

UNIVERSIDAD MIGUEL HERNÁNDEZ DE ELCHE

ESCUELA POLITÉCNICA SUPERIOR DE ELCHE

GRADO EN INGENIERÍA ELECTRÓNICA Y
AUTOMÁTICA INDUSTRIAL



UNIVERSITAS
Miguel Hernández



SIMULACIÓN MULTIFÍSICA DE LOS PROCESOS DE
NECROSIS TÉRMICA DURANTE EL FRESADO ROBÓTICO
DE HUESO

TRABAJO FIN DE GRADO

septiembre - 2022

Autor: Daniel Alejandro Rodríguez López

Tutor: José María Sabater Navarro

Co-tutor: Carlos Gabriel Juan Poveda



UNIVERSIDAD MIGUEL HERNÁNDEZ DE ELCHE
ESCUELA POLITÉCNICA SUPERIOR DE ELCHE
GRUPO DE INVESTIGACIÓN EN NEUROINGENIERÍA
BIOMÉDICA



SIMULACIÓN MULTIFÍSICA DE LOS PROCESOS DE
NECROSIS TÉRMICA DURANTE EL FRESADO
ROBÓTICO DE HUESO

TRABAJO FIN DE GRADO

Autor: Daniel Alejandro Rodríguez López

Tutor: José María Sabater Navarro

Co-tutor: Carlos Gabriel Juan Poveda

septiembre, 2022

TRIBUNAL:

Presidente: _____

Vocal: _____

Secretario(a): _____

FECHA DE DEFENSA: _____



CALIFICACIÓN: _____

PRESIDENTE

VOCAL

SECRETARIO(A)

Fdo.:

Fdo.:

Fdo.:

A mi familia

"No me digas que el cielo es el límite cuando hay huellas en la luna"

Paul Brandt



SIMULACIÓN MULTIFÍSICA DE LOS PROCESOS DE NECROSIS TÉRMICA DURANTE EL FRESADO ROBÓTICO DE HUESO

Daniel Alejandro Rodríguez López

Elche, septiembre 2022

Resumen

La necrosis térmica del hueso, también llamada, osteonecrosis térmica, es un trastorno que resulta en la muerte del tejido, se presenta cuando la temperatura en el hueso supera los 47°C durante más de 50 segundos, este es el umbral mayormente aceptado en la literatura. Una de las varias razones que puede ocasionar un incremento de temperatura a tal punto es el corte o mecanizado de hueso, durante intervenciones médicas que lo requieran. El fresado de hueso es una técnica que se utiliza especialmente en neurocirugía o procedimientos médicos donde se debe llevar especial cuidado por los tejidos que pueden afectarse durante el corte del hueso. En la literatura revisada durante el desarrollo de este trabajo se puede evidenciar que la mayoría de estudios enfocados a esta técnica son procedimientos experimentales con huesos animales. De acuerdo a lo anterior, se identifica una necesidad de realizar estudios, como este trabajo de investigación, orientados a la simulación de este proceso, que sea una base para definir parámetros aceptables de fresado en huesos en la practica real y que sirva como una guía inicial para el especialista médico. En este trabajo se implementó un modelo del fresado de hueso, desarrollado en el software *Comsol Multiphysics*, que permite resolver sistemas de elementos finitos combinando diferentes fenómenos físicos. Se realizaron varias simulaciones del modelo, cambiando parámetros del fresado como la velocidad de desplazamiento de la herramienta con respecto al hueso, la rotación de la fresa y la fuerza o carga aplicada al hueso a través de la fresa. Los resultados obtenidos mostraron que ciertas combinaciones en los parámetros pueden elevar la temperatura del hueso más allá de los 47°C generando un daño considerable en el tejido óseo, mientras que otras configuraciones mostraban resultados muy prometedores, elevando la temperatura del hueso unos cuantos grados durante un rango de tiempo que no representa peligro para la integridad ósea.

Palabras clave: necrosis térmica, simulación de fresado de hueso, simulación multifísica, método de elementos finitos, fresado robotico, estimación de daños térmicos.

MULTIPHYSICS SIMULATION OF THERMAL NECROSIS PROCESSES DURING ROBOTIC BONE GRINDING.

Daniel Alejandro Rodríguez López

Elche, September 2022

Abstract

Thermal necrosis of bone, also called thermal osteonecrosis, is a disorder that results in tissue death and occurs when the temperature in the bone exceeds 47°C for more than 50 seconds, which is the most widely accepted threshold in the literature. One of the several reasons that can cause a temperature increase is the cutting or machining of bone, during medical interventions that require it. Bone grinding is a technique used primarily in neurosurgery or medical procedures where special care must be taken because of the tissues that may be affected during bone cutting. In the literature reviewed during the development of this work, it can be seen that most of the studies focused on this technique are experimental procedures with animal bones. According to the above, a need is identified for studies, such as this research work, oriented to the simulation of this process, which is a basis for defining acceptable bone grinding parameters in real practice and that serves as an initial guide for the medical specialist. In this work, a model of bone grinding was implemented and developed in the Comsol Multiphysics software, which allows for solving finite element models combining different physical phenomena. Several simulations of the model were performed, changing grinding parameters such as the tool displacement speed concerning the bone, the rotation of the drill, and the force or load applied to the bone through the drill. The results obtained showed that certain combinations of parameters can raise the bone temperature beyond 47°C, causing considerable damage to the bone tissue. In contrast, other configurations showed very promising results, raising the bone temperature a few degrees during a range of time that does not represent a danger to bone integrity.

Keywords: *thermal necrosis, bone grinding simulation, multiphysics simulation, finite element method, robotic grinding, thermal damage estimation.*

Agradecimientos

A Dios gracias por permitirme conseguir diferentes objetivos a lo largo de mi vida, por la salud y aquellas situaciones que están fuera de mi alcance y me han ayudado a lograr dichas metas.

A mi familia, especialmente a mis padres, que a pesar de la distancia, me apoyan en todo momento y confían en que puedo lograr lo que me propongo.

A mis amigos y compañeros, en especial a Diana, Juan, Juliana y Pedro, por ayudarme con la adaptación al país y sus costumbres, sin su incondicional ayuda y experiencia, nada de lo presente hubiese sido posible.

Agradecer al profesor José María y Carlos Juan, como tutores de este trabajo, por la confianza depositada en mí para la realización de éste y sus valiosos aportes durante el desarrollo del mismo.

A la Universidad Miguel Hernández, por abrirme sus puertas y permitirme continuar con mi preparación profesional.

A los evaluadores de este proyecto que con sus críticas constructivas incrementarán el alcance de esta investigación.

Daniel Alejandro Rodríguez López
Elche, 2022

Índice general

Resumen	v
Abstract	vii
Agradecimientos	ix
Índice de figuras	xiii
Índice de tablas	xvii
1. Introducción	1
1.1. Osteonecrosis térmica	2
1.1.1. Antecedentes	3
1.2. Mecanismos para remoción de hueso	5
1.2.1. Corte ortogonal de hueso	5
1.2.2. Taladrado	5
1.2.3. Fresado	6
1.3. Objetivos	9
1.4. Estructura del documento	10
2. Estado del arte	11
2.1. Simulación multifísica	11
2.2. Estado actual del modelado de fresado de hueso	11
3. Materiales y métodos	15
3.1. Software de simulación multifísica: <i>COMSOL Multiphysics</i>	16
3.2. Propiedades mecánicas de los materiales	16
3.2.1. Propiedades del hueso plano	17
3.2.2. Propiedades herramienta de fresado	18
3.3. Desarrollo software en <i>COMSOL Multiphysics</i>	18
3.3.1. Implementación de geometrías	19
3.3.2. Asignación de materiales	20

3.3.3.	Ajuste de condiciones de contacto	22
3.3.4.	Ajuste de interfaz Dinámica multicuerpo (<i>Multibody Dynamics</i>).	22
3.3.5.	Ajuste de la interfaz Transferencia de calor en sólidos (<i>Heat Transfer in Solids</i>).	26
3.3.6.	Definición de la malla	28
3.3.7.	Estudio y resolución numérica del modelo	28
4.	Resultados	35
4.1.	Análisis térmico en función de la variación de carga total	35
4.2.	Análisis térmico en función de la variación de rotación	37
4.3.	Análisis térmico en función de la variación del desplazamiento	42
4.4.	Análisis térmico con fuente de calor estática	46
5.	Conclusiones	49
	Bibliografía	53



Índice de figuras

1.1. Vista transversal del hueso compacto y sus componentes principales [9].	2
1.2. El hueso esponjoso compuesto por trabéculas. La médula roja rellena los espacios de algunos huesos [9].	3
1.3. Necrosis avascular de la cabeza del fémur. La interrupción del suministro de sangre crea un entorno hipóxico en el hueso [30].	3
1.4. Esquema del daño térmico inducido por el mecanizado en hueso compacto. El calor se propaga hacia el interior del hueso y si la temperatura es lo suficientemente alta (47 °C [2]), provoca la necrosis de los osteocitos (las células muertas se muestran en color rojo) y el vaciado de las lagunas [37].	4
1.5. Principales direcciones de corte ortogonal del hueso cortical en función de la dirección al eje de los osteones, (a) Paralela, (b) Normal (c) Perpendicular [58].	6
1.6. Esquema de las diferentes direcciones de corte durante el taladrado de hueso cortical en dirección de radial [58].	6
1.7. (a) Fresa esférica dentada tradicional, (b) Fresa de esmerilado esférica diamantada.	7
1.8. Esquema de la fuerza de corte en el micro-fresado de huesos [54].	8
1.9. Cambio de temperatura con diferentes formas de refrigeración durante fresado experimental de hueso [16].	9
2.1. Modelo simplificado de hueso realizado con método de elementos finitos [42].	12
2.2. Temperatura del nervio óptico bajo una potencia térmica de 0,52 W aplicada sobre el hueso circundante [42].	12
2.3. Distribución de la temperatura en el hueso a los 30 s de simulación: (a) movimiento hacia delante y (b) movimiento hacia atrás. [57].	13
2.4. Distribución de la temperatura (a) lado superior (b) lado inferior [20].	14
3.1. Corte transversal de un hueso plano craneal [9].	17
3.2. Interfaz de inicio del software <i>COMSOL Multiphysics</i>	18

3.3.	Dimensiones de las geometrías propuestas en comparación con moneda de 1 euro (cilindro situado a la derecha del modelo).	19
3.4.	Geometría propuesta para simulación de fresa quirúrgica.	20
3.5.	Definición de parámetros.	21
3.6.	Asignación de parámetros correspondientes al material del tejido compacto.	21
3.7.	Configuración de las superficies de contacto.	22
3.8.	Parámetros asignados al dominio hueso de acuerdo al material del dominio.	23
3.9.	Función de rotación definida para la herramienta de fresado	24
3.10.	(a) Apartado de configuración de desplazamientos, (b) Ajuste de fricción en la función <i>Prismatic joint</i>	25
3.11.	Función rampa utilizada para variar la velocidad de desplazamiento de la herramienta de fresado.	25
3.12.	Interfaz de configuración de cargas aplicadas sobre la herramienta de fresado	26
3.13.	Ajustes interfaz transferencia de calor en sólidos.	27
3.14.	(a) Definición de mallado controlado por las físicas correspondientes al modelo, (b) Malla tamaño normal en las geometrías del modelo.	28
3.15.	Temperatura con carga de 100N en el tiempo $t=20s$	30
3.16.	Temperatura con velocidad de rotación de 30.000 rpm en el tiempo $t=20s$	31
3.17.	Temperatura con velocidad de desplazamiento de 20 mm/s en el tiempo $t=20s$	32
3.18.	Temperatura alcanzada con una fuente de calor estática.	33
4.1.	Línea que define el conjunto de datos para graficar la temperatura en la sección media del hueso.	35
4.2.	Evolución de la temperatura de los modelos con variación de carga total correspondientes a (a) 10N y (b) 100N.	36
4.3.	Aumento de temperatura en el hueso correspondiente a una velocidad de 30.000 rpm.	37
4.4.	Porción de daño en hueso causada por fresado a 50.000 rpm.	39
4.5.	Aumento de temperatura en el hueso correspondiente a una velocidad de 50.000 rpm.	39
4.6.	Porción de daño en hueso causada por fresado a 60.000 rpm.	40
4.7.	Aumento de temperatura en el hueso correspondiente a una velocidad de 60.000 rpm.	40
4.8.	Porción de daño en hueso causada por fresado a 70.000 rpm.	41
4.9.	Aumento de temperatura en el hueso correspondiente a una velocidad de 70.000 rpm.	41

4.10. Aumento de temperatura en el hueso correspondiente a una velocidad de desplazamiento de (a) 10 mm/s y (b) 20 mm/s. 42

4.11. Porción de daño en hueso causada por fresado con un desplazamiento de 20 mm/s. 43

4.12. Porción de daño en hueso causada por fresado con un desplazamiento de 5 mm/s. 44

4.13. Porción de daño en hueso causada por fresado con un desplazamiento de 1 mm/s. 45

4.14. Aumento de temperatura en el hueso correspondiente a una velocidad de desplazamiento de 1 mm/s. 46

4.15. Aumento de temperatura en el hueso correspondiente a una fuente de calor constante por más de 50 segundos de exposición. 47

4.16. Porcentaje de daño en el hueso ocasionado por una fuente de calor constante por más de 50 segundos. 47

4.17. Vista frontal del porcentaje de daño en el hueso ocasionado por una fuente de calor constante por más de 50 segundos. 48



Índice de tablas

3.1. Tabla de propiedades hueso.	17
3.2. Tabla de propiedades fresa.	18
3.3. Parámetros de simulación utilizados para observar el efecto de la carga en la temperatura del hueso.	30
3.4. Parámetros de simulación utilizados para observar el efecto de velocidad de rotación en la temperatura del hueso.	31
3.5. Parámetros de simulación utilizados para observar el efecto de velocidad de desplazamiento en la temperatura del hueso.	32



CAPÍTULO 1

Introducción

En los procedimientos quirúrgicos intervienen normalmente dos tipos de tejidos, blandos (piel, músculos, cartílagos) y duros (huesos o dientes). La mayoría de los huesos contienen tejido óseo compacto y esponjoso, pero su distribución y concentración varían según la función del hueso. El hueso compacto (Figura. 1.1) es más denso y resistente debido a su estructura. La unidad microscópica del hueso compacto se denomina osteón. El osteón está formado por un canal central que está rodeado por anillos concéntricos de osteocitos (la función de esta célula es mantener la concentración mineral de la matriz) y por la matriz ósea (o masa ósea) conocida como láminas. Los osteocitos se sitúan entre las láminas en espacios conocidos como lagunas. En el canal central, o canal de Havers, se encuentran vasos sanguíneos, nervios y vasos linfáticos. Estos vasos y nervios se ramifican través de un canal, también conocido como canal de Volkmann, para extenderse al periostio y al endostio. Al igual que el hueso compacto, el hueso esponjoso (Figura 1.2), también conocido como hueso canceloso, contiene osteocitos, pero no están dispuestos en anillos concéntricos. En su lugar, forman una red de láminas llamadas trabéculas. Los espacios de la red trabeculada proporcionan equilibrio al hueso compacto, aligerando los huesos para que los músculos puedan moverlos con mayor facilidad. Además, los espacios de algunos huesos esponjosos contienen médula roja, donde se produce la hematopoyesis (proceso de formación, desarrollo y maduración de los componentes de la sangre) [9].

En función de la ubicación del hueso en la cual se realiza la operación, la edad del paciente, entre otras condiciones, se pueden utilizar varias técnicas para remover tejido óseo, estas se pueden clasificar principalmente en taladrado y fresado [22]. En especialidades como al cirugía ortopédica, traumatología o procedimientos para realizar implantes dentales se utiliza el taladrado como técnica principal, mientras que en neurocirugía o intervenciones básicas de odontología se utilizan herramientas de fresado de acuerdo a la precisión que requieren estos procedimientos [43]. Sin importar el tipo de técnica que se utilice, uno de los parámetros más importantes a tener en cuenta durante la intervención es la temperatura. No solo es importante evitar irradiar calor sobre los órganos o tejidos circundantes del hueso en cuestión, sino la temperatura que éste puede alcanzar, porque

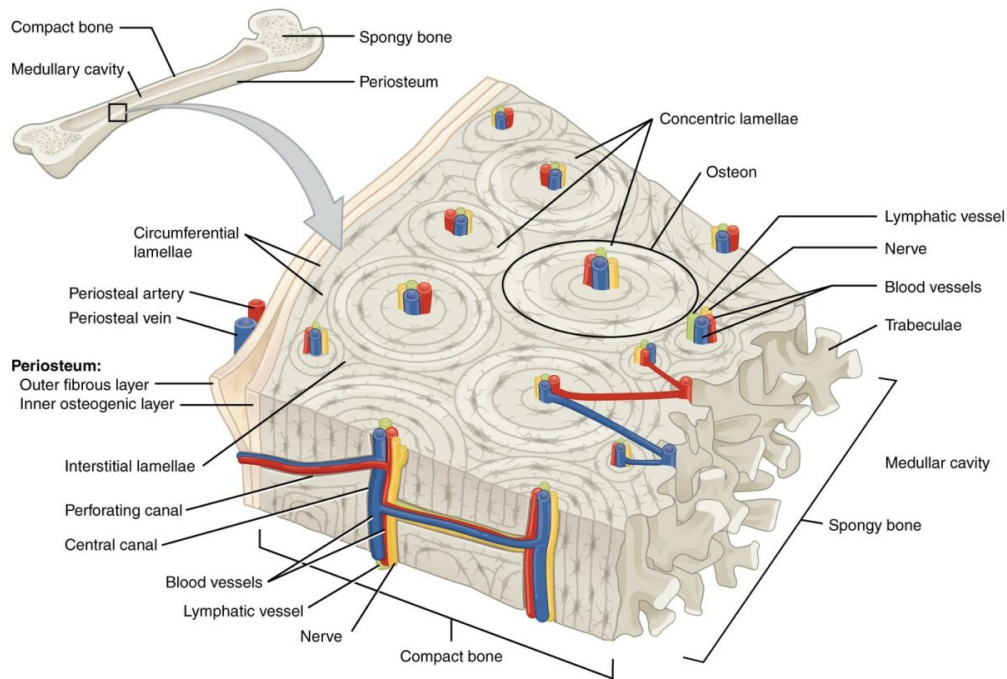


Figura 1.1: Vista transversal del hueso compacto y sus componentes principales [9].

como cualquier tejido biológico puede presentar muerte celular [58].

En el contexto quirúrgico, la reducción del tiempo de corte está relacionada con un tiempo global de cirugía corto [26], sin embargo, la integridad ósea se ve comprometida principalmente por la osteonecrosis térmica. Los avances en estos métodos buscan realizar una intervención más rápida sin que la temperatura sea excesiva y que el hueso pueda realizar una regeneración normal [28] [36]. En los siguientes apartados veremos con mayor profundidad las problemáticas asociadas a la osteonecrosis térmica así como los mecanismos habituales para la remoción de porciones del hueso de manera segura.

1.1. OSTEONECROSIS TÉRMICA

La osteonecrosis es un trastorno provocado por varias condiciones que resultan en la muerte ósea *in situ* (Figura. 1.3). Las causas conocidas de la osteonecrosis conducen al mismo fenómeno: pérdida de flujo sanguíneo y muerte de las células óseas [28]. El calor provoca la desnaturalización (pierde su estructura nativa, y de esta forma su óptimo funcionamiento), la disminución de la actividad osteoclástica y osteoblástica (reabsorción ósea y formación de hueso, respectivamente), la deshidratación y agrietamiento, que pueden contribuir a la muerte celular [3]. Además, el hueso en sí mismo es un mal conductor del calor, con una conductividad térmica del hueso cortical fresco del orden de 0,3-12,8 W/mK [5][17][19][56]. La osteonecrosis se puede clasificar debido a variantes locales o sistémicas, por ejemplo: vascular, infecciosa, drogas/toxinas, inflamatoria, congénita, auto-inmune, traumática y endocrina/metabólica [3]. La variante que interesa para este trabajo es la del tipo traumático debido al proceso de remover material óseo, denominado

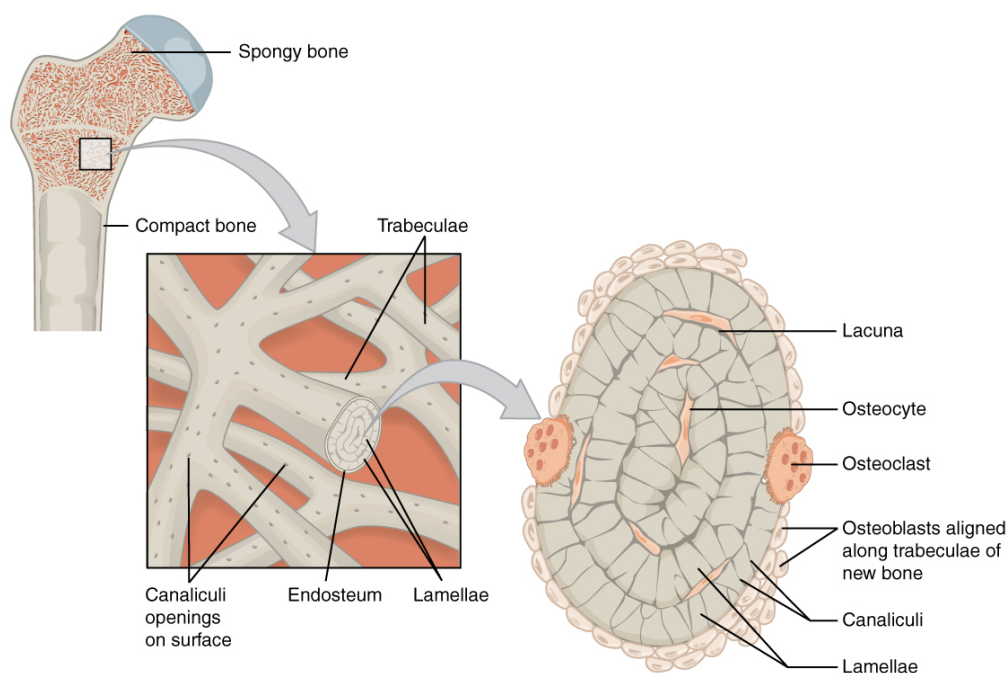


Figura 1.2: El hueso esponjoso compuesto por trabéculas. La médula roja rellena los espacios de algunos huesos [9].

necrosis térmica de hueso u osteonecrosis térmica (Figura. 1.4) [3] [58].

