

MODELAMIENTO DE LOS ESFUERZOS EN UN PREMOLAR CON
ENFERMEDAD DENTARIA PRIMARIA

JHON FREDY MALAVER PINTO

Código: 20171375024



UNIVERSIDAD DISTRITAL FRANCISCO JOSÉ DE CALDAS
FACULTAD TECNOLÓGICA
INGENIERÍA MECÁNICA
BOGOTÁ D.C - COLOMBIA
2018

MODELAMIENTO DE LOS ESFUERZOS EN UN PREMOLAR CON
ENFERMEDAD DENTARIA PRIMARIA

JHON FREDY MALAVER PINTO

Código: 20171375024

Monografía para optar por el título de Ingeniero Mecánico
ING. CARLOS ARTURO BOHORQUEZ AVILA

UNIVERSIDAD DISTRITAL FRANCISCO JOSÉ DE CALDAS
FACULTAD TECNOLÓGICA
INGENIERÍA MECÁNICA
BOGOTÁ D.C - COLOMBIA
2018

Nota de aceptación

Firma del Tutor

Firma del Jurado

AGRADECIMIENTOS

Al profesor Carlos Arturo Bohórquez por su buena disposición, paciencia y ayuda, virtudes que contribuyeron de forma significativa para la generación de este trabajo.

A la Sra. Miryam Calle, laboratorista de la Universidad Nacional quien aportó con su buena disposición para la toma de imágenes mediante microscopía electrónica de barrido (SEM).

A mis padres y hermano quienes han estado en todo momento apoyándome y fortaleciéndome para culminar este proyecto y alcanzar cada una de mis metas.

A todos los docentes quienes me guiaron, escucharon y enseñaron cada uno de sus conocimientos, quienes hacen parte de la que considero y consideraré la mejor universidad de Colombia, la Universidad Distrital Francisco José de Caldas.

CONTENIDO

ÍNDICE DE FIGURAS

ÍNDICE DE TABLAS

RESUMEN

1.	INTRODUCCIÓN	11
2.	PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	13
3.	ESTADO DEL ARTE	16
4.	JUSTIFICACIÓN	22
5.	OBJETIVOS	24
5.1	OBJETIVO GENERAL	24
5.2	OBJETIVOS ESPECÍFICOS	24
6.	MARCO TEÓRICO	25
6.1	MICROSCOPIO ELECTRÓNICO DE BARRIDO	25
6.2	DIENTE	26
6.3	LA CARIES	27
6.4	PARTES DEL DIENTE	28
6.4.1	Esmalte dental	28
6.4.2	Cemento	28
6.4.3	Pulpa	28
6.4.4	Dentina	29
6.5	IMPLANTES DENTALES	37
6.5.1	Corona y Puentes Dentales	38
6.5.2	Amalgama Dental	38
6.6	ESFUERZO VS DEFORMACIÓN	39
6.7	ANÁLISIS POR ELEMENTOS FINITOS	40
6.7.1	Método de la matriz de Rigidez	40
6.7.2	Selección del Tipo de Elemento	41
6.7.3	Selección de la función de desplazamiento	41
6.7.4	Definir las relaciones Esfuerzo-Deformación	42
6.8	FUERZA MASTICATORIA	43
6.9	FUERZA DENTAL	43
7.	INGENIERÍA DEL PROYECTO	46
7.1	FASE DOCUMENTACIÓN:	46
7.2	FASE DE OBTENCIÓN Y TRANSFORMACIÓN DEL MATERIAL (PREMOLAR CON ENFERMEDAD BACTERIANA).	46

7.3 FASE DE PREPARACIÓN DE LAS MUESTRAS DENTALES-----	47
7.3.1 Dirección del corte -----	48
7.4 ENSAYO REALIZADO Y TOMA DE IMÁGENES MEDIANTE SEM -----	49
7.5 ANÁLISIS DE MICROGRAFÍA A MUESTRA DENTAL -----	51
7.6 VECTORIZACIÓN Y DIGITALIZACIÓN DE LAS MICROFOTOGRAFÍAS -----	51
7.6.1 Extracción de imagen Software IMAGEN J-----	52
7.6.2 Vectorización de imagen Software INKSCAPE (Versión Académica) -----	53
7.6.3 Importación CAD (Se utiliza software AUTOCAD versión académica). -----	54
7.6.4 Volumen a analizar -----	56
7.6.5 Importación ANSYS -----	57
7.7 MALLADO DEL SÓLIDO A EVALUAR-----	61
7.8 ANÁLISIS DE RESULTADOS DE SIMULACIÓN GENERADA -----	64
7.8.1 Deformación Direccional -----	64
7.8.2 Deformación Total -----	66
7.8.3 Tensión de Von Mises -----	67
8. DISCUSIÓN -----	69
9. CONCLUSIONES -----	70
10. CRONOGRAMA -----	71
11. PRESUPUESTO Y FUENTES DE FINANCIACIÓN -----	72
12. BIBLIOGRAFÍA -----	73

ÍNDICE DE FIGURAS

Figure 1: Modelo y ensamble idealizado de la dentina -----	14
Figure 2: Microfotografía dentina de apariencia normal en túbulos y superficies sin muestra de erosión -----	14
Figure 3: Modelo de elementos finitos de un canino inferior, tomada de Tensiones inducidas en el diente, periodonto y hueso alveolar después de aplicar un movimiento de torque cuando el hueso de soporte esta disminuido. -----	17
Figure 4: Diente en vistas, tomada de Distribución de tensiones mediante el análisis de elementos finitos en dientes restaurados directa e indirectamente después de un tratamiento endodóntico. -----	18
Figure 5: Aplicación de fuerzas y restricciones, tomada de Distribución de tensiones mediante el análisis de elementos finitos en dientes restaurados directa e indirectamente después de un tratamiento endodóntico. -----	19
Figure 6: Túbulos dentinarios -----	20
Figure 7: Los primeros estudios de microscopia electrónica de barrido -----	25
Figure 8: Partes del diente, vista en corte -----	27
Figure 9: Diente con caries bajo microscopio electrónico -----	27
Figure 10: Pulpa en pieza unirradicular y multirradicula -----	29
Figure 11: Representación gráfica, distribución microtubular Fuente. -----	32
Figure 12: Representación gráfica extraída de imagen SEM a 20 um -----	33
Figure 13: Direccionamiento tubular Fuente: Hardness and Young's modulus of human peritubular and intertubular dentine. Archives of Oral Biology -----	35
Figure 14: Diagrama esfuerzo vs deformación -----	39
Figure 15: Tensión equivalente en la masticación con molares derechos -----	43
Figure 16: Muestras premolares extraídos a pacientes con enfermedad dentaria primaria -----	46
Figure 17: Imagen en detalle de muestra terminada para realizar observación bajo SEM -----	48
Figure 18: Esquema, dirección de corte realizado a premolar con enfermedad bacteriana -----	48
Figure 19: SEM Microscopio Tescan Vega 3 SB -----	49
Figure 20: Proceso de observación realizado mediante SEM -----	49

Figure 21: Designación de partes observadas en muestras dentales (Aumentos 5.000x, 10.000x y 20.000x de abajo hacia arriba) -----	50
Figure 22: Posicionamiento Dentina Peritubular y Dentina Intertubular 20.000x -----	51
Figure 23: Definición de escala en grises mediante Software IMAGE J a imagen obtenida de SEM-----	53
Figure 24: Vectorización Software INKSCAPE -----	53
Figure 25: Superficie definida mediante CAD Software académico (AUTOCAD) -----	54
Figure 26: Generación de superficies -----	55
Figure 27: Herramienta Solido Unir con el fin de interponer las superficies de las áreas vs la matriz-----	55
Figure 28: Volumen observado en microscopio (Dimensiones generadas en mm) -----	56
Figure 29: Herramienta Engineering Data-----	57
Figure 30: Proceso de creación de material en librería de Ansys -----	59
Figure 31: Análisis de geometría mediante herramienta Model -----	60
Figure 32: Confirmación de escala correcta en Design Modeler-----	60
Figure 33: Mallado de superficie -----	61
Figure 34: Variación del esfuerzo en el eje Y con respecto a la variación de la calidad del enmallado-----	62
Figure 35: Representación gráfica de carga y empotramientos aplicados a superficie en estudio -----	63
Figure 36: Carga aplicada de 630N-----	63
Figure 37: Aplicación carga $F = 630 \text{ N}$ -----	64
Figure 38: Deformación Direccional en el eje longitudinal del premolar (Y) ----	64
Figure 39: Deformación Direccional en el eje (X) -----	65
Figure 40: Deformación Total en el eje (Y)-----	66
Figure 41: Visualización de la deformación generada dentro y fuera de los túbulos. -----	67
Figure 42: Análisis Von Mises con fuerza de 630 N -----	67
Figure 43: Nodos Von Mises con carga aplicada a 630 N -----	68

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1: Propiedades mecánicas Dentina-----	37
Tabla 2: Fuerza masticatoria-----	44
Tabla 3: Fuerza Molar de mordida en hombres y mujeres-----	45
Tabla 4: Refinación de enmallado vs precisión de esfuerzo obtenido-----	62

RESUMEN

La presente investigación se basó en el modelamiento de los esfuerzos generados sobre un premolar con enfermedad dentaria (caries), buscando fortalecer tanto de forma específica en el ámbito colombiano la profundización que se ha logrado hasta ahora sobre este tipo de estudios, uniendo ciencias básicas, estudio del cuerpo humano e ingeniería mecánica y contribuyendo de esta manera con el estudio de los posibles fallos molares para así aportar a los profesionales que se encargan de buscar solución día a día mediante prótesis dentales y otros productos, la protección y corrección de problemas dentales que aquejan a la nación y al mundo.

Para llevar a cabo este modelamiento, se emplearon una serie de procesos entre los cuales se resaltan la obtención de 15 premolares con enfermedad bacteriana en una población con un rango de edad entre los 24 y 30. Adicional a esto se generó modificación a cada uno de los premolares realizando cortes explicados a lo largo del escrito y de esta manera mediante algunos software especializados generar el modelamiento y respectivo análisis de los esfuerzos aplicados habitualmente en el día a día de una persona.

De esta manera se pudo concluir que desde el ámbito mecánico se puede aportar a cualquier rama de la ciencia de forma mancomunada para alcanzar los resultados esperados y atender a situaciones e inconvenientes que puedan presentar tanto el ser humano como sus alrededores.

1. INTRODUCCIÓN

El estudio del hombre y de cada uno de los problemas que lo aquejan durante el paso del tiempo continua siendo una de las principales causas de interés por la ciencia en todo el mundo, en la actualidad las personas se preocupan tanto por su salud como por su apariencia física, lo que genera que asistan a diferentes especialistas para corregir o modificar zonas de su cuerpo con las cuales presentan incomodidad; la boca es una de las zonas del cuerpo a la cual se le brinda mayor atención al ser esta la encargada de dar entrada, trituración y deglución¹ a cada uno de los alimentos, es por ello que se convierte en parte fundamental de todos los seres vivos, en especial del ser humano ya que es allí mediante el proceso de digestión donde los alimentos se transforman en energía y es allí también donde se pueden llegar a presentar afectaciones a la salud bucal generadas en la mayoría de ocasiones por un uso continuo en su funcionamiento.

La boca es uno de los sistemas que presenta mayor movimiento y al mismo tiempo desgaste en el ser humano, la cual para triturar un alimento antes de ser digerido debe masticar este de 32 a 38 veces generando presiones continuas entre el grupo dental superior y el inferior, siendo este el motivo por el cual los dientes deben soportar cargas aplicadas al masticar un alimento, lo cual genera fracturas dentales, problema que se presenta con frecuencia en el ámbito odontológico.

Al ser los dientes una pequeña pero fundamental parte del cuerpo humano, es importante evidenciar que estos se dividen en cuatro tipos: incisivos, caninos, premolares y molares², los cuales cuentan con una característica fundamental para la vida humana. Por esta razón es de vital importancia el realizar investigaciones que contribuyan con una evaluación de sus propiedades ya sea de origen físico, químico o como en este caso mecánico, al realizar el análisis de imágenes obtenidas bajo observaciones microscópicas a premolar con enfermedad bacteriana, con el fin de aportar a la ciencia la cual busca lograr

¹ F. Aguilar R. (2005). *Alimentación y Deglución – Vol. 4*. México: Centro Integral de Medicina Avanzada A.C

² C. Chartier (2012). *Seminario Anatomía de Dientes Anteriores*. Chile: Universidad de Valparaíso

nuevos avances tecnológicos en esta rama, entre los cuales se encuentran las prótesis o arreglos dentales que a futuro aporten un bienestar para el ser humano, ya que esto puede influir tanto de forma positiva como negativa en la vida de una persona abarcando desde aspectos físicos hasta aspectos económicos y sociales.

2. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

Las fracturas dentales constituyen las lesiones de origen traumático más frecuentes. Hoy en día se les considera un problema de salud pública, ya que además de demandar esfuerzos en el ámbito educacional y preventivo, requieren tratamiento restaurador en el paciente. Este tipo de traumatismos varía entre 26 al 76% de las lesiones dentales y pueden ocurrir en la infancia y en la adolescencia³, aunque no es raro observarlas en la edad adulta. La aplicación de un tratamiento rápido y adecuado es esencial para disminuir el daño ocasionado por el impacto y prevenir la aparición de fallas en el diente. La restauración del diente afectado por el trauma constituye una prioridad no sólo por su implicación estética y psicológica en el paciente sino por su valor biológico y funcional.

Actualmente mediante la aplicación de modelos ideales en los cuales se exponen los túbulos dentinarios junto con la zona peritubular e intertubular utilizando una matriz ordenada, es posible encontrar estudios relacionados con la dentina la cual es parte esencial del diente; sin embargo, es evidente que de esta manera se dificulta la obtención de datos reales y también se afectan los posibles resultados brindados a la ciencia mediante este tipo de estudios.

Es el caso del Ingeniero Carlos Arturo Bohórquez quien en su artículo titulado Modelamiento por elementos finitos de los esfuerzos en un premolar⁴, generó el estudio con base en una microestructura dentinaria ideal como se puede detallar en la figura 1. expuesta a continuación.

³ L. Mallqui H. (2012). *Traumatismos Dentales en Dentición Permanente*. Perú: Universidad Cayetano Heredia.

⁴ C. A. Bohórquez A. *Modelamiento por elementos finitos de los esfuerzos en un premolar*. Colombia: Universidad Libre

Modelamiento inicial

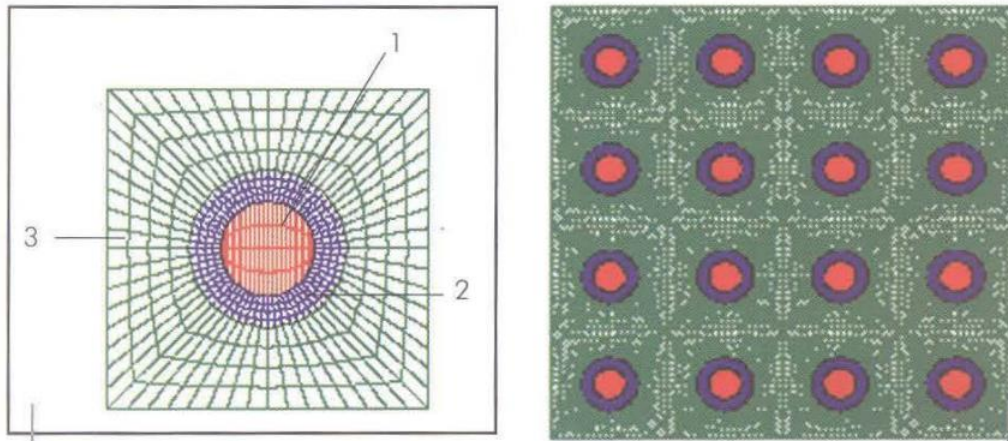


Figure 1: Modelo y ensamble idealizado de la dentina.⁴

En el artículo titulado Estudio in vitro del grado de erosión que provoca el EDTA sobre la dentina del conducto radicular⁵ realizado por la odontóloga Maribel Liñan Fernández quien llevó a cabo el corte de ochenta dientes y posteriormente realizó toma de imágenes utilizando microscopia electrónica de barrido, se observó que los túbulos dentinarios se encuentran ubicados con una disposición desordenada como se observa en la figura 2.

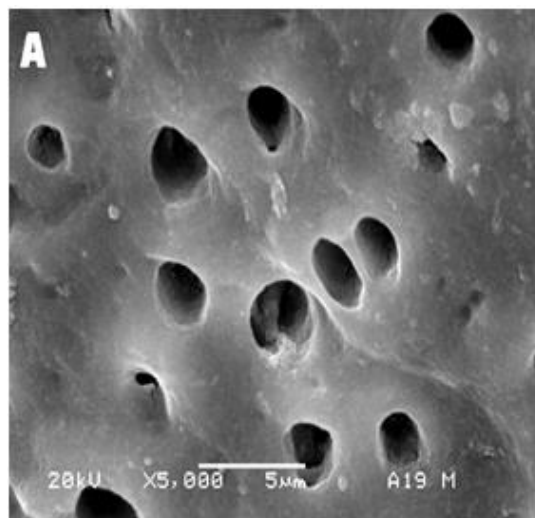


Figure 2: Microfotografía dentina de apariencia normal en túbulos y superficies sin muestra de erosión.⁵

A razón de lo expuesto anteriormente se busca llevar a cabo el estudio de la dentina no de forma ideal como ya se ha realizado en ocasiones anteriores, sino que esta vez se genera bajo un modelo lo más cercano posible al real teniendo

⁵ M. Liñan Fernández (2012). *Estudio invitro del grado de erosión que provoca el EDTA sobre la dentina del conducto radicular (Revista odontológica mexicana) – Vol. 16.* México: Facultad Odontológica UNAM.

en cuenta la forma desordenada en la cual se encuentran ubicados los túbulos, para de esta manera lograr evaluar el comportamiento de la dentina ante los esfuerzos a los que se someten a diario los premolares que cuentan con enfermedad bacteriana (caries) durante el proceso de ingesta de alimentos que realizan los seres humanos cada día.

3. ESTADO DEL ARTE

Para el desarrollo del presente proyecto se realiza una recopilación de información que contribuya con el entendimiento y búsqueda de ideas para dar solución al problema planteado anteriormente, para esto, se tienen en cuenta compendios de información presentados en libros, revistas y artículos de otras fuentes; estos artículos se resumirán en orden cronológico, teniendo en cuenta tanto el periodo histórico en el cual se desarrollaron como los lugares en los cuales se llevaron a cabo.

Del material recopilado, con información similar y que contribuya con este proyecto se pueden nombrar:

En la primera parte del siglo XX las investigaciones se enfocaron en analizar la estructura y el comportamiento de la dentina resaltando las propiedades mecánicas con las que contaba ésta, lo anterior teniendo en cuenta que en su momento los odontólogos y profesionales de áreas a fin no contaban con las herramientas virtuales con las que cuenta actualmente la ciencia.

El doctor Bowen RL, Rodríguez MS. En 1962 llevó a cabo el artículo de título *Tensile strength and modulus of elasticity of tooth structure and several restorative materials*. J Am Dent Assoc⁶, Mediante este Bowen realizó la prueba de la resistencia a la tracción de las estructuras dentales y además de algunos materiales de relleno con lo cual demostró que la resistencia a la tracción del esmalte es más baja que la de la dentina, pero más alta que la de los silicatos.

Unos años después en 1966 el Sr. Fusayama T, Okuse K, Hosoda H realizó estudios acerca de la decoloración generada en el diente debido a enfermedades bacterianas y como altera esto a la dentina⁷.

Para nadie es un secreto que con el pasar del tiempo los investigadores han seguido profundizando en el estudio del diente, la preocupación por esta importante parte del cuerpo humano ha generado que no solo se realicen estudios en las propiedades mecánicas de dientes humanos, sino que de forma

⁶ B. Rodriguez (1962). *Tensile strength and modulus of elasticity of tooth structure and several restorative materials – Vol. 64 Pag. 378 – 387*. Estados Unidos: Science Direct.

⁷ Fusayama T. (1966). *Relationship between hardness, discoloration, and microbial invasion in carious dentin*. Holanda: Universidad de Ámsterdam.

experimental se investiguen las propiedades microestructurales de muestras dentales de animales lo cual ha facilitado la observación y toma de datos tanto de estudiantes como de investigaciones.

En 1989 se comienzan a fortalecer los tratamientos dentales con el fin de restaurar los tejidos afectados por enfermedades bacterianas, es por ello que el doctor Pashley DH. Dentin a dynamic substrate habla de la utilización de la resina para recuperar un diente, para lo cual estudio diferentes tipos de lesiones generadas por erosión en la dentina⁸.

Félix de Carlos y Fernández M, Pilar evaluaron para el año 1999 las tensiones inducidas en el diente, periodonto y hueso alveolar después de aplicar un movimiento de torque cuando el hueso de soporte este disminuido, como se expone en imagen a continuación.

