



MÁSTER EN INGENIERÍA INDUSTRIAL

TRABAJO FIN DE MÁSTER

Influencia de la simplificación de modelos
computacionales dentales en la predicción del riesgo
de fractura

Autor: Naiara Martín De la Hoz

Director: Jesús Ramón Jiménez Octavio

Co-Director: Saúl Manuel Dorado Nuño

Madrid

Declaro, bajo mi responsabilidad, que el Proyecto presentado con el título
**INFLUENCIA DE LA SIMPLIFICACIÓN DE MODELOS COMPUTACIONALES
DENTALES EN LA PREDICCIÓN DEL RIESGO DE FRACTURA**

en la ETS de Ingeniería - ICAI de la Universidad Pontificia Comillas en el

curso académico 2023/2024 es de mi autoría, original e inédito y

no ha sido presentado con anterioridad a otros efectos.

El Proyecto no es plagio de otro, ni total ni parcialmente y la información que ha sido

tomada de otros documentos está debidamente referenciada.



Fdo.: Naiara Martin De la Hoz

Fecha: 19/ 07/ 2024

Autorizada la entrega del proyecto

EL DIRECTOR DEL PROYECTO

Firmado digitalmente por
JESUS R. JIMENEZ OCTAVIO

- 06259224G

Fecha: 2024.07.28 18:18:22
+02'00'

Fdo.: Jesús R. Jiménez Octavio

Fecha: 28/ 07/ 2024



Fdo.: Saúl M. Dorado Nuño

Fecha: 28/ 07/ 2024



MÁSTER EN INGENIERÍA INDUSTRIAL

TRABAJO FIN DE MÁSTER

Influencia de la simplificación de modelos
computacionales dentales en la predicción del riesgo
de fractura

Autor: Naiara Martín De la Hoz

Director: Jesús Ramón Jiménez Octavio

Co-Director: Saúl Manuel Dorado Nuño

Madrid

INFLUENCIA DE LA SIMPLIFICACIÓN DE MODELOS COMPUTACIONALES DENTALES EN LA PREDICCIÓN DEL RIESGO DE FRACTURA

Autor: Martín De la Hoz, Naiara.

Director: Jiménez Octavio, Jesús Ramón.

Co-Director: Dorado Nuño, Saúl Manuel

Entidad Colaboradora: ICAI – Universidad Pontificia Comillas

RESUMEN DEL PROYECTO

Palabras clave: Bruxismo, fractura dental, modelos computacionales, análisis por elementos finitos, esmalte, dentina, ensayos de compresión, biomecánica dental, predicción de fractura, salud bucodental.

Introducción

Este trabajo se centra en el desarrollo de modelos para predecir fracturas dentales dentro del contexto de la salud bucodental, especialmente en relación con el bruxismo. Este trastorno, que afecta a una gran parte de la población, involucra el rechinar o apretamiento involuntario de los dientes, lo que puede llevar a fracturas dentales y otros problemas asociados. A pesar de la importancia del bruxismo, su origen sigue siendo incierto y la investigación se enfoca principalmente en tratamientos. En este contexto, la aplicación de herramientas de análisis por elementos finitos (FEA) se ha vuelto crucial para simular y predecir el comportamiento de las estructuras dentales bajo distintas condiciones. Estas herramientas permiten modelar las propiedades mecánicas de los dientes y prever su respuesta ante diversas fuerzas y tensiones sin necesidad de pruebas invasivas.

La metodología propuesta para este estudio incluye el uso de FEA para analizar la geometría dental simplificada y predecir las zonas susceptibles a fracturas. El proyecto se divide en varias fases: la obtención precisa de geometrías dentales mediante escaneo, la definición de condiciones de contorno y cargas en un software de simulación, y la creación de mallas adecuadas para el análisis. Se realizarán simulaciones para identificar áreas de alto estrés y potenciales fracturas, que luego serán validadas experimentalmente con ensayos de compresión en muestras físicas. Esta combinación de análisis computacional y pruebas prácticas permitirá evaluar la precisión de los modelos de predicción de fractura y su capacidad para anticipar tanto el riesgo de fractura como su propagación, con el fin de mejorar el bienestar bucodental general. En la Figura 1 puede observarse el diagrama de flujo correspondiente al estudio.

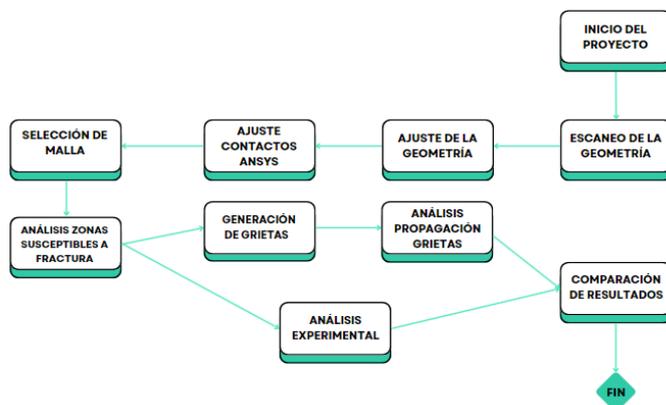


Figura 1. Diagrama de flujo

Materiales y métodos

Para el análisis computacional se ha utilizado el método de análisis por elementos finitos (FEA), que descompone un cuerpo sólido en elementos discretos para evaluar su comportamiento bajo diversas condiciones. Este enfoque facilita la simulación de geometrías complejas y la detección temprana de problemas de diseño. En el estudio, se utilizaron geometrías modificadas con SolidWorks y ANSYS, obteniendo modelos 3D a partir de escaneos realizados con una micro-CT. Las geometrías se ajustaron mediante operaciones Booleanas y se simplificaron para reducir el tiempo de simulación. La malla final contenía 557,191 nodos y 353,740 elementos, con una calidad optimizada mediante el parámetro de skewness. Los contactos se ajustaron manualmente, y las fuerzas se aplicaron para simular la compresión durante la masticación. Las grietas se generaron usando métodos Semi-elliptical y Pre-meshed en ANSYS, ajustando dimensiones basadas en estudios previos y creando sistemas de coordenadas específicos para cada método.

En cuanto a los ensayos experimentales, se emplearon molares humanos extraídos de una mandíbula de un paciente fallecido, después de realizar fotografías para registrar la mordida. Los dientes fueron seccionados, limpiados, y montados en moldes con resina epoxi para ensayos de compresión. Se prestó especial atención a la colocación precisa de los dientes en los moldes para garantizar resultados representativos. Las pruebas se llevaron a cabo en un entorno de protección biológica, y la resina epoxi se utilizó para asegurar que los dientes se mantuvieran en la posición correcta durante los ensayos.

Resultados ensayos computacionales

Se realizaron ensayos computacionales para detectar zonas susceptibles a fractura y analizar la propagación de grietas en materiales dentales, específicamente en esmalte y dentina. Se emplearon cinco métodos de predicción de fractura: Maximum Principal Stress, Von Mises, FFI Goodman, Curva Stress-Life y Probabilidad de Fractura de Weibull. Para la dentina, el análisis mostró que la fractura inicial se produce a una carga de aproximadamente 2000 N utilizando Maximum Principal Stress y a 1500 N según el criterio de FFI Goodman. El método de Von Mises también indicó una carga crítica de 1500 N para la fractura. Los resultados de la Curva Stress-Life coincidieron con los valores obtenidos mediante el criterio de FFI Goodman, sugiriendo que la dentina se fractura a una carga de 1500 N con una tensión de 117,8 MPa. En contraste, para el esmalte, se observó que el Maximum Principal Stress no alcanzó el Ultimate Stress del esmalte bajo las cargas analizadas, mientras que Von Mises y el FFI Goodman indicaron una fractura a 1500 N. Sin embargo, la Probabilidad de Fractura de Weibull sugirió que el esmalte debería fracturarse antes, aunque esto no concuerda con otros métodos.

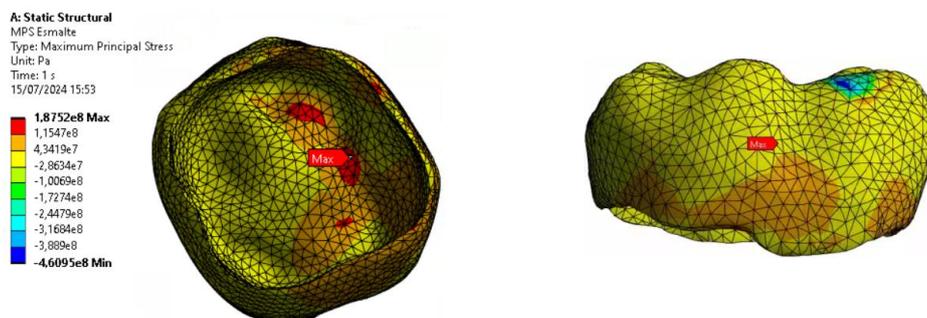


Figura 2. Zona susceptible a fractura

En el análisis de propagación de fractura, se usaron dos métodos: Semi-elliptical crack y Pre-meshed crack. Con una carga de 1500 N, el método Semi-elliptical mostró que las grietas se propagaban con una extensión de 40 μm y con cargas menores de 180 N, la grieta comenzó a expandirse en 7,7 μm . La carga senoidal simulada también mostró propagación continua de la grieta con una extensión lineal en puntos máximos de carga. En contraste, el método Pre-meshed no mostró propagación de la grieta bajo las mismas condiciones de carga, lo que se atribuye a que las tensiones en el material no superaron el Ultimate Stress.

Resultados ensayos experimentales

Se realizaron dos ensayos de compresión utilizando una máquina MINITEST-10E para evaluar la resistencia a fractura de terceros molares, con el objetivo de comparar estos resultados con los obtenidos en simulaciones computacionales previas. En el primer ensayo, se evaluaron terceros molares del lado derecho, alcanzando una fuerza máxima de 1305,5 N antes de la formación de grietas. La gráfica Fuerza-Tiempo mostró un comportamiento elástico inicial, seguido de pequeños descensos en la carga, posiblemente debido a asentamientos del diente en su posición de mordida. Las fracturas observadas en las imágenes post-ensayo coincidieron con las predicciones computacionales, sugiriendo una buena correlación entre los modelos simulados y los resultados experimentales.

En el segundo ensayo, se analizaron terceros molares del lado izquierdo. Aunque se intentó reproducir la posición de mordida de manera precisa, se encontraron dificultades en el posicionamiento, resultando en una fuerza máxima de 877,7 N, inferior a la observada en el primer ensayo. La gráfica Fuerza-Tiempo mostró un comportamiento similar al del primer ensayo, pero con un descenso progresivo de la fuerza en lugar de uno abrupto, lo que indicaba un posible fallo del ensayo. Además, la grieta observada fue una fractura cuspal que no coincidía con las expectativas simuladas. Estos resultados sugieren la necesidad de ajustar los procedimientos experimentales y realizar más ensayos para validar y afinar las simulaciones computacionales.

Conclusiones

El estudio sobre la predicción de fracturas en geometrías dentales simplificadas concluye que la mayoría de los métodos indican una fractura dental a una carga de 1500 N, con ligeras variaciones en los métodos de von Mises y Maximum Principal Stress para la dentina, y en el método de Lin 2010 para el esmalte. Todos los métodos coincidieron en identificar las mismas zonas susceptibles a fractura, y el esmalte se fracturó primero, en concordancia con estudios previos. La probabilidad de fractura según Weibull mostró alta similitud con los resultados de Lin (2010). La propagación de grietas se representó adecuadamente solo con el método de Semi-elliptical crack, sugiriendo que el modelo Pre-meshed no es válido para estos estudios. Ensayos experimentales corroboraron estos hallazgos, destacando la necesidad de una correcta posición de oclusión. En conclusión, aunque todos los métodos estudiados son válidos, la combinación de Maximum Principal Stress y von Mises ofrece la mayor precisión, con una carga de 1500 N suficiente para generar grietas significativas y una carga a fatiga de 180 N suficiente para su propagación. El método de Semi-elliptical Crack + SMART Crack se identificó como el más adecuado para representar fracturas dentales.

INFLUENCE OF THE SIMPLIFICATION OF DENTAL COMPUTATIONAL MODELS ON THE PREDICTION OF FRACTURE RISK

Author: Martín De la Hoz, Naiara.

Supervisor: Jiménez Octavio, Jesús Ramón.

Co-Supervisor: Dorado Nuño, Saúl Manuel

Collaborating Entity: ICAI – Universidad Pontificia Comillas

ABSTRACT

Keywords: Bruxism, dental fracture, computational models, finite element analysis, enamel, dentin, compression test, dental biomechanics, oral health.

Introduction

This work focuses on the development of models to predict dental fractures within the context of oral health, particularly concerning bruxism. Bruxism, which affects a significant portion of the population, involves the involuntary grinding or clenching of teeth, leading to dental fractures and other associated issues. Despite the significance of bruxism, its etiology remains uncertain, and research primarily centers on treatments. In this context, the use of Finite Element Analysis (FEA) tools has become crucial for simulating and predicting the behavior of dental structures under various conditions. These tools allow for the modeling of the mechanical properties of teeth and forecasting their response to different forces and stresses without the need for invasive testing.

The proposed methodology for this study includes using FEA to analyze simplified dental geometries and predict fracture-prone areas. The project is divided into several phases: precise acquisition of dental geometries through scanning, defining boundary conditions and loads in simulation software, and creating appropriate meshes for analysis. Simulations will be conducted to identify high-stress areas and potential fractures, which will then be experimentally validated with compression tests on physical samples. This combination of computational analysis and practical testing will assess the accuracy of fracture prediction models and their ability to anticipate both fracture risk and propagation, aiming to improve overall oral health. Figure 1 illustrates the corresponding flowchart for the study.

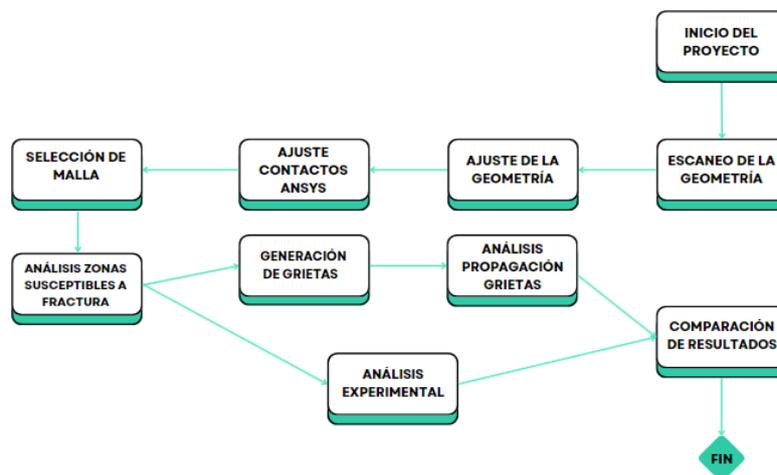


Figure 1. Flowchart

Materials and Methods

For computational analysis, the Finite Element Analysis (FEA) method was used, which decomposes a solid body into discrete elements to evaluate its behavior under various conditions. This approach facilitates the simulation of complex geometries and early detection of design issues. The study utilized modified geometries with SolidWorks and ANSYS, producing 3D models from scans performed with a micro-CT. The geometries were adjusted using Boolean operations and simplified to reduce simulation time. The final mesh contained 557,191 nodes and 353,740 elements, with quality optimized through skewness parameters. Contacts were manually adjusted, and forces were applied to simulate compression during mastication. Cracks were generated using Semi-elliptical and Pre-meshed methods in ANSYS, adjusting dimensions based on previous studies and creating specific coordinate systems for each method.

For experimental testing, human molars extracted from a deceased patient's jaw were used, with photographs taken to document the bite. The teeth were sectioned, cleaned, and mounted in molds with epoxy resin for compression tests. Special attention was given to the precise placement of teeth in the molds to ensure representative results. Tests were conducted in a biological protection environment, and epoxy resin was used to ensure the teeth remained in the correct position during testing.

Results of Computational Tests

Computational tests were performed to detect fracture-prone areas and analyze crack propagation in dental materials, specifically enamel and dentin. Five fracture prediction methods were employed: Maximum Principal Stress, Von Mises, FFI Goodman, Stress-Life Curve, and Weibull Fracture Probability. For dentin, the analysis indicated that initial fractures occur at a load of approximately 2000 N using Maximum Principal Stress and 1500 N according to the FFI Goodman criterion. The Von Mises method also indicated a critical load of 1500 N for fracture. Results from the Stress-Life Curve were consistent with FFI Goodman values, suggesting that dentin fractures at 1500 N with a stress of 117.8 MPa. In contrast, for enamel, Maximum Principal Stress did not reach the Ultimate Stress of enamel under the analyzed loads, while Von Mises and FFI Goodman indicated a fracture at 1500 N. However, the Weibull Fracture Probability suggested that enamel should fracture earlier, which did not align with other methods.

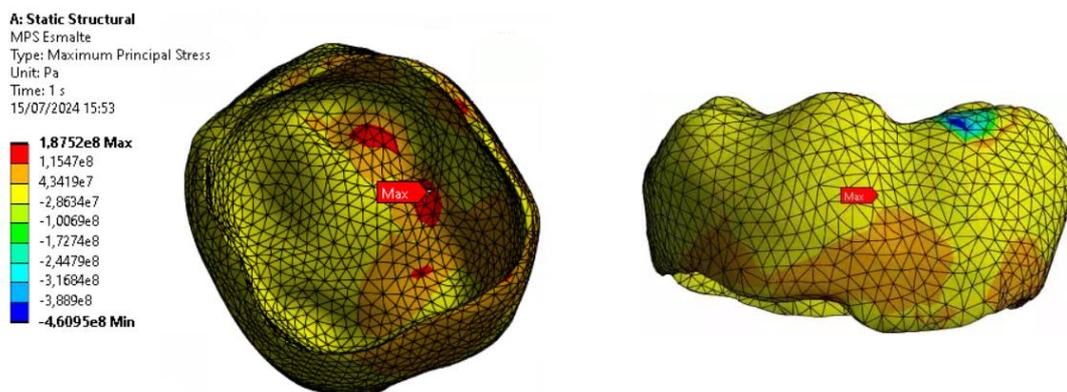


Figure 2. Fracture-prone area

In fracture propagation analysis, two methods were used: Semi-elliptical crack and Pre-meshed crack. With a load of 1500 N, the Semi-elliptical method showed that cracks propagated with an extension of 40 μm , and with lower loads of 180 N, the crack began to expand at 7.7 μm . Simulated sinusoidal loads also showed continuous crack propagation with linear extension at maximum load points. In contrast, the Pre-meshed method did not show crack propagation under the same load conditions, attributed to the stresses in the material not exceeding the Ultimate Stress.

Results of Experimental Tests

Two compression tests were performed using a MINITEST-10E machine to evaluate the fracture resistance of third molars, with the aim of comparing these results with those obtained from previous computational simulations. In the first test, third molars from the right side were assessed, achieving a maximum force of 1305.5 N before crack formation. The Force-Time graph showed an initial elastic behavior, followed by slight decreases in load, possibly due to tooth settlement in the bite position. Post-test fractures matched computational predictions, suggesting a good correlation between simulated models and experimental results.

In the second test, third molars from the left side were analyzed. Despite efforts to accurately reproduce the bite position, difficulties in positioning resulted in a maximum force of 877.7 N, lower than observed in the first test. The Force-Time graph exhibited a similar behavior to the first test but with a progressive decrease in force instead of an abrupt one, indicating a possible test failure. Additionally, the observed fracture was a cuspal fracture that did not match simulated expectations. These results suggest the need to adjust experimental procedures and conduct additional tests to validate and refine computational simulations.

Conclusions

The study on fracture prediction in simplified dental geometries concludes that most methods indicate dental fracture at a load of 1500 N, with slight variations in the von Mises and Maximum Principal Stress methods for dentin, and in the Lin 2010 method for enamel. All methods consistently identified the same fracture-susceptible areas, with enamel fracturing first, in agreement with previous studies. The Weibull fracture probability showed high similarity with Lin's (2010) results. Crack propagation was adequately represented only by the Semi-elliptical crack method, suggesting that the Pre-meshed model is not valid for these studies. Experimental tests corroborated these findings, highlighting the necessity of correct occlusion positioning. In conclusion, although all studied methods are valid, the combination of Maximum Principal Stress and von Mises provides the greatest precision, with a load of 1500 N sufficient to generate significant cracks and a fatigue load of 180 N sufficient for their propagation. The Semi-elliptical Crack + SMART Crack method was identified as the most suitable for representing dental fractures.

Índice de la memoria

Capítulo 1. Introducción	7
1.1 Motivación del proyecto.....	7
1.2 Objetivos del proyecto.....	9
1.2.1 <i>Objetivos secundarios</i>	10
1.3 Metodología.....	10
Capítulo 2. Estado de la Cuestión	13
2.1 Contexto Científico	13
2.1.1 <i>Generación de fracturas</i>	13
2.1.2 <i>Propagación de fracturas</i>	22
2.2 Tejidos dentales.....	26
2.2.1 <i>El esmalte</i>	26
2.2.2 <i>La dentina</i>	28
2.2.3 <i>El ligamento periodontal</i>	28
2.2.4 <i>El hueso alveolar y el hueso cortical</i>	29
2.2.5 <i>El hueso trabecular</i>	29
Capítulo 3. Materiales y Métodos.....	31
3.1 preparación de los ensayos computacionales	31
3.1.1 <i>Análisis por elementos finitos</i>	31
3.1.2 <i>Geometrías</i>	32
3.1.3 <i>Materiales</i>	36
3.1.4 <i>Mallado y Contactos</i>	37
3.1.5 <i>Condiciones de contorno y Cargas</i>	41
3.1.6 <i>Generación de grietas</i>	43
3.2 Preparación de los ensayos experimentales.....	48
Capítulo 4. Ensayos Computacionales	53
4.1 Análisis generación de fractura	53
4.1.1 <i>Resultados Dentina</i>	53
4.1.2 <i>Resultados Esmalte</i>	57
4.1.3 <i>Probabilidad de fractura de Weibull (Lin 2010)</i>	61

4.2	Análisis propagación de fractura.....	62
4.2.1	<i>Resultados Semi-elliptical crack</i>	62
4.2.2	<i>Resultados Pre-meshed crack</i>	73
Capítulo 5.	<i>Ensayos experimentales</i>	77
5.1	Ensayos y Resultados	77
Capítulo 6.	<i>Conclusiones</i>	85
Capítulo 7.	<i>Alineación con los ODS</i>	89
Capítulo 8.	<i>Bibliografía</i>	91

Índice de figuras

Figura 1. Fractura y propagación de grieta dental [9]	9
Figura 2. Diagrama de flujo.....	12
Figura 3. Diagrama tensión deformación [12].....	14
Figura 4. Grieta semi-elíptica [43]	23
Figura 5. Edge Crack. [43]	24
Figura 6. Tejidos dentales [50].....	26
Figura 7. Orientación Diazona y Parazona del esmalte [52]	27
Figura 8. Contactos generados mediante la operación booleana Subtract	33
Figura 9. Operación Booleana Unite	33
Figura 10. Geometría completa	34
Figura 11. Esmaltes inferiores	34
Figura 12. Dentinas	34
Figura 13. Ligamentos Periodontales	35
Figura 14. Hueso trabecular.....	35
Figura 15. Hueso cortical.....	35
Figura 16. Malla	37
Figura 17. Contacto Esmalte – Dentina.....	38
Figura 18. Contacto Dentina - Ligamento	39
Figura 19. Contacto Ligamento - Hueso	39
Figura 20. Contacto Esmalte superior - Esmalte inferior	40
Figura 21. Contacto Hueso trabecular - Hueso cortical.....	40
Figura 22. Fuerza aplicada a la geometría.....	41
Figura 23. Fixed Support aplicado a la geometría.....	42
Figura 24. Remote displacement aplicado a la geometría	43
Figura 25. Sistema de Coordenadas grieta semi-elíptica.....	45
Figura 26. Grieta semielíptica generada	45
Figura 27. Grieta Pre-meshed generada	46
Figura 28. Sistema de Coordenadas grieta Pre-meshed	47

Figura 29. Impresión zonas de contacto en esmalte mandibular	48
Figura 30. Mordida Muestra Derecha.....	49
Figura 31. Mordida Muestra Izquierda.....	50
Figura 32. Representación Maximum Principal Stress Dentina.....	54
Figura 33. Resultados Maximum Principal Stress Dentina.....	54
Figura 34. Representación von Mises Dentina.....	55
Figura 35. Resultados von Mises Dentina.....	55
Figura 36. Representación FFI Goodman Dentina.....	56
Figura 37. Resultados FFI Goodman Dentina.....	56
Figura 38. Curva Stress - Life Dentina.....	57
Figura 39. Representación Maximum Principal Stress Esmalte.....	58
Figura 40. Resultados Maximum Principal Stress Esmalte.....	58
Figura 41. Representación von Mises Esmalte.....	59
Figura 42. Resultados von Mises Esmalte.....	59
Figura 43. Representación FFI Goodman Esmalte.....	60
Figura 44. Resultados FFI Goodman Esmalte.....	60
Figura 45. Probabilidad de fractura Weibull Dentina y Esmalte.....	61
Figura 46. Resultados $K1$ Semi-elliptical a 1500 N.....	62
Figura 47. Resultados $K2$ Semi-elliptical a 1500 N.....	63
Figura 48. Resultados $K3$ Semi-elliptical a 1500 N.....	63
Figura 49. Vector principal de tensiones frontal a 1500 N.....	64
Figura 50. Vector principal de tensiones lateral a 1500 N.....	64
Figura 51. Resultados Crack Extension Semi-elliptical 1500 N.....	65
Figura 52. Propagación de la grieta Semi-elliptical a 1500 N.....	66
Figura 53. Resultados Crack Extension Semi-elliptical 180 N.....	67
Figura 54. Resultados $K1$ Semi-elliptical a 180 N.....	67
Figura 55. Resultados $K2$ Semi-elliptical a 180 N.....	68
Figura 56. Resultados $K3$ Semi-elliptical a 180 N.....	68
Figura 57- Vector principal de tensiones frontal a 180 N.....	69
Figura 58. Vector principal de tensiones lateral a 180 N.....	69

Figura 59. Carga sinusoidal amplitud 180 N.....	70
Figura 60. Vector principal de tensiones frontal carga senoidal	71
Figura 61- Vector principal de tensiones lateral carga senoidal.....	71
Figura 62. Resultados Crack Extension Semi-elliptical carga senoidal	72
Figura 63. Resultados $K1$ Semi-elliptical carga senoidal.....	72
Figura 64. Resultados $K2$ Semi-elliptical carga senoidal.....	73
Figura 65. Resultados $K3$ Semi-elliptical carga senoidal.....	73
Figura 66. Resultados $K1$ Pre-meshed a 1500 N.....	74
Figura 67. Resultados $K2$ Pre-meshed a 1500 N.....	74
Figura 68. Resultados $K3$ Pre-meshed a 1500 N.....	74
Figura 69. Resultados Crack Extension Pre-meshed a 1500 N	75
Figura 70. Maximum Principal Stress grieta Pre-mesh lateral	76
Figura 71. Maximum Principal Stress grieta Pre-mesh frontal	76
Figura 72. Tercer molar Derecho previo a ensayo	79
Figura 73. Gráfica Fuerza-Tiempo tercer molar Derecha	80
Figura 74. Tercer molar Derecha post ensayo	81
Figura 75. Tercer molar Izquierdo previo a ensayo.....	82
Figura 76. Gráfica Fuerza-Tiempo tercer molar Izquierda.....	83
Figura 77. Tercer molar Izquierda post ensayo	84
Figura 78. Resultados Probabilidad de fractura de Weibull Lin 2010 [27].....	86

Índice de tablas

Tabla 1. Propiedades de los materiales según Lin 2010.....	19
Tabla 2. Propiedades mecánicas utilizadas para el FFI Goodman	21
Tabla 3. Propiedades mecánicas	36

Capítulo 1. INTRODUCCIÓN

Este trabajo aborda el estudio de los modelos de predicción de fractura en la salud bucodental, particularmente en el contexto del bruxismo. Para el bienestar integral, donde la salud física y emocional convergen, destaca el papel crucial de la salud bucodental en este equilibrio. Además, se explora el uso cada vez más extendido de herramientas de análisis por elementos finitos (FEA) en la investigación biológica y biomecánica, con énfasis en la predicción de fracturas dentales. Por último, se esquematiza la metodología propuesta, delineando las etapas de investigación y los objetivos principales y secundarios a alcanzar.

1.1 MOTIVACIÓN DEL PROYECTO

Una posible definición de bienestar sería el estado de equilibrio y armonía en todas las áreas de la vida, incluyendo la salud física, mental y emocional. Por lo que se puede afirmar que la salud es uno de los factores que más influye a la hora de conseguir una situación de bienestar plena de una persona. Además, la salud bucodental, aunque a menudo subestimada, es una parte primordial para conseguir este equilibrio de bienestar. Una boca sana es la base para prevenir un gran número de enfermedades graves asociadas y colabora a tener una autoestima positiva. De esta manera se ayuda no solo a la salud física, si no a la mental y emocional también.

Actualmente existen una gran cantidad de afecciones bucodentales que afectan a un gran número de personas en el mundo. Una de las más presentes es el bruxismo. Esta afección consiste en que una persona rechina, aprieta o cruje los dientes de manera inconsciente, produciendo el desgaste de los mismos [1]. Puede sufrirse tanto de día como de noche, aunque es bastante más frecuente durante las horas de sueño. Es una patología que sufre alrededor del 70% de la población española y que, en casos graves, puede provocar daños como fracturas dentales, dolor o cansancio en la mandíbula y dolor de cabeza [2]. De momento se desconoce el origen real del bruxismo, por lo que la mayoría de las

investigaciones que existen son alrededor de los posibles tratamientos que podrían llevarse a cabo [3].

En la última década, el uso de herramientas de investigación que utilizan análisis por elementos finitos ha crecido considerablemente. El método de los elementos finitos es un método óptimo para modelar y analizar las propiedades mecánicas de los distintos elementos y actualmente se está comenzando a implantar en áreas de la investigación biológica y la biomecánica [4]. Concretamente, existen diversos estudios donde se utiliza para analizar el rendimiento de distintos implantes dentales, así como para predecir su comportamiento mecánico [5].