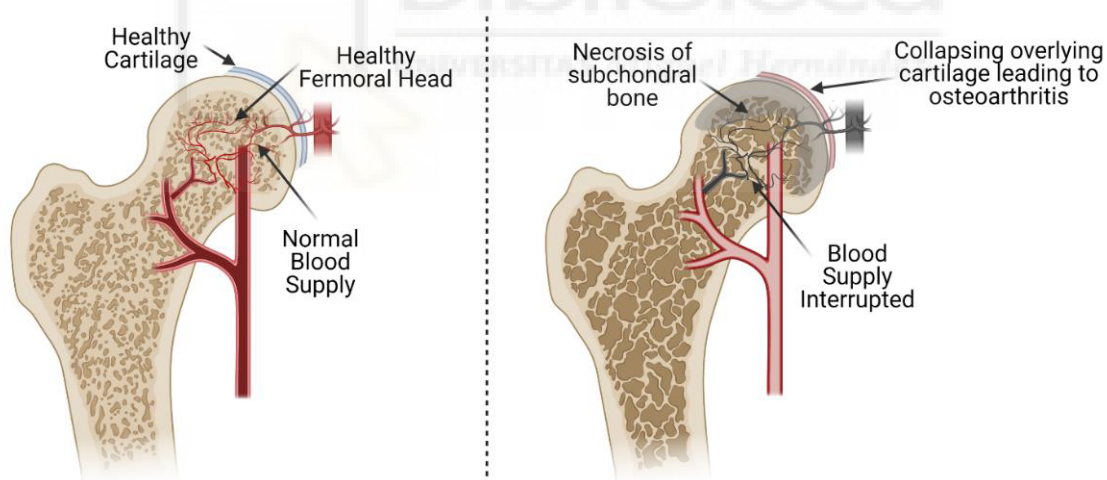


Figura 1.3: Necrosis avascular de la cabeza del fémur. La interrupción del suministro de sangre crea un entorno hipóxico en el hueso [30].

1.1.1. Antecedentes

Los reportes iniciales sobre esta afección datan de 1925 en estudios [24] sobre los efectos locales del calor debido a la fricción durante las operaciones ortopédicas. Los resultados mostraban una reducción en la vitalidad del hueso, creyendo que la lesión térmica era de menor impacto en comparación con la corrosión o la infección [3]. Los primeros estudios que incluían herramientas para eliminar material óseo existen gracias a Thomson, que en

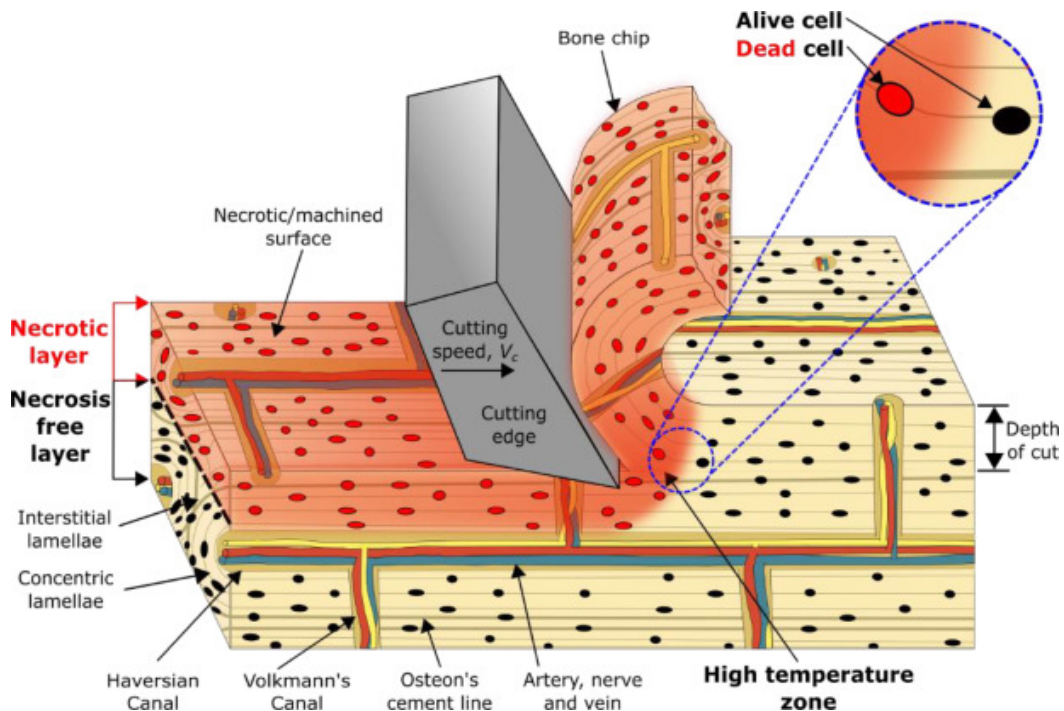


Figura 1.4: Esquema del daño térmico inducido por el mecanizado en hueso compacto. El calor se propaga hacia el interior del hueso y si la temperatura es lo suficientemente alta ($47\text{ }^{\circ}\text{C}$ [2]), provoca la necrosis de los osteocitos (las células muertas se muestran en color rojo) y el vaciado de las lagunas [37].

1958 estudió la velocidad de rotación durante el fresado de baja velocidad (125-2000 rpm) mediante la histología y la medición de la temperatura del hueso *in vivo* [48], mientras que Raffel investigó los cambios de temperatura durante el fresado de alta velocidad (mayores a 200.000 rpm) [44]. Para el análisis en tiempo real de la distribución espacial de la temperatura se utilizó la termografía infrarroja como método indirecto para determinar la posible osteonecrosis térmica. Los primeros estudios se realizaron *in vitro* en costillas de cerdo [53] y en fémures [2] y, recientemente, *in vivo* para determinar los cambios espaciales de temperatura durante las operaciones ortopédicas [34][3].

Todavía no se ha determinado el umbral exacto de temperatura en el que se produce la osteonecrosis térmica en el hueso humano. Se ha demostrado que las temperaturas superiores a 70°C provocan la muerte inmediata de las células óseas [24][49]. Los estudios en huesos de conejo realizados por Lundskog, demostraron que el umbral para la desnaturalización irreversible del hueso cortical era de 50°C durante 30 segundos. Eriksson y Albrektsson descubrieron que el calentamiento de implantes de titanio en hueso de conejo a 50°C durante un minuto provocaba la reabsorción del 30 % del hueso y su eventual sustitución por células grasas; esto impedía que las células óseas crecieran en el implante poroso, comprometiendo su estabilidad [49][10][12][11]. También descubrieron que el calentamiento del hueso a 47°C durante un minuto reducía la cantidad de hueso que crecía en el implante. Los estudios han demostrado que perforar a una velocidad de rotación alta con una fuerza grande podría ser deseable porque limita el aumento de la temperatura

del hueso [1][50]. Matthews y Hirsch no encontraron ningún cambio significativo en el aumento de la temperatura con velocidades de 350 a 2900 rpm al perforar en hueso cortical humano [27]. Sus estudios también indicaron que el aumento de la fuerza aplicada de 20 a 120 N podía disminuir el aumento de la temperatura. Del mismo modo, otro estudio indicó que una fuerza aplicada más alta conducía a una reducción efectiva de la temperatura máxima del hueso cortical [4][50]. En síntesis, de acuerdo con la literatura se puede afirmar que la temperatura límite para evitar la necrosis ósea es de 47-55°C durante aproximadamente 1 minuto [2][3][51][52].

1.2. MECANISMOS PARA REMOCIÓN DE HUESO

El entendimiento de estos mecanismos al igual que los procesos de formación de virutas, modelos de predicción de fuerzas y temperaturas, son fundamentales para mejorar el diseño de las herramientas y los sistemas de mecanizado de los equipos quirúrgicos. La temperatura es, en la mayoría de los casos, el enfoque principal en la modelización, en vista de la dificultad presente para medir la temperatura durante un procedimiento real *in vivo* [26]. A continuación, se describen brevemente algunas de las técnicas para mecanizado de hueso.

1.2.1. Corte ortogonal de hueso

La estructura y las propiedades intrínsecas del hueso, como la dureza y la baja conductividad térmica [58], determinan sus complejos mecanismos de corte y el tipo de daños que generan éstos, como grietas y necrosis. Este tipo de corte es muy utilizado en los entornos de investigación porque permiten analizar de manera más sencilla los parámetros ideales de corte. Este procedimiento es un escenario que puede proporcionar buenas interpretaciones de la formación de fuerzas, transferencia de calor, la propagación de la fractura y los procesos de flujo de virutas durante el corte del hueso que son fundamentales para comprender el comportamiento general del tejido en la cirugía, ya que afectan directamente a la calidad de la superficie [21][22] y al daño necrótico del hueso [18][13], además de estar directamente relacionados con la integridad del contacto de los sistemas tejido-implante [6]. En pocas palabras, consiste en realizar un corte en el hueso procurando extraer el material en forma de viruta (Figura. 1.5). A pesar de los buenos resultados obtenidos en investigación con esta técnica, resulta un tanto ineficaz en la práctica médica, por esta razón no se considera para este trabajo puesto que el objetivo es aportar a un nivel más cercano al procedimiento quirúrgico real.

1.2.2. Taladrado

El taladrado se utiliza especialmente en ortopedia/traumatología y odontología, siendo así el proceso de corte de hueso más estudiado [41]. El calor generado por la fricción

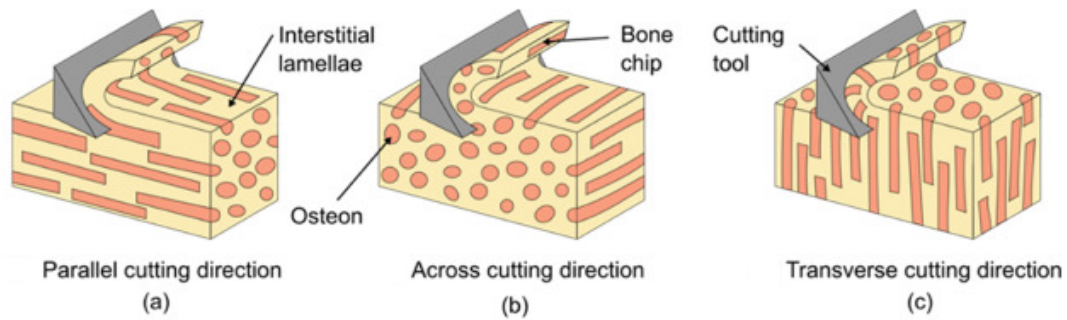


Figura 1.5: Principales direcciones de corte ortogonal del hueso cortical en función de la dirección al eje de los osteones, (a) Paralela, (b) Normal (c) Perpendicular [58].

durante la perforación puede provocar la necrosis térmica del hueso. Cabe destacar que la naturaleza del proceso dificulta la refrigeración y a menudo provoca daños térmicos, incluso, en la fabricación de metales en el sector industrial [26], se pueden observar estas consecuencias. Debido a la baja conductividad térmica del hueso y al límite térmico espacial en el proceso, el calor se acumula fácilmente en el sistema herramienta-hueso [26]. Dado que el control de la temperatura es indispensable para evitar la necrosis, el diseño de la broca debe adaptarse para minimizar el aumento de temperatura del hueso y las fuerzas de perforación aplicadas. Muchos estudios experimentales se han centrado en investigar aspectos como los parámetros de perforación y el diseño de la broca que más afectan a la acumulación de temperatura. Los estudios también han tenido como objetivo el desarrollo de modelos matemáticos y numéricos para la predicción de fuerzas y temperaturas, la observación y clasificación de la morfología de la viruta y la búsqueda de la relación entre las fuerzas de perforación y los campos térmicos, optimizando así las condiciones de perforación para reducir los daños en el hueso [58].

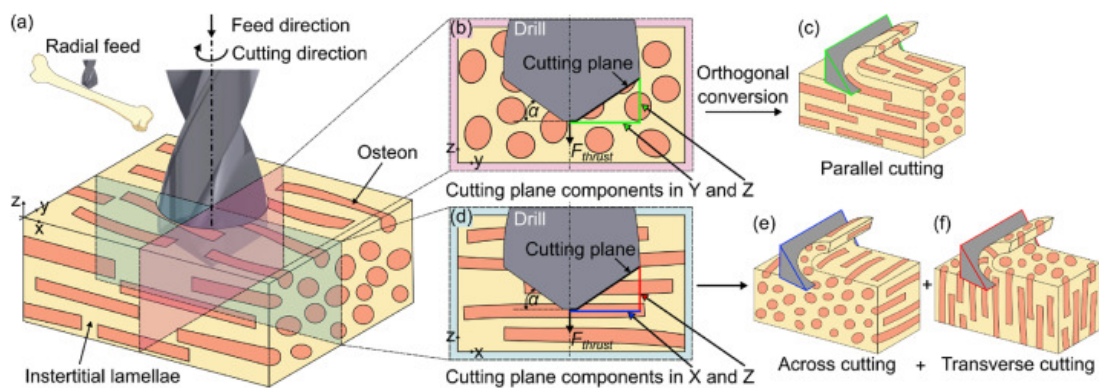


Figura 1.6: Esquema de las diferentes direcciones de corte durante el taladrado de hueso cortical en dirección de radial [58].

1.2.3. Fresado

En la literatura se pueden encontrar dos tipos de fresado dependiendo de la herramienta utilizada. Se denomina esmerilado o rectificado (en inglés "*grinding*") cuando se utiliza una pieza con material abrasivo, normalmente con incrustaciones de diamante. Este tipo

de broca suele ser esférica o con forma de cono (tipo bala) y a diferencia de las brocas convencionales no cuenta con partes dentadas. Por otro lado, tradicionalmente el fresado (en inglés "*milling*") se refiere cuando se utiliza una broca esférica que cuenta con estrías (Figura. 1.7). En el contexto médico el fresado hace referencia a eliminar material óseo sin diferenciar el tipo de herramienta como las descritas anteriormente.



Figura 1.7: (a) Fresa esférica dentada tradicional, (b) Fresa de esmerilado esférica diamantada.

El fresado se utiliza habitualmente en cirugías que requieren un mecanizado preciso de las superficies óseas por ejemplo, en huesos planos; el fresado endonasal para el tratamiento de cáncer cerebral en la base del cráneo [26]. La llegada de la tecnología endoscópica, permitió el uso de una vía transnasal para acceder a esta superficie, así pacientes que padecen tumores en la base del cráneo y suelen requerir una resección quirúrgica del tumor, se pueda acceder de manera directa [26]. Esta técnica evita las incisiones faciales y del cuero cabelludo y reduce la necesidad de extirpar quirúrgicamente tejido sano [32]. Otro ejemplo es la artroplastia de rodilla. La precisión en la ubicación y orientación de los cortes quirúrgicos en las superficies óseas de la tibia y el fémur son cruciales para mantener la cinemática articular y el equilibrio de los ligamentos [45][8].

La investigación sobre el fresado óseo no es tan amplia como la del corte ortogonal o el taladrado, debido a que los experimentos son más difíciles de implementar y la mecánica de corte es más compleja [58]. La elevada generación de calor y la baja conductividad térmica del hueso pueden producir altas temperaturas en el hueso y provocar necrosis, daños térmicos en los tejidos circundantes por convección (por ejemplo, los nervios) o la coagulación de la sangre, creando coágulos y obstrucciones (por ejemplo, en la arteria carótida durante el fresado del cráneo) [42].

La mayoría de estudios sobre esta técnica tienen como objetivo predecir la distribución de la temperatura en el hueso, normalmente con la ayuda de termopares, mientras se comparan diversas configuraciones del fresado (por ejemplo, potencia eléctrica del motor

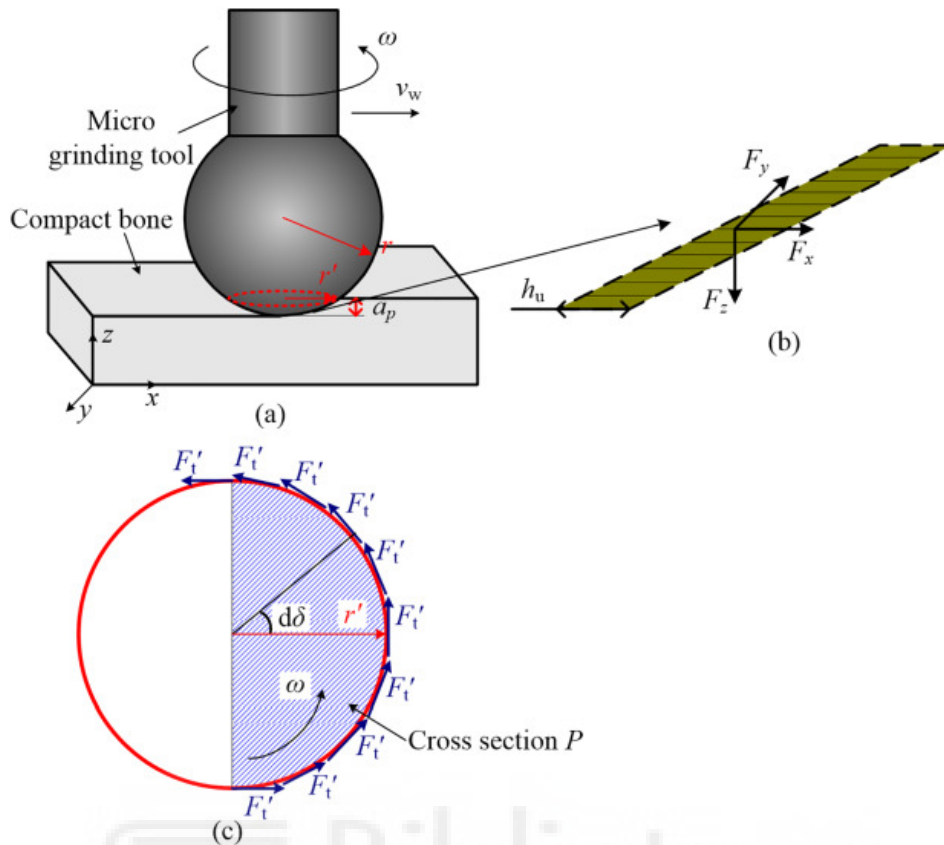


Figura 1.8: Esquema de la fuerza de corte en el micro-fresado de huesos [54].

[46][47] y sistemas de refrigeración [55]). El daño térmico puede extenderse hasta 3 mm si no se utiliza refrigeración [57] y ese aumento de temperatura puede minimizarse utilizando velocidades de rotación o velocidades de avance más bajas [40]. Estos estudios utilizan altas velocidades de rotación (45.000-60.000 rpm) con una herramienta de rectificado de 4 mm, lo que se traduce en una velocidad de corte de 565-754 m/min [58].

Un estudio de Yali Hou et al [16] muestra el efecto de los distintos tipos de refrigeración sobre la temperatura durante el fresado de hueso. La herramienta utilizada es una broca tipo bala con incrustaciones de diamantes (3,0 mm), con una velocidad de 2.100 rpm y una velocidad de avance de 0,5 mm/s. En el estudio se utiliza un fémur de buey adulto. Esto se debe a que varias investigaciones afirman que el hueso de buey tiene propiedades mecánicas y térmicas similares a las del hueso humano [33][7][15]. La figura 1.9, muestra la variación de temperatura a una profundidad 0,6 mm bajo diferentes modos de refrigeración. Los resultados muestran que el enfriamiento por rociado de solución salina (en inglés, *saline spray cooling*) tiene el mejor desempeño con un máximo de temperatura durante el fresado de 29.34°C, seguido por el enfriamiento por irrigación salina (*saline pouring cooling*) con una temperatura de 32.45°C y por último el enfriamiento por aire con 40.28°C. Esto refleja que el modo de enfriamiento puede afectar significativamente a la temperatura de fresado. El enfriamiento por rociado de solución salina tiene el mejor efecto de enfriamiento, mientras que el enfriamiento por aire es el menos eficiente.

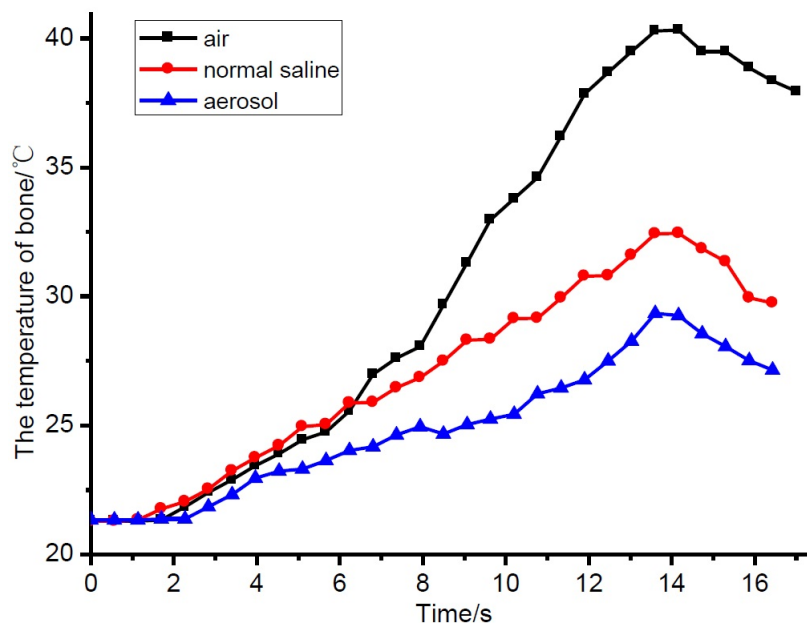


Figura 1.9: Cambio de temperatura con diferentes formas de refrigeración durante fresado experimental de hueso [16].

1.3. OBJETIVOS

De acuerdo a la literatura revisada y a los conceptos generales descritos anteriormente, se observa que los trabajos que abordan el tema de la simulación multifísica del mecanizado de huesos, especialmente con la técnica de fresado, enfocados en el análisis térmico que conlleva a la osteonecrosis; son limitados. Motivado por esta situación y también buscando aportar a los trabajos en investigación del fresado robótico desarrollados en la Unidad de Robótica Médica del Grupo de investigación en Neuroingeniería Biomédica (nBio) de la Universidad Miguel Hernández, se plantea este TFG que tiene como objetivos los siguientes puntos.

Como objetivo general de este trabajo, analizar la distribución de la temperatura generada por la fricción durante la simulación del fresado de hueso. Como objetivos específicos se plantean los siguientes.

1. Diseñar simulación del fresado de hueso con geometrías básicas que incluyan las propiedades físicas de cada material utilizado.
2. Incluir en la simulación los parámetros y trayectorias de mayor interés para la investigación.
3. Validar la distribución de calor de cada configuración en función del umbral de temperatura que ocasiona la osteonecrosis térmica.

1.4. ESTRUCTURA DEL DOCUMENTO

A continuación, y para facilitar la comprensión de esta monografía, se detalla el contenido de cada capítulo.

■ **Capítulo 1. Introducción**

En este capítulo se describen los conceptos necesarios para la comprensión de la memoria y los objetivos que se buscan alcanzar.

■ **Capítulo 2. Estado del Arte**

Sección donde se revisa el estado actual de las tecnologías utilizadas para el modelado matemático o numérico que busca predecir la distribución de calor generado durante el fresado de hueso humano.

■ **Capítulo 3. Materiales y Métodos**

En este ítem se aborda la metodología del desarrollo de las simulaciones y la descripción de los parámetros utilizados, además, se muestran imágenes de cada implementación.

■ **Capítulo 4. Resultados**

En esta sección se discute sobre los resultados obtenidos en la simulaciones realizadas.

