



INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL

ESCUELA SUPERIOR DE INGENIERÍA MECÁNICA Y ELÉCTRICA

SECCIÓN DE ESTUDIOS DE POSGRADO E INVESTIGACIÓN
UNIDAD PROFESIONAL ADOLFO LÓPEZ MATEOS

EVALUACIÓN BIOMECÁNICA DE LA INTEGRIDAD ESTRUCTURAL EN DIENTES MOLARES

TESIS

QUE PARA OBTENER EL GRADO DE
MAESTRO EN CIENCIAS
CON ESPECIALIDAD EN
INGENIERÍA MECÁNICA

PRESENTA:

ING. ESPINAL GUTIÉRREZ YAZMÍN

DIRECTORES:

DR. JUAN ALFONSO BELTRÁN FERNÁNDEZ
DR. LUIS HÉCTOR HERNÁNDEZ GÓMEZ





INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL
SECRETARÍA DE INVESTIGACIÓN Y POSGRADO

SIP-14 BIS

ACTA DE REVISIÓN DE TESIS

En la Ciudad de México, D. F. siendo las 11:00 horas del día 13 del mes de Junio del 2011 se reunieron los miembros de la Comisión Revisora de Tesis designada por el Colegio de Profesores de Estudios de Posgrado e Investigación de E. S. I. M. E. para examinar la tesis titulada:

“EVALUACIÓN BIOMECÁNICA DE LA INTEGRIDAD ESTRUCTURAL EN DIENTES MOLARES”.

Presentada por el alumno:

ESPINAL

Apellido paterno

GUTIÉRREZ

Apellido materno

YAZMÍN

Nombre (s)

Con registro:

B	0	9	1	7	4	8
----------	----------	----------	----------	----------	----------	----------

aspirante de:

MAESTRO EN CIENCIAS EN INGENIERIA MECÁNICA

Después de intercambiar opiniones los miembros de la Comisión manifestaron **SU APROBACIÓN DE LA TESIS**, en virtud de que satisface los requisitos señalados por las disposiciones reglamentarias vigentes.

LA COMISION REVISORA
Directores de tesis



DR. LUIS HÉCTOR HERNÁNDEZ GÓMEZ
Presidente



DR. JUAN ALFONSO BELTRÁN FERNÁNDEZ
Segundo Vocal



DR. GUILLERMO MANUEL URRIOLAGOITIA CALDERÓN
Tercer Vocal



DR. JUAN ALFONSO BELTRÁN FERNÁNDEZ
Secretario

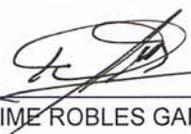


DR. ALEJANDRO GONZÁLEZ REBATÚ



DR. CARLOS TORRES TORRES

EL PRESIDENTE DEL COLEGIO



DR. JAIME ROBLES GARCÍA



Handwritten mark



INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL
COORDINACIÓN GENERAL DE POSGRADO E INVESTIGACIÓN

CARTA DE CESIÓN DE DERECHOS

En la Ciudad de México, Distrito Federal, el día 13 del mes de Junio del año **2011**, el que suscribe, **Ing. YAZMÍN ESPINAL GUTIÉRREZ**, alumna del Programa de **Maestría en Ciencias en Ingeniería Mecánica opción Diseño Mecánico** con número de registro **B091748**, adscrito a la sección de Estudios de Posgrado e Investigación de la ESIME Unidad Zacatenco, manifiesta que es la autora intelectual del presente trabajo de Tesis bajo la dirección del **Dr. Juan Alfonso Beltrán Fernández y Dr. Luis Héctor Hernández Gómez** y cede los derechos del trabajo titulado: **“EVALUACIÓN BIOMECÁNICA DE LA INTEGRIDAD ESTRUCTURAL EN DIENTES MOLARES”** al Instituto Politécnico Nacional para su difusión, con fines académicos y de investigación.

Los usuarios de la información no deben reproducir el contexto textual, gráficas o datos del trabajo sin permiso expreso del autor y/o director del trabajo. Este puede ser obtenido escribiendo a la siguiente dirección **yazmin_ipn@hotmail.com**. Si el permiso se otorga, el usuario deberá dar el agradecimiento correspondiente y citar la fuente del mismo.

Ing. Yazmín Espinal Gutiérrez

Nombre y Firma



RESUMEN

En base a estadísticas de la OMS y estudios clínicos en pacientes, se ha determinado que en México existe un gran número de personas con problemas y enfermedades dentales, ya que se estima que una elevada proporción de individuos la padecen, o la han padecido, en algún momento de su vida, de modo tal que se ha convertido en la principal causa de morbilidad y mortalidad dentaria en la población mundial humana. Esta problemática se genera por aspectos tales como: el consumo de alimentos blandos, azúcares procesados, deficiente higiene bucal, la falta de servicios de salud, entre otros. De ellos, la pérdida dental, es provocada principalmente por las enfermedades dentales, tales como: la caries, gingivitis y periodontitis, maloclusión, de acuerdo a la OMS. En función de esta problemática y de acuerdo a ciertas investigaciones, se pudo determinar que el primer molar permanente es la pieza dentaria más castigada por la estructura dental, ya que desarrolla la función de mayor trabajo de masticación y trituración por su amplia superficie oclusal. Adicionalmente, es susceptible a caries por su anatomía, morfología y acumulación de placa bacteriana, por lo que se pierde con mayor frecuencia, aunado a que su pérdida deja secuelas graves y no tiene predecesor.

Por ello, mediante una evaluación biomecánica, se determinaron las principales zonas en donde el efecto de las cargas y la influencia de los esfuerzos contribuyen o afectan la geometría particular del diente. Para abordar el caso, se realizó un modelo bioregenerado en base a tomografías tridimensionales adecuado a un modelo paramétrico que permitió ser evaluado numéricamente mediante elementos finitos, en particular haciendo uso del programa ANSYS R.12; se realizó el análisis experimental por medio del método de fotoelasticidad. Para lo anterior se consideraron las condiciones de oclusión clase I para la determinación del comportamiento de la estructura molar ante la carga de oclusión más crítica y el punto de afección más grave sobre el diente cuando este se encuentra sano y/o con algún tipo de reparación.



ABSTRACT

In base of statistics done by The OMS and clinical studies on patients, it has been determined that Mexico has a high number of people with problems and dental diseases, it is estimated that a high proportion of people suffer because of them, sometime in their life, so that has turned into the principal reason of morbidity and dental mortality in the world human population. This problem is generated by aspects such as: the consumption of soft food, processed sugar, deficient oral hygiene, the lack of services of health, etc. Of them, the dental loss, it is provoked principally by dental diseases, such as: caries, gingivitis, periodontitis and the incorrect occlusion, in agreement to the OMS. In function of this problem and according to some researches, it is well known that the first permanent molar is the most damaged tooth by the dental structure; the first molar develops the function of work of mastication and crushing because of its great occlusal surface. In addition, it is susceptible to decay by its anatomy, morphology and the accumulation of plaque that is why it is often lost, leaves serious consequences and has no predecessor.

For it, through a biomechanical evaluation, were determined the principal zones where the effect of the loads and the influence of the stress contributes or affects the particular geometry of the tooth. To approach the case, a model was regenerated using three-dimensional tomographies adapted to a parametric model that allows to be evaluated numerically by a program of finite elements, ANSYS R.12. In addition, an experimental analysis was done by the method of photoelasticity. For the above the conditions of occlusion case I were considered to determine the behavior of the molar structure when the most serious critical load of occlusion it is applied on the tooth when it is sane or with some repairs.



JUSTIFICACIÓN

El marco legal donde se desarrolla la práctica odontológica así como las normas de carácter sanitario han sido plasmadas en la Norma Oficial Mexicana para la Prevención y Control de Enfermedades Bucales (NOM-013-SSA2-1994) [1] y deben ser analizadas y discutidas para que este sea el contexto donde se formen profesionalmente.