A su vez, los programas que utilizan análisis por elementos finitos también son capaces de calcular los niveles de estrés y tensión que sufre cada uno de los modelos que se analizan, ya sean causados por fuerzas externas, presión, cambios térmicos, etc. Esta cualidad les convierte en una herramienta apta para realizar comprobaciones de una manera no invasiva en elementos biológicos. Tal y como se ha comentado, esta técnica se ha visto sobre todo utilizada para la predicción del comportamiento de distintos materiales a la hora de desarrollar implantes dentales [6]. Sin embargo, aun habiendo descubierto que utilizar FEA cuenta con un amplio número de beneficios, no se han concretado las limitaciones de esta técnica en el campo de la odontología.

Por otro lado, para poder realizar estos estudios por medio del análisis por elementos finitos es necesario realizar simplificaciones de la geometría, pero evitando que la simplificación no refleje de manera correcta el comportamiento real [7]. Los elementos que normalmente se suelen simplificar suelen ser las cargas, las propiedades del material o las condiciones de contorno de la geometría. Y, en ocasiones, dichas simplificaciones afectan a los resultados obtenidos en el análisis [8].

La predicción de fracturas dentales es crucial tanto desde un punto de vista clínico, como para el bienestar general de los pacientes. El poder analizar el comportamiento real de un usuario y poder predecir cuáles son los riesgos de fractura de este permitiría la prevención de problemas mayores en el futuro y planificar tratamientos de manera más personalizada.

Por todo esto, la motivación de este proyecto consiste en poder afirmar si los métodos para predecir la fractura dental que existen en la actualidad, aplicados a herramientas de cálculo que utilizan FEA, reflejan realmente los resultados que se obtendrían con experimentos más invasivos. Así mismo, también servirá para comprobar si esos criterios se adaptan a las simplificaciones realizadas a la geometría y si utilizando el mismo método de FEA se es capaz de predecir la expansión o no de la fractura.



Figura 1. Fractura y propagación de grieta dental [9]

Una vez conocida la necesidad y la motivación del proyecto, es necesario establecer unos objetivos. El plantear unos objetivos, normalmente, ayuda a saber hacia dónde se dirige el proyecto.

1.2 OBJETIVOS DEL PROYECTO

A lo largo de este apartado se han establecido los objetivos del proyecto. Éste está formado por distintos objetivos secundarios que al cumplirlos se consigue el objetivo principal.

El objetivo principal que se busca con el desarrollo de este proyecto es estudiar qué modelos de predicción de fractura se adaptan mejor a una geometría dental simplificada. Para ello se observará, dentro de los distintos criterios de fallo que presenta la literatura, cual es el que predice de manera más cercana a la realidad las zonas susceptibles a fracturarse.

1.2.1 OBJETIVOS SECUNDARIOS

Como parte del método de trabajo para alcanzar el objetivo principal, se han establecido los siguientes objetivos secundarios:

- Estudiar y comprender los distintos métodos que actualmente existen en la literatura para predecir el riesgo de fractura en las geometrías.
- Estudiar las características de los materiales que existen dentro de una estructura dental.
- Establecer un modelo de elementos finitos que simula el comportamiento natural de una mandíbula.
- Estudiar la compatibilidad de los distintos métodos de predicción de fractura con los distintos materiales existentes.
- Seleccionar el método de predicción de fractura con mayor precisión para los tejidos dentales más susceptibles a la fractura.
- Validación experimental de los resultados computacionales con muestras reales.
- Comprobar si el modelo establecido es capaz de predecir no solo el riesgo de fractura, sino la propagación de esas grietas también.

1.3 METODOLOGÍA

Una vez conocidos los objetivos principales del proyecto, es importante presentar la metodología de trabajo llevada a cabo durante el transcurso de este. Para ello, se presenta un resumen del procedimiento llevado a cabo en el proyecto.

El primer paso en la metodología consiste en obtener las geometrías precisas de las muestras a través de un escaneo detallado. Esta técnica permite capturar la forma y dimensiones exactas de las muestras, garantizando una representación fiel en los modelos computacionales posteriores.

Una vez escaneadas, las geometrías obtenidas pueden requerir ajustes para corregir imperfecciones o simplificar estructuras complejas sin perder precisión significativa. Este

proceso asegura que el modelo digital sea adecuado para el análisis y simulaciones subsecuentes.

Con la geometría ajustada, se procede a establecer los contactos dentro del software de simulación computacional ANSYS (ANSYS, Inc., Canonsburg, Estados Unidos). Esta etapa es crucial para definir cómo interactúan las diferentes partes de la geometría entre sí, lo que influye directamente en la precisión del análisis. Además, se definen las condiciones de contorno y las cargas aplicadas al sistema para simular el entorno operativo real de las muestras. Estas condiciones incluyen restricciones, fuerzas y momentos que la muestra podría experimentar en su uso real.

Finalmente, se selecciona una malla adecuada para el análisis. La elección de una malla óptima es esencial para lograr un equilibrio entre la precisión del análisis y los recursos computacionales disponibles. Una malla fina puede proporcionar resultados más precisos, pero a costa de mayores tiempos de cálculo. En el capítulo 3 se muestra de manera detallado como se han realizado cada uno de estos procedimientos.

El siguiente paso implica realizar un análisis detallado de las zonas de la geometría que son susceptibles a fractura. Esto se logra mediante simulaciones que identifican áreas con altos niveles de estrés y posibles puntos de falla. Para ello se utilizan distintos métodos de predicción de fractura. Estos se presentan de manera más concreta en el capítulo 2.

Tras haber detectado las zonas susceptibles a fractura, se generan, mediante los distintos métodos que presenta ANSYS, las grietas que la literatura muestra que deben generarse. Habiendo creado estas grietas, se realiza un análisis para detectar su tendencia a la propagación bajo distintas situaciones de carga.

Para finalizar, en paralelo al análisis computacional, se realiza un análisis experimental comenzando por la obtención y preparación de las muestras físicas. Estas muestras deben ser representativas y preparadas de manera consistente para asegurar resultados fiables.

Las muestras preparadas se someten a pruebas compresivas para evaluar su comportamiento bajo cargas reales. Estos ensayos proporcionan datos empíricos que se pueden comparar con

los resultados de las simulaciones computacionales, permitiendo validar y ajustar los modelos teóricos.

Esta metodología combinada de análisis computacional y experimental permite una comprensión integral del comportamiento mecánico de las geometrías y los materiales estudiados, asegurando resultados precisos y aplicables a escenarios reales.

Para poder observar de manera más visual la metodología llevada a cabo, en la Figura 2 se muestra un diagrama de flujo con las operaciones llevadas a cabo.

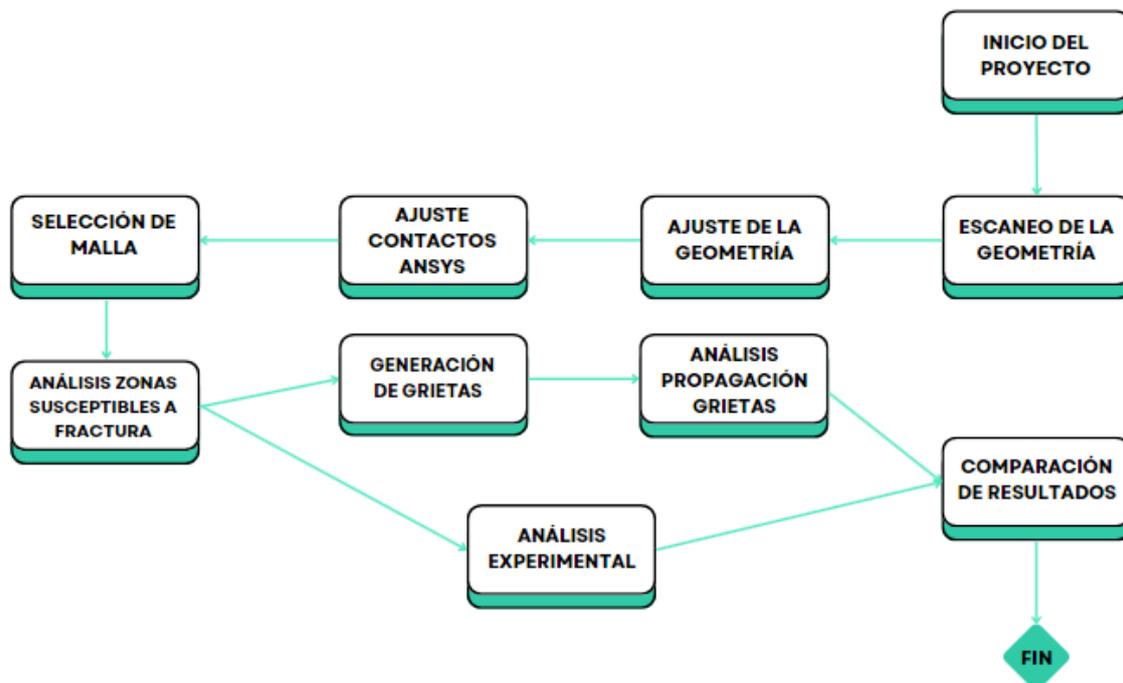


Figura 2. Diagrama de flujo

Capítulo 2. ESTADO DE LA CUESTIÓN

En este capítulo se llevará a cabo un breve repaso del contexto teórico del proyecto abordando temas como la fractura, los distintos materiales existentes en las geometrías dentales y una revisión de la simulación computacional. Este repaso proporciona una comprensión más profunda de los fundamentos que respaldan la investigación y las diferentes teorías aplicadas a lo largo de todo el proyecto.

2.1 CONTEXTO CIENTÍFICO

Una fractura se define como la separación de un sólido cuando este es sometido a un esfuerzo en dos o más de sus partes [10]. A continuación, se hace un repaso sobre las distintas teorías que existen sobre la creación de fracturas y las teorías de la propagación de las mismas.

Para comenzar se ha hecho una pequeña presentación sobre lo que son las fracturas en general y la teoría que hay al respecto. Después, se ha centrado más en la fractura de materiales óseos, como pueden ser los huesos. Y, por último, se han presentado parte de la información que existe actualmente sobre los criterios de creación de fracturas aplicados a las geometrías dentales que existen.

2.1.1 GENERACIÓN DE FRACTURAS

Para entender de manera clara lo que es una fractura y como se generan, es importante recordar conceptos básicos sobre el comportamiento mecánico de los materiales. En concreto, al centrarnos en el comportamiento tensión – deformación se pueden distinguir dos maneras distintas de comportarse por parte del material: deformación elástica y deformación plástica. Dependiendo del Módulo de elasticidad que tenga cada uno de los materiales, la pendiente de la recta tensión/deformación será distinta, y por lo tanto la rigidez del material será distinta. Cuando mayor módulo más rígido es el material, y, por lo tanto, menor es la deformación elástica bajo un nivel de carga dado [11]. La deformación elástica es aquella en

la que al aplicar una fuerza que deforma el material, si se elimina dicha fuerza e material recupera sus dimensiones originales. Por el contrario, si al eliminar la fuerza el material ya no puede recuperar completamente sus dimensiones originales, se considera que ha sufrido una deformación plástica. A continuación, en la Figura 3 se muestra una imagen de un diagrama tensión/deformación genérica:

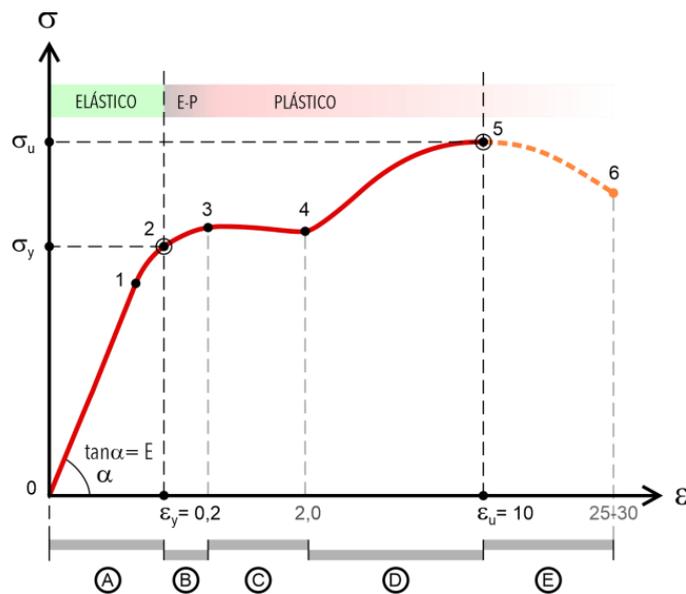


Figura 3. Diagrama tensión deformación [12]

- Etapa elástica: zona en la que el material se comporta de forma perfectamente elástica, habiendo una plena recuperación de las deformaciones tras retirar las tensiones. El cambio de esta sección es el límite elástico.
- Etapa plástica: zona en la que el material se comporta de forma plástica, no habiendo recuperación de las deformaciones tras retirar las tensiones. El final de esta sección lo delimita el límite de rotura. Una vez las tensiones del material sobrepasan este límite se considera que se ha producido la rotura mecánica del material.

La mecánica de fractura es una disciplina que estudia el comportamiento de los materiales con defectos semejantes a fisuras, y cómo estos defectos afectan la integridad estructural de un componente. El concepto central de la mecánica de fractura es que la presencia de una fisura o grieta puede concentrar tensiones en su entorno, lo que puede llevar a la propagación de la fisura y, eventualmente, a la fractura del material. Debido a esto, la mecánica de la

fractura busca cuantificar las combinaciones críticas de tensión y tamaño de fisura que produzcan la extensión de esta [13].

El estudio y análisis que condujeron al desarrollo de la teoría de la mecánica de fractura se basan en los trabajos de Griffith e Irwin, quienes investigaron los problemas de rotura involucrando fisuras de manera cuantitativa [14].

En este artículo se define un parámetro K , denominándolo *fracture toughness*, que permite evaluar el potencial de falla y la vida útil de una estructura conteniendo un defecto. Para evitar esta fractura, este parámetro K debe ser superior al factor de intensidad de tensiones aplicado. Este factor de intensidad de tensiones es la magnitud de la intensificación de tensiones en la región de la fisura.

Una vez comprendido que el fallo o fractura de un material puede definirse como la culminación del proceso de deformación plástica y habiendo comprendido las bases de la mecánica de la fractura, es necesario realizar una revisión bibliográfica de los distintos avances científicos que se han obtenido sobre la creación de estas fracturas en materiales óseos. En concreto, se han analizado las investigaciones de las fracturas en huesos, debido al gran parecido en composición a los tejidos dentales.

Una fractura en hueso es una ruptura parcial o total del hueso. Lo más común es que esta fractura haya sido generada en un accidente, una caída fuerte o una lesión deportiva. En cuanto a las propiedades mecánicas de los huesos, estos están formados por materiales anisotrópicos, y, por tanto, se comportan mecánicamente de manera distintas dependiendo de en qué dirección se aplique la carga. Además, hay factores externos como la edad, traumatismos previos y los efectos de las enfermedades en el tejido que pueden comprometer y hacer variar estas propiedades [15].

Debido a esta variación de las propiedades mecánicas de los materiales óseos, actualmente existen diversos estudios en los que se intentan validar modelos para el análisis por elementos finitos en fracturas. La complejidad del entramado óseo y la ineficiencia estructural debido al envejecimiento de este tipo de materiales hacen que no exista todavía

un modelo de investigación estructural y biomecánico claramente definido. Para poder conseguir ese modelo, se han llevado a cabo diversos experimentos donde se comparan muestras reales de cadáveres y modelos numéricos basados en el análisis por elementos finitos (FEA) [16].

La mayoría de los análisis en tres dimensiones de elementos finitos que se han llevado a cabo para predecir fracturas de huesos han sido aplicados en el fémur proximal [17, 18, 19, 20, 21, 22, 23]. En todos se ha empleado el criterio más sencillo de fallo, von Mises, a pesar de se ha comprobado que este método solo es capaz de predecir el límite de fluencia en materiales dúctiles e isótropos. Sin embargo, aunque también se han utilizado otros métodos más complejos como el von Mises modificado [20], Hoffman [20, 23], etc. Solamente unos pocos tienen en cuenta el comportamiento anisotrópico del tejido óseo. El motivo por el cual en estos estudios se utiliza un criterio tan sencillo como el de von Mises es porque es extremadamente difícil obtener los parámetros intrínsecos de materiales relacionados con la fuerza a lo largo de cada dirección. Y aun no considerando esto, se han seguido obteniendo predicciones razonables para la determinación del fallo. Aun así, se ha seguido avanzando a lo largo de los años para encontrar el método que mejor represente las características de estos materiales tan particulares, con la ayuda de métodos experimentales y computacionales.

Una vez vista la dificultad que existe para predecir el fallo y fractura de los tejidos óseos, es necesario adentrarse en la fractura y fatiga mecánica de los tejidos dentales. Las fracturas dentales pueden deberse a distintos motivos. Estas fracturas pueden deberse a traumatismos (golpes directos en la boca, lesiones por bruxismo), caries dentales, rellenos dentales defectuosos, cambios bruscos de temperatura, anomalías dentarias y ciertas condiciones médicas. A su vez estas fracturas dentales pueden tener distintas formas, localizaciones y orientaciones. Esto depende del motivo por el que se ha creado la fractura y del tejido dental afectado [24].

En concreto existen las siguientes clases de fracturas:

- Clase I: Fractura del esmalte.
 - Fractura horizontal u oblicua
 - Fractura vertical
 - Completa
 - Incompleta
- Clase II: Fractura del esmalte y la dentina, sin involucrar a la pulpa
 - Fractura horizontal u oblicua
 - Fractura vertical
 - Completa
 - Incompleta
- Clase III: Fractura del esmalte y la dentina, involucrando a la pulpa
 - Fractura horizontal
 - Fractura vertical
 - Completa
 - Incompleta
- Clase IV: Fractura de la raíz
 - Fractura vertical u oblicua
 - Involucrando a la pulpa
 - Sin involucrar a la pulpa
 - Fractura horizontal
 - Cervical
 - Media
 - Apical

Habitualmente los dientes más afectados debido a fracturas son los dientes posteriores. En concreto son los molares los que mayor estrés sufren debido a su estructura compleja y a que se utilizan para triturar los alimentos. Concretamente son el primer molar superior (primer molar maxilar) y el primer molar inferior (primer molar mandibular)[25].

Tal y como se ha mencionado a lo largo de este proyecto, los tejidos dentales no son capaces de regenerarse, por lo que, actualmente, existen diversos estudios donde se intenta observar qué método de predicción de fractura es el que refleja resultados más cercanos a la realidad. Pero todavía es necesario analizarlos de manera más extensa para asegurar la exactitud de los resultados.

Dentro de la amplia gama de criterios de predicción de fractura que existen, este proyecto se va a centrar en cinco: Maximum Principal Stress, von Mises, Probabilidad de fractura de Weibull, índice de fractura por fatiga (FFI) de Goodman y las Curvas Stress-Life. Tal y como se va a ir observando, se ha decidido utilizar estos cinco criterios debido a la compatibilidad con el tipo de materiales de los que están compuestos los tejidos presentes en la geometría y porque son los métodos utilizados en la mayoría de los estudios existentes sobre la fractura y fatiga de los dientes.

En un estudio publicado por International Journal Environmental Research Public Health en marzo de 2023[26] se estudió la adecuación y precisión de distintos criterios de fallo en una estructura dental, entre ellos se analizaron los criterios de fallo por tensiones de von Mises, Maximum principal stress y Minimum principal strain. Para evaluarlas se simularon cinco fuerzas ortodónticas: intrusión, extrusión, vuelco, rotación y traslación. Con los resultados obtenidos se concluyó que el criterio de von Mises era el criterio más preciso para el estudio del diente como estructura, puesto que mostró resultados de la relación tensión/deformación biomecánicamente correctos.

Otro de los criterios que se han utilizado a lo largo de los años en el análisis por elementos finitos en fracturas dentales es la Probabilidad de fractura de Weibull. Con este método es posible obtener la probabilidad de fractura de un sólido, bajo los efectos de una fuerza, ante un número determinado de ciclos de carga. Han sido varios autores los que han intentado aplicar esta metodología a los materiales dentales. Fei Lin en el año 2010 [27] realizó un análisis FEA en endocoronas cerámicas y coronas clásicas utilizando este criterio para estimar el riesgo de fractura. Para ello se utiliza la ecuación (1).

$$P_f = 1 - (P_{dentina} \times P_{esmalte} \times P_{cemento} \times P_{ceramica}) \quad (1)$$

Las probabilidades definidas en (1) se pueden obtener con la expresión mostrada en (2) para cada material dental.

$$P_s(\sigma) = -e^{-\left(\frac{\sigma}{\sigma_0}\right)^m} \quad (2)$$

Donde σ representa la tensión máxima, σ_0 representa la tensión característica del material y m representa el módulo de Weibull del material. Para los ensayos realizados en este proyecto se ha utilizados los valores que establece el propio Lin en su estudio que se muestran en la Tabla 1.

	Tensión Característica (σ_0, MPa)	Módulo de Weibull (m)
Esmalte	42,41	5,53
Dentina	44,45	3,35

Tabla 1. Propiedades de los materiales según Lin 2010

A su vez, este estudio también realiza un experimento in vitro de fractura por fatiga – carga para validar los resultados obtenidos en la simulación. En 2010 se publicó otro artículo [28] donde se analiza la compatibilidad de la Probabilidad de Weibull para informar sobre la resistencia de los materiales dentales. En este artículo se determina que este criterio de fallo tiene una sólida base teórica para el análisis de datos de resistencia, pero que existen limitaciones inherentes al análisis que se deben tener en cuenta. Estas limitaciones son las simplificaciones que deben tomarse actualmente a la hora de representar las geometrías dentales en programas de análisis por elementos finitos. Ya sea la inexactitud total de las propiedades mecánicas de los tejidos dentales o las simplificaciones en cuanto a las geometrías representadas.

Otro de los métodos que está presenta en la literatura y que, además, se va a utilizar en este proyecto es el Fatigue Failure Index de Goodman. En el año 2015 Arson M. Vukicevic publicó un artículo [29] donde utiliza este método para observar la influencia de las restauraciones dentales y las cargas de masticación en el comportamiento a fatiga de la dentina. La Ecuación (3) es la que se utiliza para el FFI de Goodman.

$$FFI = \frac{\sigma_{qa}}{\sigma_e} + \frac{\sigma_{qm}}{\sigma_u} \quad (3)$$

Donde σ_e hace referencia al endurance strength del material y σ_u al ultimate stress.

Para obtener los valores de σ_{qa} y σ_{qm} , se utilizan las Ecuaciones (4) y (5).

$$\sigma_{qa} = \sqrt{\frac{[(\sigma_{a1} - \sigma_{a2})^2 + (\sigma_{a2} - \sigma_{a3})^2 + (\sigma_{a3} - \sigma_{a1})^2]}{2}} \quad (4)$$

$$\sigma_{qm} = \sqrt{\frac{[(\sigma_{m1} - \sigma_{m2})^2 + (\sigma_{m2} - \sigma_{m3})^2 + (\sigma_{m3} - \sigma_{m1})^2]}{2}} \quad (5)$$

Donde $\sigma_{ai} = \frac{\sigma_{maxi} - \sigma_{mini}}{2}$ representa la tensión principal nominal alternante y $\sigma_{mi} = \frac{\sigma_{maxi} + \sigma_{mini}}{2}$ la tensión nominal principal media.

Los valores de endurance strength y de ultimate stress que se han utilizado a lo largo del proyecto se muestran en la Tabla 2.

	Endurance Strength (σ_e , MPa)	Ultimate Stress (σ_u , MPa)
Esmalte	470	400
Dentina	250	68,5

Tabla 2. Propiedades mecánicas utilizadas para el FFI Goodman

Estos valores varían según el artículo científico que se consulte. Tal y como se va a observar en apartados posteriores, esto es debido a que las propiedades mecánicas de los tejidos dentales pueden variar. Para poder establecer un valor como válido se han consultado diversos estudios y se ha llegado a una cifra obteniendo el valor medio de las opciones aplicadas por estudios anteriores [30, 31, 32, 33, 34, 35, 36, 37, 38].

Por último, otro de los métodos que han servido para proporcionar información sobre la posibilidad de fractura dental está el método que plantea Fei Lin es un estudio realizado en 2022 [39]. Esta vez, analiza la fatiga de dientes restaurados que han sido fisurados longitudinalmente bajo cargas cíclicas. Para ello, realiza una predicción de la curva stress-life mediante un análisis por elementos finitos. Este criterio vuelve a utilizar la probabilidad de fallo de Weibull, pero comparándola con la predicción de fallos por daños acumulativos. Según los resultados obtenidos a lo largo de este estudio se concluyó que esta metodología puede utilizarse para evaluar la longevidad de los diseños de restauraciones para dientes con relleno radicular, por lo que es posible que también sirva para predecir riesgos de fractura en una dentadura normal. Las ecuaciones que se utilizan son las siguientes:

$$\text{Probabilidad de fallo} = \sum_{i=1}^h \frac{n_i}{N_i} \quad (6)$$

Donde h es el número total de niveles de tensión, n_i representa el número de ciclos de carga realizados y N_i es el número necesario de ciclos a un nivel de tensión para sufrir fallo. Si la suma de todos estos niveles de tensión da mayor que uno, se considera que la fractura ocurrirá.

Para predecir N_i en la Ecuación (6), Lin utiliza las expresiones de curva stress-life utilizadas por Mutluay en el año 2013 [40]. Las expresiones que utiliza para la dentina y la dentin composite interface son las que se muestran en las Ecuaciones (7) y (8).

$$N_D = \sqrt[0,06]{\frac{114}{\sigma_D}} \quad (7)$$

$$N_I = \sqrt[0,12]{\frac{15,12}{\sigma_I}} \quad (8)$$

El hecho de que los métodos que han sido mencionados a lo largo de este capítulo ya se hayan utilizado en ensayos para predecir fracturas dentales y que, además, estos experimentos hayan obtenido resultados satisfactorios hace que sean grandes candidatos para el correcto desarrollo de este proyecto.

Tras comprender los métodos de predicción de fractura que se han utilizado. Es necesario realizar un pequeño repaso sobre los métodos de propagación de fracturas que existen y cuáles son los que se deberían utilizar para el caso de estudio de este proyecto.

2.1.2 PROPAGACIÓN DE FRACTURAS

Actualmente, ANSYS cuenta con diez métodos para definir una grieta en la geometría que se analiza. Los métodos son los siguientes: Arbitrary Crack, Semi – Elliptical Crack, Elliptical Crack, Ring Crack, Corner Crack, Edge Crack, Through Crack, Cylindrical Crack, Pre – Meshed Crack y SMART Crack.

Para poder seleccionar los métodos a estudiar a lo largo del proyecto, se han consultado fuentes donde se hallan realizado análisis similares en materiales óseos, incluso si existe algún estudio donde ya se hallan aplicado tejidos dentales. Al realizar este cribado se descartaron seis de los métodos, debido a que según los estudios realizados no suelen utilizarse para la predicción de la propagación de las grietas, o porque solamente han sido aplicadas en materiales ortótropos [41].

El primero de los métodos que han sido utilizado para representar la grieta formada en el diente es el Semi-Elliptical Crack. En un artículo publicado en el año 2023 por Balasubramani [42] realizado un análisis de la fractura de un fémur con compresión y bajo

condiciones de carga de fatiga. Concretamente, se generó una grieta generada automáticamente por el modelo de radio 8 mm. El estudio concluyó en que la grieta generada con el método seleccionado tenía una gran coincidencia con el resultado experimental presente en la literatura. Este tipo de grieta pretende simular una grieta con forma semi-elíptica. Dependiendo del sistema de coordenadas en el que se cree la grieta, la orientación de esta varía. Un ejemplo de este tipo de grietas puede verse en la Figura 4.

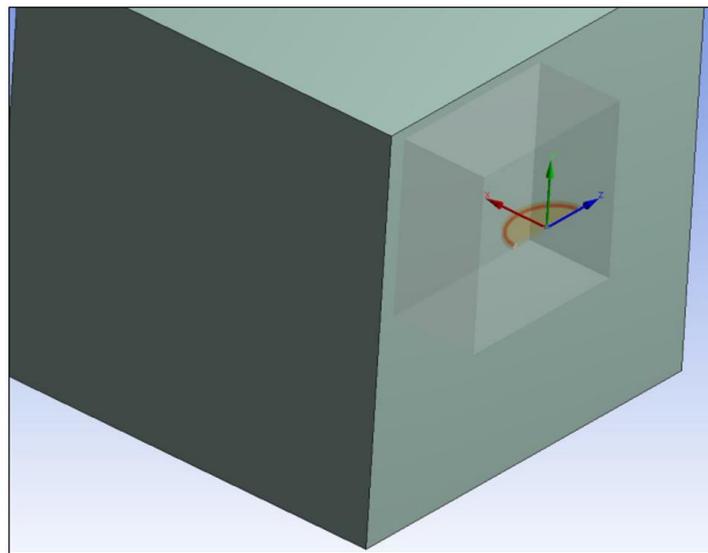


Figura 4. Grieta semi-elíptica [43]

Además, en cuanto al Edge Crack, se han encontrado varios artículos donde se utiliza este método facilitado por ANSYS para simular una grieta en un hueso humano. En concreto, se realizaron distintos ensayos con diferentes cargas (400 N - 1000 N) para hombre y para mujer. El estudio concluye que los valores obtenidos con el método estaban en consonancia con los resultados teóricos basados en investigaciones previas [44]. A diferencia de los dos métodos anteriores que se han nombrado, este método no marca la forma de la grieta, si no que la grieta comienza en un borde. Aunque esta manera de representar la grieta podría reflejar resultados satisfactorios en el ensayo, en la versión 2023, que es la que está disponible en los servidores de la universidad, no se encuentra disponible esta opción, por lo que no ha podido ser analizada. En la Figura 5 se muestra un ejemplo de este tipo de grieta.