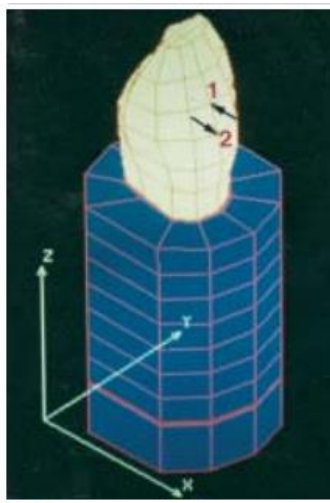


Figure 3: Modelo de elementos finitos de un canino inferior, tomada de Tensiones inducidas en el diente, periodonto y hueso alveolar después de aplicar un movimiento de torque cuando el hueso de soporte esta disminuido.⁸

El modelo tridimensional del diente consistió en 396 elementos isoperimétricos con 8 nodos cada uno. Se consideró para todos los cálculos un comportamiento lineal elástico, módulo de Young estándar, índice de poisson.

En el 2003 Marcelo Thome´ Schein, estudiante de la Facultad de Odontología de la universidad de São Paulo realizó estudio titulado *SEM evaluation of the interaction pattern between* en el cual se habla sobre el estudio realizado para

⁸ Carlos F. Puente M. Suarez D (1996). *Tensiones inducidas en el diente – Vol. 7*. Estados Unidos: Department of Oral Biology, School of Dentistry

describir el patrón de interacción formado entre la dentina y la resina en cavidades preparadas con un láser de erbio dentin and resin after cavity preparation using ER:YAG laser.

Mantilla F, Málaga J. en su artículo, expone la distribución de tensiones mediante el análisis de elementos finitos en dientes restaurados directa e indirectamente después de un tratamiento endodóntico. Para llevar a cabo este estudio el diente fue conservado en formol para lograr su preservación. Seguidamente se procedió a realizar la limpieza de la pieza dentaria con un micromotor de baja velocidad marca LYNX⁹, con una escobilla y pasta profiláctica, para así poder retirar los restos orgánicos. Posteriormente se realizaron tomas radiográficas de la pieza dentaria en distintas orientaciones (mesial, distal, vestibular y platino), así como tomas fotográficas también en distintas orientaciones (vestibular, distal, apical y oclusal).



Figure 4: Diente en vistas, tomada de Distribución de tensiones mediante el análisis de elementos finitos en dientes restaurados directa e indirectamente después de un tratamiento endodóntico.⁹

Al realizar esta toma de datos, se procedió con análisis mediante elementos finitos. Con el fin de definir las cargas y restricciones que se utilizaron: La carga fue la máxima que resiste un bicúspide. Esta carga fue aplicada sobre las caras de la superficie como se observa en imagen expuesta a continuación⁹.

⁹ Mantilla F. Málaga (2008). *Distribución de tensiones mediante el análisis de elementos finitos en dientes restaurados directa e indirectamente después de un tratamiento endodóntico*. Kiru 2008, Vol4, N°1. Peru: Universidad de San Martín.

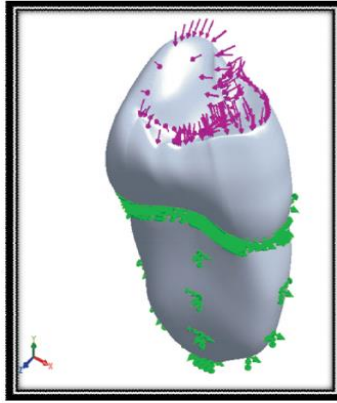


Figure 5: Aplicación de fuerzas y restricciones, tomada de Distribución de tensiones mediante el análisis de elementos finitos en dientes restaurados directa e indirectamente después de un tratamiento endodóntico.⁹

Para luego llevar a cabo el respectivo análisis y conclusiones de los datos obtenidos por este estudio.

El artículo de nombre *análisis a través de microscopía electrónica de barrido de dos dientes con tratamiento endodóntico sometidos a altas temperaturas. estudio piloto* realizado por Freddy Moreno Gómez y Carlos Mejía Pavony quienes mediante una exposición a altas temperaturas análisis los cambios físico – químicos que ocurren en los tejidos y materiales dentales. Este análisis se lleva a cabo mediante Microscopia Electrónica de Barrido.

Con este estudio los estudiantes lograron concluir que tanto los tejidos dentales (esmalte, dentina y cemento) como los diferentes materiales de uso odontológico empleados en el tratamiento endodóntico y de operatoria de los dientes, evidencian una serie de cambios específicos en cada temperatura (textura, fisuras, grietas, fracturas, fragmentación), por lo cual su comportamiento macroscópico y microscópico brinda valiosa información sobre los grados de temperatura analizados.

En la Facultad de odontología de la Universidad de Chile se llevó a cabo análisis descriptivo mediante microscopio electrónico de barrido de la interface diente-restaurado utilizando el adhesivo peak universal bond con y sin grabado ácidoprevio (estudio in vitro), análisis mediante el cual lograron obtener imágenes como la mostrada en la figura 6.¹⁰

¹⁰ C. Belén Barrios (2012). Análisis descriptivo al microscopio electrónico de barrido de la interface diente-restauración utilizando el adhesivo peak universal. Chile: Universidad de Chile.

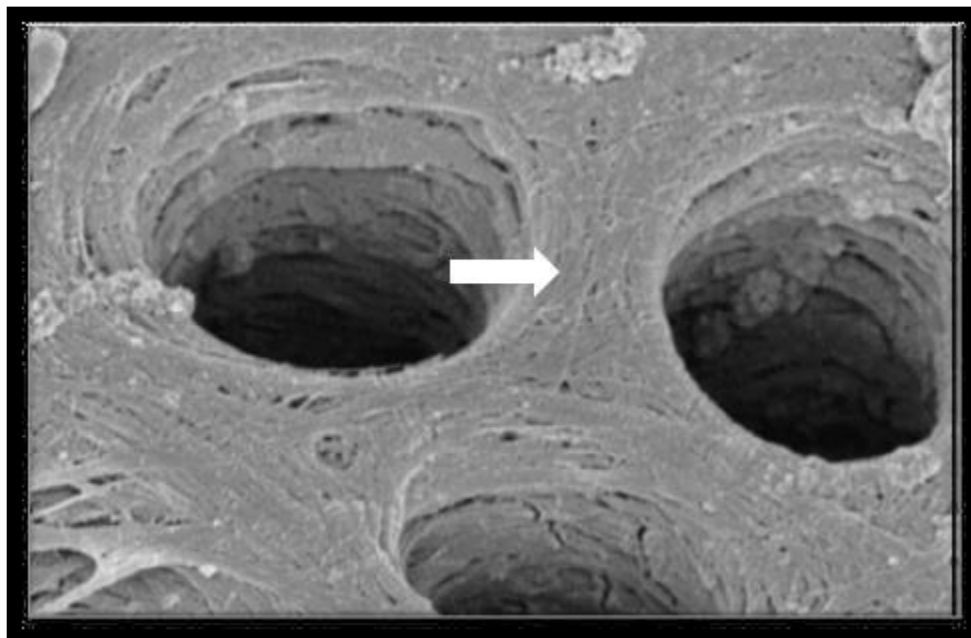


Figure 6: Túbulos dentinarios. ¹⁰

Concluyendo con este estudio que el Sistema Adhesivo Peak Universal Bond presenta buenos resultados, en términos de ausencia de brecha en la interface de estructura dentaria y resina compuesta al ser utilizado tanto con técnica de grabado ácido como de autograbado.

El estudiante Camilo Alberto Rivera Velásquez en su trabajo de grado para optar por título de magister en ingeniería titulado *comportamiento mecánico del esmalte dental* presentó un análisis de las propiedades mecánicas del esmalte dental con el fin de caracterizar su comportamiento y comparar los resultados obtenidos con los reportados por estudios previos de investigaciones realizadas en los Estados Unidos. Se realizaron pruebas para pacientes colombianos en busca de identificar las propiedades mecánicas del esmalte y su respuesta a diferentes estímulos mecánicos. Mediante ensayos estandarizados de microdureza se pudo establecer el comportamiento de propiedades como la dureza, tenacidad a la fractura y fragilidad, siguiendo parámetros muy semejantes a los establecidos para el mismo estudio por otros investigadores en el esmalte dental humano en pacientes jóvenes (18-28 años), obteniendo resultados particulares teniendo en cuenta aspectos como el arreglo estructural y la composición química del material, propiedades que mejoran el comportamiento del esmalte a esfuerzos mecánicos. Además, se realizó un seguimiento del crecimiento de grietas generadas en el esmalte dental, y se pudo observar que luego de 48 horas dichas grietas tienden a cerrarse, lo cual sugiere

una capacidad del esmalte dental no sólo de detener el crecimiento de las grietas, sino también de autorrepararse, característica nunca antes estudiada en dicho material, pero consecuente con el comportamiento de los materiales naturales.

En el 2013 Ana Belén Parra Revilla realizó tesis para optar por título de odontología, la cual tituló análisis de distribución de esfuerzos en premolares inferiores unirradiculares mediante la técnica de elementos finitos” con este trabajo la estudiante concluyó Se determinó que la zona cervical de un diente endodonciado es el sitio que soporta más estrés ante fuerzas masticatorias.

Uno de los estudios más recientes relacionados con esta investigación de generó en el año 2014 mediante la doctora Mlakar de la Universidad de Liubliana quien en Europa, realizó un estudio llamado Animal and Human Dentin Microstructure and Elemental Composition¹¹.

En este mismo año Giulia Di Benedetto, and Mario Raspanti realizaron artículo titulado *Dental Wear: A Scanning Electron Microscope Study* en el cual se llevaron a cabo observaciones con SEM a doce dientes humanos extraídos con desgaste dental. El objetivo del estudio, a través del análisis de las características macro y micromorfológicas de las lesiones fue aclarar las diferentes presentaciones clínicas y diagnósticas del desgaste dental y su posible importancia.

La doctora en este estudio comparo las propiedades mecánicas de la dentina humana junto con la de tres especies animales, canino, porcino y equino. Como ya ha sucedido con otras partes del cuerpo, los resultados mostraron que hay una gran similitud entre la microestructura de los porcinos y los humanos.

¹¹ N. Mlakar, Z. Pavlica, M. Petelin, J. Štrancar, P. Zrimšek, and A. Pavlič, (2014) *Animal and human Dentin microstructure and elemental composition*, Open Medicine, vol. 9, no. 3, pp. 468–476. Slovenia: Universidad de Liubliana

4. JUSTIFICACIÓN

Uno de los motivos principales para realizar este proyecto es brindar al lector la oportunidad de conocer un área nueva en la cual puede llegar a incursionar la ingeniería mecánica, lo diferentes que pueden llegar a ser las áreas odontológica e ingenieril pero al mismo tiempo se demuestra que pueden trabajar de la mano aportando una a la otra, con esto se logra identificar la diversidad de aplicaciones que puede llegar a tener la ingeniería mecánica, la cual más que un bien particular y lucrativo, cuenta con un sinnúmero oportunidades para aportar al mundo.

Además de lo anterior, este proyecto es realizado con el fin de resaltar la importancia en cuanto al estudio y análisis de la distribución de cargas en un diente, más específicamente en un premolar con enfermedad bacteriana, esto con el fin de aportar a los avances generados en prótesis dentales ya que al conocer el comportamiento de estas cargas se posibilita el desarrollo de nuevos materiales para este tipo de aplicaciones, contribuyendo significativamente en la salud oral de las personas, además de posibilitar el desarrollar un material artificial que simule el comportamiento de la resina con una resistencia optimizada.

Es de vital importancia profundizar en la investigación desde la perspectiva mecánica con un interés primario en la fisiología y todas aquellas funciones del ser humano que no han sido estudiadas o de las cuales existen tergiversación de datos técnicos correctos. Asimismo, yace la preocupación y el interés por aportar datos estadísticos recientes sobre el análisis dental.

Se debe resaltar que con este trabajo se busca aplicar los conocimientos obtenidos durante la carrera, utilizando estos para aplicarlos y contribuir con otras ciencias aportando a la sociedad.

De acuerdo con lo indagado, en la actualidad, aunque se presentan variados estudios en cuanto a la composición dental, la información científica que brinda respuestas a las inquietudes generadas sobre la causa de las fracturas en los dientes, no se encuentra sustentada por un gran número de investigaciones con toma de datos reales, sino que se han soportado en su mayoría en datos ideales,

limitándose al resultado práctico y de la propia experiencia de cada profesional. Día a día hay mayor posibilidad de acceder a información en la red y la existencia de ciertos programas computarizados actualmente permiten simular acciones proporcionando resultados que hace poco tiempo solo podían obtenerse luego de años de observación clínica.

Programas como ANSYS logran evidenciar características o posibles causas de fallo mediante análisis de elementos finitos, los cuales nos acercan a una realidad virtual que reproduce condiciones clínicas diarias, de esto nace la finalidad de modelar la distribución de cargas en el diente buscando simular condiciones bucales y de esta manera lograr encontrar resultados antes difícilmente imaginados.

5. OBJETIVOS

5.1 OBJETIVO GENERAL

- Establecer la distribución de cargas mediante el modelamiento y posterior análisis de elementos finitos a premolar con enfermedad bacteriana.

5.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Preparar la muestra del premolar con el procedimiento adecuado para llevar a cabo el estudio microscópico y establecer el micromodelo.
- Establecer el modelo en el programa ANSYS con las propiedades mecánicas de cada una de las estructuras identificadas y realizar los análisis con las cargas establecidas
- Realizar comparación entre los resultados obtenidos mediante programa ANSYS y las referencias de este tipo de análisis.

6. MARCO TEÓRICO

6.1 MICROSCOPIO ELECTRÓNICO DE BARRIDO

La microscopía electrónica de barrido o SEM se basa en el principio de la microscopía óptica en la que se sustituye el haz de luz por un haz de electrones. Con esto conseguimos hasta los 100 Å, resolución muy superior a cualquier instrumento óptico.

Su funcionamiento consiste en hacer incidir un barrido de haz de electrones sobre la muestra. La muestra (salvo que ya sea conductora) está generalmente recubierta con una capa muy fina de oro o carbón, lo que le otorga propiedades conductoras. La técnica de preparación de las muestras se denomina “sputtering” o pulverización catódica.

Microscopio electrónico de barrido (MEB)

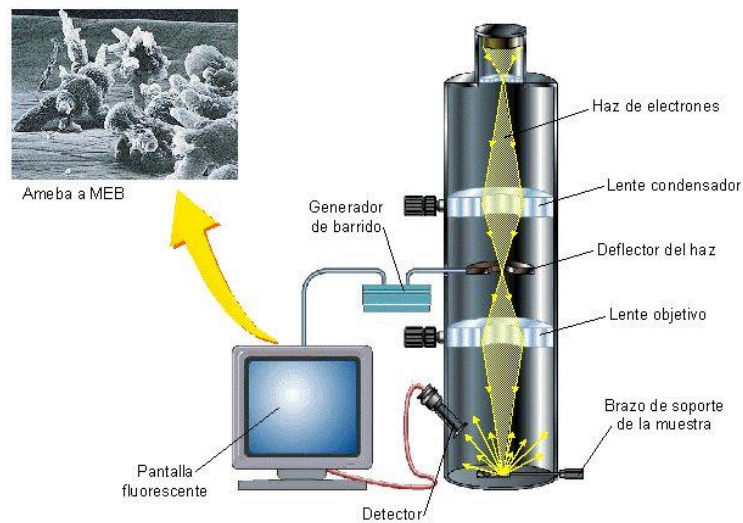


Figure 7: Los primeros estudios de microscopía electrónica de barrido. Fuente: Imagen extraída de Google. Autor desconocido, <http://www.anditecnica.com/tem.html>

Es importante aclarar y explicar algunos hechos históricos, culturales y fundamentalmente de ámbito científico, que han marcado la salud oral de las personas en todo el mundo, además de los procesos que se van a implementar en el presente proyecto con el fin de evidenciar la distribución de esfuerzos en el diente.

Aunque no se tiene constancia de una fecha exacta en la elaboración de los primeros análisis odontológicos practicados a un ser humano, la historia de la humanidad se ha visto expuesta a la luz debido a fragmentos encontrados de su civilización y fundamentalmente de sus propios restos. Mucho hablan acerca de la práctica odontológica de la época¹², los cráneos y estructuras dentales de las antiguas civilizaciones.

Tras años de avances en la odontología, hacia 1962, la era de las resinas modernas tomo importancia cuanto el Dr. Ray Bowen desarrolló un nuevo tipo de resina compuesta.

Éste realizó una combinación de resinas acrílicas y resinas epóxicas obteniendo una molécula conocida como Bisgma. El mejoramiento de las propiedades físico-químicas para convertir este material en sustituto de la amalgama de plata ha sido objeto constante de investigaciones en la actualidad.

Teniendo en cuenta que en la actualidad se busca ahondar en investigación de cada una de las ramas médicas con el fin de aportar a la salud y bienestar del ser humano, se han comenzado a implementar análisis de orden ingenieril en la dentadura, es de esta manera como se entrelazan los términos análisis de elementos finitos y odontología.

6.2 DIENTE

Los dientes son una estructura que se ha ido desarrollando con el tiempo ubicados en la boca los cuales contribuyen con la trituración de los alimentos mediante cargas axiales generadas por una serie de músculos masticatorios. Con ellos se le da inicio al proceso de ingesta y deglución no solamente para los seres humanos sino para infinidad de seres vivos.

Estos organismos están compuestos por los tejidos más duros del cuerpo humano los cuales se conocen como dentina, el esmalte y el cemento junto con un tejido blando que es la pulpa.

¹² Andrade M. A. (2016). *Historia de la Odontología*

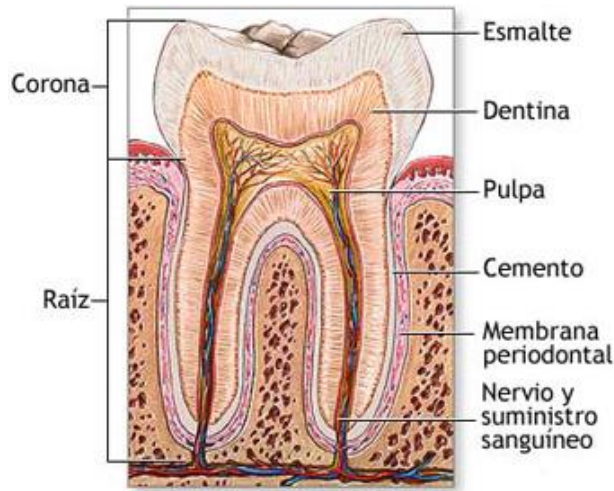


Figure 8: Partes del diente, vista en corte. Fuente: Imagen extraída de Google. Autor desconocido, <https://cienciasteorias.blogspot.com/2015/05/sistema-digestivo.html>

Durante su desarrollo evolutivo se les ha comparado con las escamas de los peces teniendo en cuenta los tejidos de los que se componen.

6.3 LA CARIES

La caries dental es la destrucción de los tejidos de los dientes causada por la presencia de ácidos producidos por las bacterias de la placa depositada en las superficies dentales¹³.



Figure 9: Diente con caries bajo microscopio electrónico ¹³

La caries es una enfermedad que aqueja a un gran porcentaje de personas en el mundo, esto debido a que el diente se encuentra expuesto al medio exterior rodeado de gérmenes, algunos de estos son los responsables de generar la caries dental, la cual en términos generales es un proceso destructivo que suele

¹³ (Colgate, 2018)

comenzar en el esmalte; si la higiene de una persona es incorrecta la caries habitualmente acaba traspasando la capa de esmalte llegando a la dentina, como esta propiedad no es muy resistente, la caries lleva a cabo un paso devastador infectando la pulpa, lo que ocasiona un dolor intenso y prolongado que afecta el estado físico y emocional de la persona.

6.4 PARTES DEL DIENTE

Como se ha resaltado en textos anteriores el diente humano se divide en cuatro partes: esmalte, la dentina, el cemento y la pulpa los cuales se describirán a continuación.

6.4.1 Esmalte dental

El esmalte es la parte más dura de todo el organismo, la cual contiene una gran cantidad de minerales, sin embargo, aplicando los conocimientos adquiridos en la carrera, al tener un alto porcentaje de dureza, el esmalte también sufre de alta fragilidad, además de ser muy susceptible a la sensibilidad con el paso del tiempo.

6.4.2 Cemento

El cemento es un tejido dental mineralizado que cubre la raíz del diente, se lo define como tejido mesénquima que constituye la cubierta exterior de la raíz anatómica, su función principal es la de servir de medio de unión del diente al hueso mediante el ligamento periodontal.¹⁴

6.4.3 Pulpa

La pulpa es el tejido blando del diente. Se localiza en el centro de las cavidades que forman una estructura mineralizada y es por medio de la pulpa que el diente tiene vida.

¹⁴ H. Montoya J. (2003). *Protocolo para el análisis clínico de la hipersensibilidad dentinaria*. Ecuador: Universidad de Guayaquil.

La pulpa dental ocupa el espacio de la cavidad interna del diente o cavidad pulpar. Al igual que el diente, tiene una porción coronaria y otra radicular, las cuales presentan diferencias en forma dependiendo de la pieza dental.