La Norma establece los métodos, técnicas y criterios de operación del Sistema Nacional de Salud con base a los principios de la prevención de salud bucal. De igual forma jerarquiza, a las enfermedades bucales de acuerdo a su frecuencia según la Organización Mundial de la Salud (OMS), siendo las de mayor incidencia la caries dental y la enfermedad periodontal, ya que se estima que una elevada proporción de individuos la padecen, o la han padecido, en algún momento de su vida; las de frecuencia media son las anomalías cráneo-facio-dentales y maloclusiones; y por último las de frecuencia variable que son el cáncer bucal, las alteraciones de tejidos dentales, los traumatismos maxilofaciales y la fluorosis dental.

A pesar de ser una de las enfermedades más antiguas, la caries dental no ha podido ser erradicada. Por ello, aspectos como el consumo de alimentos blandos, ricos en azúcares procesados, higiene bucal deficiente, bioquímica del esmalte, capacidad amortiguadora de la saliva e inaccesibilidad a los servicios de salud, por mencionar algunos, son factores de riesgo para su desarrollo, así como para la enfermedad periodontal y aunque existen medidas preventivas al alcance de los individuos éstas no son utilizadas de forma adecuada.

Es importante destacar que, de acuerdo a la jerarquización de las enfermedades bucales y su agresión en la estructura dental, el primer molar permanente es el diente con mayor afección. Este desarrolla la función de mayor trabajo de masticación y trituración, y su presencia es básica para el desarrollo y equilibrio de la oclusión. A su vez, representa la primera pieza permanente que acompaña a la dentición primaria, pero es susceptible a perderse con mayor frecuencia en la adolescencia y generalmente en un 50% antes de los 50 años. La pérdida del primer molar puede ocasionar problemas tales como: disminución de la función masticatoria en un 50%, migración mesial, sobreerupción, contactos prematuros, pérdida ósea, desordenes de articulación, entre otros. Anatómicamente, cuenta con una estructura coronal compleja con forma pentagonal de cinco caras, dos cúspides: vestibular y palatina, numerosas fosas y surcos, presenta dos raíces y una doble curvatura en el tercio apical. Geométricamente, tiene una longitud coronaria de 7.7 mm, diámetro mesiodistal de 10.3 mm, diámetro mesioincisal de la corona de 8 mm, diámetro vestibulopalatino de 11.8 mm, curvatura de la línea cervico mesial de 2 mm y la curvatura de la línea cervico distal de 2 mm. Histológicamente, está constituido de esmalte, dentina, cemento y pulpa.

Debido a la descripción anterior y considerando la geometría particular e importancia, se ha decidido realizar una investigación que permita evaluar y establecer las principales zonas en donde la acción de cargas de distinta naturaleza y la influencia de la geometría, generen esfuerzos específicos que puedan ser analizados en beneficio o afectación a la estructura del mencionado diente. Como antecedente, en la SEPI-ESIME Zacatenco, del Instituto Politécnico Nacional, se han realizado diferentes trabajos de investigación en Biomecánica en el departamento de Ingeniería Mecánica durante los últimos 19 años. De estos, se refieren extremidades y zonas específicas del cuerpo humano, tales como: fémur, distractores, columna vertebral, regeneración ósea. Así como Cadera, Vertebrales cervicales y Lumbares, en los últimos 3 años. Por ende, la presente propuesta representara el primer trabajo sobre análisis Biomecánico en estructuras dentales.



En particular, se propone una evaluación numérica de la integridad estructural en dientes molares, sustentado en lo previamente descrito, a través del Método Numérico de Elementos Finitos.

OBJETIVO GENERAL

Evaluar la integridad estructural del primer molar permanente en la estructura dental humana, haciendo uso de las cargas originadas en el mecanismo de trituración actual y contrastada con el óptimo. Adicionalmente, se analizarán los esfuerzos generados por dichas cargas bucales, en el supuesto de que estas causen fracturas por esfuerzos combinados y/o fatiga. Los resultados serán encausados a optimizar las condiciones estructurales de las cavidades en los molares involucrados, haciendo uso del Método del Elemento Finito.

OBJETIVOS PARTICULARES

- Estudiar anatómicamente la estructura ósea de los dientes mediante las leyes de la Biomecánica.
- Obtener las cargas representativas de los mecanismos de trituración habituales e ideales en individuos mexicanos de dentadura correcta.
- Realizar ensayos numérico-estáticos en los modelos de dientes molares en base a las cargas previamente definidas.
- Analizar los resultados obtenidos y enfocarlos en la optimización del desempeño actual de los primeros molares, en específico en aquellos han sido regenerados o han sido reestructurados con materiales alternos, como apoyo informativo ingenieril al sector salud.

Para llevar a cabo el desarrollo de la presente tesis se ha dividido en siete capítulos, cuya temática correspondiente se describe a continuación:

Capítulo 1: Se hace una descripción e investigación general acerca de los antecedentes y estudios realizados a estructuras y cavidades dentales, así como la aplicación de la biomecánica dental a los estudios realizados en la actualidad.

Capítulo 2: Se dan los fundamentos teóricos en cuanto al estudio de la dentición humana, esto es, las partes que conforman un diente, los tipos de dientes, los tipos de dentición, la morfología y los traumatismos dentales.

Capítulo 3: Se dan a conocer los materiales dentales utilizados para la restauración dental, así como la descripción general de las distintas fuerzas que afectan a un diente sano o con algún tipo de restauración, por lo que en este capítulo se describen las propiedades mecánicas tanto de los materiales dentales como de los que constituyen propiamente a un diente.

Capítulo 4: Se describe el análisis experimental, que consiste básicamente en realizar modelos bioregenerados en base a tomografías tridimensionales, para obtener el modelo 3D y posteriormente realizar investigaciones que permitan evaluar y establecer las principales zonas en donde la acción de cargas de distinta naturaleza y la influencia de la geometría, generen esfuerzos específicos que puedan ser analizados en beneficio o afectación a la estructura del primer molar.



Capítulo 5: Se describe el análisis numérico, el cual consiste en elaborar un modelo paramétrico que permita ser evaluado numéricamente mediante elementos finitos (Ansys Workbench), en donde se consideraran cargas combinadas y aquellas propias de oclusión en la distribución y magnitud del campo tensional sobre el primer molar. Se pretende obtener con este análisis la determinación del comportamiento de la estructura molar ante la carga de oclusión más crítica y el punto de afección más grave sobre el diente ya sea sano o con algún tipo de restauración considerando como punto vital el tipo de cavidad realizada.

Capítulo 6: Se engloban las conclusiones, resultados y las consideraciones a los posibles trabajos futuros que pueden realizarse en esta área de investigación.



ÍNDICE GENERAL

RESUMEN	ii
ABSTRACT	iii
JUSTIFICACIÓN	iv
OBJETIVO GENERAL	v
OBJETIVOS PARTICULARES	vi
ÍNDICE GENERAL	ii
ÍNDICE DE FIGURAS	x
ÍNDICE DE TABLAS	xv
CAPÍTULO 1: ESTADO DEL ARTE	
1.1 ASPECTOS GENERALES	2
1.2 ANTECEDENTES DE LAS ESTRUCTURAS DENTALES	2
1.3 ESTUDIOS BIOMECÁNICOS DE ESTRUCTURAS DENTALES EN LA ACTUALIDAD	8
1.4 PREPARACIÓN DE CAVIDADES	15
1.4.1 OBJETIVOS DE LA PREPARACIÓN DE CAVIDADES	16
1.5 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	17
1.6 SUMARIO	17
1.7 REFERENCIAS	18
CAPÍTULO 2: ASPECTOS DE LA ANATOMÍA DENTAL	
2.1 ASPECTOS GENERALES	22
2.2 CAVIDAD ORAL	22
2.3 COMPONENTES DE LA CAVIDAD ORAL	23
2.3.1 MANDÍBULA O MAXILAR INFERIOR	23
2.3.2 MAXILAR SUPERIOR	24
2.3.3 DIENTES	25
2.3.4 ESTRUCTURA DEL DIENTE	25
2.3.5 CARAS Y DIVISIONES DE UN DIENTE	26
2.3.6 RASGOS ANATÓMICOS	27
2.3.7 UNIDAD DE INSERCIÓN	27
2.3.8 DIENTES NATALES O NEONATALES	28
2.3.9 DIENTES DESIDUALES	28
2.3.10 DENTICION MIXTA	30
2.3.11 DIENTES PERMANENTES	30
2.3.12 CARACTERÍSTICAS GENERALES DE LOS DIENTES	32
2.3.13 INCLINACIÓN Y ANGULACIÓN DE LAS RAÍCES DE LOS DIENTES	32
2.3.14 TEJIDOS DE SOPORTE DEL DIENTE	33
2.3.15 MORFOLOGÍA Y ESTRUCTURA DENTARIA	34
2.4 MÚSCULOS DE LA MASTICACIÓN	37
2.5 TERMINOLOGÍA	38
2.6 RELACIONES OCLUSALES	38
2.7 CARIES	39
2.7.1 FORMACIÓN DE LA LESIÓN CARIOSA	40
2.7.2 CLASIFICACIÓN DE LA CARIES SEGÚN EL LUGAR DE ASIENTO	41
2.8 TRAUMATISMOS DENTALES	41
2.9 CARACTERÍSTICAS GENERALES DE LOS MOLARES	42
2.10 SUMARIO	44
2.11 REFERENCIAS	44



