the genesis and growth of tissues: Part II. The influence of the rate and frequency of distraction. *Clinical orthopaedics and related research*, vol. 239, ISSN 0009-921X. DOI 10.1097/00003086-198902000-00029.
- ILIZAROV, G.A., 1995. Some possibilities with our method for treating damage to and disorders of locomotor apparatus. *Journal of Craniofacial Surgery*, vol. 6, no. 5,
- ILIZAROV, G.A., 2012. *Transosseous osteosynthesis: theoretical and clinical aspects of the regeneration and growth of tissue*. S.l.: Springer Science & Business Media.
- IMOLA, M.J. y TATUM, S.A., 2002. Craniofacial distraction osteogenesis. *Facial Plastic Surgery Clinics* [en línea], vol. 10, no. 3, [consulta: 14 septiembre 2023]. ISSN 10647406. DOI 10.1016/S1064-7406(02)00011-1. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/15062310/>.
- KAWAMURA, B., HOSONO, S. y TAKAHASHI, T., 1981. The principles and technique of limb lengthening. *International Orthopaedics* [en línea], vol. 5, no. 2, [consulta: 2 septiembre 2023]. ISSN 03412695. DOI 10.1007/BF00267836/METRICS. Disponible en: <https://link.springer.com/article/10.1007/BF00267836>.
- KAWAMURA, B., HOSONO, S., TAKAHASHI, T., YANO, T., KOBAYASHI, Y., SHIBATA, N. y SHINODA, Y., 1968. Limb Lengthening by Means of Subcutaneous Osteotomy. *Journal of Bone and Joint Surgery, American Volume*, vol. 50, no. 5, ISSN 00219355. DOI 10.2106/00004623-196850050-00001.

- KISS, S., PAP, K., VÍZKELETY, T., TEREBOESSY, T., BALLA, M. y SZŐKE, G., 2008. The humerus is the best place for bone lengthening. *International orthopaedics* [en línea], vol. 32, no. 3, [consulta: 15 septiembre 2023]. ISSN 0341-2695. DOI 10.1007/S00264-007-0327-8. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/17323094/>.
- KLIBANSKI, A., ADAMS-CAMPBELL, L., BASSFORD, T., BLAIR, S.N., BODEN, S.D., DICKERSIN, K., GIFFORD, D.R., GLASSE, L., GOLDRING, S.R., HRUSKA, K., JOHNSON, S.R., MCCAULEY, L.K. y RUSSELL, W.E., 2001. Osteoporosis prevention, diagnosis, and therapy. *JAMA* [en línea], vol. 285, no. 6, [consulta: 26 septiembre 2023]. ISSN 0098-7484. DOI 10.1001/JAMA.285.6.785. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/11176917/>.
- KOCCHIU CAM, L. y MATTOS VELA, M.A., 2013. Distracción osteogénica : una revisión de la literatura.
- KOMURO, Y., SHIMIZU, A., SHIMOJI, K., MIYAJIMA, M. y ARAI, H., 2015. Posterior Cranial Vault Distraction Osteogenesis with Barrel Stave Osteotomy in the Treatment of Craniosynostosis. *Neurologia medico-chirurgica* [en línea], vol. 55, no. 8, [consulta: 14 septiembre 2023]. ISSN 13498029. DOI 10.2176/NMC.RA.2014-0401. Disponible en: [/pmc/articles/PMC4628152/](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/264628152/).
- LARA, V.R., VILLALVA, A.E.G., PADILLA, D.C. y VAN DER GOES, T.I.F., 2017. Tejido conjuntivo (propriadamente dicho y especializado). En: Dra.T.I. VAN DER GOES (ed.), *Histología y biología celular, 3e* [en línea]. New York, NY: McGraw-Hill Education, Disponible en: accessmedicina.mhmedical.com/content.aspx?aid=1138472021.
- LI, G., SIMPSON, A.H.R.W., KENWRIGHT, J. y TRIFFITT, J.T., 1997. Assessment of cell proliferation in regenerating bone during distraction osteogenesis at different distraction rates. *Journal of orthopaedic research : official publication of the Orthopaedic Research Society* [en línea], vol. 15, no. 5, [consulta: 15 septiembre 2023]. ISSN 0736-0266. DOI 10.1002/JOR.1100150520. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/9420608/>.
- LI, G., SIMPSON, A.H.R.W., KENWRIGHT, J. y TRIFFITT, J.T., 1999. Effect of lengthening rate on angiogenesis during distraction osteogenesis. *Journal of orthopaedic research : official publication of the Orthopaedic Research Society* [en línea], vol. 17, no. 3, [consulta: 15 septiembre 2023]. ISSN 0736-0266. DOI 10.1002/JOR.1100170310. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/10376724/>.
- LIU, X.S., ZHANG, X.H., RAJAPAKSE, C.S., WALD, M.J., MAGLAND, J., SEKHON, K.K., ADAM, M.F., SAJDA, P., WEHRLI, F.W. y GUO, X.E., 2010. Accuracy of high-resolution in vivo micro magnetic resonance imaging for measurements of microstructural and mechanical properties of human distal tibial bone. *Journal of bone and mineral research : the official journal of the American Society for Bone and Mineral Research* [en línea], vol. 25, no. 9, [consulta: 26 septiembre 2023]. ISSN 1523-4681. DOI 10.1002/JBMR.92. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/20499379/>.
- MAGNUSON, P.B., 1913. Lengthening shortened bones of the leg by operation. Ivory screws with removable heads as a means of holding the two bone fragments. *Surg Gynecol Obstet*, vol. 17,
- MARCUS, R., NELSON, D., ROSEN, C. y FELDMAN, D., 2007. *Osteoporosis*. S.I.: Academic Press.
- MARTIN, R.B., BURR, D.B., SHARKEY, N.A., FYHRIE, D.P. y OTHERS, 1998. *Skeletal tissue mechanics*. S.I.: Springer. vol. 190.
- MAUFFREY, C., BARLOW, B.T. y SMITH, W., 2015. Management of segmental bone defects. *The Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons* [en línea], vol. 23, no. 3, [consulta: 12 septiembre 2023]. ISSN 1067-151X. DOI 10.5435/JAAOS-D-14-00018. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/25716002/>.
- MCCARTHY, J.G., SCHREIBER, J., KARP, N., THORNE, C.H. y GRAYSON, B.H., 1992. Lengthening the human mandible by gradual distraction. *Plastic and reconstructive surgery*, vol. 89, no. 1,
- MICHIELI, S. y MIOTTI, B., 1977. Lengthening of mandibular body by gradual surgical-orthodontic distraction. *Journal of Oral Surgery (American Dental Association : 1965)* [en línea], vol. 35, no. 3, [consulta: 13 septiembre 2023]. ISSN 0022-3255. Disponible en: <https://europepmc.org/article/med/264519>.

- MORA-MACÍAS, J., 2016. *Biomechanics of bone transport: in vivo, ex vivo and numerical characterization*. S.l.: Universidad de Sevilla.
- MORA-MACÍAS, J., GIRÁLDEZ-SÁNCHEZ, M.Á., LÓPEZ, M., DOMÍNGUEZ, J. y REINA-ROMO, M.E., 2019. Comparison of methods for assigning the material properties of the distraction callus in computational models. *International journal for numerical methods in biomedical engineering* [en línea], vol. 35, no. 9, [consulta: 26 septiembre 2023]. ISSN 2040-7947. DOI 10.1002/CNM.3227. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/31197959/>.
- MORA-MACÍAS, J., PAJARES, A., MIRANDA, P., DOMÍNGUEZ, J. y REINA-ROMO, E., 2017. Mechanical characterization via nanoindentation of the woven bone developed during bone transport. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, vol. 74, ISSN 1751-6161. DOI 10.1016/J.JMBBM.2017.05.031.
- MORA-MACÍAS, J., REINA-ROMO, E. y DOMÍNGUEZ, J., 2015. Distraction osteogenesis device to estimate the axial stiffness of the callus in Vivo. *Medical engineering & physics* [en línea], vol. 37, no. 10, [consulta: 26 septiembre 2023]. ISSN 1873-4030. DOI 10.1016/J.MEDENGGPHY.2015.07.008. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/26320818/>.
- MORA-MACÍAS, J., REINA-ROMO, E., LÓPEZ-PLIEGO, M., GIRÁLDEZ-SÁNCHEZ, M.A. y DOMÍNGUEZ, J., 2015. In Vivo Mechanical Characterization of the Distraction Callus During Bone Consolidation. *Annals of biomedical engineering* [en línea], vol. 43, no. 11, [consulta: 26 septiembre 2023]. ISSN 1573-9686. DOI 10.1007/S10439-015-1330-7. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/25956927/>.
- MORA-MACÍAS, J., REINA-ROMO, E., MORGAZ, J. y DOMÍNGUEZ, J., 2015. In Vivo Gait Analysis During Bone Transport. *Annals of biomedical engineering* [en línea], vol. 43, no. 9, [consulta: 26 septiembre 2023]. ISSN 1573-9686. DOI 10.1007/S10439-015-1262-2. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/25650097/>.
- MÜLLER, R. y RÜEGSEGG, P., 1995. Three-dimensional finite element modelling of non-invasively assessed trabecular bone structures. *Medical Engineering and Physics* [en línea], vol. 17, no. 2, [consulta: 26 septiembre 2023]. ISSN 13504533. DOI 10.1016/1350-4533(95)91884-J. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/7735642/>.
- MURRAY, J.H. y FITCH, R.D., 1996. Distraction Histiogenesis: Principles and Indications. *The Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons* [en línea], vol. 4, no. 6, [consulta: 10 septiembre 2023]. ISSN 1940-5480. DOI 10.5435/00124635-199611000-00004. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/10797199/>.
- NEWITT, D.C., MAJUMDAR, S., VAN RIETBERGEN, B., VON INGERSLEBEN, G., HARRIS, S.T., GENANT, H.K., CHESNUT, C., GARNERO, P. y MACDONALD, B., 2002. In vivo assessment of architecture and micro-finite element analysis derived indices of mechanical properties of trabecular bone in the radius. *Osteoporosis international: a journal established as result of cooperation between the European Foundation for Osteoporosis and the National Osteoporosis Foundation of the USA* [en línea], vol. 13, no. 1, [consulta: 26 septiembre 2023]. ISSN 0937-941X. DOI 10.1007/S198-002-8332-0. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/11878456/>.
- NIEDŹWIEDZKI, T. y FILIPOWSKA, J., 2015. Bone remodeling in the context of cellular and systemic regulation: the role of osteocytes and the nervous system. *Journal of molecular endocrinology* [en línea], vol. 55, no. 2, [consulta: 15 septiembre 2023]. ISSN 1479-6813. DOI 10.1530/JME-15-0067. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/26307562/>.
- OHYAMA, M., MIYASAKA, Y., SAKURAI, M., YOKOBORI, A.T. y SASAKI, S., 1994. The Mechanical Behavior and Morphological Structure of Callus in Experimental Callotaxis. *Bio-Medical Materials and Engineering*, vol. 4, no. 4, ISSN 0959-2989. DOI 10.3233/BME-1994-4403.
- OMBREDANNE, L., 1913. Allongement d'un fémur sur un membre trop court. *Bull Mém Soc Chir Paris*, vol. 39,
- P. KAMRANI, G. MARSTON y A. JAN, 2019. Anatomy, Connective Tissue. *StatPearls* [en línea], [consulta:

- 4 septiembre 2023]. Disponible en: <http://europepmc.org/books/NBK538534>.
- PALEY, D., HERZENBERG, J.E., PAREMAIN, G. y BHAVE, A., 1997. Femoral lengthening over an intramedullary nail. A matched-case comparison with Ilizarov femoral lengthening. *The Journal of bone and joint surgery. American volume* [en línea], vol. 79, no. 10, [consulta: 12 septiembre 2023]. ISSN 0021-9355. DOI 10.2106/00004623-199710000-00003. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/9378732/>.
- PAPAIOANNOU, A., GIANGREGORIO, L., KVERN, B., BOULOS, P., IOANNIDIS, G. y ADACHI, J.D., 2004. The osteoporosis care gap in Canada. *BMC musculoskeletal disorders* [en línea], vol. 5, [consulta: 26 septiembre 2023]. ISSN 1471-2474. DOI 10.1186/1471-2474-5-11. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/15068488/>.
- PATERSON, D., 1990. Leg-lengthening procedures. A historical review. *Clinical orthopaedics and related research*, vol. 250, ISSN 0009921X. DOI 10.1097/00003086-199001000-00004.
- PELTIER, L.F., 1968. A brief history of traction. *The Journal of bone and joint surgery. American volume*, vol. 50, no. 8, ISSN 00219355. DOI 10.2106/00004623-196850080-00008.
- PELTIER, L.F., 1990. External skeletal fixation for the treatment of fractures. *Fractures. A History and Iconography of their Treatment*, San Francisco: Norman Publishing,
- PERCIVAL, C.J. y RICHTSMEIER, J.T., 2013. Angiogenesis and intramembranous osteogenesis. *Developmental Dynamics* [en línea], vol. 242, no. 8, [consulta: 8 septiembre 2023]. ISSN 1097-0177. DOI 10.1002/DVDY.23992. Disponible en: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/full/10.1002/dvdy.23992>.
- PORTER, J.L. y VARACALLO, M., 2023. Osteoporosis. *StatPearls* [en línea], [consulta: 28 octubre 2023]. Disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK441901/>.
- PRABHAT, K.C., MAHESHWARI, S., GUPTA, N.D., VERMA, S.K. y GOYAL, L., 2012. Periodontal ligament distraction: A simplified approach for rapid canine retraction. *Journal of Indian Society of Periodontology* [en línea], vol. 16, no. 1, [consulta: 14 septiembre 2023]. ISSN 0972124X. DOI 10.4103/0972-124X.94620. Disponible en: <http://pmc/articles/PMC3357021/>.
- ¿Qué es el formato DICOM? Las claves del estándar en imágenes médicas. [en línea], [sin fecha]. [consulta: 29 septiembre 2023]. Disponible en: <https://clinic-cloud.com/blog/formato-dicom-que-es-estandar-imagenes-medicas/>.
- ¿Qué es el ligamento periodontal? ¿Cuál es su función? [en línea], [sin fecha]. [consulta: 14 septiembre 2023]. Disponible en: <https://bqidentalcenters.es/periodoncia-encias/ligamento-periodontal/>.
- QUESADA, J.M., 2004. Agentes anabólicos óseos para el tratamiento de osteoporosis. *Endocrinología y Nutrición* [en línea], vol. 51, no. 9, [consulta: 28 octubre 2023]. ISSN 1575-0922. DOI 10.1016/S1575-0922(04)74658-6. Disponible en: <https://www.elsevier.es/es-revista-endocrinologia-nutricion-12-articulo-agentes-anabolicos-oseos-el-tratamiento-S1575092204746586>.
- RAUM, K., LEGUERNEY, I., CHANDELIER, F., BOSSY, E., TALMANT, M., SAÏED, A., PEYRIN, F. y LAUGIER, P., 2005. Bone microstructure and elastic tissue properties are reflected in QUS axial transmission measurements. *Ultrasound in medicine & biology* [en línea], vol. 31, no. 9, [consulta: 26 septiembre 2023]. ISSN 0301-5629. DOI 10.1016/J.ULTRASMEDBIO.2005.05.002. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/16176789/>.
- REINA ROMO, Esther., DOMÍNGUEZ ABASCAL, J., GARCÍA AZNAR, J.M., UNIVERSIDAD DE SEVILLA. VICERRECTORADO DE POSTGRADO Y DOCTORADO. y UNIVERSIDAD DE SEVILLA. DEPARTAMENTO DE INGENIERÍA MECÁNICA Y DE LOS MATERIALES., 2010. Distraction osteogenesis: mechanobiological modeling and numerical applications. [en línea], [consulta: 23 octubre 2023]. Disponible en: <https://dialnet.unirioja.es/servlet/tesis?codigo=22934&info=resumen&idioma=SPA>.
- REINA-ROMO, E., GÓMEZ-BENITO, M.J., GARCÍA-AZNAR, J.M., DOMÍNGUEZ, J. y DOBLARÉ, M., 2010. Growth mixture model of distraction osteogenesis: Effect of pre-traction stresses. *Biomechanics*