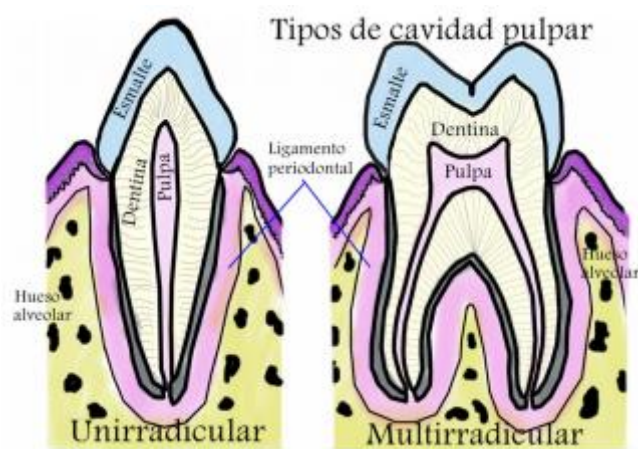


Figure 10: Pulpa en pieza unirradicular y multirradicular. ¹⁵

6.4.4 Dentina

La dentina es un tejido de color amarillo ubicado entre el esmalte y la pulpa, cuenta con un alto grado de elasticidad el cual contribuye para proteger al esmalte subyacente con el fin de que éste no presente fracturas. La dentina está constantemente relacionada a la pulpa dentaria, cuyas células llamadas los dentinoblastos, la cubren dejando en su estructura sus prolongaciones citoplasmáticas o prolongaciones odontoblásticas. En su interior se generan las fronteras que delimitan una subdivisión entre ella y la pulpa, la cual es el único tejido blando del diente.

Las propiedades de la dentina, tales como su espesor, composición química y microestructura, pueden variar dependiendo del tipo de diente y de la edad del paciente. Cuando el paciente es joven, su dentina puede variar desde 2.00 mm para los incisivos inferiores hasta 3.00 mm para los caninos y molares; sin embargo, en su edad adulta el paciente puede llegar a incrementar el tamaño en la dentina la cual tiende a incrementarse debido al crecimiento oposicional¹⁵.

¹⁵ Gómez de Ferraris, M., Campos Muñoz, A. (2009). *Histología, Embriología E Ingeniería Tisular Bucodental* (Editorial Medica Panamericana). México D.F.

Teniendo en cuenta la salud oral de los seres humanos; problemas que aquejan a la sociedad, como lo es la sensibilidad dental, se resalta que, bajo condiciones normales, la dentina subyacente del diente (la capa que rodea directamente el nervio) está cubierta por el esmalte en la corona dental, y las encías que rodean el diente. Con el tiempo, el recubrimiento de esmalte puede hacerse más delgado, proporcionando así menos protección. El análisis de elementos finitos, es un método interesante y recientemente utilizado con el fin de analizar y prever una posible causa de sensibilidad o fractura dental. Este es un análisis computarizado para predecir cómo reaccionará un producto ante las fuerzas, la vibración, el calor, el flujo de fluidos y otros efectos físicos del mundo real, además este tipo de análisis muestra si un producto se romperá, desgastará o funcionará como se espera.

6.4.4.1. Estructura de la Dentina

La dentina se identifica por ser la que ocupa la mayor parte del diente, está conformada por 50% de material mineral (HA), 35% de material orgánico y 15% de agua.¹⁶

La matriz mineralizada y los túbulos dentinarios que atraviesan a la matriz en todo su espesor son la base de los procesos odontoblásticos, los cuales son células que producen el colágeno y calcifican la dentina. Estas células se separan de la dentina por una zona llamada predentina. Es por este motivo que la dentina y la pulpa forman una misma unidad estructural y funcional, a la que se denomina complejo dentino-pulpar.

6.4.4.2 Túbulos dentinarios

Los túbulos dentinarios hacen parte fundamental de la dentina y de igual manera por esta alta importancia que cobran, son objeto fundamental del estudio realizado en el presente proyecto. La microestructura de la dentina está conformada en su mayoría por túbulos dentinarios, los cuales son los encargados de alojar los procesos odontoblásticos y de recorrer la dentina desde

¹⁶ Ten Cate, A.R. "Oral histology (1998). *Development, structure and function*. Philadelphia, Mosby.

la pulpa hasta la unión amelodentinaria, proceso que a su vez inicia la producción de la dentina, sin embargo, este tipo de conexiones también explican la rápida difusión de los elementos microbianos en el diente o también conocidos como caries, propiedad a resaltar en este proyecto. La dentina que recubre estos túbulos es llamada dentina peritubular, en tanto que aquella entre los túbulos es llamada dentina intertubular. La distancia de la dentina con el esmalte dental puede ser clasificada de acuerdo con su posición de tres maneras diferentes: dentina superior, dentina central y dentina inferior, cada una se diferencia de la otra por la cantidad y diámetro de túbulos que albergan en su interior junto con su composición química, estas características hacen de la dentina un material anisotrópico cuyas propiedades mecánicas dependen de su ubicación en el diente.¹⁷

Varios estudios se han realizado con el fin de caracterizar la dentina y de conocer su estructura y comportamiento mecánico, en estos estudios se han reportado valores para la densidad de túbulos entre 15.000 y 24.000 túbulos/ mm^2 para la dentina superior; entre 35.000 y 40.000 túbulos/ mm^2 para la dentina media; y entre 43.000 y 65.000 túbulos/ mm^2 para la dentina inferior¹⁸ en el caso de los túbulos dentinarios, se ha determinado un diámetro entre 0.5 y 0.9 μm para la dentina superior, 1.0 y 2.0 μm para la dentina media y entre 2.0 y 3.0 μm para la dentina inferior.¹⁹

6.4.4.3 Dentina Peritubular

Es la dentina que recubre y forma la pared del túbulo dentinario. Constituye un anillo hipermineralizado que posee una matriz orgánica con pocas fibras de colágeno.

¹⁷ Ivancik J., Arola D.D. (2010), *The importance of microstructural variations on the fracture toughness of human dentin*, *Biomaterials*, vol. 34, No. 4, pp. 864-74.

¹⁸ Pashley, D.H. (1986). *Dentin: a dynamic substrate-a review*, *Scanning Microsc.* Vol. 3, No. 1

¹⁹ Patteta (2008). *Basic Sciences Bhatia's Dentogist MCQs in Dentistry with Explanatory Answers Updated till 2007 5/e 2008*, Noida. Jaypee Brothers Publishers.

6.4.4.4 Dentina Intertubular

Es la dentina que se localiza entre las dentinas peritubulares y constituye el mayor componente de la dentina. Consta de una red de fibras colágenas que miden entre 50 y 200 nm de diámetro.²⁰

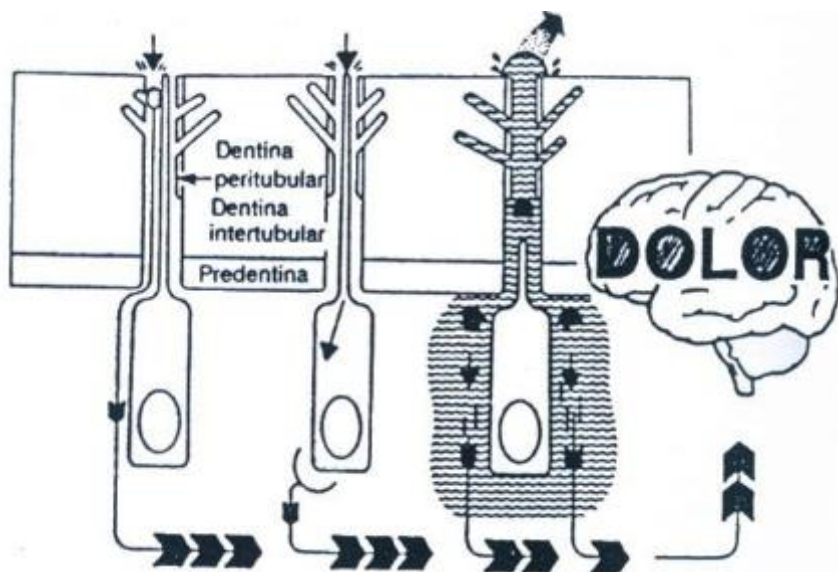


Figure 11: Representación gráfica, distribución microtubular Fuente.²¹

6.4.4.5 Propiedades Mecánicas de la Dentina

Una de las propiedades que cobra alto nivel de importancia en la dentina es la elasticidad ya que compensa la rigidez del esmalte y amortigua los impactos generados por las altas fuerzas generadas al masticar. Los valores para elasticidad varían de acuerdo al porcentaje de agua y sustancia orgánica que contenga la dentina. El valor medio del Módulo de Young para la dentina oscila entre 17.6 y 22.9GPa.

De acuerdo con diferentes estudios realizados a nivel odontológico, se ha concluido que la dureza presente en la dentina es mayor a la del hueso y el cemento, también se ha determinado que la dureza cuenta con valores entre 0.57 y 1.13 GPa²².

²⁰ M. Figueroa Gordon and M. d. I. A. Gil (2013), *Órgano dentino-pulpar. Sensibilidad dentinaria.*

²¹ M. Figueroa Gordon and M. d. I. A. Gil (2013), *Órgano dentino-pulpar. Sensibilidad dentinaria.*

²² A. C. Muñoz and M. E. G. de Ferraris (2002), *Histología y Embriología Bucodental.*

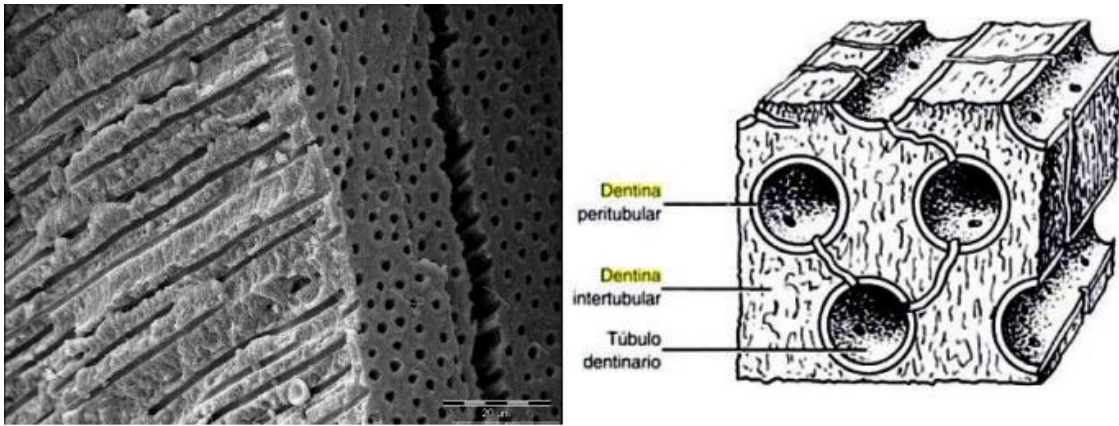


Figure 12: Representación gráfica extraída de imagen SEM a 20 μm .²³

La pendiente de la curva en zona elástica del diagrama esfuerzo deformación proporciona el módulo de Young, mientras que el esfuerzo de fluencia y el esfuerzo último se pueden obtener de la parte no lineal o plástica del diagrama. Modelo aplicable a todos los materiales de ingeniería. Sin embargo, sorprende que haya tanta incertidumbre en el módulo de Young para la dentina obtenido por este método. La dispersión en los resultados es notoria en cualquiera de los métodos experimentales de medida (tensión, flexión, indentación o ultrasonido), la desviación típica de estos valores está entre 13,2 GPa y 4,0 GPa, respectivamente.⁴

- **Dureza y módulo elástico**

La dureza y el módulo elástico de la dentina se han determinado en diferentes tipos y regiones de dentina. Algunas de las técnicas utilizadas incluyen nanoindentación, Fuerza Atómica Microscopía (AFM) y microindentación. Por medio de la microscopía de fuerza atómica (AFM) se han encontrado valores de dureza entre 2.23 GPa y 2.54 GPa para dentina peritubular y entre 0.49 y 0.52 GPa para Dentina intertubular. De estos resultados se encontró que los valores para la dentina peritubular son independientemente de la ubicación en el diente, mientras que la dureza de la dentina intertubular se encontró que dependerá de la posición, siendo más grande cerca del DEJ y más bajo cerca de la pulpa²³.

²³ Kinney, J. H., Balooch, M., Marshall, S. J., Marshall, G. W., & Weihs, T. P. (1996). *Hardness and Young's modulus of human peritubular and intertubular dentine*. *Archives of Oral Biology*, 41(1), 9-13. Estados Unidos.

El módulo de Young para dentina peritubular mostró valores de 25 GPa y 28 entre 18 GPa y 22 GPa para dentina intertubular.

El mayor valor obtenido para peritubular La dentina se atribuyó a un mayor grado de mineralización de este tejido cuando se comparó con Dentina intertubular.²³

Por medio de la nanoindentación se encontraron valores de dureza de 2.38 GPa y 1.31 GPa para dentina peritubular e intertubular, respectivamente; mientras que el módulo de Young tenía valores de 29.8 GPa para dentina peritubular y 19.4 GPa para dentina intertubular. A partir de los resultados, los autores encontraron que la dentina intertubular es casi isotrópico y el comportamiento anisotrópico de la dentina está determinado por la dirección de Los túbulos dentinales y la dirección en que se realizan las pruebas como se observa en la figura 12.

Se ha reportado una dureza promedio de 0.5 GPa usando una microindentación Vickers. Técnicas, sin dependencia significativa de la carga de sangría o el tiempo de sangría²⁴. Adicionalmente, Gutiérrez-Salazar y Reyes-Gasga en el año 2003 utilizaron la dureza de Vickers para determinar cómo cambia la dureza de los dientes de la superficie externa del esmalte a la capa interna de dentina encontró que la dureza del esmalte varía de 2.65 GPa a 3.53 GPa y de 0.49 GPa a 0.58 GPa para dentina.²⁵

²⁴ Chuenarrom, C., Benjakul, P., & Daosodsai, P. (2009). *Effect of indentation load and time on knoop and vickers microhardness tests for enamel and dentin. Materials Research,*

²⁵ Gutiérrez-Salazar, M. D. P., & Reyes-Gasga, J. (2003). *Microhardness and chemical composition of human tooth. (Investigación de materiales).* Estados Unidos.

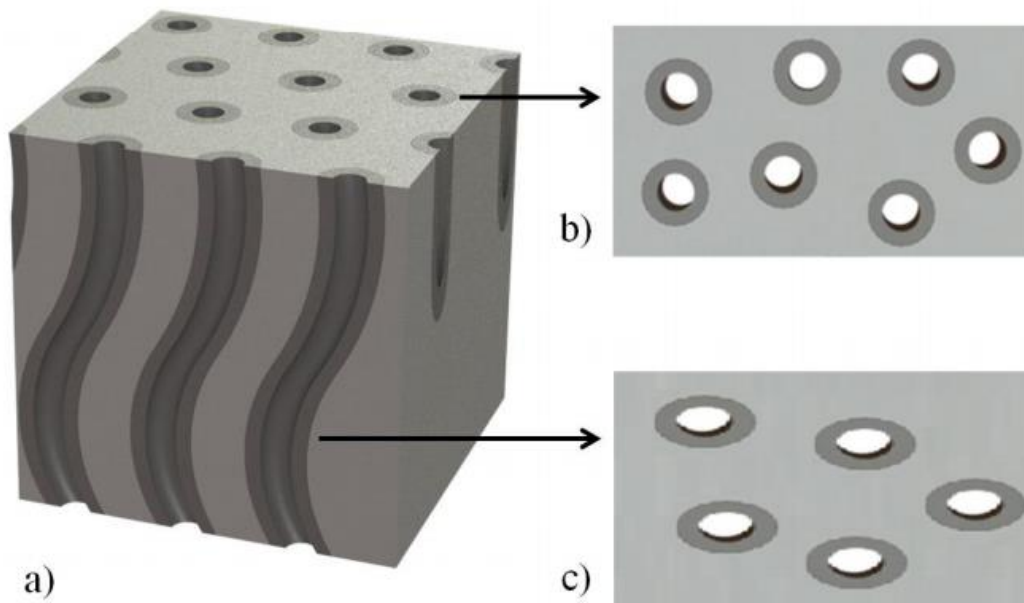


Figure 13: Direcccionamiento tubular Fuente: Hardness and Young's modulus of human peritubular and intertubular dentine. Archives of Oral Biology. ²⁶

- **Fuerza de flexión**

Se han realizado diferentes tipos de pruebas de flexión a la dentina para comparar sus propiedades con las obtenidas para materiales restaurativos o adhesivos utilizados en procesos de restauración. Por ejemplo, el científico Ryou utilizó muestras de dos regiones de dentina coronal para realizar la prueba de flexión: las regiones analizadas se detallaron como región cercana a DEJ y Dentina "interior" (región cercana a la pulpa).²⁶ Todas las muestras dieron a conocer un comportamiento elástico lineal con una Pequeña zona de deformación plástica antes del fallo. Además, se encontró que la dentina "superior" tenía el módulo y la resistencia elásticos más altos cuando se comparaba con las regiones internas. De acuerdo con lo evaluado la resistencia a la flexión oscila entre aproximadamente 130 MPa y 180 MPa. También se encontró que la fractura de los especímenes comenzó en el área sometida a cargas de tensión. Pruebas similares fueron realizadas por Plotino en dentina de la raíz, en este caso particular para evaluar la fuerza de diferentes raíces sintéticas. Materiales como carbono y fibra de vidrio, zirconio, oro, acero

²⁶ Ryou, H., Romberg, E., Pashley, D. H., Tay, F. R., & Arola, D. (2012). *Nanosopic dynamic mechanical properties of intertubular and peritubular dentin*. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*. Estados Unidos

inoxidable y titanio. El módulo de flexión para dentina radicular mostró valores de 17.5 ± 3.8 GPa y resistencia a la flexión de 212.9 ± 41.9 MPa²⁷. Una comparación de resultados para materiales naturales y sintéticos mostró similares módulos elásticos para los postes compuestos reforzados con fibra, mientras que otros materiales sintéticos mostraron valores más altos. Finalmente, Staninec también realizó pruebas en informes de dentina coronal 30 una resistencia media a la flexión de 164.4 ± 9.1 MPa²⁸. Un resumen de la resistencia a la flexión de la dentina. Los resultados se muestran en la tabla 1.

- **Comportamiento ante la compresión**

Los dientes humanos están sujetos a cargas de compresión y mediante la resistencia a la fricción durante la masticación de la comida, mientras que la dentina funciona solo bajo presiones de compresión. Esto hace que la comprensión del comportamiento compresivo de la dentina se vuelve muy importante para este tejido. Varios estudios han encontrado valores de resistencia a la compresión que oscilan entre 275 MPa y 300 MPa²⁹ y módulo de elasticidad 14 GPa. El módulo elástico obtenido bajo cargas de compresión es similar a los valores obtenidos utilizando la indentación técnicas como AFM y nanoindentación como ya se mencionó en información anterior.

- **Resistencia a la fatiga**

La resistencia a la fatiga de la dentina es de gran importancia ya que los dientes se someten continuamente a las tensiones cíclicas durante la masticación. Asimismo, después de un proceso de restauración es común encontrar Grietas que pueden propagarse incluso con bajas tensiones, pero aplicadas continuamente. Los estudios sobre el comportamiento de la fatiga de la dentina humana han distinguido la exposición de la dentina. A partir de estos resultados, se ha establecido que la dentina exhibe una resistencia aparente que oscila entre

²⁷ Plotino, G., Grande, N. M., Bedini, R., Pameijer, C. H., & Somma, F. (2007). *Flexural properties of endodontic posts and human root dentin. (Materiales Dentales).*

²⁸ Staninec, M., Nguyen, H., Kim, P., Marshall, G. W., Ritchie, R. O., & Marshall, S. J. (2008). *Four-point bending evaluation of dentin-composite interfaces with various stresses. Medicina Oral Patología Oral y Cirugía Bucal.*

²⁹ Craig, R. G., & Peyton, F. A. (1958). *Elastic and mechanical properties of human dentin. Journal of Dental Research,*

aproximadamente 20 y 50 MPa, y que depende de la frecuencia de carga el estrés aplicado, y orientación de los túbulos con respecto a la dirección de carga. La dependencia de estos factores puede explicarse por las variaciones en la microestructura de la dentina (es decir, densidad y diámetro de los túbulos) y cambios en la composición química (es decir, contenido de colágeno) a lo largo del diente³⁰.