CAPÍTULO 3: BIOMECÁNICA DENTAL	
3.1 ASPECTOS GENERALES	46
3.2 BIOMECÁNICA	46
3.2.1 MECÁNICA DENTAL	47
3.3 PROPIEDADES MECÁNICAS	47
3.3.1 FUERZA	47
3.3.2 ESFUERZOS	47
3.3.3 FUERZAS QUE ACTÚAN SOBRE UN DIENTE	48
3.4 PROPIEDADES FÍSICAS Y MECÁNICAS DE LOS MATERIALES DENTALES	49
3.5 PROPIEDADES MECÁNICAS Y ELÁSTICAS DE LOS TEJIDOS DENTALES	50
3.6 REPARACIONES DENTALES	50
3.6.1 PRINCIPIOS FUNDAMENTALES EN LA PREPARACIÓN DE CAVIDADES	51
3.6.2 FASES Y PASOS DE LA PREPARACIÓN DE CAVIDADES	51
3.6.3 TERMINOLOGÍA DE LA CARIES	52
3.6.4 PREVENCIÓN EN PREPARACIONES CAVITARIAS	55
3.6.5 DEFECTOS DENTALES NO CARIOSOS	56
3.6.6 TERMINOLOGÍA DE LA PREPARACIÓN DE CAVIDADES	57
3.6.7 CLASIFICACIÓN DE LAS CAVIDADES	58
3.6.8 FASES Y PASOS DE LA PREPARACIÓN DE CAVIDADES	60
3.7 MATERIALES PARA LA RESTAURACIÓN DENTARIA	63
3.8 SUMARIO	65
3.9 REFERENCIAS	66
CAPÍTULO 4: ANÁLISIS EXPERIMENTAL	
4.1 ASPECTOS GENERALES	68
4.2 PREPARACIÓN DE CAVIDADES	68
4.2.1 APLICACIÓN DE LA AMALGAMA DENTAL	69
4.2.2 APLICACIÓN DE LA RESINA DENTAL	70
4.3 DISEÑO DEL DISPOSITIVO DE SUJECIÓN PARA PRUEBAS EXPERIMENTALES	71
4.4 PRINCIPALES PARÁMETROS DE CARGA	72
4.5 FOTOELÁSTICIDAD	75
4.5.1 POLARISCOPIO POR REFLEXIÓN	75
4.5.2 PREPARACIÓN Y APLICACIÓN DE LA RESINA FOTOELÁSTICA	77
4.6 MONTAJE EXPERIMENTAL	79
4.7 DESARROLLO EXPERIMENTAL	80
4.7.1 DESARROLLO EXPERIMENTAL PARA UN DIENTE SANOS	81
4.7.2 DESARROLLO EXPERIMENTAL PARA UN DIENTE CON AMALGAMA	84
4.7.3 DESARROLLO EXPERIMENTAL PARA UN DIENTE CON RESINA	86
4.8 SUMARIO	88
4.9 REFERENCIAS	89
CAPÍTULO 5: ANÁLISIS NUMÉRICO	
5.1 ASPECTOS GENERALES	91
5.2 SCAN IP	91
5.3 DIMENSIONES GENERALES DEL DIENTE	95
5.4 ANÁLISIS POR ELEMENTO FINITO (FEM)	96
5.4.1 GENERACIÓN DEL MODELO EN ARCHIVO IGES	96
5.4.2 GENERACIÓN Y ANÁLISIS DEL MODELO POR MODELO DEL FEM	96
5.4.3 DISTRIBUCIÓN DE ESFUERZOS EN UN DIENTE SANOS	99
5.4.4 DISTRIBUCIÓN DE ESFUERZOS EN UN DIENTE CON AMALGAMA	103
5.4.5 DISTRIBUCIÓN DE ESFUERZOS EN UN DIENTE CON RESINA	108
5.4.6 DISTRIBUCIÓN DE ESFUERZOS EN UN DIENTE CON PROPIEDADES DE AMALGAMA EN	113



UNA CAVIDAD PARA RESINA	
5.4.7 DISTRIBUCIÓN DE ESFUERZOS EN UN DIENTE CON PROPIEDADES DE RESINA EN UNA CAVIDAD PARA AMALGAMA	118
5.5 SUMARIO	123
5.6 REFERENCIAS	124
CAPÍTULO 6: EVALUACIÓN DE RESULTADOS	
6.1 ASPECTOS GENERALES	126
6.2 COMPARACIÓN Y EVALUACIÓN DE RESULTADOS (MÉTODO EXPERIMENTAL Y MÉTODO NUMÉRICO)	126
6.2.1 MÉTODO EXPERIMENTAL	126
6.2.2 MÉTODO NUMÉRICO	127
CONCLUSIONES	
	139
TRABAJOS FUTUROS	
	140
ANEXOS	



ÍNDICE DE FIGURAS

CAPITULO 1	
Figura 1.1 Primer dentadura artificial creada por Dubois de Chemant	3
Figura 1.2 (a) John Greenwood elaboró la primer placa de oro para George Washington; (b) Placas de goma	4
Figura 1.3 Primer tubo de dientes que permitía mantener firmemente los dientes sobre la encía	4
Figura 1.4 (a) Delabarre (1820): Diseño de retenedores; (b) De la Fons (1826): Retenedores de prótesis	4
Figura 1.5 (a) Gall (1834): Retenedores para prótesis dentales; (b) Robinson (1846): Retenedores para prótesis dentales; (c) Lefoulon (1841): Dentadura de oro con espirales; (d) Laforgue (1802): Dentadura de oro con espirales	5
Figura 1.6 (a) Harris y Austen (1874): Bases para prótesis; (b) Harris (1831): Cucharilla de succión; (c) Maury (1830): Cucharillas de impresión para dentaduras	5
Figura 1.7 Articulador de Bonwill	6
Figura 1.8 Diferentes tipos de implantes para prótesis dentales y coronas	6
Figura 1.9 Diferentes tipos de incrustaciones	7
Figura 1.10 (a) Dexter (1883): Dentadura parcial removible; (b) Starr (1886): Dentadura removible; (c) James León (1885): Pilar de un puente real	7
Figura 1.11 (a) Stainton (1899): Puente posterior; (b) Parr (1890): Dentadura parcial removible	7
Figura 1.12 Colocación de implantes osteointegrados	9
Figura 1.13 Fabricación de prótesis con tecnología CAD y RP	9
Figura 1.14 Tipos de implantes	10
Figura 1.15 Mini-implante insertado en encía	11
Figura 1.16 Distribución de esfuerzos en prótesis completa con base de acrílico	13
Figura 1.17 Análisis fotoelástico de un implante	14
Figura 1.18 Preparación de cavidades	16
CAPÍTULO 2	
Figura 2.1 Hendedura oral	22
Figura 2.2 Mandíbula	23
Figura 2.3 Huesos maxilar y palatino	24
Figura 2.4 Estructura Dentaria	25
Figura 2.5 Terminología dentaria. Caras dentales representadas en vista oclusal. (a) Hemiarcada derecha del maxilar superior. (b) Hemiarcada derecha de la mandíbula	26
Figura 2.6 División en tercios de un diente	26
Figura 2.7 Dentadura decidua completa (20 dientes)	28
Figura 2.8 Dentición temporal. Desarrollo de la dentición humana hasta los 6 años. Los dientes temporales son los más oscuros	29
Figura 2.9 1) Incisivos mediales o centrales, 2) Incisivos laterales caninos, 3) Caninos, 4) Primeros molares, 5) Segundos premolares, 6) Primeros molares, 7) Segundos molares, 8) Terceros molares (serólinos)	30
Figura 2.10 Dentición mixta y permanente. Desarrollo de la dentición humana desde los 7 años hasta la madurez. En la figura se puede observar el desplazamiento de los dientes temporales	31
Figura 2.11 Angulación e inclinación de los dientes	33
Figura 2.12 Periodonto	33
Figura 2.13 Diferentes zonas de la pulpa	34
Figura 2.14 1) Recorrido de los túbulos dentarios, 2) Corte longitudinal de un incisivo. Dentina: se observa el trayecto ondulado de los túbulos dentarios desde la CAD hacia la cavidad pulpar. Técnica por desgaste, x 5	36
Figura 2.15 Relaciones del esmalte	36
Figura 2.16 a) Músculos masticatorios. A, temporal; B, masetero. b) Músculos masticatorios. C, pterigoideo interno (masetero interno); D, pterigoideo externo	37
Figura 2.17 Músculos masetero y temporal	37
Figura 2.18 Musculo pterigoideo interno y externo	38