- and Modeling in Mechanobiology* [en línea], vol. 9, no. 1, [consulta: 23 octubre 2023]. ISSN 16177959. DOI 10.1007/S10237-009-0162-5/METRICS. Disponible en: <https://link.springer.com/article/10.1007/s10237-009-0162-5>.
- REITAN, K., 1964. Effects of force magnitude and direction of tooth movement on different alveolar bone types. *The Angle Orthodontist*, vol. 34, no. 4,
- ROHILLA, R., SIWACH, K., DEVGAN, A., SINGH, R., WADHWANI, J. y AHMED, N., 2016. Outcome of distraction osteogenesis by ring fixator in infected, large bone defects of tibia. *Journal of Clinical Orthopaedics and Trauma* [en línea], vol. 7, no. Suppl 2, [consulta: 14 septiembre 2023]. ISSN 22133445. DOI 10.1016/J.JCOT.2016.02.016. Disponible en: [/pmc/articles/PMC5197053/](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/259715532/).
- Samchukov, M. L., Cherkashin, A. M., & Cope, J. B. (1998). Distraction osteogenesis: origins and evolution. *Craniofacial growth series*, 34, 1-36. [en línea], [sin fecha]. S.l.: s.n., [consulta: 24 junio 2023]. Disponible en: https://www.researchgate.net/publication/259715532_Distraction_Osteogenesis_Origins_and_Evolution.
- SEYED FOROOTAN, K., SEYED FOROOTAN, N. y LEBASCHI, A.H., 2015. Results of distraction callus osteogenesis in hand and foot in Iran: A 15-year experience. *Journal of Research in Medical Sciences : The Official Journal of Isfahan University of Medical Sciences* [en línea], vol. 20, no. 5, [consulta: 13 septiembre 2023]. ISSN 17357136. DOI 10.4103/1735-1995.163965. Disponible en: [/pmc/articles/PMC4590199/](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/259715532/).
- SHAH, H.N., JONES, R.E., BORRELLI, M.R., ROBERTSON, K., SALHOTRA, A., WAN, D.C. y LONGAKER, M.T., 2021. Craniofacial and Long Bone Development in the Context of Distraction Osteogenesis. *Plastic and Reconstructive Surgery*, ISSN 00321052. DOI 10.1097/PRS.00000000000007451.
- SHEFELBINE, S.J., SIMON, U., CLAES, L., GOLD, A., GABET, Y., BAB, I., MÜLLER, R. y AUGAT, P., 2005a. Prediction of fracture callus mechanical properties using micro-CT images and voxel-based finite element analysis. *Bone* [en línea], vol. 36, no. 3, [consulta: 26 septiembre 2023]. ISSN 8756-3282. DOI 10.1016/J.BONE.2004.11.007. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/15777656/>.
- SHEFELBINE, S.J., SIMON, U., CLAES, L., GOLD, A., GABET, Y., BAB, I., MÜLLER, R. y AUGAT, P., 2005b. Prediction of fracture callus mechanical properties using micro-CT images and voxel-based finite element analysis. *Bone* [en línea], vol. 36, no. 3, [consulta: 26 septiembre 2023]. ISSN 8756-3282. DOI 10.1016/J.BONE.2004.11.007. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/15777656/>.
- SHEVTSOV, V.I., 1997. Professor G. A. Ilizarov's contribution to the method of transosseous osteosynthesis. *Bulletin (Hospital for Joint Diseases (New York, N.Y.))* [en línea], vol. 56, no. 1, [consulta: 2 septiembre 2023]. ISSN 0018-5647. Disponible en: <https://europepmc.org/article/med/9063596>.
- SORIANO LÓPEZ, G., 2020. Análisis numérico del ambiente mecánico en el callo de distracción durante el alargamiento óseo en ovejas. ,
- SPAGNOLI, D.B. y GOLLEHON, S.G., 2006. Distraction osteogenesis in reconstruction of the mandible and temporomandibular joint. *Oral and maxillofacial surgery clinics of North America* [en línea], vol. 18, no. 3, [consulta: 14 septiembre 2023]. ISSN 1042-3699. DOI 10.1016/J.COMS.2006.04.003. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/18088839/>.
- TADDEI, F., VICECONTI, M., MANFRINI, M. y TONI, A., 2003. Mechanical strength of a femoral reconstruction in paediatric oncology: a finite element study. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers. Part H, Journal of engineering in medicine* [en línea], vol. 217, no. 2, [consulta: 26 septiembre 2023]. ISSN 0954-4119. DOI 10.1243/09544110360579321. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/12666778/>.
- TOSCANO-ANGULO J. J., MORA-MACÍAS J., BLÁZQUEZ-CARMONA P., MORGAZ J., DOMÍNGUEZ J. y REINA-ROMO E., 2023. Caracterización in vivo del callo de distracción osteoporótico durante la fase de consolidación. En: XII REUNIÓN DEL CAPÍTULO ESPAÑOL DE LA SOCIEDAD EUROPEA DE BIOMECAÁNICA (ESB) (ed.). S.l.: s.n.,

- (US). OFFICE OF THE SURGEON GENERAL, 2004. The Basics of Bone in Health and Disease. [en línea], [consulta: 28 octubre 2023]. Disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK45504/>.
- VAN DOORN, R., LEEMANS, R. y STAPERT, J.W.J.L., 2003. One-stage lengthening and derotational osteotomy of the femur stabilised with a Gamma nail. *European Journal of Surgery* [en línea], vol. 165, no. 12, [consulta: 12 septiembre 2023]. ISSN 11024151. DOI 10.1080/110241599750007667. Disponible en: <https://dx.doi.org/10.1080/110241599750007667>.
- VAN RIETBERGEN, B., WEINANS, H., HUISKES, R. y ODGAARD, A., 1995. A new method to determine trabecular bone elastic properties and loading using micromechanical finite-element models. *Journal of biomechanics* [en línea], vol. 28, no. 1, [consulta: 26 septiembre 2023]. ISSN 0021-9290. DOI 10.1016/0021-9290(95)80008-5. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/7852443/>.
- VARACALLO, M., SEAMAN, T.J., JANDU, J.S. y PIZZUTILLO, P., 2023. Osteopenia. *StatPearls* [en línea], [consulta: 28 octubre 2023]. Disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK499878/>.
- VARACALLO, M.A. y FOX, E.J., 2014. Osteoporosis and its complications. *The Medical clinics of North America* [en línea], vol. 98, no. 4, [consulta: 28 octubre 2023]. ISSN 1557-9859. DOI 10.1016/J.MCNA.2014.03.007. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/24994054/>.
- VOGT, B., GOSHEGER, G., WIRTH, T., HORN, J. y RÖDL, R., 2020a. Beinlängendifferenztherapieindikationen und-strategien. *Deutsches Arzteblatt International*, vol. 117, no. 24, ISSN 18660452. DOI 10.3238/ARZTEBL.2020.0405.
- VOGT, B., GOSHEGER, G., WIRTH, T., HORN, J. y RÖDL, R., 2020b. Leg Length Discrepancy- Treatment Indications and Strategies. *Deutsches Arzteblatt international* [en línea], vol. 117, no. 24, [consulta: 15 septiembre 2023]. ISSN 1866-0452. DOI 10.3238/ARZTEBL.2020.0405. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/32865491/>.
- WANG, Xing, LIN, Y., YI, B., WANG, Xiaoxia, LIANG, C. y LI, Z., 2002. Mandibular functional reconstruction using internal distraction osteogenesis. *Chinese medical journal*, vol. 115, no. 12,
- WHITE, S.H. y KENWRIGHT, J., 1991. The importance of delay in distraction of osteotomies. *The Orthopedic Clinics of North America* [en línea], vol. 22, no. 4, [consulta: 15 septiembre 2023]. ISSN 0030-5898. DOI 10.1016/s0030-5898(20)31690-4. Disponible en: <https://europepmc.org/article/med/1945335>.
- WIEDEMANN, M., 1996. Callus distraction: A new method?: A Historical review of limb lengthening. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, vol. 327,
- WV. ANDERSON, 1952. Leg lengthening. *J Bone Joint Surg Br* [en línea], vol. 34, [consulta: 2 septiembre 2023]. Disponible en: <https://cir.nii.ac.jp/crid/1572824499685161344>.
- XU, Y.Q., FAN, X.Y., HE, X.Q. y WEN, H.J., 2021. Reconstruction of massive tibial bone and soft tissue defects by trifocal bone transport combined with soft tissue distraction: experience from 31 cases. *BMC Musculoskeletal Disorders* [en línea], vol. 22, no. 1, [consulta: 12 septiembre 2023]. ISSN 14712474. DOI 10.1186/S12891-020-03894-Y/FIGURES/6. Disponible en: <https://bmcmusculoskeletaldisord.biomedcentral.com/articles/10.1186/s12891-020-03894-y>.
- YANG, S., WANG, N., MA, Y., GUO, Shuaichen, GUO, Shu y SUN, H., 2022. Immunomodulatory effects and mechanisms of distraction osteogenesis. *International Journal of Oral Science 2022 14:1* [en línea], vol. 14, no. 1, [consulta: 3 septiembre 2023]. ISSN 2049-3169. DOI 10.1038/s41368-021-00156-y. Disponible en: <https://www.nature.com/articles/s41368-021-00156-y>.
- YASUI, N., KOJIMOTO, H., SHIMIZU, H. y SHIMOMURA, Y., 1991. The Effect of Distraction upon Bone, Muscle, and Periosteum. *Orthopedic Clinics of North America*, vol. 22, no. 4, ISSN 0030-5898. DOI 10.1016/S0030-5898(20)31689-8.
- ZAK, L., ARNHOLD, R., TIEFENBOECK, T.M. y WOZASEK, G.E., 2021. The influence of advanced age in bone healing after intramedullary limb lengthening. *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research*, vol. 107, no. 8, ISSN 1877-0568. DOI 10.1016/J.OTSR.2021.103055.
- ZAPATA, U., ELSALANTY, M.E., DECHOW, P.C. y OPPERMAN, L.A., 2010. Biomechanical

Configurations of Mandibular Transport Distraction Osteogenesis Devices. *Tissue Engineering. Part B, Reviews* [en línea], vol. 16, no. 3, [consulta: 13 septiembre 2023]. ISSN 19373368. DOI 10.1089/TEN.TEB.2009.0502. Disponible en: [/pmc/articles/PMC2877121/](#).

7 ANEXO A: AVIZO

El *software Avizo* sirve para la caracterización de materiales para análisis de datos de imágenes.

Relacionado con este trabajo, este programa permite manejar tomografías computarizadas para realizar la segmentación correspondiente y así su reconstrucción tridimensional («Avizo Software | Materials Characterization Software - ES»). En el presente anexo se detallará paso a paso el procedimiento realizado para obtener el modelo tridimensional de elementos finitos de cada callo ósea. Así, cabe destacar que se expondrá el caso de solamente una oveja, la OP2, ya que es análogo para cada una de las demás.

7.1. Apertura de archivos DICOM

El primer paso corresponde a la apertura de archivos DICOM, proveniente de *Digital Imaging and Communications in Medicine* (Imágenes Digitales y Comunicaciones en Medicina). DICOM es un protocolo estándar de comunicación entre sistemas de información y, a la vez, un formato de almacenamiento de imágenes médicas. Cada fichero contiene la imagen médica e información del paciente («¿Qué es el formato DICOM? Las claves del estándar en imágenes médicas»).

En este caso, se trata de 330 imágenes médicas. Para abrirlas, una vez abierto el programa *Avizo*, se selecciona el botón “OPEN DATA” y se seleccionan los archivos DICOM correspondientes al caso en estudio. En el cuadro de diálogo “DICOM Loader”, donde aparecen las características de las imágenes, se pulsa “OK”.

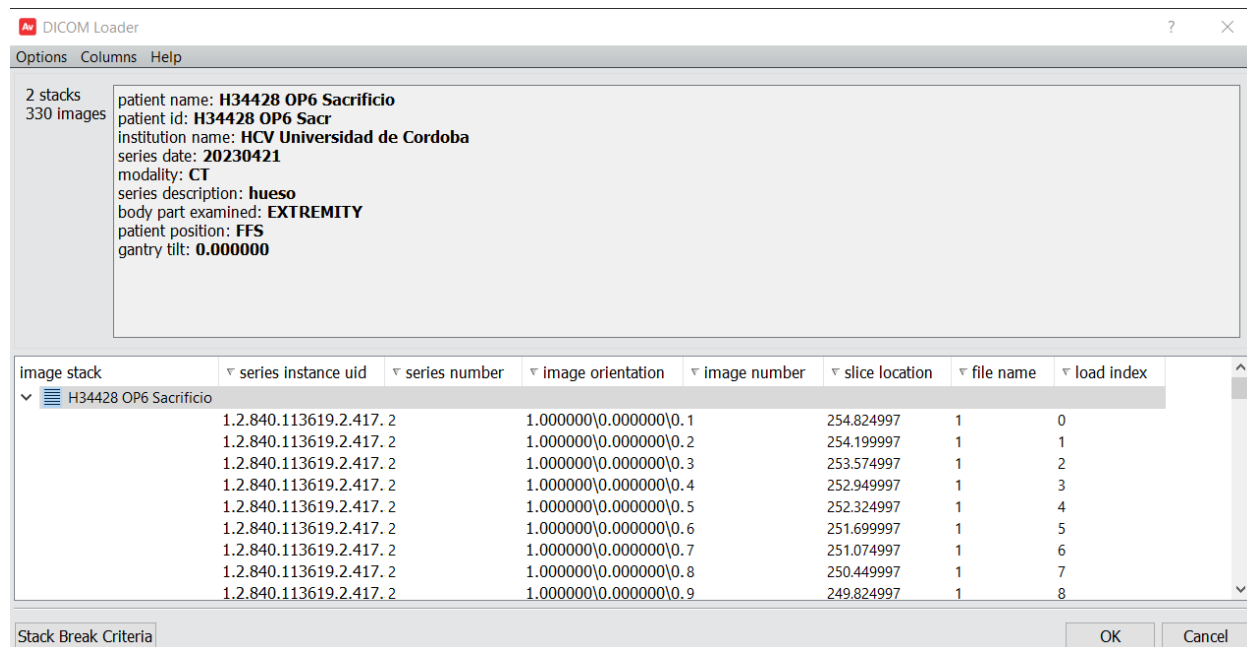


Figura 81: Cuadro de diálogo DICOM Loader.

Una vez abierto, aparece en pantalla una de las 330 imágenes médicas importadas en la pestaña “PROJECT”. En esta pestaña, las cajas verdes corresponden a datos del proyecto.

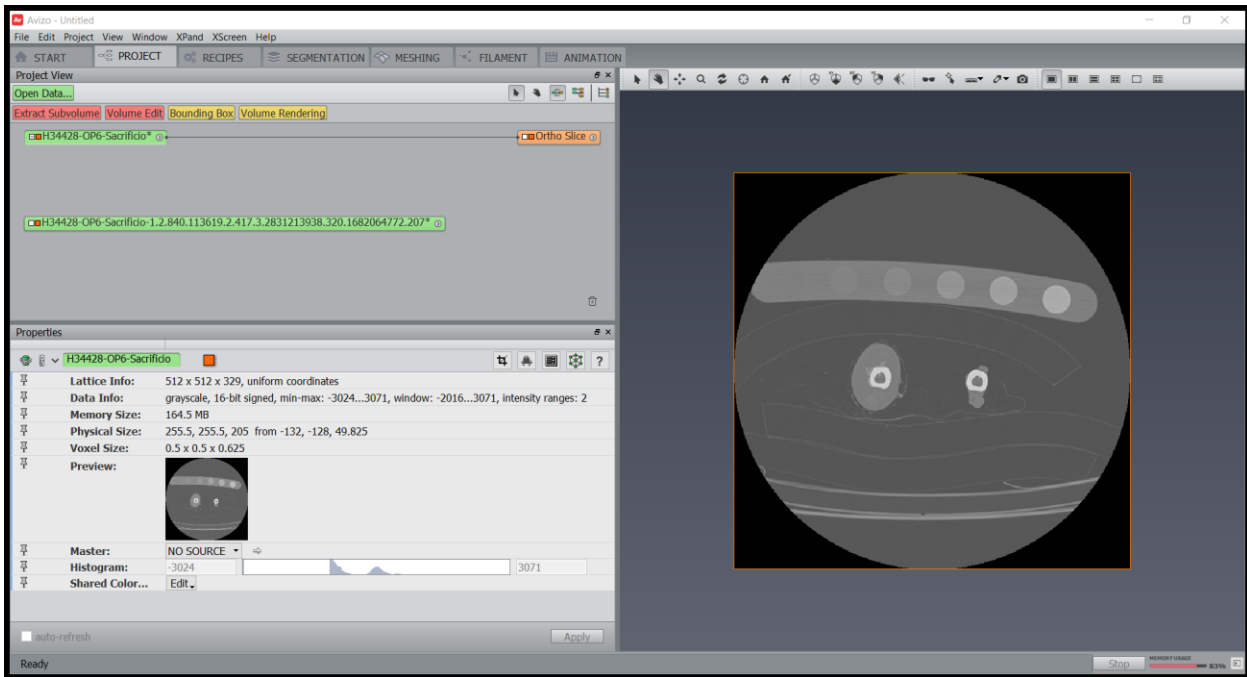


Figura 82: Pestaña “PROJECT”.