Propiedades	Módulo de elasticidad [GPa]	Dureza [GPa]	Resistencia a la flexión [MPa]	Resistencia a la compresión [MPa]	Resistencia a la fatiga [MPa]	Relación de poisson [Adimensional]
Dentina peritubular	25 - 28	2.23 - 2.54	160	300	50	0.26
Dentina intertubular	18 - 22	0.49 - 0.52	140	275	20	0.26

Tabla 1: Propiedades mecánicas Dentina. Fuente: Tabla generada mediante datos obtenidos a lo largo de toda la investigación. El autor

6.5 IMPLANTES DENTALES

Es importante repasar el área de implantes dentales para este estudio, teniendo en cuenta que es allí donde los científicos buscan solución a fallos dentales generados por la distribución de enfermedades bacterianas las cuales se distribuyen a lo largo de los procesos odontoblasticos, y de esta manera incursiona la ingeniería mecánica la cual se puede tomar como herramienta para evaluar propiedades mecánicas en la estructura dental. Un implante dental es considerado como un dispositivo biomecánico que permanece en constante avance científico-odontológico debido a la múltiple cantidad de patologías bucales que presenta el ser humano en la actualidad ocasionadas por la ingesta de alimentos altos en azúcares. La mayoría de los implantes actuales se elaboran con titanio o con una aleación de titanio con superficies modificadas, y se insertan en el hueso maxilar como “raíces artificiales”. Sirven para apoyar y/o estabilizar diferentes tipos de prótesis dentales fijas o removibles en pacientes que desean reemplazar dientes ausentes u otro tipo de falencias bucodentales¹³.

³⁰ Imbeni, V., Nalla, R. K., & Bosi, C., Kinney (2003). *In vitro fracture toughness of human dentin. Journal of Biomedical Materials Research Part*. Estados Unidos.

6.5.1 Corona y Puentes Dentales

Con el paso del tiempo pueden aparecer diferentes problemas dentales que se deben solucionar lo antes posible para evitar daños mayores como perder alguna muela y necesitar implantes dentales. Las coronas o fundas dentales son una de las posibles soluciones para conservar cada pieza dental. Este tema es de interés para los seres humanos debido a que se encuentran en constante búsqueda tanto de comodidad oral como de una buena estética dental¹³.

6.5.2 Amalgama Dental

Es un material de restauración, que resulta de la aleación del mercurio con otros metales como plata, estaño, cobre, zinc u oro. La más utilizada en Odontología es en base a Mercurio, Plata, Estaño, Cobre y Zinc³¹.

Se conforma por un color habitualmente plateado, el cual es poco estético para los pacientes, ya que no tiene propiedades ópticas compatibles con la estructura dental. La amalgama tiene el mayor desempeño en cuanto a seguridad y relación costo-beneficio, a diferencia de los nuevos materiales restauradores como las resinas compuestas.

6.5.2.1 Propiedades Mecánicas de la Amalgama

La amalgama dental utilizada en procesos odontológicos para recuperación de pequeños espacios infectados por la caries, cuenta con una alta resistencia a esfuerzos de compresión, sin embargo, por el contrario, tiene poca resistencia a la tracción, de ahí la necesidad de una buena preparación cavitaria para la amalgama. Otra característica es su tendencia a fluir bajo fuerzas repetidas (viscosidad), pero por debajo de su límite elástico, es decir a deformarse plásticamente, esto recibe el nombre de *Creep*³¹. Otra propiedad es la gran resistencia de la amalgama al cabo de una hora. También es importante el cambio dimensional.

³¹ Green Facts (2008). *Materiales de obturación dental*. Europa: Sanidad y consumidores de la comisión europea.

6.6 ESFUERZO VS DEFORMACIÓN

El esfuerzo se define como la relación generada entre una fuerza aplicada sobre un área definida.

$$\text{S.I.} \begin{cases} \text{Fuerza} \rightarrow \text{N} \\ \text{Área} \rightarrow \text{m}^2 \\ \text{Esfuerzo} \rightarrow \frac{\text{N}}{\text{m}^2} = \text{Pa} \end{cases}$$

Habitualmente en múltiples textos este se representa mediante la letra griega sigma y al ser este una fuerza ejercida sobre un área se calcula de la siguiente manera:

$$\sigma = \frac{P}{A}$$

Luego de que se somete a una fuerza cualquier objeto el cual en este caso es un premolar con enfermedad bacteriana se genera una deformación en el material que se define como el cambio de longitud a lo largo de la línea de aplicación de esta fuerza y se calcula de la siguiente manera:

$$\varepsilon = \frac{\delta}{L}$$

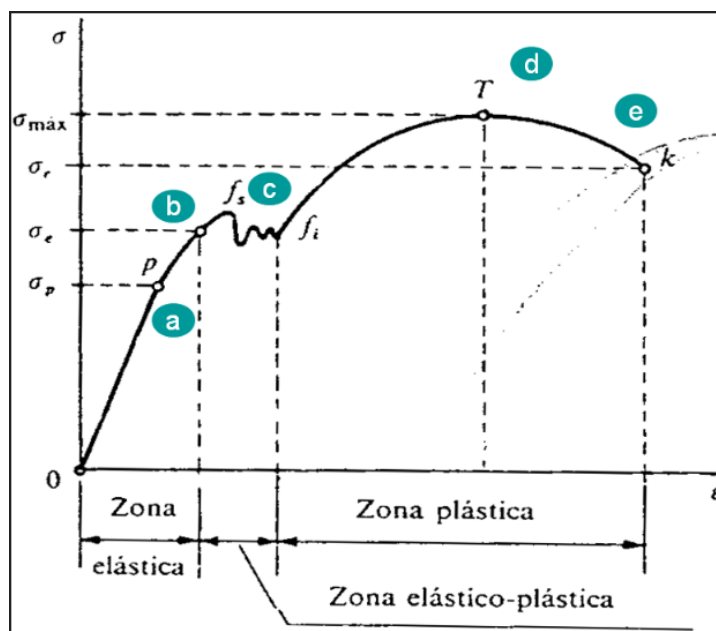


Figure 14: Diagrama esfuerzo vs deformación. Fuente: Imagen extraída de Google. Autor desconocido, <http://materialesdeingenieria2013.blogspot.com/2013/05/diagrama-de-esfuerzo-deformacion.html>

6.7 ANÁLISIS POR ELEMENTOS FINITOS

El procedimiento de análisis de elementos finitos es fundamental para encontrar los resultados sobre las distribuciones de cargas expuestas en el premolar con enfermedad bacteriana, los diferentes tipos de software que realizan análisis por elementos finitos, como es el caso de Ansys, Autocad entre otros, consiste en una serie de matrices de alta complejidad en las que se relacionan las fuerzas a las que es sometida el elemento, y las deformaciones generadas. A continuación, se explica este procedimiento, asumiendo un elemento tipo resorte, para simplificar la solución.

6.7.1. Método de la matriz de Rigidez

La matriz de rigidez se define de la siguiente manera:

Para un elemento, una matriz de rigidez \hat{k} es una matriz en la que $f = \hat{k} * d$, donde \hat{k} relaciona la coordenada local $(\hat{x}, \hat{y}, \hat{z})$ de los desplazamientos nodales a las fuerzas locales f de un elemento simple.³²

Para formar la matriz de rigidez se utiliza un elemento tipo resorte lineal unidimensional, esto es, un resorte que obedece la ley de Hooke y soporta fuerzas solo en la dirección del resorte, como se observa en la figura 5. Los puntos 1 y 2 ubicados en los extremos del elemento se denominan nodos. Las fuerzas sobre los nodos son $f_1\hat{x}$ y $f_2\hat{x}$ (cuando se el elemento tipo resorte se asocia con el eje \hat{x}). Los desplazamientos generados por las fuerzas son $d_1\hat{x}$ y $d_2\hat{x}$, los desplazamientos son denominados grados de libertad. La Letra k representa la constante del resorte o la rigidez del elemento tipo resorte.³²

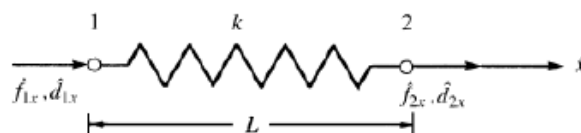


Figura 13: Resorte lineal con convenciones para la matriz de rigidez

A partir de este punto se genera la matriz de rigidez:

³² D. L. Logan, (2011) *A first course in the finite element method*.

$$\begin{Bmatrix} \hat{f}_{1x} \\ \hat{f}_{2x} \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} k_{11} & k_{12} \\ k_{21} & k_{22} \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \hat{d}_{1x} \\ \hat{d}_{2x} \end{Bmatrix}$$

Con el cual se genera el elemento tipo resorte con dos nodos, vale la pena aclarar que en caso de que existan más de dos nodos se utiliza la forma general de la matriz de rigidez.

$$\begin{Bmatrix} \hat{f}_{1x} \\ \hat{f}_{1y} \\ \vdots \\ \hat{f}_{nz} \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} k_{11} & k_{12} & \dots & k_{1n} \\ k_{21} & k_{22} & \dots & k_{2n} \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ k_{n1} & k_{n2} & \dots & k_{nn} \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \hat{d}_{1x} \\ \hat{d}_{2x} \\ \vdots \\ \hat{d}_{nz} \end{Bmatrix}$$

Donde los coeficientes de rigidez k_{ij} del elemento se deben determinar. El elemento k_{ij} representa la fuerza F_i en el i -ésimo grado de libertad debido a una unidad de desplazamiento d_j en el j -ésimo grado de libertad, mientras todos los demás desplazamientos son cero. Esto es cuando $d_j = 1$ y $d_k = 0$ para $k \neq j$ ³³

6.7.2. Selección del Tipo de Elemento

Se selecciona un elemento tipo resorte sometido a una tensión en los nodos como se ve en la figura 5, donde la distancia entre nodos antes de aplicarse la fuerza es L , la propiedad del material del elemento es k (constante del resorte).

6.7.3. Selección de la función de desplazamiento

Las funciones más comunes usadas en este paso son los polinomios, esto ya que es difícil obtener una solución exacta, teniendo en cuenta que el resorte soporta carga axial solo en los grados de libertad locales, en este los desplazamientos son $d_1\hat{x}$ y $d_2\hat{x}$, en la dirección \hat{x} . Aquí se asume una variación del desplazamiento en el eje \hat{x} como se observa en la figura 5. Esto se hace ya que la función lineal con puntos finales especificados tiene una solución única.

³³ A. P. Boresi, R. J. Schmidt (1993), *Advanced mechanics of materials*. Wiley New York, - vol. 6.

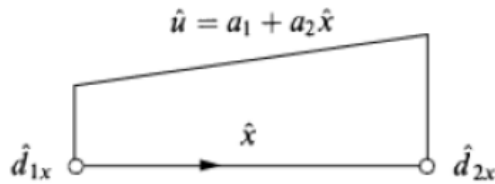


Figura 13: Función de desplazamiento para el elemento tipo resorte

Fuente: D. L. Logan, (2011)³²

En este punto el número total de coeficientes a es igual al número total de grados de libertad asociados al elemento, siendo este caso 2 nodos, un desplazamiento axial en cada uno de los dos nodos del elemento. Posterior a esto la matriz se transforma en:

$$u = \begin{bmatrix} 1 & \hat{x} \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} a_1 \\ a_2 \end{Bmatrix}$$

$$u = \begin{bmatrix} N_1 & N_2 \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \hat{d}_{1x} \\ \hat{d}_{2x} \end{Bmatrix}$$

Donde:

$$N_1 = 1 - \frac{\hat{x}}{L} \text{ y } N_2 = \frac{\hat{x}}{L}$$

N_1 y N_2 son llamadas funciones de forma. En este caso $N_1 = 1$ en el nodo 1 y $N_1 = 0$ en el nodo 2, y viceversa para N_2 .

6.7.4. Definir las relaciones Esfuerzo-Deformación

Como las fuerzas de tensión T producen una deformación δ del elemento, la distancia d_{1x} negativa porque va en la dirección contraria al eje \hat{x} , mientras que d_{2x} es positiva. Esto se representa así:

$$T = K(\hat{d}_{1x} - \hat{d}_{2x})$$

Teniendo en cuenta la ecuación anterior se tiene:

$$\begin{Bmatrix} \hat{f}_{1x} \\ \hat{f}_{2x} \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} k & -k \\ -k & k \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \hat{d}_{1x} \\ \hat{d}_{2x} \end{Bmatrix}$$

El último paso consiste en resolver la matriz, los desplazamientos son determinados asignando condiciones de límite para luego resolver el sistema mediante la ecuación $F = Kd$.

6.8 FUERZA MASTICATORIA

La boca es un sistema de organismos que mantiene en constante movimiento. A continuación, se muestra la distribución de tensiones obtenida. En la figura 15 se presenta la tensión equivalente (Von Mises) en el caso de masticación con los molares derechos.

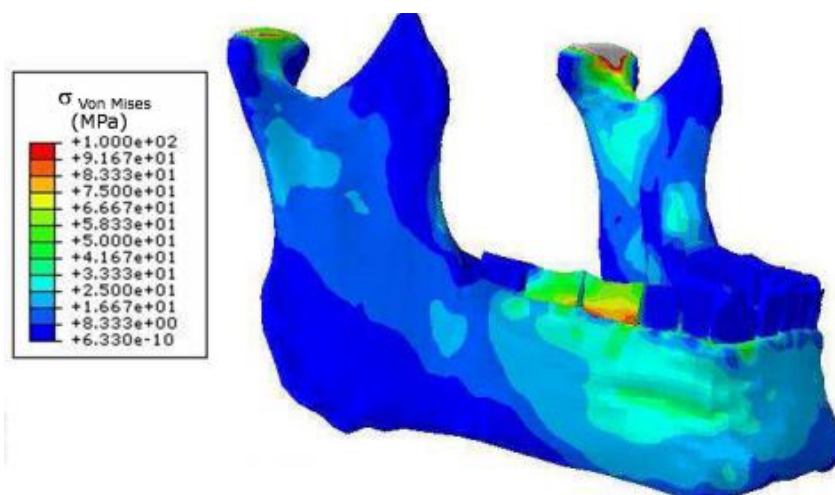


Figure 15: Tensión equivalente en la masticación con molares derechos
Fuente: Carolina Montoya.³⁴

6.9 FUERZA DENTAL

Varias investigaciones para determinar la fuerza generada por la mordida humana se han llevado a cabo. Como por ejemplo el trabajo de Van Diest, titulado Estudio Comparativo de la Fuerza Masticatoria Molar e Incisiva entre la Dentición Temporal, Mixta y Definitiva, donde el autor realiza un estudio de la fuerza de la mordida de tres grupos de personas, niños preescolares entre 4 y 5 años, niños en edad escolar entre 11 y 12 años, y adolescentes entre los 18 y 19 años.³⁵

En su estudio Van Diest estudió la Fuerza Máxima Incisiva FMINC y la Fuerza Máxima Molar FMMO. La FMMO es la de mayor interés ya que es la que se usará como referencia, al haber tomado dientes molares para la toma de las micrografías.

³⁴ C. Montoya (2017). *The mechanical behavior of dentin: importance of microstructure, chemical composition and aging (Trabajo para optar por doctorado)*. Colombia: Universidad EAFIT.

³⁵ N. Van Diest Aubele (1998)., *Estudio comparativo de la fuerza masticatoria molar e incisiva entre la dentición temporal, mixta y definitiva*.

	Grupos de Estudio				
Fuerza	Grupo 1		Grupo 2		Significancia
Masticatoria	Promedio	Desv. Est.	Promedio	Desv. Est.	Estadística
FMINC [N]	152,182	48,030	206,44	51,009	0,0006
FMMO [N]	310,773	63,266	426,88	80,065	0,0001
%FMI/M	49,821	15,156	48,53	7,925	NS
Fuerza	Grupo 1		Grupo 3		Significancia
Masticatoria	Promedio	Desv. Est.	Promedio	Desv. Est.	Estadística
FMINC [N]	152,182	48,030	247,96	83,755	0,0001
FMMO [N]	310,773	63,266	562,6	101,1	0,0001
%FMI/M	49,821	15,156	43,769	11,402	NS
Fuerza	Grupo 2		Grupo 3		Significancia
Masticatoria	Promedio	Desv. Est.	Promedio	Desv. Est.	Estadística
FMINC [N]	206,44	51,009	247,96	83,755	NS
FMMO [N]	426,88	80,065	562,6	101,1	0,0001
%FMI/M	48,527	7,925	43,769	11,402	NS
Test utilizado: Análisis de varianza de Wilcoxon (significancia P £ 0.05) NS: No significativo					

Tabla 2: Fuerza masticatoria. ³⁶

En la figura 8 se observa las fuerzas determinadas en función de la edad de las personas. El grupo de muestra que más se aproxima a persona de quien provinieron las muestras dentales con las que se realizó este trabajo es el grupo 3, el cual consiste en adolescentes entre 18 y 19 años. Este grupo generó una fuerza molar máxima promedio de 562.6 N.

El trabajo realizado por de Abreu titulado Masticatory Efficiency and Bite Force in Individuals With Normal Occlusion, (Eficiencia Masticatoria y Fuerza de la Mordida en Individuos con Oclusión Normal) llevado a cabo en el año 2014, tomó un grupo de muestra más grande y obtuvo valores más precisos.³⁶

Teniendo en cuenta que las muestras dentales se llevaron a cabo en una población cercana a la utilizada por Abreu se toman resultados obtenidos por el mismo como base para el análisis realizado a continuación mediante la utilización de elementos finitos. Como se observa en Tabla 3.

³⁶ R. A. M. de Abreu, M. D. Pereira, F. Furtado, G. P. R. Prado, W. Mestriner, and L. M (2014). *Ferreira, Masticatory efficiency and bite force in individuals with normal occlusion,* Archives of oral Biology - vol. 59.

	Male maximum bite force right side [N]	Male maximum bite force left side [N]	Female maximum bite force right side [N]	Female maximum bite force left side [N]
Sample size	27	27	28	28
Mean	632.0	627.2	427.2	420.2
Standard deviation	174.1	170.0	139.7	111.4
Standard error	33.5	32.7	26.4	21.0
Kolmogorov-Smirnov test				
K _{CALCULATED}	0.113 ^a	0.146 ^a	0.118 ^a	0.112 ^a
K _{CRITICAL}	0.254	0.254	0.254	0.254
SKEWNESS	0.115	0.463	0.430	-0.098
KURTOSIS	0.207	-0.180	0.641	0.165

Tabla 3: Fuerza Molar de mordida en hombres y mujeres
Fuente Abreu Ferreira, "Masticatory efficiency and bite force in individuals with normal occlusion," Archives of oral Biology ³⁶

Se observa entonces que la fuerza de mordida en el lado izquierdo es similar a la del lado derecho, siendo de 632.0 N y 627.2 N respectivamente, lo cual indica una diferencia de apenas 4.8 N, por lo cual se ha escogido un valor de referencia para la Fuerza Molar de 630 N.

7. INGENIERÍA DEL PROYECTO

Para el desarrollo de este proyecto se tuvieron en cuenta 8 fases que van a ser la base de las actividades realizadas con el fin de obtener y evaluar los resultados expuestos a continuación.

7.1 FASE DOCUMENTACIÓN:

El primer paso consistió en la recopilación de información apoyada en artículos, libros, revistas y en los sistemas bibliotecarios de la universidad, información que se expuso a lo largo del estado del arte y marco teórico en numerales anteriores, los cuales permitieron generar conocimientos sólidos y estructurales para el desarrollo del proyecto; adicional a esto se procedió con el análisis detallado de la información para así facilitar la obtención del material y continuar con las pruebas pertinentes.

7.2 FASE DE OBTENCIÓN Y TRANSFORMACIÓN DEL MATERIAL (PREMOLAR CON ENFERMEDAD BACTERIANA).

Luego de realizar un estudio detallado en cuanto a salud oral de los seres humanos, enfermedades dentales junto con la composición, características físicas y mecánicas de los dientes, se generó la búsqueda y obtención de las muestras premolares las cuales como se ha nombrado a lo largo del escrito se obtuvieron de una población segmentada de entre 24 y 30 años que además presentara enfermedad bacteriana primaria; las muestras se encontraron en diferentes clínicas odontológicas.

El motivo de extracción de estas muestras es debido a molestias en cada uno de los pacientes debido a la enfermedad bacteriana como se observa en figura 16.



Figure 16: Muestras premolares extraídos a pacientes con enfermedad dentaria primaria. Fuente: el autor

Teniendo en cuenta que para este momento se había solicitado la respectiva practica de laboratorio para llevar a cabo Microscopia Electrónica de Barrido (SEM); luego de obtener cada una de las muestras y antes de comenzarlas a preparar se limpiaron y desinfectaron exponiendo cada una de ellas a un ambiente seco debido a que al ser una muestra biológica cuenta con alto % de humedad, característica a tener en cuenta ya que puede afectar la toma de imágenes mediante SEM tanto de forma positiva como negativa.

7.3 FASE DE PREPARACIÓN DE LAS MUESTRAS DENTALES

Luego de limpiar y desinfectar cada una de las muestras dentales y teniendo en cuenta que la observación microscópica se iba a realizar en una cara interna con el fin de contribuir con el análisis mecánico teniendo en cuenta la dirección de los túbulos, se evaluaron diferentes proceso de corte entre los cuales se resaltan, corte con fresa dental la cual genera poco acabado superficial y con dificultad se genera una cara plana en la muestra, también se evaluó el corte mediante disco para corte de joyería sin embargo en este se indagó que se presenta modificación de algunas características microscópicas debido a la temperatura alcanzada por el diente la cual se presenta de forma constante a lo largo de todo el corte.