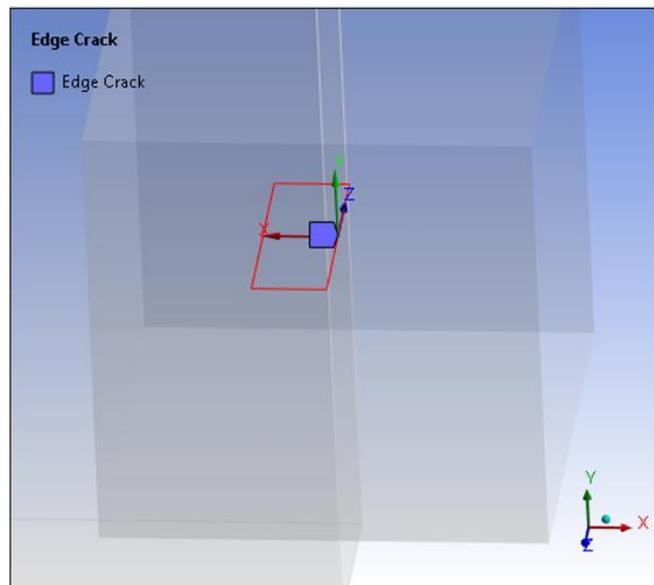


Figura 5. Edge Crack. [43]

Por otro lado, también se han encontrado evidencias donde se utiliza el método Pre-Meshed Crack. Es utilizado para analizar el desempeño de los biopolímeros a la hora de utilizarlos para reemplazar órganos dañados [45]. Este método se centra en analizar grietas que se han generado previamente en el modelo CAD de la geometría. A diferencia de los demás métodos presentados, esta grieta debe existir ya en la geometría que se importa al programa. En cambio, en los demás métodos es la propia herramienta de análisis de grietas la que genera una simulación de la grieta.

Por último, el método más aplicado y al que mayor rendimiento se le puede sacar es el SMART Crack. Este método, además de permitir representar grietas con distintas formas geométricas, también permite evaluar si la grieta se va a propagar y de qué manera lo va a hacer. Debido a esto presenta una ventaja respecto a los demás métodos, ya que permite dar un paso más en el análisis de las grietas. En concreto, existe un artículo donde se hace un análisis de la propagación de una fractura para un hueso humano [46].

Para poder comprender de manera más detallada el funcionamiento del SMART crack en ANSYS, se va a explicar los fundamentos teóricos en los que se basa para determinar si una grieta se propaga o no.

SMART crack utiliza el Stress Intensity Factor como criterio de fallo para determinar el crecimiento de grietas. En concreto, este método actualiza automáticamente la malla a partir de los cambios en la geometría de la grieta debido a la propagación en cada etapa de la solución, reduciendo así la necesidad de largas sesiones de pre-procesamiento.

Para analizar el comportamiento a fractura de las grietas el sistema calcula la dirección de crecimiento de la grieta, definiéndola como θ , siendo este un ángulo medido desde el plano inicial de la grieta. Para calcular este ángulo, el software utiliza la ecuación (9), donde mediante los resultados de K_1 , K_2 y K_3 observados en la grieta obtiene el resultado de su dirección [47].

$$\theta = \cos^{-1}\left(\frac{3K_2^2 + K_1\sqrt{K_1^2 + 8K_2^2}}{K_1^2 + 9K_2^2}\right) \quad (9)$$

Donde $K_1 = \text{Max } K_1$ y $K_2 = \text{Max } K_2$

Una vez obtenida la dirección de la grieta, el sistema calcula una K equivalente, que después compara con la K_{Ic} . Esta K_{Ic} es el Factor de intensidad de tensiones, o Fracture toughness, característico del material. En el caso del esmalte este valor es de $0,8 \text{ MPa}\sqrt{m}$ ([48], [49]). Por lo que si ANSYS detecta que en algún momento $K_{eq} > K_{Ic}$, el programa detecta que debe ocurrir una propagación y la refleja en el sistema. ANSYS no permite visualizar los valores de K_{eq} , lo único que permite es reflejar los valores de K_1 , K_2 y K_3 , y posteriormente reflejar el análisis de la propagación de grieta. Para calcular la K_{eq} ANSYS utiliza la expresión presentada en la ecuación (10) [47].

$$\Delta K_{eq} = \frac{1}{2} \cos \frac{\theta}{2} [(\Delta K_1(1 + \cos \theta)) - 3\Delta K_2 \sin \theta] \quad (10)$$

Donde ΔK_1 es el rango de SIF en modo 1 de carga y ΔK_2 es el rango de SIF en modo 2 de carga.

2.2 TEJIDOS DENTALES

Dentro de las geometrías dentales existen distintos tipos de materiales con distintas propiedades mecánicas. En concreto se suelen diferenciar 5 tipos distintos: el esmalte, la dentina, el ligamento periodontal (PDL), el hueso alveolar y cortical y, por último, el hueso trabecular. En la Figura 6 se puede ver la posición de cada uno de estos tejidos.

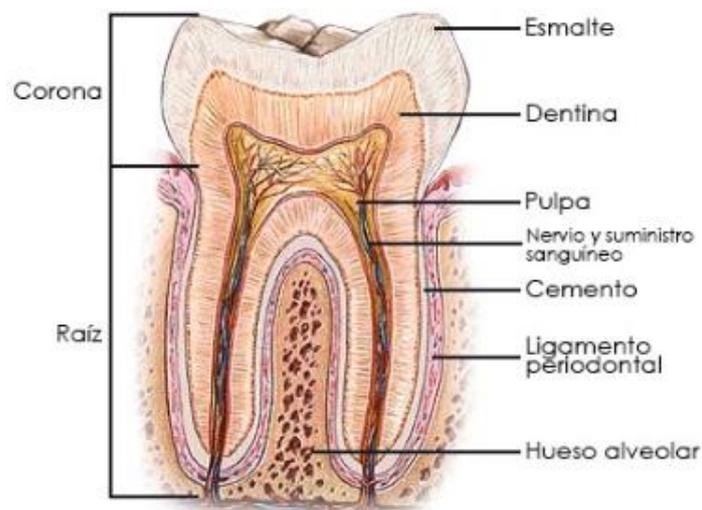


Figura 6. Tejidos dentales [50]

2.2.1 EL ESMALTE

El esmalte dental es la capa exterior visible de los dientes y es la capa externa que cubre el diente. Está compuesta por minerales, principalmente hidroxapatita. En cuanto al color, podemos decir que es un material semitranslúcido, aunque habitualmente se suele decir que tiene un tono blanquecino o amarillento [51]. La principal función del esmalte es la de proteger a los dientes contra las erosiones, formando una barrera protectora que protege las capas internas de los efectos de los ácidos y la placa. Otra de las características importantes del esmalte es que, a diferencia de otras partes del cuerpo, no puede regenerarse. Esto es debido a que no contiene ninguna célula viva.

Tal y como ya hemos comentado, el esmalte es uno de los tejidos más mineralizados del cuerpo, ya que su composición es la siguiente: 96% Hidroxiapatita, 4% material orgánico (agua y proteína). Esta composición hace que este sea el tejido más duro del cuerpo humano y su comportamiento mecánico y su ubicación más externa en el diente le permite proteger contra daños externos a la dentina.

La hidroxiapatita presente en el esmalte consiste en ejes de tamaño nanométrico que se combinan sistemáticamente para formar estructuras alargadas, similares a las fibras. Dichas fibras pueden estar en orientación perpendicular (Diazona) u orientación paralela (Parazona). Esta diferencia en la orientación es la que determina el valor de las propiedades mecánicas del material [52]. A continuación, en la Figura 7 se muestra una imagen donde se distinguen los dos tipos de orientación:

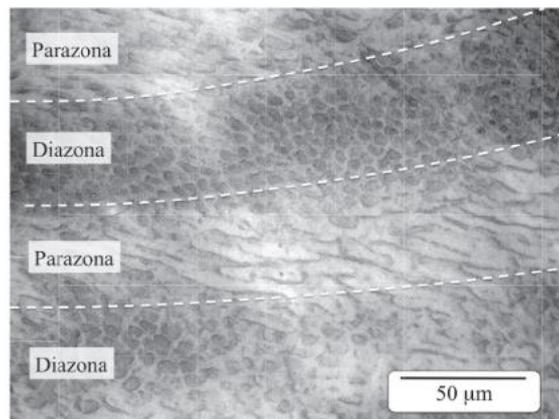


Figura 7. Orientación Diazona y Parazona del esmalte [52]

En cuanto a las propiedades mecánicas del esmalte, podemos decir que al ser un material duro es capaz de resistir fuerzas de masticación a compresión y proteger los dientes de los ácidos. Sin embargo, si es sometido a fuerzas de impacto es muy propenso a sufrir grietas. Por otro lado, al tratarse de un material poco dúctil una vez generada la grieta no es capaz de recuperar su estado original, pero es un material con gran tenacidad [53].

En concreto, las propiedades mecánicas utilizadas a lo largo de este proyecto se muestran en la Tabla 3 [54, 55, 56, 57]. Para obtener los valores que mejor representen estas propiedades

se ha vuelto a realizar una media de todos los valores encontrados en la literatura. Los valores utilizados a lo largo de los ensayos se concretan en la Tabla 3 presente en el capítulo 3.

2.2.2 LA DENTINA

La dentina es el tejido que se encuentra inmediatamente debajo del esmalte. Es una estructura tubular permeable compuesta por un 70% de hidroxiapatita, un 20% materia orgánica y un 10% de agua. Es la capa que da color al diente, debido a la translucidez del esmalte. Su función principal es soportar el esmalte y transmitir los impulsos desde el esmalte o la raíz a la pulpa dental o nervio dental [58]. La dentina delimita una cavidad, denominada cámara pulpar, que contiene la pulpa dental. El espesor de la dentina suele variar según la pieza dentaria y suele estar entre 1 – 3 mm.

Si profundizamos en la composición química de la dentina podemos distinguir dos matrices: matriz orgánica y la matriz inorgánica. Tal y como se ha comentado, la matriz inorgánica está compuesta por cristales de hidroxiapatita. Estos son similares a los que se encuentran en el esmalte, aunque en este caso la orientación es solo paralela a las fibras de colágeno de la matriz dentaria. En cambio, la matriz orgánica está compuesta por colágeno y proteínas no colágenas [59].

Si nos centramos en sus propiedades mecánicas, podemos decir que la dureza es mucho menos a la del esmalte, debido a su menor grado de mineralización. Por otro lado, es un material con gran elasticidad que permite compensar la rigidez del esmalte a la hora de absorber la energía. Esta elasticidad puede variar dependiendo de la concentración de agua y materia orgánica que presente la muestra [54].

Las propiedades mecánicas utilizadas para la dentina a lo largo del proyecto se concretan en la Tabla 3 presente en el capítulo 3.

2.2.3 EL LIGAMENTO PERIODONTAL

El ligamento periodontal es un tejido blanco, compuesto por colágeno, que envuelve las piezas dentales y hace de nexo de unión entre el cemento radicular del diente y la lámina

dura del hueso alveolar de los maxilares. La principal función del ligamento es hacer de unión entre el diente y el hueso alveolar. Además, también se encarga de proteger los vasos y los nervios de posibles daños al masticar [60]. Por otro lado también es el responsable de que los dientes tengan un grado de movilidad, debido a que ante fuerzas muy intensas el ligamento cambia sus características aumentando la distancia entre raíz y hueso [61].

El ligamento periodontal está macroscópicamente formado por fibras extrínsecas colágenas. Esto hace que tenga una tendencia a la viscoelasticidad. Esta elasticidad permite al ligamento absorber y distribuir las fuerzas masticatorias de manera uniforme. Las propiedades mecánicas utilizadas para la dentina a lo largo del proyecto se concretan en la Tabla 3 presente en el capítulo 3.

2.2.4 EL HUESO ALVEOLAR Y EL HUESO CORTICAL

El hueso alveolar es la parte de los huesos maxilares que forma y sostiene los alveolos dentarios. Los alveolos dentarios son las cavidades donde se alojan las raíces de los dientes. Gracias a él los dientes se sujetan durante las acciones, como la masticación, la fonación y la deglución de los alimentos. Y también elimina las fuerzas generadas por estas acciones. Por otro lado, también protege a los nervios y a los vasos [61].

El hueso alveolar está en parte compuesto por hueso cortical. Este tipo de hueso tienen una gran resistencia a cargas de tracción y de compresión. A su vez, presenta gran dureza y rigidez, que le permite distribuir las cargas sufridas de manera uniforme. Sin embargo, la elasticidad y flexibilidad no son su mayor fuerte [62].

Las propiedades mecánicas de los huesos alveolar y cortical presentan un módulo de elasticidad de 18,3 GPa y un coeficiente de Poisson de 0,3 [54].

2.2.5 EL HUESO TRABECULAR

El hueso trabecular, también conocido como esponjoso, es un tipo de tejido óseo que se encuentra en el interior de la mayoría de los huesos humanos. Se caracteriza por tener una estructura en red o malla tridimensional, formada por unas estructuras delgadas llamadas

trabéculas óseas [63]. En este caso, juega un papel crucial en la estructura y función de la mandíbula, pues proporciona soporte, flexibilidad y capacidad de regeneración. Concretamente, se encuentra en el interior del hueso cortical. Una de las principales características de este tipo de huesos es que tiene la capacidad de orientarse en función del esfuerzo al que se les someta, por lo que tiene una gran resistencia a la compresión flexibilidad [64].

Las propiedades mecánicas utilizadas para la dentina a lo largo del proyecto se concretan en la Tabla 3 presente en el capítulo 3.

Capítulo 3. MATERIALES Y MÉTODOS

En el siguiente capítulo, se muestran las decisiones y procedimientos llevados a cabo para preparar tanto las simulaciones computacionales como los ensayos experimentales.

3.1 PREPARACIÓN DE LOS ENSAYOS COMPUTACIONALES

3.1.1 ANÁLISIS POR ELEMENTOS FINITOS

El método de análisis por elementos finitos, también conocido por las siglas FEA, consiste en el modelado y simulación virtual de geometrías para predecir el comportamiento del objeto a partir de cálculos realizados con el método de los elementos finitos (FEM) [65].

Concretamente, el FEA discretiza un cuerpo sólido, es decir, lo divide en pequeños elementos finitos (como triángulos, tetraedros o hexaedros) que se comportan como unidades individuales. Estos pequeños elementos tienen unos puntos de conexión llamados nodos a los que se asocian un conjunto de parámetros. Al dividir la geometría en elementos individuales más pequeños y asignarles propiedades de material, carga y restricciones, se puede calcular su comportamiento individual de manera más sencilla y, posteriormente, obtener el resultado global para el objeto al completo.

El método de elementos finitos ofrece diversas ventajas que lo convierten en una herramienta valiosa. En primer lugar, permite analizar objetos con geometrías complejas que serían muy difíciles o imposibles de analizar con los métodos tradicionales. Además, al tratarse de simulaciones permite evaluar el rendimiento de los diseños sin necesidad de construir un prototipo experimental antes, ahorrando así costes. Por último, también ayuda a detectar problemas de diseño en etapas tempranas, acelerando el proceso de desarrollo.

Sin embargo, también existen limitaciones arraigadas al análisis FEA [66]. Uno de los problemas puede ser que la precisión de los resultados obtenidos depende mucho de la precisión del modelo utilizado [67]. Un modelo mal definido podría generar resultados que

no reflejen al 100% la realidad. Por otro lado, los análisis FEA complejos pueden requerir un tiempo y recursos computacionales [68].

3.1.2 GEOMETRÍAS

En cuanto a las geometrías utilizadas a lo largo de este proyecto, todas y cada una de ellas han sido modificadas utilizando el software de Solid Works (Dassault Systèmes, Vélizy-Villacoublay, Francia) y el módulo de Design Modeler disponible en ANSYS.

El primer paso a realizar para obtener la geometría es escanear la zona de la mandíbula extraída. Para ello se utilizó un dispositivo micro-CT (XT-H-160; Nikon, Lovaina, Bélgica) con un tamaño de vóxel isotrópico de $30 \mu\text{m}$. Una vez obtenidas las imágenes necesarias para crear el modelo tridimensional (3D), este se segmentó, reconstruyó y se exportó en formato STL.

Una vez obtenido el modelo 3D de la geometría, es necesario realizar algunos ajustes para que el posterior análisis refleje de manera rigurosa el modelo y no existan posibles errores. Estos ajustes se realizan, tal y como se ha mencionado, utilizando la herramienta Design Modeler.

En primer lugar, es necesario ajustar las zonas donde entran en contacto los esmaltes de las piezas superiores e inferiores. Para ello, se realiza una operación Booleana entre cada una de las tres parejas de dientes presentes en la geometría. En concreto, se realiza una operación llamada *Subtract*. Esta operación realiza una operación lógica-geométrica XOR entre la intersección de dos elementos sustrayendo así la parte sobrante. Se selecciona la parte de la geometría que será el *target* y la parte que se utilizará como *tool*. Cuando la herramienta se refiere a *target*, se refiere a la superficie o cuerpo que va a ser modificado. En este caso se han mantenido las piezas inferiores intactas, debido a que son las que van a reflejar los resultados. En la Figura 8 se muestran las zonas de contacto ajustadas con las operaciones Booleanas.

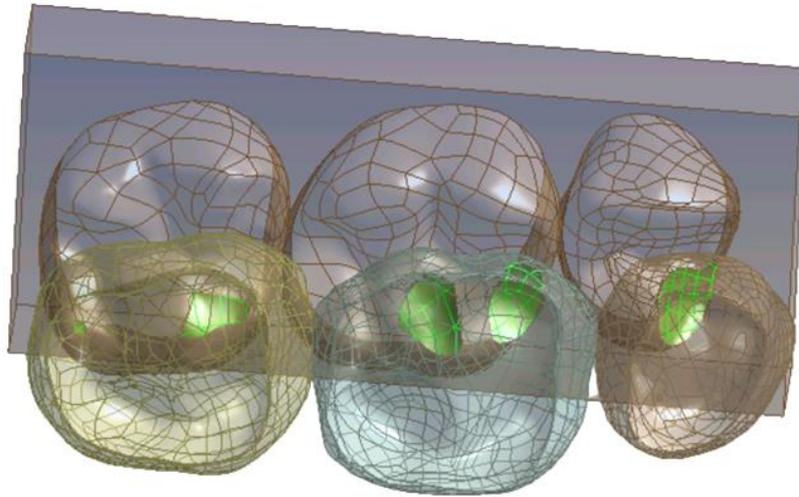


Figura 8. Contactos generados mediante la operación booleana Subtract

Por otro lado, también se ha realizado una operación Booleana llamada *Unite* para juntar en un solo cuerpo las tres piezas dentales superiores y la placa donde se aplicarán las fuerzas. Esta operación se muestra en la Figura 9, donde además se pueden ver claramente las regiones donde la operación booleana anterior ha hecho las cavidades.

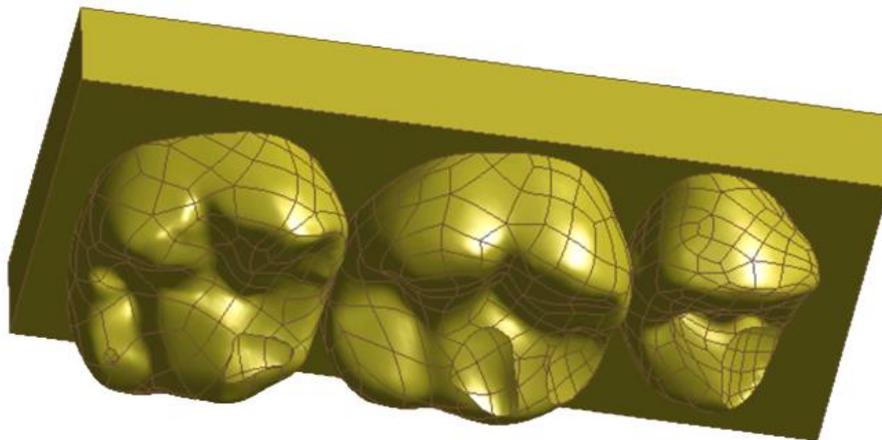


Figura 9. Operación Booleana Unite

Una vez realizados todos los ajustes, la geometría cuenta con 12 cuerpos distintos. La geometría completa y los respectivos cuerpos se presentan en las siguientes figuras.

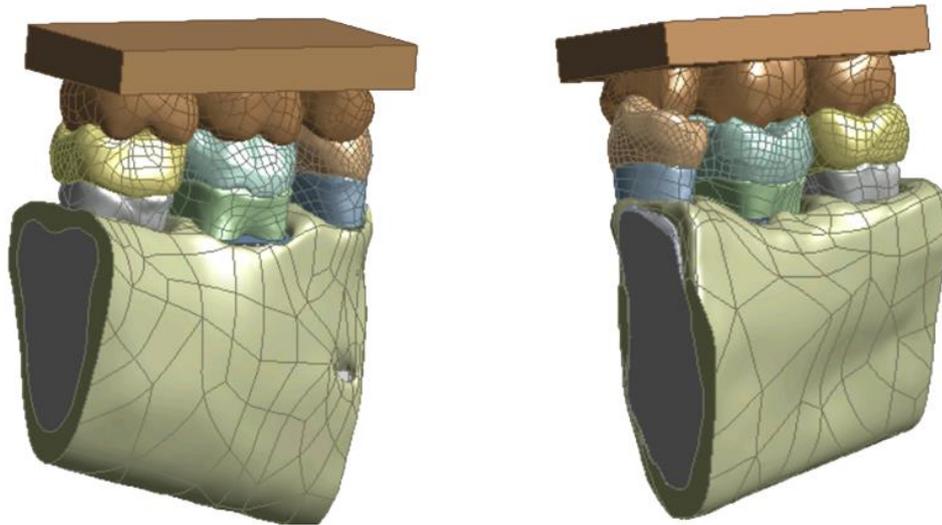


Figura 10. Geometría completa

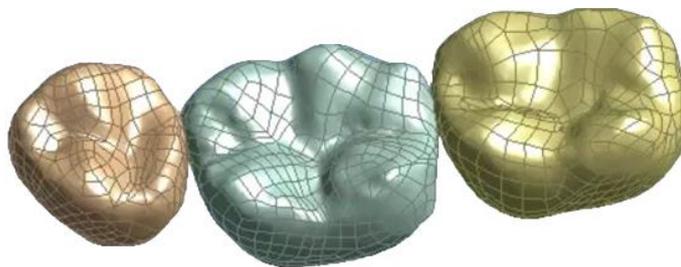


Figura 11. Esmaltes inferiores



Figura 12. Dentinas



Figura 13. Ligamentos Periodontales

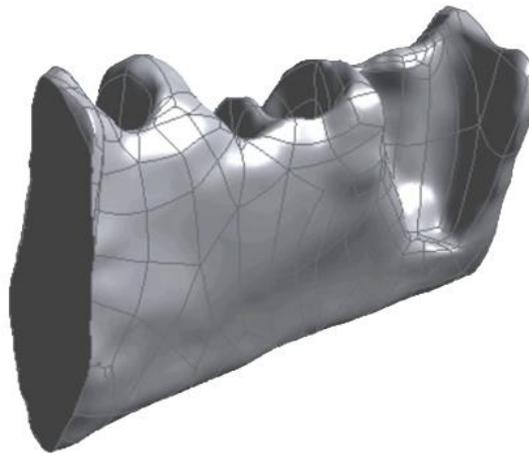


Figura 14. Hueso trabecular

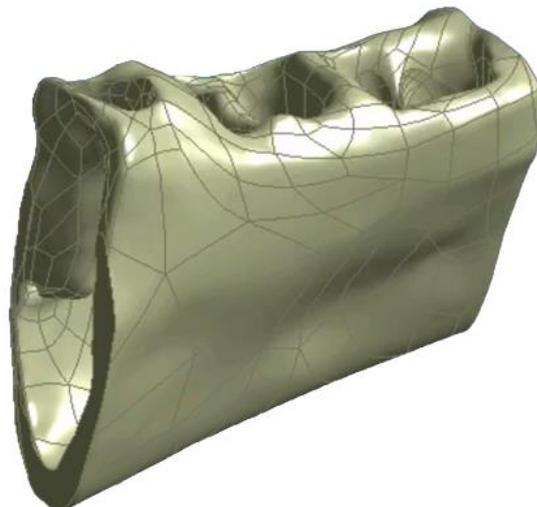


Figura 15. Hueso cortical

Durante el proyecto se ha utilizado la geometría presentada en la Figura 10 para buscar las zonas susceptibles a generar grietas. Una vez detectadas y contrastadas estas zonas mediante los distintos métodos que se han presentado, se pretende evaluar la propagación de dichas grietas. Para ello, tal y como se ha comentado, se han utilizado distintas herramientas presentes en ANSYS. Sin embargo, para realizar estos cálculos la herramienta necesita una gran cantidad de memoria virtual. Al tener que utilizar las aulas virtuales estas no presentan la suficiente memoria, por lo que ha sido necesario simplificar aún más la geometría. Para ello, se han trasladado las zonas detectadas como susceptibles a un modelo más sencillo. En esta geometría solamente se representa la sección intermedia de la geometría. Al representar solamente una pareja de dientes se ha conseguido reducir el tamaño de la malla y así reducir los tiempos de simulación para agilizar el proceso.

3.1.3 MATERIALES

A continuación, en la Tabla 3 se presentan los valores de las propiedades mecánicas de cada uno de los materiales presentes en la geometría, previamente mencionados en el apartado titulado Tejidos Dentales.

	Elastic Modulus (GPa)	Poisson's Coefficient
Esmalte	85,4	0,303
Dentina	17,8	0,31
PDL	0,535	0,45
Hueso Cortical	18,3	0,3
Hueso Trabecular	15,4	0,3

Tabla 3. Propiedades mecánicas

3.1.4 MALLADO Y CONTACTOS

En cuanto a la malla final utilizada a lo largo de las distintas simulaciones, esta está compuesta por 557.191 nodos y 353.740 elementos. La calidad de la malla es uno de los factores determinantes a la hora de realizar un análisis por elementos finitos. A mayor calidad de malla, los resultados serán más precisos. Sin embargo, esta certeza en el resultado tiene como consecuencia unos tiempos de procesado y cálculo muy elevados, alargando el tiempo de resolución hasta límites, en ocasiones, excesivos. Es por ello que es importante encontrar el equilibrio entre una malla suficientemente refinada para mostrar resultados reales, pero sin ser excesivamente compleja alargando el tiempo de resolución sin ser realmente necesario. Una de las maneras que se utilizan para determinar la calidad de la malla es mediante el parámetro llamado *Skewness*. Un nivel de *Skewness* menor a 1, representa valores de calidad buenos, siendo idealmente inferior a 0,8. La malla del modelo cumple esta condición, pues los valores de calidad de la malla cumplen los estándares de calidad aceptados en los FEA. En la Figura 16 se observa la malla final de toda la geometría.



Figura 16. Malla

Otra de las partes que es importante establecer de manera adecuada antes de realizar ningún análisis en los modelos de elementos finitos, es la de los posibles contactos que se pueden encontrar en la geometría. ANSYS cuenta con la ventaja de que tiene la capacidad de detectar y generar los contactos de manera automática. Sin embargo, este método suele tener algún error, por lo que es necesario revisar todos los contactos generados y ver si alguno necesita ser ajustado.

En el caso de la geometría de este proyecto, solo son necesarios algunos de los contactos generados por el sistema. Por lo que, para evitar posibles errores, se han eliminado los innecesarios. En este caso, todos los contactos presentes en el sistema son del tipo *Bonded*, salvo uno. Este tipo de contacto se caracteriza por no permitir la separación ni deslizamiento entre las caras en contacto. Este tipo de contacto está presente en la unión entre esmalte y dentina de cada uno de los dientes de la geometría, el contacto entre dentina y ligamento, el contacto entre ligamento y hueso, y el contacto entre hueso trabecular y cortical. A continuación, se muestran las figuras donde se observan de manera más concreta cada uno de los contactos mencionados.