7.2. Extracción del volumen de trabajo

Ahora, una vez importadas las imágenes médicas, que nos aportan información en las tres direcciones (X, Y, Z), el siguiente paso es obtener el volumen de trabajo, es decir, limitar en cada eje las medidas de interés para luego extraer dicho volumen del TAC completo. Para ello, se aprieta botón derecho del ratón (BDR) encima de la caja verde de las imágenes médicas y se busca en el buscador del cuadro de diálogo la herramienta “Extract subvolume”.

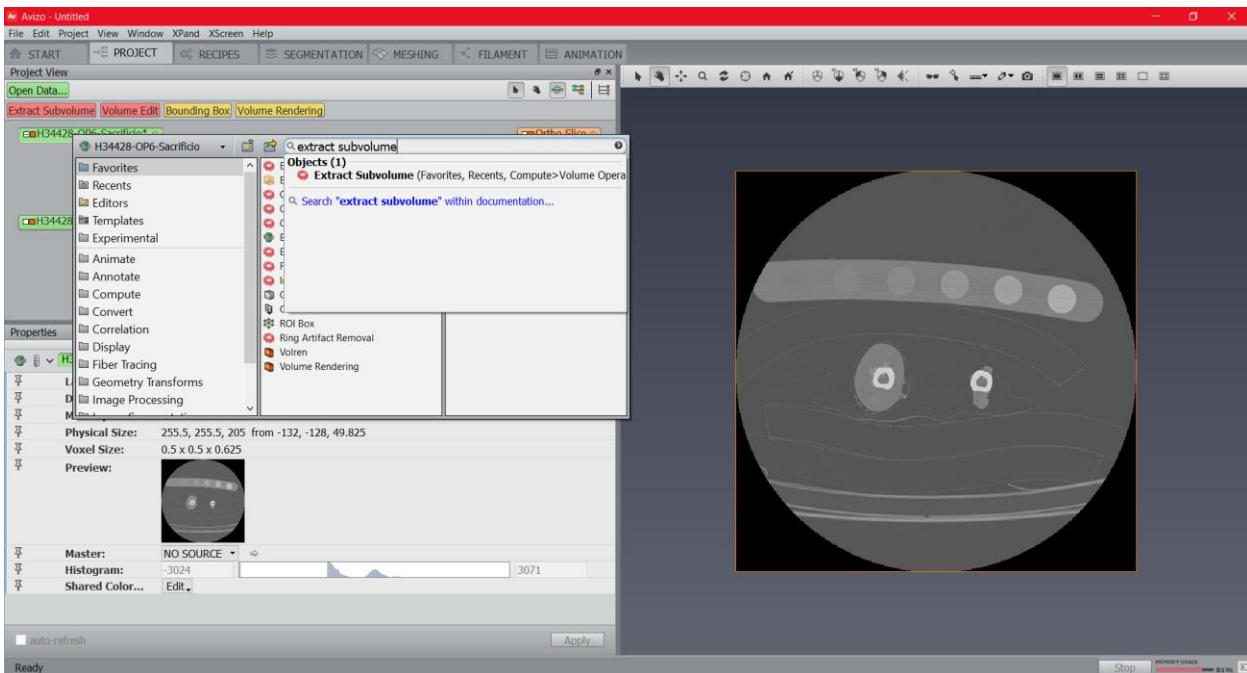


Figura 83: Búsqueda de herramienta "Extract subvolume".

Una vez seleccionada la herramienta, es el momento de delimitar las medidas requeridas en todos los ejes en la ventana “Properties”:

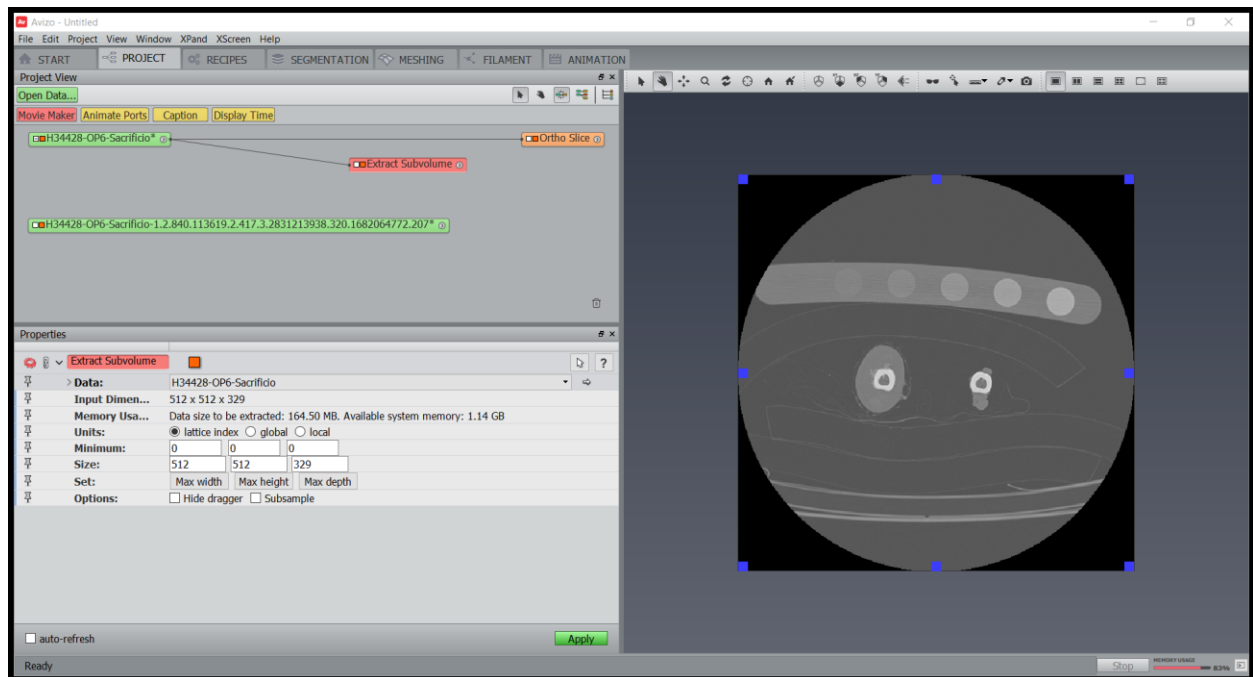


Figura 84: Uso de herramienta "Extract subvolume".

Situados en este punto, los pasos a seguir son los siguientes:

1. Pulsar el botón "Orthographic" situado en la ventana de la imagen médica de la derecha para tener una vista del cubo de volumen a extraer con en el plano XY, y no tener una perspectiva frontal con un punto de fuga.
2. Pulsar el botón "Max width" para que el cubo escoja el máximo ancho.
3. Pulsar el botón "Max height" para que el cubo escoja la máxima altura.
4. Pulsar el botón "Max depth" para que el cubo escoja la máxima profundidad.

Una vez limitado el cubo del volumen de trabajo en las medidas máximas del conjunto de imágenes, se procede a personalizar las medidas mínima y máxima de manera que se escoja, en el plano XY del metatarso, la zona del callo óseo. Así, se modifican las medidas en los ejes X (ancho) e Y (altura):

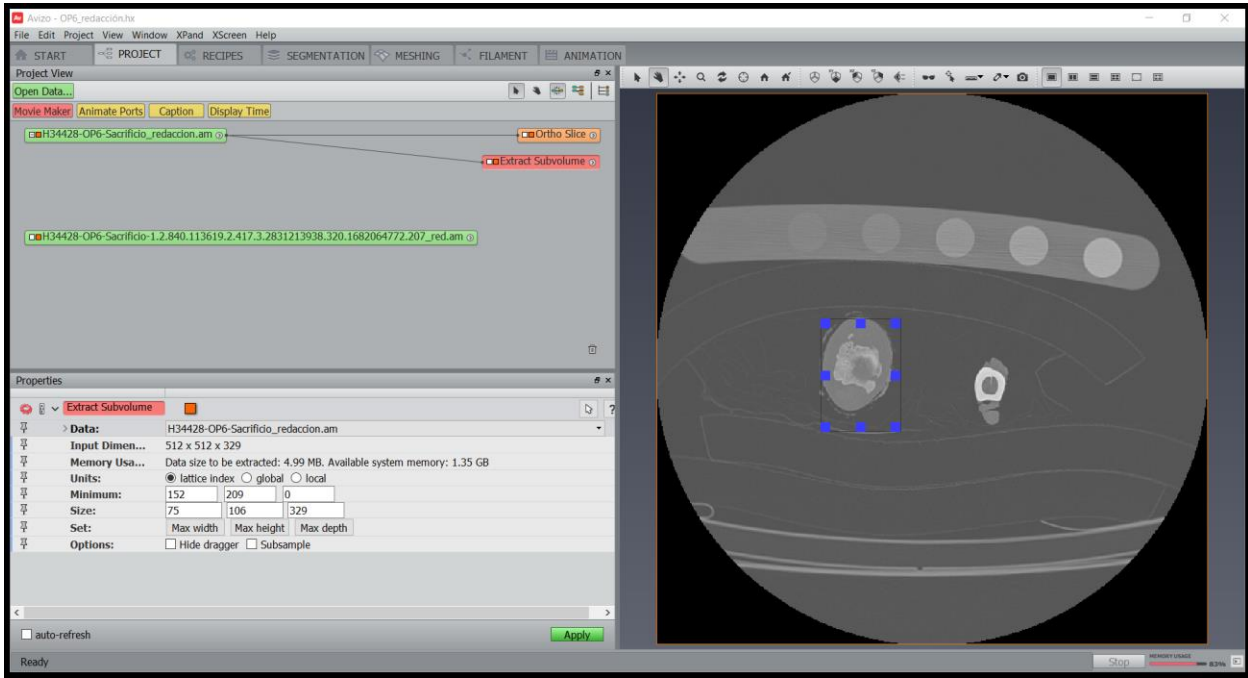


Figura 85: Medidas del volumen de trabajo en el plano XY.

Ahora, se definen las medidas en el eje Z, que es el restante. Para ello, se han de tener en cuenta varios aspectos: el primero de ellos es cuánta longitud, en medida real, se quiere extraer en este eje. En este caso, el criterio escogido fue escoger 10 mm del fragmento óseo proximal y 10 mm del fragmento óseo distal, que es el móvil, teniendo 5 mm con callo óseo y 5 mm sin callo.

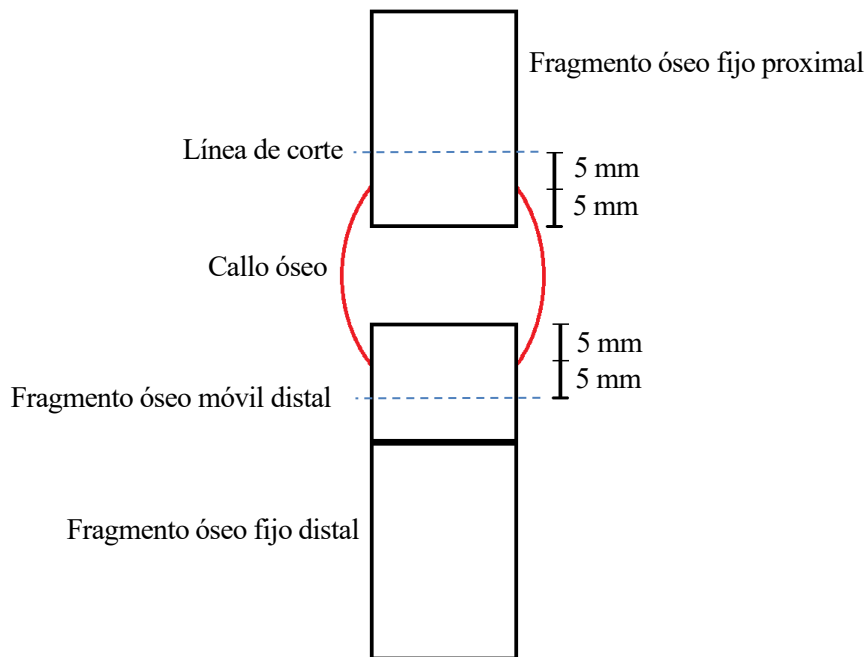


Figura 86: Esquema del conjunto del callo óseo.

Para ello, se debe calcular la conversión entre píxeles y milímetros de la imagen médica. Esta información se tiene en la venta de “Properties” de la caja verde de datos de las imágenes médicas. Ahí aparecen las medidas de un vóxel, que es un cubo de píxeles. Así, un vóxel representa cada cuántos milímetros en cada dirección se tomó una imagen médica cuando se realizó el TAC. En este caso, las medidas del vóxel son 0,5 x 0,5 x 0,625, es decir, en los ejes X e Y se tomó una imagen del metatarso cada 0,5 mm y en el eje Z cada 0,625. Por tanto, se tiene que 1 píxel corresponde a 0,625 mm de medida física en el eje Z. Así, si se quieren tomar 10 mm a partir del límite del fragmento óseo, se debe tener en cuenta que eso son 16 píxeles, es decir, 16 imágenes médicas a

lo largo del eje Z. Para conseguirlo, basta con usar la herramienta “Ortho Slice”, que ya aparece vinculada a la caja verde que tiene las imágenes médicas. Con esta es posible moverse a lo largo del eje Z, de manera que se deja en pantalla la imagen que justo sea el límite del hueso fijo proximal con la brecha de la osteotomía y se mueven 16 imágenes en sentido proximal para encontrar el límite de los 10 mm que son de interés. De manera análoga se realiza con el límite del fragmento óseo móvil. Así, se tiene que entre los dos límites del volumen de trabajo en dirección Z hay 52 píxeles, en principio. Siempre estas medidas se pueden modificar de alguna manera para poder tener la imagen que más interese, de forma que no tenga un pin de por medio en esa imagen, por ejemplo. En este caso, el número de píxeles finalmente fueron 48 en el eje Z. Cuando se tenga ajustado, se da al botón “Apply” y se abrirá una nueva caja verde de formato “view.am”, que tiene solamente como datos el volumen de trabajo recién definido. Para visualizar todas las imágenes del nuevo volumen, en esta nueva caja verde se puede abrir la herramienta “Ortho Slice” desde el BDR.

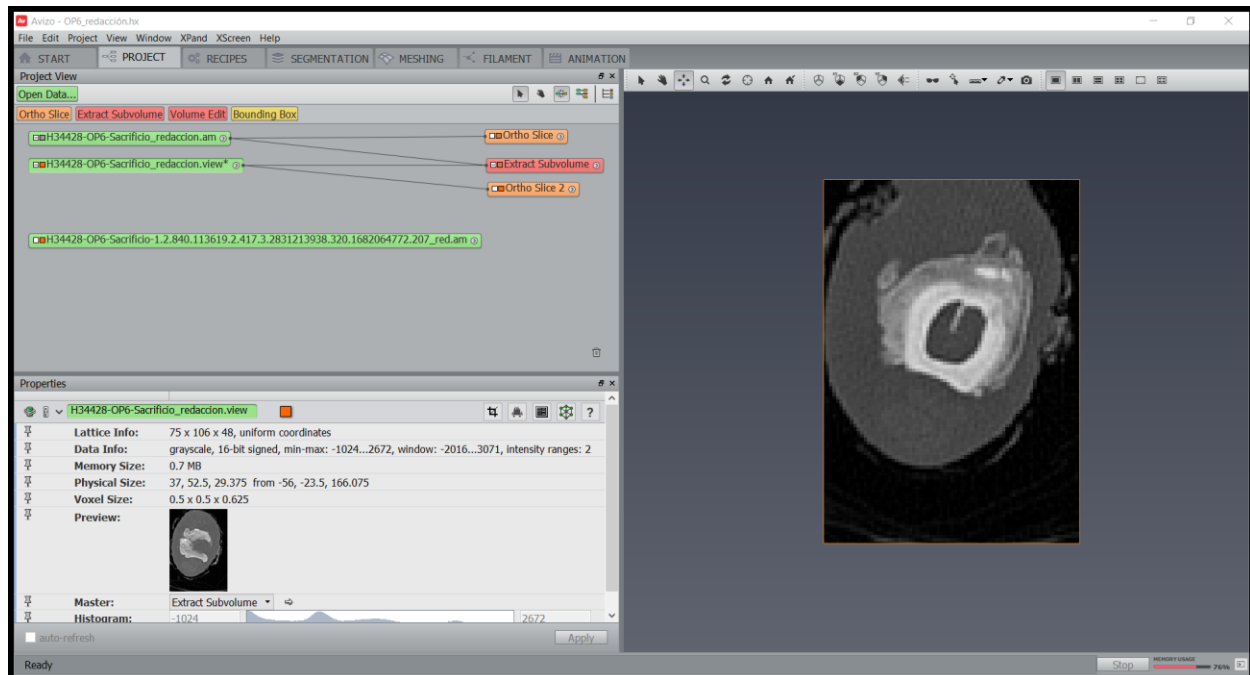


Figura 87: Volumen de trabajo definido.