Figura 2.19 Primer molar dentro de un prisma. M (mesial), D (distal), V (vestibular), L (lingual), O (oclusal), A (apical)	38
Figura 2.20 Clasificación de la oclusión y la maloclusión	40
Figura 2.21 (A) Diente sin caries, (B) Formación de mancha blanca, (C) Mancha oscura, (D) Cavidad	40
Figura 2.22 Características generales de los molares	43
Figura 2.23 Primer molar maxilar (derecho)	43
CAPÍTULO 3	
Figura 3.1 Ejemplos de dirección de carga	48
Figura 3.2 Carga uniaxial sobre una restauración	48
Figura 3.3 en un diente sin restaurar las tensiones se transfieren a través del esmalte hasta la dentina	49
Figura 3.4 Preparación cavitaria inicial. Se puede observar en A, B y C que la extensión es en todas las direcciones hasta la estructura dental sana, manteniendo una profundidad pulpar limitada específica, independientemente de que el extremo de la fresa se encuentre en la dentina, la caries, una restauración antigua o el aire	52
Figura 3.5 Caries originada en oquedades y fisuras	52
Figura 3.6 Caries originada en la superficie lisa del esmalte	53
Figura 3.7 Caries retrógrada	53
Figura 3.8 Caries residual	53
Figura 3.9 Caries radicular o caries senil	54
Figura 3.10 Caries secundaria o recidivante	54
Figura 3.11 Caries incipiente reversible	54
Figura 3.12 Caries cavitada	54
Figura 3.13 Caries crónica	55
Figura 3.14 Ameloplastia. (a) Defecto del desarrollo en el extremo terminal de una fisura; (b) Fresa diamantada de grano fino colocada para eliminar el defecto; (c) Superficie lisa que queda tras la ameloplastia	55
Figura 3.15 Pasos para aplicar un sellador. (a) Fisura en la superficie oclusal de un molar inferior con la zona aislada con un dique de goma; (b) Limpieza de la superficie con piedra pómez y un pincel de cerdas; (c) Superficie adecuadamente grabada, con aspecto ligeramente esmerilado; (d) Sellador aplicado y acabado	56
Figura 3.16 Preparaciones cavitarias de fosas de clase I para restauraciones de composite	56
Figura 3.17 Preparación modificada de clase I preventiva con resina	56
Figura 3.18 Abrasión	56
Figura 3.19 Erosión	57
Figura 3.20 Atrición	57
Figura 3.21 Fracturas	57
Figura 3.22 (a) Preparación cavitaria simple, (b) Preparación cavitaria compuesta, (c) Preparación cavitaria compleja	57
Figura 3.23 (a) Ilustración de las paredes externas e internas. (b) representación esquemática, en la que se pueden ver las paredes de la preparación cavitaria: (f) facial, (d) distal, (l) lingual, (m) mesial y (p) pulpar	58
Figura 3.24 (a) Preparación cavitaria de clase I típica para la aplicación de amalgama sobre un premolar superior; (b) representación esquemática de las paredes de la preparación cavitaria	58
Figura 3.25 Preparación cavitaria de clase I en los dos tercios oclusales de las superficies facial y lingual de los molares	59
Figura 3.26 Preparación cavitaria de clase I en la superficie lingual de los incisivos superiores	59
Figura 3.27 (a) Preparación cavitaria mesiooclusal de clase II típica para la aplicación de amalgama sobre un premolar superior; (b) Representación esquemática de las paredes de la preparación cavitaria; (c) Representación esquemática de los ángulos de línea y de punto de la preparación cavitaria	59
Figura 3.28 (a) Preparación cavitaria de clase III en un incisivo central superior; (b) Representación esquemática de las paredes de la preparación cavitaria; (c) representación esquemática de los ángulos de punto y de línea de la preparación cavitaria	59
Figura 3.29 (a) Preparación cavitaria de clase IV para una incrustación en un canino superior; (b) Representación esquemática de las paredes de la preparación cavitaria; (c) Representación esquemática de los ángulos de punto y de línea de la preparación cavitaria	60
Figura 3.30 (a) Preparación cavitaria de clase V; (b) Representación esquemática de las paredes de la preparación cavitaria; (c) Representación esquemática de los ángulos de punto y de línea de la preparación cavitaria	60



Figura 3.31 Formas de resistencia del diente a una posible fractura como consecuencia de las fuerzas que actúan sobre la restauración. Un suelo plano (A) impedirá que la restauración gire, mientras que un suelo pulpar redondeado, (B) permite que la restauración gire produciendo una fuerza en cuña que puede cizallar la estructura dental	61
Figura 3.32 La unión de las paredes de esmalte debe ser ligeramente redondeada, ya sea obtusa o aguda	62
CAPÍTULO 4	
Figura 4.1 (a) Preparación de una cavidad dental; (b) Dientes reales	68
Figura 4.2 Cavidades más representativas en el primer molar permanente para colocación de amalgamas	68
Figura 4.3 Cavidades más representativas en el primer molar para colocación de resinas	69
Figura 4.4 Aplicación de dycal (existencia de zonas más profundas que otras)	69
Figura 4.5 Aplicación de Zoe (base cavitaria)	70
Figura 4.6 Aplicación de Ionomero de vidrio (base cavitaria)	70
Figura 4.7 Colocación de una resina dental	71
Figura 4.8 Dispositivo de sujeción (paquete CAD)	71
Figura 4.9 Dispositivo de sujeción (maquinado)	72
Figura 4.10 Sistema de registro de fuerzas oclusales mediante un transductor de tensión	73
Figura 4.11 Distribución promedio del número de golpes masticatorios durante la trituración de diferentes alimentos	73
Figura 4.12 Carga uniaxial sobre una restauración MO de amalgama	74
Figura 4.13 (a) En un diente sin restaurar las tensiones se transfieren a través del esmalte dental hasta la dentina; (b) En un diente restaurado con amalgama dental las tensiones se transfieren a la dentina (y no al esmalte) siempre que es posible	74
Figura 4.14 (a) Componentes del Polariscopio por Reflexión; (b) Polariscopio por Reflexión	76
Figura 4.15 Orden de franja	76
Figura 4.16 Mezcla de la resina y el acelerador	78
Figura 4.17. Limpieza y preparación de la plancha térmica	78
Figura 4.18 Dispersión uniforme de la resina fotoelástica sobre la plancha	78
Figura 4.19 Resina lista para poder ser utilizada	78
Figura 4.20 Aplicación y colocación de la resina fotoelástica en el primer molar	79
Figura 4.21 Pegado de la resina, aluminio y colocación de los dientes en las probetas de experimentación	79
Figura 4.22 Dispositivo de sujeción para las pruebas experimentales	79
Figura 4.23 Montaje de las probetas con yeso piedra	80
Figura 4.24 Montaje final para las pruebas experimentales	80
Figura 4.25 Prueba experimental en un diente sano con carga de 15 kg	82
Figura 4.26 Prueba experimental en un diente sano con carga de 10 kg	83
Figura 4.27 Prueba experimental en un diente sano con carga de 5 kg	83
Figura 4.28 Prueba experimental en un diente con amalgama y con una carga de 15 kg	84
Figura 4.29 Prueba experimental en un diente con amalgama y con una carga de 10 kg	85
Figura 4.30 Prueba experimental en un diente con amalgama y con una carga de 5 kg	86
Figura 4.31 Prueba experimental en un diente con resina y con una carga de 15 kg	86
Figura 4.32 Prueba experimental en un diente con resina y con una carga de 10 kg	87
Figura 4.33 Prueba experimental en un diente con resina y con una carga de 5 kg	88
CAPÍTULO 5	
Figura 5.1 Simpleware, productos del software	91
Figura 5.2 Tomógrafo Philips (Hospital 1° de Octubre, ISSSTE)	92
Figura 5.3 Archivo con extensión DICOM, cargado en el ScanIP	92
Figura 5.4 Regeneración de la pulpa dental	93
Figura 5.5 Regeneración de la dentina dental	93
Figura 5.6 Regeneración del esmalte dental	94
Figura 5.7 Regeneración del primer molar con sus tres componentes: esmalte, dentina y pulpa	94
Figura 5.8 Regeneración del primer molar superior e inferior con sus tres componentes	95
Figura 5.9 Dimensiones en mm del primer molar inferior	95