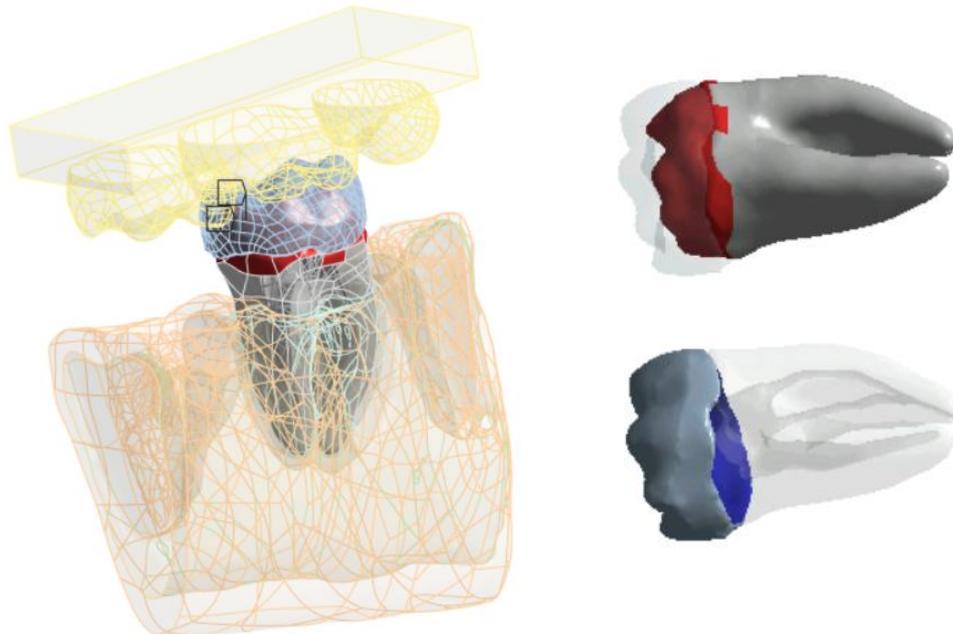


Figura 17. Contacto Esmalte – Dentina

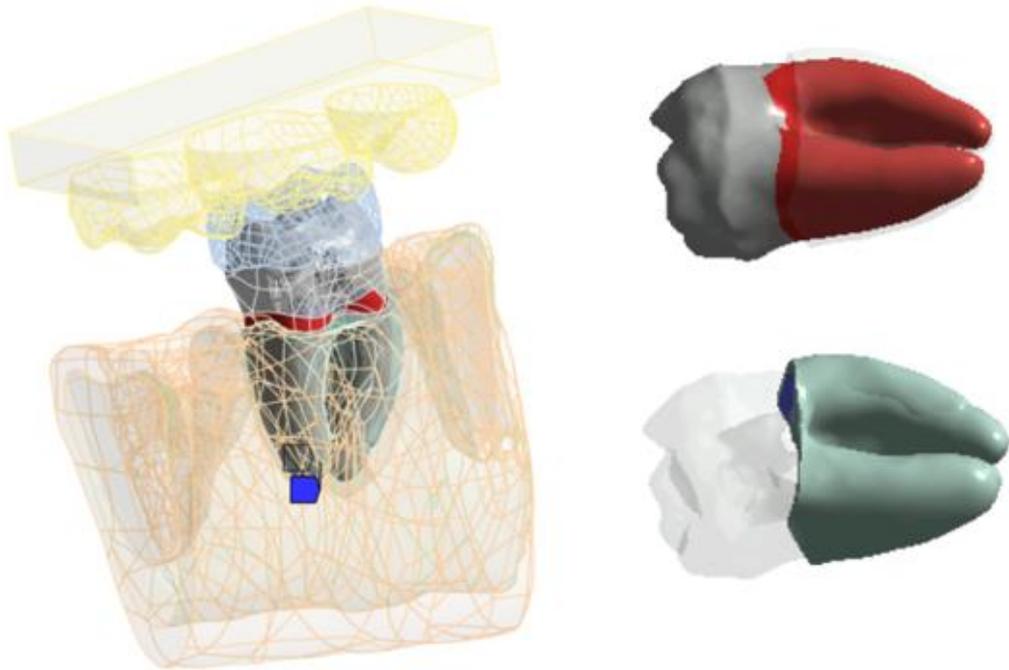


Figura 18. Contacto Dentina - Ligamento



Figura 19. Contacto Ligamento - Hueso

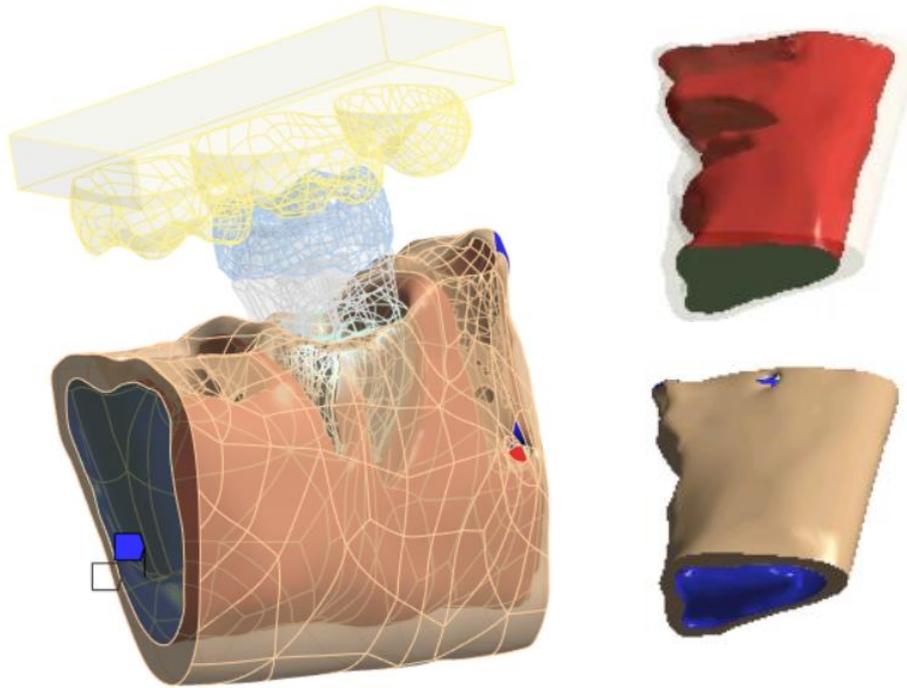


Figura 21. Contacto Hueso trabecular – Hueso cortical

Por último, el último contacto utilizado es el que ocurre entre los dos esmaltes antagonistas. Este contacto es un contacto del tipo *Frictional*, pues permite el deslizamiento relativo entre los dientes durante la masticación. El coeficiente de fricción establecido es de 0,3, debido a lo que se determina en el estudio realizado por D. Rancourt, A. Shirazi – Adl, G Droin y G Paiement [69]. Además, para asegurarse de que el contacto funciona de la manera correcta es necesario cambiar la configuración del contacto y activar la función *Adjust to Touch*. De esta manera al simular el movimiento de la mordida, la geometría se ajustará y no se superpondrán la una con la otra. En la Figura 20 se observa el contacto entre los dos esmaltes.

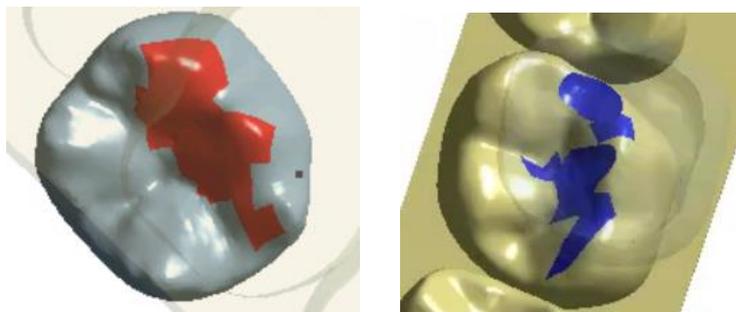


Figura 20. Contacto Esmalte superior – Esmalte inferior

3.1.5 CONDICIONES DE CONTORNO Y CARGAS

En cuanto a la fuerza aplicada en la geometría, ésta se ha aplicado en la cara plana de los dientes superiores. Esto se ha realizado así, pues los dientes que van a ser evaluados son los de los dientes inferiores. La magnitud de esta fuerza se varía a lo largo de todo el proyecto para detectar la fuerza donde empezarán a crearse las grietas y la posterior fuerza necesaria para que comience la propagación de la grieta. En teoría, la fuerza debería haberse aplicado de manera que simule de manera 100% real el movimiento que se realiza durante la masticación. Para ello debería haberse dividido el módulo de la fuerza que se quiere aplicar en los distintos componentes del sistema de coordenadas.

Sin embargo, para que las simulaciones realizadas se asemejen todo lo posible a los ensayos experimentales realizados, se ha aplicado una fuerza en la dirección del eje Z negativo. De esta manera, el movimiento simula el movimiento de compresión que realiza la máquina utilizada para los ensayos. Esta máquina, tal y como se explica en el capítulo destinado a la explicación de los ensayos experimentales, realiza un movimiento puramente vertical con una inclinación de $17,5^\circ$. En la Figura 22 se puede observar la cara donde se ha aplicado la fuerza.

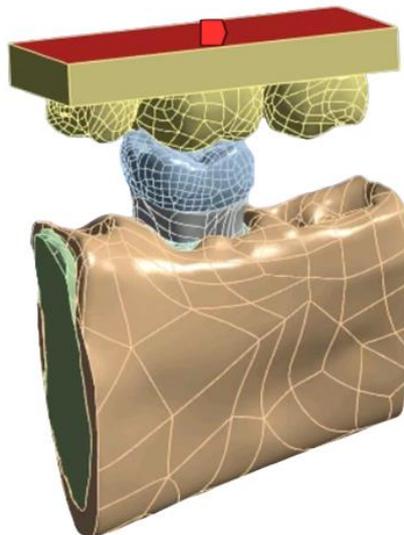


Figura 22. Fuerza aplicada a la geometría

Por otro lado, es indispensable establecer soportes fijos en el sistema. De esta manera se impide el movimiento de un cuerpo o una cara en todos los planos. En el caso de esta geometría se han fijado las dos caras que corresponden a los cortes en el hueso cortical y trabecular. De esta manera, tal y como ocurre en una mandíbula real, se queda fija una de las partes de la mandíbula y se permite el movimiento de otra de las partes. En el caso de una mandíbula real, estos roles suelen estar invertidos. Es la zona superior de la mandíbula la que está fija y la zona inferior la que realiza el movimiento. Sin embargo, como en este caso todos los análisis de tensión y deformación se van a realizar en la zona inferior de la mandíbula, se ha decidido que es más conveniente aplicar las fuerzas y desplazamiento en la zona superior y dejar fija para analizar la inferior. En la Figura 23 se observan las caras donde se ha aplicado el *fixed support*.

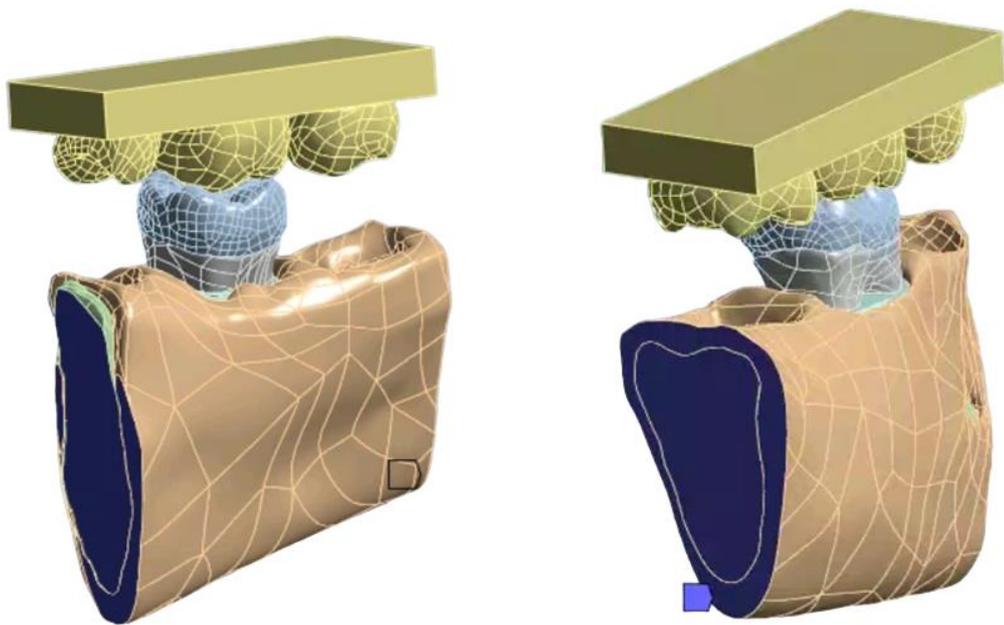


Figura 23. Fixed Support aplicado a la geometría

Por último, para asegurar que finalmente la geometría se comporta de manera similar a una mandíbula real, se ha introducido un *remote displacement*. De esta manera se bloquea la rotación de los dientes superiores y se bloquea cualquier desplazamiento en los ejes X e Y. En la Figura 24 se observa la zona donde se ha aplicado el *remote displacement* y las rotaciones y desplazamientos que han sido bloqueados.

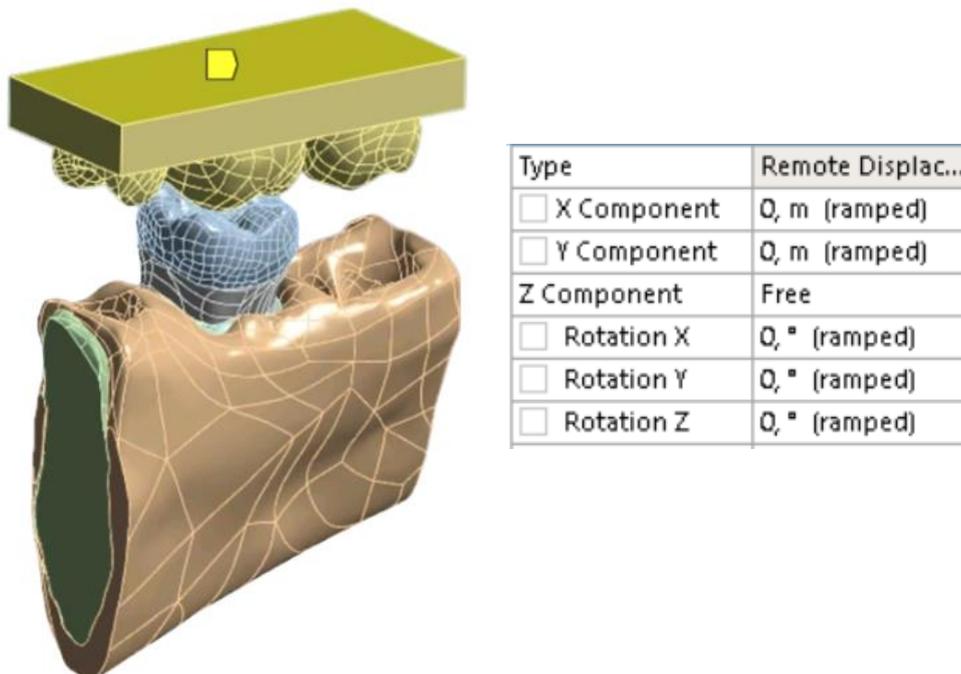


Figura 24. Remote displacement aplicado a la geometría

3.1.6 GENERACIÓN DE GRIETAS

Para la última etapa del análisis computacional, es necesario generar grietas en las zonas identificadas como susceptibles obtenidas en la etapa de análisis de la generación de fractura. Para ello, se han seleccionado en el capítulo 2 los métodos de Semi-elliptical crack y Pre-meshed crack.

El primer paso que se necesita saber para poder generar las grietas de manera correcta es determinar las dimensiones de la microgrieta que se quiere generar. En este caso, para poder saber qué dimensiones debería tener las grietas, se han consultado distintas fuentes y artículos científicos donde se han analizado las dimensiones que suelen tener las

microgrietas generadas por lesiones oclusales. Concretamente, se ha optado por tomar una longitud de grieta de cerca de 1 mm y una profundidad de grieta de 0,2 mm. Estas dimensiones son las que se observaron en la investigación del comportamiento de fractura del esmalte dental fisurado bajo una carga oclusal de 1200 N [70].

Una vez obtenidas las dimensiones se ha seleccionado la zona donde se van a generar las grietas. En concreto se ha seleccionado la cara inferior del esmalte. Esta cara tiene contacto directo con la dentina. Según el artículo publicado en el año 2023 donde se analizó el Factor de intensidad de tensión de un molar fisurado restaurado con diferentes materiales y diseños [71] estas micro fisuras se originan principalmente en el esmalte y, posteriormente, estas se extienden de manera subgingival. Además, en un artículo publicado en el año 2019, se observó como la fractura de un primer molar maxilar se originó en el surco mesial del esmalte, se propagó por el surco y finalmente indujo el daño en la dentina [72]. Para determinar el punto exacto donde colocar la grieta, se han extraído los datos de los valores máximos de von Mises y del Maximum Principal Stress de la zona indicada como susceptible a fractura. Dentro de todos estos puntos se ha seleccionado aquel con mayores niveles de ambas medidas de tensión. De esta manera se ha asegurado seleccionar el punto con máximo von Mises que presenta el mayor esfuerzo a tracción.

Una vez determinadas las dimensiones y la zona donde situar las grietas, se han generado utilizando los métodos seleccionados ofrecidos por ANSYS. Para cada uno de ellos el procedimiento es distinto. A continuación, se muestra una breve descripción del proceso llevado a cabo.

3.1.6.1 Semi-Elliptical crack

Para generar la grieta con el método Semi-elliptical, primero se ha establecido un sistema de coordenadas específico para la grieta que se desea crear. El origen de este sistema de coordenadas se ha situado en el punto donde se ha decidido colocar la grieta. Este sistema de coordenadas define la posición y orientación de la grieta. El eje Y debe colocarse de manera que defina la normal del plano de la grieta y el eje Z determina la dirección longitudinal de la grieta. A su vez, la cara frontal de la grieta debe estar siempre

perpendicular al eje X. Este eje es el que determina la dirección a la cual la grieta va a extenderse. En la Figura 25 se observa el sistema de coordenadas generado para la grieta.

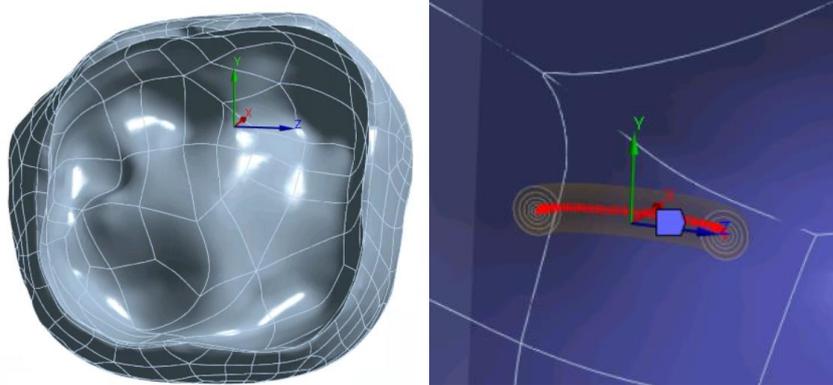


Figura 25. Sistema de Coordenadas grieta semi-elíptica

Una vez, colocado correctamente el nuevo sistema de coordenadas, se ajustan las dimensiones que se quiere que tenga la grieta y la medida de la malla que la rodeará para los posteriores análisis. En cuanto a la malla, es indispensable que esté compuesta por elementos tetraédricos, pues es el único compatible con el método de Semi-elliptical crack de ANSYS. Tras completar todos estos valores en el panel de control se genera la grieta.

En la Figura 26 puede observarse la manera en la que ANSYS refleja la grieta creada en la geometría. En concreto, se puede ver como disminuye los elementos de la malla alrededor de la grieta y la dibuja como una línea en la dirección y con las medidas establecidas en el panel de control.

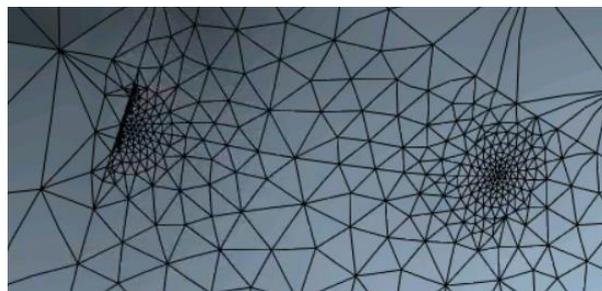


Figura 26. Grieta semielíptica generada

3.1.6.2 Pre-meshed crack

A diferencia del método Semi-Elliptical, donde la grieta se genera de manera virtual en el propio entorno de ANSYS. Para el método Pre-meshed, la grieta debe generarse de manera previa a introducirse la geometría en el entorno de ANSYS. Es decir, esta grieta debe formar parte de la geometría.

Para ello, se ha creado, utilizando el software SolidWorks, una cuña con las mismas dimensiones que las utilizadas en el método Semi-elliptical. Esta cuña tiene forma de grieta semi-elíptica. Esta metodología pretende imitar a la metodología de un artículo publicado en el año 2014 donde se genera una grieta con esta misma forma y posteriormente se analiza con la técnica de Pre-meshed crack donde se obtuvieron resultados satisfactorios [73].

Una vez creada esta cuña, en el software Design Modeler, presente en el entorno ANSYS, se juntan la geometría dental con la cuña creada. La cuña se posiciona en el punto exacto elegido para su colocación, siendo este el mismo seleccionado para el método Semi-elliptical. Y, mediante una operación Booleana, se crea la cavidad en la geometría dental con la forma de la cuña creada. En la Figura 27 se puede observar como se ha quedado la geometría tras esta operación.

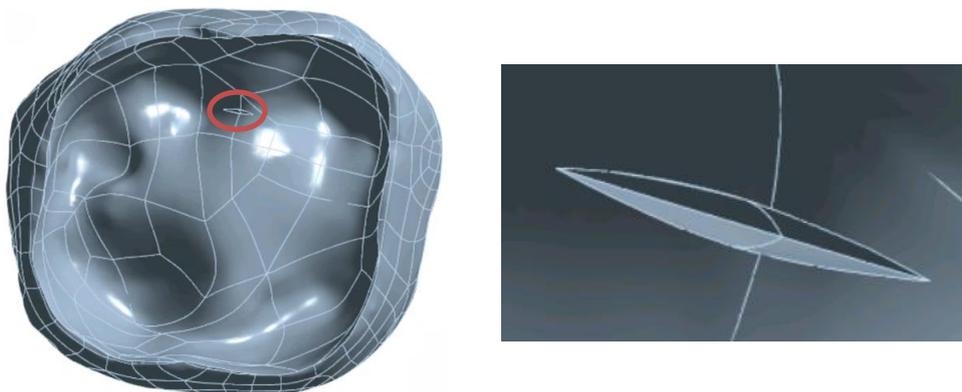


Figura 27. Grieta Pre-meshed generada

Una vez generada la grieta, los pasos a seguir son bastante parecidos a los del método Semi-elliptical. En primer lugar, debe generarse un sistema de coordenadas, con las mismas indicaciones que con una grieta semi-elíptica. El eje X debe ir en la dirección en la que se

propaga la grieta. El eje Y debe ir en dirección normal a la cara frontal de la grieta y el eje Z debe ir en dirección longitudinal a la grieta. En la Figura 28 se puede ver como se ha colocado finalmente este sistema de coordenadas.

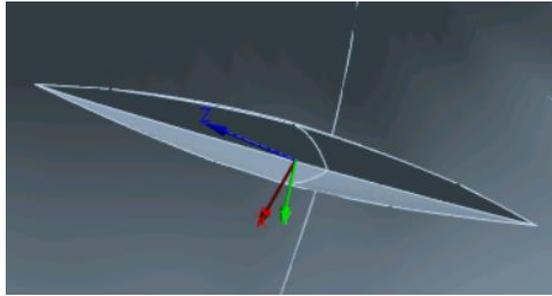


Figura 28. Sistema de Coordenadas grieta Pre-meshed

Habiendo creado el sistema de coordenadas y tras refinar la malla en las caras de la grieta para que los resultados sean lo más fiables posibles, deben nombrarse con la opción *Named selection*, las dos caras de la grieta, así como la línea que conforma la punta de la grieta. Al nombrarlas el sistema permite especificar los nodos de la malla que conforman cada una de las partes de la grieta. Tras identificarlas y habiendo medido estos datos en el panel de control, el sistema ya es capaz de identificar la cavidad de la geometría como grieta y permite realizar cualquier análisis al respecto.

3.1.6.3 SMART CRACK

Para poder realizar el análisis de SMART crack, ANSYS necesita que todo el sistema sea lineal. Debido a esto, para que el análisis fuera concluyente ha sido necesario eliminar el contacto friccional que había entre el esmalte de arriba y de abajo. Para poder hacer esto, y que no perjudicara a los resultados obtenidos, se ha realizado una operación Booleana en la geometría que permite reflejar en el cuerpo del esmalte inferior las zonas que tienen contacto directo con el cuerpo del esmalte superior. En la Figura 29 se puede observar cómo se han impreso estas zonas en la geometría.

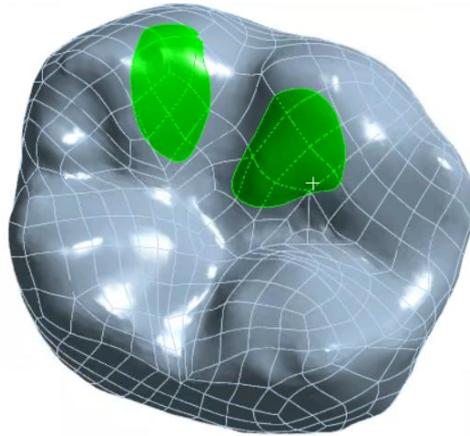


Figura 29. Impresión zonas de contacto en esmalte mandibular.

Al realizar esta operación el cuerpo que formada los dientes superiores, donde estaba aplicada la fuerza, se eliminan. Por lo que, es en estas zonas impresas, que se muestran en la Figura 29, donde se ha aplicado la fuerza para que no saltara ningún error a la hora de realizar el análisis de SMART crack.

3.2 PREPARACIÓN DE LOS ENSAYOS EXPERIMENTALES

Para poder comenzar con el proceso de los ensayos experimentales, en primer lugar, es necesario obtener muestras humanas reales. Durante toda la etapa de simulación computacional se ha evaluado un segundo molar, por lo que es conveniente que el diente utilizado para los ensayos experimentales también sea un molar. En este caso, se ha conseguido obtener una mandíbula humana de un paciente recientemente fallecido. En concreto el paciente es un hombre cercano a los 65 años. Debido a la edad, es posible que las propiedades del material dental se hayan visto degradadas y que altere ligeramente los valores obtenidos en los ensayos.

Al evaluar de manera extensa la mandíbula obtenida, se ha podido ver que varios dientes del paciente son realmente implantes. Éstos no han podido ser utilizados para el experimento, debido a que las características de los materiales utilizados en este tipo de implantes no tienen nada que ver con las propiedades de un diente humano real. Finalmente, se ha decidido utilizar los 4 terceros molares (muelas del juicio) que tenía el paciente. En este caso, son los

únicos que se encuentran en perfectas condiciones y que se asemejan a la geometría evaluada en el análisis por elementos finitos.

Previo a realizar cualquier preparación, es necesario sacar fotos de todos los ángulos de la mandíbula, estando todavía intacta. Gracias a esto se tendrá documentado en todo momento cual es exactamente la posición de mordida de cada uno de los dientes. El poder mantener esta posición ayuda a, posteriormente, poder agilizar la colocación de las muestras en el banco de ensayos. Uno de los puntos que determinan si un ensayo es satisfactorio o no es el buen posicionamiento de las piezas, por lo que tener registrada la mordida es un paso imprescindible en el experimento. En la Figura 30 y la Figura 31 se pueden observar las mordidas de las dos parejas de molares que se han ensayado.

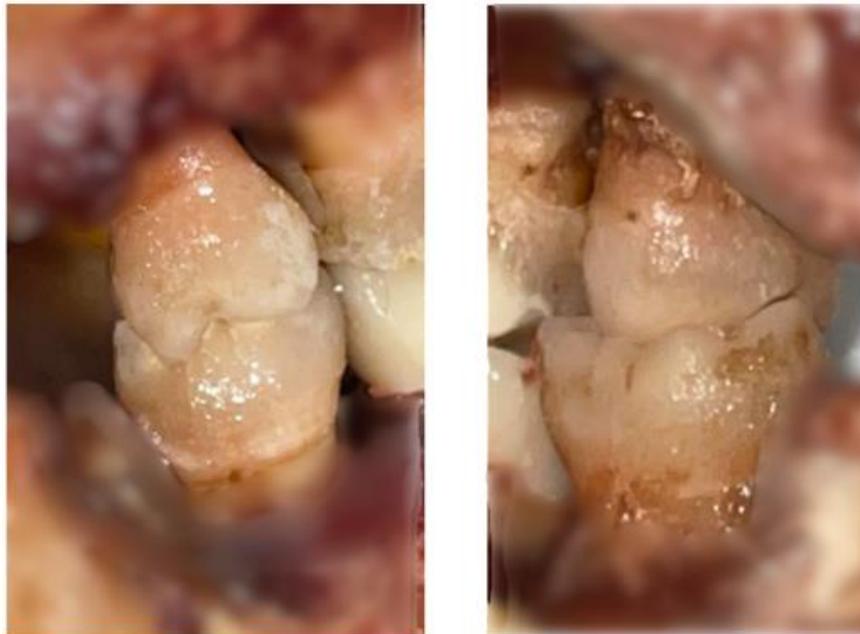


Figura 30. Mordida Muestra Derecha

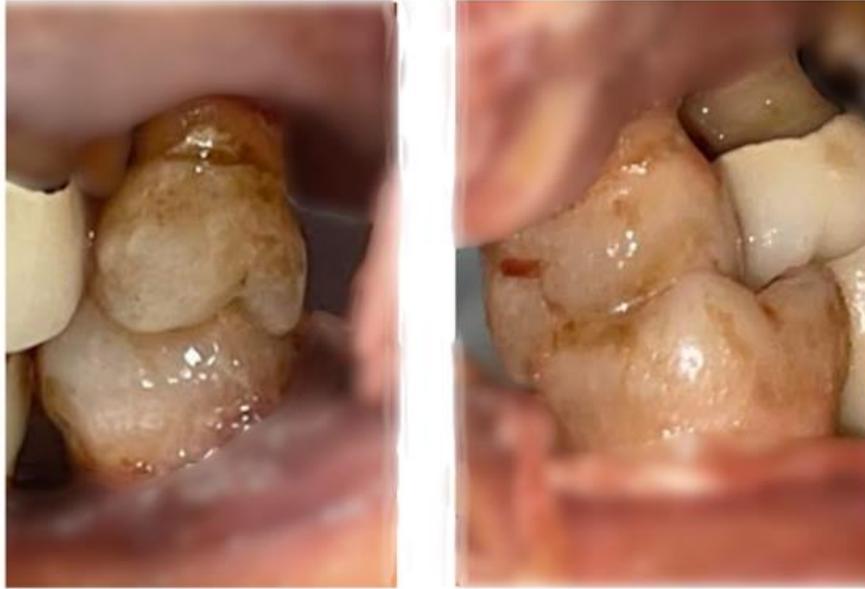


Figura 31. Mordida Muestra Izquierda

Una vez decididas las piezas que se van a ensayar y habiendo sacado las fotos correspondientes, es necesario prepararlas. En primer lugar, se coge la mandíbula y se coloca en una mordaza. De esta manera la mandíbula se queda fija para poder seccionarla. En concreto, se realizan dos cortes transversales para separar los terceros molares del resto de la mandíbula. Estos cortes transversales es imprescindible realizarlos con sumo cuidado, para poder mantener el esmalte, la dentina y los huesos trabecular y cortical intactos. Al tratarse de materiales biológicos, es importante que durante todo el proceso se utilice equipo de protección, como gafas de protección, mascarilla y guantes. Todo el proceso descrito se realizó en un ambiente de protección biológica clase II.

Una vez decididas las piezas que se van a ensayar y habiendo sacado las fotos correspondientes, es necesario prepararlas. En primer lugar, se coge la mandíbula y se coloca en una mordaza. De esta manera la mandíbula se queda fija para poder seccionarla. En concreto, se realizan dos cortes transversales para separar los terceros molares del resto de la mandíbula. Estos cortes transversales es imprescindible realizarlos con sumo cuidado, para poder mantener el esmalte, la dentina y los huesos trabecular y cortical intactos. Al tratarse de materiales biológicos, es importante que durante todo el proceso se utilice equipo de

protección, como gafas de protección, mascarilla y guantes. Todo el proceso descrito se realizó en un ambiente de protección biológica clase II.