7.3. Segmentación

Ahora viene, probablemente, la parte más importante de todo el procedimiento en este software, que es el de segmentación. Aquí se van a definir las distintas capas que se quieren diferenciar en función del nivel de grises de cada imagen médica. Se pueden definir las capas que sean necesarias. En este caso, se definirán solamente 3: hueso cortical, callo blando y callo duro (*woven*). Como norma principal, la capa “Exterior (Not Assigned)” no se elimina nunca y siempre se mantiene desbloqueada, ya que esta es una capa que contiene todo lo que no contiene el resto de las capas, que son las creadas por el usuario.

Las herramientas utilizadas en este procedimiento son las siguientes:

- **Brush:** sirve para seleccionar de manera manual los píxeles de la imagen médica que sean necesarios eliminar o añadir en una capa determinada.
- **Lasso:** funciona para seleccionar mediante un lazo de distintas formas (libre, elipsoidal o rectangular) los píxeles (en 2D) o vóxeles (en 3D) de interés.
- **Threshold:** su función es escoger, de una determinada imagen médica, los píxeles que sean abarcados por unos niveles mínimos y máximos de grises determinados por el usuario. Esta será la herramienta mayormente utilizada en la segmentación.

Conocidas las herramientas a aplicar, se expone el procedimiento:

1. En la ventana “Segmentation Editor”, seleccionar en “Image” el archivo de datos tipo “.view”, que es

el del volumen de trabajo escogido anteriormente.

2. En la misma ventana, seleccionar en “Label field” el archivo de datos tipo “.labels” asociado al archivo “.view” del volumen de trabajo. De esta manera, debe aparecer la pantalla como se muestra:

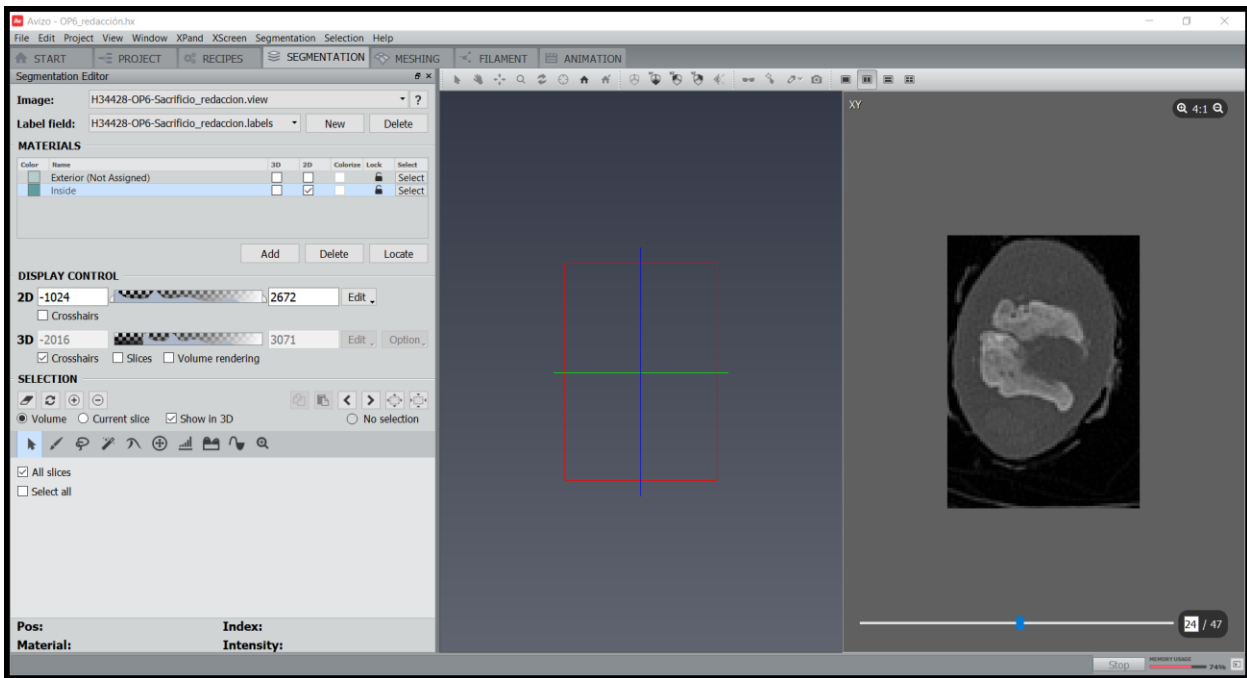


Figura 88: Segmentación.

3. Crear la primera capa. En este caso, se llamará “Cortical”.
4. Aplicar la herramienta “Threshold”. En esta, seguir la siguiente secuencia: “Edit” > “Adjust range to” > “Data min-max”. Esto lo que hace es ajustar la selección a los valores máximo y mínimo, de manera que el mínimo es color negro y el máximo es color blanco. Ahora, manualmente se regula el valor mínimo del rango de grises de interés, de manera que solo se vea escogido, es decir, en color azul en la imagen médica, el tejido blando y no el fondo negro de la imagen médica, tal y como se muestra en la siguiente figura:

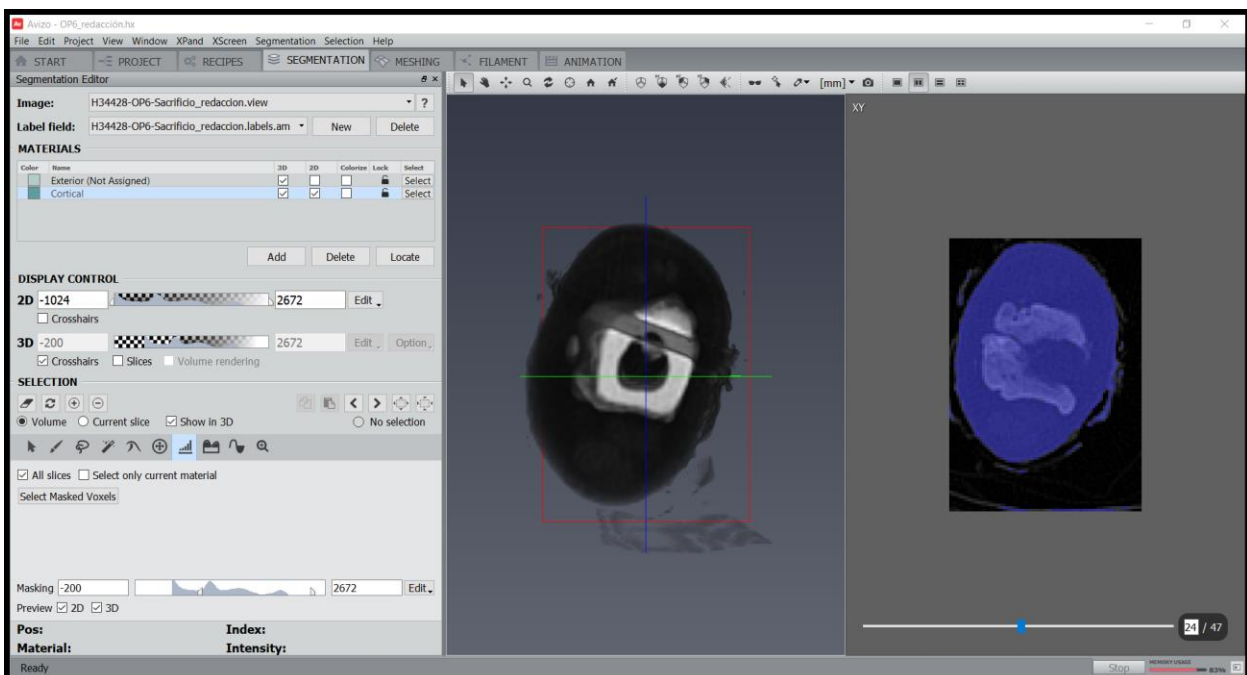


Figura 89: Límite inferior del rango de grises.

De esta manera, queda que el mínimo valor total de nivel de gris es -200 y el máximo es 2672.

5. Ahora, calcular el rango de grises de cada capa. En este caso, de tres capas, se haría de la siguiente manera: se divide el rango en tres capas, como en la siguiente ecuación:

$$\text{Rango} = \frac{2672 + 200}{3} - 1 = 956,33 \sim 957 \quad (5)$$

El rango solo debe tener valores enteros, de ahí que se haya aproximado al valor inmediatamente superior.

Así, sumando el rango al límite superior de la capa inmediatamente anterior, se obtiene la siguiente tabla de rangos para cada capa:

Tabla 17: Rangos de cada capa.

Capa	Límite inferior	Límite superior
Cortical	1716	2672
Callo duro	758	1715
Callo blando	-200	757

6. Establecer el rango de grises de la capa cortical con la herramienta “Threshold” y añadirla a la capa “Cortical”. Para ello, una vez establecido manualmente el rango, y manteniendo seleccionada y desbloqueada la capa “Cortical” en la lista “MATERIALS”, pero no seleccionada a través del botón “Select”, sino clicando sobre el material de manera que se ponga de color celeste, se clicca, en la parte “SELECTION”, en el botón “Select Masked Voxels”. De esta manera, se selecciona todo el rango de grises escogido y aparecen, tanto en el 2D como en la ventana 3D, dicha selección:

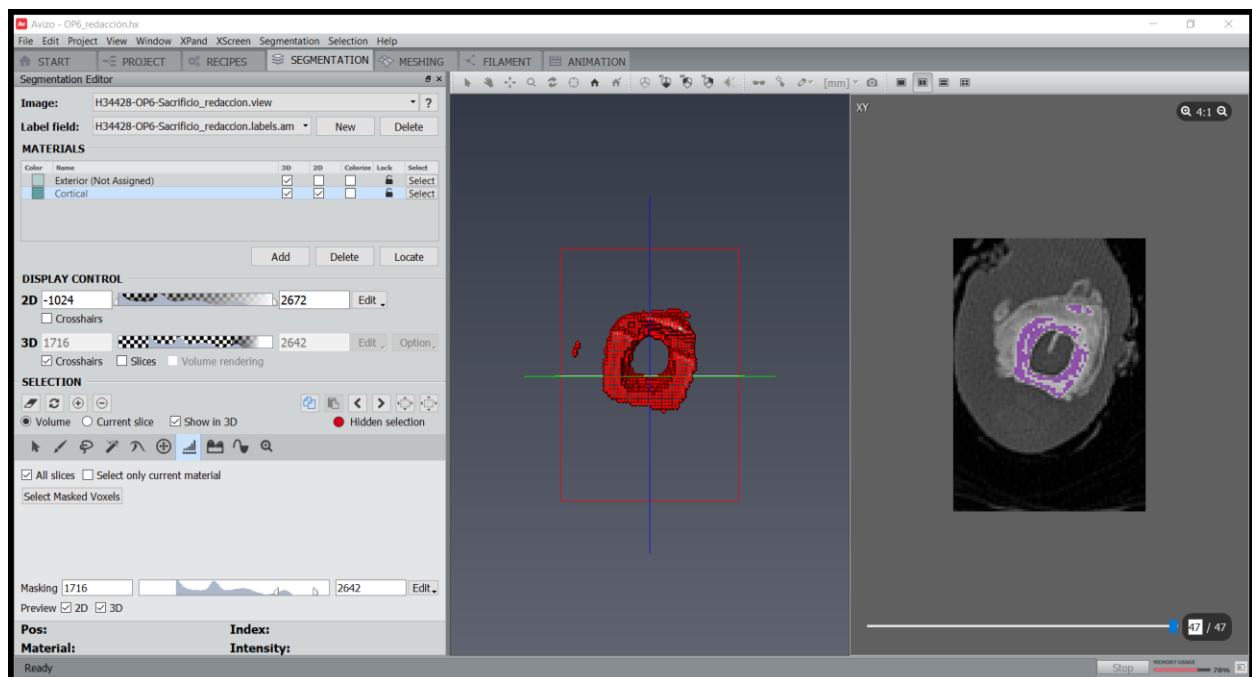


Figura 90: Selección de la capa cortical.

Finalmente, para añadirla a la capa, se aprieta el botón “Add”, que tiene un signo (+). Cabe destacar que, para deshacer una selección, basta con seleccionar el botón “Clear”. Llegados a este punto, se observa lo siguiente:

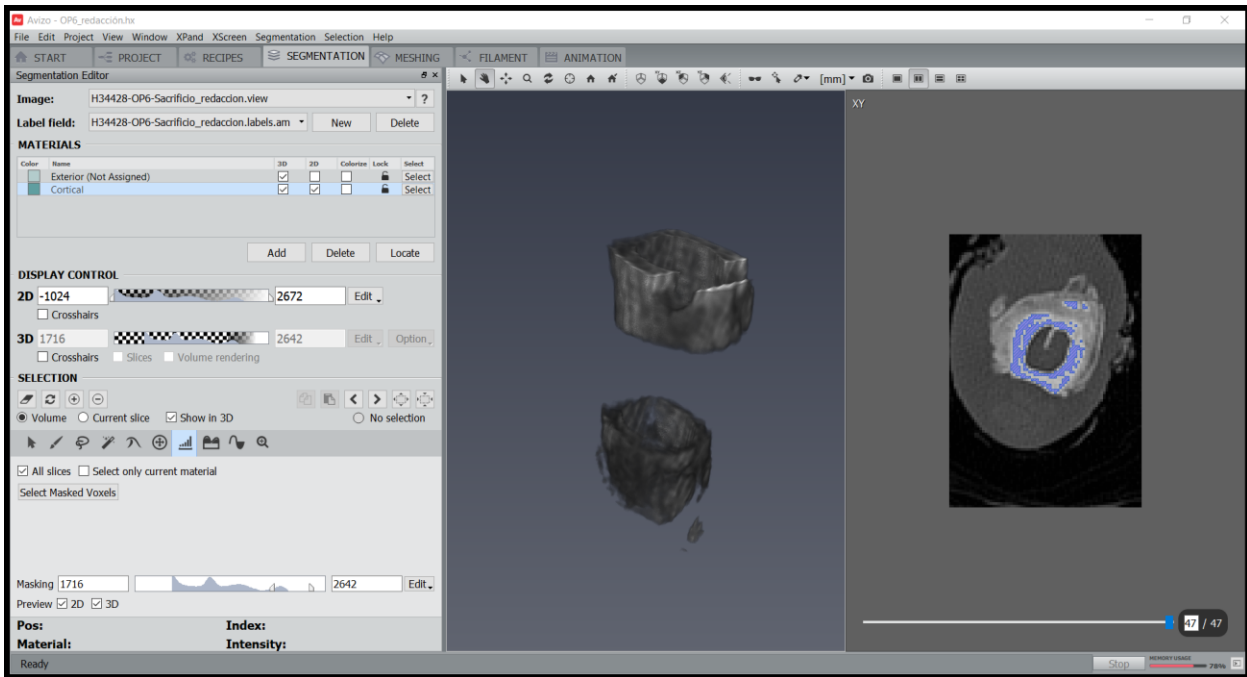


Figura 91: Capa “Cortical” añadida.

Como se observa en la imagen anterior, en esa imagen médica, la 47/47 del eje Z, el hueso cortical no está completo. En 3D también se observa que el hueso debería estar completado. Esto se da porque con los valores establecidos en la herramienta “Threshold” se escoge la mayoría de los niveles de grises que interesan, pero hay ciertos niveles que quedan fuera de este margen por irregularidades de la imagen. Así, se procede al paso de completar la capa.