■ **Capítulo 5. Conclusiones**

Por último, en este apartado se plantean las conclusiones a partir de los resultados y se consignan algunas ideas para trabajos futuros.

CAPÍTULO 2

Estado del arte

Actualmente gracias al desarrollo computacional es posible hacer uso de potentes herramientas que brindan resultados muy cercanos a los fenómenos físicos reales. Uno de los métodos por excelencia es el de los elementos finitos (*FEM* por su siglas en inglés). Si bien, esta tecnología tiene sus inicios en la ingeniería, este tipo de simulación se ha extendido a muchas ramas de la ciencia en general. Este tipo de simulación se ha convertido en parte integral en trabajos de investigación, en virtud de los análisis fiables que comúnmente entrega. Ahora bien, en cuanto a desarrollo de modelos de nuestro interés sobre la transmisión o dispersión del calor debida al fresado de hueso, existen varios artículos que se revisan a continuación y sirven para entender el contexto actual de esta técnica.

2.1. SIMULACIÓN MULTIFÍSICA

Tradicionalmente los software de simulación se centraban en resolver problemas concretos. Es decir, un simulador de mecánica estructural solo resolvía la física correspondiente, sin considerar fenómenos físicos adicionales que en la vida real pueden afectar dichas estructuras. En los últimos años se han desarrollado software que permiten simular sistemas que involucran varios fenómenos físicos, estas nuevas herramientas permiten integrar las ecuaciones provenientes de cada física y resolverlas simultáneamente. Aunque algunos programas permiten realizar simulaciones de manera desacoplada, el objetivo principal de la simulación multifísica es acoplar dichos modelos físicos y ver su evolución de manera global, asemejándose al problema real donde las leyes físicas interactúan entre ellas.

2.2. ESTADO ACTUAL DEL MODELADO DE FRESADO DE HUESO

De acuerdo a la revisión realizada en [26], hay pocos estudios que traten de la modelización del fresado del hueso. Además, existe poca información sobre el mecanizado de hueso esponjoso (hueso canceloso) en la literatura. La revisión [26] también muestra un énfasis en el uso de la metodología de modelado de elementos finitos (FEM) para estimar la fuerza de corte en el taladrado de hueso. En general, la mayoría de los estudios tratan de

la modelización de fuerza y temperatura en el taladrado del hueso cortical, y hay pocas investigaciones que consideren el fresado del hueso y, en particular, del hueso esponjoso.

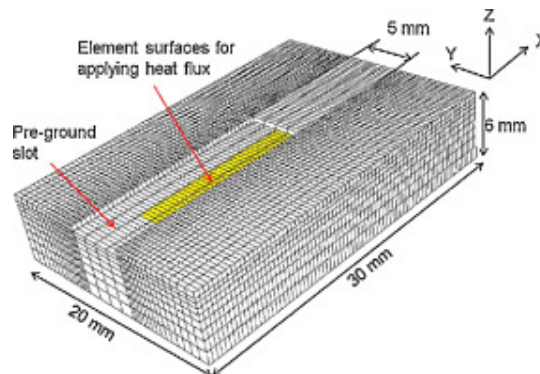


Figura 2.1: Modelo simplificado de hueso realizado con método de elementos finitos [42].

En un estudio de 2012, donde se investiga la generación de calor durante el fresado del hueso del cráneo, se utiliza el método de transferencia de calor inverso para establecer las variables desconocidas del modelo numérico que mejor se ajustan a los datos experimentales, en pocas palabras un modelo *retrofit*. Se utiliza el software ABAQUS para realizar el modelado de transferencia de calor, además de la implementación de la pieza ósea, que se simplifica como un bloque en 3D (Figura 2.1), dado que el hueso tiene una conductividad térmica muy baja, el calor se propaga lentamente; por lo tanto, se puede hacer uso de esta geometría [42]. Los resultados en simulación se contrastan con los datos experimentales en el fresado de un hueso cortical bobino haciendo uso de una fresa esférica diamantada. En síntesis, los resultados muestran que el calor inducido por el fresado podría aumentar potencialmente la temperatura por encima de los 50°C en el nervio alrededor de la zona de operación (Figura 2.2), lo que indica una posible lesión térmica. Se menciona que no tienen en cuenta la irrigación salina, la perfusión sanguínea, la profundidad y la dirección del fresado y muchos otros factores. Por último, se concluye que los parámetros del proceso de fresado como el avance, la velocidad, el tipo de fresa, entre otros, todavía necesitan más investigación.

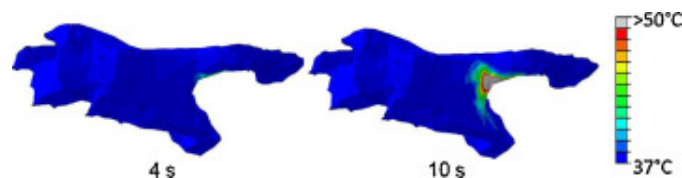


Figura 2.2: Temperatura del nervio óptico bajo una potencia térmica de 0,52 W aplicada sobre el hueso circundante [42].

Un estudio de 2013 [57], hacen uso de sus datos experimentales para diseñar una simulación del fresado más aproximada al proceso quirúrgico real. Como se indica en la figura 2.3, el modelo de calor aplicado produce un aumento en la temperatura del hueso mayor a 50°C, y se puede observar que esta temperatura puede llegar hasta los

3mm de profundidad. Se advierte nuevamente que el modelo no considera métodos de refrigeración.

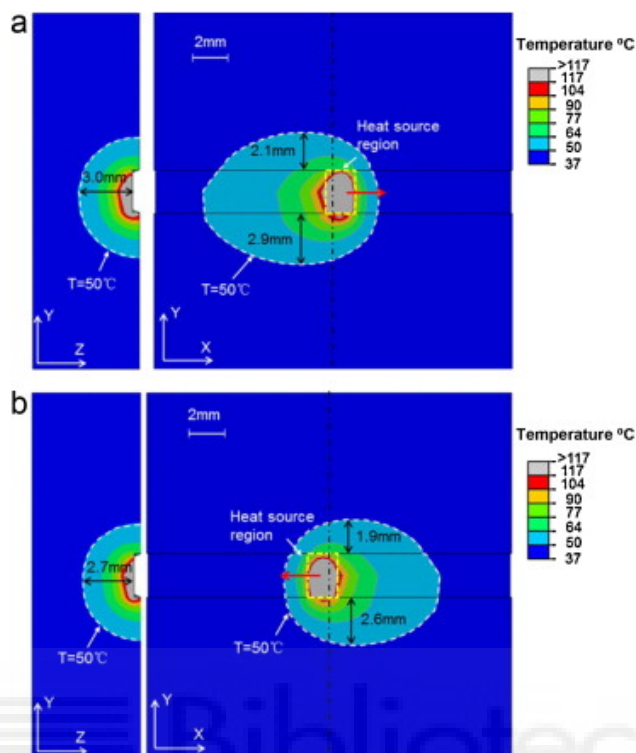


Figura 2.3: Distribución de la temperatura en el hueso a los 30 s de simulación: (a) movimiento hacia delante y (b) movimiento hacia atrás. [57].

Un estudio más reciente del 2021, propone un modelo para la estimación de la temperatura en el fresado robótico de hueso. En este trabajo realizan el análisis de la geometría de la fresa y a partir de esta estiman el modelo de calor generado por la fricción. Utilizan la función de Green para construir el modelo del hueso con el fin de describir la conducción del calor durante el fresado. Este método *per se*, no realiza una simulación del fresado, en su lugar, genera un modelo de la propagación de calor basado en los datos experimentales. Así pues, es necesario realizar varios procedimientos con diferentes parámetros que permitan entrenar el modelo y obtener un resultado óptimo. En la figura 2.4, se puede observar la estimación de la distribución de calor en la pieza construida. De acuerdo a las conclusiones del autor, el modelo desarrollado se acerca mucho al procedimiento real. La temperatura máxima que alcanza se asemeja con el de los artículos revisados anteriormente con 47°C, lo que muestra una tendencia en este tipo de estudios, a pesar de que utiliza una técnica distinta a la simulación multifísica.

De acuerdo a la literatura revisada, la mayoría de estudios sobre fresado de hueso son procedimientos experimentales que analizan nuevas técnicas de fresado o distintos sistemas de refrigeración, además, son experimentos que no representan un escenario real de una cirugía, por ejemplo la temperatura del hueso, la cual debería ser del orden de la temperatura corporal, o variables como el efecto del sangrado, si bien se realizan

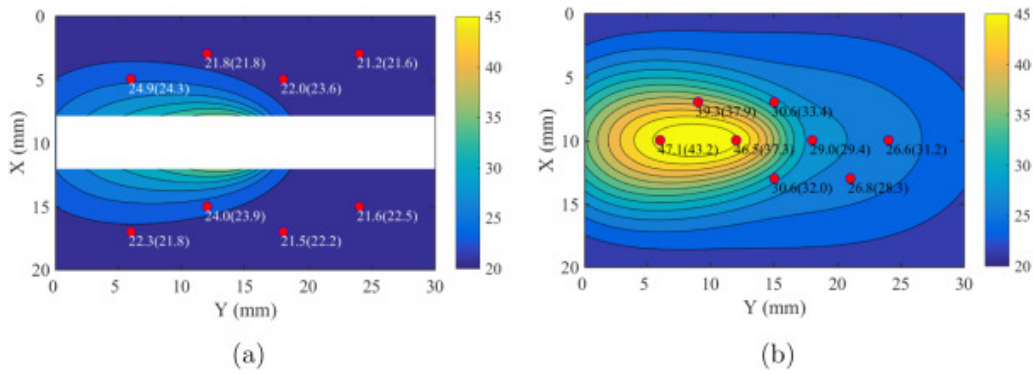


Figura 2.4: Distribución de la temperatura (a) lado superior (b) lado inferior [20].

estudios de sistemas de refrigeración, son situaciones del proceso real que influyen en estos procedimientos. Sin embargo, son estudios muy importantes porque realizar este tipo de investigación durante procedimientos quirúrgicos reales son poco fáciles de implementar y puede ser arriesgado para el paciente. Estos estudios brindan una base de datos importantes para validar los modelos matemáticos de este procedimiento. La mayoría de trabajos sobre simulación del mecanizado óseo es sobre cortes de tipo ortogonal y taladrado, como se muestra en el estudio [26]. A pesar de la poca información sobre simulación del fresado óseo con software multifísicos, los datos experimentales encontrados son de gran valor para este TFG, con el fin de realizar una comparación de los resultados obtenidos durante la realización de este trabajo de investigación.

CAPÍTULO 3

Materiales y métodos

En esta sección se describe la metodología utilizada para realizar las simulaciones del fresado en hueso, partiendo desde la descripción del software utilizado, se discute sobre el tipo de hueso y la fresa (herramienta de corte simulada) que se desea construir y las propiedades físicas que se asignan. También se detallan los parámetros de fresado que se utilizan en las simulaciones y se muestran algunas imágenes de la implementación software.

A continuación se resume la metodología utilizada para desarrollo de este trabajo.

- Se realizó una revisión bibliográfica para establecer las propiedades mecánicas más aceptadas en simulación para el hueso humano y posteriormente construir las geometrías correspondientes al hueso y fresa utilizadas en simulación.
- Una vez asignadas las propiedades mecánicas a las geometrías implementadas, se realizó el ajuste de los fenómenos físicos involucrados en el proceso de fresado de hueso.
- Posteriormente se definió el tipo de mallado (discretización de las geometrías) para cada elemento utilizado en la simulación.
- El paso siguiente fue definir los parámetros de simulación, como la velocidad de rotación, el desplazamiento, la fuerza o carga ejercida durante el fresado de hueso.
- Por último, se realizaron las simulaciones correspondientes, modificando en cada caso los parámetros de fresado que se definieron anteriormente.

3.1. SOFTWARE DE SIMULACIÓN MULTIFÍSICA: *COMSOL MULTIPHYSICS*

COMSOL Multiphysics es una herramienta de modelado y análisis de fenómenos físicos. La ventaja principal de este software es la resolución de modelos con fenómenos físicos acoplados, es decir, COMSOL realiza el análisis simultáneo de cada fenómeno y actualiza cada modelo dependiendo de la interacción entre ellos. El flujo de trabajo que ofrece esta herramienta se ajusta a cualquier fenómeno físico, independientemente de si se utilizan los módulos predeterminados para cada física o si se trabaja con las ecuaciones que modelan el problema del caso. El flujo de trabajo o metodología se describe a continuación.

- Construcción de la geometría correspondiente a fresa y hueso.
- Asignación de materiales, que en este caso se realiza de manera personalizada definiendo las propiedades mecánicas de cada material, puesto que no existe un tipo de material predefinido en el software correspondiente al hueso humano o el tipo de fresa definida.
- Ajuste de ecuaciones de los fenómenos físicos involucrados y configuración de las condiciones de contorno entre los materiales.
- Definición del mallado (discretización de las geometrías) para cada elemento utilizado en la simulación.
- Resolución numérica o simulación de los modelos físicos del fresado.
- Post-procesado de los datos obtenidos en simulación.

3.2. PROPIEDADES MECÁNICAS DE LOS MATERIALES

En primer lugar, se definió el tipo de hueso a simular en función de los objetivos del trabajo. El tipo de hueso más común que se puede encontrar en la literatura son los huesos largos, como el fémur, tibia, radio, entre otros, ya que la técnica de mecanizado está enfocada en cortes ortogonales o taladrado. Sin embargo, con el proceso de fresado el alcance son los huesos cortos o planos, como la mayoría de los huesos del cráneo (Figura 3.1, por esta razón esta técnica es muy usual en la neurocirugía. Además, considerando el área de investigación del grupo nBio, se consideró adecuado realizar la simulación con este tipo de hueso para contrastar con datos de trabajos anteriores o que sirvan como base de futuros trabajos.

Durante la revisión de los artículos citados en los capítulos anteriores se fueron extrayendo los datos sobre las propiedades de los materiales utilizados, con el fin de observar si existe una tendencia en el valor de cada una y elegir el más adecuado para el desarrollo de este trabajo.

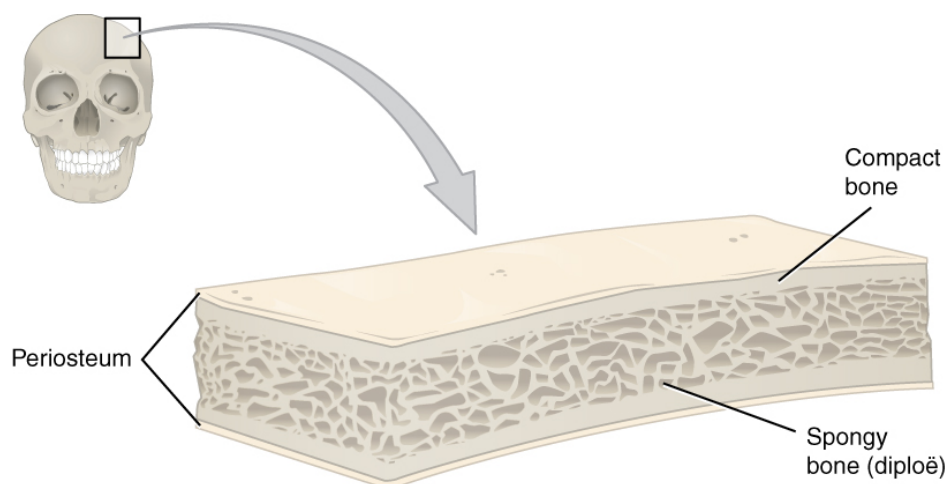


Figura 3.1: Corte transversal de un hueso plano craneal [9].

3.2.1. Propiedades del hueso plano

Como se puede observar en la figura 3.1, los huesos planos, como los del cráneo, están formados por una capa de hueso esponjoso llamada *Diploë*, cubierta a ambos lados por una porción de hueso compacto. Las dos capas de hueso compacto y el hueso esponjoso interior trabajan conjuntamente para proteger los órganos internos. Si la capa exterior del cráneo se llegase a fracturar, el cerebro seguiría protegido por la capa interior. Indistintamente del tipo de hueso, las propiedades del tejido óseo (compacto o esponjoso) son iguales para todos, por esta razón, las propiedades que se encuentran en la literatura, a pesar de no ser explícitamente de un hueso del cráneo, son adecuadas para este trabajo. A continuación, se muestran las propiedades más aceptadas en los estudios revisados.

Propiedad	Hueso compacto	Hueso esponjoso
Densidad (kg/m^3)	1640	640
Módulo de Young (MPa)	16700	1000
Límite de elasticidad (MPa)	105	19
Resistencia a tracción (MPa)	106	19.1
Calor específico ($J/kg*^{\circ}C$)	1640	1477
Módulo de Poisson	0.3	0.055
Conductividad térmica ($W/K * m$)	0.452	0.087

Tabla 3.1: Tabla de propiedades hueso.

En la figura 3.1, también se puede observar que el tejido óseo está cubierto por una membrana llamada periostio (*Periosteum*). Para este trabajo dicha membrana se considera parte del hueso compacto, es una capa tan fina, del orden de los $100 \mu m$ [29], que es posible afirmar que tiene las mismas propiedades del hueso compacto, por lo tanto, no fue necesario construir una capa exterior en la geometría del hueso.

3.2.2. Propiedades herramienta de fresado

Las propiedades que se han encontrado corresponden a estudios relacionados con el taladrado de hueso, la falta de investigación del fresado limita la información exacta para una herramienta de fresado esférica. Considerando que el material con el que se construyen dichas herramientas quirúrgicas se mantiene a pesar de cambiar la forma, se decidió utilizar las mismas propiedades citadas en los estudios del taladrado óseo. A continuación, se muestran las propiedades más aceptadas por los trabajos revisados.

Propiedad	normal	abrasiva
Densidad (kg/m^3)	7860	3515
Módulo de Young (MPa)	0.206	1.050.000
Límite de elasticidad (MPa)	-	-
Resistencia a tracción (MPa)	-	-
Calor específico ($J/kg*^{\circ}K$)	5	511
Módulo de Poisson	0.3	0.2
Conductividad térmica ($W/K * m$)	36	2200

Tabla 3.2: Tabla de propiedades fresa.

3.3. DESARROLLO SOFTWARE EN *COMSOL MULTIPHYSICS*

Para crear el proyecto en *COMSOL Multiphysics* se utilizó el modo asistido (*Model Wizard*), el cual nos permite seleccionar la dimensión del espacio en el que se desarrolla, las físicas involucradas y el tipo de estudio que se realizará.

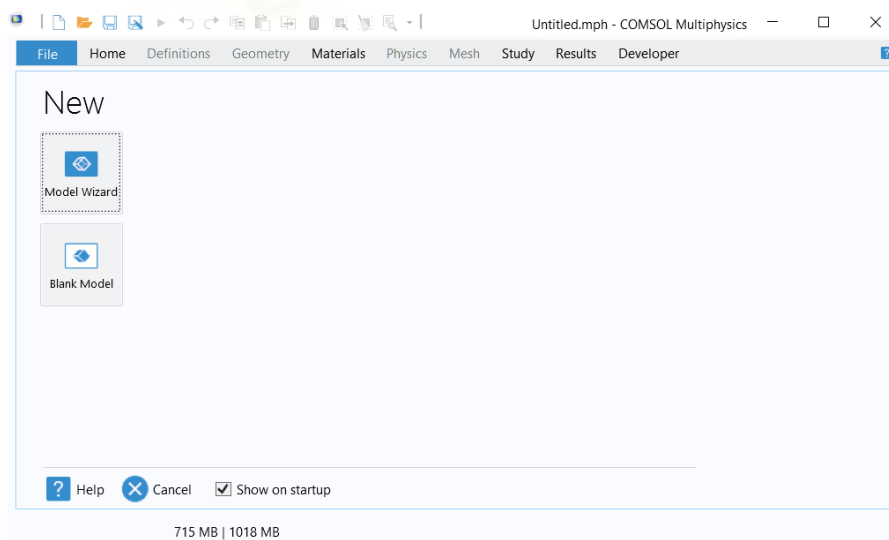


Figura 3.2: Interfaz de inicio del software *COMSOL Multiphysics*.

Las físicas que se incluyeron en la simulación fueron, Transferencia de calor en sólidos (*Heat Transfer in Solids*); que permite la simulación multifísica de campos de temperatura simples o complejos entre sólidos, Dinámica Multicuerpo (*Multibody Dynamics*); es una extensión del módulo de Mecánica estructural, y permite la simulación de sistemas mixtos

con cuerpos flexibles y rígidos, los cuales pueden estar sujetos a desplazamientos de rotación y traslación. Los fenómenos físicos involucrados en el proceso de fresado se pueden simular con los módulos mencionados, como la rotación y desplazamiento de la fresa, la fricción generada por la interacción de los cuerpos y la propagación del calor generado durante el proceso.

3.3.1. Implementación de geometrías

Inicialmente se consideró construir una geometría básica como un bloque y una esfera para realizar las primeras simulaciones y posteriormente implementar una geometría más compleja y parecida a los materiales reales. Algunos estudios revisados durante el desarrollo del trabajo, concluyen que el hueso (como un sistema global) cuenta con una baja conductividad térmica, lo que produce una propagación lenta del calor, y por esta razón es posible utilizar formas básicas como un paralelepípedo rectangular para simular su comportamiento en este tipo de procedimientos analizados. Además, el hueso utilizado como referencia para este trabajo es de tipo plano, específicamente del cráneo, en neurocirugía normalmente las superficies donde se realiza el fresado son muy pequeñas y podrían considerarse planas o uniformes, así pues, la geometría propuesta de la figura 3.3, es apta de acuerdo a los objetivos de este trabajo. El espesor de cada capa fue asignado según las dimensiones promedio de un hueso del cráneo real. El hueso compacto (capas superior e inferior), tiene un grosor promedio de 2 mm [23][38][31], mientras que el hueso esponjoso tiene un espesor de 3 mm [39][14][25][31].

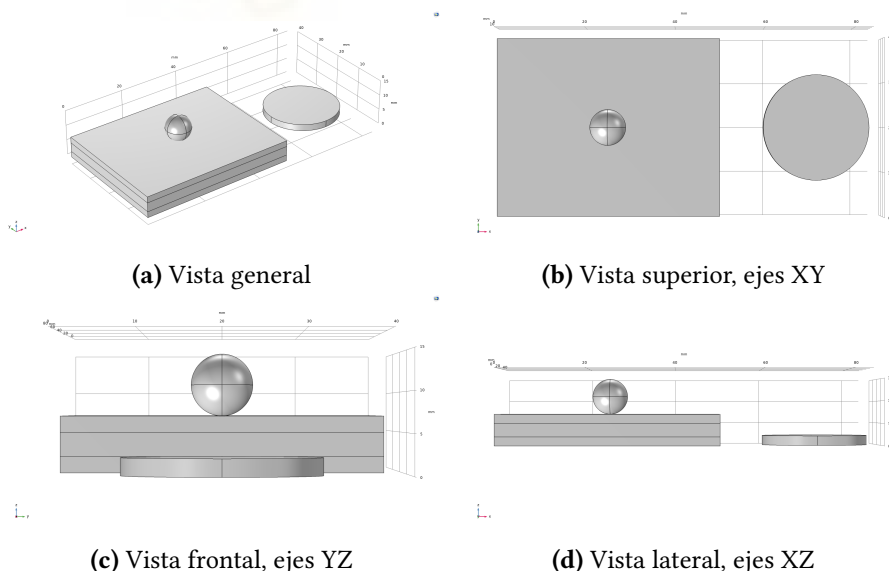


Figura 3.3: Dimensiones de las geometrías propuestas en comparación con moneda de 1 euro (cilindro situado a la derecha del modelo).