Figura 5.10 Modelos de los componentes dentales en formato IGES	96
Figura 5.11 Importación del modelo IGES a ANSYS WORKBENCH	97
Figura 5.12 Discretización del modelo	98
Figura 5.13 Aplicación de la carga	98
Figura 5.14 Restricción tipo empotramiento simulando la encía	99
Figura 5.15 Distribución de esfuerzos para una carga de 150 N en el esmalte	100
Figura 5.16 Distribución de esfuerzos para una carga de 150 N en la dentina	100
Figura 5.17 Distribución de esfuerzos para una carga de 150 N en la pulpa	100
Figura 5.18 Distribución de esfuerzos para una carga de 100 N en el esmalte	101
Figura 5.19 Distribución de esfuerzos para una carga de 100 N en la dentina	101
Figura 5.20 Distribución de esfuerzos para una carga de 100 N en la pulpa	102
Figura 5.21 Distribución de esfuerzos para una carga de 50 N en el esmalte	102
Figura 5.22 Distribución de esfuerzos para una carga de 50 N en la dentina	103
Figura 5.23 Distribución de esfuerzos para una carga de 50 N en la pulpa	103
Figura 5.24 Distribución de esfuerzos para una carga de 150 N con restauración de amalgama en el esmalte	104
Figura 5.25 Distribución de esfuerzos para una carga de 150 N con restauración de amalgama en la dentina	104
Figura 5.26 Distribución de esfuerzos para una carga de 150 N con restauración de amalgama en la pulpa	104
Figura 5.27 Distribución de esfuerzos para una carga de 150 N en la restauración de amalgama	105
Figura 5.28 Distribución de esfuerzos para una carga de 100 N con restauración de amalgama en el esmalte	105
Figura 5.29 Distribución de esfuerzos para una carga de 100 N con restauración de amalgama en la dentina	106
Figura 5.30 Distribución de esfuerzos para una carga de 100 N con restauración de amalgama en la pulpa	106
Figura 5.31 Distribución de esfuerzos para una carga de 100 N en la restauración de amalgama	106
Figura 5.32 Distribución de esfuerzos para una carga de 50 N con restauración de amalgama en el esmalte	107
Figura 5.33 Distribución de esfuerzos para una carga de 50 N con restauración de amalgama en la dentina	107
Figura 5.34 Distribución de esfuerzos para una carga de 50 N con restauración de amalgama en la pulpa	108
Figura 5.35 Distribución de esfuerzos para una carga de 50 N en la restauración de amalgama	108
Figura 5.36 Distribución de esfuerzos para una carga de 150 N con restauración de resina en el esmalte	109
Figura 5.37 Distribución de esfuerzos para una carga de 150 N con restauración de resina en la dentina	109
Figura 5.38 Distribución de esfuerzos para una carga de 150 N con restauración de resina en la pulpa	109
Figura 5.39 Distribución de esfuerzos para una carga de 150 N en la restauración de resina	110
Figura 5.40 Distribución de esfuerzos para una carga de 100 N con restauración de resina en el esmalte	110
Figura 5.41 Distribución de esfuerzos para una carga de 100 N con restauración de resina en la dentina	111
Figura 5.42 Distribución de esfuerzos para una carga de 100 N con restauración de resina en la pulpa	111
Figura 5.43 Distribución de esfuerzos para una carga de 100 N en la restauración de resina	111
Figura 5.44 Distribución de esfuerzos para una carga de 50 N con restauración de resina en el esmalte	112
Figura 5.45 Distribución de esfuerzos para una carga de 50 N con restauración de resina en la dentina	112
Figura 5.46 Distribución de esfuerzos para una carga de 50 N con restauración de resina en la pulpa	113
Figura 5.47 Distribución de esfuerzos para una carga de 50 N en la restauración de resina	113
Figura 5.48 Distribución de esfuerzos para una carga de 150 N con propiedades de amalgama en una cavidad para resina en el esmalte	114
Figura 5.49 Distribución de esfuerzos para una carga de 150 N con propiedades de amalgama en una cavidad para resina en la dentina	114
Figura 5.50 Distribución de esfuerzos para una carga de 150 N con propiedades de amalgama en una cavidad para resina en la pulpa	114
Figura 5.51 Distribución de esfuerzos para una carga de 150 N con propiedades de amalgama en la cavidad para resina	115
Figura 5.52 Distribución de esfuerzos para una carga de 100 N con propiedades de amalgama en una cavidad para resina en el esmalte	115
Figura 5.53 Distribución de esfuerzos para una carga de 100 N con propiedades de amalgama en una cavidad para resina en la dentina	116
Figura 5.54 Distribución de esfuerzos para una carga de 100 N con propiedades de amalgama en una cavidad para resina en la pulpa	116
Figura 5.55 Distribución de esfuerzos para una carga de 100 N con propiedades de amalgama en la cavidad para resina	116
Figura 5.56 Distribución de esfuerzos para una carga de 50 N con propiedades de amalgama en una cavidad para resina en el esmalte	117
Figura 5.57 Distribución de esfuerzos para una carga de 50 N con propiedades de amalgama en una	117