La última práctica estudiada y además la escogida por ser el procedimiento más adecuado fue lijar las muestras dentales con diferentes acabados superficiales tomando como base el proceso realizado para un análisis metalográfico en una probeta de acero cuando se busca obtener brillo espejo en esta. Para llevar a cabo de la forma más correcta posible este proceso se utilizaron lijas de N° 80, 100, 400, 600, 800, 1000 y 1200 respectivamente.

Cabe aclarar que con el procedimiento de corte mediante lijas se logró mantener la temperatura durante todo el proceso de lijado ya que se realizó de forma paulatina en intervalos de lijado que no superaban los 15min. Junto con esto se logró obtener una superficie plana alcanzada principalmente por los números más bajos de lija obteniendo muestras como la observada en figura 17. Es importante indicar que las muestras todo el tiempo fueron manipuladas con guantes para cirugía evitando la posibilidad de afectar la composición del mismo por la humedad presente en el sudor de las manos.



Figure 17: Imagen en detalle de muestra terminada para realizar observación bajo SEM. Fuente: el autor

Para este proyecto las muestras no fueron encapsuladas buscando un ambiente sano antes de generar la observación microscópica.

7.3.1 Dirección del corte

Es de vital importancia resaltar que el corte realizado a las muestras dentales se generó de forma longitudinal desde la parte superior en donde se encuentra ubicado el esmalte reconocida en este escrito también como DEJ, bajando hasta la dentina pasando por la pulpa y llegando a la pulpa como se detalla en figura 18.

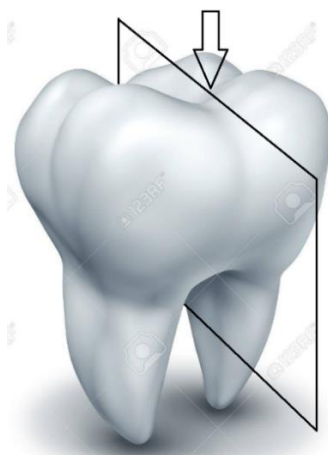


Figure 18: Esquema, dirección de corte realizado a premolar con enfermedad bacteriana: Fuente: imagen extraída de Google. Autor desconocido, https://es.123rf.com/photo_10976392_símbolo-de-los-dientes-humanos

7.4 ENSAYO REALIZADO Y TOMA DE IMÁGENES MEDIANTE SEM



Figure 19: SEM Microscopio Tescan Vega 3 SB. Fuente: el autor

Como se observa en la figura 19. La toma de imágenes microscópicas se llevó a cabo mediante la herramienta de Microscopia Electrónica de Barrido (SEM) el cual como información general se encuentra ubicado en la Universidad Nacional (Bogotá). Este microscopio se conoce como Tescan Vega 3 SB el cual dependiente del tipo de muestra a observar puede lograr una resolución en la imagen de 2 nm.

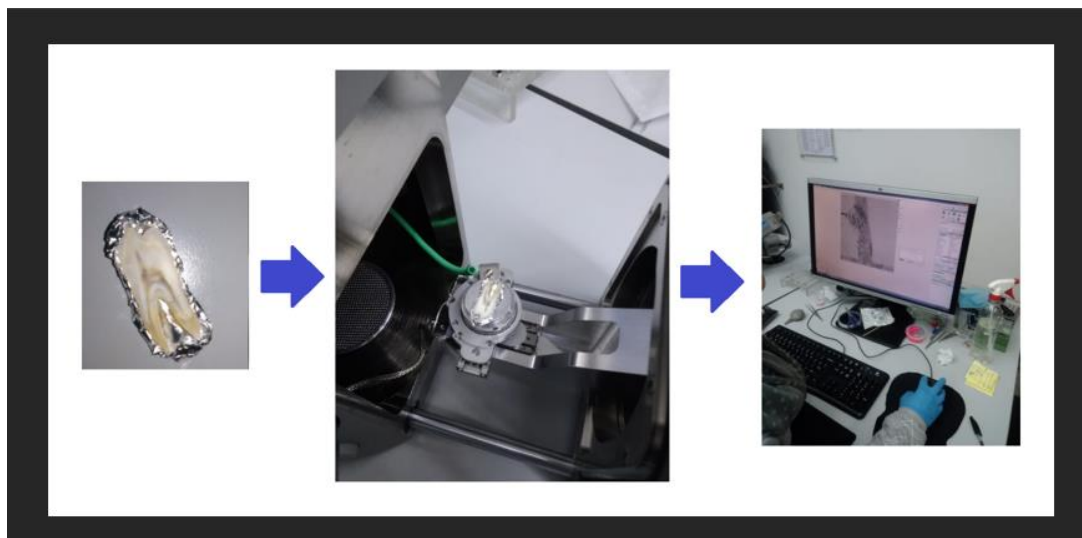


Figure 20: Proceso de observación realizado mediante SEM. Fuente: el autor

Con el fin de facilitar la reflexión al momento de tomar la imagen, se realizó recubrimiento de la superficie en corte con polvillo de oro y posteriormente se generó la toma de imágenes como se observa en figura 20 las cuales se analizan a continuación.

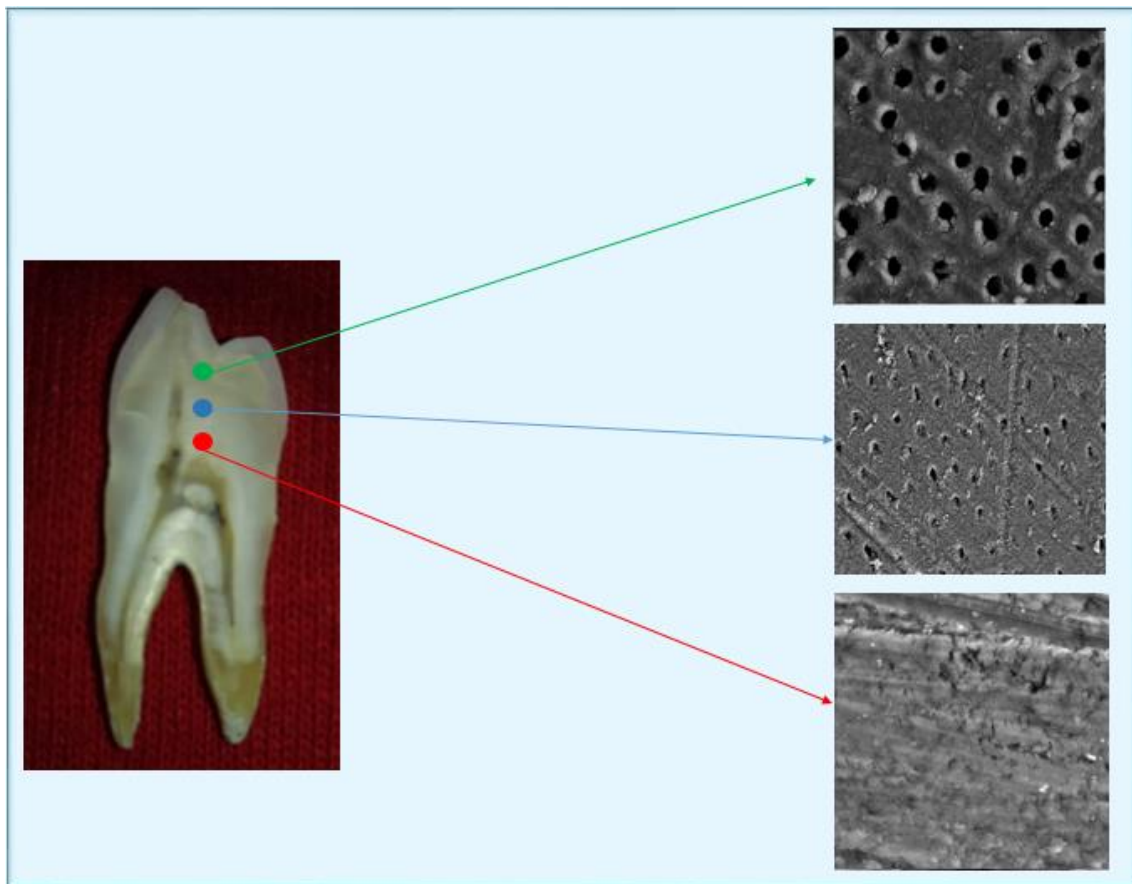


Figure 21: Designación de partes observadas en muestras dentales (Aumentos 5.000x, 10.000x y 20.000x de abajo hacia arriba). Fuente: el autor

En la figura 21 se puede observar 3 imágenes tomadas mediante el SEM en diferentes posiciones de la muestra dental, en las cuales se evidencio la dirección presente en los túbulos tanto de forma intertubular como peritubular.

7.5 ANÁLISIS DE MICROGRAFÍA A MUESTRA DENTAL

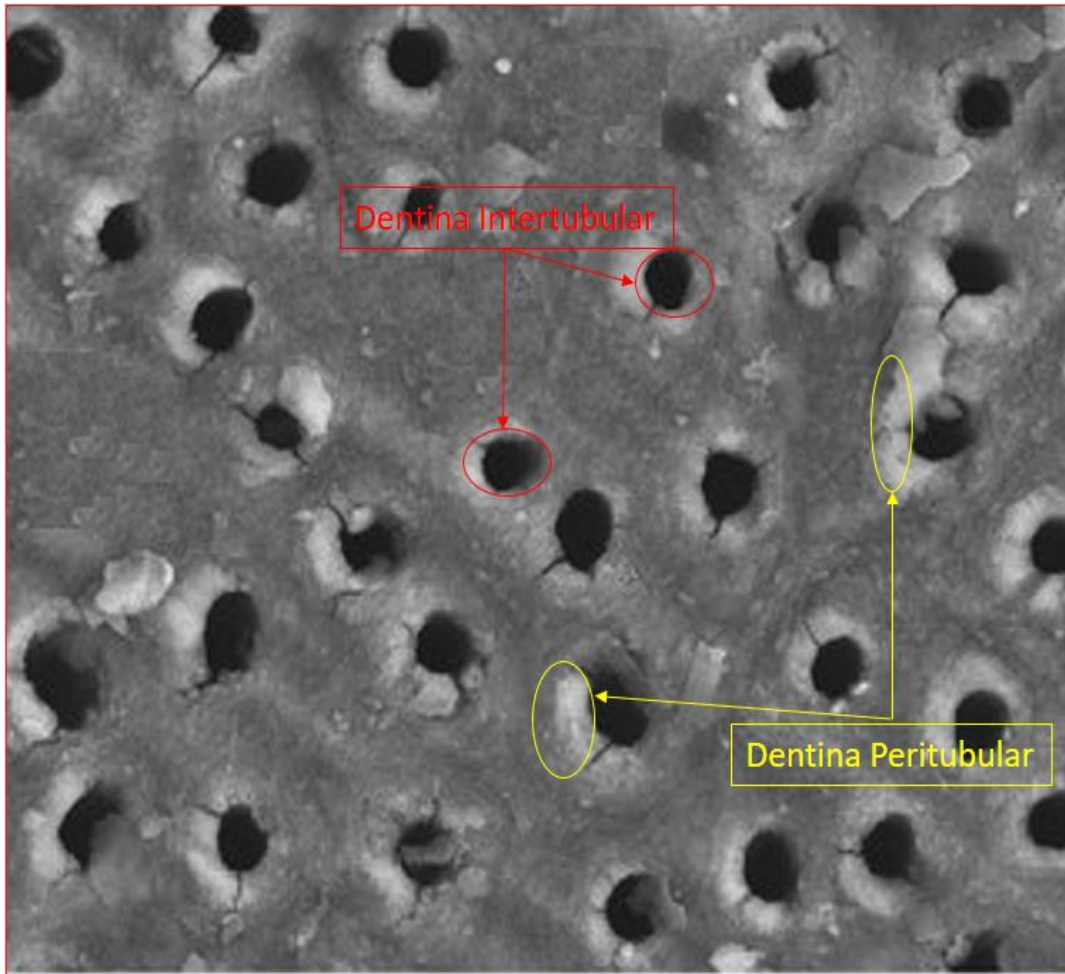


Figure 22: Posicionamiento Dentina Peritubular y Dentina Intertubular 20.000x. Fuente: el autor.

En la figura 22 se expone muestra N° 9, imagen tomada a premolar con una resolución de 2 μ m a 20.000 aumentos, en la cual se resaltaron las zonas a tener en cuenta para el análisis de elementos finitos, estas se resaltan por la mezcla del color negro (profundidad) y blanco (superficie) en la escala de grises. Adicional se observa la disposición de los túbulos los cuales en textos revisados se toman con un gran porcentaje de forma ideal en mallados simétricos, sin embargo, como se puede detallar los túbulos están dispersos de forma desordenada a lo largo de toda la dentina.

7.6 VECTORIZACIÓN Y DIGITALIZACIÓN DE LAS MICROFOTOGRAFÍAS

Esta etapa del proyecto es una de las más importante ya que da a cumplir el objetivo principal del mismo, por tal motivo y con el fin de contribuir a otras investigaciones de esta índole se busca describir el proceso de la forma más clara y detallada posible teniendo en cuenta que luego de revisar

minuciosamente tanto en artículos científicos, revistas, textos universitarios y páginas de internet, no se encuentra gran cantidad de información específica acerca de procesos de análisis realizados a imágenes microscópicas tomadas a muestras biológica las cuales para este caso en particular se encuentran en 2D y se deben convertir mediante técnicas de vectorización y digitalización mediante software académicos para así realizar los respectivos análisis de elementos finitos en ellas.

7.6.1 Extracción de imagen Software IMAGEN J

Cabe aclarar que este software se descargó de manera gratuita ya que contribuye para procesamiento de imagen digital y es dominio público. Se tomó como base artículo en el cual se realiza el análisis de granulometría para el desprendimiento de un grupo de rocas³⁷.

- Proporcionar el dimensionamiento de la imagen de acuerdo con número de pixeles.
- Convertir la imagen a 8 Bits mediante herramientas Image / Type.
- Definir partículas ajustando el brillo y contrastes de la microscopia (eliminar las zonas grises resaltando los blancos y negros) mediante herramientas Image / Adjust / Brightness & contrast.
- Suavizar los contornos de las partículas mediante herramientas Process / Binary / Erode
- Eliminar Puntos negros dentro de las partículas mediante herramientas Process / Binary / Fill holes

En este software también es posible contabilizar y analizar el número de partículas obtenidas, característica importante ya que al finalizar el proceso en ANSYS es importante tener en cuenta el número de áreas a evaluar ya que la versión académica no permite más de 100 caras. La modificación de microscopia para este caso se observa en figura 23.

³⁷ <https://imagej.nih.gov/ij/download.html>

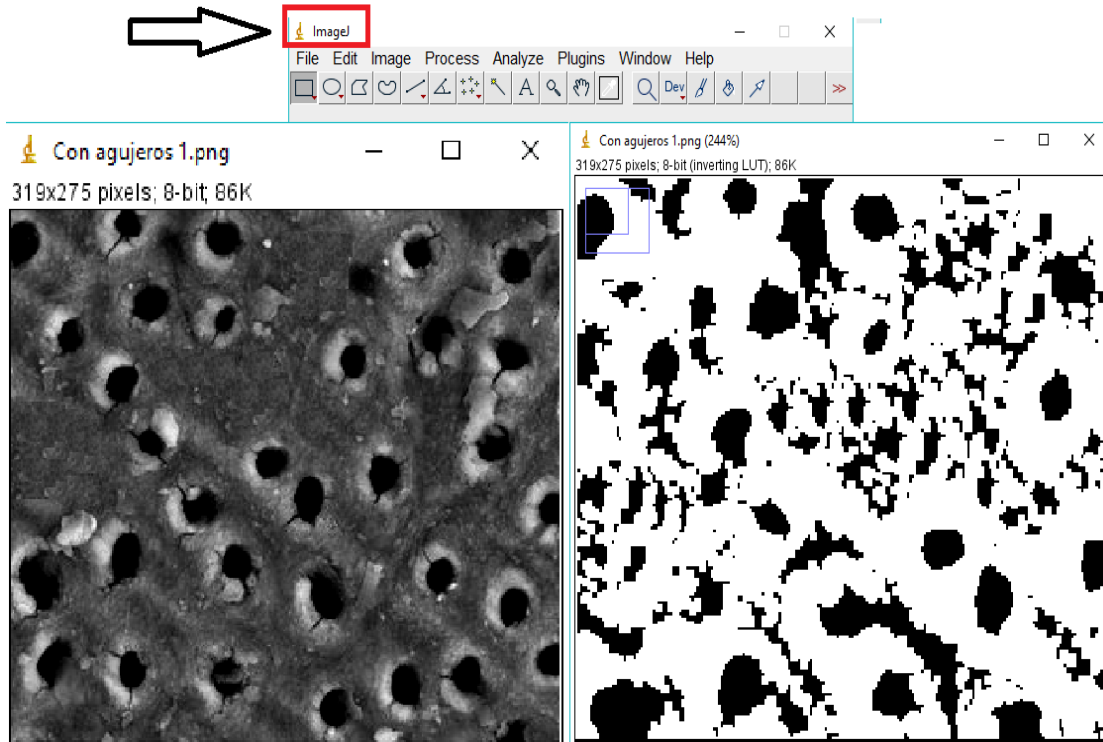


Figure 23: Definición de escala en grises mediante Software IMAGE J a imagen obtenida de SEM37³⁷. Fuente: el autor

7.6.2 Vectorización de imagen Software INKSCAPE (Versión Académica)

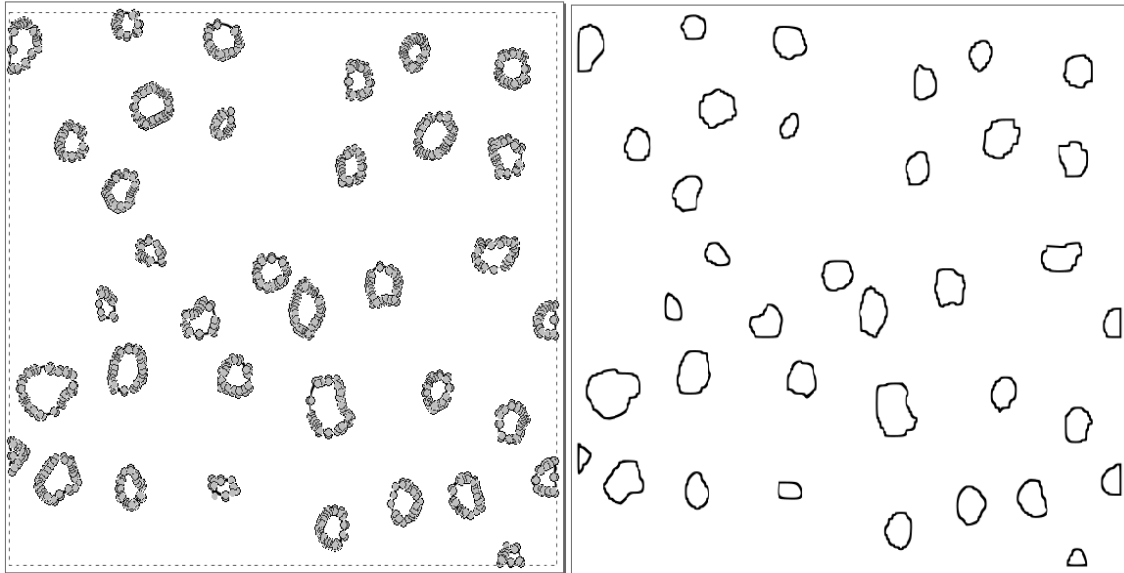


Figure 24: Vectorización Software INKSCAPE. Fuente: el autor

Para este caso es importante tener en cuenta el formato en el que se ha venido trabajando la microscopía la cual se ha estado trabajando en formato JPG por lo tanto se buscó un software que permitiera trabajar con la imagen generada por IMAGE J y además que al modificarla se pudiera convertir a formato DXF para

así trabajarlo directamente en CAD. Teniendo en cuenta lo anterior se escogió INKSCAPE con el cual mediante las herramientas Trayecto/ Vectorización mapa de bits y detección de bordes se vectorizó para que AUTOCAD detectara cada una de las áreas por separado y de forma detallada.³⁸

Cabe aclarar que este programa contribuyó significativamente en la generación de las áreas ya que luego de generar más de 35 pruebas en ANSYS y debido a la gran cantidad de caras que se crearon, con INKSCAPE se suavizaron las puntas y esquinas de cada superficie, generando contribuyendo con una lectura más rápida del CAD y de igual manera con una solución más acelerada y correcta en ansys.