Existen zonas del cráneo donde el espesor del hueso, (incluidos los 3 tejidos que lo conforman) llega a un máximo en promedio de 19 mm correspondiente al hueso petroso

o porción petrosa del hueso temporal [38], mientras que la sección más pequeña que se puede encontrar es de 2 mm en promedio, en la porción escamosa en el hueso temporal [38].

Por otro lado, la figura 3.4, muestra la geometría propuesta para la simulación de la fresa. La esfera tiene un radio de 4 mm, esta medida se eligió de acuerdo a las dimensiones de las fresas utilizadas en los estudios experimentales revisados durante el desarrollo del proyecto [38]. La instrumentación usada en procedimientos quirúrgicos, especialmente en neurocirugía, es de dimensiones pequeñas, en virtud de la precisión necesaria para este tipo de intervenciones, por lo tanto, es una métrica muy común comercialmente. Se optó por esta superficie lisa en lugar de una dentada, así se puede generar mayor fricción en la interfaz hueso-fresa, lo que permite analizar de mejor manera la generación de calor en el fresado. Las propiedades asignadas al material de la fresa permiten simular la abrasión que ocasiona la remoción de material óseo además del calor generado en el proceso. Estas propiedades corresponden al material de una fresa diamantada como se indica en la tabla 3.2.

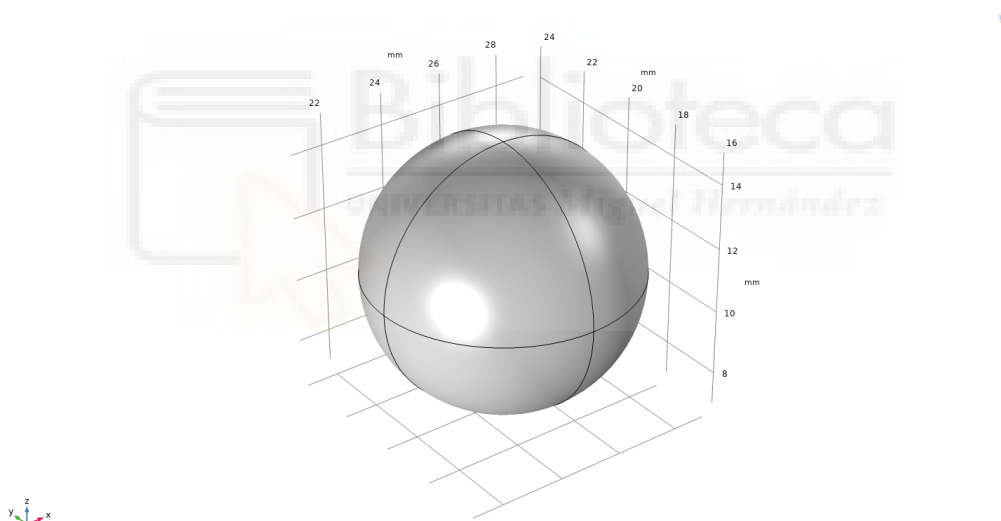


Figura 3.4: Geometría propuesta para simulación de fresa quirúrgica.

3.3.2. Asignación de materiales

En la librería de materiales de *COMSOL* se encuentra definido un material biológico (*bioheat*) denominado *bone*, diseñado para utilizarse con el módulo de transferencia de calor entre sólidos, sin embargo, las propiedades del material contemplan al hueso como un sistema global, es decir, no distingue entre tipos de tejido, por esta razón, se declaran las propiedades en la sección de parámetros (Figura. 3.5), para posteriormente definir un material personalizado con estas propiedades.

Para cada material se seleccionan las propiedades necesarias y se relacionan con los parámetros mencionados anteriormente asignándolos en la sección de *Material Contents*.

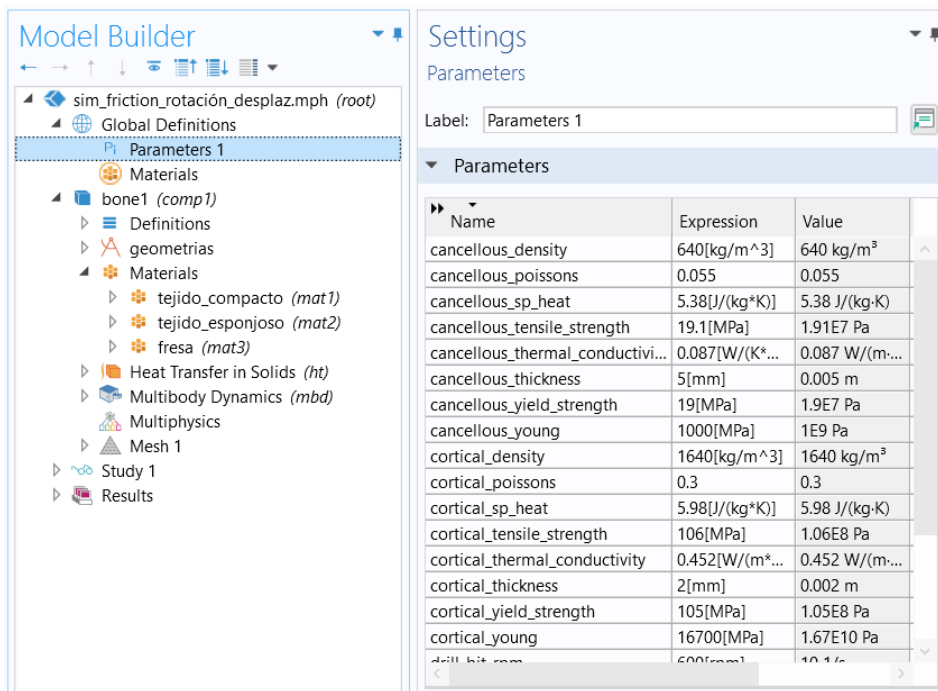


Figura 3.5: Definición de parámetros.

En la figura 3.6, se muestran las propiedades asignadas al tejido óseo compacto, en la sección *Geometric Entity*, se define cuál es la geometría a la cual se quiere asignar dicho material, en este caso, los dominios 2 y 3 corresponden a las capas del hueso compacto. Se realiza el mismo procedimiento para definir los materiales de la fresa y el hueso esponjoso.

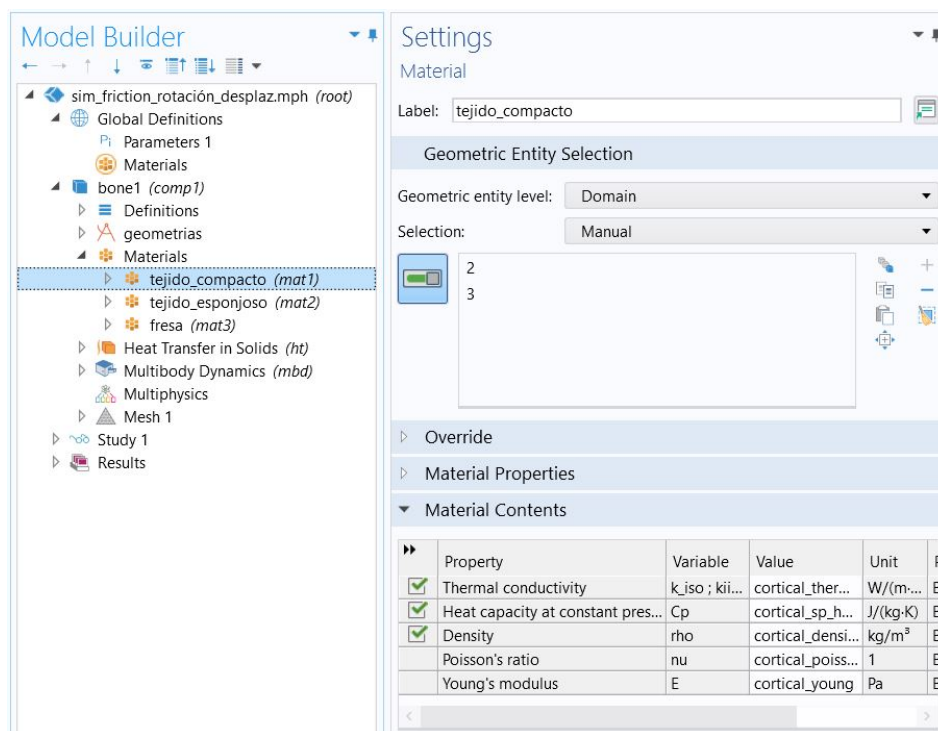


Figura 3.6: Asignación de parámetros correspondientes al material del tejido compacto.

3.3.3. Ajuste de condiciones de contacto

Antes de configurar los módulos se deben definir las condiciones de contacto. Se utilizan las funciones de acoplamiento para definir las superficies que están en contacto directo. La función *Identity pair* se utiliza para especificar los dominios que se superponen (permite penetración entre sí bajo deformación) pero que pertenecen a diferentes entidades. Como se puede ver en la figura 3.7, se define la geometría de la fresa como destino (*Destination Boundaries*) y la superficie superior del hueso como origen (*Source Boundaries*). De acuerdo a la descripción de la función *Identity pair*, la superficie destino es capaz de sobrepasar los límites de la superficie origen, esta situación representa muy bien el proceso de fresado que nos interesa simular; la inserción de la herramienta en el material óseo.

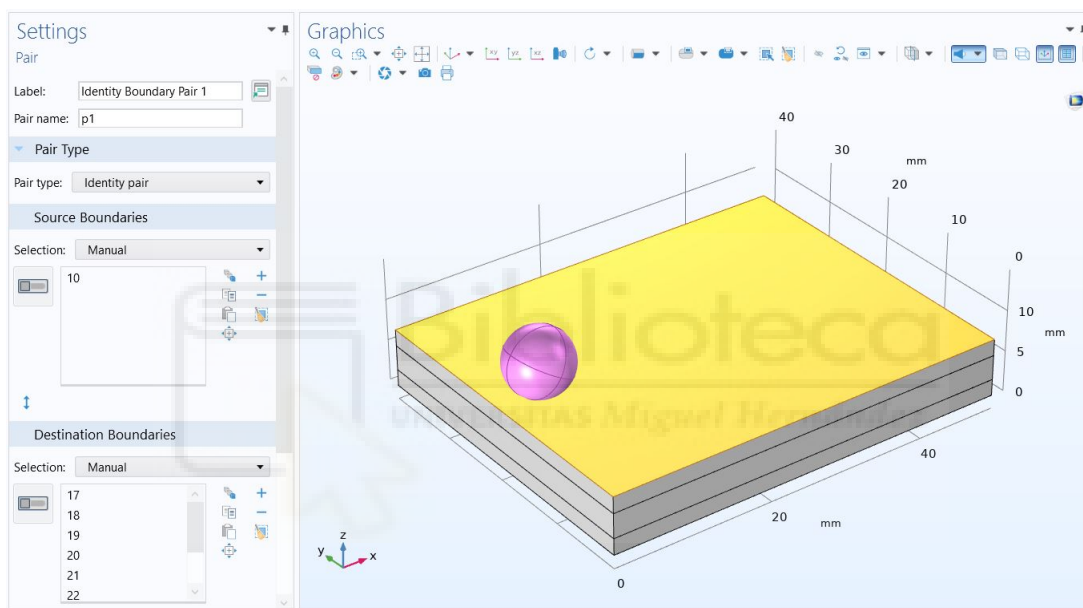


Figura 3.7: Configuración de las superficies de contacto.

Para las superficies entre tejidos no es necesario configurar ninguna condición de contacto debido a la manera en que se definieron estas secciones, puesto que hacen parte de una misma entidad, por lo tanto, el software asigna automáticamente una condición de contacto que no permite la superposición de las secciones.

3.3.4. Ajuste de interfaz Dinámica multicuerpo (*Multibody Dynamics*).

En este módulo se define el comportamiento estructural de cada entidad y las acciones que desempeñan durante la simulación. Primero se definió el hueso como un dominio de cuerpo isótropo (*Isotropic - Linear Elastic Material*). En algunos artículos revisados que realizan modelado de estos tejidos, se observó una inclinación en el uso del hueso como un material isótropo, pues se puede considerar que tiene las mismas propiedades en todas las direcciones. Además, concuerda con lo mencionado anteriormente (Implementación de geometrías 3.3.1) que para la construcción del hueso se utiliza una geometría

rectangular por el tipo de conductividad térmica. Mientras que para la fresa se definió un dominio de cuerpo rígido (*Rigid Domain*), así se garantiza que no exista deformación en el material. En la figura 3.8 se puede apreciar que los parámetros de los materiales se asignan automáticamente de acuerdo al dominio seleccionado.

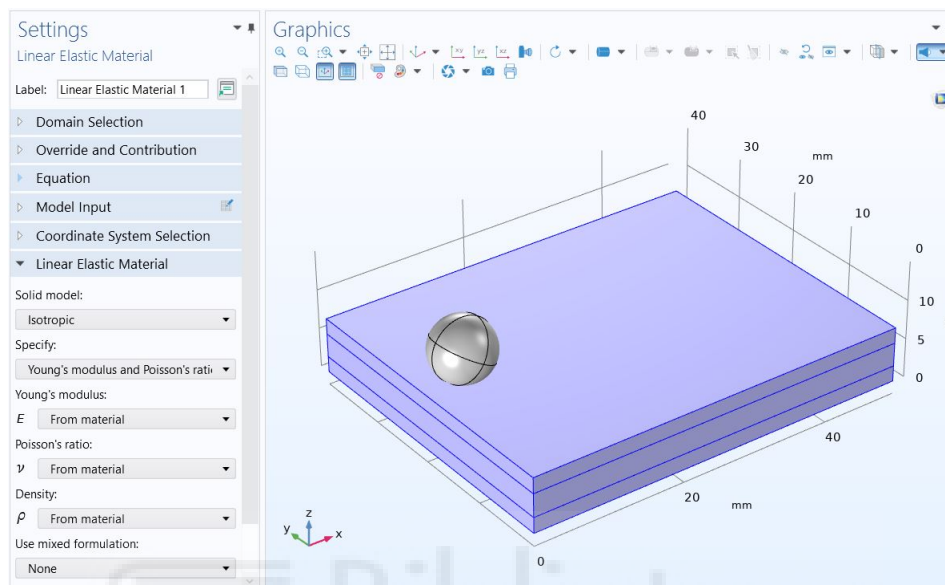


Figura 3.8: Parámetros asignados al dominio hueso de acuerdo al material del dominio.

Contacto de cuerpos

La función *Rigid Body Contact* permite modelar el contacto estructural entre dos cuerpos rígidos. Para este caso, el hueso se definió como un cuerpo isótropo linealmente elástico, por lo tanto, la función no funcionaba correctamente. Inicialmente se podía apreciar deformación en el hueso cuando entraba en contacto con la fresa, sin embargo, la geometría realizaba movimientos a causa del contacto con la fresa, situación que afectaba al desarrollo completo de la simulación. Para solucionar este fenómeno, se utiliza una condición de superficie fija (*Fixed constraint*), aplicada a la geometría del hueso, esta condición ayudó que la solución del modelo se realizara de manera completa, pero afectó a la simulación de la deformación en el cuerpo del hueso. A pesar de los intentos de mejorar esta situación, incluso utilizando un módulo especial para simular deformación en mallas, no se logró restituir dicho fenómeno. Los resultados preliminares que mostraba el modelo sin la deformación del hueso eran aceptables, por esta razón se decidió proseguir con el desarrollo del trabajo.

Una vez definidos los dominios de cada geometría se continuó con la configuración de los movimientos y fuerzas aplicadas en el fresado.

Rotación en la herramienta de fresado

La rotación de la fresa se asignó con la función *Rotating Frame*, los parámetros para configurar son pocos, únicamente se selecciona el eje en el cual realizará la rotación, la dirección y la velocidad, la cual se puede definir en revoluciones por minuto o magnitud de velocidad angular. En la literatura es más común que utilicen valores en rpm puesto que en el contexto médico el estándar de las herramientas quirúrgicas utilizan esta unidad. Cabe resaltar que esta función se debe complementar con el módulo de gravedad, de lo contrario el movimiento sería ficticio (simulado), es decir, la geometría/entidad/dominio "per se" no se movería durante la simulación.

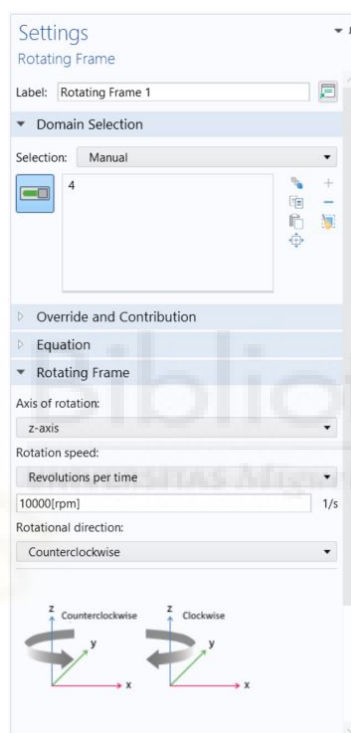


Figura 3.9: Función de rotación definida para la herramienta de fresado

Desplazamiento de la herramienta de fresado

Para configurar este movimiento se agregó una propiedad en la sección del dominio de cuerpo rígido de la fresa. La función *Prescribed Displacement/Rotation*, permite establecer el desplazamiento de un dominio en el tiempo. Únicamente se debe escribir la función que describe el movimiento, en la figura 3.10a, se muestra la función *rm1*, esta es una función rampa dependiente del tiempo que multiplica a la distancia que se desea recorrer, en la figura se muestra 40 mm. Con esta función se puede ajustar la velocidad de desplazamiento como la distancia del movimiento (Figura. 3.11), en la sección 3.3.7. *Estudio y resolución numérica del modelo*, se indican las diferentes velocidades y distancias utilizadas en la solución del modelo.

También se utilizó la función *Prismatic joint*, esta crea una junta entre el hueso y la

fresa de tal manera que son libres de trasladarse una respecto del otro en el eje o superficie seleccionada. Para este caso, al tratarse de una superficie que siempre está fija (hueso), únicamente se elige la fresa como el dominio de destino, es decir otorga la posibilidad de desplazarse respecto del dominio fijo. Además, esta función resulta indispensable en la construcción del modelo, puesto que de esta propiedad se extrae la fuente de calor generada por la fricción (Figura. 3.10b), más adelante en la configuración del módulo de transferencia de calor en sólidos, se muestra la forma de implementar esta condición.

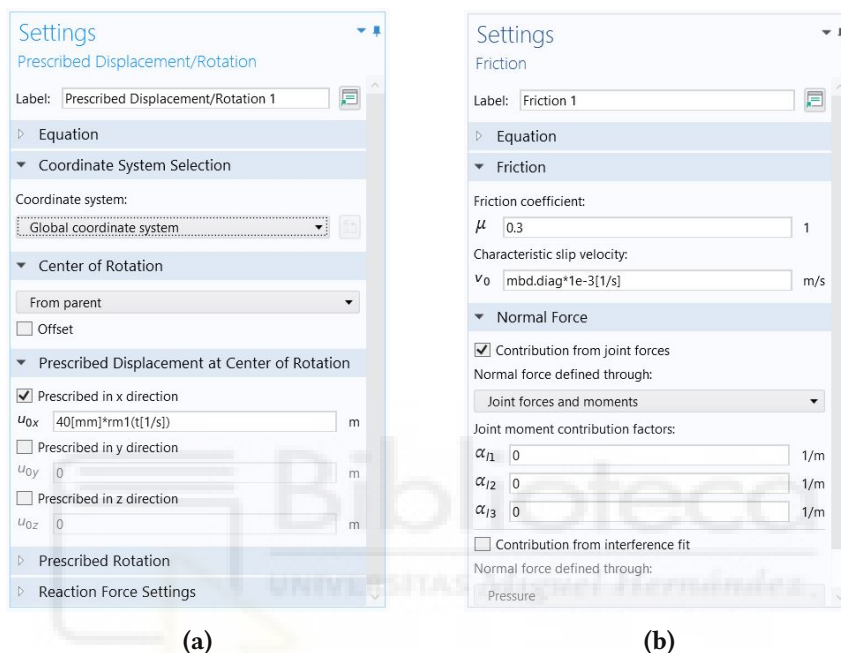


Figura 3.10: (a) Apartado de configuración de desplazamientos, (b) Ajuste de fricción en la función *Prismatic joint*.

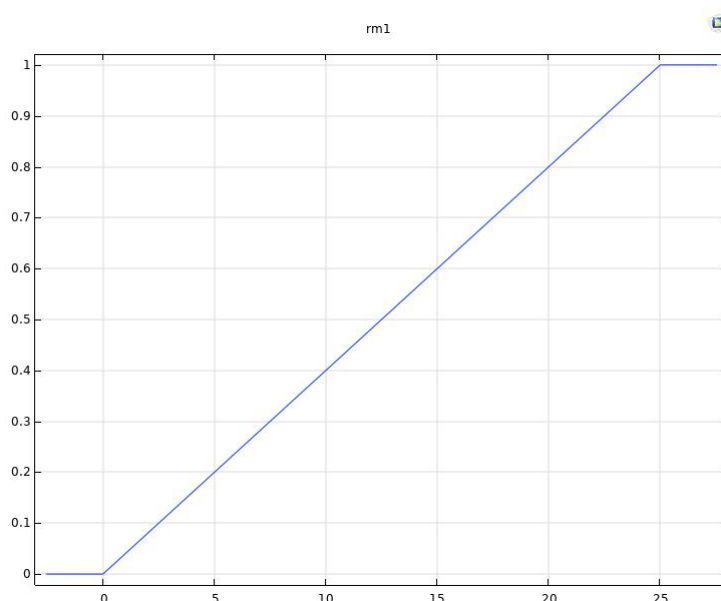


Figura 3.11: Función rampa utilizada para variar la velocidad de desplazamiento de la herramienta de fresado.

Cargas de la herramienta de fresado

La función *Body load* permite definir la carga que aplica la fresa sobre el hueso. La configuración es simple, para este caso se seleccionó una carga de tipo fuerza total, y se establece el valor de la carga en Newton. La figura 3.12, muestra una fuerza (negativa) de 15 N [35] en el eje z, aplicada por la esfera que representa la fresa, sobre el dominio del hueso. Al igual que el modulo de rotación, se debe complementar con el módulo de gravedad para que la acción de la carga se transmita hacia la superficie del hueso. El módulo de gravedad no se duplica, se define la constante en la función correspondiente y esta se acopla con los módulos que lo necesiten.