Tras haber obtenido las secciones con los molares que se van a ensayar, es importante limpiarlos y eliminar cualquier resto de tejido que pueda quedar. Una vez limpiadas, están listas para ser fijadas en los moldes. Para fijar los dientes a los dos cabezales de la máquina para el ensayo de compresión, estos se unen primero a unos moldes desechables mediante resina EPOXY. Los moldes son desechables, debido a que al tener que verter resina en ellos, después no se pueden volver a utilizar. Estos moldes han sido impresos en el laboratorio de fabricación de ICAI, con las impresoras 3D propiedad del laboratorio.

Tal y como se ha comentado, para fijar las piezas dentales a cada uno de los moldes se utiliza resina EPOXY. En concreto se mezclan dos partes de resina por cada parte de endurecedor, tal y como recomienda el fabricante. Sin embargo, previo a verterla, es necesario asegurarse de que la posición en la que se colocan los dientes permite que, colocados en la máquina, tengan la posición de mordida perfectamente ajustada. Para ello, se enrollan los dientes en un alambre que se ata a los moldes. Al ir doblando el alambre, este permite ir ajustando la posición de los dientes en el molde. Este ajuste debe hacerse de la manera más rigurosa posible, pues, tal y como ya se ha mencionado, la buena colocación de la mordida es determinante en la eficacia del experimento. Tras ir comprobando y ajustando la posición de mordida de las dos muestras, se sellan vertiendo la resina EPOXY y se dejan secar durante, al menos, veinticuatro horas. Una vez endurecida la resina, se limpia cualquier resto que pueda haberse pegado en alguno de los dientes a ensayar. Tras haber realizado todos estos pasos, ya pueden comenzar los experimentos.

Capítulo 4. ENSAYOS COMPUTACIONALES

Una vez completados todos los pasos y procedimientos necesarios para preparar los ensayos computacionales, se presentan a continuación los resultados obtenidos, tanto para la detección de las zonas susceptibles a fractura como para el análisis posterior de la propagación de las grietas generadas.

4.1 ANÁLISIS GENERACIÓN DE FRACTURA

Tal y como se ha presentado en el capítulo 2, se han utilizado 5 métodos de predicción de fractura distintos. En concreto, se han analizado en profundidad únicamente los materiales que forman el diente: el esmalte y la dentina. Los cinco métodos seleccionados para el análisis se han utilizado para observar el comportamiento de cada uno de los materiales y, para tratar de detectar las zonas susceptibles a fracturarse.

4.1.1 RESULTADOS DENTINA

Para observar los resultados de la dentina se ha tomado como Ultimate Stress una tensión de 68,5 MPa. La procedencia de este dato se ha explicado en el capítulo 2.

4.1.1.1 Maximum Principal Stress

Al medir el valor máximo del Maximum Principal Stress en la dentina, se puede observar que la fractura comenzaría a una carga de 2000 N. Toda el área marcada en rojo en la Figura 32 son la zona cuyas tensiones superan el valor del estrés último que soporta el material. En este caso, el valor máximo registrado es de 68,98 MPa, por lo que la grieta se iniciaría en esa área. Al examinar la zona donde se originaría la fractura, se puede ver que corresponde al interior de la dentina, donde hay una región hueca. Además, si observamos la tendencia de estas tensiones, podemos ver que la zona con mayores tensiones cruza de forma longitudinal la dentina.

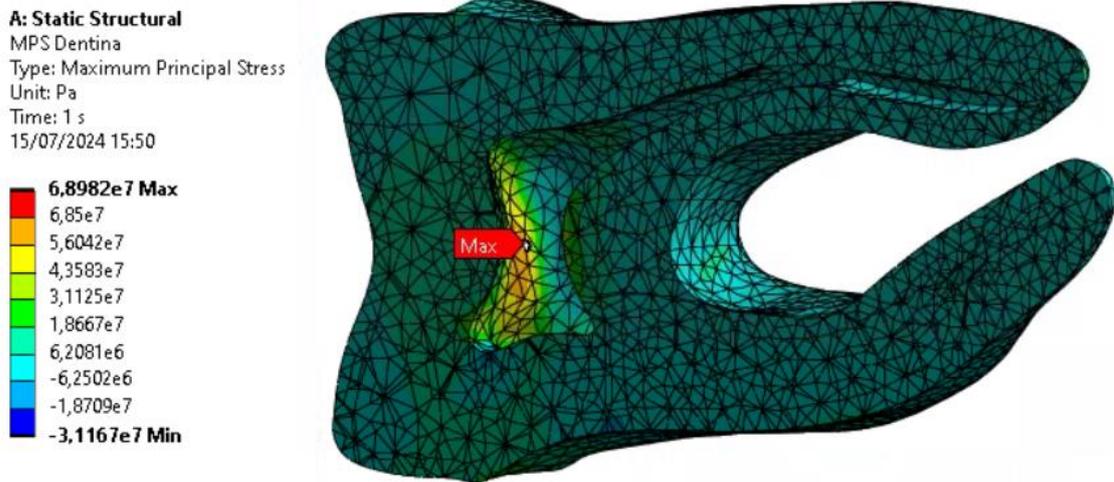


Figura 32. Representación Maximum Principal Stress Dentina

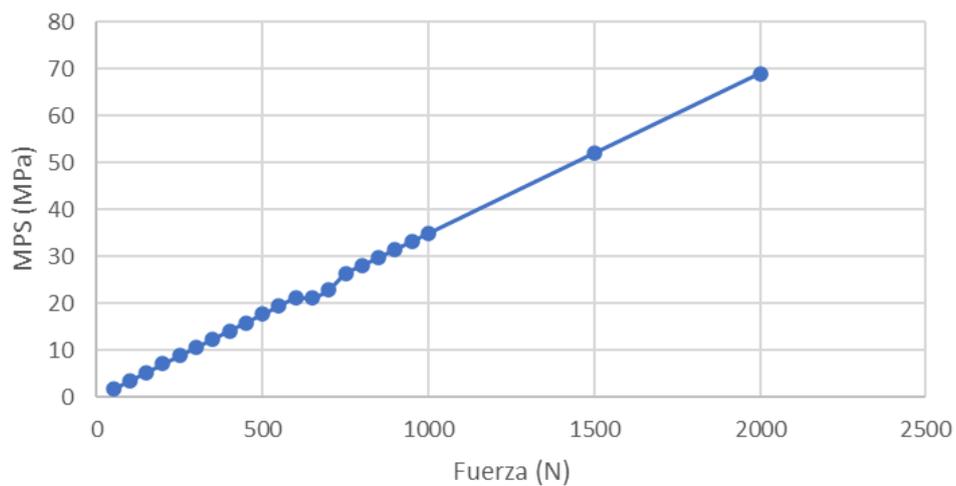


Figura 33. Resultados Maximum Principal Stress Dentina

4.1.1.2 Von Mises

Sin embargo, si se observan los resultados obtenidos midiendo el valor máximo de von Mises, se puede ver que la creación de la primera grieta ocurre con una carga de 900 N, mucho antes que con lo obtenido midiendo el Maximum Principal Stress. Aunque el valor de la carga para el cual comienza la rotura no sea el mismo que con los demás métodos, en la Figura 34 se puede ver que la zona marcada como susceptible sí que es la misma.

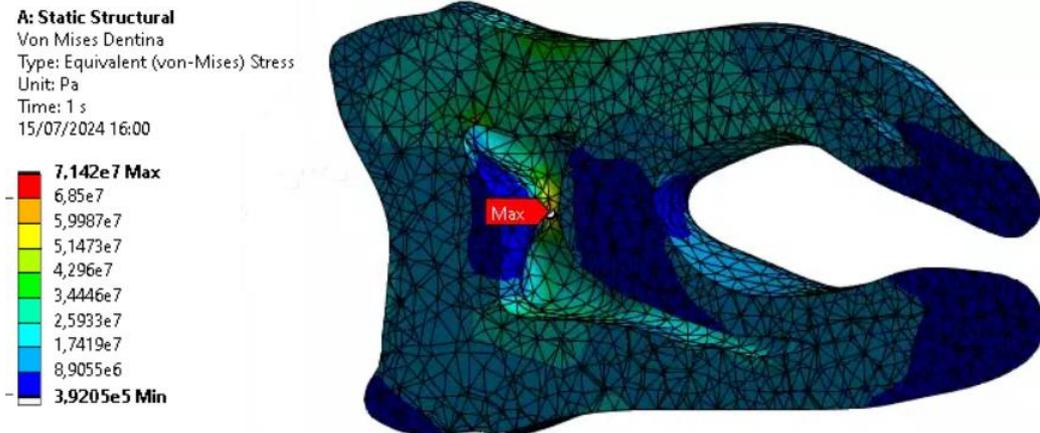


Figura 34. Representación von Mises Dentina

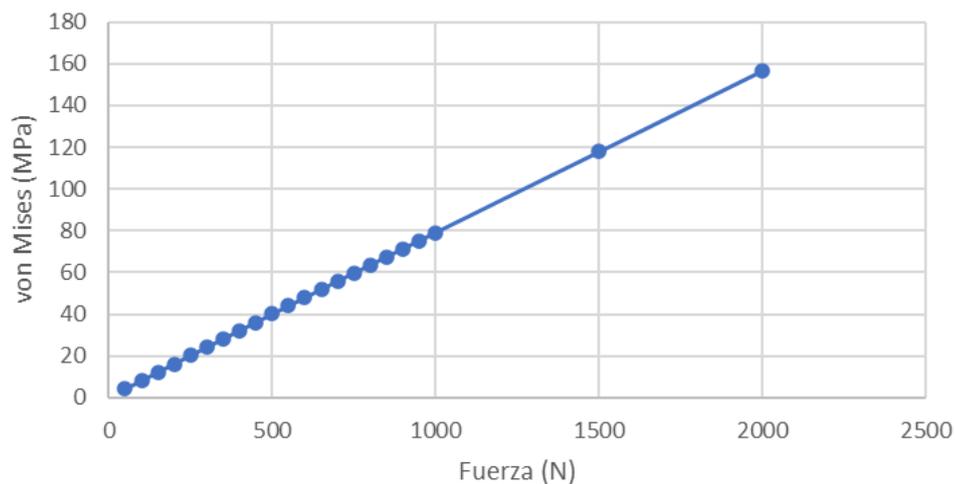


Figura 35. Resultados von Mises Dentina

4.1.1.3 FFI Goodman

En cuanto al criterio establecido por Vukicevic en 2015, se observa que el nivel del Factor de Goodman que supera 1, indicando el inicio de fractura, se alcanza con una carga de 1500 N. Esta carga es bastante similar al resultado obtenido al medir el Maximum Principal Stress. Tal como se muestra en la Figura 36, según este criterio, la zona con el mayor factor, y por lo tanto donde comenzaría a generarse la grieta, es en el interior de la dentina. El factor obtenido con esta carga es de 1,22, lo que sugiere que la grieta probablemente comenzaría a formarse alrededor de los 1250 N. Además, comparándolo con la Figura 32 se puede afirmar

que tanto en el criterio de Maximum Principal Stress como en el factor FFI Goodman, la zona identificada como el inicio de la grieta es prácticamente la misma, aunque los valores de carga difieran ligeramente.

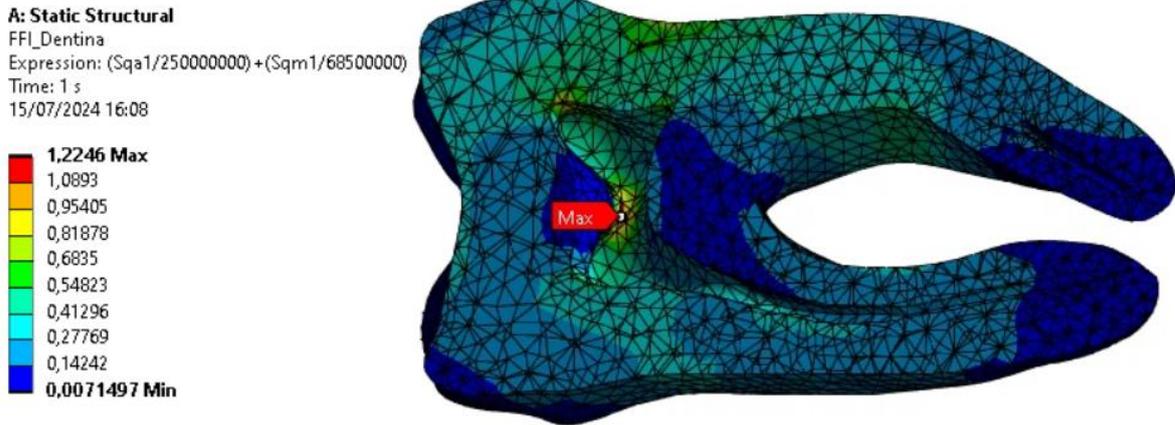


Figura 36. Representación FFI Goodman Dentina

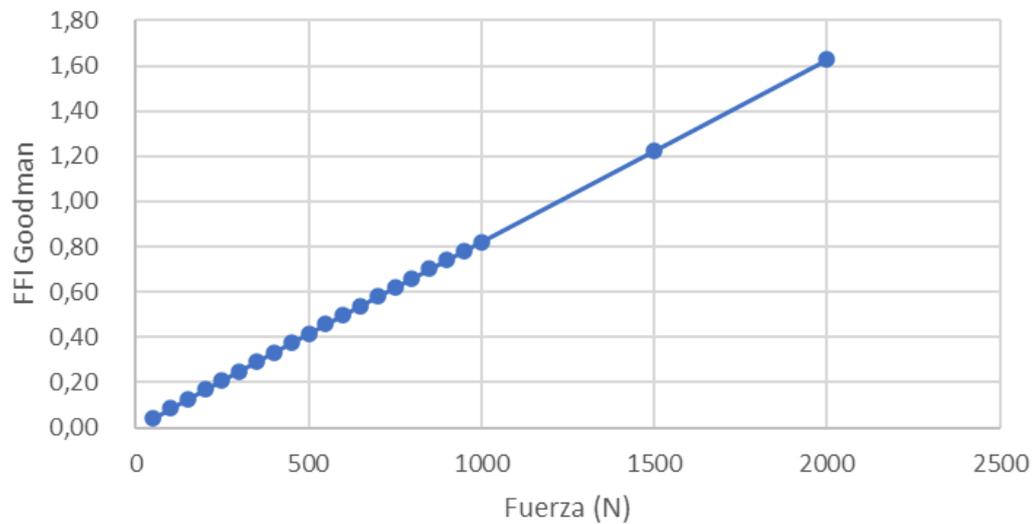


Figura 37. Resultados FFI Goodman Dentina

4.1.1.4 Curva Stress - Life

Gracias a la curva Stress Life, se puede determinar el número de ciclos necesarios para que el material se fracture. En el caso de la dentina, según la gráfica mostrada en la Figura 38, la carga que causaría una fractura instantánea es de 1500 N. A este nivel de carga, la tensión sería de 117,8 MPa, y serían necesarios 0,57 ciclos para que ocurra la ruptura. Este valor de 1500 N coincide con el obtenido mediante el método FFI Goodman, lo que indica que ambos métodos producen resultados similares.



Figura 38. Curva Stress - Life Dentina

4.1.2 RESULTADOS ESMALTE

Para observar los resultados de la dentina se ha tomado como Ultimate Stress una tensión de 400 MPa. La procedencia de este dato se ha explicado en el capítulo 2.

4.1.2.1 Maximum Principal Stress

En este caso, no se ha conseguido llegar al nivel de carga que conseguiría tener una Maximum Principal Stress superior al Ultimate Stress del esmalte. En la Figura 39 se muestra el resultado para una carga de 2000 N. Donde el valor de tensión máxima se da en la cara interna del esmalte, a diferencia de los demás métodos.

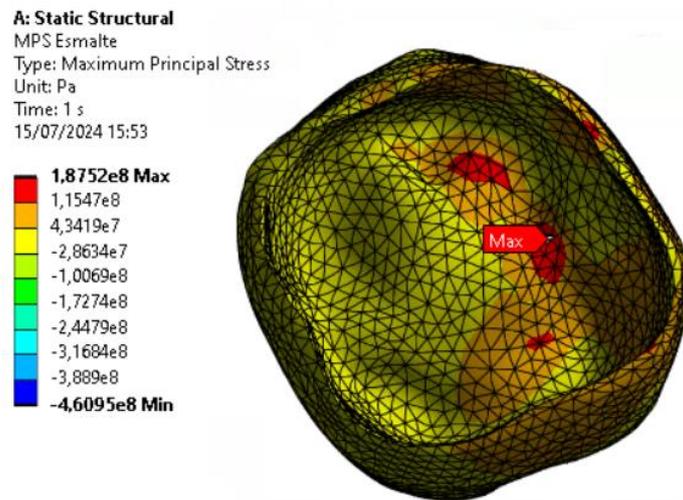


Figura 39. Representación Maximum Principal Stress Esmalte

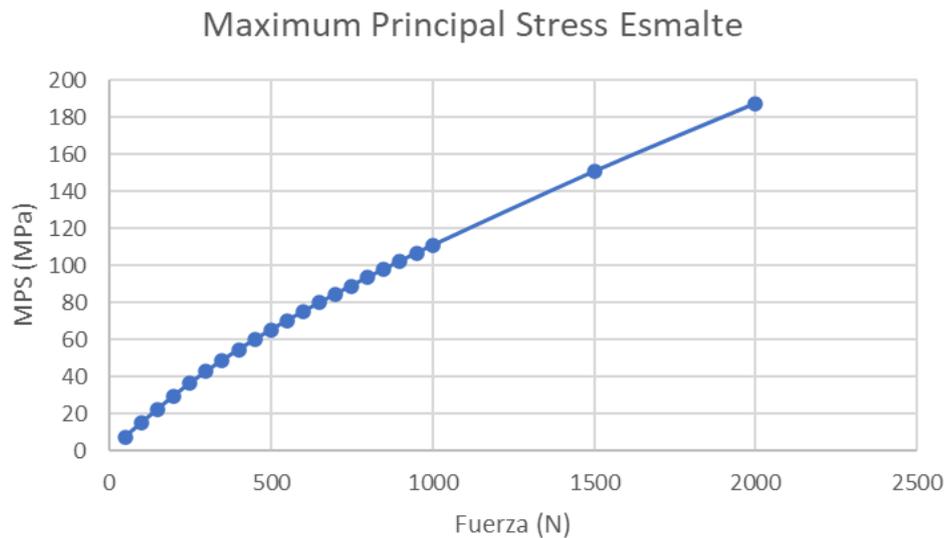


Figura 40. Resultados Maximum Principal Stress Esmalte

4.1.2.2 Von Mises

Por otro lado, al observar los resultados obtenidos con el criterio de von Mises aplicado al esmalte, se puede apreciar que la fractura comenzaría con una carga de 1500 N, bastante después del inicio de la generación de la grieta en la dentina según este mismo criterio. En este caso, el valor máximo y, por lo tanto, el punto donde comenzaría la grieta, tal y como se observa en la Figura 41, se encuentra en la superficie superior del esmalte, que es la zona en contacto directo con el diente superior.

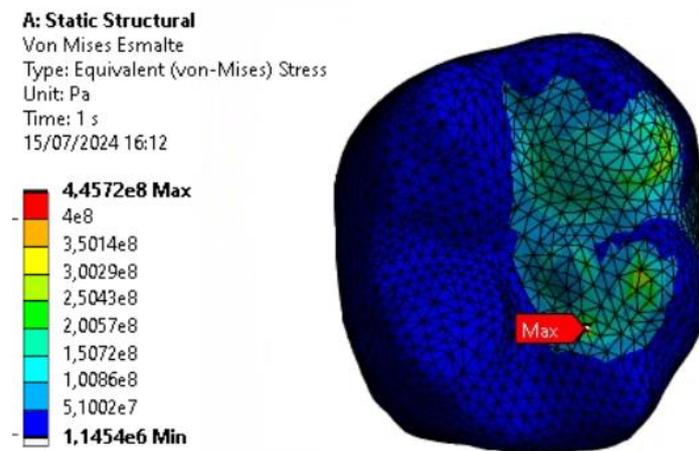


Figura 41. Representación von Mises Esmalte

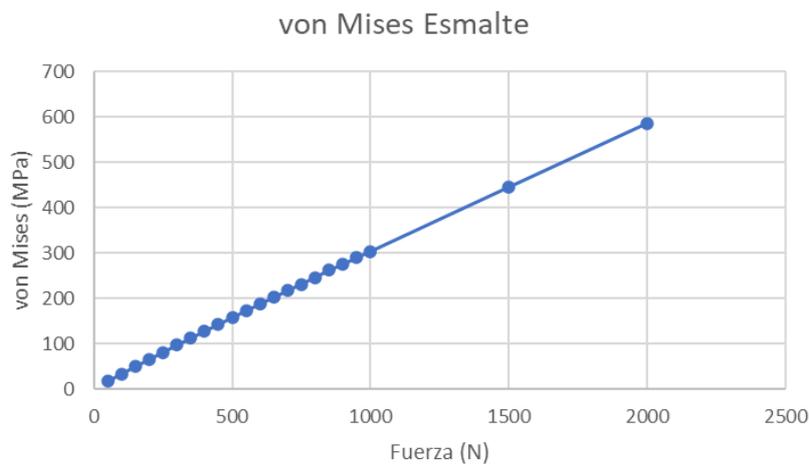


Figura 42. Resultados von Mises Esmalte

4.1.2.3 FFI Goodman

En este caso, al observar el Factor de Goodman, se aprecia que el valor máximo y superior a 1, que indicaría el inicio de la fractura, se presenta en la misma zona estimada por el método de von Mises, tal y como se ve en la Figura 43. Además, este inicio de la grieta también ocurre con una carga de 1500 N. Por lo tanto, en teoría, para un material como el esmalte, los resultados obtenidos con el criterio de von Mises y el Factor de Goodman son prácticamente idénticos.

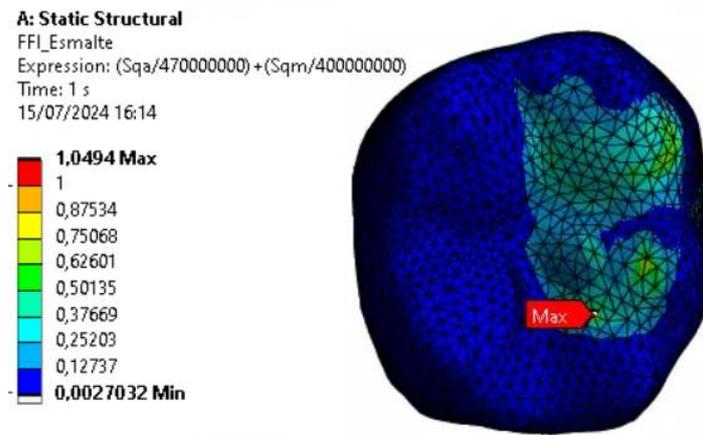


Figura 43. Representación FFI Goodman Esmalte

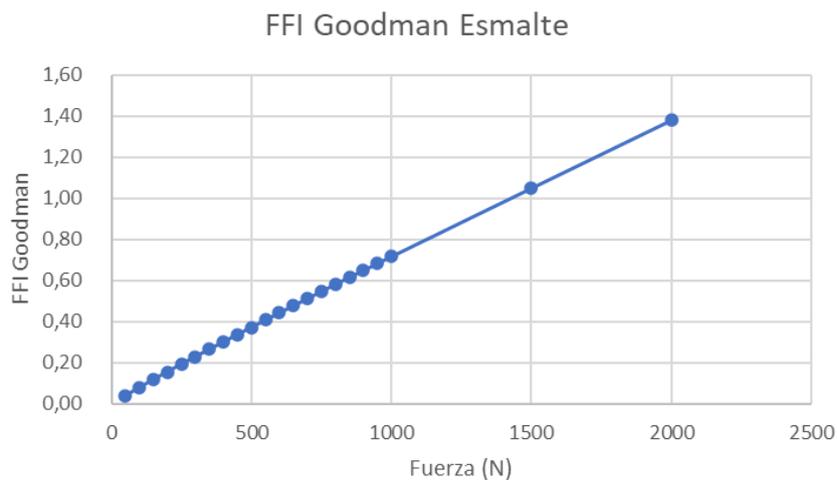


Figura 44. Resultados FFI Goodman Esmalte

4.1.3 PROBABILIDAD DE FRACTURA DE WEIBULL

Según los resultados reflejados en la probabilidad de fractura de Weibull presentes en la gráfica de la Figura 35, teóricamente debería ser el esmalte el que comenzara a romperse antes, con cargas de alrededor de 500 N. Esto no refleja los mismos resultados que los obtenidos con los demás métodos, que decían que el primer material en comenzar a romperse sería la dentina. Sin embargo, Si observamos la curva generada para la dentina, sí que podemos ver que entre las cargas de 1500 N y 2000 N la probabilidad de fractura ya sería de niveles que indicarían un comienzo de rotura. Esto sí que casaría con lo reflejado para este material en los otros métodos de predicción.

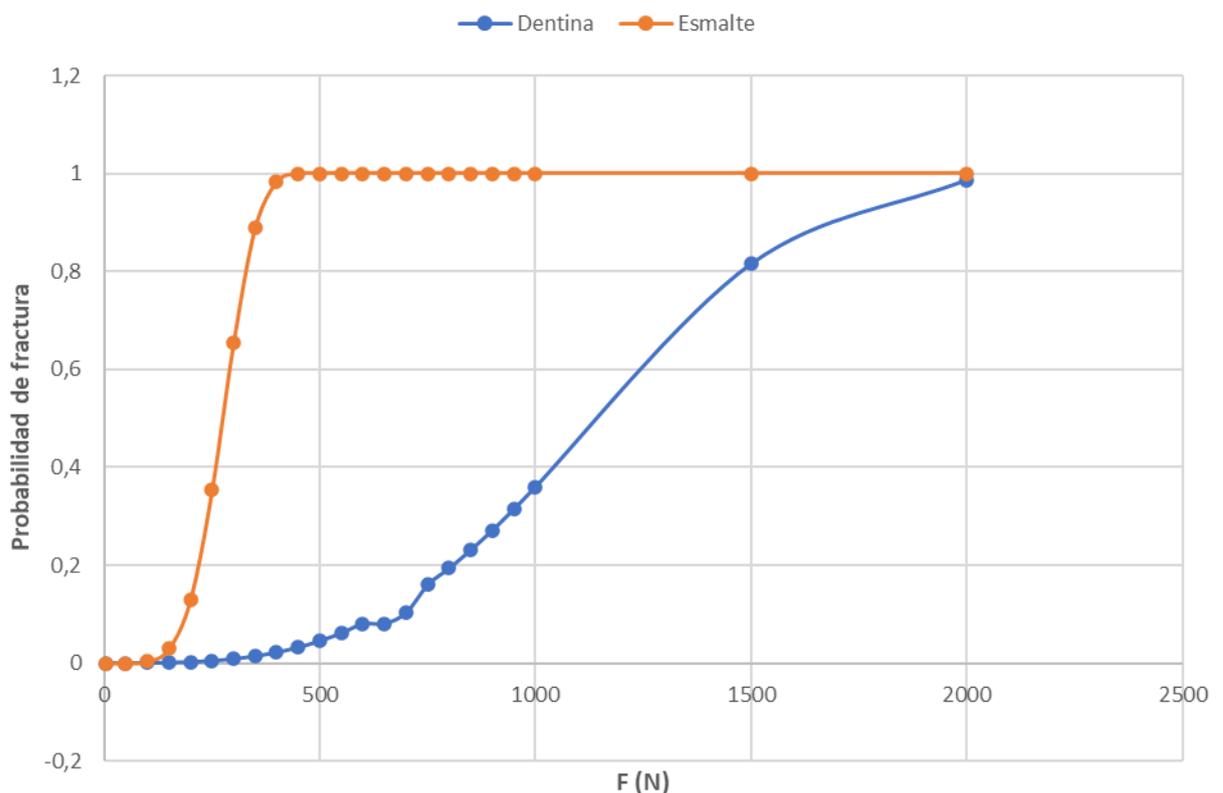


Figura 45. Probabilidad de fractura Weibull Dentina y Esmalte

4.2 ANÁLISIS PROPAGACIÓN DE FRACTURA

Tras haber detectado las zonas susceptibles a fractura y la carga en la que comienzan a generarse dichas fracturas, se ha analizado que ocurre una vez se generan estas microgrietas. Tal y como se ha comentado en el capítulo 2, los métodos utilizados para la generación de grietas han sido, finalmente, Semi-elliptical crack y Pre-meshed crack. Además, en el capítulo 3 se ha detallado la manera en la que se han creado cada una de las grietas, así como las dimensiones utilizadas para las mismas. Así, mismo, a las grietas generadas con estos métodos, se les ha realizado un análisis con SMARTCRACK. De esta forma ha podido observarse la tendencia a la propagación siguiendo cada uno de los modelos. A continuación, se muestran los resultados obtenidos en cada uno de los modelos.

4.2.1 RESULTADOS SEMI-ELLIPTICAL CRACK

En primer lugar, se ha analizado la situación de la grieta al estar soportando una carga de 1500 N. Esta es la carga que se ha observado para la cual comenzarían a generarse las microgrietas. Al observar el comportamiento de la grieta a este nivel de carga, se ha podido analizar si esta se propagaría o no.

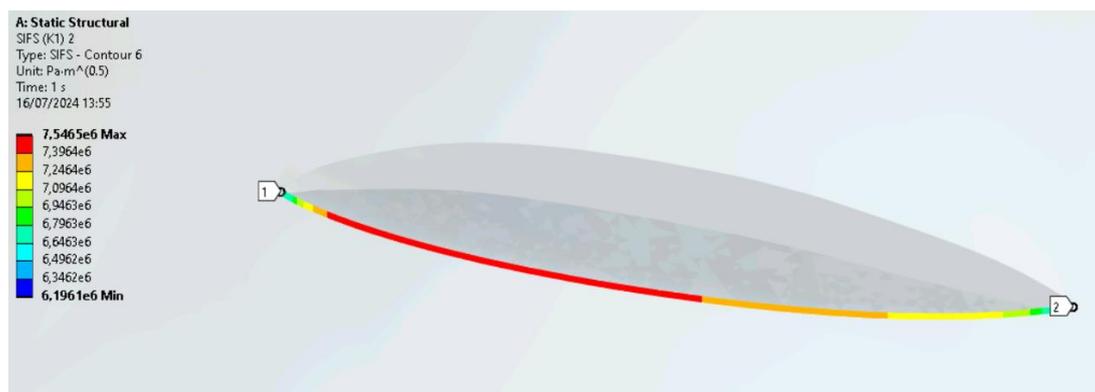


Figura 46. Resultados K_1 Semi-elliptical a 1500 N

En cuanto a los Stress Intensity Factor medidos por distintos modos de carga, el modo K_1 mide el Factor de intensidad de tensión en modo de apertura [74]. Es decir, mide la intensidad de las tensiones perpendiculares al plano de la grieta, causando una apertura de la grieta. En

este caso si se observa la Figura 46, se puede ver que tienen niveles bastante altos en toda la grieta, superándose el Fracture Toughness característico del material.