7.6.3 Importación CAD (Se utiliza software AUTOCAD versión académica).

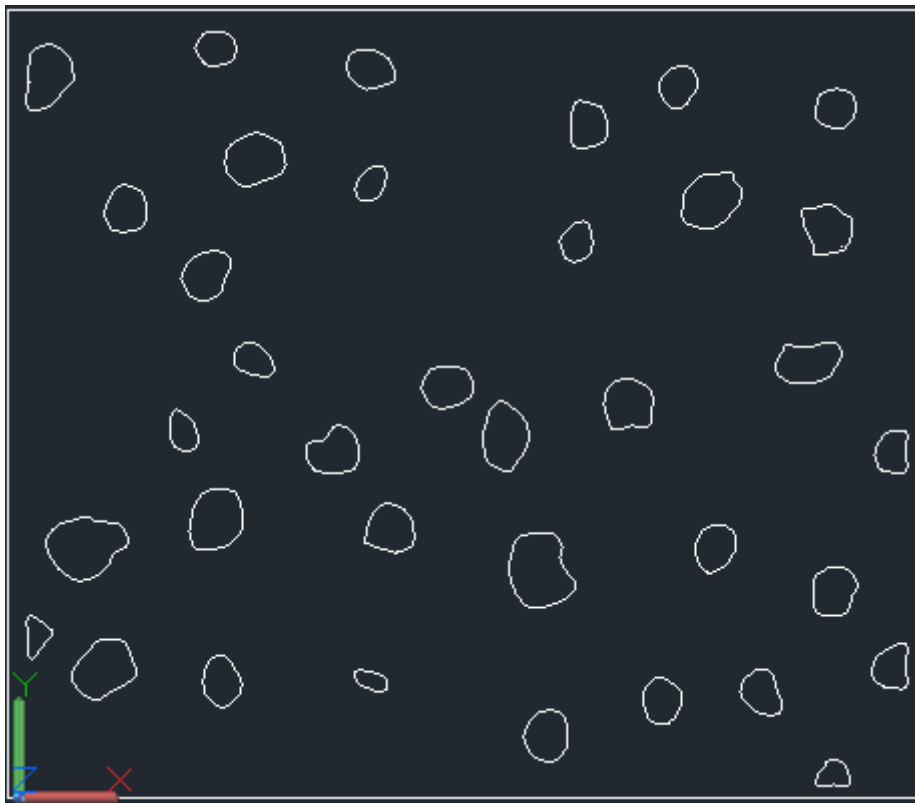


Figure 25: Superficie definida mediante CAD Software académico (AUTOCAD)³⁹

Luego de modificar el archivo de Inkscape a formato DXF a AUTOCAD el proceso a seguir fue el siguiente:

³⁸ <https://inkscape.org/es/>

³⁹ <https://www.autodesk.com/education/free-software/autocad>

- Generar las superficies de cada una de las áreas trabajando en 2D mediante herramienta Superficie (seleccionando todas las áreas expuestas en figura 26).
- Generar superficie por separado mediante herramienta Superficie.

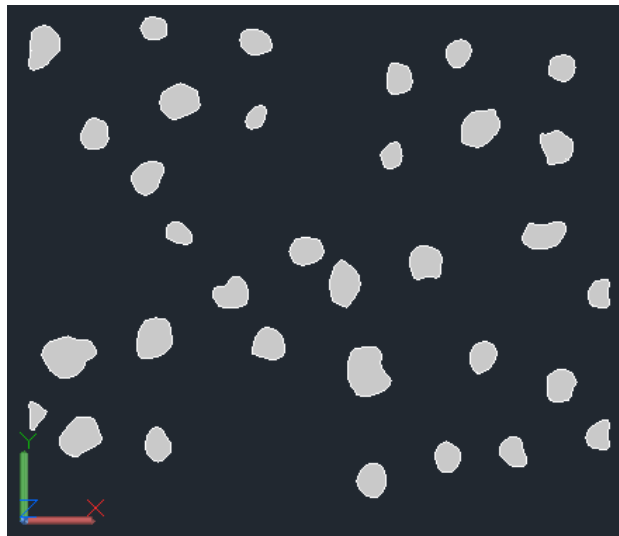


Figure 26: Generación de superficies. Fuente: el autor

- Unir las superficies de cada una de las áreas junto con la matriz realizada por separado, mediante herramienta Solido Unión como se observa en figura 27.

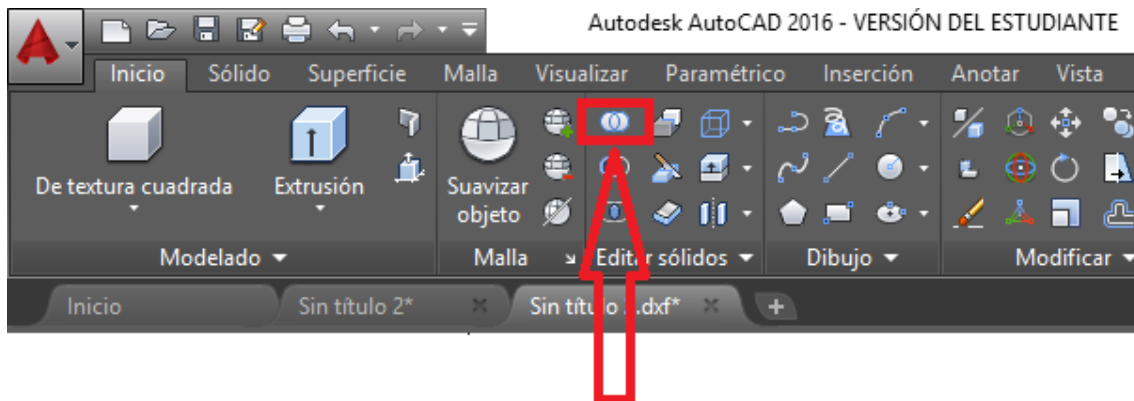


Figure 27: Herramienta Solido Unir con el fin de interponer las superficies de las áreas vs la matriz. ³⁹

- Guardar archivo en formato IGES, IGS o ACIS con el fin de importar a ANSYS. (para este caso fue en formato ACIS (.sat)).

7.6.4 Volumen a analizar

A continuación, se expone de forma gráfica el volumen que se va a evaluar, con el fin de poner en contexto al lector y evidenciar las unidades utilizadas con las cuales se analiza en posteriores puntos los resultados obtenidos con el análisis de elementos finitos.

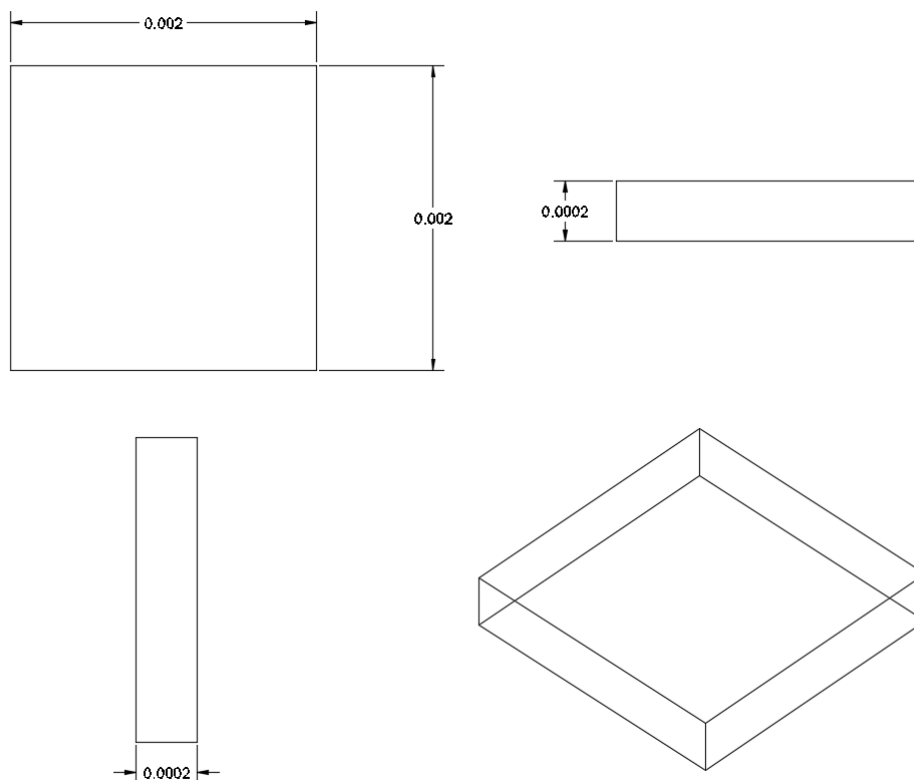


Figure 28: Volumen observado en microscopio (Dimensiones generadas en mm).
Fuente: el autor

Es importante aclarar que cuando se generó la observación mediante el microscopio electrónico de barrido, ésta se llevó a cabo con una resolución máxima de 20.000 aumentos, obteniendo un recuadro de $2\mu\text{m}$, por esta razón al importar la imagen obtenida a AutoCAD se tuvo en cuenta la escala utilizada para que al momento de modelar y analizar la imagen en Ansys, los resultados que se obtengan sean acordes con la realidad.

Al indicar que el recuadro es de $2\mu\text{m}$ esto quiere decir que el análisis de elementos finitos se va a realizar sobre un cuadro de $2\mu\text{m}^2$ área que se debe tener en cuenta al momento de aplicar la carga masticatoria ya que esta no se

genera sobre todo el diente, sino que se debe descomponer para que se pueda evaluar en el área observada.

Luego de utilizar Software AutoCAD a continuación, se comienza a trabajar con el análisis de elementos finitos a la imagen de la muestra tomada a premolar con enfermedad bacteriana primaria como se describe en apartado 7.6.5.

7.6.5 Importación ANSYS

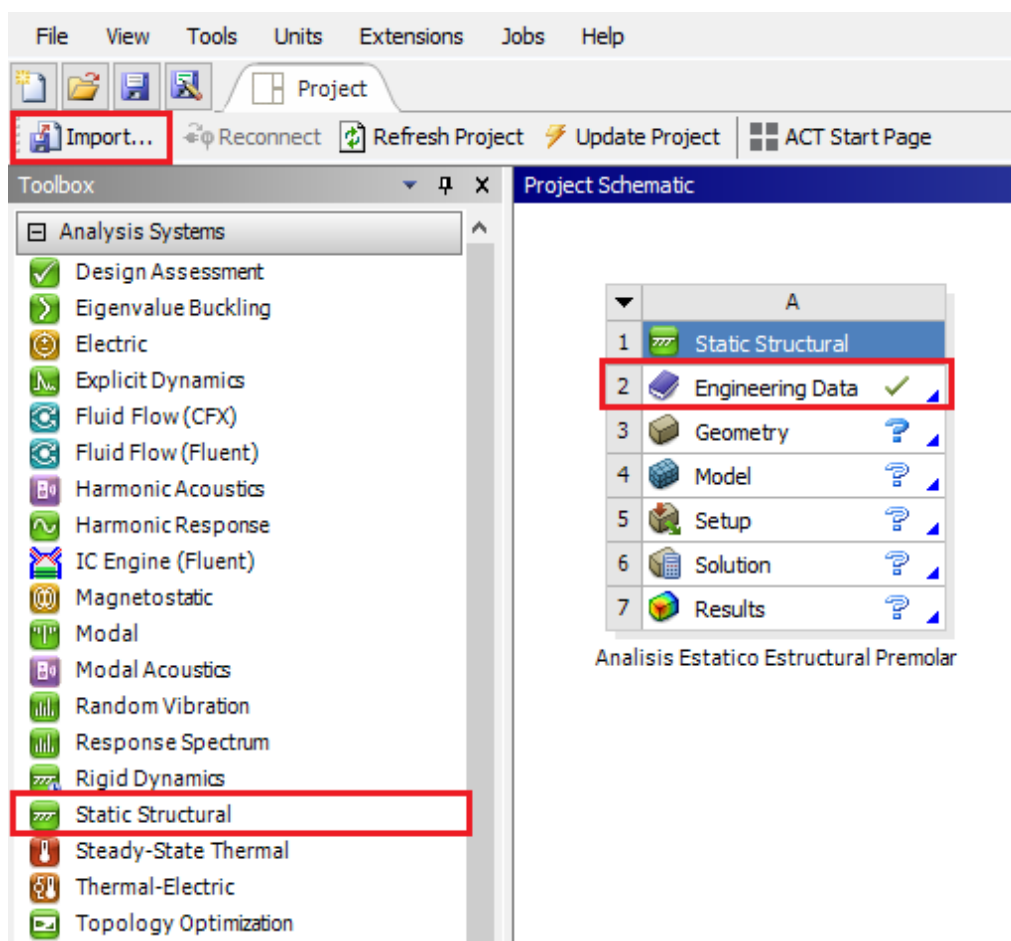


Figure 29: Herramienta Engineering Data. ⁴⁰

Es importante especificar que para este análisis se utilizó el módulo Ansys Workbench ya que, en estudios encontrados en investigación previa, este tipo de análisis habitualmente se lleva a cabo en Ansys APDL, módulo que, aunque contribuye con este tipo de investigaciones no es lo suficientemente realista y gráfico visualmente como el utilizado en el presente análisis.

Al abrir Ansys el cual fue descargado bajo versión académica estudiantil totalmente gratuita⁴⁰, el proceso que se llegó a cabo fue el de escoger un análisis estructural teniendo en cuenta que para este proyecto lo que se busca en particular es llevar a cabo un estudio de esfuerzos vs deformaciones, esta herramienta se selecciona en la caja de herramientas ubicada en la parte izquierda de la ventana principal del Software como se expone en figura 29. En búsqueda de los evaluar más adelante los resultados del sistema del cual como se observó en pasos anteriores se conforma la superficie a evaluar mediante software especializados.

Antes de importar la geometría ya trabajada el primer paso a tener en cuenta es la creación de los materiales en la librería de ANSYS lo que es fundamental debido a que este programa por defecto evalúa los sistemas bajo acero estructural. Es importante tener en cuenta que las propiedades brindadas a estos materiales (Dentina intertubular – Dentina peritubular) en el Software se sustrajeron de la tabla 1. Pag. 35. Y se albergaron en la librería mediante la opción Engineering Data.

Teniendo en cuenta que la micrografía obtenida de SEM arroja resolución en μm , es conveniente realizar la conversión antes de agregar las propiedades a los materiales en la librería con el fin de obtener unos resultados acordes. Como ejemplo se utilizan los valores encontrados para el módulo de elasticidad el cual para la dentina peritubular es de 27 GPa o $2.7 \times 10^{10} N/m^2$ que equivale a $0.027 N/\mu m^2$ y para la dentina intertubular es de 20 GPa equivalente a $0.020 N/\mu m^2$. Como se observa en figura a continuación.

⁴⁰ <https://www.ansys.com/academic/free-student-products>

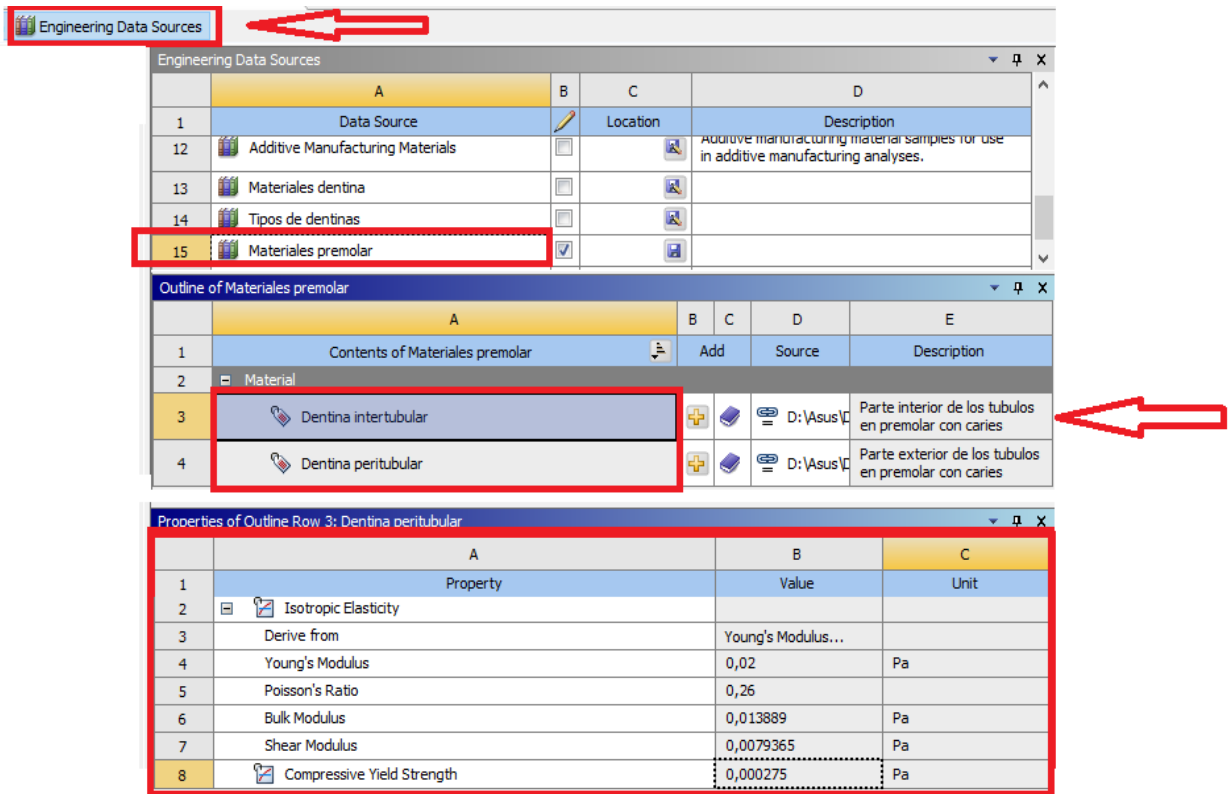


Figure 30: Proceso de creación de material en librería de Ansys. 40

Como se visualiza en figura 30 la generación de los materiales en la librería es vital para brindarle las propiedades y características que se albergan en el premolar y de esta manera conocer de forma correcta cómo reaccionan éstos cuando se le expone a la carga masticatoria. En esta imagen se puede observar que se está creando la dentina peritubular en la librería a la cual se le agregan las propiedades de módulo de Young, el cual como se demostró en párrafo anterior ya se encuentra en las unidades adecuadas ($N/\mu m^2$) de acuerdo con la escala de la superficie analizada.

Luego de haber ingresado los materiales con sus respectivas propiedades mecánicas a continuación se debe ingresar a la herramienta Geometry, es allí donde se importa la imagen como también se observa en Figura 29.

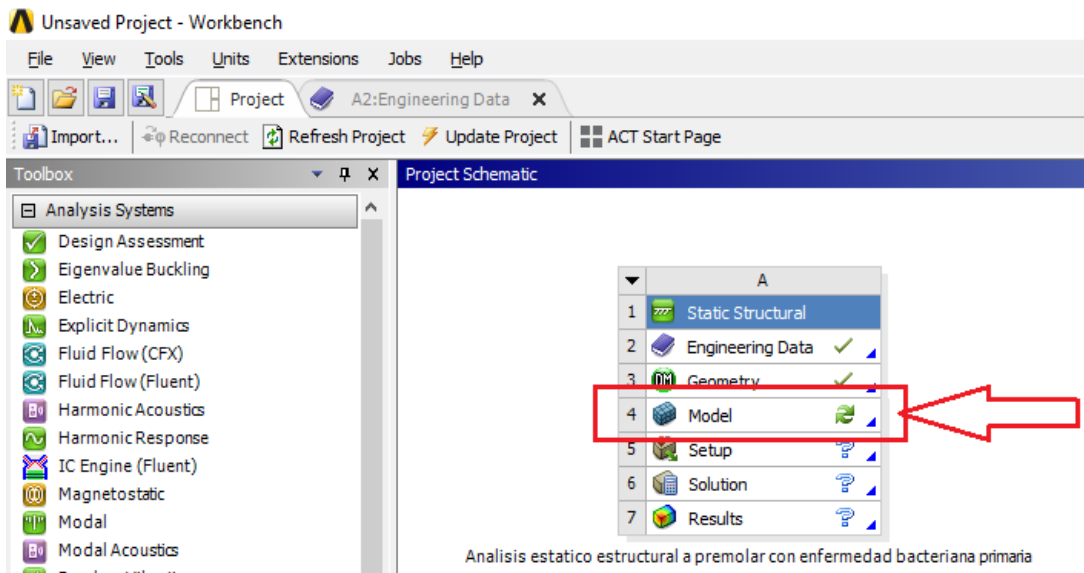


Figure 31: Análisis de geometría mediante herramienta Model. ⁴⁰

Al haber importado la geometría y como uno de los pasos más importantes se debe ingresar a la herramienta Model en donde el programa permite realizar el mallado de la imagen que se ha venido trabajando. Cabe aclarar que de la calidad de mallado depende la obtención de los resultados y el análisis de los mismos por lo que es un punto en el cual se debe tener primordial atención. figura 31.