7. Completar la capa con las herramientas “Brush” y “Lasso”. Con la primera, se procede a rellenar *slice* a *slice* la parte de cada imagen que ha quedado fuera de nuestra región de interés. Además de esto, se puede también eliminar zonas que se han escogido anteriormente pero que no interesan. Con la segunda herramienta también se puede hacer lo mismo, pero seleccionado mediante un lazo en cada capa. Cabe destacar una operación que puede ser interés a la hora de seleccionar una zona que se prolonga a través de varias capas. Esta es “Interpolate”, en la pestaña “Selection”. Una manera de eliminar material es seleccionar la capa “Exterior (Not Assigned)” de manera que se ponga celeste, no en el botón “Select”, y luego seleccionar con estas herramientas lo que se desee eliminar de otras capas y añadir a la capa “Exterior (Not Assigned)”, en vez de eliminar directamente el material de la capa de interés. Así, se llega a lo siguiente:

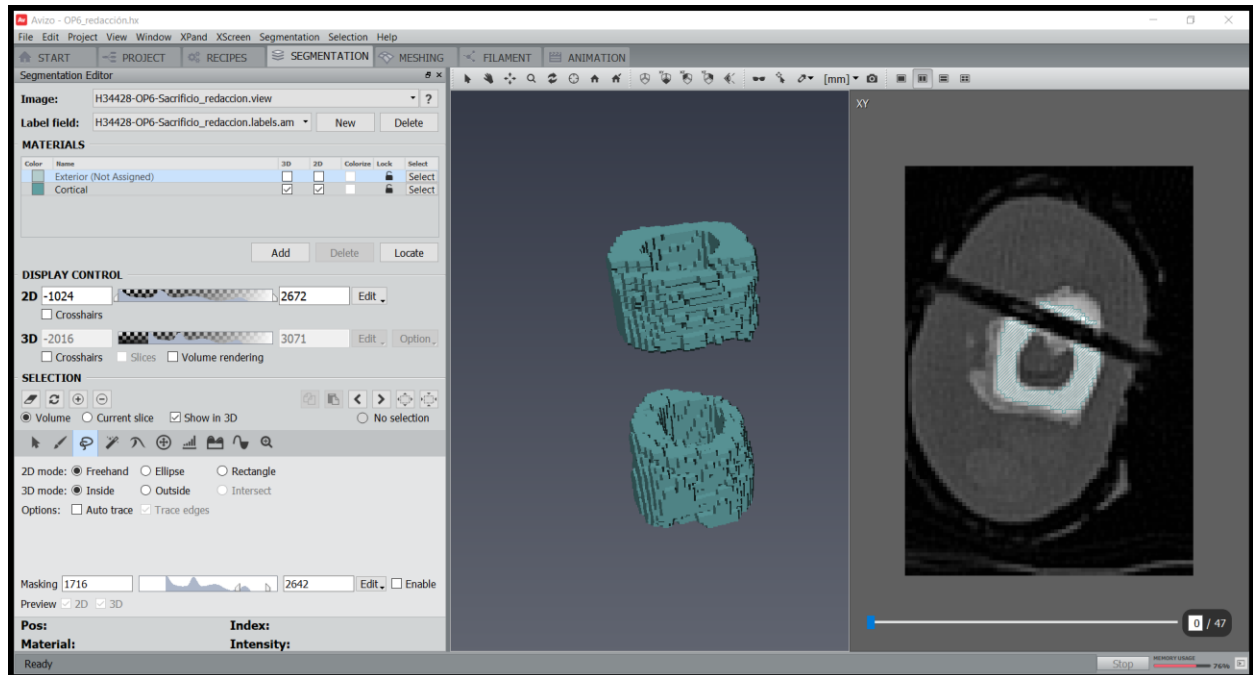


Figura 92: Capa "Cortical" completada.

8. Volver a realizar los pasos anteriores con las demás capas de forma análoga. En este punto, ya se tiene el volumen completo segmentado:

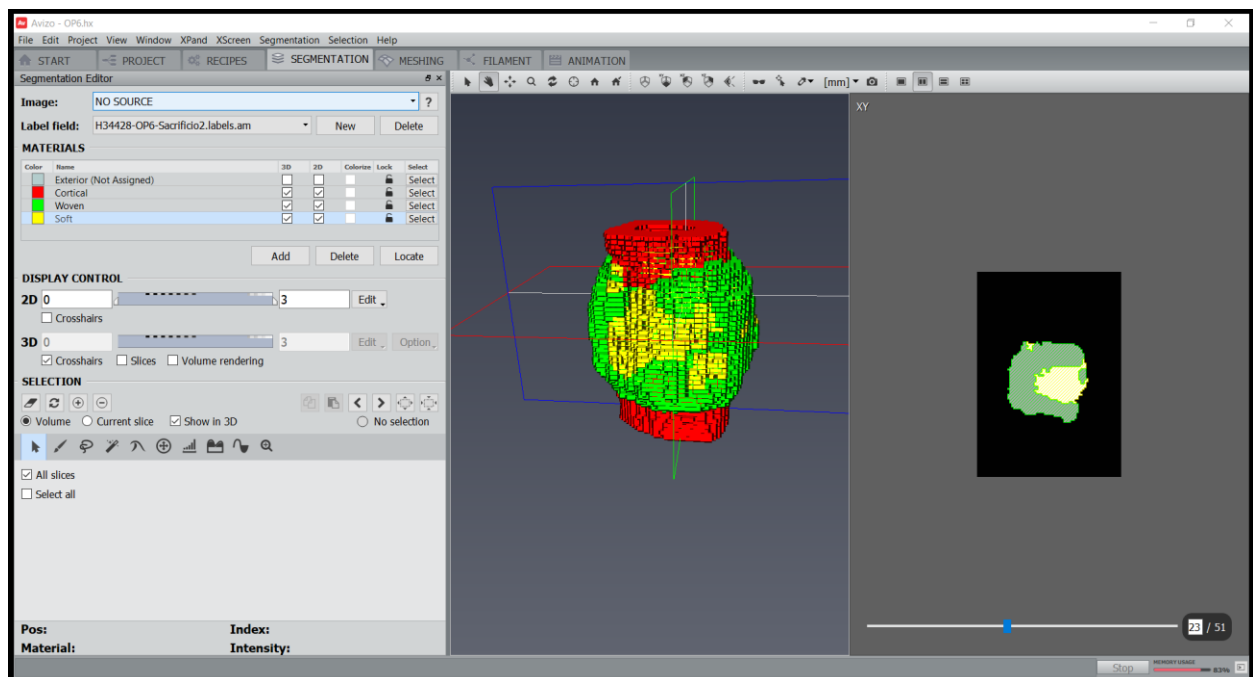


Figura 93: Volumen segmentado completamente.

7.4. Arreglos de la segmentación

Un arreglo por realizar es eliminar escalones bruscos en los materiales de callo duro y blando, de manera que la transición de estos hacia el hueso cortical sea suave, y no escalonada. Esto se consigue con las herramientas mencionadas.

Otro arreglo por realizar es eliminar las islas de material para no tener problemas en el cálculo numérico posterior. Es indeseable tener en una zona de un determinado material pocos vóxeles (uno, por ejemplo) de otro

material con propiedades de material muy diferentes. Esto se realiza con la herramienta “Remove islands...”, que se encuentra en la pestaña “Segmentation”. Con esta herramienta se puede, o bien eliminar las islas, o bien pasar estas a la capa del material que las rodea, que es lo que se hace en este trabajo. Esto no supondrá grandes cambios en cuanto a la respuesta mecánica del callo, pero sí da muchos problemas a la hora de hacer el cálculo numérico.

7.5. Exportación

La exportación consiste en obtener un archivo que se pueda abrir en otro *software* para su posterior tratamiento. En este caso, se trata de exportar la superficie del callo óseo obtenido en *Avizo* en formato *.stl* para luego, en *Ansys Workbench* poder realizar el análisis mecánico.

Para exportarlo, primero hay que obtener el archivo tipo *Avizo RLE (.am)* de cada una de las capas que se obtuvieron en la segmentación. Esto se consigue realizando una operación aritmética sobre el archivo *.labels.am*, que es el obtenido de la segmentación. Así, en su caja verde, se presiona el botón derecho y se busca en el cuadro de diálogo la herramienta “Arithmetic”. Ahora, en esta herramienta, se tiene el “Input A”, cuya fuente es el archivo *.labels.am* y se debe marcar la opción “input A” y en “Result Channels” la opción “like input A”, y en “Expression” se pone la capa a extraer, es decir, según el número de esta capa, excluyendo la capa “Exterior (Not Assigned)”, pues si se tienen tres capas y se quiere extraer la primera, la expresión es “A=1”. Así, se obtiene el archivo *.am* de la capa 1. De manera análoga se realiza con el resto de las capas.

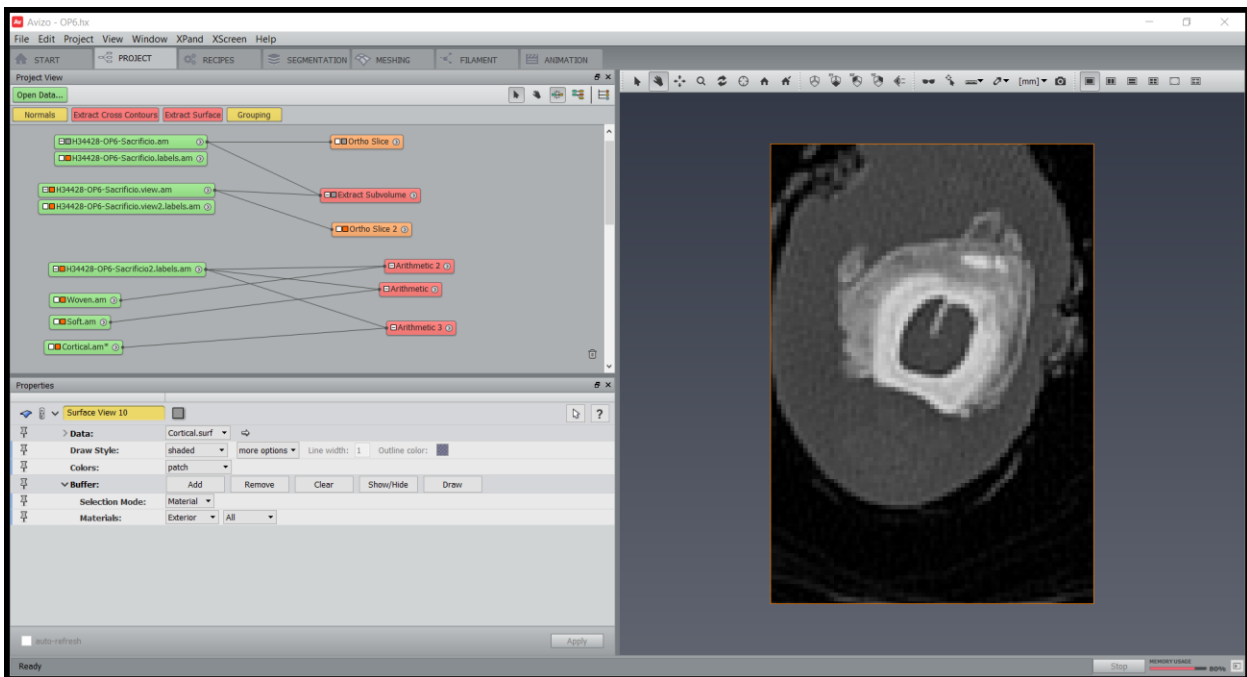


Figura 94: Separación de capas.

Tras separar las capas, se procede a generar la superficie de cada una de ellas. Esto se realiza apretando BDR en cada archivo *.am* de las capas y buscando la herramienta “Generate Surface”. En esta herramienta, se le da al botón verde “Apply”.

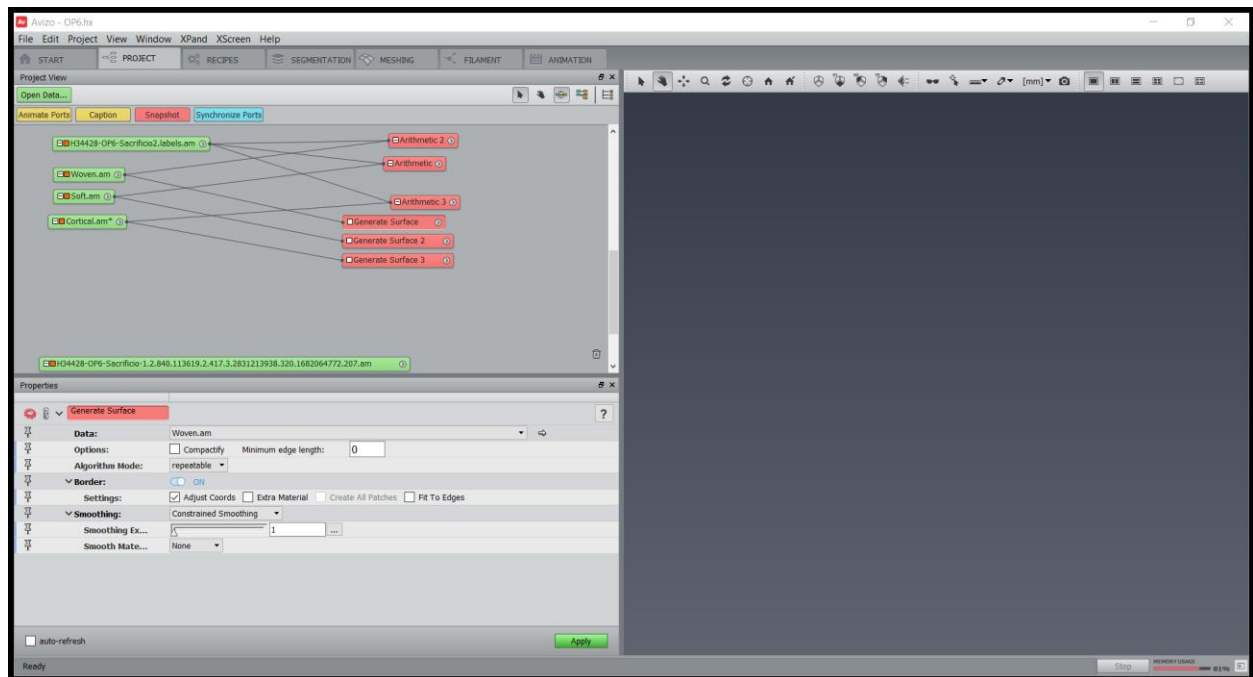


Figura 95: Generación de superficies.

Tras generar cada superficie, se procede a visualizarlas en pantalla. Esto se hace abriendo las herramientas en cada archivo *.surf* generado y aplicando la herramienta “Surface view”. Así, ahora se puede volver a la herramienta “Generate Surface” para generar la superficie variando valores como el suavizado (“Smoothing”) y otras opciones e ir viendo a la vez la superficie generada.

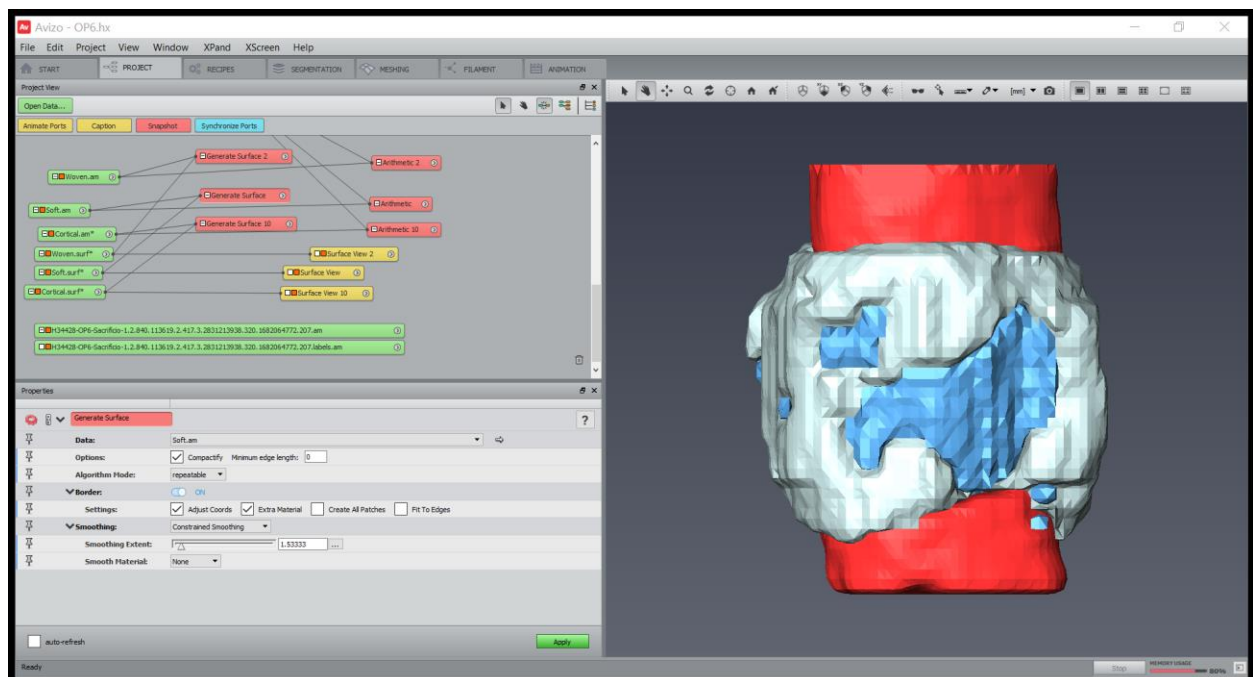


Figura 96: Visualización de superficies.

Por último, se exportan los archivos *.surf* al formato *.stl* dándole a BDR en estos archivos *.surf* y luego a “Export Data As...”. Ahí saldrá la opción de “STL binary Little Endian (*.stl)”, que es el formato utilizado en el presente trabajo.

8 ANEXO B: ANSYS SPACECLAIM

En este otro *software*, que sirve para editar, reparar y crear cualquier geometría («Ansys SpaceClaim | 3D CAD Modeling Software»), se van a reparar la superficie y convertir esta en un sólido.

8.1. Importación de archivos

Lo primero es importar los archivos formato *.stl* por separado. En este caso son tres. Por tanto, simplemente en el botón “Abrir”, se abren los tres archivos en cuestión.