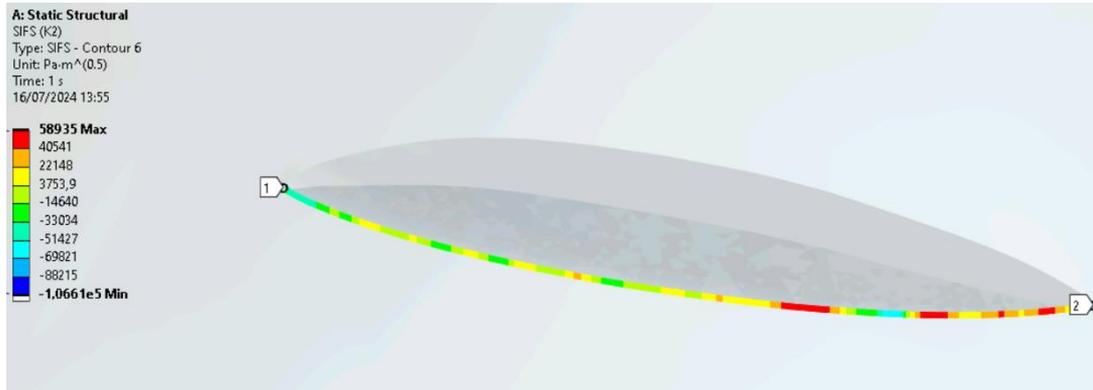


Figura 47. Resultados K_2 Semi-elliptical a 1500 N

Sin embargo, si se observan los niveles de K_2 en la Figura 47, donde se mide la intensidad de las tensiones tangenciales al plano de la grieta y perpendiculares al frente de la grieta, causando un deslizamiento de las caras de la grieta una sobre la otra, se puede observar que estas no superan el límite característico del material.

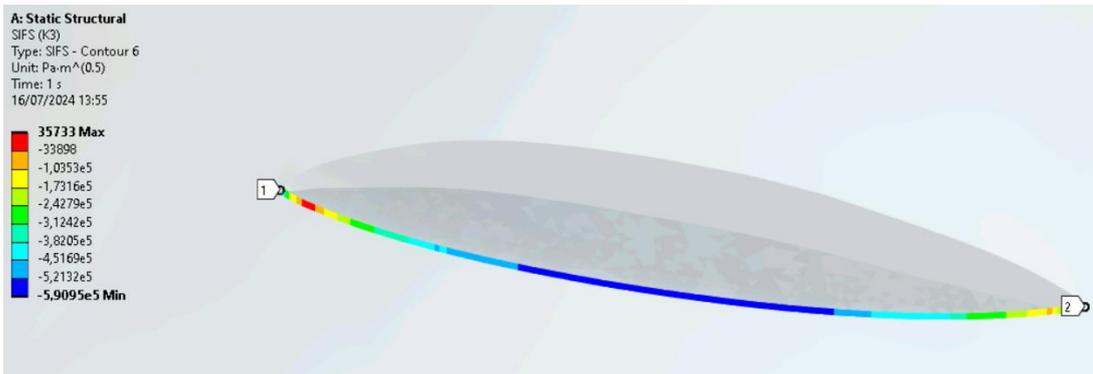


Figura 48. Resultados K_3 Semi-elliptical a 1500 N

Por último, al observar los niveles de K_3 en la Figura 48, donde se mide la intensidad de las tensiones tangenciales al plano de la grieta y paralelas al frente de la grieta, causando un desgarro de las caras de la grieta en direcciones opuestas, se puede ver que este tampoco supera el límite característico del material.

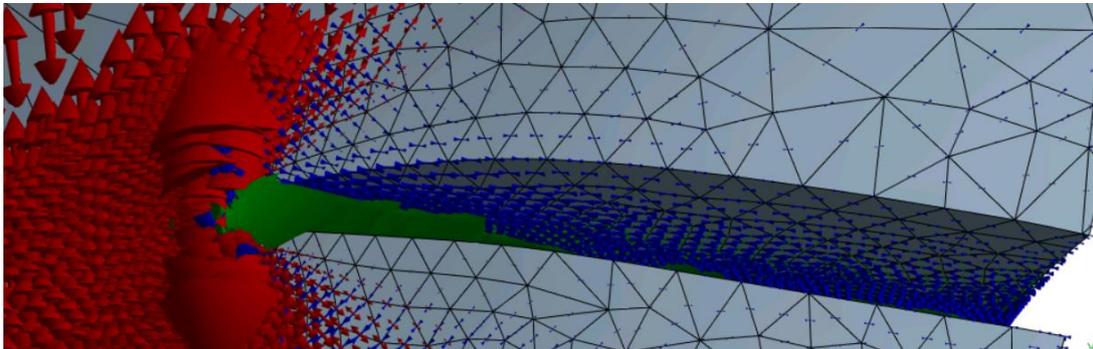


Figura 49. Vector principal de tensiones frontal a 1500 N

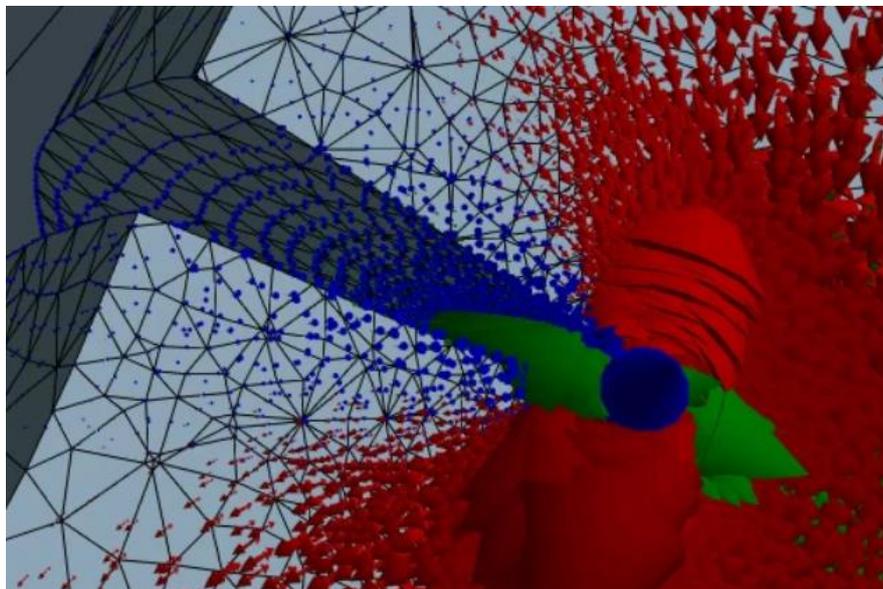
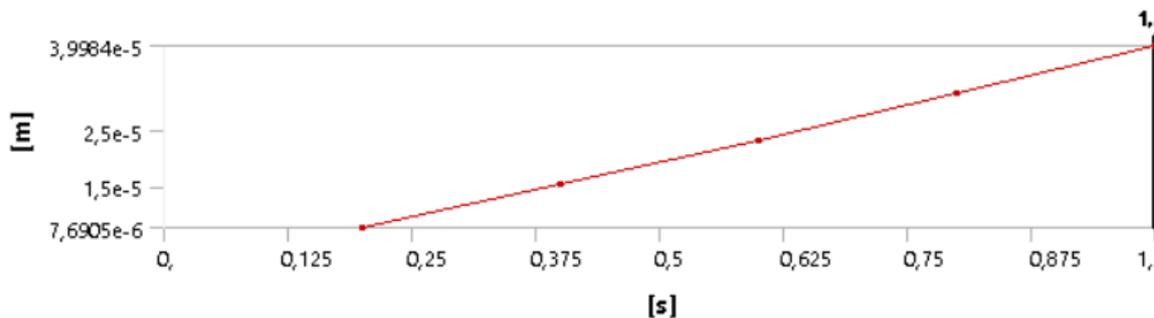


Figura 50. Vector principal de tensiones lateral a 1500 N

A su vez, al observar los vectores de tensión principales tan en la cara frontal de la grieta (Figura 49), como en la cara lateral de la grieta (Figura 50), se puede observar cómo existen grandes niveles de tensión que tiran hacia fuera en los extremos de la grieta. Esto abre la posibilidad de que la grieta se esté abriendo en ese sentido y, por lo tanto, se extienda en sentido longitudinal. Además, también se puede observar como existen tensiones significativas que están tirando hacia dentro de la grieta, por lo que podrían existir también una prolongación en sentido transversal. Para obtener las imágenes de la cara lateral de la grieta se ha realizado un corte de sección.

Sin embargo, para poder confirmar que las tensiones son lo suficientemente altas como para que la grieta se propague tanto en sentido transversal, como longitudinal, es necesario implementar la herramienta de SMART crack. En el capítulo 3, ya se ha comentado el método que utiliza para detectar si una grieta se propaga o no.



	Time [s]	<input checked="" type="checkbox"/> Crack Extension Probe [m]	Changed Mesh
1	0,2	7,6905e-006	
2	0,4	1,5297e-005	Yes
3	0,6	2,3321e-005	Yes
4	0,8	3,1546e-005	Yes
5	1,	3,9984e-005	Yes

Figura 51. Resultados Crack Extension Semi-elliptical 1500 N

Al observar los resultados mostrados en la Figura 51, se puede afirmar que con una carga de 1500 N la grieta ha presentado propagación. En concreto el valor de Crack Extension presente ha sido de $40 \mu m$. Esta medida corresponde a la extensión en el sentido del eje X correspondiente al sistema de coordenadas de la grieta. En la Figura 52, se pueden ver unos puntos verdes donde se reflejan los cambios en la malla de la grieta. Estos cambios de malla representan una propagación abrupta de la grieta.

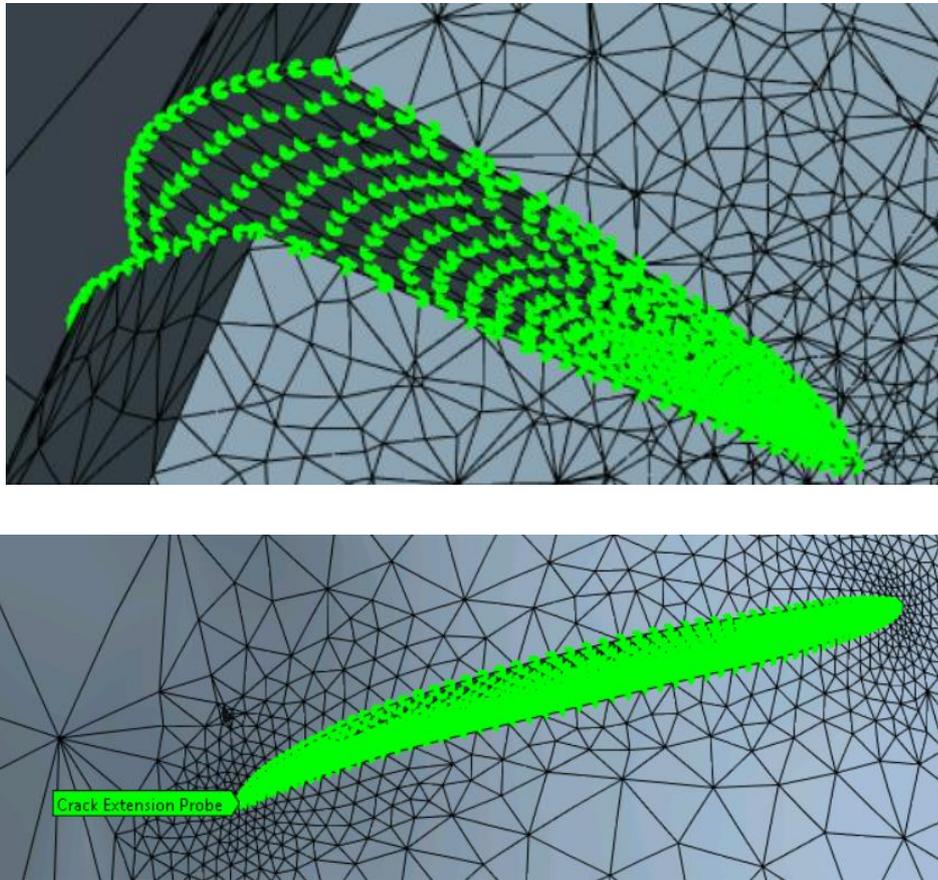
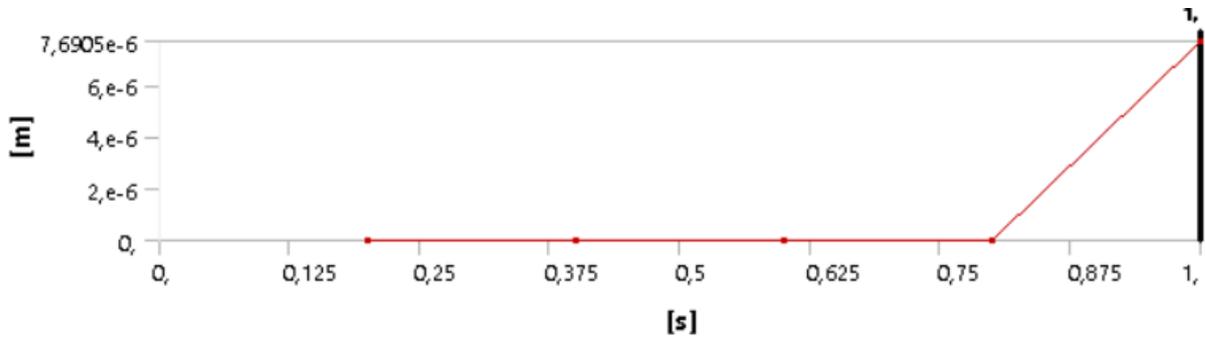


Figura 52. Propagación de la grieta Semi-elíptica a 1500 N

Al observar los resultados obtenidos en la Figura 51, se ha podido detectar que la propagación de la grieta comienza con una carga muchísimo más ligera. En concreto, es entre los segundos 0,125 y 0,25, donde la carga a la que ha llegado el sistema es mucho menos, donde comienza a propagarse la grieta.

Debido a esto, y habiendo determinado que es a una carga de 1500 N a la que podrían comenzarse a generar este tipo de microgrietas, se ha decidió observar si una vez generada la grieta, estas comenzarían a propagarse aun sufriendo impactos con carga significativamente menor.

Tras realizar distintas iteraciones, se ha podido ver que a una carga de 180 N la grieta ya comenzaría a propagarse, aun siendo la propagación de magnitudes pequeñas. En concreto comienza la extensión de la grieta en 7,7 μm .



	Time [s]	<input checked="" type="checkbox"/> Crack Extension Probe [m]
1	0,2	0,
2	0,4	0,
3	0,6	0,
4	0,8	0,
5	1,	7,6905e-006

Figura 53. Resultados Crack Extension Semi-elliptical 180 N

Al igual que ocurría con la grieta sometida a una carga de 1500 N, en el caso de la carga a 180 N los niveles de K_2 y K_3 no superan el límite característico del material. Sin embargo, en este caso los niveles de K_1 superan ligeramente este límite.

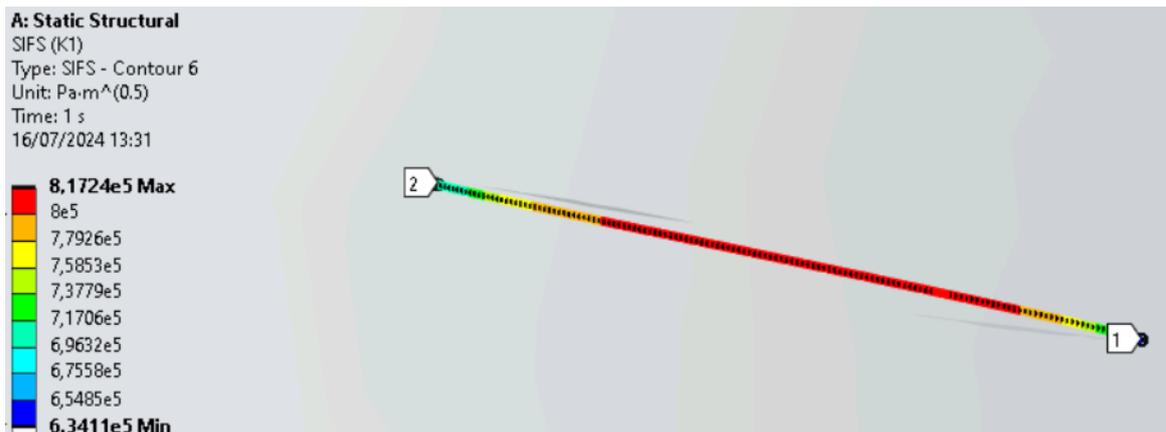


Figura 54. Resultados K_1 Semi-elliptical a 180 N

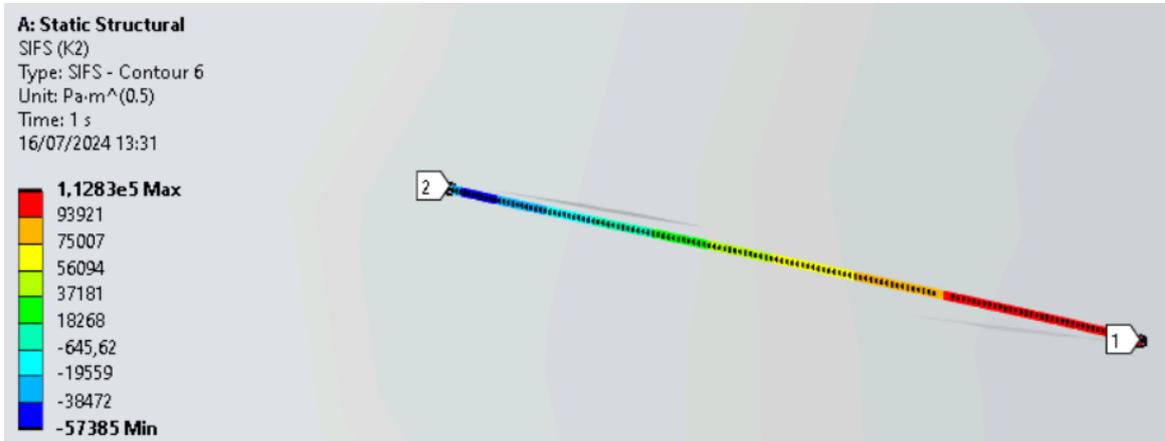


Figura 55. Resultados K_2 Semi-elliptical a 180 N

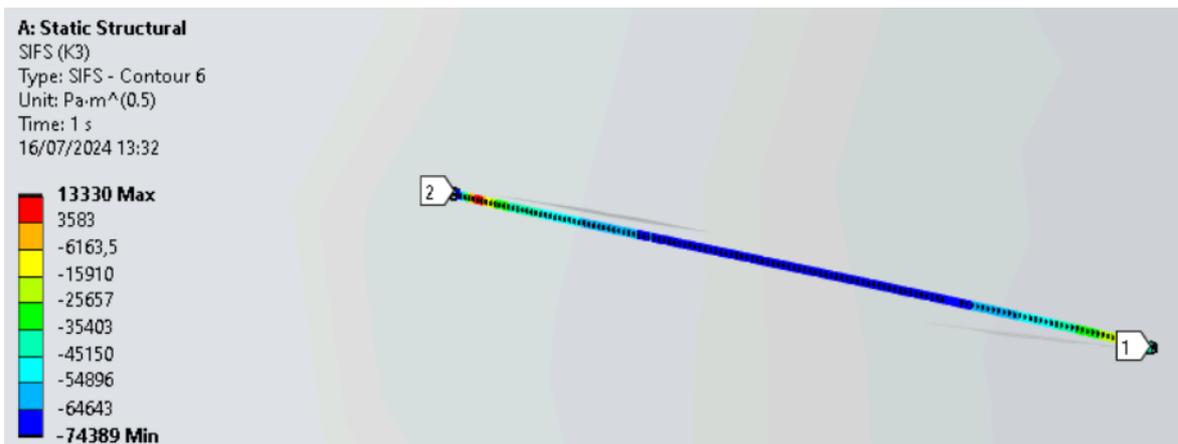


Figura 56. Resultados K_3 Semi-elliptical a 180 N

Asimismo, al observar los vectores de tensión principal en las Figuras 57 y 58, se puede ver que ocurre lo mismo que con una carga de mayor magnitud. Los vectores muestran una expansión tanto de manera longitudinal, como de manera transversal.

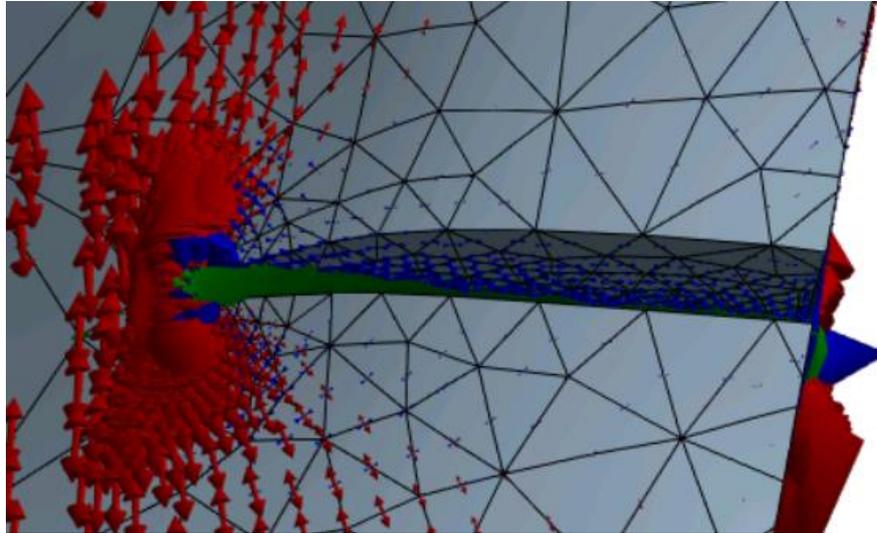


Figura 57- Vector principal de tensiones frontal a 180 N

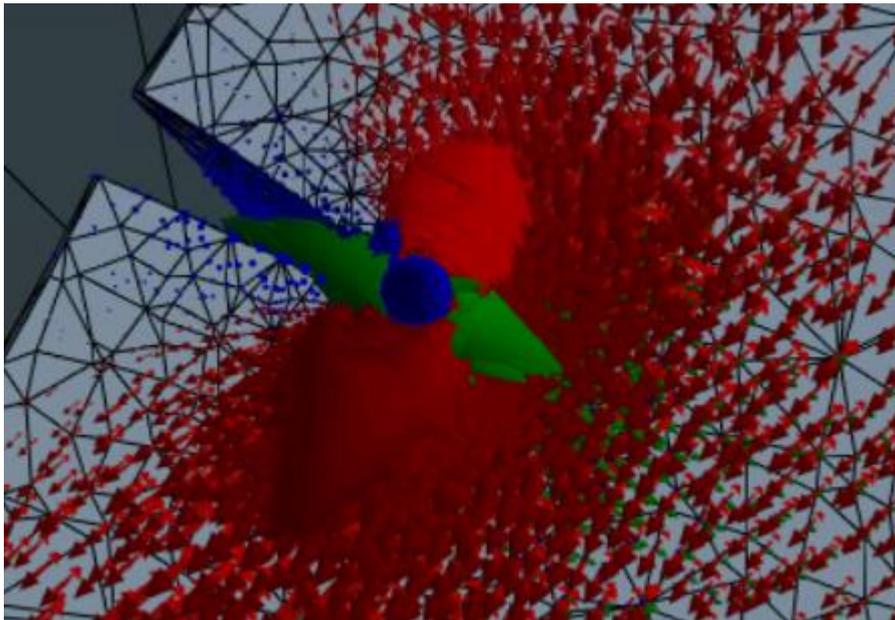


Figura 58. Vector principal de tensiones lateral a 180 N

Tras haber comprobado que, una vez generada la micro-fisura a 1500N, la propagación de la grieta comenzaría con una carga de 180 N, se ha decidido comprobar que si con un comportamiento a fatiga con cargas ligeras ocasionaría la propagación progresiva de la grieta.

Para ello, se ha simulado una carga senoidal de amplitud 180 N. De esta manera la carga se asemejaría a un comportamiento estándar de una mandíbula humana. Los puntos máximos de la carga (módulo mayor) ocurren en los segundos 0,25 y 1,25, tal y como se puede observar en la Figura 59.

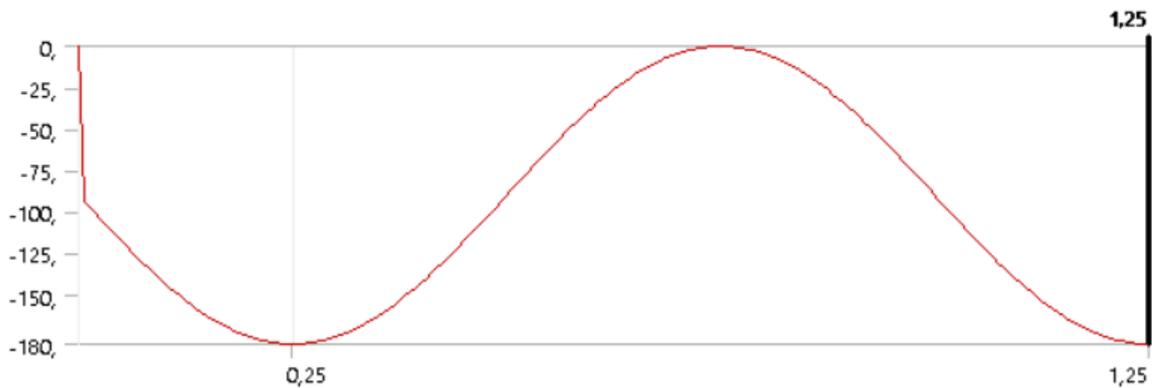


Figura 59. Carga sinusoidal amplitud 180 N

La ecuación 10 se muestra la expresión que se ha utilizado para representar la carga senoidal.

Ecuación 1

$$F (N) = -90 - 90 \cdot \sin (360 \cdot time)$$

El signo negativo corresponde a la dirección contraria al eje z. Al observar los vectores principales de tensiones en las Figuras 60 y 61, se puede ver que, tal y como ocurría en los demás casos, las tensiones empujarían de forma que la grieta crecería en sentido longitudinal y en sentido transversal.

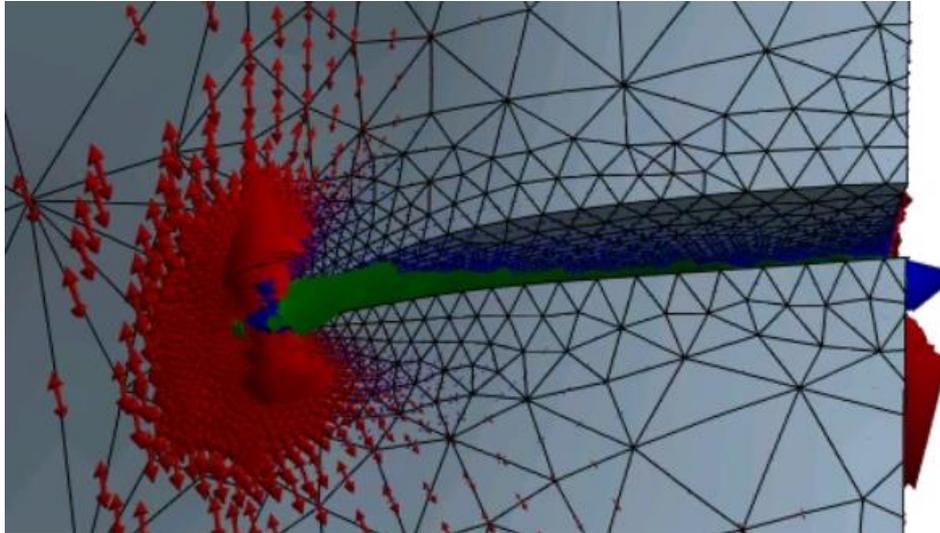


Figura 60. Vector principal de tensiones frontal carga senoidal

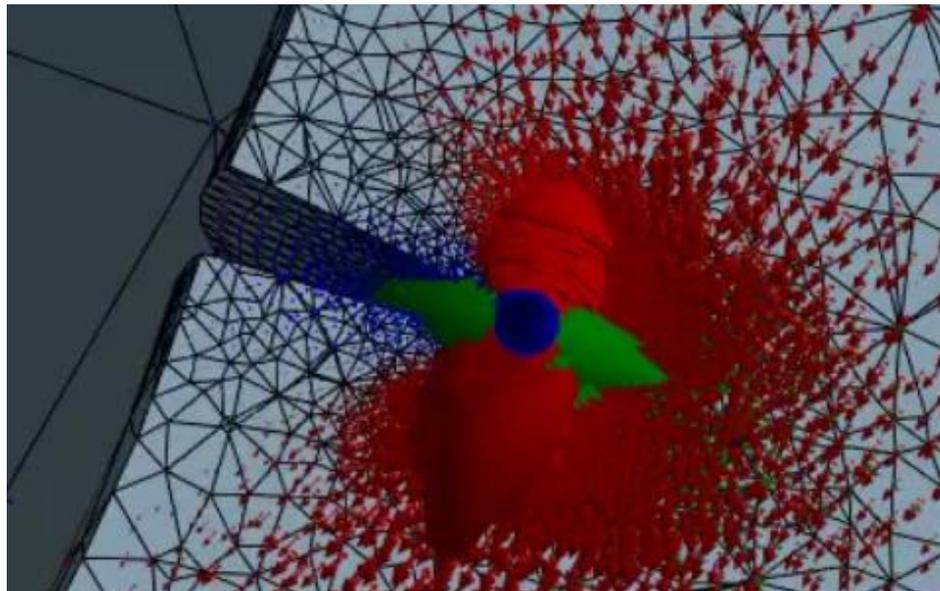


Figura 61- Vector principal de tensiones lateral carga senoidal

Viendo los vectores y analizando los resultados obtenidos para el Crack Extension, reflejados en la Figura 62, puede observarse que existe propagación de la grieta en los dos puntos donde la carga senoidal ha llegado a sus puntos máximos. Además, también puede observarse una tendencia cuasi lineal en la extensión de la grieta. De esta forma, podría ocurrir que si la pieza dental estuviera trabajando a fatiga, masticaciones con carga de 180

N repetidas, la grieta se iría propagando de forma lineal, incluso llegando a partir por la mitad el diente.