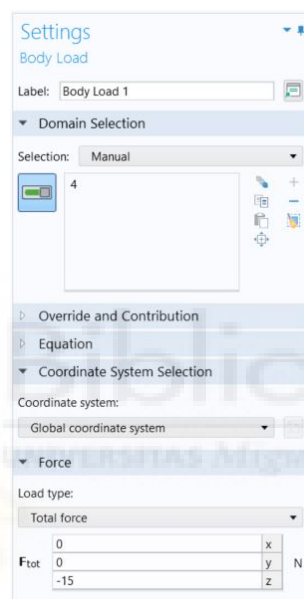


Figura 3.12: Interfaz de configuración de cargas aplicadas sobre la herramienta de fresado

3.3.5. Ajuste de la interfaz Transferencia de calor en sólidos (*Heat Transfer in Solids*).

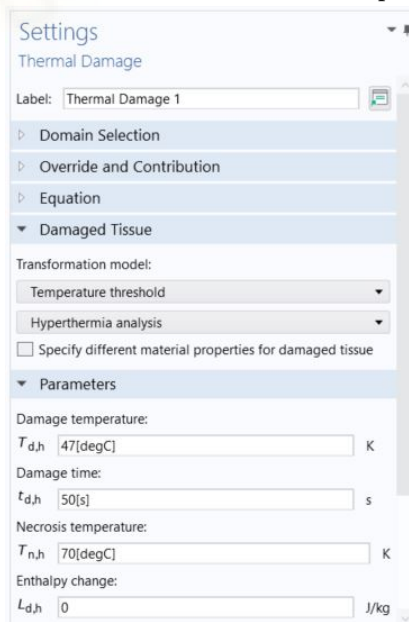
Como parámetros iniciales se debe establecer la temperatura de referencia, en este caso se estableció un valor de 37°C, generalmente es la temperatura promedio del cuerpo más aceptada en estudios. Posteriormente se estableció el modelo de la fuente de calor con la función *Boundary Heat Source*. La fuente se modela a partir de la temperatura generada por la fricción, la cual se obtiene de las ecuaciones establecidas por la interfaz de Dinámica multicuerpo, específicamente de la función *Prismatic joint*. En la figura 3.13a se muestra la ecuación que describe la energía disipada por unidad de tiempo debido a la fricción, expresada en términos de potencia con unidades de vatio (W), esta se utiliza en la interfaz de transferencia de calor como la fuente del modelo, se asigna en el apartado *Heat rate*. En este modelo también se reutiliza la definición de las condiciones de contacto descrito en el apartado 3.3.3. En el apartado *Pair selection*, de la configuración del módulo

de transferencia de calor, se selecciona la identidad definida entre la fresa y el hueso (*Identity Boundary Pair*).

También se declaró la función *Biological Tissue* para optimizar la transferencia de calor en el hueso y realizar un análisis más cercano al proceso real. Este módulo permite que el modelo se resuelva bajo las ecuaciones de transferencia de calor en tejidos biológicos. Además, se puede definir un modelo de daños en el material, como por ejemplo la necrosis. En la figura 3.13b se muestra la configuración del módulo para simular los daños por sobrecalentamiento del material. Los valores indicados son los más aceptados por los estudios revisados durante el desarrollo de este trabajo [2][3][51][52]. Las propiedades físicas o mecánicas que solicita el módulo son asignadas desde el material de cada tejido, no es necesario definir las nuevamente.



(a) Configuración de fuente de calor descrita por la fricción.

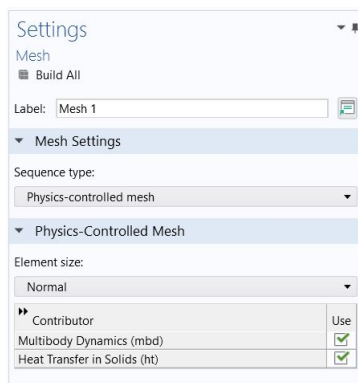


(b) Configuración del módulo de daños térmicos en la función *Biological Tissue*.

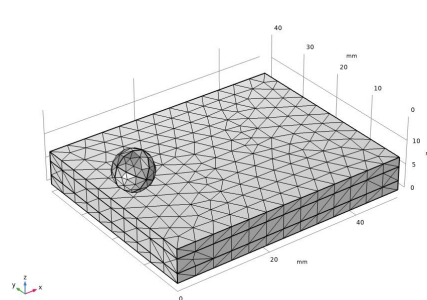
Figura 3.13: Ajustes interfaz transferencia de calor en sólidos.

3.3.6. Definición de la malla

El mallado es la discretización de las geometrías o entidades dentro de un modelo de elementos finitos. Cuanto mayor sea la resolución de la discretización, más fino el error en la simulación. En pocas palabras, una malla más fina provee una solución más precisa, sin embargo, la resolución de modelos con mallas extrafinas demanda una gran potencia de cálculo. La forma de la malla se puede establecer con figuras predeterminadas como tetraedros o cuadriláteros, también es posible personalizar la forma, el tamaño o establecer una distribución diferente para zonas especiales como superficies de contacto o nodos específicos de la malla. La interfaz del mallado ofrece muchas opciones de personalización, sin embargo, existe un método para gestionar la malla de una manera más fácil. Se utilizó la función de *Physics-controlled mesh*, la cual permite que el control de la malla lo definan las físicas que se han definido en el modelo, en la figura 3.14a, se muestra la configuración utilizada en este modelo. Para definir el tamaño de la malla más adecuado para el modelo, se realizaron simulaciones preliminares para evaluar la convergencia del modelo. Durante estas pruebas iniciales se establecieron parámetros de fresado constantes y se modificó la malla desde muy fina hasta muy gruesa. Los resultados mostraban que las mallas muy finas o finas no llegaban ni siquiera a obtener un resultado, la resolución se abortaba casi al 5 % de la simulación. Mientras que mallas muy gruesas, mostraban resultados incoherentes, por ejemplo, no se observaban cambios de temperatura después de finalizada la simulación. Se decidió continuar trabajando con una malla de tamaño normal, puesto que ofreció los resultados más prometedores. En la figura 3.14b, se puede observar el mallado de tamaño normal para las geometrías del modelo.



(a)



(b)

Figura 3.14: (a) Definición de mallado controlado por las físicas correspondientes al modelo, (b) Malla tamaño normal en las geometrías del modelo.

3.3.7. Estudio y resolución numérica del modelo

Para este caso se utilizó un estudio dependiente del tiempo, de acuerdo al tipo de proceso que se interesaba simular. Las variables correspondientes a los módulos físicos utilizados

se configuran por defecto y solo se debe configurar el tiempo total y los intervalos de la resolución del modelo. Con el fin de obtener un resultado óptimo, se realizaron simulaciones preliminares con intervalos de 0.1 s, hasta 1 s para determinar un valor que ofrezca un mayor rango de soluciones. Se decidió continuar con un intervalo de resolución de 0,5 s, ya que mostraba un mejor comportamiento durante la solución del modelo. Durante las pruebas realizadas se observó que con intervalos pequeños el modelo no se llegaba a resolver, mientras que con valores mayores a 0,5s se obtenían soluciones aceptables, sin embargo, la distribución de la temperatura en el hueso no se llegaba a apreciar con detalle, por esta razón se eligió este valor promedio.

De acuerdo a varios estudios experimentales se ha determinado que valores altos de temperatura (cerca de los 50°C) durante más de 50 segundos provoca indudablemente necrosis de la zona en cuestión, por lo tanto, realizar simulaciones que alcancen rangos cercanos a los 50 segundos resulta muy interesante para este trabajo. De acuerdo a lo anterior, los modelos desarrollados se definieron con un tiempo total de simulación de 50 segundos, con el fin de observar la mayor distribución de calor en el hueso y analizar el potencial efecto necrótico a consecuencia del aumento de temperatura.

Cabe resaltar que el ángulo de ataque o inclinación de la herramienta con respecto al hueso se fijó en 30°, de acuerdo a los trabajos experimentales revisados no hay preferencia por un valor, hay estudios que realizan el fresado sin inclinaciones o pueden llegar hasta los 90°.

A continuación se muestran las simulaciones realizadas indicando los parámetros correspondientes a cada una.

Modelos con variación de carga total

Para estas simulaciones se establecieron valores fijos de velocidad de desplazamiento y rotación de la fresa. Se usaron distintos valores de fuerza aplicada a la fresa como se muestra en la tabla 3.3. Con estos modelos se pretende observar qué efectos tiene la carga en la temperatura transmitida al hueso. Los parámetros de velocidad de desplazamiento y rotación se fijaron en estos valores como referencia a la literatura revisada, en la mayoría de trabajos experimentales se menciona que una característica muy aceptada en los procedimientos quirúrgicos con herramientas de fresado, la rotación de la herramienta se encuentra entre los 45.000 y 60.000 rpm [58], siendo 60.000 el valor más utilizado en este tipo de estudios.

En la figura 3.15, se muestra la temperatura del modelo con carga de 100 N en el instante $t=20s$ de la simulación. El análisis de los modelos se realiza en el siguiente capítulo con las soluciones completas.

Parámetros de simulación			
Número	Velocidad de desplazamiento	Rotación de la fresa	Carga total
1	2 mm/s	60.000 rpm	10 N
2	2 mm/s	60.000 rpm	45 N
3	2 mm/s	60.000 rpm	80 N
4	2 mm/s	60.000 rpm	100 N

Tabla 3.3: Parámetros de simulación utilizados para observar el efecto de la carga en la temperatura del hueso.

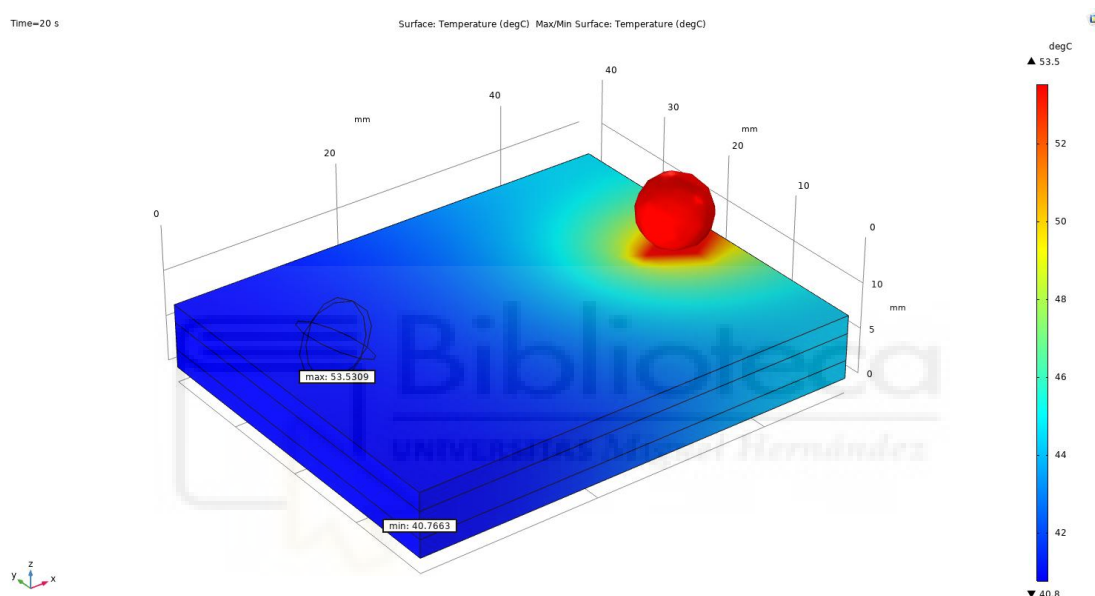


Figura 3.15: Temperatura con carga de 100N en el tiempo $t=20s$.

Modelos con variación de rotación de la herramienta de fresado

De acuerdo a lo mencionado anteriormente a cerca de las velocidades de rotación más utilizadas en la práctica médica, se eligieron los parámetros de simulación de la tabla 3.4, para realizar un estudio del cambio de temperatura en función de la velocidad de rotación aplicada. Como se muestra en la tabla, se decide utilizar una velocidad de desplazamiento más lenta (1 mm/s) con la intención de lograr un mayor tiempo de contacto con el hueso y observar el daño potencial que puede causar la velocidad de rotación correspondiente. Un artículo revisado [35], indica que en promedio la carga ejercida sobre los huesos durante procesos de taladrado o fresado se encuentra entre los 15N y 30N, en este trabajo se utiliza un robot de asistencia médica para obtener los primeros conocimientos sobre posicionamiento y fuerzas en el mecanizado de huesos. En correspondencia con los datos suministrados por este trabajo se decidió utilizar una fuerza de 15N para estas simulaciones, y teniendo en cuenta que este modelo busca simular un hueso plano del

cráneo, se considera una fuerza que en un procedimiento médico puede ser suficiente para realizar el fresado eficientemente.

En la figura 3.16, se muestra la temperatura del modelo con una velocidad de rotación de la fresa de 30.000 rpm, al igual que la figura anterior (3.15), en el instante $t=20s$ de la simulación. Se puede observar que en el mismo instante la herramienta de fresado se encuentra en una posición diferente debido a la velocidad de desplazamiento, además, se aprecia que la temperatura en el hueso no supera los $40^{\circ}C$ a diferencia de la figura 3.15, donde en el mismo lapso de tiempo la temperatura máxima es de $53.5^{\circ}C$.

Parámetros de simulación			
Número	Velocidad de desplazamiento	Rotación de la fresa	Carga rotal
1	1 mm/s	10.000 rpm	15 N
2	1 mm/s	20.000 rpm	15 N
3	1 mm/s	30.000 rpm	15 N
4	1 mm/s	50.000 rpm	15 N
5	1 mm/s	60.000 rpm	15 N
6	1 mm/s	70.000 rpm	15 N

Tabla 3.4: Parámetros de simulación utilizados para observar el efecto de velocidad de rotación en la temperatura del hueso.

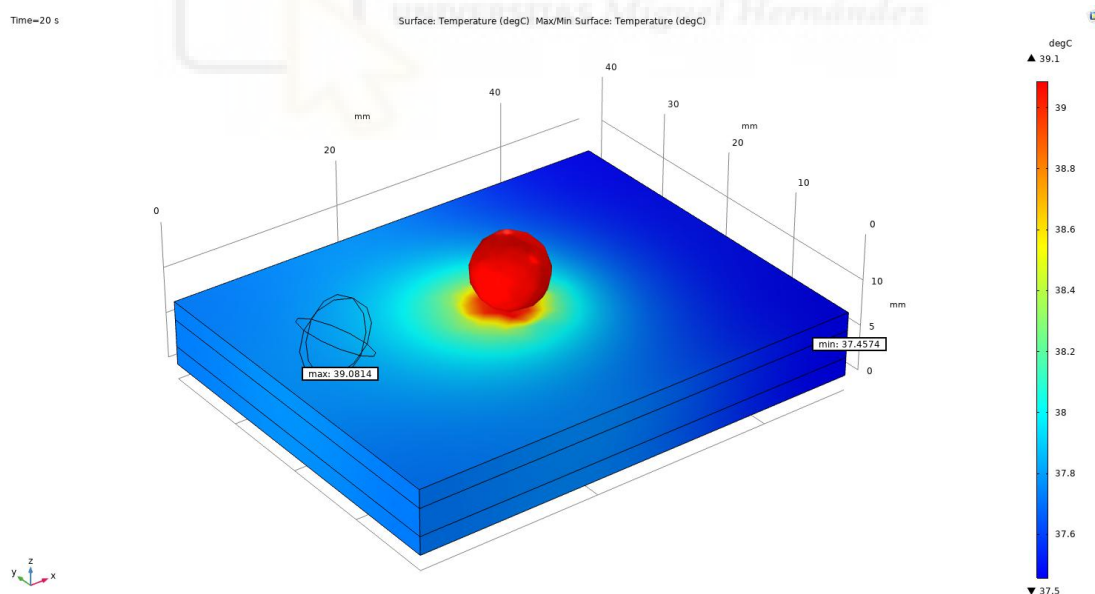


Figura 3.16: Temperatura con velocidad de rotación de 30.000 rpm en el tiempo $t=20s$.

Modelos con variación de velocidad de desplazamiento

En la literatura revisada se pueden encontrar velocidades desde 3 mm/s hasta los 20 mm/s, con cierta inclinación a utilizar valores cercanos a este último; de acuerdo a esto se definieron las velocidades de la tabla 3.5, que permita realizar un análisis de los efectos

producidos por esta velocidad en la evolución de la temperatura del modelo. Se fijan los valores de rotación y carga en 60.000 rpm y 15N, respectivamente, para establecer un estándar que permita realizar un análisis más preciso.

La figura 3.17, muestra la temperatura del hueso en el mismo instante de tiempo ($t=20s$), se puede observar que la temperatura del hueso se ha estabilizado porque el calor generado durante la fricción solo ha durado 2 segundos a consecuencia de la velocidad imprimida a la fresa. Se puede apreciar que el valor promedio de la temperatura en el hueso es de 37°C.

Parámetros de simulación			
Número	Velocidad de desplazamiento	Rotación de la fresa	Carga rotal
1	1 mm/s	60.000 rpm	15 N
2	2 mm/s	60.000 rpm	15 N
3	5 mm/s	60.000 rpm	15 N
4	10 mm/s	60.000 rpm	15 N
5	20 mm/s	60.000 rpm	15 N

Tabla 3.5: Parámetros de simulación utilizados para observar el efecto de velocidad de desplazamiento en la temperatura del hueso.

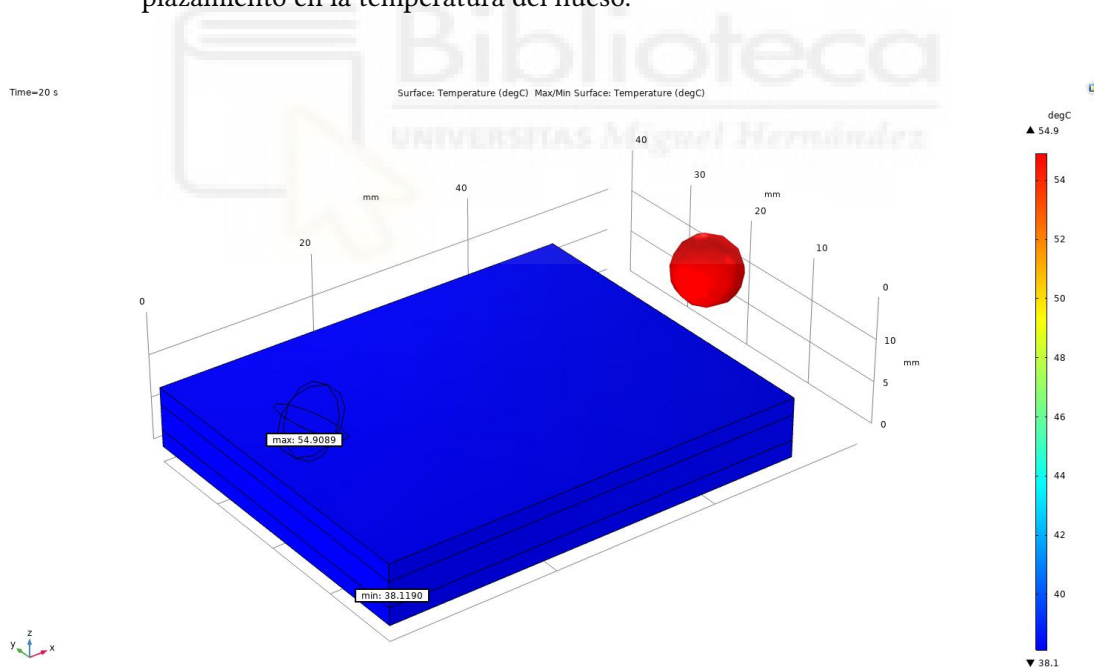


Figura 3.17: Temperatura con velocidad de desplazamiento de 20 mm/s en el tiempo $t=20s$.

Modelo con fuente de calor estática

Buscando que el daño ocasionado en el hueso sea el máximo posible, se realizó un modelo en el cual se mantiene la posición de la fresa sobre la superficie del hueso, garantizando que la transmisión de calor sea constante durante los 50 segundos de la simulación. Los parámetros utilizados para este modelo son: 60.000 rpm, velocidad de 2 mm/s y una carga

de 15N. La figura 3.18, muestra que la temperatura en el hueso supera los 47 grados e incluso hay zonas que llegan hasta los 52°. Los daños ocasionados se discuten en el siguiente capítulo apoyándose con las gráficas que resultan de los datos de cada modelo.

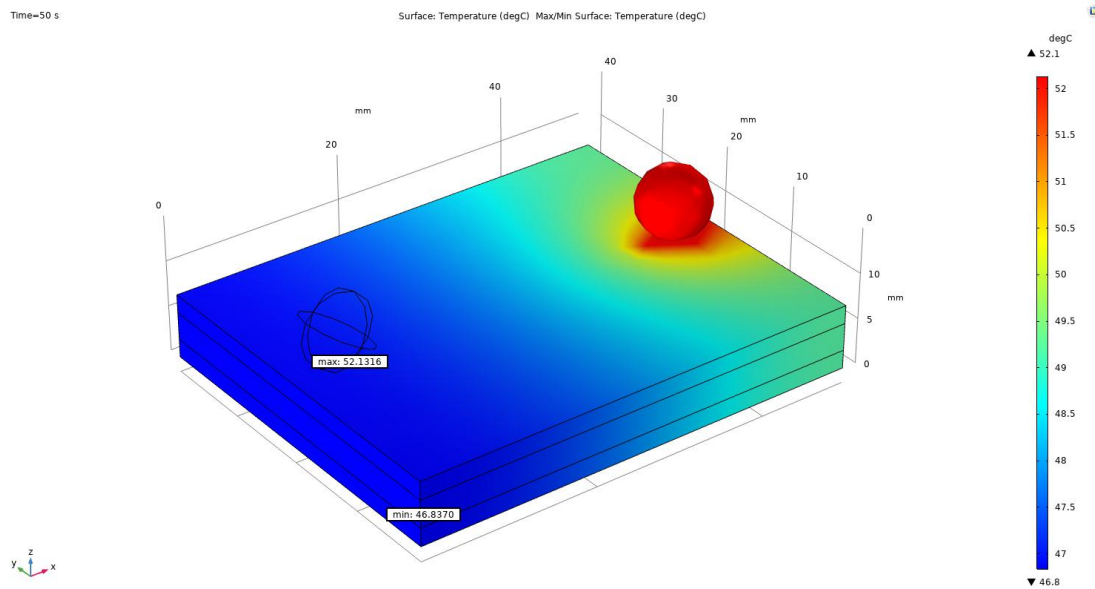


Figura 3.18: Temperatura alcanzada con una fuente de calor estática.



CAPÍTULO 4

Resultados

En esta sección se discuten los resultados obtenidos realizando un análisis de los diferentes modelos implementados comparando los parámetros de cada uno e indicando cuáles son los que más daño generan en el hueso en función de la necrosis causada por el aumento de la temperatura.