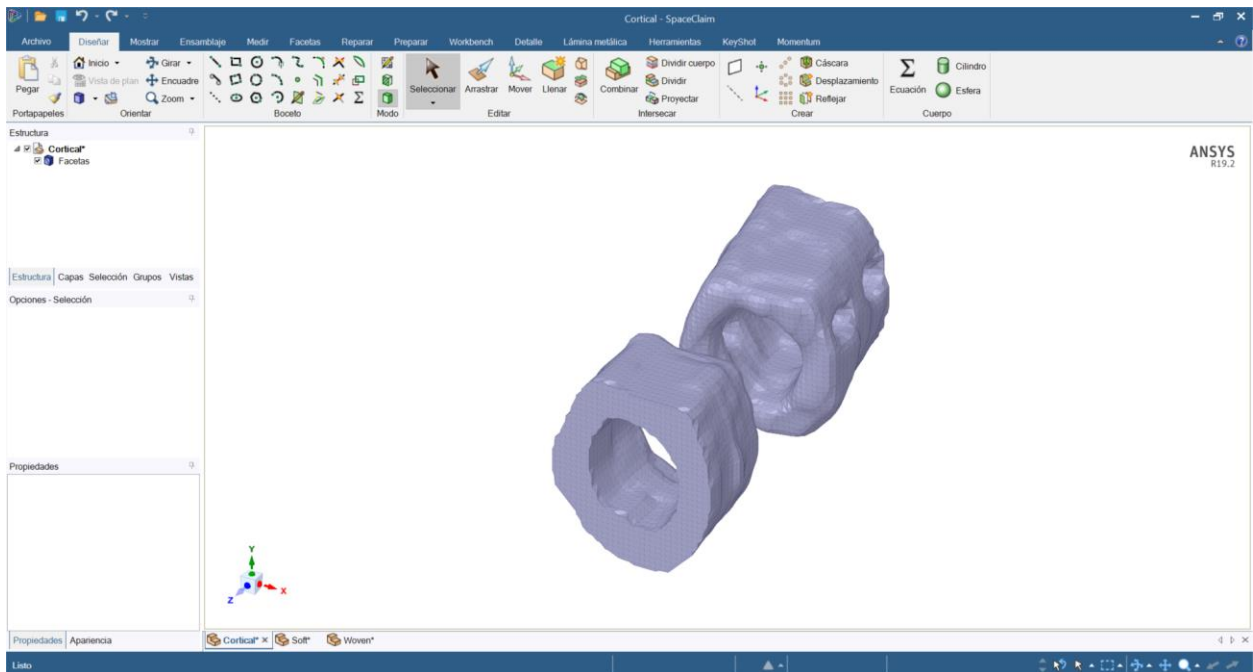


Figura 97: Archivos *.stl* abiertos.

8.2. Reparación de superficies

Una vez importadas las superficies, estas han de ser reparadas de algunas aperturas que puedan tener. Para ello, se realiza la siguiente secuencia: pestaña “Facetas” > “Corrección automática” > Seleccionar la pieza en Estructura.

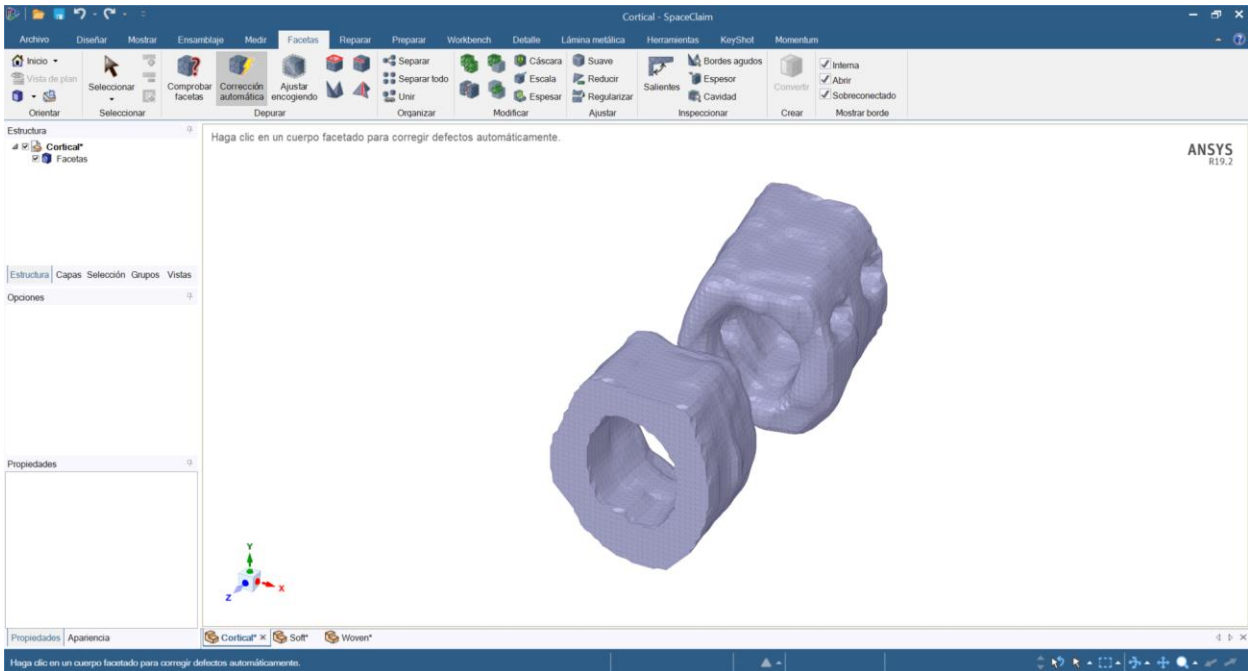


Figura 98: Corrección de superficies.

8.3. Conversión de superficie a sólido

Ahora, el último paso antes de hacer el ensamblaje es convertir las superficies en piezas sólidas, es decir, que no sean huecas en su interior. Para ello, simplemente se da al BDR en la superficie a convertir, se presiona en “Convertir a sólido”, y luego a “Fusionar caras” y se presiona en “Sí”.

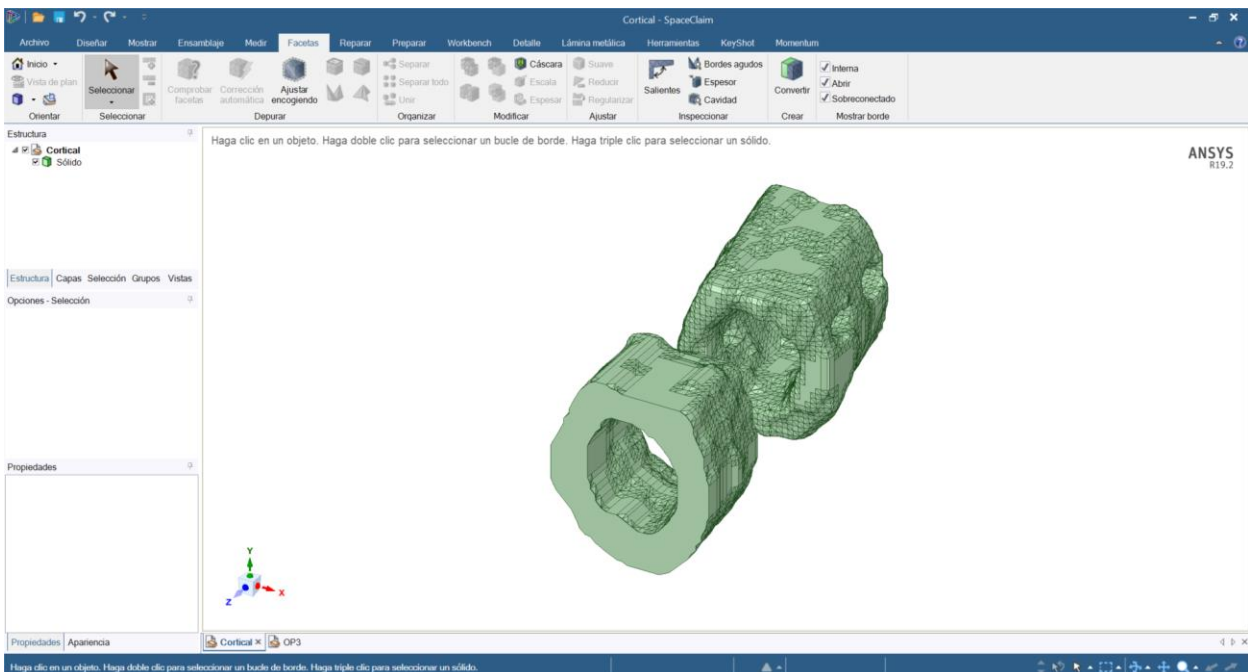


Figura 99: Conversión a sólido.

8.4. Formación del ensamblaje

Ahora, una vez obtenido cada sólido por separado, estos se guardan en el formato de *SpaceClaim* (*.sdoc).

Luego, se abre un nuevo archivo de *Ansys SpaceClaim* para crear el ensamblaje. Se va a la pestaña “Ensamblaje” y se presiona en “Archivo” para seleccionar los archivos que se desean importar para el ensamblaje. Una vez seleccionados, se forma automáticamente el ensamblaje deseado.

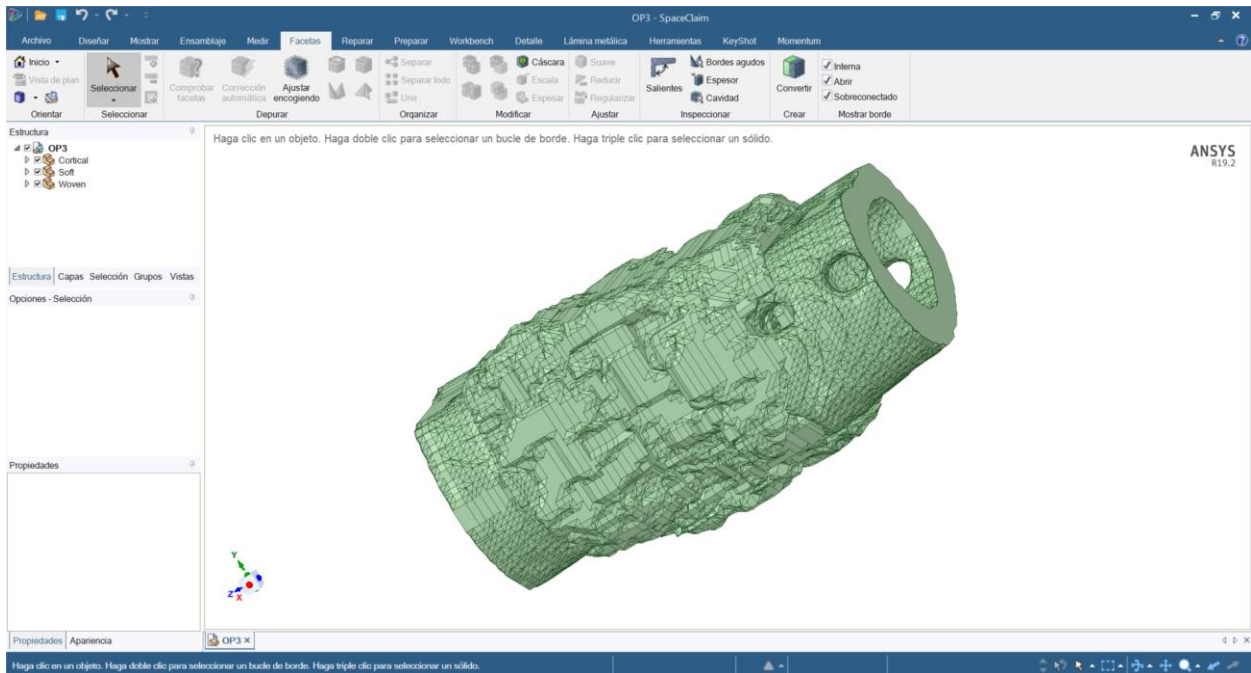


Figura 100: Ensamblaje realizado.

8.5. Reescalado del modelo

Puede ser necesario, y en este trabajo lo es, reescalar el modelo a la hora de ser este obtenido mediante otro *software*. Para ello, se sigue la siguiente secuencia: Pestaña “Diseñar” > “Arrastrar” > “Ajustar escala de cuerpo”. A partir de ahí, seguir las indicaciones de la herramienta. A la hora de seleccionar los sólidos a reescalar, se deben seleccionar los sólidos en el árbol de estructura del modelo, no seleccionar las partes del ensamblaje. Las partes del ensamblaje son aquellas que se encuentran una vez se despliega el propio ensamblaje OP# y los sólidos son los que aparecen llamados como “Sólido” desplegando cada una de las partes del ensamblaje, con un símbolo de color verde.

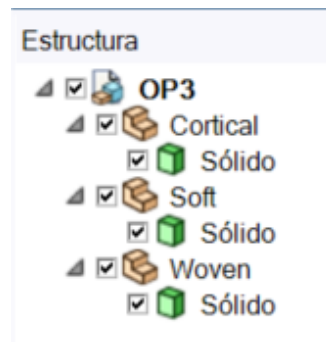


Figura 101: Partes y sólidos del ensamblaje.

9 ANEXO C: ANSYS WORKBENCH

El programa *Ansys Workbench* se utiliza para realizar simulaciones en las que sean necesarios distintos *softwares*. Así, en este caso se aplicará el programa *Ansys Mechanical* para realizar la simulación mediante MEF y el programa *Ansys DesignModeler* para imponer la continuidad de malla entre las distintas partes del ensamblaje. En *Ansys Workbench* se realizarán los siguientes acciones: aplicar análisis estructural estático, introducir los materiales a aplicar, importar la geometría e imponer la continuidad de malla y análisis mediante MEF.

A continuación, se detalla paso a paso el procedimiento realizado para obtener los resultados.

9.1. Aplicación de análisis estructural estático

Una vez abierto el programa *Ansys Workbench*, para aplicar el análisis estructural estático se va a la ventana “Toolbox”. Desplegando la pestaña “Analysis Systems”, se selecciona “Static Structural”. Siguiendo esta secuencia, debe aparecer en la pantalla lo siguiente:

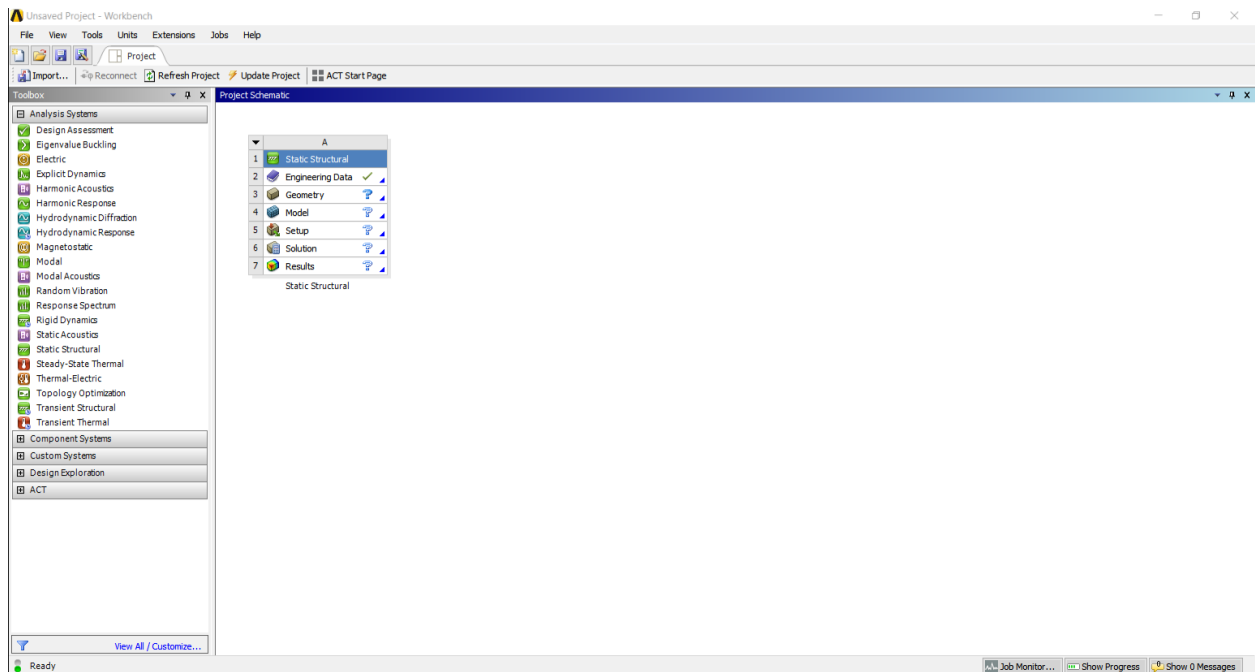


Figura 102: Aplicación de análisis estructural estático.