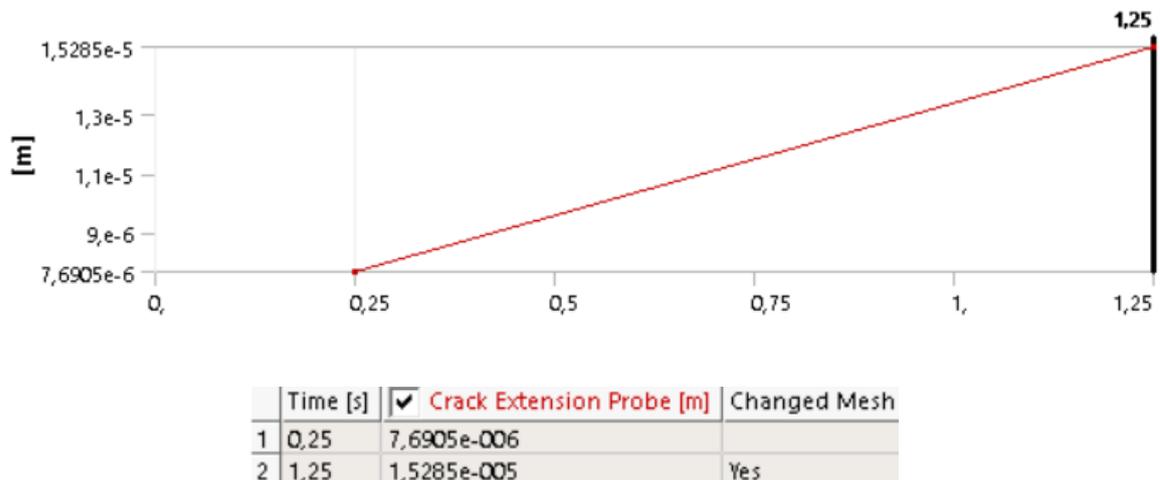


Figura 62. Resultados Crack Extension Semi-elliptical carga senoidal

Al observar los valores obtenidos de K_1 (Figura 63), K_2 (Figura 64) y K_3 (Figura 65), se puede ver que solamente en el índice K_1 se sobrepasan los límites característicos del material. Por lo que en cuanto a estos índices, el comportamiento de la grieta es el mismo que con los otros 2 modos de carga analizados.



Figura 63. Resultados K_1 Semi-elliptical carga senoidal

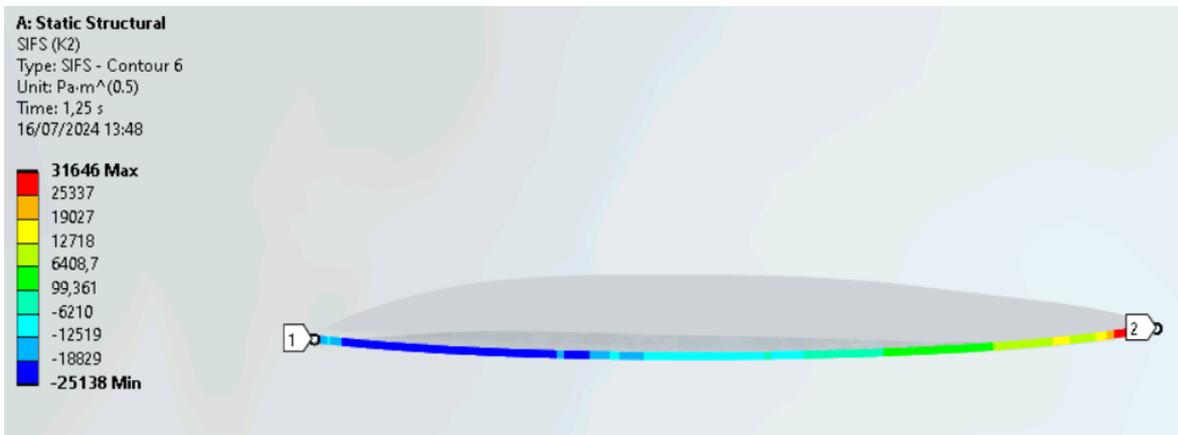


Figura 64. Resultados K_2 Semi-elliptical carga senoidal

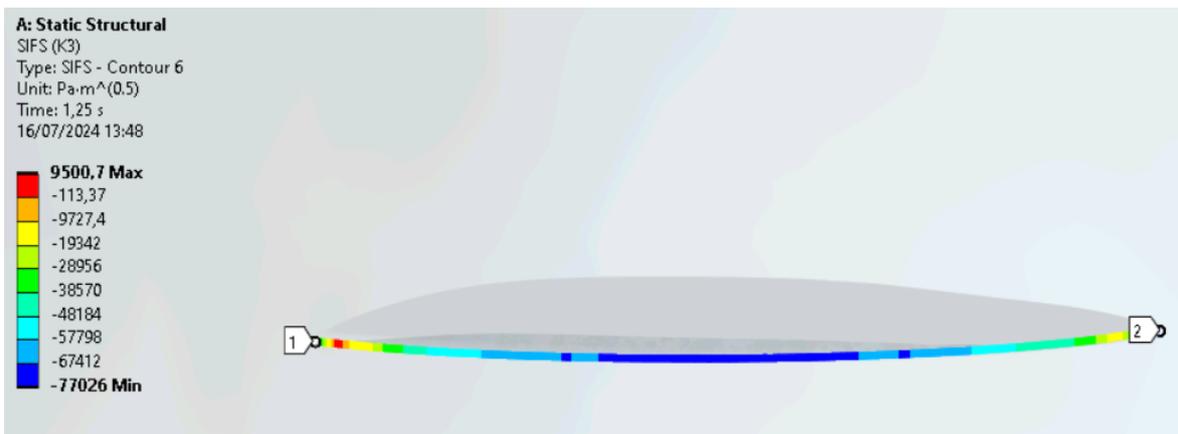


Figura 65. Resultados K_3 Semi-elliptical carga senoidal

4.2.2 RESULTADOS PRE-MESHED CRACK

Tal y como se ha realizado en el análisis de la grieta con el método Semi-elliptical, el análisis para la grieta Pre-meshed se ha comenzado sometiéndola a una carga de 1500 N. Esta carga es la que se ha determinado en el análisis de generación de fractura como la causante de que comiencen a generarse microgrietas.

Sin embargo, al observar los resultados de los Stress Intensity Factor, ninguno de los 3 modos de carga refleja que se superen los límites característicos del material. Esto podría reflejar que la grieta no se propagase en estas condiciones.

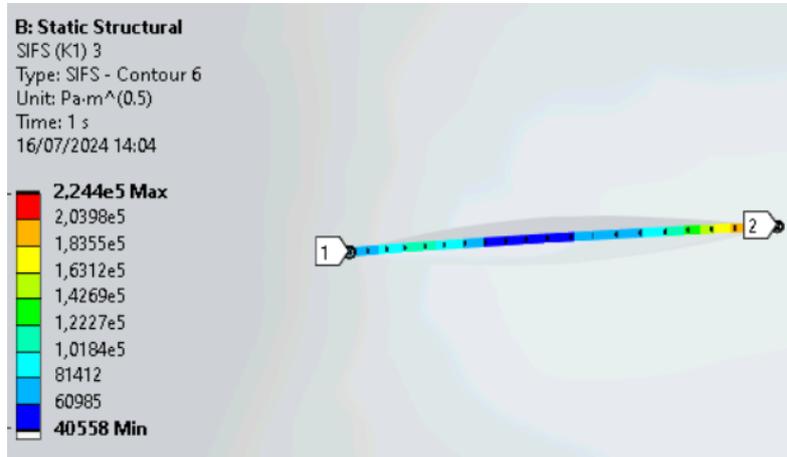


Figura 66. Resultados K_1 Pre-meshed a 1500 N

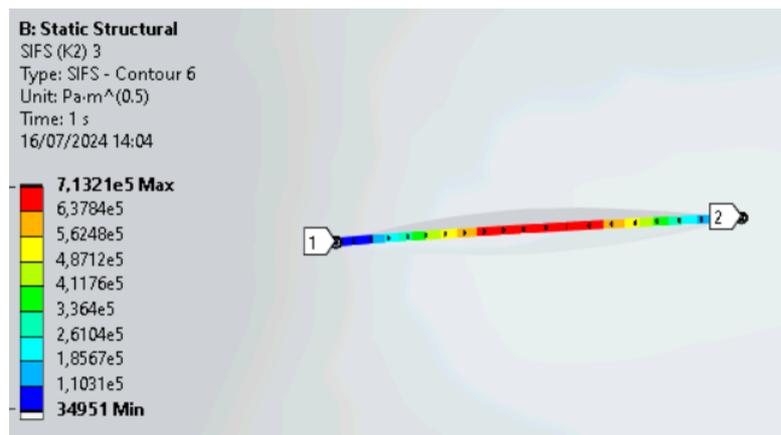


Figura 67. Resultados K_2 Pre-meshed a 1500 N



Figura 68. Resultados K_3 Pre-meshed a 1500 N

Al observar los resultados reflejados en el análisis de la extensión de grieta (Figura 69), se puede ver que, tal y como indican los factores de intensidad tensional, en estas condiciones la grieta no se propaga en ningún momento.

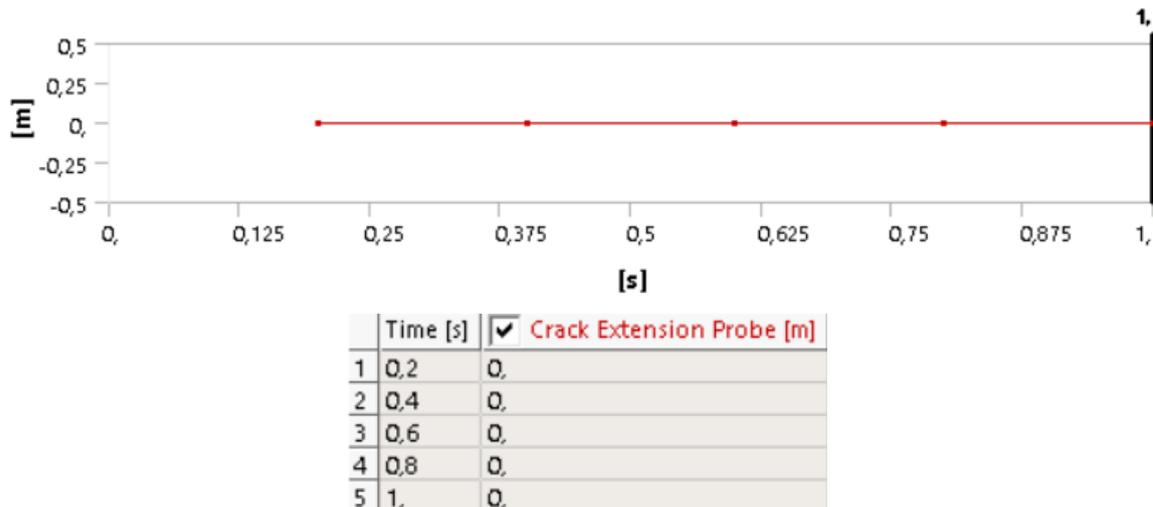


Figura 69. Resultados Crack Extension Pre-meshed a 1500 N

Al ser el primer caso donde no ocurre la propagación de la grieta, se han querido ver los resultados de Maximum Principal Stress que presenta la grieta para intentar comprender lo ocurrido. En las Figuras 70 y 71 se puede ver cómo, tal y como debe ocurrir en las grietas, los puntos de mayores niveles de tracción se observan en la punta de la grieta. Esto es así, debido a que es ahí donde ocurren las concentraciones de tensiones. Sin embargo, al observar los valores de estas tensiones se ve que en ningún momento llegan a superar los 400 MPa de Últimate Stress que caracteriza al esmalte. Es por esto por lo que probablemente el sistema refleje que la grieta generada con el método Pre-meshed no se propaga.

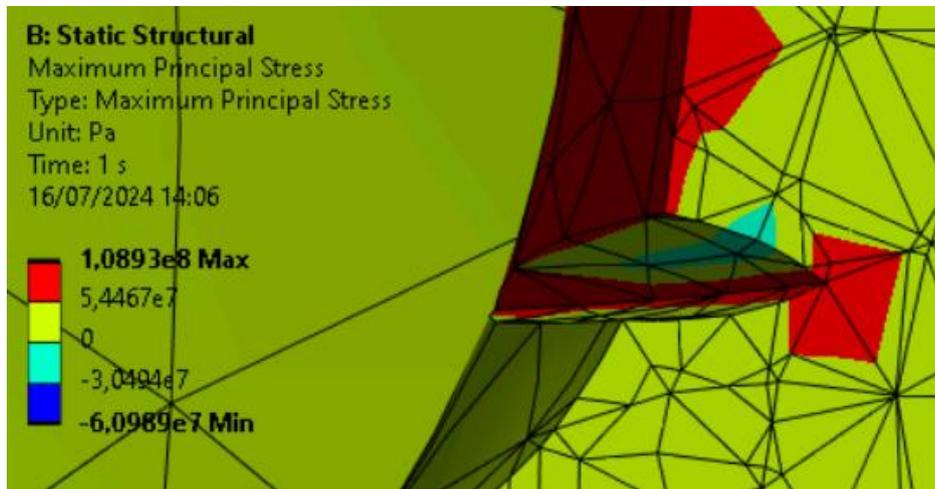


Figura 70. Maximum Principal Stress grieta Pre-mesh lateral

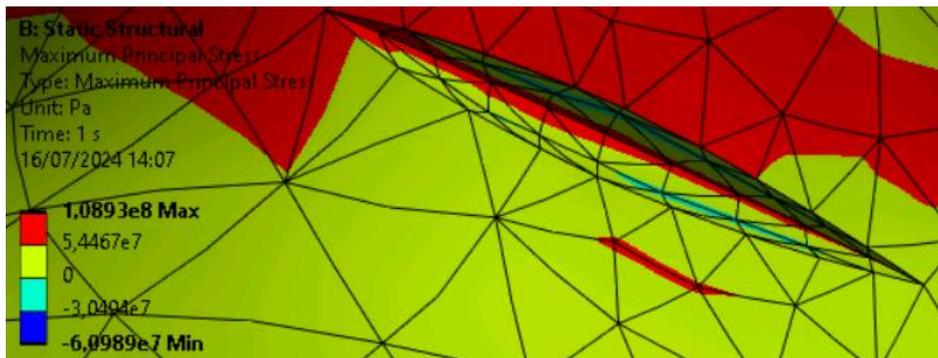


Figura 71. Maximum Principal Stress grieta Pre-mesh frontal

Capítulo 5. ENSAYOS EXPERIMENTALES

A continuación, se muestran los resultados obtenidos en los dos ensayos realizados, para que posteriormente se comparen y se saquen conclusiones con los resultados de los ensayos computacionales presentados en el capítulo anterior.

5.1 ENSAYOS Y RESULTADOS

En cuanto a los ensayos, se han realizado dos ensayos a compresión. Cada uno de los ensayos se ha realizado con un par de terceros molares distintos. La máquina que se ha utilizado para los experimentos es una MINITEST-10E de la empresa Ibertest.

Por otro lado, también se ha instalado una webcam al lado del banco de ensayos. De esta manera se han podido hacer vídeos de cada una de las pruebas y se han capturado imágenes del principio y del final del ensayo.

Los parámetros del ensayo que se han configurado han sido:

- Secuenciación: Ensayo Simple
- Escala de fuerza:
 - Escala: 1/1
 - Célula: 10 kN
 - Área del pistón: 10 mm²
 - Límite máximo de fuerza: 5100 N
- Captador de carrera:
 - Captador: SSI
 - Longitud base carrera: 50 mm
- Ensayos y control:
 - Modo de ensayo: Compresión
 - Modo de control: Carrera

- Velocidad: 0,2 mm/min [75]
- Temperatura: 25°C

La mayoría de los parámetros se han mantenido en el valor predeterminado que dispone la máquina. Sin embargo, para la velocidad se ha consultado un ensayo realizado en el año 2013, donde se analiza la biomecánica de una articulación entre el hueso periodontal y el ligamento de dental de un paciente [75].

Tras configurar los parámetros de la máquina y fijar los moldes de las muestras a los pistones es necesario ajustar la posición de la máquina, una última vez. Este ajuste debe hacerse hasta que los dientes queden en contacto y en la posición de mordida exacta registradas en la Figura 11 y la Figura 12. Para ello, la máquina dispone de 5 grados de libertad. Los grados de libertad de la máquina son los siguientes:

- Pistón inferior:
 - Movimiento horizontal mecánico
- Pistón superior:
 - Movimiento vertical mecánico
 - Movimiento vertical manual
 - Rotación manual
- Moldes:
 - Movimiento horizontal manual

Las ranuras por donde se anclan los moldes a los pistones tienen holgura en sentido horizontal. De esta manera, se gana un grado de libertad que de no existir estos moldes no se obtendría.

A continuación, se presentan los resultados obtenidos en cada uno de los ensayos:

Ensayo Tercer Molar Derecha

En la Figura 72 se observa la posición inicial de la pareja de terceros molares correspondientes al lado derecho de la mandíbula. En la imagen se puede ver cómo, en este caso, se ha podido reproducir de manera exacta la posición de mordida previa a ser seccionada (Figura 30). Este ha sido uno de los principales motivos por los que el resultado obtenido al final del ensayo coincide con los resultados obtenidos en las simulaciones. La pequeña diferencia en cuanto a la fuerza puede darse debido a que, al tratarse de un paciente cercano a los 65 años, los materiales del esmalte y la dentina se hayan visto degradados.

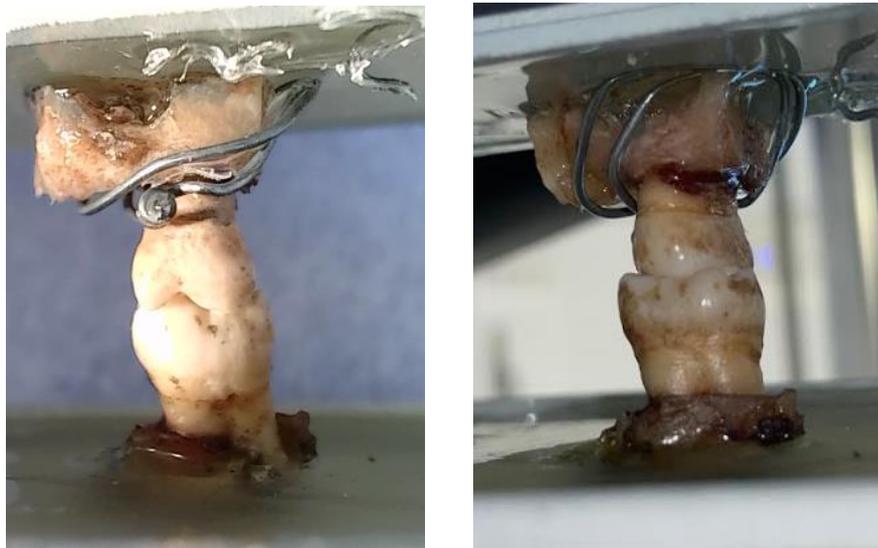


Figura 72. Tercer molar Derecho previo a ensayo

En la Figura 73 se muestra la gráfica Fuerza–Tiempo obtenida para el par derecho de dientes.

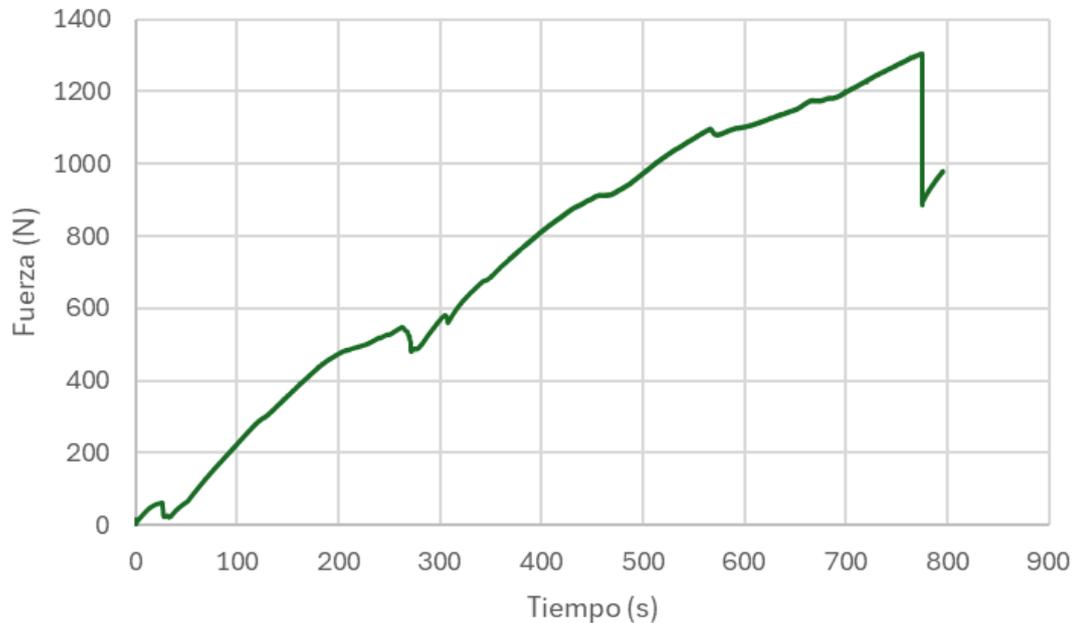


Figura 73. Gráfica Fuerza-Tiempo tercer molar Derecha

Si se analiza los resultados obtenidos se puede ver que se ha obtenido una fuerza máxima de 1305,5 N. Esto quiere decir que es a esta carga a la que los molares comienzan a generar grietas. Además, en la gráfica se pueden ver ligeros descensos de carga. Esto puede deberse a asentamientos del diente en la posición de mordida real. También se observa un comportamiento elástico al principio. Este comportamiento elástico es, en primer lugar, debido a la resina, después, debido al composite y, por último, al ligamento.

Para finalizar, en la Figura 74, se presentan imágenes de los molares después del ensayo.

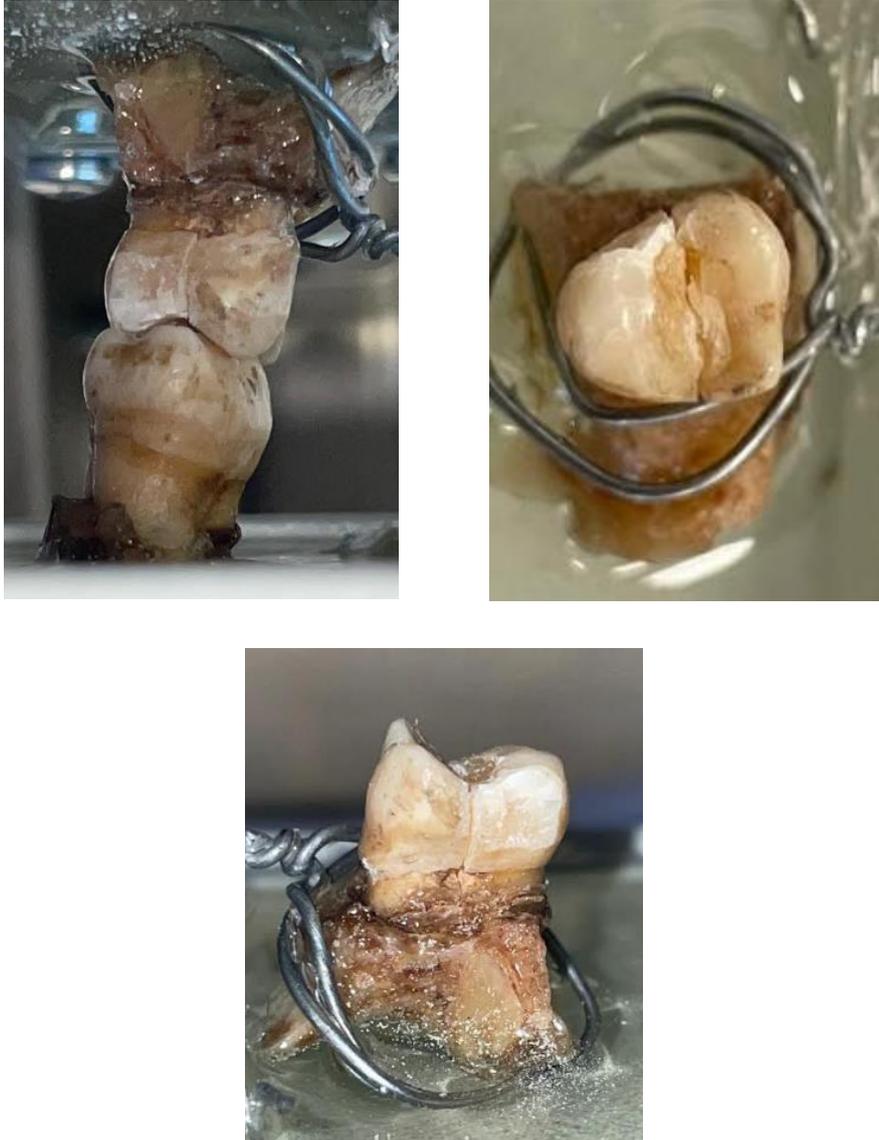


Figura 74. Tercer molar Derecha post ensayo

En la imagen se puede ver que la grieta que se ha generado coincide con las expectativas y resultados generados en las simulaciones. Esto puede significar que los resultados computacionales reflejan la realidad. Sin embargo, es necesario realizar más ensayos para confirmarlo.

En sayo Tercer Molar Izquierdo

En la Figura 75 se muestra la posición inicial de los terceros molares del lado izquierdo de la mandíbula. Al igual que ha ocurrido con el lado derecho, se ha intentado reproducir al máximo la posición natural de mordida, presentada en la Figura 31. Esta precisión es fundamental para que los resultados finales del ensayo coincidan con los obtenidos en las simulaciones. La ligera diferencia en cuanto a la fuerza podría deberse a la degradación del esmalte y la dentina en un paciente cercano a los 65 años. Sin embargo, en este caso esta posición no se ha conseguido colocar bien del todo, por lo que los resultados obtenidos son defectuosos.



Figura 75. Tercer molar Izquierdo previo a ensayo

En la Figura 76 se presenta la gráfica Fuerza-Tiempo obtenida para el par izquierdo de dientes.

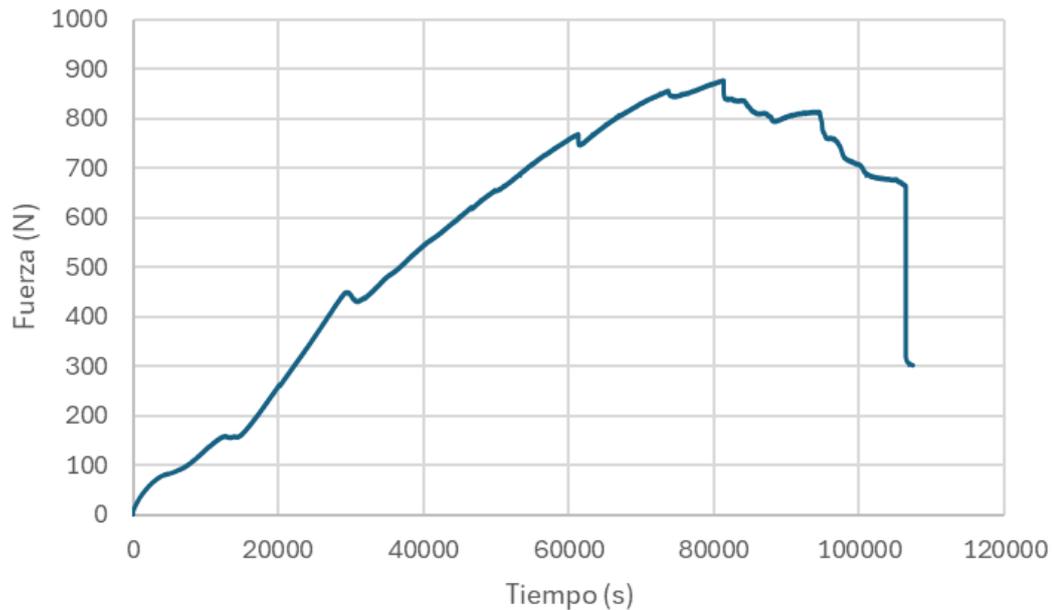


Figura 76. Gráfica Fuerza-Tiempo tercer molar Izquierda

Al analizar los resultados obtenidos, se observa que la fuerza máxima alcanzada es de 877,7 N, lo que indica que a esta carga los molares comienzan a desarrollar grietas. Además, en la gráfica se pueden notar ligeros descensos en la carga, probablemente causados por el asentamiento del diente en la posición de mordida real. Inicialmente, se observa un comportamiento elástico, atribuible primero a la resina, luego al composite, y finalmente al ligamento. Sin embargo, en este caso el ensayo no ha salido de la manera esperada. En la última zona de la gráfica se puede ver que hay un descenso progresivo de la fuerza. Esto no debería ser así. Lo que debería haber ocurrido es lo mostrado en la Figura 73, un descenso abrupto de la fuerza. Esto es un indicador de que el ensayo ha fallado, por lo que los resultados no son significativos.

En la Figura 77 puede verse la situación del par izquierdo ensayado después del ensayo fallido.