cavidad para resina en la dentina	
Figura 5.58 Distribucion de esfuerzos para una carga de 50 N con propiedades de amalgama en una cavidad para resina en la pulpa	118
Figura 5.59 Distribucion de esfuerzos para una carga de 150 N con propiedades de amalgama en la cavidad para resina	118
Figura 5.60 Distribucion de esfuerzos para una carga de 150 N con propiedades de resina en una cavidad para amalgama en el esmalte	119
Figura 5.61 Distribucion de esfuerzos para una carga de 150 N con propiedades de resina en una cavidad para amalgama en la dentina	119
Figura 5.62 Distribucion de esfuerzos para una carga de 150 N con propiedades de resina en una cavidad para amalgama en la pulpa	119
Figura 5.63 Distribucion de esfuerzos para una carga de 150 N con propiedades de resina en la cavidad para amalgama	120
Figura 5.64 Distribucion de esfuerzos para una carga de 100 N con propiedades de resina en una cavidad para amalgama en el esmalte	120
Figura 5.65 Distribucion de esfuerzos para una carga de 100 N con propiedades de resina en una cavidad para amalgama en la dentina	121
Figura 5.66 Distribucion de esfuerzos para una carga de 100 N con propiedades de resina en una cavidad para amalgama en la pulpa	121
Figura 5.67 Distribucion de esfuerzos para una carga de 100 N con propiedades de resina en la cavidad para amalgama	121
Figura 5.68 Distribucion de esfuerzos para una carga de 50 N con propiedades de resina en una cavidad para amalgama en el esmalte	122
Figura 5.69 Distribucion de esfuerzos para una carga de 50 N con propiedades de resina en una cavidad para amalgama en la dentina	122
Figura 5.70 Distribucion de esfuerzos para una carga de 50 N con propiedades de resina en una cavidad para amalgama en la pulpa	123
Figura 5.71 Distribucion de esfuerzos para una carga de 50 N con propiedades de resina en la cavidad para amalgama	123
CAPÍTULO 6	
Figura 6.1 Comportamiento (esfuerzo-carga) del esmalte.	128
Figura 6.2 Comportamiento (esfuerzo-carga) de la dentina.	128
Figura 6.3 Comportamiento (esfuerzo-carga) de la pulpa.	129
Figura 6.4 Comportamiento (esfuerzo-carga) del esmalte.	129
Figura 6.5 Comportamiento (esfuerzo-carga) de la dentina.	130
Figura 6.6 Comportamiento (esfuerzo-carga) de la pulpa.	130
Figura 6.7 Comportamiento (esfuerzo-carga) de la restauración.	130
Figura 6.8 Comportamiento (esfuerzo-carga) del esmalte.	131
Figura 6.9 Comportamiento (esfuerzo-carga) de la dentina.	131
Figura 6.10 Comportamiento (esfuerzo-carga) de la pulpa.	132
Figura 6.11 Comportamiento (esfuerzo-carga) de la restauración.	132
Figura 6.12 Comportamiento (esfuerzo-carga) del esmalte.	133
Figura 6.13 Comportamiento (esfuerzo-carga) de la dentina.	133
Figura 6.14 Comportamiento (esfuerzo-carga) de la pulpa.	133
Figura 6.15 Comportamiento (esfuerzo-carga) de la restauración.	134
Figura 6.16 Comportamiento (esfuerzo-carga) del esmalte.	134
Figura 6.17 Comportamiento (esfuerzo-carga) de la dentina.	135
Figura 6.18 Comportamiento (esfuerzo-carga) de la pulpa.	135
Figura 6.19 Comportamiento (esfuerzo-carga) de la restauración.	135
Figura 6.20 Comportamiento general (esfuerzo-carga) del esmalte.	136
Figura 6.21 Comportamiento general (esfuerzo-carga) de la dentina.	136
Figura 6.22 Comportamiento general (esfuerzo-carga) de la pulpa.	136
Figura 6.23 Comportamiento general (esfuerzo-carga) de la restauración.	137



ÍNDICE DE TABLAS

CAPÍTULO 2	
Tabla 2.1 Secuencia y cronología de erupción de los dientes deciduos	28
Tabla 2.2 Secuencia y cronología de erupción de los dientes permanentes	30
CAPÍTULO 3	
Tabla 3.1 Valores de resistencia traccional	49
Tabla 3.2 Valores de resistencia compresiva	49
Tabla 3.3 Valores de resistencia al corte	49
Tabla 3.4 Modulo elástico de algunos materiales odontológicos	50
Tabla 3.5 Coeficientes de Poisson de algunos materiales odontológicos	50
Tabla 3.6 Propiedades mecánicas de los tejidos dentales	50
Tabla 3.7 Propiedades elásticas de los tejidos dentales	50
Tabla 3.8 Ventajas y desventajas del Hidróxido de calcio	63
Tabla 3.9 Clasificación, indicaciones y usos de los cementos	64
Tabla 3.10 Ventajas y desventajas del cemento de óxido de zinc y eugerol	64
Tabla 3.11 Ventajas y desventajas del cemento de fosfato de zinc	65
Tabla 3.12 Ventajas y desventajas del cemento de carboxilato de zinc	64
Tabla 3.13 Ventajas y desventajas del cemento de ionómero de vidrio	64
Tabla 3.14 Ventajas y desventajas de las resinas compuestas	65
Tabla 3.15 Ventajas y desventajas de la amalgama dental	65
CAPÍTULO 5	
Tabla 5.1 Dimensiones en mm del primer molar permanente inferior	95
Tabla 5.2 Modulo elástico y relación de Poisson de los componentes del primer molar	99
Tabla 5.3 Nodos y elementos para una carga de 150 N	99
Tabla 5.4 Nodos y elementos para una carga de 100 N	101
Tabla 5.5 Nodos y elementos para una carga de 50 N	102
Tabla 5.6 Nodos y elementos para una carga de 150 N	103
Tabla 5.7 Nodos y elementos para una carga de 100 N	105
Tabla 5.8 Nodos y elementos para una carga de 50 N	107
Tabla 5.9 Nodos y elementos para una carga de 150 N	108
Tabla 5.10 Nodos y elementos para una carga de 100 N	110
Tabla 5.11 Nodos y elementos para una carga de 50 N	112
Tabla 5.12 Nodos y elementos para una carga de 150 N	113
Tabla 5.13 Nodos y elementos para una carga de 100 N	115
Tabla 5.14 Nodos y elementos para una carga de 50 N	117
Tabla 5.15 Nodos y elementos para una carga de 150 N	118
Tabla 5.16 Nodos y elementos para una carga de 100 N	120
Tabla 5.17 Nodos y elementos para una carga de 50 N	122
CAPÍTULO 6	
Tabla 6.1 Resultados obtenidos del método experimental para un diente sano.	126
Tabla 6.2 Resultados obtenidos del método experimental para un diente con amalgama.	126
Tabla 6.3 Resultados obtenidos del método experimental para un diente con resina.	127
Tabla 6.4 Resultados obtenidos del método numérico para un diente sano.	127
Tabla 6.5 Resultados obtenidos del método numérico para un diente con amalgama.	127
Tabla 6.6 Resultados obtenidos del método numérico para un diente con resina.	127



Tabla 6.7 Resultados obtenidos del método numérico para un diente sano.	128
Tabla 6.8 Resultados obtenidos del método numérico para un diente con amalgama.	129
Tabla 6.9 Resultados obtenidos del método numérico para un diente con resina.	131
Tabla 6.10 Resultados obtenidos del método numérico para un diente con amalgama en cavidad de resina.	132
Tabla 6.11 Resultados obtenidos del método numérico para un diente con resina en cavidad de amalgama.	134



Capítulo 1



Estado del Arte



1. ESTADO DEL ARTE

1.1 ASPECTOS GENERALES

Es algo decepcionante saber que las prótesis dentales se realizaron con éxito desde mucho antes del nacimiento de Cristo, y que hoy, a más de 2000 años, aun no se pueda decir que se ha perfeccionado su diseño y construcción.

Sin duda, la prótesis fija fue construida en el siglo VII a. C. por los fenicios. Empleaban oro blando o en rollo y alambre de oro para su construcción; también la soldadura y casi con seguridad, el uso de impresiones y modelos. Los romanos obtuvieron gran parte de su conocimiento sobre odontología de los etruscos y fueron quizá los primeros que emplearon prótesis removibles. Pero lamentablemente, estos trabajos no contaban con una base científica. Desde un punto de vista histórico, antiguamente, la prótesis dental constituyó sólo un instrumento de índole estético [1.1].

La historia de la evolución de la prótesis dental, cuyo objetivo reside en la sustitución de los dientes y estructuras maxilares perdidas, se caracteriza por girar alrededor de un claro punto central: la utilidad de la prótesis para la función de la masticación. Por ejemplo, se puede citar que los dientes de porcelana salieron al mercado en 1837 a través de dos empresas, la Ash en Inglaterra y la White en Estados Unidos. Asimismo, la goma rígida o caucho vulcanizado apareció en 1851, al descubrir Goodyear el caucho. Ello permitió producir una base protésica que se adaptase perfectamente al maxilar. Además, de este modo, se había solucionado el problema de la fijación de los dientes.

1.2 ANTECEDENTES DE LAS ESTRUCTURAS DENTALES [1.2].

1678-1761, Pierre Fauchard fue el fundador de la odontología científica moderna, descubrió tanto las técnicas operatorias, como la confección de prótesis. Él estudio medicina, principalmente cirugía, después odontología. Describió como se deben hacer los puentes y las dentaduras completas. Propuso usar dientes de humanos o de marfil de hipopótamo, toro o elefante.