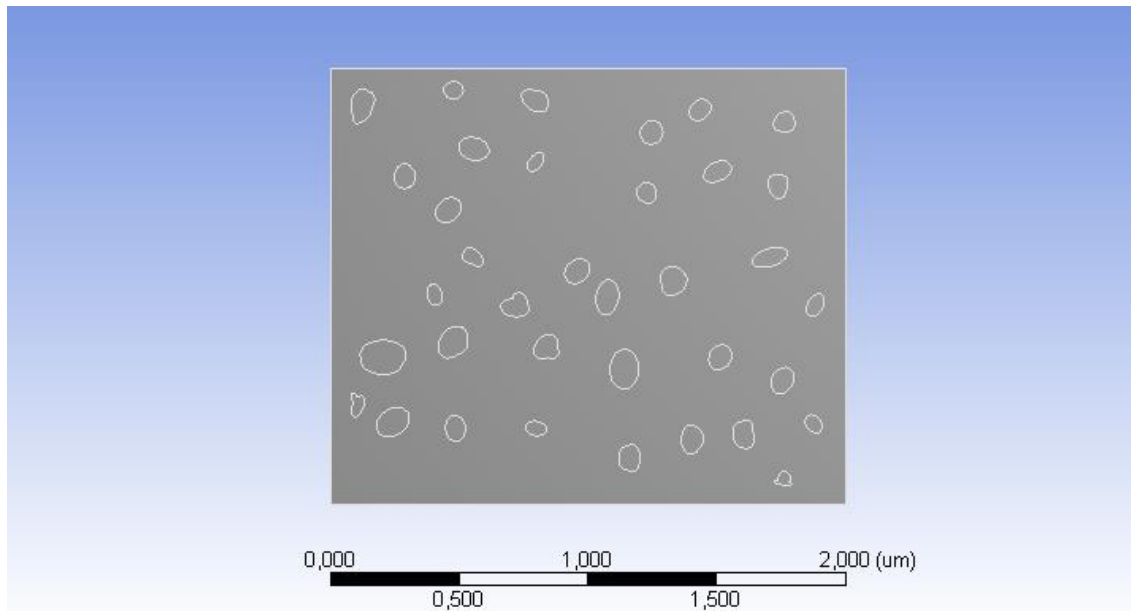


Figure 32: Confirmación de escala correcta en Design Modeler. Fuente: el autor

En Design Modeler es importante tener en cuenta que Ansys Workbench únicamente soporte 80 superficies para analizar en la versión académica lo cual

para este caso obligó a redefinir y suavizar al máximo los contornos generados por cada uno de los túbulos.

7.7 MALLADO DEL SÓLIDO A EVALUAR

Con el fin de proceder al paso de análisis de elementos finitos es fundamental definir un mallado correcto, para ello se debe tener en cuenta que la calidad del mallado define la precisión que se puede presentar en los datos de solución arrojados por Ansys,

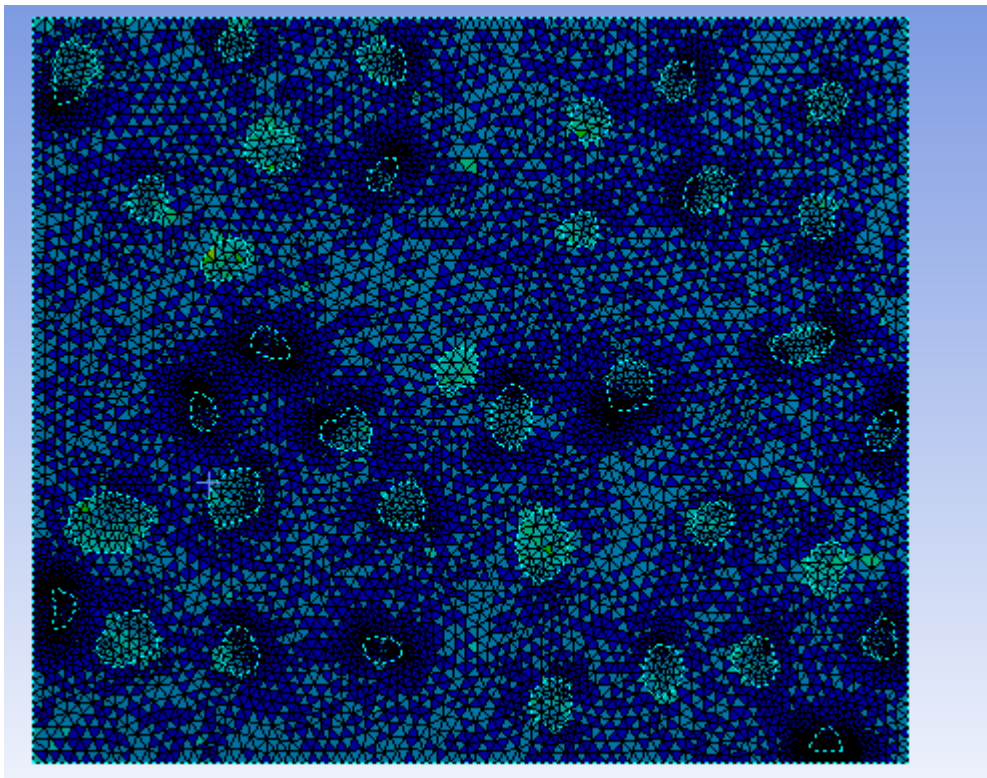


Figure 33: Mallado de superficie. Fuente: el autor

En la figura 33 se realizó acercamiento a la imagen y en particular a un pequeño recuadro con las áreas analizadas debido a que se utilizó una malla refinada mediante función Adaptive y con una relevancia de 100 y de esta manera se obtiene el cambio de la microestructura digitalizada.

De acuerdo con los datos arrojados por el programa los cuales indican el esfuerzo máximo generado en el eje Y, eje en el que se aplica la carga masticatoria, se obtiene la siguiente tabla comparativa en la cual se enfrentan el número de nodos vs esfuerzos generados para diferentes refinamientos de la malla.

Nodos	Esfuerzo máximo eje Y ($N/\mu m^2$)
102710	36.576
95415	40.443
74302	25.342
56422	24.102
40842	37.520
38213	37.535

Tabla 4: Refinación de emallado vs precisión de esfuerzo obtenido. Fuente: el autor

De acuerdo con Tabla 4 se genera la siguiente gráfica.



Figure 34: Variación del esfuerzo en el eje Y con respecto a la variación de la calidad del emallado. Fuente: el autor

Como se observa en la figura 34 el esfuerzo presenta una baja en su magnitud entre los 6.000 y 8.000 nodos, sin embargo, vuelve a incrementarse al incrementar el refinamiento de la malla sobre los 100.000 nodos. Teniendo en cuenta esto se toman 102710 nodos para generar el proceso de análisis de resultados.

El paso siguiente luego de redefinir el refinamiento de la malla que genera el Ansys por defecto en primera instancia y al observar un mallado balanceado, consiste en aplicar el valor de carga obtenido de indagación, el cual se relaciona con una fuerza masticatoria aplicada de forma longitudinal (eje Y) a lo largo del diente de 630 N como se describe en Tabla 3. Pag. 43. Junto con esta carga se

ancla la superficie a analizar en el lado opuesto al que se aplica la carga como se representa de forma gráfica a continuación.

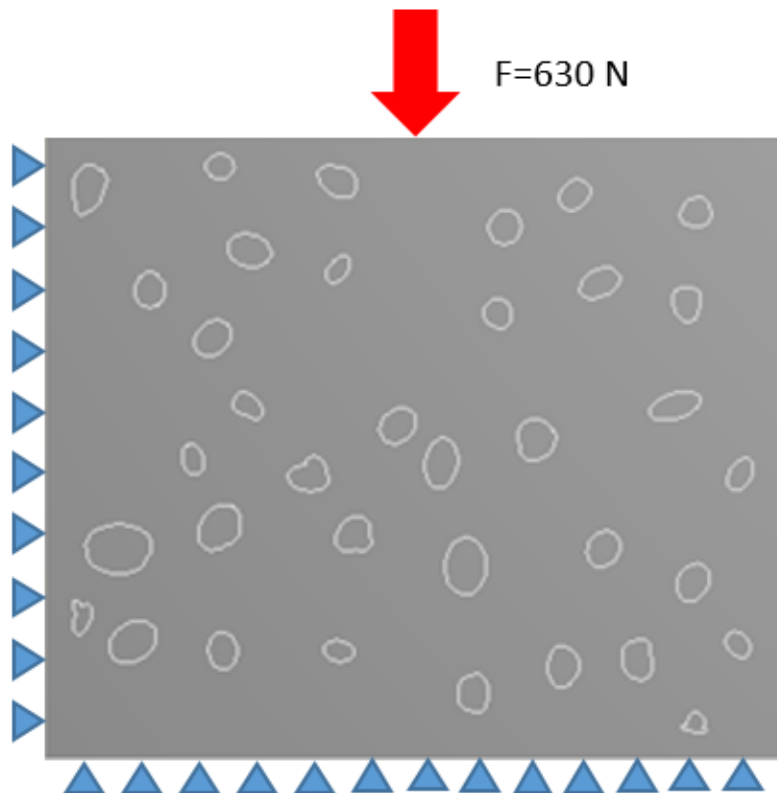


Figure 35: Representación gráfica de carga y empotramientos aplicados a superficie en estudio. Fuente: el autor

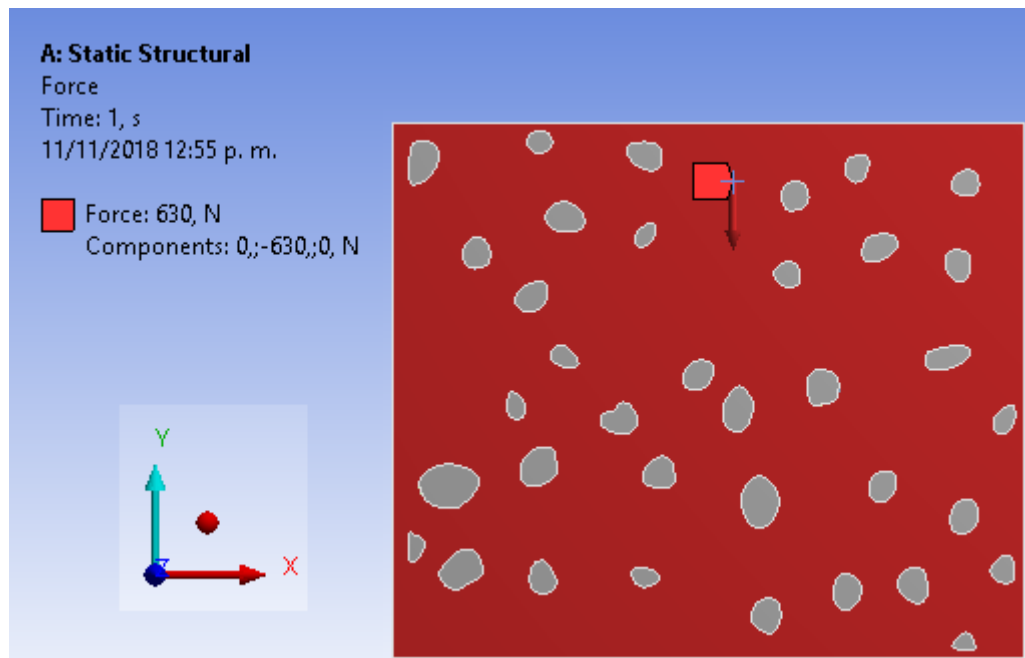


Figure 36: Carga aplicada de 630N . Fuente: el autor

Luego de anclar el sistema mediante un soporte fijo en la cara izquierda y un soporte fijo en la parte inferior y además luego de aplicar la carga como se observa en la figura 36. Se procede a resolver mediante la herramienta solve

para así continuar con el análisis de los resultados generados, lo cual se expone en apartado a continuación.

7.8 ANÁLISIS DE RESULTADOS DE SIMULACIÓN GENERADA

Los resultados obtenidos de la simulación en ANSYS Mechanical versión 19.0 de interés fueron de deformación total y deformación direccional, la cual se aplica en el eje Y teniendo en cuenta que es el eje en el que se genera la carga al premolar como se observa en figura 37.

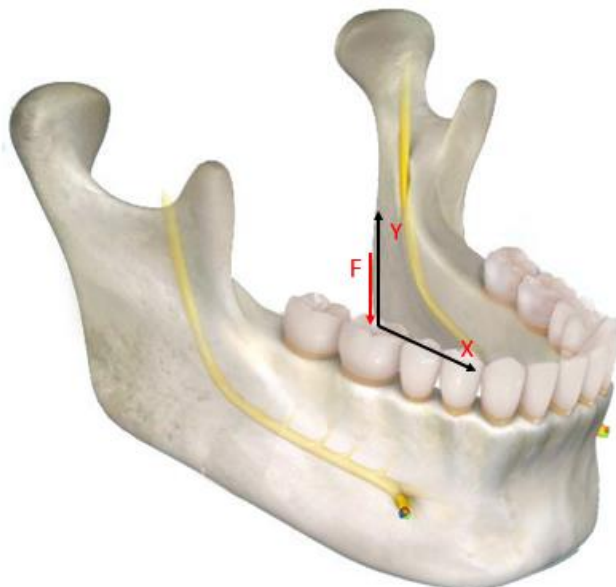


Figure 37: Aplicación carga $F = 630 \text{ N}$.⁵

7.8.1 Deformación Direccional

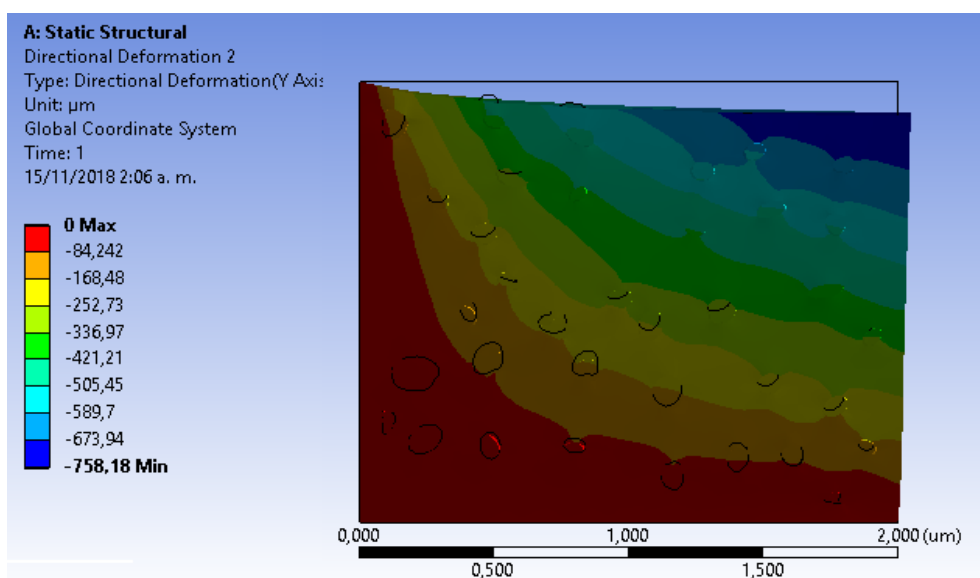


Figure 38: Deformación Direccional en el eje longitudinal del premolar (Y). Fuente: el autor

En la deformación direccional la cual fue una de las herramientas seleccionada para obtener los resultados buscados para el respectivo análisis, se encontró que al ejercer la carga en el eje Y simulando la fuerza masticatoria, esta deformación se presenta en la parte inferior izquierda del recuadro, punto en el cual se ubicaron los soportes, en esta según la escala manejada se presenta una deformación de 0.76 mm. lo cual aunque es una deformación que parece pequeña, no deja de ser significativa teniendo en cuenta el tamaño del diente, esta deformación de forma constante puede llegar a generar fracturas en el premolar, y más aún si esta presenta enfermedad bacteriana, debido a que ya debe tener agrietamientos generando concentradores de esfuerzo.

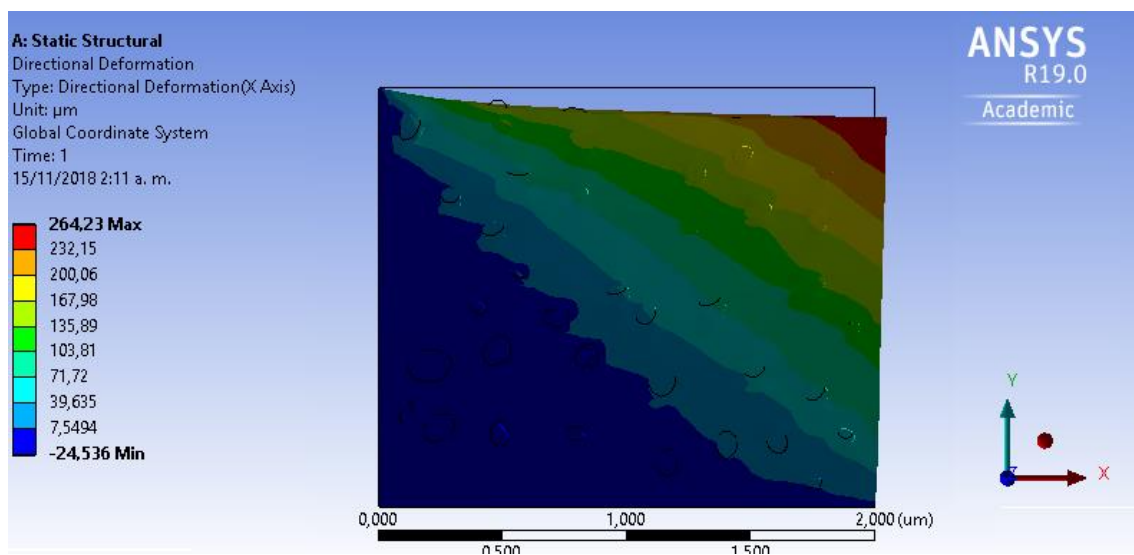


Figure 39: Deformación Direccional en el eje (X). Fuente: el autor

Además del análisis de deformación total, también se realizó un análisis de deformación direccional, en este caso como se observa en la figura 39, los resultados obtenidos en cuanto a los colores se desplaza de derecha a izquierda en el eje x (plano indicado en la figura) debido al posicionamiento de los soportes aplicados a la imagen además de la disposición de los túbulos en el área evaluada esto teniendo en cuenta que al ser agujeros se incrementa de forma directamente proporcional el número de concentradores de esfuerzo y puntos en los cuales puede llegar a fallar con mayor posibilidad el premolar. De acuerdo a lo observado en el eje x se presenta una deformación máxima de 0.264mm.

7.8.2 Deformación Total

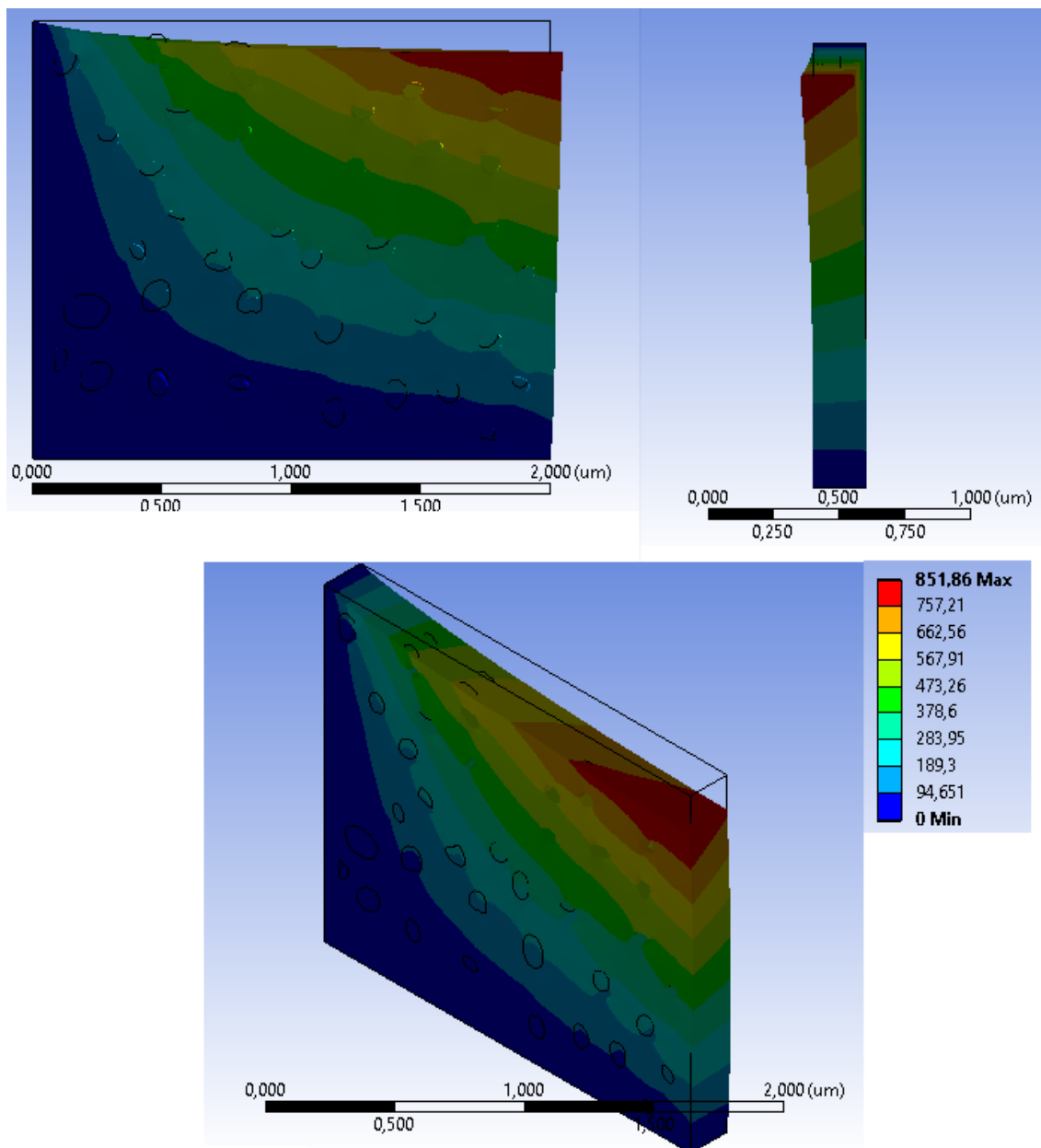


Figure 40: Deformación Total en el eje (Y). Fuente el autor.