4.1. ANÁLISIS TÉRMICO EN FUNCIÓN DE LA VARIACIÓN DE CARGA TOTAL

De cada modelo se obtiene la gráfica de temperatura en función del tiempo en una zona específica del hueso que permita realizar la comparación de los resultados. La figura 4.1, muestra la línea que define los puntos donde se evalúa la temperatura. Esta se ubica en la superficie del hueso y en la sección media del mismo, buscando estar lo más cerca posible de la fuente de calor para obtener la máxima temperatura alcanzada por cada modelo.

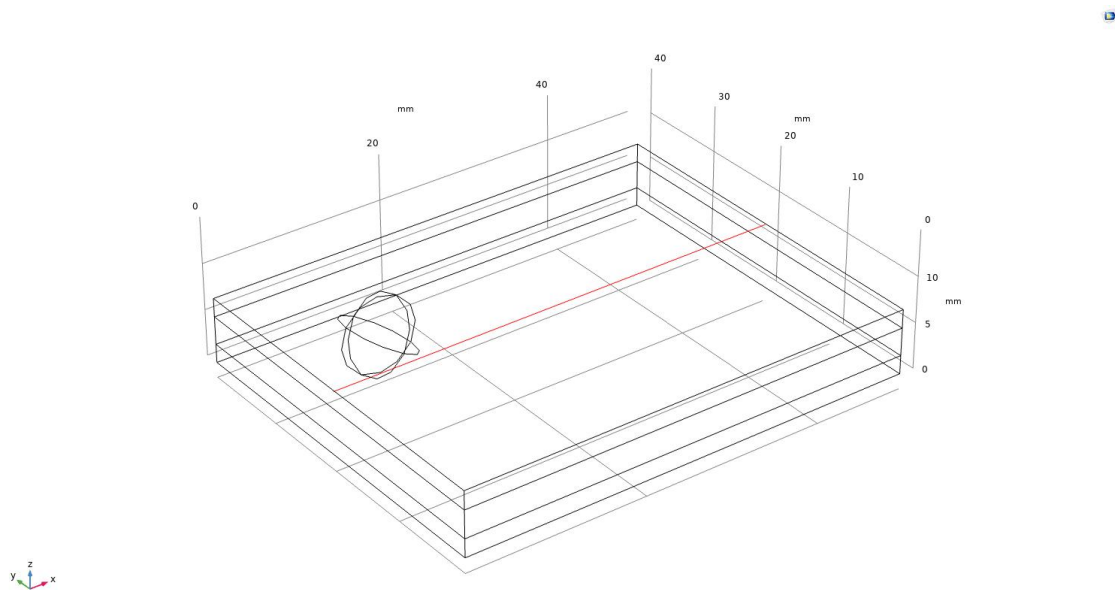
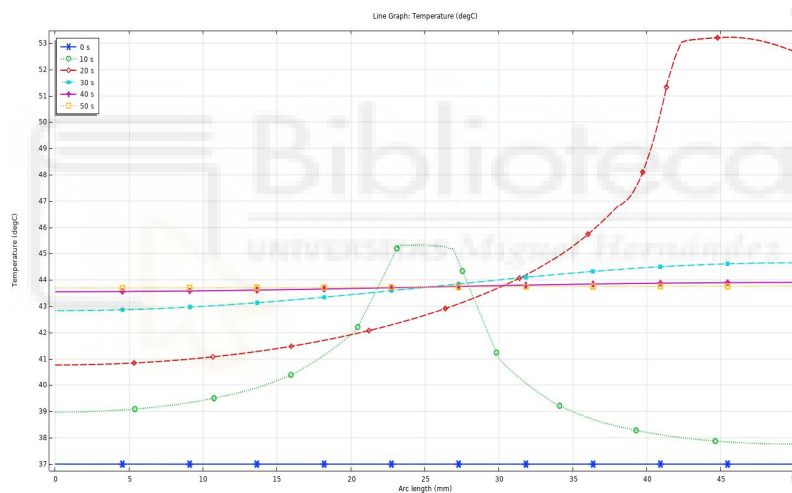


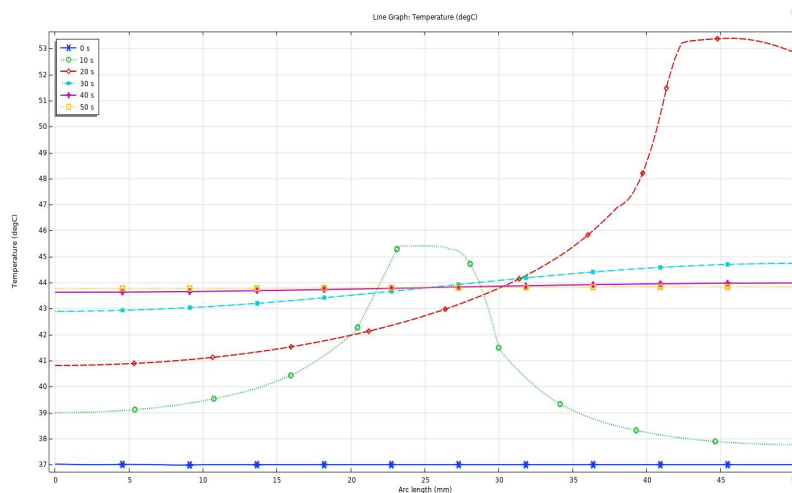
Figura 4.1: Línea que define el conjunto de datos para graficar la temperatura en la sección media del hueso.

Los resultados obtenidos muestran que la variación de temperatura es casi despreciable

cuando se realizan cambios en la carga ejercida por la fresa. Incluso utilizando una fuerza de 100 N, equivalente aproximadamente a la fuerza que ejerce una masa de 10 kg, la temperatura no supera los 54°C por más de 5 segundos. Las figuras muestra la temperatura en función de la posición de la línea de referencia, cada línea en la gráfica representa la temperatura de cada punto en la línea de referencia en el valor de tiempo correspondiente. La figura 4.2a muestra los datos del modelo correspondiente a la carga de 10N, mientras que la figura 4.2b muestra los datos del modelo que utiliza una carga de 100 N. Se puede apreciar que la variación es casi nula; los resultados de las simulaciones con cargas de 45 N y 80 N, son iguales. En ambas gráficas se observa que la temperatura máxima llega hasta los 53°C aproximadamente, en un tiempo de 20 segundos, mientras que el eje x, indica que la sección del hueso donde se alcanza esa temperatura está entre los 40 y 50 mm finales de la trayectoria del fresado. También se puede observar que la temperatura se estabiliza entre 43°C y 44°C entre los 40 y 50 segundos.



(a)



(b)

Figura 4.2: Evolución de la temperatura de los modelos con variación de carga total correspondientes a (a) 10N y (b) 100N.

Además, se puede confirmar que no se genera necrosis en el hueso porque, a pesar, de superar el umbral de los 47°C que establece un daño permanente, esta temperatura no se mantiene por más de 15 segundos.

Es posible que con un modelo en el que se pueda observar la deformación debido a la abrasión generada por la fricción, se puedan obtener mejores resultados con variación de cargas, en virtud de que a mayor fuerza aplicada, mayor será la inserción de la herramienta en el hueso, lo que provocaría un aumento en la temperatura del mismo.

4.2. ANÁLISIS TÉRMICO EN FUNCIÓN DE LA VARIACIÓN DE ROTACIÓN

De la igual manera que en el análisis anterior, se toma como referencia la línea de datos en la sección media-superficial del hueso, (Figura 4.1), para graficar la temperatura de cada modelo correspondiente a cada una de las velocidades de rotación. Los resultados muestran que el aumento de temperatura utilizando velocidades de rotación desde 10.000 hasta 30.000 rpm, es muy bajo, en la figura 4.3, se muestra la evolución de la temperatura del modelo que utiliza una velocidad de rotación de 30.000 rpm. Se puede observar que la temperatura máxima alcanzada en t=40s, es de 41°C y al cabo de 10 segundos en t=50s, la temperatura ha bajado hasta los 39.6°C. Con velocidades de rotación de 10.000 y 20.000 rpm, se obtuvo un aumento de 0.5°C y 1.7°C, respectivamente. Mientras que con velocidades de rotación superiores a 50.000 rpm, la temperatura en el hueso alcanza los 47°C y en este caso el nivel de daño ocasionado en el hueso depende del tiempo de exposición a esta temperatura.

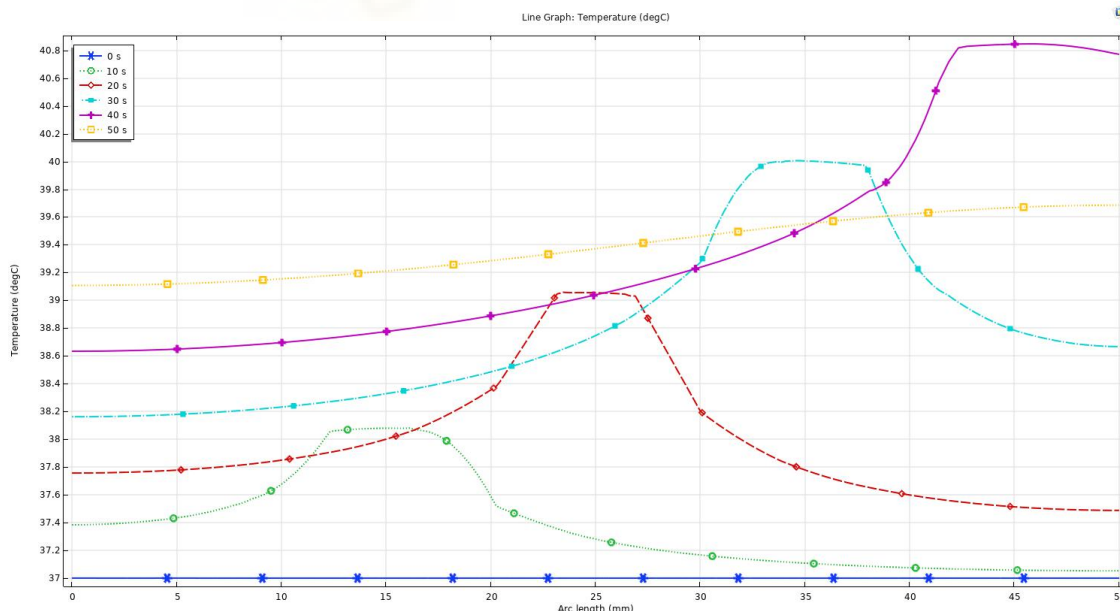


Figura 4.3: Aumento de temperatura en el hueso correspondiente a una velocidad de 30.000 rpm.

Para observar de mejor manera el nivel de daño, se utilizan los resultados de cada modelo para construir un gráfico que muestra la porción del hueso que ha sido afectada por el cambio de temperatura. Las figuras 4.4, 4.6, 4.8, muestran los resultados obtenidos por los modelos que utilizan una velocidad de 50.000, 60.000 y 70.000 rpm, respectivamente.

Para la interpretación de estas gráficas es preciso indicar que el valor se encuentra dado en tanto por ciento, donde 0 corresponde a una porción sana del hueso, mientras que el 100 % indica que el hueso ha desarrollado necrosis térmica. La escala de colores corresponde a una tabla térmica invertida, es decir parte desde el color blanco, que indica un tejido sano (0 %), pasando desde el color amarillo, naranja, rojo, marrón y finalmente el color negro que indica las zonas más afectadas del tejido. Para calcular el porcentaje de daño, el software realiza un modelo de la absorción de energía calculando el periodo de tiempo que el tejido ha permanecido en el umbral de temperatura necrótica e integrando directamente la energía en el tiempo. De esta manera se pueden observar las áreas del tejido afectado por el incremento excesivo de la temperatura.

La figura 4.4, indica que el daño generado por una velocidad de rotación de 50.000 rpm es mínima (12 %), ubicada en la zona más cercana a la fuente de calor. La figura 4.5, muestra que el tiempo de exposición a una temperatura de 47°C es menor a 10 segundos. Esta temperatura se alcanza en $t=40s$ y al cabo de 10 segundos ha bajado hasta los 44°C, por esta razón, el daño observado en la figura 4.4 describe muy bien esta situación.

La figura 4.6, muestra el daño generado por una velocidad de rotación de 60.000 rpm. En esta se puede observar que el daño generado ha alcanzado el 45 %, sin embargo, la exposición a los 47°C no es suficiente para alcanzar la necrosis térmica. En la figura 4.7, se puede observar que el umbral de temperatura indicado se alcanza antes de los 30 segundos, lo que indica un tiempo de casi 20 segundos durante el cual el hueso estuvo expuesto a una temperatura superior de 47°C.

El daño generado por una velocidad de rotación de 70.000 rpm se muestra en la figura 4.8, en esta se observa que el daño alcanza el 58 % debido a una exposición mayor que los modelos anteriores. El umbral de los 47°C se alcanza antes de los 20 segundos, como se muestra en la figura 4.9, lo que indica un tiempo de exposición a esta temperatura que supera los 30 segundos. Igual que los resultados del modelo que utiliza los 60.000 rpm, el tiempo no es suficiente para llegar a generar necrosis en el hueso.

En síntesis, las velocidades de rotación utilizadas en cada modelo no llegan a generar necrosis en ningún caso, sin embargo, un daño superior al 50 % puede traer consecuencias negativas para la regeneración del hueso.

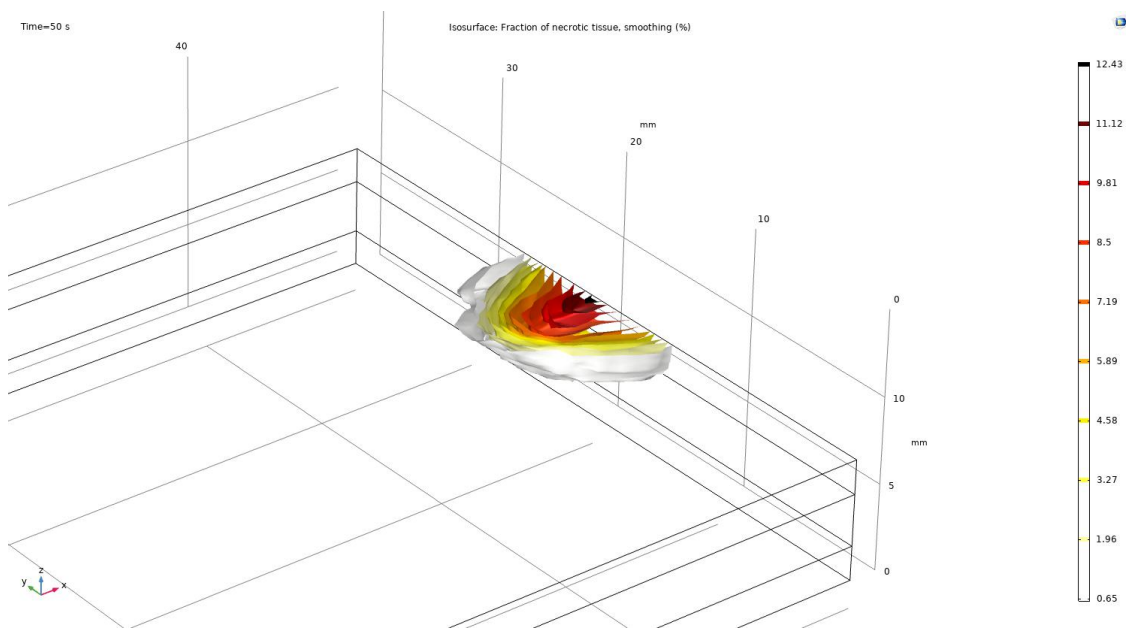


Figura 4.4: Porción de daño en hueso causada por fresado a 50.000 rpm.

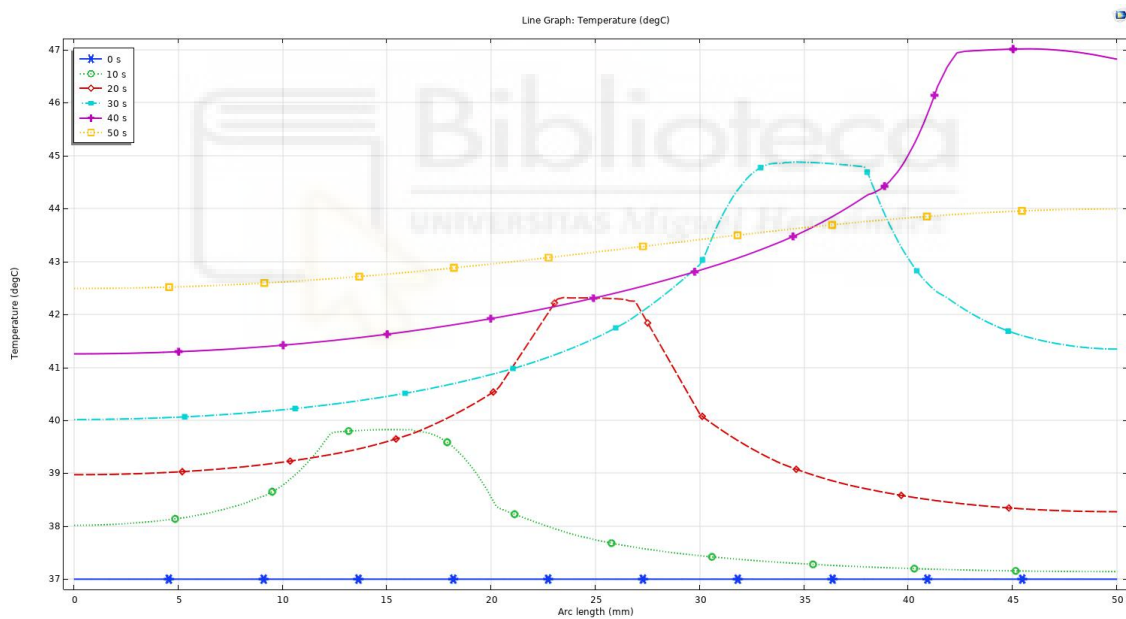


Figura 4.5: Aumento de temperatura en el hueso correspondiente a una velocidad de 50.000 rpm.

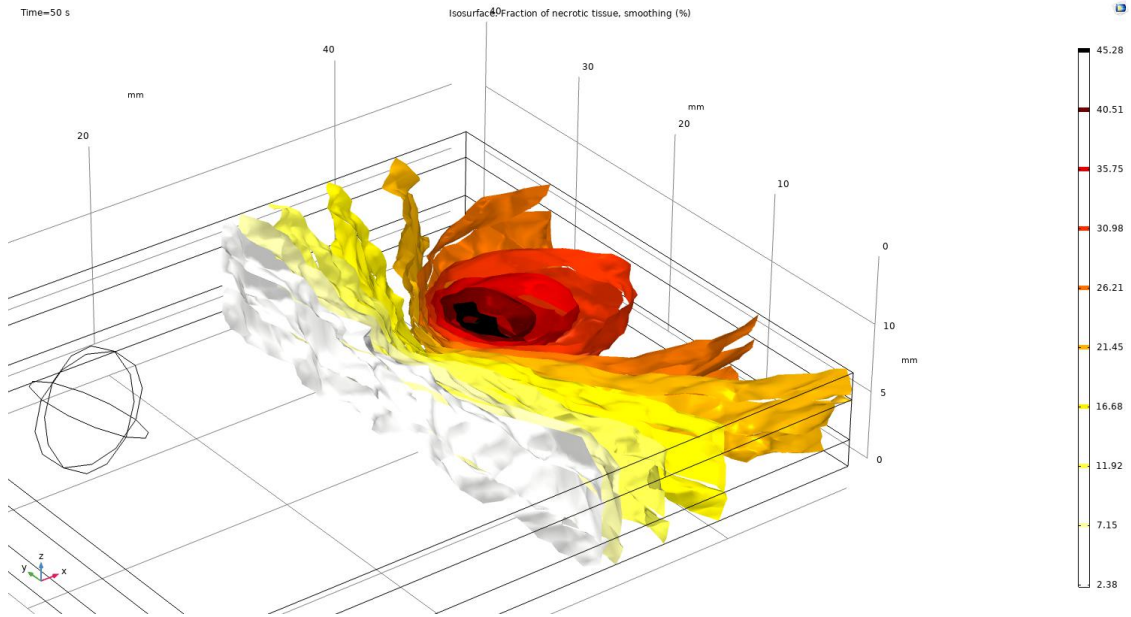


Figura 4.6: Porción de daño en hueso causada por fresado a 60.000 rpm.

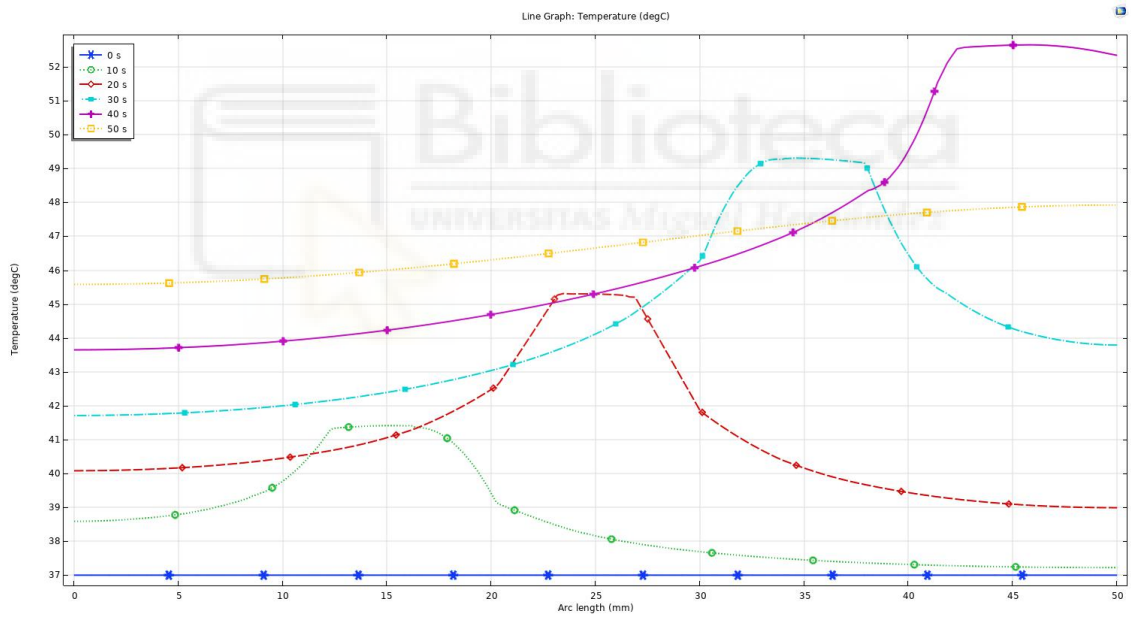


Figura 4.7: Aumento de temperatura en el hueso correspondiente a una velocidad de 60.000 rpm.