Antes de la Revolución Francesa, se dio un repentino final a la odontología. Para entonces las bases en cuanto a la fabricación de los dientes se había trabajado a través de un gran esfuerzo en París. En el transcurso del siglo siguiente, se hizo uso de dientes de cadáveres obtenidos en los hospitales, de los cementerios, y, principalmente, de los campos de batalla. No fue sino hasta los tiempos modernos que los dientes artificiales asumieron una importancia significativa. La interesante historia de esta invención se ha transmitido a nosotros por el dentista parisino Joseph Audibran en un libro publicado en 1821. Según este informe, un boticario de París, llamado Alexis Duchateau, que no estaba satisfecho con las prótesis de hueso en descomposición y mal olor, había creado una prótesis de porcelana en 1774. Los resultados fueron tan exitosos que totalmente le comunicó sus conclusiones a la Academia de Cirugía en 1776. El intento, fracasó y la prótesis de porcelana cayó en el olvido.

Sin embargo, el dentista Parisino Nicolas Dubois de Chemant; con una serie de investigaciones y modificaciones a las prescripciones ya antes hechas por Duchateau, tuvo éxito en 1788 en París y Londres. Así fue como se le caracterizó a la prótesis como imperecedera e inodora.



Por fin, se había logrado, después de muchos intentos y experimentos, crear un material con el cual sería posible crear dientes artificiales, y reconstruir los dañados sin la necesidad de recurrir a la extracción de estos (Fig. 1.1). Con esto, nace el término de prótesis.

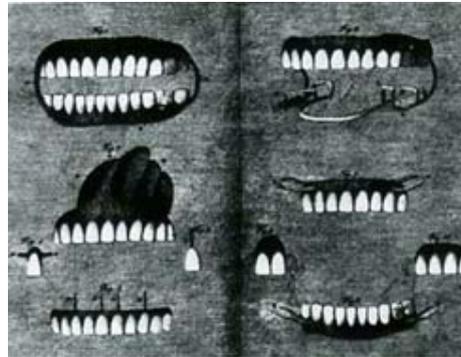


Figura 1.1 Primer dentadura artificial creada por Dubois de Chemant [1.2].

Nicolas Dubois recibió honores de la Sociedad Real de Medicina y de la Facultad, además de la aprobación de la Asociación en 1788 por el secretario permanente, el anatomista Vicq d 'Azyr, a quién se le ha relacionado como uno de los primeros en describir el hueso maxilar.

La invención de la prótesis dental, trajo consigo informes y libros de texto científico escritos por el médico y dentista Christopher Francois Delabarre. En sus dos volúmenes escribió sobre el Tratado de la parte mecánica en el arte de la odontología, que fue publicado en 1820.

Los avances decisivos sobre la construcción de prótesis dentales se dan en el comienzo del siglo XIX por Giuseppangelo Fonzi, en París. En 1808 publicó un método para la fabricación de los distintos dientes con un material a base de platino y que podrían estar soldados a una barra de metal. Este es sin duda el paso determinante hacia las modernas prótesis dentales.

Pronto, los colores también fueron significativamente mejores en la porcelana, ya que era necesaria la transparencia, característica descrita por Linderer Maury, un dentista en numerosos hospitales de París y en la Escuela Politécnica Real, en 1820.

La producción de prótesis comenzó en los Estados Unidos de Norteamérica, el país, al que el desarrollo de la odontología se había movido a principios del siglo XIX. El Nuevo Mundo había trascendido su período pionero y sin duda el comienzo de un período sin precedentes de los avances tecnológicos. Los dentistas jóvenes siguieron a sus predecesores, Francia y Alemania en cirugía especializada y prótesis de placas, y en Inglaterra en las investigaciones de la anatomía y la fisiología del sistema dental por el trabajo pionero sobre todo en la zona de conservación dental y tecnología de los metales.

De importancia incomparablemente para las prótesis, y no sólo en América del Norte, fue el ex médico naval Jacques Gardette, quien emigró en 1778, y que finalmente se estableció en Filadelfia en 1784. El realizó una serie de informes sobre la construcción de la primera solución para la adhesión de la prótesis superior al paladar. Asimismo, Weinberger cree que la primera placa de oro en Estados Unidos fue preparada en 1798, por Greenwood para George Washington (Fig. 1.2 (a)).

Las encías continuas de goma constituyen una variación de los dientes de porcelana que se siguen utilizando en nuestro siglo. Fueron patentados en 1851 por John Alien, un dentista de Cincinnati (Fig. 1.2 (b)).

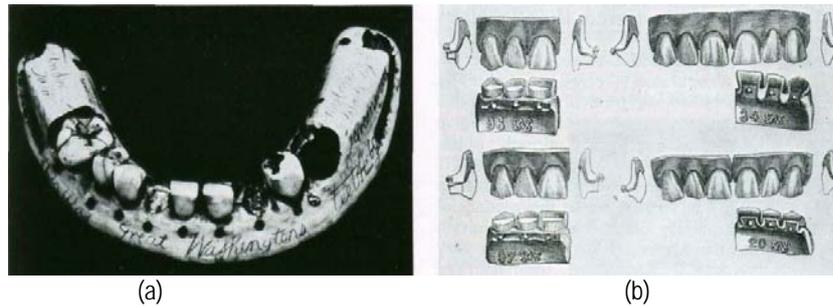


Figura 1.2 (a) John Greenwood elaboró la primer placa de oro para George Washington; (b) Placas de goma, [1.2].

Claudio Ash, se convirtió en el fundador de la firma internacional británica gracias a que produjo la primera placa dental de alta calidad, a partir de 1837. Hacia 1840 introdujo el tubo de dientes, con un canal central, que podría estar firmemente clavado en la base (Fig. 1.3).

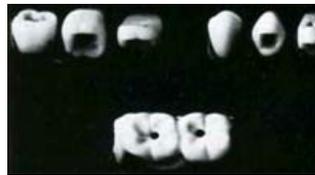


Figura 1.3 Primer tubo de dientes que permitía mantener firmemente los dientes sobre la encía, [1.2].

El anclaje de las dentaduras parciales con ganchos, de Dubois, llegó a ser de los mejores diseños para prótesis dentales. Delabarre ya había construido una especie de prótesis de apoyo en 1820, y el dentista de Londres J.P. de la Fons en 1826, las cuales ejercían fuerzas, en posición abierta y parcialmente en el cerrado y extendido dentro de la fila de dientes sobre los puntos de contacto, (Fig. 1.4 (a) y (b)).

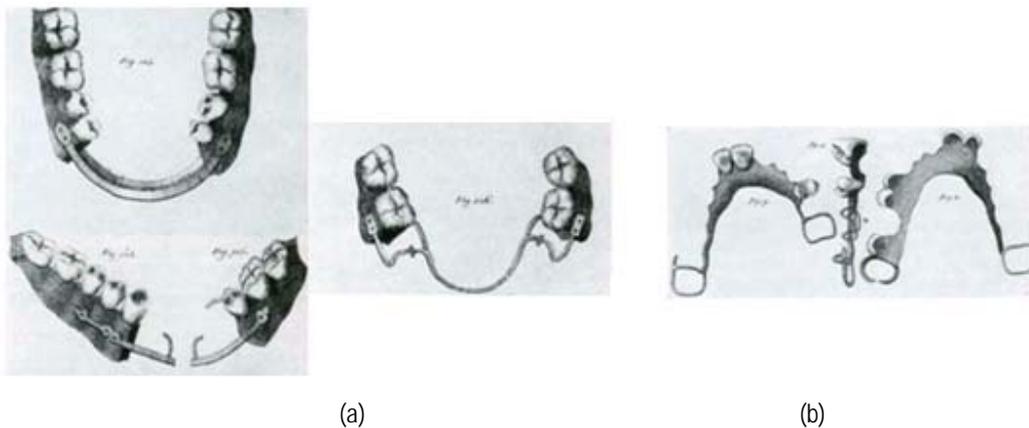


Figura 1.4 (a) Delabarre (1820): Diseño de retenedores; (b) De la Fons (1826): Retenedores de prótesis, [1.2].

Las variaciones de la técnica de cierre ornamental se muestran por Joseph Gall de Viena en 1834, quien era maestro de odontología, de obstetricia y cirujano dentista de práctica; y por James Robinson quien redactó las primeras instrucciones precisas para la construcción de prótesis dentales en 1846 (Fig. 1.5).