En la figura 40. se puede observar como mediante el análisis de los colores presentes en esta se comienza a generar una deformación en el sentido en el que se aplica la carga de 630 N, la zona con color azul presenta muy poca deformación debido a que se encuentra ubicada muy cerca al empotramiento, mientras que la zona roja alcanza una deformación total de casi 1 mm (0.852mm).

Además, es importante resaltar que el análisis de deformación direccional se llevó a cabo teniendo en cuenta que el mallado cuenta con un total de 102710 nodos.

A continuación, se expone gráfica con análisis de la deformación direccional sin embargo en esta se genera la observación mediante líneas, lo cual permite visualmente detallar la inclinación que se genera en los agujeros (túbulos) debido al cambio de material que se generó para estas zonas.

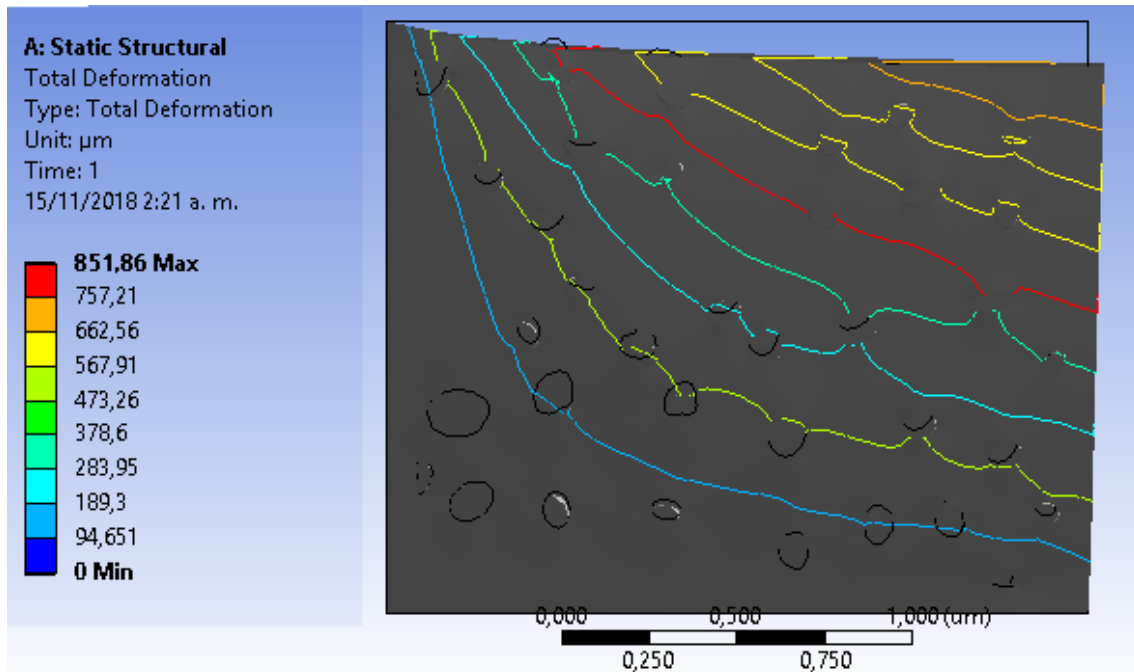


Figure 41: Visualización de la deformación generada dentro y fuera de los túbulos.
Fuente: el autor

7.8.3 Tensión de Von Mises

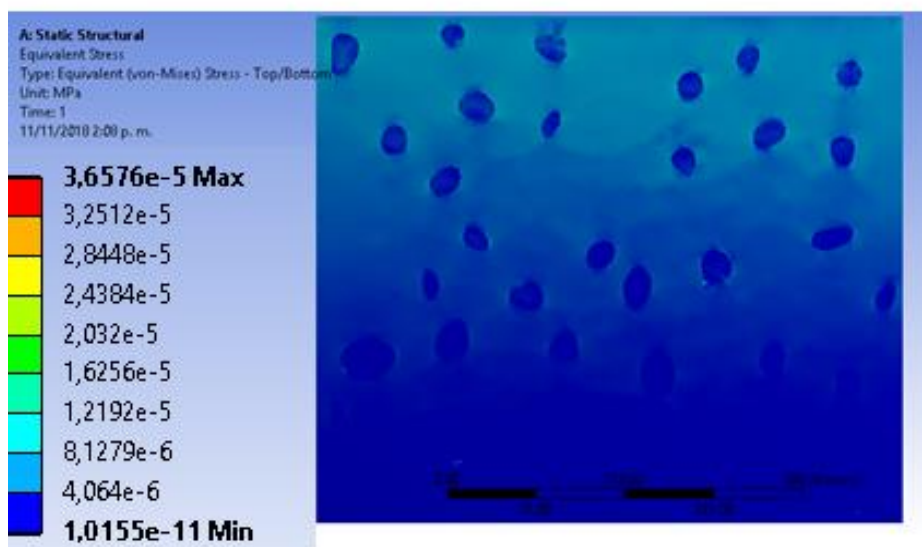


Figure 42: Análisis Von Mises con fuerza de 630 N. Fuente: el autor

Se muestra el estudio de tensiones von Mises realizado, apreciándose que no existen tensiones peligrosas. Lo cual permite afirmar que todas las secciones interiores en la dentina resisten favorablemente las tensiones provocadas por la

fuerza masticatoria generada en los modelos a escala presentados en este escrito.

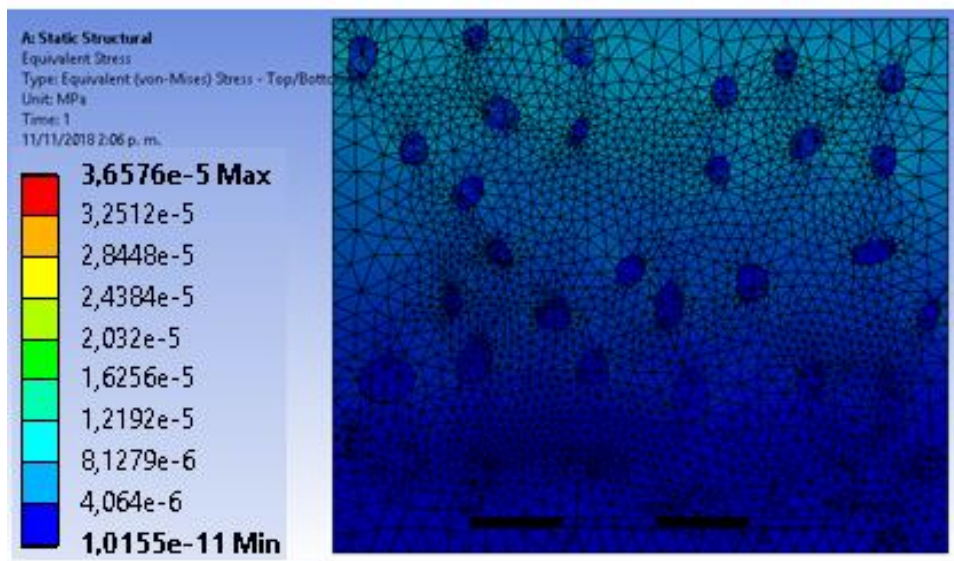


Figure 43: Nodos Von Mises con carga aplicada a 630 N. Fuente: el autor

Se conoce que todos los objetos tienen un límite de tensión dependiente del material utilizado, lo que se denomina elasticidad del material, en este caso según lo evaluado en la figura 43. el análisis de la tensión de Von Mises generado al premolar indica por su coloración que únicamente en la zona cercana al punto de anclaje la cual es en este caso es la más cercano al esmalte, presenta mayor posibilidad de sufrir alguna fractura. Teniendo en cuenta la escala trabajada, este análisis se genera un esfuerzo máximo de $36.576 \text{ N}/\mu\text{m}^2$.

8. DISCUSIÓN

De acuerdo a lo revisado con textos como el de la Sra. Felicita Mantilla Serna quien realiza un estudio de la distribución de tensiones mediante el análisis de elementos finitos en dientes restaurados luego de presentar enfermedades bacterianas, resaltando que ella realizó el estudio modelando en 3D el molar, sin embargo, de acuerdo con lo evaluado en este artículo, la distribución de cargas genera una dirección de deformación en el diente similar al presentado en este proyecto.⁴¹

Es interesante saber que contamos con nuevas formas de ver y analizar al mundo abarcando técnicas tecnológicas que nos permite enfocarnos en estudios que van más allá de lo convencional y nos permite examinar y medir situaciones que a simple vista no se ven con exactitud, es por eso que esta investigación, la cual se inclina por el área virtual y que explora características mediante métodos matemáticos exactos, nos permite obtener resultados lo más parecidos a la realidad.

Los hallazgos obtenidos en este estudio demostraron que la muestra dental utilizada en este caso con caries mantuvo una distribución de tensiones en su mayoría uniforme, pero con picos de tensión en el análisis Von Mises realizado. Como se observa en la figura 36 «Nodos Von Mises con carga aplicada a 630 N», los valores de tensión fluctúan entre $3.378 \times 10^6 \text{ N/m}^2$ y $4.051 \times 10^6 \text{ N/m}^2$, representados por los colores verde oscura y verde claro en su mayoría, encontrándose excepciones en zonas con menor tensión que se observan en la escala de azules (cerca al empotramiento).

⁴¹ Mantilla F. (2008) *distribución de tensiones mediante el análisis de elementos finitos en dientes restaurados directa e indirectamente después de un tratamiento endodóntico (artículo científico)*.

9. CONCLUSIONES

Es de vital importancia evaluar una técnica para el desarrollo del proceso de digitalización de las fotografías obtenidas de la microscopia realizada a las muestras dentales con enfermedad bacteriana debido a que estas se generan en 2D y los esfuerzos generados en ella deben ser sometidos a un software de análisis por elementos finitos (ANSYS).

De acuerdo con la investigación realizada en el presente proyecto se encuentra que las grietas que se generan tanto en la dentina peritubular como intertubular tienden a propagarse en la misma dirección que se ejerció la fuerza (en este caso de 630N) la cual genera tensiones a lo largo de toda la superficie dental evaluada. Durante el proceso masticatorio se producen elevados esfuerzos en los dientes, en este caso en el premolar, por lo que la fractura más probable ocurrirá a lo largo del eje vertical, debido a la fuerza normal ejercida por el diente.

Con este proyecto se contribuye con estudios realizados al área odontológica y se fortalece lo trabajado en la actualidad sobre los análisis de elementos finitos realizados a muestras biológicas aportando con la salud del ser humano en general, demostrando que se puede vectorizar y obtener los mallados en 2D de la microestructura del material para ser sometidos a simulaciones por elementos finitos.

En las imágenes obtenidas cuando se presentan zonas coloreada muy pequeñas, esto quiere decir que es allí en donde se están concentrando las fuerzas, es decir que el diente o la superficie interna del mismo cuenta con una menor capacidad de distribución de fuerzas. Con esto, se afirma que no existe una distribución homogénea de esfuerzos al estar sometido a cargas masticatorias

La tecnología día a día ayuda al ser humano para abrir puertas a un mundo diferente, ofreciendo nuevas opciones y tendencias de investigación, como es la reciente y original aplicación de elementos finitos en el área odontológica. Este método de estudio se está empleando en la investigación de la interacción mecánica que hay entre el diente y sus estructuras circundantes, también se usa para el análisis de la interacción mecánica que hay entre el diente y los materiales que se emplean para los distintos tratamientos odontológicos.

10. CRONOGRAMA

Cronograma de actividades																																				
Fase	Actividades	Semana																																		
		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	18	19	20	21	22	23	24	25	26	27	28	29	30	31	32				
Documentación	Búsqueda de textos	■	■	■	■	■	■	■																												
	Compilación de información				■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■																			
	Análisis de la información				■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■															
Obtención y transformación del material	Compra o adquisición de premolar con caries									■	■	■	■	■																						
	Generación de corte de premolar												■	■	■																					
Ensayos	Preparación de premolar para empastar															■	■	■																		
	Observación microscópica																	■	■	■																
	Toma de imágenes																			■	■															
Análisis de la información	Recopilación de información												■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■											
	Modelado mediante elementos finitos, análisis de la información																					■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■			
Resultados y conclusiones	Análisis de resultados.																										■	■	■	■	■	■	■	■		
	Redacción del documento																																		■	■

11. PRESUPUESTO Y FUENTES DE FINANCIACIÓN

Ítem	Descripción	Unidad	Cantidad	Valor Unitario	Subtotal	Fuente de financiación
1	Muestras dentales	Und.	15	\$ 2.000	\$ 30.000	Personal
2	Lija 80	Und.	1	\$ 2.000	\$ 2.000	Personal
3	Lija 100	Und.	1	\$ 3.000	\$ 3.000	Personal
4	Lija 400	Und.	1	\$ 4.000	\$ 4.000	Personal
5	Lija 600	Und.	2	\$ 5.000	\$ 10.000	Personal
6	Lija 800	Und.	2	\$ 6.000	\$ 12.000	Personal
7	Lija 1000	Und.	2	\$ 8.000	\$ 16.000	Personal
8	Lija 1200	Und.	2	\$ 8.500	\$ 17.000	Personal
9	Licencia Imagen J	Und.	1	\$ 0	\$ 0	Personal
10	Licencia INKSCAPE	Und.	1	\$ 0	\$ 0	Personal
11	Licencia académica AutoCAD	Und.	1	\$ 0	\$ 0	Personal
12	Licencia académica ANSYS	Und.	1	\$ 0	\$ 0	Personal
13	Ensayo de SEM	Hora	2	\$ 140.000	\$ 280.000	Personal
14	Preparación de muestras dentales	Und.	15	\$ 3.500	\$ 52.500	Personal
15	Impresiones y fotocopias	Und.	150	\$ 100	\$ 15.000	Personal
16	Transporte	Und.	240	\$ 2.000	\$ 480.000	Personal
Gran subtotal					\$ 921.500	
IVA 19%					\$ 175.085	
GRAN TOTAL					\$ 1.096.585	

12. BIBLIOGRAFÍA

- [1] F. Aguilar R. (2005). Alimentación y Deglución – Vol. 4. México: Centro Integral de Medicina Avanzada A.C
- [2] C. Chartier (2012). Seminario Anatomía de Dientes Anteriores. Chile: Universidad de Valparaíso
- [3] L. Mallqui H. (2012). Traumatismos Dentales en Dentición Permanente. Perú: Universidad Cayetano Heredia.
- [4] C. A. Bohórquez A. Modelamiento por elementos finitos de los esfuerzos en un premolar. Colombia: Universidad Libre
- [5] M. Liñan Fernandez (2012). Estudio invitro del grado de erosión que provoca el EDTA sobre la dentina del conducto radicular (Revista odontológica mexicana) – Vol. 16. México: Facultad Odontológica UNAM.
- [6] B. Rodriguez (1962). Tensile strength and modulus of elasticity of tooth structure and several restorative materials – Vol. 64 Pag. 378 – 387. Estados Unidos: Science Direct.
- [7] Fusayama T. (1966). Relationship between hardness, discoloration, and microbial invasion in carious dentin. Holanda: Universidad de Amsterdam.
- [8] Carlos F. Puente M. Suarez D (1996). Tensiones inducidas en el diente – Vol. 7. Estados Unidos: Department of Oral Biology, School of Dentistry
- [9] Mantilla F. Málaga (2008). Distribución de tensiones mediante el análisis de elementos finitos en dientes restaurados directa e indirectamente después de un tratamiento endodóntico. Kiru 2008, Vol4, N°1. Perú: Universidad de San Martín.
- [10] N. Mlakar, Z. Pavlica, M. Petelin, J. Štrancar, P. Zrimšek, and A. Pavlič, (2014) Animal and human Dentin microstructure and elemental composition, Open Medicine, vol. 9, no. 3, pp. 468–476. Slovenia: Universidad de Liubliana
- [11] Andrade M. A. (2016). Historia de la Odontología
- [12] (Colgate, 2018)
- [13] H. Montoya J. (2003). Protocolo para el análisis clínico de la hipersensibilidad dentinaria. Ecuador: Universidad de Guayaquil.

- [14] Gómez de Ferraris, M., Campos Muñoz, A. (2009). *Histología, Embriología E Ingeniería Tisular Bucodental* (Editorial Medica Panamericana). México D.F.
- [15] Ten Cate, A.R. "Oral histology (1998). Development, structure and function. Philadelphia, Mosby.
- [16] Ivancik J., Arola D.D. (2010), The importance of microstructural variations on the fracture toughness of human dentin, *Biomaterials*, vol. 34, No. 4, pp. 864-74.
- [17] Pashley, D.H. (1986). Dentin: a dynamic substrate-a review", *Scanning Microsc.* Vol. 3, No. 1
- [18] Patteta (2008). *Basic Sciences Bhatia's Dentogist MCQs in Dentistry with Explanatory Answers Updated till 2007 5/e 2008*, Noida. Jaypee Brothers Publishers.
- [19] M. Figueroa Gordon and M. d. I. A. Gil (2013), *Órgano dentino-pulpar. Sensibilidad dentinaria.*
- [20] M. Figueroa Gordon and M. d. I. A. Gil (2013), *Órgano dentino-pulpar. Sensibilidad dentinaria.*
- [21] A. C. Muñoz and M. E. G. de Ferraris (2002), *Histología y Embriología Bucodental.*
- [22] Kinney, J. H., Balooch, M., Marshall, S. J., Marshall, G. W., & Weihs, T. P. (1996). Hardness and Young's modulus of human peritubular and intertubular dentine. *Archives of Oral Biology*, 41(1), 9-13. Estados Unidos.
- [23] Chuenarrom, C., Benjakul, P., & Daosodsai, P. (2009). Effect of indentation load and time on knoop and vickers microhardness tests for enamel and dentin. *Materials Research*,
- [24] Gutiérrez-Salazar, M. D. P., & Reyes-Gasga, J. (2003). Microhardness and chemical composition of human tooth. (*Investigación de materiales*). Estados Unidos.
- [25] Ryou, H., Romberg, E., Pashley, D. H., Tay, F. R., & Arola, D. (2012). Nanoscopic dynamic mechanical properties of intertubular and peritubular dentin. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*. Estados Unidos
- [26] Plotino, G., Grande, N. M., Bedini, R., Pameijer, C. H., & Somma, F. (2007). Flexural properties of endodontic posts and human root dentin. (*Materiales Dentales*)

- [27] Staninec, M., Nguyen, H., Kim, P., Marshall, G. W., Ritchie, R. O., & Marshall, S. J. (2008). Four-point bending evaluation of dentin-composite interfaces with various stresses. *Medicina Oral Patologia Oral y Cirugia Bucal*.
- [28] Craig, R. G., & Peyton, F. A. (1958). Elastic and mechanical properties of human dentin. *Journal of Dental Research*,
- [29] Imbeni, V., Nalla, R. K., & Bosi, C., Kinney (2003). In vitro fracture toughness of human dentin. *Journal of Biomedical Materials Research Part. Estados Unidos*.
- [30] Green Facts (2008). *Materiales de obturación dental. Europa: Sanidad y consumidores de la comisión europea*.
- [31] D. L. Logan, (2011) *A first course in the finite element method*.
- [32] A. P. Boresi, R. J. Schmidt (1993), *Advanced mechanics of materials*. Wiley New York, - vol. 6.
- [33] C. Montoya (2017). *The mechanical behavior of dentin: importance of microstructure, chemical composition and aging (Trabajo para optar por doctorado)*. Colombia: Universidad EAFIT.
- [34] N. Van Diest Aubele (1998)., *Estudio comparativo de la fuerza masticatoria molar e incisiva entre la dentición temporal, mixta y definitiva*.
- [35] R. A. M. de Abreu, M. D. Pereira, F. Furtado, G. P. R. Prado, W. Mestriner, and L. M (2014). *Ferreira, Masticatory efficiency and bite force in individuals with normal occlusion,* *Archives of oral Biology* - vol. 59.
- [36] <https://imagej.nih.gov/ij/download.html>
- [37] <https://inkscape.org/es/>
- [38] <https://www.autodesk.com/education/free-software/autocad>
- [39] <https://www.ansys.com/academic/free-student-products>
- [40] Mantilla F. (2008) *distribución de tensiones mediante el análisis de elementos finitos en dientes restaurados directa e indirectamente después de un tratamiento endodóntico (artículo científico)*.