Figura 77. Tercer molar Izquierda post ensayo

En este caso, a diferencia de los resultados obtenidos en los molares derechos analizados, la grieta generada no coincide con las estimaciones obtenidas en las simulaciones computacionales. Se trata de una fractura cuspal, debido a que afecta a la cúspide del diente.

Capítulo 6. CONCLUSIONES

Este estudio ha sido diseñado con el objetivo de estudiar qué modelos de predicción de fractura se adaptan mejor a una geometría dental simplificada. Para ello, en primer lugar, se ha intentado predecir la fractura de una geometría dental, así como detectar las zonas susceptibles a fractura de esta misma geometría. Una vez observada a que carga se producen las grietas y que zonas son las más susceptibles a que esto ocurra, se ha analizado la capacidad de propagación de esas grietas. Para ello, se han utilizado distintos métodos de representación de grieta y distintos métodos para evaluar la fractura de los materiales.

Si se analizan los resultados obtenidos en el estudio de predicción de la fractura, se ha podido ver que la mayoría de los métodos determinan que la fractura del diente ocurre a una carga de 1500 N. Los únicos métodos que varían ligeramente son, von Mises y el Máximo Principal Stress en el caso de la dentina y el método de Lin 2010 en el caso del esmalte. Sin embargo, en cualquiera de los casos, todos los métodos reflejan como susceptibles a fractura las mismas zonas en cada uno de los materiales. Si se compara el resultado de 1500 N obtenido en las simulaciones, se puede ver que coincide con los resultados obtenidos en estudios similares. En concreto, existe un artículo publicado en el año 2021 donde se afirma que la fractura dental ocurre a una carga de 1200 N [76]. Esta ligera diferencia puede ser debido a ligeras diferencias a la hora de establecer las condiciones de contorno, la posición de la carga o por diferencias en la geometría dental escaneada.

A su vez, al observar los resultados también se ha visto que, salvo en el caso del análisis mediante el método von Mises, es el esmalte el primer material que sufre la fractura. Este resultado coincide con lo que se ha observado en estudios previos. Tal y como se ha comentado en el capítulo 3, donde se describe el proceso llevado a cabo para crear las grietas en la geometría de ANSYS, artículos como el de Zhang Y publicado en el año 2019 [72] afirman que las fracturas dentales comienzan en el esmalte y, posteriormente, se extienden a la dentina.

Por otro lado, si se observan con detenimiento los resultados obtenidos para el análisis de la probabilidad de fractura de Weibull (Figura 45) y se comparan con los resultados obtenidos en el estudio del propio Lin en el año 2010, donde realiza experimentos similares a los realizados en este caso en ANSYS, se puede observar que los resultados son bastante similares. En la Figura 78 se muestran los resultados obtenidos por Lin en su estudio. La curva nombrada como Ceramic es la correspondiente a una restauración cerámica, que debería tener un comportamiento similar al esmalte dental, mientras que la nombrada como Dentin es la correspondiente a la dentina. Según estos resultados es el esmalte el primer material que llega a fracturarse, llegando a fracturarse con cargas de alrededor de 750 N. En los resultados obtenidos en la Figura 45 se puede ver que es el esmalte también el que comienza a fracturarse antes. Además, al igual que pasa en los resultados obtenidos por Lin, la probabilidad de fractura llega al 100% con cargas de alrededor de 500 N. Las formas de ambas curvas también coinciden, teniendo la curva del esmalte más pendiente que la de la dentina. Además, si se compara la curva correspondiente a la dentina, esta con una carga de 1500 N, llega a tener una probabilidad de fractura del 80% en ambos estudios. En definitiva, se puede afirmar que los resultados obtenidos son significativos debido a que coinciden con lo observado en estudios realizados anteriormente.

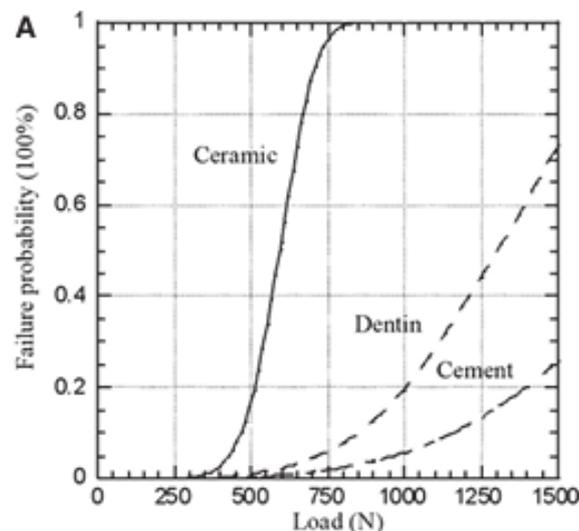


Figura 78. Resultados Probabilidad de fractura de Weibull Lin 2010 [27]

En cuanto al análisis de la propagación de las grietas, se ha podido observar, que según lo que refleja ANSYS, a una carga de 1500 N la grieta se genera, pero solamente se propaga si se representa utilizando el método de Semi-elliptical crack. Sin embargo, se sabe a ciencia cierta que los resultados deberían reflejar que la grieta se propaga sin problema, pues según lo observado en los ensayos experimentales el diente se parte por la mitad completamente a una carga de 1305,5 N en la muestra analizada. Esto refleja que el modelo Pre-meshed puede no ser válido para realizar este tipo de estudios. Así mismo, podría ser interesante observar si al escanear la geometría dental cuando ya tenga la grieta generada ayudaría a que el análisis utilizando el método Pre-meshed reflejase resultados más significativos que en este caso.

Además, otro aspecto interesante que se ha podido ver reflejado es que, una vez la microgrieta ya se ha creado con un impacto de alta carga (1500 N), si el diente sufre repetidos golpes con una carga menos (180 N), pudiendo ser esta una carga de masticación normal, la microgrieta se propagaría de manera cuasi lineal, pudiendo llegar a partir el diente por la mitad. Esto reflejaría que, si un paciente sufre un impacto grande creando así una micro lesión en el esmalte dental, si este posteriormente sigue recibiendo pequeños impactos puede llegar a sufrir una lesión más grave.

Por otro lado, en lo que respecta a los ensayos experimentales llevados a cabo, se ha podido ver que uno de ellos ha reflejado de manera prácticamente exacta lo observado en los resultados computacionales. Sin embargo, el segundo ensayo llevado a cabo ha reflejado resultados no concluyentes. Tras analizar las posibles causas de este fallo, se ha llegado a la conclusión de que ha sido debido a una mal posición de oclusión. Para este par de piezas dentales fue más complicado encontrar la posición en la que los dientes encajaran del todo. En conclusión, para conseguir unos resultados significativos es necesario asegurarse de que la posición de oclusión de los dientes sea fiel a la posición natural de los mismos.

En cuanto a los objetivos establecidos al comienzo del proyecto, se puede determinar que se han podido cumplir todos los acordados en la fase de planificación del proyecto. Además, se ha podido incluso profundizar más en la etapa de propagación de fracturas obteniéndose

hipótesis que abren camino a futuras investigaciones. El principal objetivo establecido fue el estudiar que modelo de predicción de fractura se adapta mejor a una geometría simplificada. Al haber observado los resultados obtenidos por todos los métodos, se ha podido concluir que, aunque todos los métodos reflejan resultados similares, es la combinación del método de Maximum Principal Stress y von Mises el que releja con mayor precisión las zonas susceptibles a fractura. Al conseguir este objetivo principal, se dan por conseguidas también los objetivos secundarios del proyecto, pues estos son propósitos concretos que ayudan a alcanzar el objetivo principal.

Debido a todo lo indicado anteriormente se puede concluir que todos los métodos estudiados durante el proyecto actual son válidos para determinar las zonas susceptibles a fractura. A su vez, se ha establecido que un impacto de una carga de 1500 N sería suficiente para generar una grieta de tamaño significativo y que, además, estas comenzaran a propagarse. A su vez, una vez generada la grieta en la geometría, sería suficiente una carga a fatiga de 180 N para propagar la grieta. Este tipo de cargas son las correspondientes a una masticación de una persona adulta. Por último, el método de grietas Semi-elliptical Crack + SMART Crack sería el más adecuado para representar la realidad de una fractura dental.

Capítulo 7. ALINEACIÓN CON LOS ODS

Tal y como los defina las Naciones Unidas, los Objetivos de Desarrollo sostenible son 17 objetivos para las personas y para el planeta. A través de estos objetivos se hace un llamamiento de acción universal para poner fin a la pobreza, proteger al planeta y mejorar las vidas y perspectivas de las personas en todo el mundo. Estos objetivos fueron aprobados en el año 2015 por los Estados Miembros de las Naciones Unidas como parte de la agenda 2030 [77].

En cuanto a la alineación del proyecto con los ODS existentes actualmente, se puede decir que tiene una alta conexión con el número tres referido a la salud y al bienestar. Este ODS concretamente tiene como objetivo garantizar el bienestar y la salud para todas las edades. Más concretamente, dentro de este marco se ha establecido como objetivo el reforzar la capacidad de todos los países en materia de alerta temprana, reducción de riesgos y gestión de los riesgos de la salud nacional y mundial.



Aunque en un primer momento la salud bucodental no sea considerada como una parte crítica para el bienestar general, se debe empezar a comprender que esa afirmación es totalmente falsa. El tener una buena salud dental permite a la ciudadanía evitar enfermedades sistémicas, previniendo la entrada de bacterias por las vías orales, mejorar la digestión y la nutrición, mejorar la calidad de vida. Este proyecto concreto afecta al aspecto de la mejora de la calidad de vida de la gente. Una de las principales causas de la fractura de los dientes es la afección conocida como Bruxismo. Esta afección hace que el paciente rechine, apriete o cruja los dientes, causándole dolores de cabeza, dolor en la mandíbula y cansancio.

Al poder asegurar si las simplificaciones de las geometrías dentales son capaces de predecir el riesgo de fracturas, los posteriores usuarios podrán utilizarlo para conocer más acerca de la patología del bruxismo, predecir cuáles son los puntos con riesgo de fractura del afectado y así poder adaptarles el tratamiento a sus necesidades personales. Además, es posible que el estudio también sirva para continuar con futuras investigaciones y desarrollos de diferentes maneras de paliar las consecuencias de afecciones similares al bruxismo.

9 INDUSTRIA, INNOVACIÓN E INFRAESTRUCTURAS



Por otro lado, también se puede considerar que el proyecto tiene una relación secundaria con el noveno ODS. Este se centra en Promover la industrialización sostenible y fomentar la innovación. Concretamente este proyecto incrementaría la investigación científica en ámbitos de la biomecánica, por lo que se estaría, aunque de manera pequeña, ayudando a que en el futuro se pudieran desarrollar innovaciones en este ámbito.

Capítulo 8. BIBLIOGRAFÍA

- [1] P. Orenes Jover, “Qué es el bruxismo, qué lo causa y cómo puede tratarse,” Tu canal de salud.
- [2] F. Lobbezoo *et al.*, “Bruxism defined and graded: an international consensus,” *J Oral Rehabil*, vol. 40, no. 1, pp. 2–4, Jan. 2013, doi: 10.1111/joor.12011.
- [3] K. G. Raphael *et al.*, “Validity of self-reported sleep bruxism among myofascial temporomandibular disorder patients and controls,” *J Oral Rehabil*, vol. 42, no. 10, pp. 751–758, Oct. 2015, doi: 10.1111/joor.12310.
- [4] P. Marcián, J. Wolff, L. Horáčková, J. Kaiser, T. Zikmund, and L. Borák, “Micro finite element analysis of dental implants under different loading conditions,” *Comput Biol Med*, vol. 96, pp. 157–165, May 2018, doi: 10.1016/j.combiomed.2018.03.012.
- [5] Ms. Reddy, R. Sundram, and H. Eid Abdemagyd, “Application of finite element model in implant dentistry: A systematic review,” *J Pharm Bioallied Sci*, vol. 11, no. 6, p. 85, 2019, doi: 10.4103/JPBS.JPBS_296_18.
- [6] N. Murakami and N. Wakabayashi, “Finite element contact analysis as a critical technique in dental biomechanics: A review,” *J Prosthodont Res*, vol. 58, no. 2, pp. 92–101, Apr. 2014, doi: 10.1016/j.jpor.2014.03.001.
- [7] J.-P. Geng, K. B. C. Tan, and G.-R. Liu, “Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of the literature,” *J Prosthet Dent*, vol. 85, no. 6, pp. 585–598, Jun. 2001, doi: 10.1067/mpr.2001.115251.
- [8] S. Trivedi, “Finite element analysis: A boon to dentistry,” *J Oral Biol Craniofac Res*, vol. 4, no. 3, pp. 200–203, Sep. 2014, doi: 10.1016/j.jobcr.2014.11.008.

- [9] Vanesa Evangelina Buffa, “Fisura dental: cómo actuar y tratarla correctamente,” <https://mejorconsalud.as.com/fisura-dental/>.
- [10] “Tipos de fracturas en materiales metálicos,” <https://perfilesdealuminio.net/articulo/tipos-de-fracturas-en-materiales-metalicos/98>.
- [11] E. Blanco Díaz and M. Cervera Ruiz, *Resistencia de Materiales*. Barcelona: Centro Internacional de Métodos Numéricos en Ingeniería (CIMNE, 2015).
- [12] “DIAGRAMA TENSIÓN-DEFORMACIÓN,” <https://www.vortize.com/blog/diagrama-tension-deformacion/>.
- [13] “Materiales Aeronáuticos CONCEPTOS BÁSICOS DE LA MECÁNICA DE FRACTURA,” 2010.
- [14] A. A. Griffith, “VI. The phenomena of rupture and flow in solids,” *Philosophical Transactions of the Royal Society of London. Series A, Containing Papers of a Mathematical or Physical Character*, vol. 221, no. 582–593, pp. 163–198, Jan. 1921, doi: 10.1098/rsta.1921.0006.
- [15] M. Á. Flores Rentería, M. Ortiz Domínguez, A. Cruz Avilés, and F. López Sánchez, “La mecánica del hueso: Una revisión de los modelos de remodelación óseo.”
- [16] R. Larrainzar-Garijo, J. R. Caeiro, M. Marco, E. Giner, and M. H. Miguélez, “Validación experimental de un modelo de análisis de elementos finitos en fractura de cadera y su aplicabilidad clínica,” *Rev Esp Cir Ortop Traumatol*, vol. 63, no. 2, pp. 146–154, Mar. 2019, doi: 10.1016/j.recot.2018.05.006.
- [17] J. J. García and A. Machado, “Modelos de Elementos Finitos para El Análisis y Diseño de Fijadores Externos para Fracturas de Huesos,” 2015. [Online]. Available: <https://www.researchgate.net/publication/238067405>

- [18] C. M. Ford, T. M. Keaveny, and W. C. Hayes, “The effect of impact direction on the structural capacity of the proximal femur during falls,” *Journal of Bone and Mineral Research*, vol. 11, no. 3, pp. 377–383, Mar. 1996, doi: 10.1002/jbmr.5650110311.
- [19] J. H. Keyak, “Relationships between femoral fracture loads for two load configurations,” *J Biomech*, vol. 33, no. 4, pp. 499–502, Apr. 2000, doi: 10.1016/S0021-9290(99)00202-X.
- [20] J. H. Keyak and S. A. Rossi, “Prediction of femoral fracture load using finite element models: an examination of stress- and strain-based failure theories,” *J Biomech*, vol. 33, no. 2, pp. 209–214, Feb. 2000, doi: 10.1016/S0021-9290(99)00152-9.
- [21] J. H. Keyak, S. A. Rossi, K. A. Jones, C. M. Les, and H. B. Skinner, “Prediction of fracture location in the proximal femur using finite element models,” *Med Eng Phys*, vol. 23, no. 9, pp. 657–664, Nov. 2001, doi: 10.1016/S1350-4533(01)00094-7.
- [22] J. H. Keyak, S. A. Rossi, K. A. Jones, and H. B. Skinner, “Prediction of femoral fracture load using automated finite element modeling,” *J Biomech*, vol. 31, no. 2, pp. 125–133, May 1997, doi: 10.1016/S0021-9290(97)00123-1.
- [23] J. C. Lotz, E. J. Cheal, and W. C. Hayes, “Fracture Prediction for the Proximal Femur Using Finite Element Models: Part I—Linear Analysis,” *J Biomech Eng*, vol. 113, no. 4, pp. 353–360, Nov. 1991, doi: 10.1115/1.2895412.
- [24] S. T. Talim and K. S. Gohil, “Management of coronal fractures of permanent posterior teeth,” *J Prosthet Dent*, vol. 31, no. 2, pp. 172–178, Feb. 1974, doi: 10.1016/0022-3913(74)90052-3.
- [25] V. Gopikrishna, *Textbook of endodontics*, 3rd ed. Jaypee Brothers Medical Publishers., 2014.

- [26] R. A. Moga, C. D. Olteanu, B. M. Daniel, and S. M. Buru, “Finite Elements Analysis of Tooth—A Comparative Analysis of Multiple Failure Criteria,” *Int J Environ Res Public Health*, vol. 20, no. 5, p. 4133, Feb. 2023, doi: 10.3390/ijerph20054133.
- [27] C. Lin, Y. Chang, C. Chang, C. Pai, and S. Huang, “Finite element and Weibull analyses to estimate failure risks in the ceramic endocrown and classical crown for endodontically treated maxillary premolar,” *Eur J Oral Sci*, vol. 118, no. 1, pp. 87–93, Feb. 2010, doi: 10.1111/j.1600-0722.2009.00704.x.
- [28] J. B. Quinn and G. D. Quinn, “A practical and systematic review of Weibull statistics for reporting strengths of dental materials,” *Dental Materials*, vol. 26, no. 2, pp. 135–147, Feb. 2010, doi: 10.1016/j.dental.2009.09.006.
- [29] A. M. Vukicevic, K. Zelic, G. Jovicic, M. Djuric, and N. Filipovic, “Influence of dental restorations and mastication loadings on dentine fatigue behaviour: Image-based modelling approach,” *J Dent*, vol. 43, no. 5, pp. 556–567, May 2015, doi: 10.1016/j.jdent.2015.02.011.
- [30] M. Giannini, “Ultimate tensile strength of tooth structures,” *Dental Materials*, vol. 20, no. 4, pp. 322–329, May 2004, doi: 10.1016/S0109-5641(03)00110-6.
- [31] J. Fitzgerald, G. De Souza, and L. Tam, “Effect of Tooth Bleach on Dentin Fatigue Resistance *in Situ*,” *Oper Dent*, vol. 48, no. 6, pp. 638–647, Nov. 2023, doi: 10.2341/22-093-C.
- [32] T. H. S. Stape, T. Viita-aho, A. Sezinando, P. Wik, M. Mutluay, and A. Tezvergil-Mutluay, “To etch or not to etch, Part I: On the fatigue strength and dentin bonding performance of universal adhesives,” *Dental Materials*, vol. 37, no. 6, pp. 949–960, Jun. 2021, doi: 10.1016/j.dental.2021.02.016.
- [33] D. D. Arola and R. K. Reprogel, “Tubule orientation and the fatigue strength of human dentin,” *Biomaterials*, vol. 27, no. 9, pp. 2131–2140, Mar. 2006, doi: 10.1016/j.biomaterials.2005.10.005.

- [34] W. J. O'Brien, *Dental Materials And Their Selection*, 4th Edition. QUINTESSENCE, 2008.
- [35] A. Nanci, *Ten Cate's Oral Histology Development, Structure, and Function*, Eighth Edition. Mosby, 2012.
- [36] W. C. Souza-Zaroni, L. C. Seixas, J. C. Ciccone-Nogueira, D. T. Chimello, and R. G. Palma-Dibb, "Tensile bond strength of different adhesive systems to enamel and dentin," *Braz Dent J*, vol. 18, no. 2, pp. 124–128, 2007, doi: 10.1590/S0103-64402007000200007.
- [37] O. M. El Mowafy and D. C. Watts, "Fracture Toughness of Human Dentin," *J Dent Res*, vol. 65, no. 5, pp. 677–681, May 1986, doi: 10.1177/00220345860650050901.
- [38] R. L. Bowen and M. S. Rodriguez, "Tensile strength and modulus of elasticity of tooth structure and several restorative materials," *The Journal of the American Dental Association*, vol. 64, no. 3, pp. 378–387, Mar. 1962, doi: 10.14219/jada.archive.1962.0090.
- [39] F. Lin, R. Ordinola-Zapata, N. Ye, H. Xu, and A. S. L. Fok, "Fatigue analysis of restored teeth longitudinally cracked under cyclic loading," *Dental Materials*, vol. 38, no. 1, pp. 204–213, Jan. 2022, doi: 10.1016/j.dental.2021.12.005.
- [40] M. M. Mutluay, M. Yahyazadehfar, H. Ryou, H. Majd, D. Do, and D. Arola, "Fatigue of the resin–dentin interface: A new approach for evaluating the durability of dentin bonds," *Dental Materials*, vol. 29, no. 4, pp. 437–449, Apr. 2013, doi: 10.1016/j.dental.2013.01.008.
- [41] A. O. Ayhan, A. C. Kaya, A. Loghin, J. H. Laflen, R. D. McClain, and D. Slavik, "Fracture Analysis of Cracks in Orthotropic Materials Using ANSYS®," in *Volume 5: Marine; Microturbines and Small Turbomachinery; Oil and Gas Applications; Structures and Dynamics, Parts A and B*, ASME/EDC, Jan. 2006, pp. 873–881. doi: 10.1115/GT2006-90599.

- [42] V. Balasubramani, D. Gokul, and R. K. Gokul, “Modelling and finite element analysis of fractured femur bone with locking compression plate under fatigue load condition,” *Mater Today Proc*, Apr. 2023, doi: 10.1016/j.matpr.2023.03.437.
- [43] “Mechanical User’s Guide,” 2024. [Online]. Available: <http://www.ansys.com>
- [44] M. S. Salim, A. F. Salleh, and R. Daud, “Analysis of crack propagation in human long bone by using finite element modeling,” 2017, p. 100014. doi: 10.1063/1.5010536.
- [45] P. P. Yadav, V. S. Kanthale, S. B. Barve, S. P. Shisode, and N. T. Dhokane, “Peel testing of biopolymer materials: An analytical study,” 2023, p. 020002. doi: 10.1063/5.0121527.
- [46] M. S. Salim, A. F. Salleh, and R. Daud, “Analysis of crack propagation in human long bone by using finite element modeling,” 2017, p. 100014. doi: 10.1063/1.5010536.
- [47] A. M. Alshoaibi, “Computational Simulation of 3D Fatigue Crack Growth under Mixed-Mode Loading,” *Applied Sciences*, vol. 11, no. 13, p. 5953, Jun. 2021, doi: 10.3390/app11135953.
- [48] M. Á. Garrido, I. Giráldez, L. Ceballos, and J. Rodríguez, “On the possibility of estimating the fracture toughness of enamel,” *Dental Materials*, vol. 30, no. 11, pp. 1224–1233, Nov. 2014, doi: 10.1016/j.dental.2014.08.364.
- [49] E. D. Yilmaz, G. A. Schneider, and M. V. Swain, “Influence of structural hierarchy on the fracture behaviour of tooth enamel,” *Philosophical Transactions of the Royal Society A: Mathematical, Physical and Engineering Sciences*, vol. 373, no. 2038, p. 20140130, Mar. 2015, doi: 10.1098/rsta.2014.0130.
- [50] Linda J. Vorvick and David C. Dugdale, “Anatomía del diente,” *MedlinePlus Información de salud para usted*, Aug. 2023.
- [51] M. Abad Pérez, “Esmalte dental: qué es y cómo cuidarlo,” <https://www.adeslasdental.es/como-cuidar-esmalte-dental/>.

- [52] C. A. Rivera Velásquez, A. Ossa H, and D. Arola, “Fragilidad y comportamiento mecánico del esmalte dental,” *Revista Ingeniería Biomédica, Escuela de Ingeniería de Antioquia-Universidad CES, Medellín, Colombia*, vol. 6, no. 12, Jun. 2012.
- [53] M. Yahyazadehfar, D. Zhang, and D. Arola, “On the importance of aging to the crack growth resistance of human enamel,” *Acta Biomater*, vol. 32, pp. 264–274, Mar. 2016, doi: 10.1016/j.actbio.2015.12.038.
- [54] S. Dorado, A. Arias, and J. R. Jimenez-Octavio, “Biomechanical Modelling for Tooth Survival Studies: Mechanical Properties, Loads and Boundary Conditions—A Narrative Review,” *Materials*, vol. 15, no. 21, p. 7852, Nov. 2022, doi: 10.3390/ma15217852.
- [55] S. F. Ang, E. L. Bortel, M. V. Swain, A. Klocke, and G. A. Schneider, “Size-dependent elastic/inelastic behavior of enamel over millimeter and nanometer length scales,” *Biomaterials*, vol. 31, no. 7, pp. 1955–1963, Mar. 2010, doi: 10.1016/j.biomaterials.2009.11.045.
- [56] A. Gil-Bona and F. B. Bidlack, “Tooth Enamel and Its Dynamic Protein Matrix,” *Int J Mol Sci*, vol. 21, no. 12, p. 4458, Jun. 2020, doi: 10.3390/ijms21124458.
- [57] D. D. Arola, S. Gao, H. Zhang, and R. Masri, “The Tooth,” *Dent Clin North Am*, vol. 61, no. 4, pp. 651–668, Oct. 2017, doi: 10.1016/j.cden.2017.05.001.
- [58] M. Á. Rodríguez Campo, “Qué es la dentina dental,” <https://www.adeslasdental.es/dentina-dental/>.
- [59] <https://odontobasicos.wordpress.com/tejidos-dentarios/dentina/>, “Dentina: Odontología Básica .”
- [60] S. Fábregues, “Ligamento periodontal,” <https://bqidentalcenters.es/periodoncia-encias/ligamento-periodontal/>.

- [61] N. Montané Pamies, “Ligamento periodontal, qué es y para que sirve,” <https://www.clinicadentalmontane.com/blog/ligamento-periodontal/>.
- [62] “ Biología del movimiento dentario ortodóntico. Revisión de conceptos.,” https://ve.scielo.org/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0001-63652001000100011.
- [63] P. C. A. Watanabe, S. A. C. Monteiro, J. C. T. Campbell, and D. A. A. Elejalde, “Análisis del Patrón Óseo Trabecular de Mandíbulas Maceradas en Radiografías Panorámicas Digitales,” *International Journal of Morphology*, vol. 24, no. 3, Sep. 2006, doi: 10.4067/S0717-95022006000400013.
- [64] R. Sanz-Requena, A. Ten Esteve, V. Hervás Briz, G. García-Martí, M. Beltrán, and L. Martí-Bonmatí, “Análisis estructural cuantitativo del hueso alveolar trabecular de la mandíbula en tomografía computarizada multidetector: diferencias por tipo y estado dentario,” *Radiologia*, vol. 61, no. 3, pp. 225–233, May 2019, doi: 10.1016/j.rx.2019.01.003.
- [65] A. Welch-Phillips, D. Gibbons, D. P. Ahern, and J. S. Butler, “What Is Finite Element Analysis?,” *Clinical Spine Surgery: A Spine Publication*, vol. 33, no. 8, pp. 323–324, Oct. 2020, doi: 10.1097/BSD.0000000000001050.
- [66] J. J. Tsompanakis and S. V. Sabetakis, “A First Course in Finite Element Analysis,” <https://innovationatwork.ieee.org/a-breakdown-of-the-finite-element-analysis/>.
- [67] O. C. Zienkiewicz and R. L. Taylor, “The Finite Element Method: Its Basis and Fundamentals,” <https://www.sciencedirect.com/book/9781856176330/the-finite-element-method-its-basis-and-fundamentals>.
- [68] Ahmad A. Safaei, I. S. Kwak, and E. Y. Chung, *Finite Element Analysis of Solids and Structures*.

- [69] D. Rancourt, A. Shirazi-Adl, G. Drouin, and G. Paiement, “Friction properties of the interface between porous-surfaced metals and tibial cancellous bone,” *J Biomed Mater Res*, vol. 24, no. 11, pp. 1503–1519, Nov. 1990, doi: 10.1002/jbm.820241107.
- [70] B. Wan *et al.*, “Modelling of stress distribution and fracture in dental occlusal fissures,” *Sci Rep*, vol. 9, no. 1, p. 4682, Mar. 2019, doi: 10.1038/s41598-019-41304-z.
- [71] J. Jiang, J. Sun, H. Ma, J. Wang, Z. Huang, and S. Zhou, “Stress intensity factor of a cracked molar restored with different materials and designs: A 3D-FEA,” *J Mech Behav Biomed Mater*, vol. 142, p. 105818, Jun. 2023, doi: 10.1016/j.jmbbm.2023.105818.
- [72] Y. Zhang, Y. Liu, Y. She, Y. Liang, F. Xu, and C. Fang, “The Effect of Endodontic Access Cavities on Fracture Resistance of First Maxillary Molar Using the Extended Finite Element Method,” *J Endod*, vol. 45, no. 3, pp. 316–321, Mar. 2019, doi: 10.1016/j.joen.2018.12.006.
- [73] J. C. Guimarães *et al.*, “Stress amplifications in dental non-carious cervical lesions,” *J Biomech*, vol. 47, no. 2, pp. 410–416, Jan. 2014, doi: 10.1016/j.jbiomech.2013.11.012.
- [74] D. Radaj, “State-of-the-art review on extended stress intensity factor concepts,” *Fatigue Fract Eng Mater Struct*, vol. 37, no. 1, pp. 1–28, Jan. 2014, doi: 10.1111/ffe.12120.
- [75] J. D. Lin *et al.*, “Biomechanics of a bone–periodontal ligament–tooth fibrous joint,” *J Biomech*, vol. 46, no. 3, pp. 443–449, Feb. 2013, doi: 10.1016/j.jbiomech.2012.11.010.
- [76] A. L. S. Borges, J. P. M. Tribst, A. L. de Lima, A. M. de O. Dal Piva, and M. Özcan, “Effect of occlusal anatomy of <sc>CAD</sc> / <sc>CAM</sc> feldspathic

- posterior crowns in the stress concentration and fracture load,” *Clin Exp Dent Res*, vol. 7, no. 6, pp. 1190–1196, Dec. 2021, doi: 10.1002/cre2.454.
- [77] M. Moran, “La Agenda para el Desarrollo Sostenible - Desarrollo Sostenible,” <https://www.un.org/sustainabledevelopment/es/development-agenda/>.