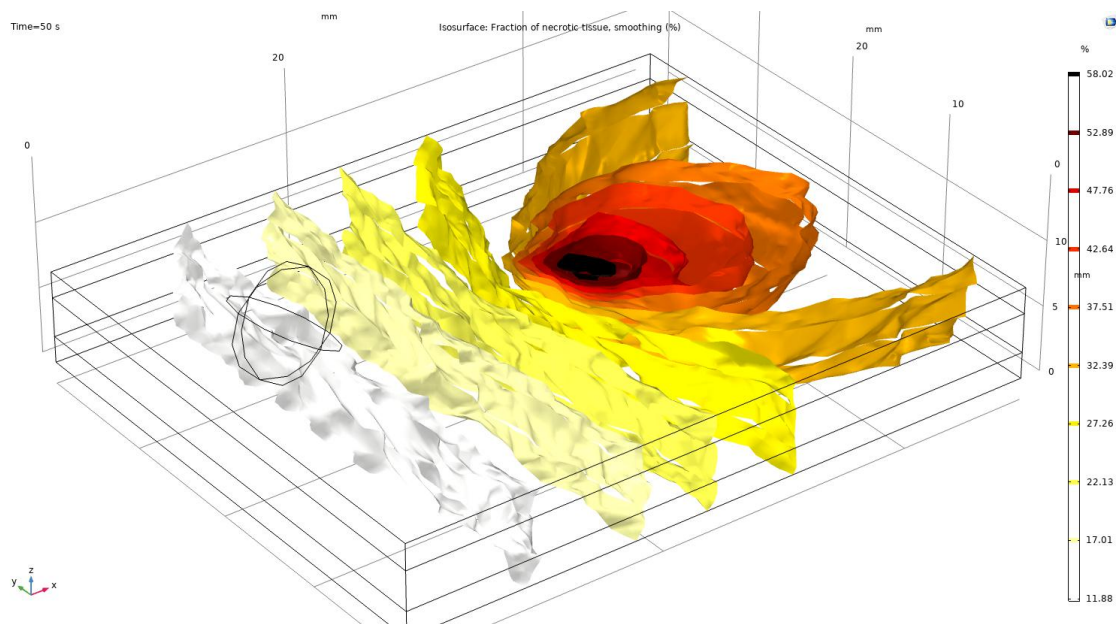


Figura 4.8: Porción de daño en hueso causada por fresado a 70.000 rpm.

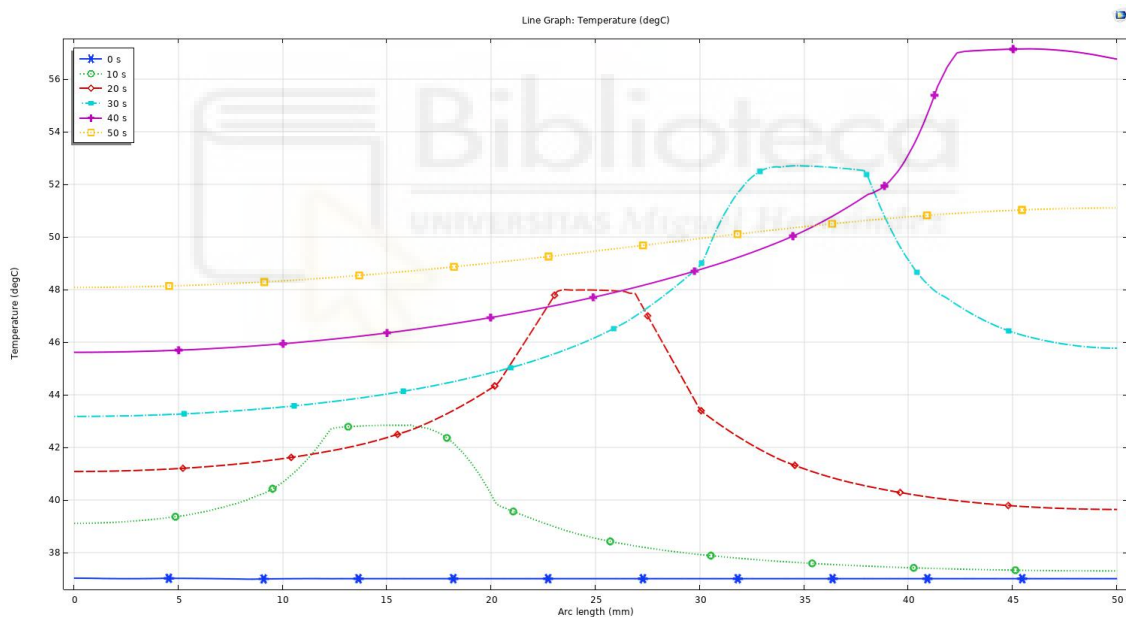
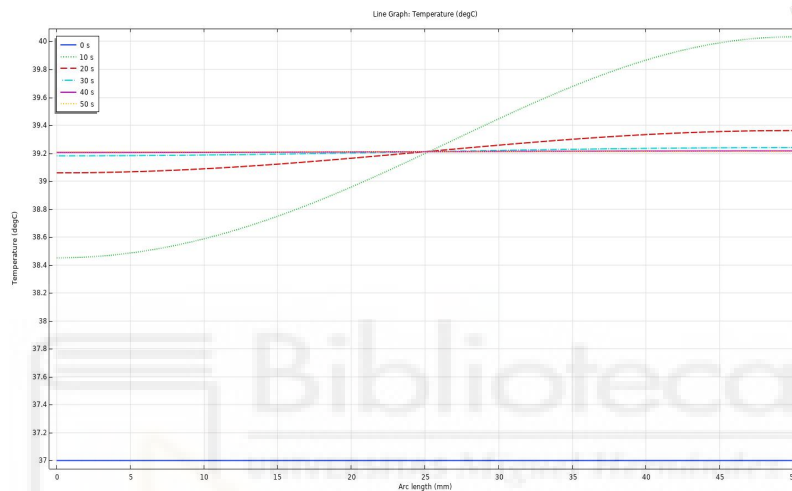


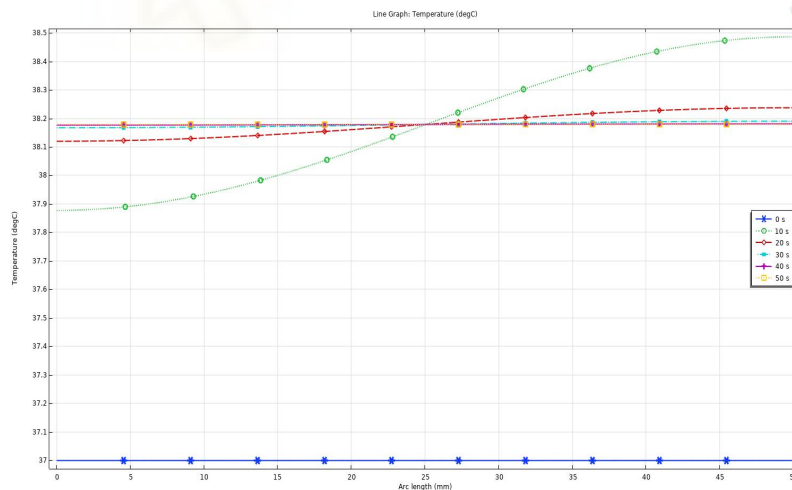
Figura 4.9: Aumento de temperatura en el hueso correspondiente a una velocidad de 70.000 rpm.

4.3. ANÁLISIS TÉRMICO EN FUNCIÓN DE LA VARIACIÓN DEL DESPLAZAMIENTO

Utilizando la misma línea de datos en la sección media-superficial del hueso, se obtienen los gráficos que muestran la temperatura del modelo de acuerdo a la velocidad de desplazamiento correspondiente. Los resultados obtenidos muestran que velocidades superiores a 10 mm/s, no influyen demasiado en el aumento de la temperatura en el hueso. En la figura 4.10a, se puede observar que la temperatura máxima alcanzada con un desplazamiento de 10 mm/s es aproximadamente 40°C, mientras que la figura 4.10b, indica que la máxima temperatura con un desplazamiento de 20 mm/s es aproximadamente 38.5°C.



(a)



(b)

Figura 4.10: Aumento de temperatura en el hueso correspondiente a una velocidad de desplazamiento de (a) 10 mm/s y (b) 20 mm/s.

El porcentaje de daño con ambos modelos es muy bajo. Para el modelo con una velocidad de desplazamiento de 10 mm/s, el daño máximo observado es de 2.27 %, mientras que en el modelo con velocidad de 20 mm/s, el daño es tan solo de 1.31 %. La figura 4.11, muestra el porcentaje del daño correspondiente a la velocidad de rotación de 20mm/s.

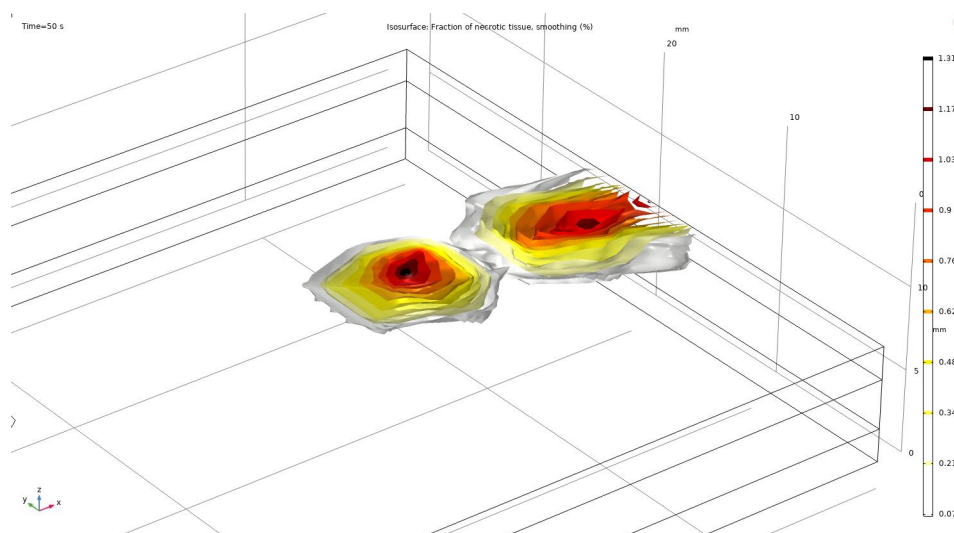


Figura 4.11: Porción de daño en hueso causada por fresado con un desplazamiento de 20 mm/s.



Por otro lado, velocidades bajas de desplazamiento generan un aumento de temperatura considerable, que puede ocasionar un daño significativo en el hueso. En la gráfica 4.13, se puede observar el daño ocasionado a causa de una velocidad de desplazamiento de 1mm/s. Se aprecia que el porcentaje de daño es superior a 45 %, que en comparación con velocidades más altas como las mencionadas anteriormente, es muy superior. Incluso con un valor de desplazamiento de 5 mm/s se obtiene un porcentaje de daño menor, cercano a los 4.74 %, tal como se muestra en la figura 4.13. Los porcentajes tan bajos de daño con velocidades altas se pueden entender por el tiempo de exposición a la temperatura máximo alcanzada. Si bien en los modelos que utilizan una velocidad entre 20 y 5 mm/s no se alcanza el umbral necesario para causar un daño medible, en los modelos donde se superan los 47°C el tiempo de exposición máxima fue de 20 segundos, que se logra con una velocidad de 1 mm/s, como se puede observar en la figura 4.14.

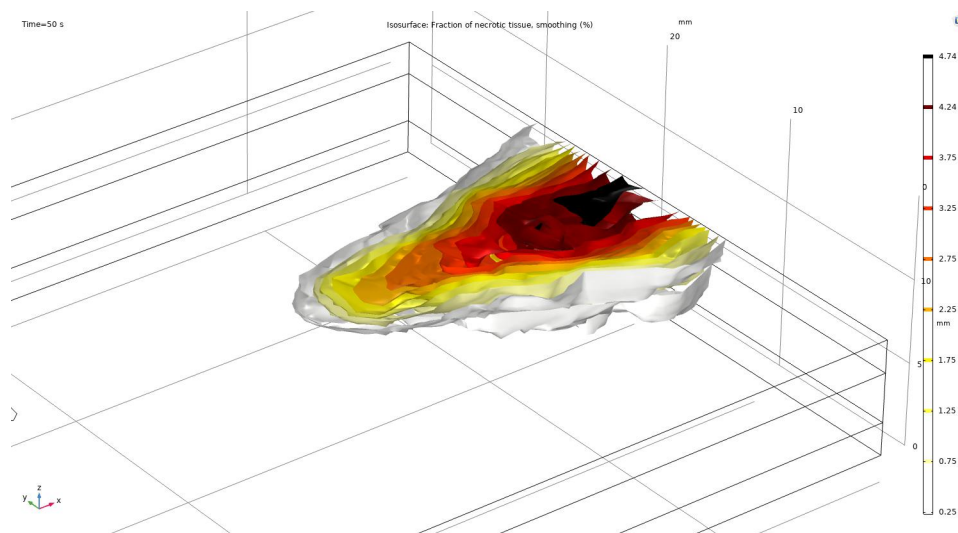


Figura 4.12: Porción de daño en hueso causada por fresado con un desplazamiento de 5 mm/s.



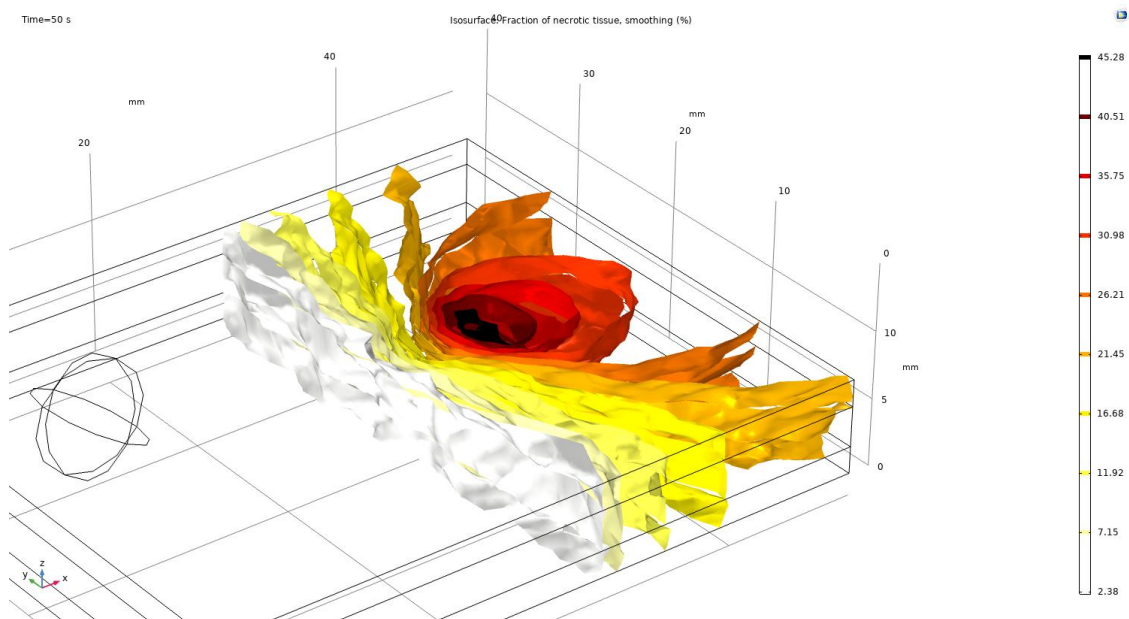


Figura 4.13: Porción de daño en hueso causada por fresado con un desplazamiento de 1 mm/s.



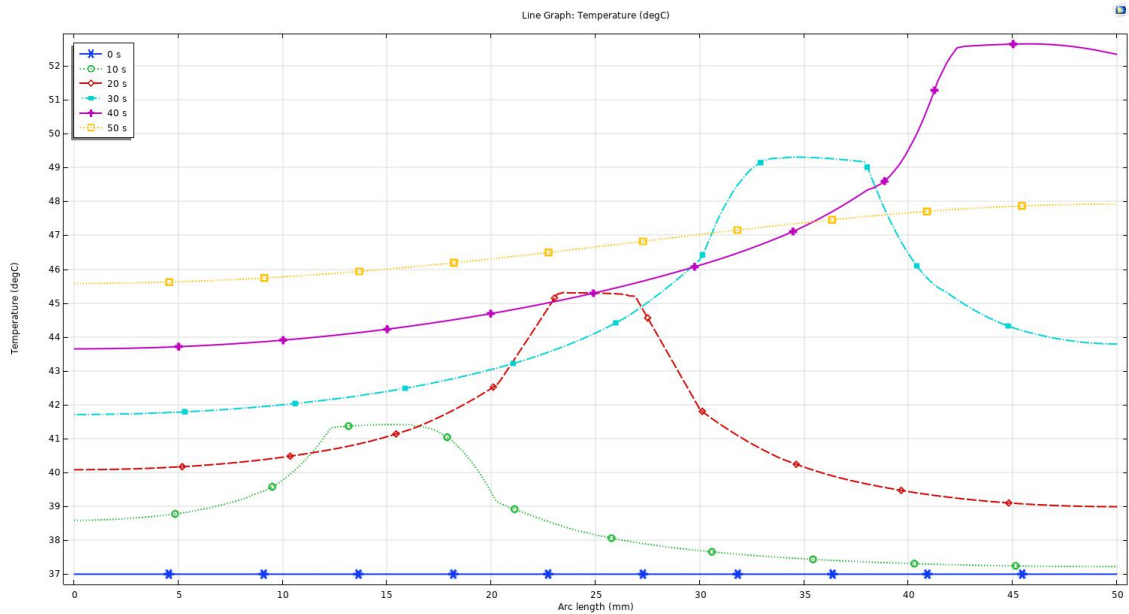


Figura 4.14: Aumento de temperatura en el hueso correspondiente a una velocidad de desplazamiento de 1 mm/s.

4.4. ANÁLISIS TÉRMICO CON FUENTE DE CALOR ESTÁTICA

Como se mencionó al final del capítulo anterior, se implementó un modelo para simular una exposición prolongada a una fuente de calor superior a los 47°C, con el fin de realizar un análisis de los daños y alcanzar la necrosis en el hueso simulado. Los parámetros de simulación utilizados para este modelo son: 60.000 rpm, velocidad de 2 mm/s y una carga de 15 N, sin embargo, el tiempo de simulación se extendió hasta los 60 segundos para obtener un resultado más completo que permita observar la evolución de la temperatura durante más tiempo. Los resultados obtenidos son los esperados, como se observa en la figura 4.15, el umbral de temperatura se alcanza en el instante $t = 5$ s, llegando hasta los 55°C. Dada la exposición prolongada superior a 50 segundos, el nivel de daño es mucho mayor a la expuesta con los modelos anteriores, incluso alcanza el 96 %. Pese a los errores que puede arrastrar este método de simulación, se puede asegurar que bajo estos parámetros de operación, el hueso desarrollara necrosis debido a la temperatura alcanzada y el tiempo de exposición a la misma. La figura 4.17, muestra diferentes ángulos de los daños generados en el hueso. Se puede observar que la distribución de los daños llega hasta la parte inferior del hueso, lo que puede ocasionar lesiones en los tejidos que está protegiendo dicha porción de hueso. Cabe resaltar, que en los procedimientos médicos no es común que una herramienta de fresado se utilice de manera continua durante más de un minuto, en las intervenciones quirúrgicas el proceso de corte se realiza de manera paulatina, buscando generar el menor aumento de temperatura en el hueso. Por esta razón, el modelo expuesto en esta sección puede ser un poco alejado de la realidad médica, sin embargo, resulta interesante para este trabajo resolver un modelo que asegura la necrosis de hueso, puesto que, los modelos anteriormente desarrollados no superan el

50 % de daño en el hueso.

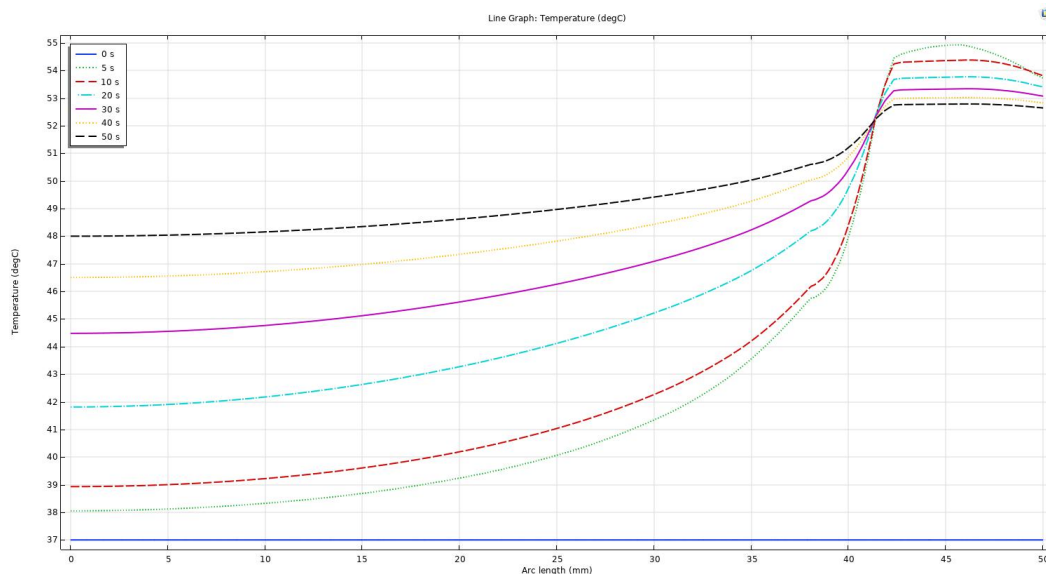


Figura 4.15: Aumento de temperatura en el hueso correspondiente a una fuente de calor constante por más de 50 segundos de exposición.

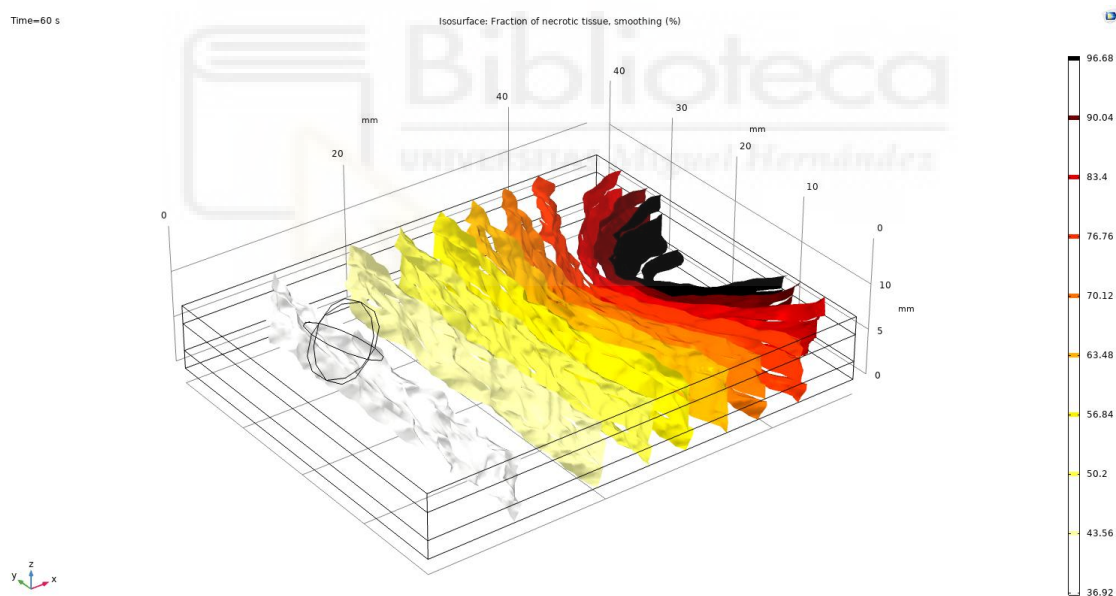


Figura 4.16: Porcentaje de daño en el hueso ocasionado por una fuente de calor constante por más de 50 segundos.