9.2. Introducir propiedades de materiales

Ahora, clicando dos veces en “Engineering Data” en el bloque llamado “Static Structural”, cuyo nombre es editable, se abre una pestaña en la que se editarán los materiales necesarios para el análisis:

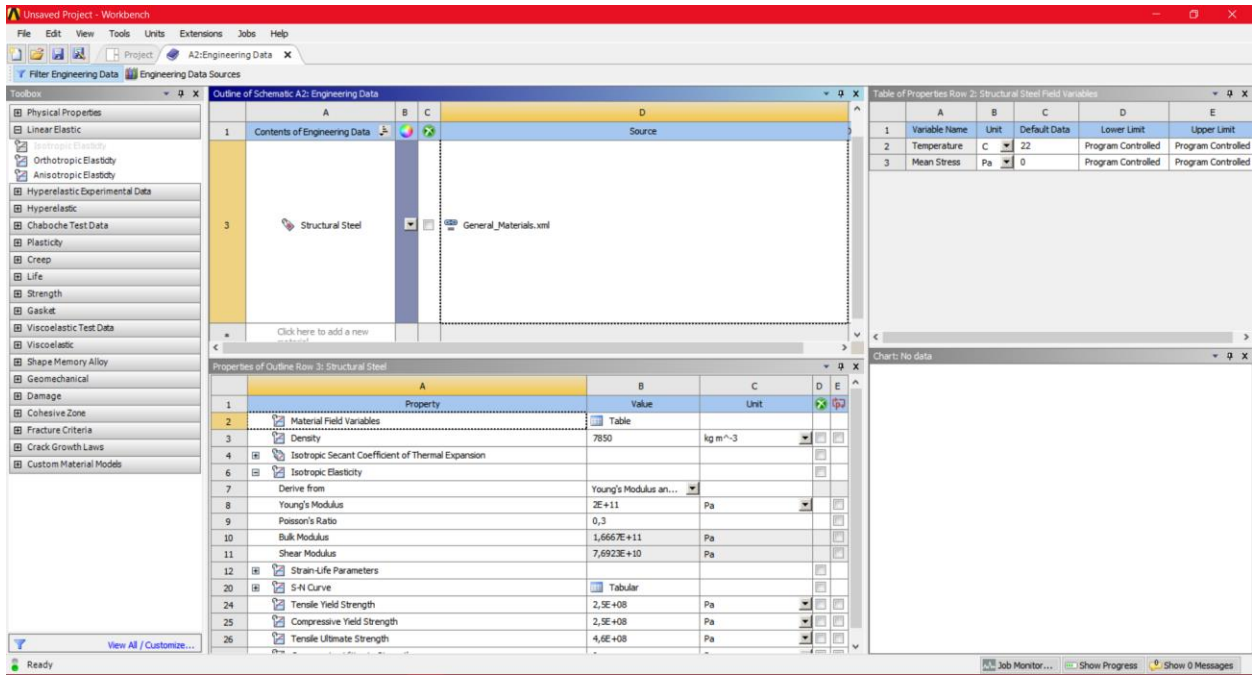


Figura 103: Editor de datos del análisis.

Aquí se introducen los materiales necesarios. En este caso, son tres. Se elimina el material que aparece por defecto, que es acero estructural (*Structural Steel*) seleccionándolo, dándole a BDR y eliminándolo. Ahora aparece la tabla de materiales vacía, de manera que el usuario puede introducir los materiales que desee. Donde aparece la oración “Click here to add a new material”, se clicca y se escribe el material deseado, quedando de la siguiente forma:

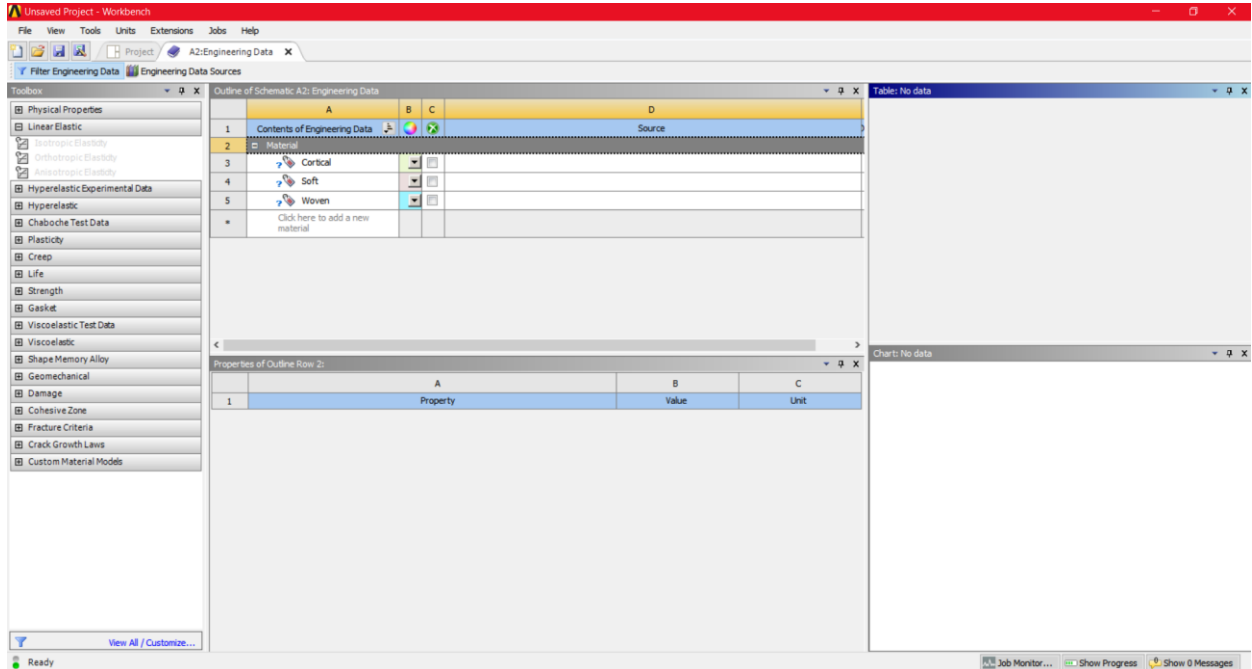


Figura 104: Tabla de materiales vacía.

Como se aprecia, cada material tiene un signo de interrogación a su izquierda. Esto es debido a que no tiene ningún tipo de propiedades asignadas. En este trabajo, solamente se asignarán propiedades elásticas isotrópicas a cada material. Esto se realiza seleccionando un material clicando una vez sobre su nombre y, seguidamente, se clicca dos veces sobre “Isotropic Elasticity”, que se encuentra en la ventana “Toolbox”, en el desplegable llamado “Linear Elastic”. Ahora, se rellenan en sus casillas correspondientes las propiedades de módulo de Young y coeficiente de Poisson. En el caso del cortical, queda como se muestra a continuación:

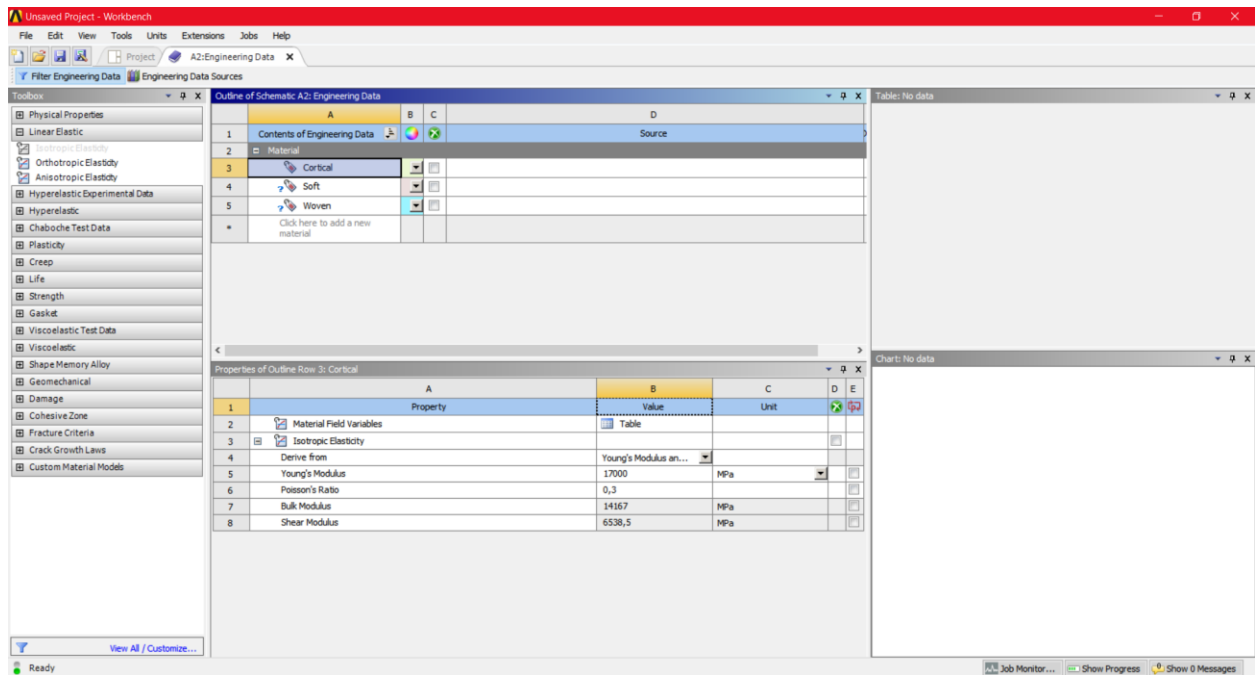


Figura 105: Tabla de materiales rellena.

Una vez introducidas todas las propiedades de los materiales, se cierra la pestaña “Engineering Data”.

9.3. Importar geometría y continuidad de malla

Para importar la geometría, se da a BDR en “Geometry” del bloque “Static Structural”, luego a “Import Geometry” y después a “Browse...”, de manera que se abre una ventana en la que se puede buscar la geometría que se desea importar. Una vez importado, saldrá un *tick* verde en “Geometry”.

Ahora, pensando en que la geometría se trata de un ensamblaje de tres piezas, se debe imponer la continuidad de malla entre estas piezas en el análisis estructural que se va a realizar. Esto se consigue en el *software Ansys DesingModeler*. Para abrirlo, se da BDR en “Geometry” y luego “Edit Geometry in DesignModeler...”. Una vez abierto el programa, se muestra en pantalla lo siguiente:

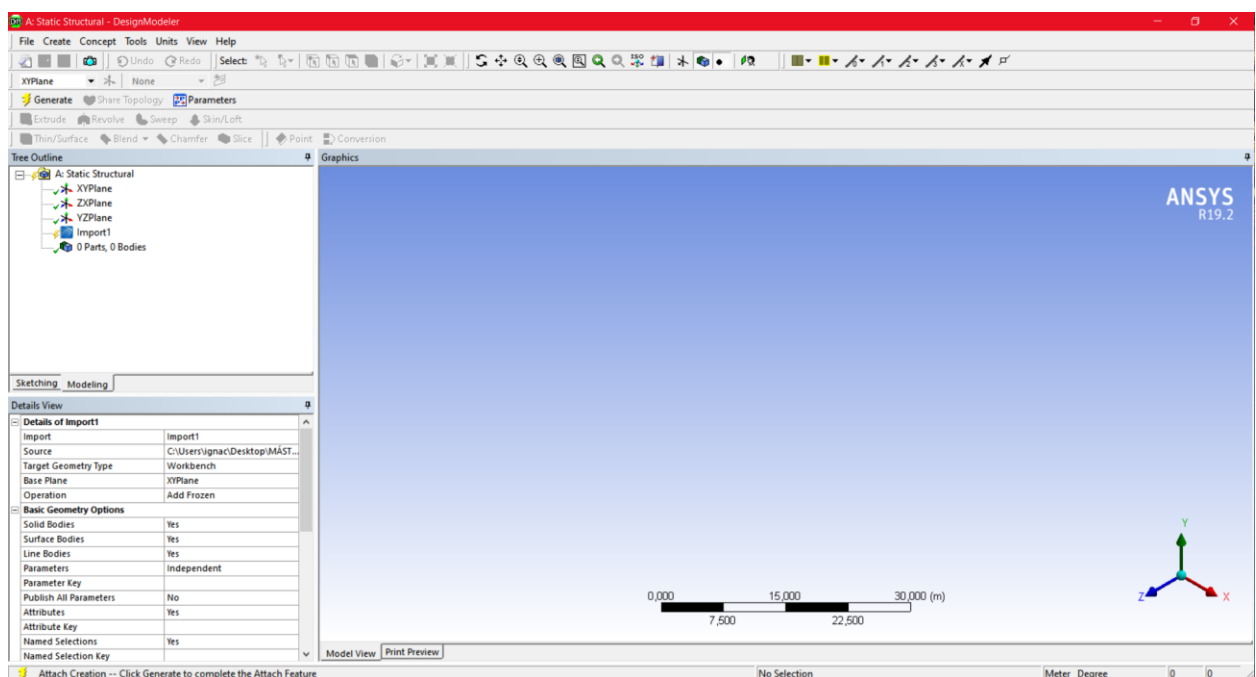


Figura 106: Ansys DesignModeler.

Como se observa, no está el modelo presente en pantalla. En el árbol de la izquierda tampoco aparece el modelo. Para que aparezca, se debe importar el modelo dándole al botón F5 o en “Import1”, BDR e “Import”. Cuando termine de procesarse la importación, aparece el modelo. Por último, para imponer la continuidad de malla, lo que se hará es formar una única pieza compuesta por varios cuerpos solamente a efectos de simulación, es decir, realmente es un ensamblaje que se comporta como si fuera una única pieza. Esto provoca que el mallado se realice como si fuera una pieza, de forma que hay continuidad entre las distintas partes del ensamblaje. Una vez importado el modelo, el árbol aparece con las 3 partes del ensamblaje importadas. Se seleccionan estas, BDR y “Form New Part”. En la siguiente imagen se muestra el árbol antes de formar una única pieza y después:

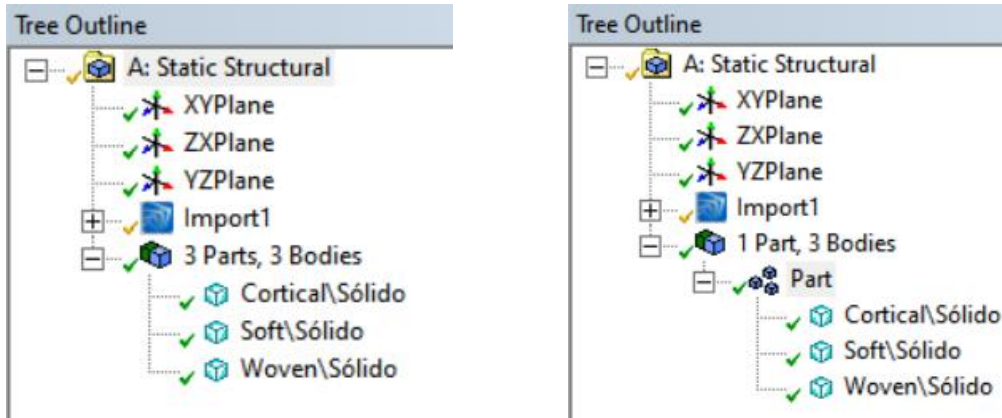


Figura 107: Formación de una única pieza de tres cuerpos.

Así, se cierra el programa y se procede a la simulación.