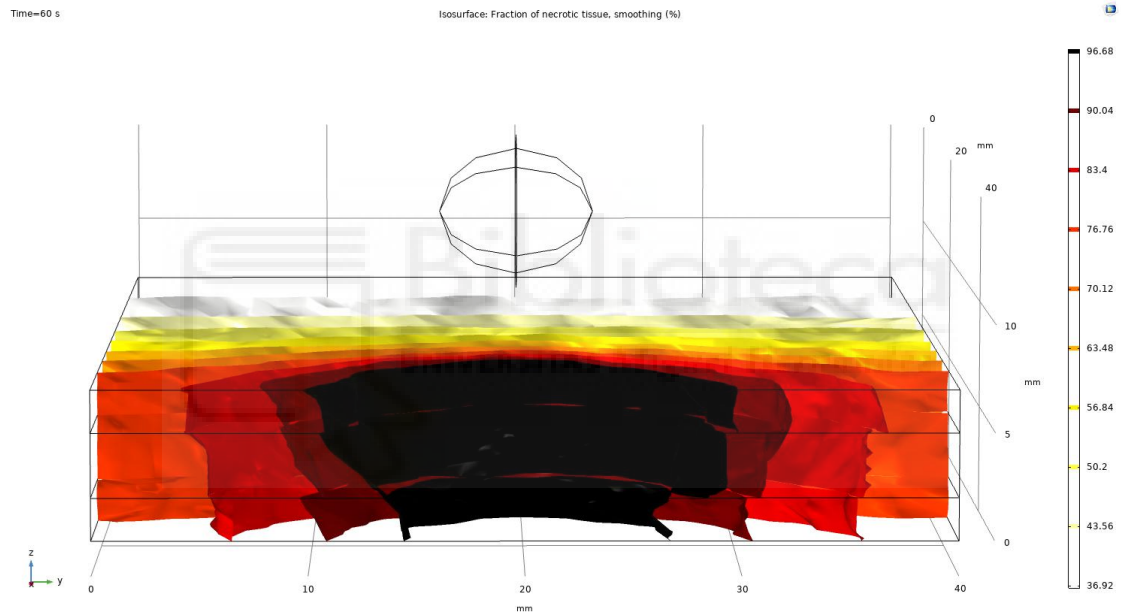


Figura 4.17: Vista frontal del porcentaje de daño en el hueso ocasionado por una fuente de calor constante por más de 50 segundos.

CAPÍTULO 5

Conclusiones

Analizando los resultados anteriores y teniendo en cuenta el trabajo de investigación realizado para llevar a cabo este trabajo, se redactan las siguientes conclusiones.

- Los resultados obtenidos cuando se realiza una variación de la carga total, indican que la temperatura máxima después de 50 segundos de simulación es de 53 %, con todas las cargas utilizadas. También, se observó que el daño generado en el hueso llegaba hasta el 15 % en todos los casos. Es importante validar esta información con modelos que puedan simular la deformación debido a la abrasión, de esta manera se podrían obtener mejores resultados de los obtenidos en este trabajo.
- En los modelos donde se realizaba una variación en la velocidad de rotación se pudo observar que hay una relación directamente proporcional al aumento de la temperatura. Mientras mayor sea la velocidad de rotación, mayor será la temperatura que alcance el hueso. En la práctica médica, generalmente en neurocirugía, se busca trabajar con herramientas que alcanzan las 60.000 rpm, y como bien se pudo observar en los resultados obtenidos para este valor, los daños pueden ser mayores al 40 %, sin embargo, a diferencia de un procedimiento real donde se utilizan sistemas de refrigeración, los modelos desarrollados en este trabajo no cuentan con esta característica. De acuerdo a lo anterior, se puede asegurar que una velocidad adecuada de fresado, sin considerar un sistema de refrigeración, puede estar entre los 10.000 y 30.000 rpm, donde, para estos modelos se han obtenido temperaturas máximas de 40°C lo que representa 0 % de daños térmicos en el hueso. Por otro lado, en términos de eliminación de material óseo, en la práctica médica puede ser más ventajoso utilizar herramientas con mayor velocidad de rotación y refrigerantes, que permiten eliminar mayor material óseo, en lugar de utilizar una herramienta de menor velocidad que implica una menor cantidad de remoción de material óseo y por ende, mayor tiempo de fresado.
- En cuanto a la velocidad de desplazamiento, se puede asegurar que existe una relación inversamente proporcional al aumento de temperatura en el fresado. Con los resultados obtenidos se pudo apreciar que a mayor velocidad de desplazamiento

to, menor incremento en la temperatura del hueso. Esta situación resulta muy interesante puesto que, sin contar con un sistema de refrigeración, la temperatura máxima alcanzada con una velocidad de 20mm/s fue de $38,5^{\circ}\text{C}$ lo que representa 0 % de daños térmicos en el hueso. En la literatura consultada durante el desarrollo de este trabajo, se encontró que la velocidad mayormente citada era justamente de 20mm/s , de acuerdo a los resultados obtenidos en este trabajo se puede evidenciar las ventajas que ofrece. Además, las herramientas desarrolladas hoy en día, están diseñadas para que los profesionales puedan reducir los tiempos globales de cirugía, en virtud de lo anterior, utilizar velocidades cercanas a los 20mm/s resulta muy práctico en favor del tiempo de fresado y además, como se evidencia en los resultados de este trabajo, el daño térmico en el hueso es despreciable.

- Los resultados del modelo desarrollado con una fuente de calor constante permiten observar que los daños térmicos en el hueso cuando este se expone por más de 50 segundos, pueden ocasionar necrosis en la zona afectada. Si bien el resultado mostraba un 96 % de daño en la zona más próxima a la fuente de calor, para los casos médicos reales una exposición tan prolongada puede provocar en un 100 % necrosis térmica. Además, se puede observar que la necrosis se extiende hasta la superficie inferior del hueso, lo que puede representar daños en los tejidos blandos, específicamente órganos como el cerebro en neurocirugía. Habría sido interesante desarrollar un modelo que sobrepasara una temperatura de 70°C , de acuerdo a la literatura, el umbral más aceptado en el cual el hueso muere instantáneamente.
- En síntesis, se puede afirmar que se ha diseñado un modelo que representa el fresado de hueso utilizando geometrías básicas a las cuales se les asignaron las propiedades físicas del material correspondiente. Se realizaron diferentes simulaciones variando los parámetros del fresado para posteriormente validar los resultados obtenidos de cada simulación, en función del porcentaje de daño que generaba cada una de las configuraciones del modelo, y evidenciar si estos generaban un daño a tal punto de desarrollar necrosis en el hueso simulado.
- El resultado principal de este trabajo es un modelo inicial de simulación de daño óseo en función de diferentes parámetros de fresado. Esta herramienta, una vez optimizada y ajustada al contexto real, puede ser de gran utilidad para la simulación previa y planificación de procesos quirúrgicos, de manera que se seleccionen las mejores configuraciones para las herramientas de fresado y se minimicen los daños óseos en cada intervención.

Algunos trabajos futuros que se pueden desarrollar a partir de los resultados obtenidos en este proyecto son. :

- Implementar o mejorar el modelo planteado en este proyecto, diseñando geometrías más complejas y que incluya la deformación del hueso generada por la abrasión de

la herramienta de fresado. Con el desarrollo de un trabajo con estas características se podrían obtener mejores resultados que los expuestos en esta memoria y seguir aportando a la investigación del fresado óseo.

- Realizar un trabajo de investigación paralelo que estudie los sistemas de refrigeración para el fresado de tejidos óseos. Resulta muy interesante realizar estudios que tengan en cuenta nuevas variables de simulación además de estos sistemas, implementar modelos que simulen la irrigación sanguínea, la dinámica del material óseo que se desprende del hueso, entre otras.
- Teniendo en cuenta que el mayor beneficio que se puede brindar con este tipo de investigaciones está dirigido al personal médico, pensando en esta situación, puede ser un trabajo muy interesante desarrollar una aplicación que le permita a los especialistas médicos realizar simulaciones de los procedimientos quirúrgicos y validar la calidad de los parámetros en función de los resultados obtenidos. Considerando que el software *Comsol Multiphysics* cuenta con un módulo para crear aplicaciones, puede ser de gran valor una herramienta de este tipo para el sector médico.



Bibliografía

- [1] Mustafa B Abouzgia and David F James. Measurements of shaft speed while drilling through bone. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 53(11):1308–1315, 1995.
- [2] Goran Augustin, Slavko Davila, Kristijan Mihoci, Toma Udiljak, Denis Stjepan Vedrına, and Anko Antabak. Thermal osteonecrosis and bone drilling parameters revisited. *Archives of orthopaedic and trauma surgery*, 128(1):71–77, 2008.
- [3] Goran Augustin, Tomislav Zigman, Slavko Davila, Toma Udiljak, Tomislav Staroveski, Danko Brezak, and Slaven Babic. Cortical bone drilling and thermal osteonecrosis. *Clinical biomechanics*, 27(4):313–325, 2012.
- [4] Kent N Bachus, Matthew T Rondina, and Douglas T Hutchinson. The effects of drilling force on cortical temperatures and their duration: an in vitro study. *Medical engineering & physics*, 22(10):685–691, 2000.
- [5] Suleyman Biyikli, Michael F Modest, and Richard Tarr. Measurements of thermal properties for human femora. *Journal of biomedical materials research*, 20(9):1335–1345, 1986.
- [6] THC Childs and D Arola. Machining of cortical bone: Simulations of chip formation mechanics using metal machining models. *Machining Science and Technology*, 15(2):206–230, 2011.
- [7] Sean RH Davidson and David F James. Measurement of thermal conductivity of bovine cortical bone. *Medical engineering & physics*, 22(10):741–747, 2000.
- [8] Kathleen Denis, Geert Van Ham, Jos Vander Sloten, Remi Van Audekercke, Georges Van der Perre, Joris De Schutter, J-P Kruth, Johan Bellemans, and Guy Fabry. Influence of bone milling parameters on the temperature rise, milling forces and surface flatness in view of robot-assisted total knee arthroplasty. In *International congress series*, volume 1230, pages 300–306. Elsevier, 2001.
- [9] J Gordon Betts. Kelly A Young. James A Wise. Eddie Johnson. Brandon Poe. Dean H Kruse. Oksana Korol. Jody E Johnson. Mark Womble. Peter DeSaix. *Anatomy and Physiology*. OpenStax, apr 2013.
- [10] AR Eriksson and T Albrektsson. Temperature threshold levels for heat-induced bone tissue injury: a vital-microscopic study in the rabbit. *The Journal of prosthetic dentistry*, 50(1):101–107, 1983.
- [11] RA Eriksson and R Adell. Temperatures during drilling for the placement of implants using the osseointegration technique. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 44(1):4–7, 1986.
- [12] RA Eriksson, T Albrektsson, and BJSJOP Magnusson. Assessment of bone viability after heat trauma: a histological, histochemical and vital microscopic study in the

- rabbit. *Scandinavian journal of plastic and reconstructive surgery*, 18(3):261–268, 1984.
- [13] Bas BGM Franssen, Paul J Van Diest, Arnold H Schuurman, and Moshe Kon. Drilling k-wires, what about the osteocytes? an experimental study in rabbits. *Archives of orthopaedic and trauma surgery*, 128(1):83–87, 2008.
- [14] Hatice Gul Hatipoglu, Hatice Nursun Ozcan, Ummuhan Sevgi Hatipoglu, and Enis Yuksel. Age, sex and body mass index in relation to calvarial diploe thickness and craniometric data on mri. *Forensic science international*, 182(1-3):46–51, 2008.
- [15] Michael T Hillery and I Shuaib. Temperature effects in the drilling of human and bovine bone. *Journal of Materials Processing Technology*, 92:302–308, 1999.
- [16] Yali Hou, Changhe Li, Hongliang Ma, Yanbin Zhang, Min Yang, and Xiaowei Zhang. An experimental research on bone drilling temperature in orthopaedic surgery. *The Open Materials Science Journal*, 9(1), 2015.
- [17] Rik Huiskes. Some fundamental aspects of human joint replacement: analyses of stresses and heat conduction in bone-prosthesis structures. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, 51(sup185):3–208, 1980.
- [18] F Karaca, Bünyamin Aksakal, and MJME Kom. Influence of orthopaedic drilling parameters on temperature and histopathology of bovine tibia: an in vitro study. *Medical engineering & physics*, 33(10):1221–1227, 2011.
- [19] A Lansari. Effects of torque and heat generation during direct cortical trochar tipped pin insertion. *Annals of Biomechanical Engineering*, 19:6411, 1991.
- [20] Qian Li, Zhijiang Du, and Hongjian Yu. Temperature estimation for robotic bone milling surgery based on heat generation and conduction. *Measurement*, 178:109411, 2021.
- [21] Zhirong Liao and Dragos A Axinte. On chip formation mechanism in orthogonal cutting of bone. *International journal of machine tools and manufacture*, 102:41–55, 2016.
- [22] Zhirong Liao, Dragos A. Axinte, and Dong Gao. A novel cutting tool design to avoid surface damage in bone machining. *International Journal of Machine Tools and Manufacture*, 116:52–59, 2017.
- [23] Elizabeth M Lillie, Jillian E Urban, Sarah K Lynch, Ashley A Weaver, and Joel D Stitzel. Evaluation of skull cortical thickness changes with age and sex from computed tomography scans. *Journal of Bone and Mineral Research*, 31(2):299–307, 2015.
- [24] J Lundskog. Heat and bone tissue. an experimental investigation of the thermal properties of bone and threshold levels for thermal injury. *Scandinavian journal of plastic and reconstructive surgery*, 9:1–80, 1972.
- [25] Niels Lynnerup, Jacob G Astrup, and Birgitte Sejrsen. Thickness of the human cranial diploe in relation to age, sex and general body build. *Head & face medicine*, 1(1):1–7, 2005.
- [26] Miguel Marco, Marcos Rodríguez-Millán, Carlos Santiuste, Eugenio Giner, and María Henar Miguélez. A review on recent advances in numerical modelling of bone cutting. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 44:179–201, 2015.

- [27] Larry S Matthews and Carl Hirsch. Temperatures measured in human cortical bone when drilling. *JBJS*, 54(2):297–308, 1972.
- [28] Mohamed Mediouni, Theodore Kucklick, Sébastien Poncet, Riadh Madiouni, Amine Abouaomar, Henning Madry, Magali Cucchiarini, Bohdan Chopko, Neil Vaughan, Mani Arora, Kemal Gökkuş, Mario Lozoya Lara, Lorenlay Paiva Cedeño, Alexander Volosnikov, Mohamed Hesmati, and Kevin Ho. An overview of thermal necrosis: present and future. *Current Medical Research and Opinion*, 35(9):1555–1562, 2019. PMID: 30943796.
- [29] Shannon R. Moore, Stefan Milz, and Melissa L. Knothe Tate. Periosteal thickness and cellularity in mid-diaphyseal cross-sections from human femora and tibiae of aged donors. *Journal of Anatomy*, 224(2):142–149, 2014.
- [30] Sumit Murab, Teresa Hawk, Alexander Snyder, Sydney Herold, Meghana Totapally, and Patrick W Whitlock. Tissue engineering strategies for treating avascular necrosis of the femoral head. *Bioengineering*, 8(12):200, 2021.
- [31] Shuai Na and Lihong V Wang. Photoacoustic computed tomography for functional human brain imaging. *Biomedical Optics Express*, 12(7):4056–4083, 2021.
- [32] João Flávio Nogueira, Aldo Stamm, and Eduardo Vellutini. Evolution of endoscopic skull base surgery, current concepts, and future perspectives. *Otolaryngologic Clinics of North America*, 43(3):639–652, 2010.
- [33] Natalia Oliveira, Fernando Alaejos-Algarra, Javier Mareque-Bueno, Eduard Ferrés-Padró, and Federico Hernández-Alfaro. Thermal changes and drill wear in bovine bone during implant site preparation. a comparative in vitro study: twisted stainless steel and ceramic drills. *Clinical oral implants research*, 23(8):963–969, 2012.
- [34] Soren Olson, Jeremiah M Clinton, Zachary Working, Joseph R Lynch, Winston J Warne, Wesley Womack, and Frederick A Matsen III. Thermal effects of glenoid reaming during shoulder arthroplasty in vivo. *JBJS*, 93(1):11–19, 2011.
- [35] T Ortmaier, H Weiss, S Döbele, and U Schreiber. Experiments on robot-assisted navigated drilling and milling of bones for pedicle screw placement. *The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery*, 2(4):350–363, 2006.
- [36] Rupesh Kumar Pandey and S.S. Panda. Drilling of bone: A comprehensive review. *Journal of Clinical Orthopaedics and Trauma*, 4(1):15–30, 2013.
- [37] Jose A. Robles-Linares, Dragos Axinte, Zhirong Liao, and Andres Gameros. Machining-induced thermal damage in cortical bone: Necrosis and micro-mechanical integrity. *Materials & Design*, 197:109215, 2021.
- [38] Samantha K Rowbotham, Calvin G Mole, Diana Tieppo, Magda Blaszkowska, Stephen M Cordner, and Soren Blau. Average thickness of the bones of the human neurocranium: development of reference measurements to assist with blunt force trauma interpretations. *International Journal of Legal Medicine*, pages 1–19, 2022.
- [39] Vedat Sabancıoğulları, Mehmet İlkey Koşar, İsmail Şalk, Fatma Hayat Erdil, İbrahim Öztoprak, and Mehmet Çimen. Diploe thickness and cranial dimensions in males and females in mid-anatolian population: an mri study. *Forensic science international*, 219(1-3):289–e1, 2012.

- [40] Ehsan Shakouri and Parham Mirfallah. Infrared thermography of high-speed grinding of bone in skull base neurosurgery. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, 233(6):648–656, 2019.
- [41] Albert J Shih, Bruce L Tai, and Rui Li. *Metal and Bone Drilling-The Thermal Aspects*. Springer, 2019.
- [42] Albert J Shih, Bruce L Tai, Lihui Zhang, Stephen Sullivan, and Stephen Malkin. Prediction of bone grinding temperature in skull base neurosurgery. *CIRP annals*, 61(1):307–310, 2012.
- [43] Liming Shu, Shihao Li, Makoto Terashima, Wei Bai, Takayoshi Hanami, Ryo Hasegawa, and Naohiko Sugita. A novel self-centring drill bit design for low-trauma bone drilling. *International Journal of Machine Tools and Manufacture*, 154:103568, 2020.
- [44] RAFEL SS. Temperature changes during high-speed drilling on bone. *Journal of oral surgery, anesthesia, and hospital dental service*, 20:475–477, 1962.
- [45] Naohiko Sugita, Takayuki Osa, and Mamoru Mitsuishi. Analysis and estimation of cutting-temperature distribution during end milling in relation to orthopedic surgery. *Medical engineering & physics*, 31(1):101–107, 2009.
- [46] Bruce L Tai, Lihui Zhang, Anthony Wang, Stephen Sullivan, and Albert J Shih. Neurosurgical bone grinding temperature monitoring. *Procedia Cirp*, 5:226–230, 2013.
- [47] Bruce L Tai, Lihui Zhang, Anthony C Wang, Stephen Sullivan, Guangjun Wang, and Albert J Shih. Temperature prediction in high speed bone grinding using motor pwm signal. *Medical engineering & physics*, 35(10):1545–1549, 2013.
- [48] HC Thompson. Effect of drilling into bone. *Journal of oral surgery*, 16(1):22–30, 1958.
- [49] Charles Timon and Conor Keady. Thermal osteonecrosis caused by bone drilling in orthopedic surgery: a literature review. *Cureus*, 11(7), 2019.
- [50] Yuan-Kun Tu, Li-Wen Chen, Ji-Sih Ciou, Chih-Kun Hsiao, and Yung-Chuan Chen. Finite element simulations of bone temperature rise during bone drilling based on a bone analog. *Journal of Medical and Biological Engineering*, 33:269–274, 01 2013.
- [51] Toma Udiljak, Damir Ciglar, SJAiPE Skoric, et al. Investigation into bone drilling and thermal bone necrosis. *Advances in Production Engineering & Management*, 2(3):103–112, 2007.
- [52] Miloslav Vilimek, Zdenek Horak, Tomas Goldmann, Petr Tichy, and Stefan Ihde. Experimental investigation of the temperature during bone drilling using thermocouples and numerical finite element analysis. *Biotechnology & Biotechnological Equipment*, 35(1):1263–1273, 2021.
- [53] Fumihiko Watanabe, Yasuyuki Tawada, Shigeki Komatsu, and Yoshiaki Hata. Heat distribution in bone during preparation of implant sites: heat analysis by real-time thermography. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 7(2), 1992.
- [54] Min Yang, Changhe Li, Zafar Said, Yanbin Zhang, Runze Li, Sujun Debnath, Hafiz Muhammad Ali, Teng Gao, and Yunze Long. Semiempirical heat flux model of hard-brittle bone material in ductile microgrinding. *Journal of Manufacturing Processes*, 71:501–514, 2021.

- [55] Min Yang, Changhe Li, Yanbin Zhang, Dongzhou Jia, Xianpeng Zhang, Yali Hou, Bin Shen, and Runze Li. Microscale bone grinding temperature by dynamic heat flux in nanoparticle jet mist cooling with different particle sizes. *Materials and Manufacturing Processes*, 33(1):58–68, 2018.
- [56] ES Zelenov. Experimental investigation of the thermophysical properties of compact bone. *Mechanics of Composite Materials*, 21(6):759–762, 1986.
- [57] Lihui Zhang, Bruce L Tai, Guangjun Wang, Kuibang Zhang, Stephen Sullivan, and Albert J Shih. Thermal model to investigate the temperature in bone grinding for skull base neurosurgery. *Medical engineering & physics*, 35(10):1391–1398, 2013.
- [58] Yue Zhang, Jose A. Robles-Linares, Lei Chen, Zhirong Liao, Albert J. Shih, and Chengyong Wang. Advances in machining of hard tissues – from material removal mechanisms to tooling solutions. *International Journal of Machine Tools and Manufacture*, 172:103838, 2022.