9.4. Análisis mediante MEF

Por último, se procede al análisis estructural estático mediante MEF con el programa *Ansys Mechanical*. Para ello, se clicla dos veces en “Model” en el bloque “Static Structural”. De esta manera, aparece en pantalla lo siguiente:

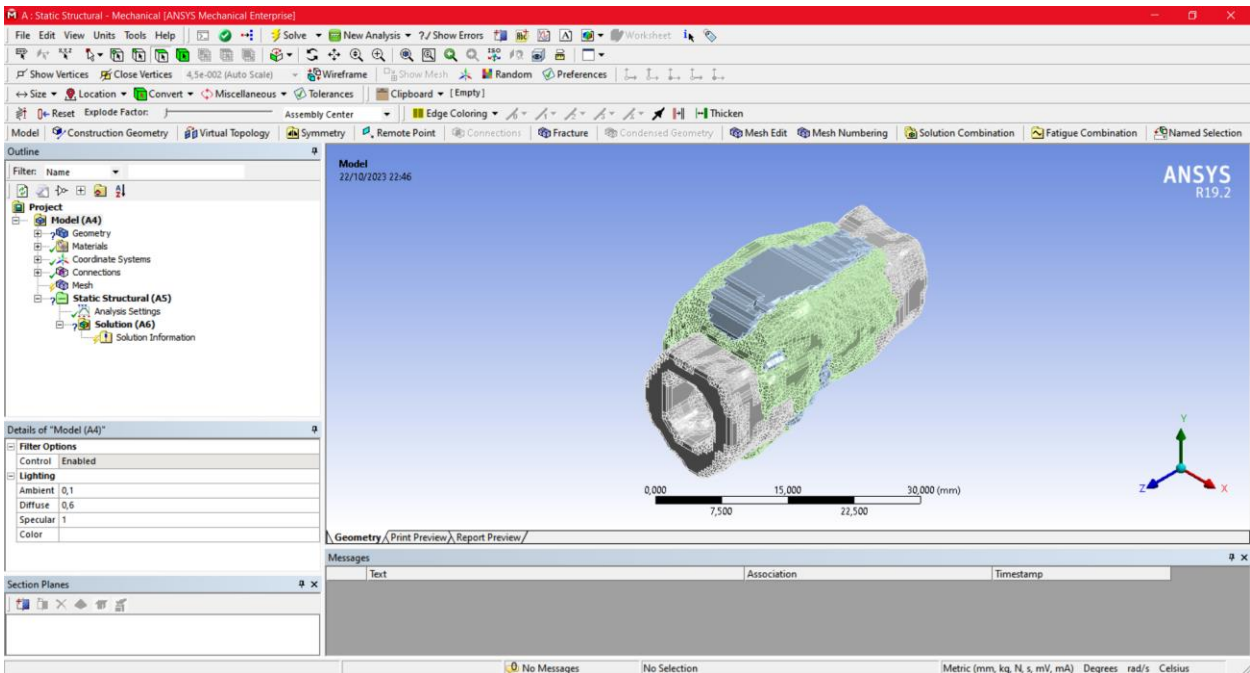


Figura 108: Modelo en *Ansys Mechanical*.

El análisis que se va a realizar tiene los siguientes pasos: asignar materiales a cada cuerpo, creación de sistemas de coordenadas y sus superficies para resultados, mallado, definir condiciones de contorno y carga y solicitar

resultados.

9.4.1 Asignación de materiales

Desplegando “Geometry” en el árbol del modelo, aparecen el ensamblaje, llamado “Part”, y desplegando de nuevo, aparecen los tres cuerpos. Seleccionando uno a uno, en la ventana “Details of ‘nombre del cuerpo’”, se asigna el material en “Material” > “Assignment”.

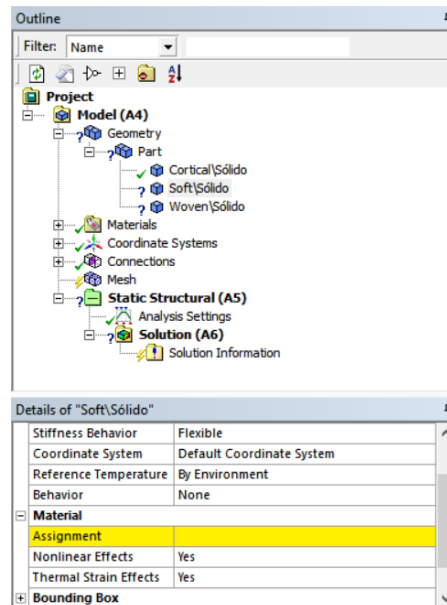


Figura 109: Asignación de materiales.

9.4.2 Creación de sistemas de coordenadas y de superficies asociadas

A la hora de obtener los resultados, estos van a ser solicitados en dos superficies determinadas. Para situarlas, se van a crear dos sistemas de coordenadas nuevos y se asociarán estas superficies a los mismos.

Para crear un sistema de coordenadas nuevo, se sigue la siguiente secuencia en el árbol del modelo: BDR en “Coordinate Systems” > “Insert” > “Coordinate System”. Así, debe salir lo siguiente:

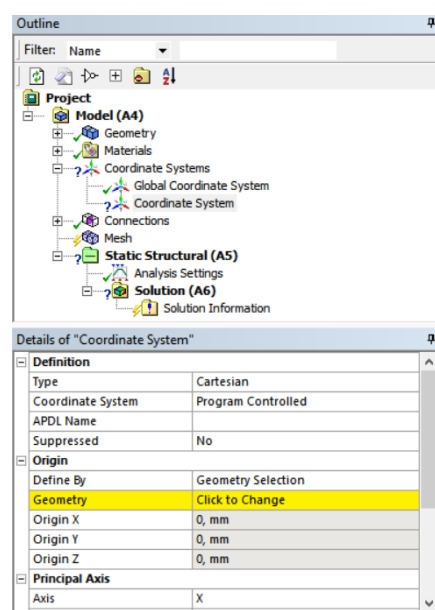


Figura 110: Creación de sistema de coordenadas.

Ahora, este sistema nuevo se definirá mediante la geometría del callo óseo. Así, se clicla en “Click to change”,

se seleccionan los tres cuerpos y se da a “Apply”. De esta manera, el sistema de coordenadas creado se sitúa en el centro de gravedad del modelo. Ahora, se desea colocar el sistema en otro punto. Esto se consigue cambiando el parámetro “Define by”, cambiando “Geometry Selection” por “Global Coordinates”. Ahora se pueden cambiar manualmente las coordenadas del sistema de referencia y colocarlo donde se desee. En este caso, se colocarán pocos milímetros después de la osteotomía hacia la parte proximal del modelo, de manera que el sistema abarque los tres cuerpos en el plano transversal al eje Z, que será donde se colocarán las superficies. De manera análoga se crea el otro sistema de referencia, colocado hacia la parte distal, que son dos en total.

La creación de las superficies se realiza mediante los siguientes pasos en el árbol del proyecto: BDR en “Model” > “Insert” > “Construction Geometry” > BDR en “Construction Geometry” > “Insert” > “Surface”. Ahora, aparece lo siguiente:

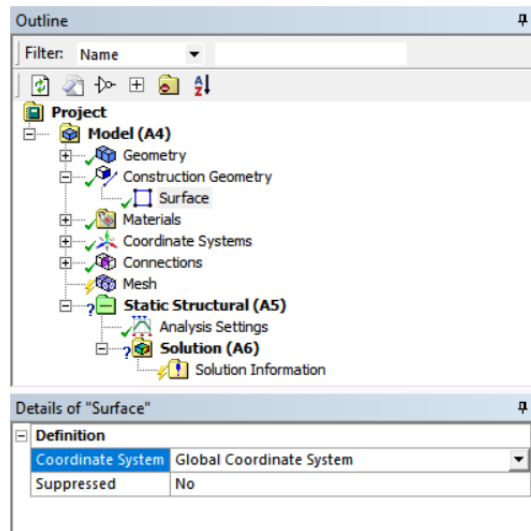


Figura 111: Creación de una superficie.

Esta superficie se va a asociar a uno de los sistemas de coordenadas creados, y la segunda superficie se asocia al otro sistema de coordenadas también creado seleccionándolos en “Coordinate System”.

9.4.3 Mallado

Hasta este punto, que es de los más importantes del análisis, el árbol del proyecto se encuentra de la siguiente forma:

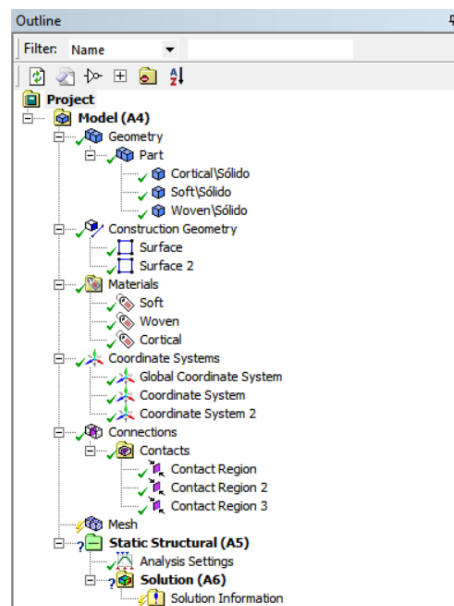


Figura 112: Árbol del proyecto antes de mallado.

Ahora se va a realizar el mallado. Para esto, simplemente se puede dar BDR a “Mesh” y luego a “Generate Mesh”. De esta forma, el *software* crea una malla por defecto. En este caso, se quedó una malla de defectuosa calidad, con tamaño de elementos muy grandes que no aportan resultados precisos, como se muestra en la siguiente imagen con una perspectiva isométrica y un corte transversal del plano XY:

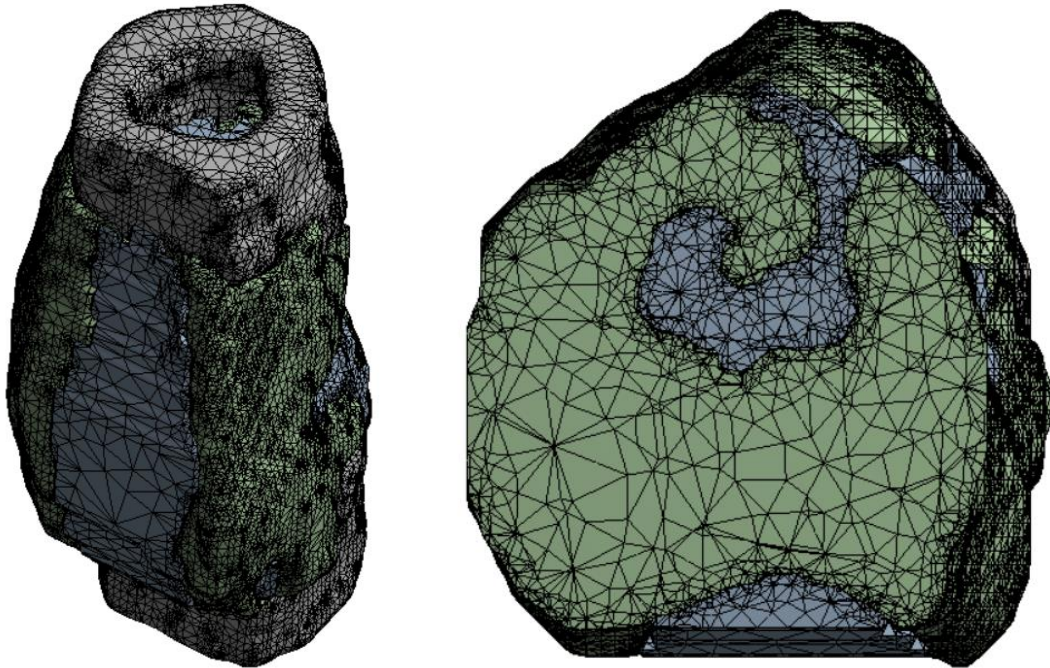


Figura 113: Mallado predeterminado.

Para cambiar el tamaño de elementos, se hace la siguiente secuencia: BDR en “Mesh” > “Insert” > “Sizing”. Aquí, en la ventana “Details of ‘Body Sizing’”, en “Geometry” se seleccionan los tres cuerpos, y en “Element Size” se cambia el tamaño de los elementos de la malla. Disminuyendo el tamaño, se obtiene una malla como la siguiente:

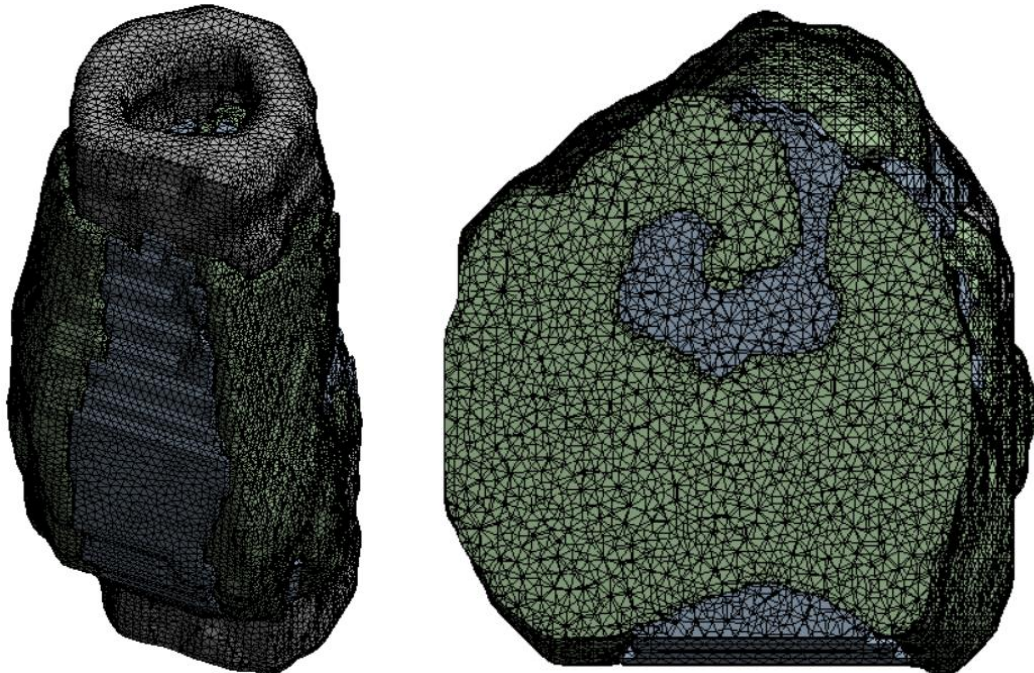


Figura 114: Mallado con elemento más fino.

Se observa así cómo es una malla mucho más regular en cuanto a tamaño de elementos y relación de aspecto, lo que aportará resultados más precisos.

Otros parámetros que se pueden modificar a la hora de realizar el mallado es el método, que en este caso es el “Automatic”, que aplica el tipo de elementos que sean óptimos para el mallado, además de aplicar refinamientos, cambiar el orden de los elementos (lineales, cuadráticos o lo que desee el programa), entre otros procesos que se deseen.

9.4.4 Aplicación de condiciones de contorno y carga

En este caso, es tan simple como poner un empotramiento en el extremo distal y una carga de compresión en el proximal. Para poner el empotramiento, se da a BDR en “Static Structural”, luego a “Insert” y después a “Fixed Support”. Aquí ahora se selecciona la geometría que se desea empotrar.

Para la carga, es de la misma manera, pero, en vez de elegir “Fixed Support”, se escoge “Force”. Aquí se selecciona la geometría donde se desea colocar la fuerza, se define la magnitud y el sentido de esta.

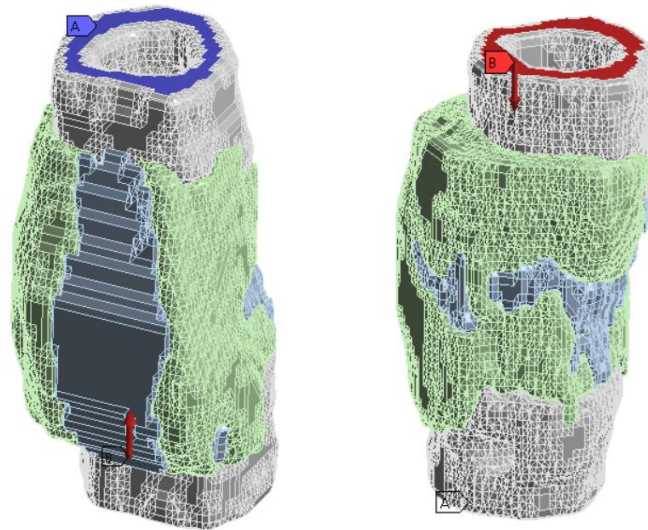


Figura 115: Condición de contorno (A) y carga (B).

9.4.5 Solicitud de resultados

La solicitud de resultados trata de pedir al análisis determinados resultados que se deseen. En este caso, se desea la deformación longitudinal del callo, es decir, a lo largo del eje Z, en cada una de las superficies que se definieron anteriormente. La secuencia de pasos a seguir es: BDR en “Solution” > “Insert” > “Deformation” > “Directional”. Esto se debe realizar dos veces, una para cada superficie. Aquí, se selecciona en “Scoping Method” la opción “Surface”, y se selecciona la superficie en cuestión. Además, se define el eje Z en el parámetro “Orientation”. Quedaría de la siguiente manera:

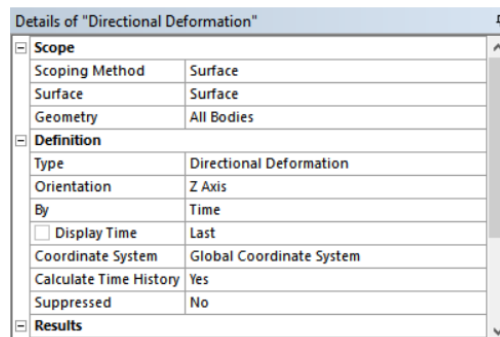


Figura 116: Detalles de la deformación direccional solicitada.

Finalmente, para ejecutar el análisis basta con darle BDR en “Solution” y presionar “Solve”. Los resultados serán visibles en pantalla sobre el modelo, además de ciertos valores como el máximo, mínimo y la media de lo obtenido en la ventana de detalles de la solución. Estos resultados están mostrados en el capítulo Resultados (pinche *aquí* para acceder al mismo).