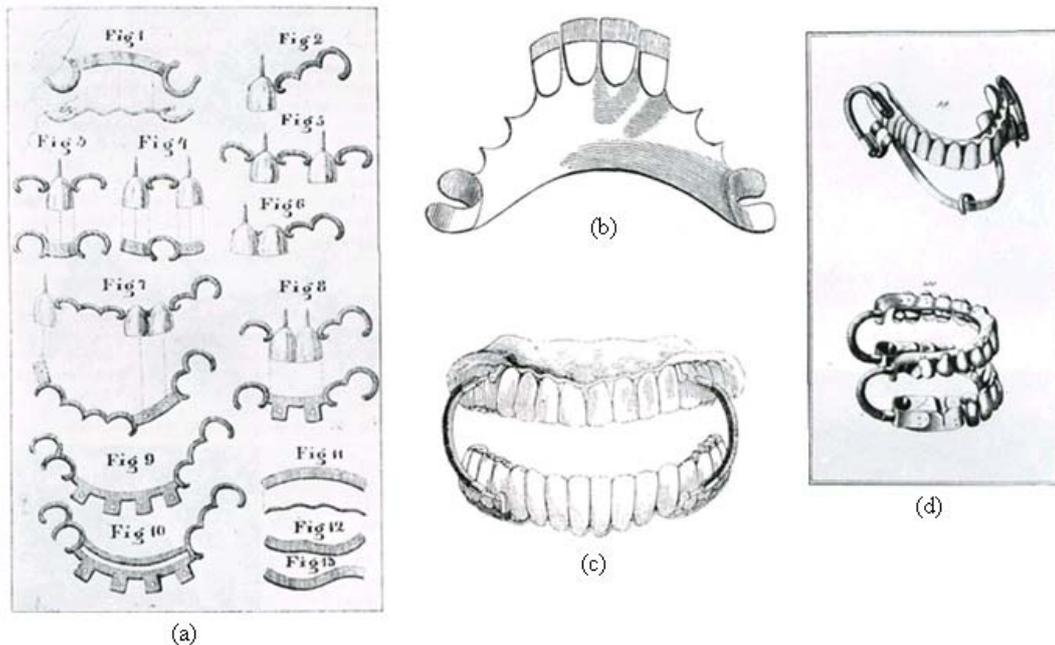


Figura 1.5 (a) Gall (1834): Retenedores para prótesis dentales; (b) Robinson (1846): Retenedores para prótesis dentales; (c) Lefoulon (1841): Dentadura de oro con espirales; (d) Laforgue (1802): Dentadura de oro con espirales, [1.2].

Un requisito previo y necesario para el desarrollo de prótesis fue el hecho de mejorar las técnicas de toma de impresiones. El primer paso fue la introducción de la bandeja de impresión, en 1820 por Delabarre (Fig. 1.6).

Philipp Pfaff, quien había descrito por primera vez la preparación de las impresiones, fue probablemente también el primero en 1756 en dirigir su atención al problema de la articulación (principio de la oclusión).

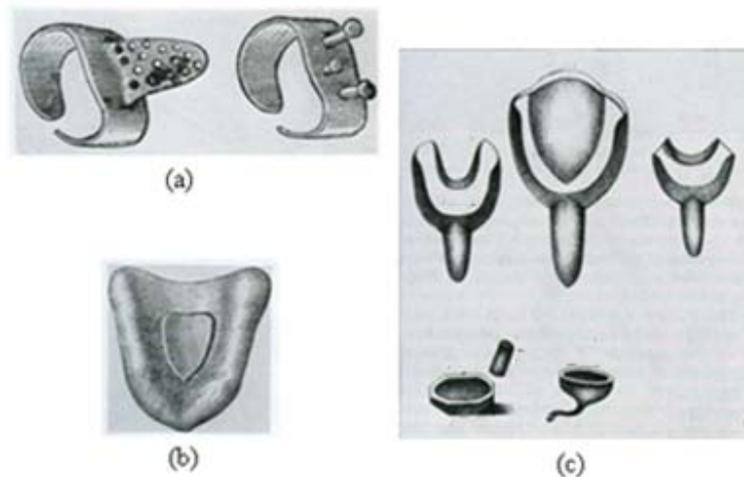


Figura 1.6 (a) Harris y Austen (1874): Bases para prótesis; (b) Harris (1831): Cucharilla de succión; (c) Maury (1830): Cucharillas de impresión para dentaduras, [1.2].

La construcción de puentes fue descrita por J.B. Gariot, de París, en 1805 y es posible que haya sido la primera persona que mencionó el uso del articulador para este fin.



El articulador (para el ajuste de los dientes artificiales, en el que los modelos están fijos en un soporte para su correcto análisis) es verdaderamente útil. Diseñado con la geometría, las matemáticas y las leyes mecánicas, se presentó en 1864 en la reunión de la Sociedad Dental de Delaware por William Gibson Arlington Bonwill de Filadelfia (Fig. 1.7).

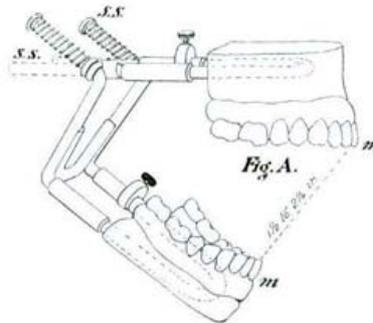


Figura 1.7 Articulador de Bonwill, [1.2].

Actualmente los dientes naturales se prefieren para la preparación de coronas (Fig. 1.8).

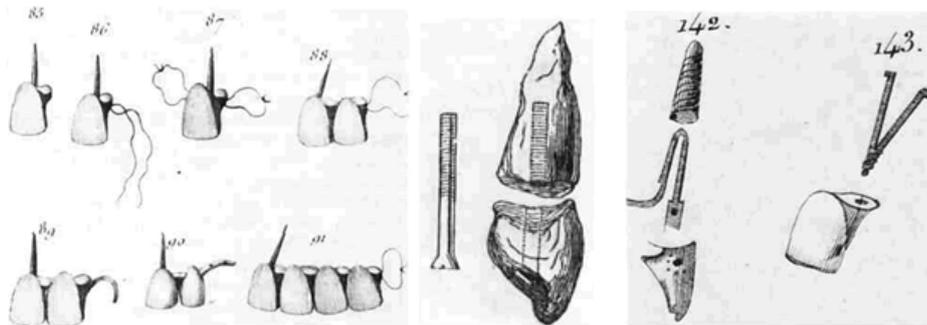


Figura 1.8 Diferentes tipos de implantes para prótesis dentales y coronas, [1.2].

Leonard Koecker, en 1826, fue uno de los primeros defensores de la teoría de las infecciones odontogénicas al rechazar las coronas que se montaban sobre raíces tratadas. Insistió en que antes de la inserción de cualquier prótesis dental debería existir un saneamiento de la cavidad oral, y recomendaba ampliamente la extracción de todas las raíces porque podría dar lugar no sólo a los síntomas locales, sino también a infecciones secundarias, que afectan a todo el cuerpo. Por lo que en un ensayo posterior especializado, en 1835, Leonard Koecker había descrito la manera de construir dientes artificiales para que el propio paciente pudiera quitar estos en caso de una infección.

El desarrollo de la prótesis de corona fue seguida muy de cerca después de las prótesis de puente. Su primera construcción fue en 1869 por un dentista americano, en París, B.J. Bing, que ancló una incrustación con dos pernos en cada uno de los dientes adyacentes (Fig. 1.9). En 1883 y 1886 James E. Dexter y Walter Starr, realizaron la construcción de puentes removibles en Nueva York (Fig. 1.10 (a) y 1.10 (b)). James Leon Williams, un odontólogo y escritor en New Haven, Londres, utiliza la corona Richmond para construir el pilar de un puente real en 1885 (Fig. 1.10 (c)). En 1899, Charles Wesley Stainton, en Buffalo, diseñó el puente posterior abierto, un dispositivo higiénicamente irreprochable, esto representa un verdadero avance, ya que permite la limpieza de la superficie gingival (Fig. 1.11 (a)). En 1890 la prótesis dental removible presentada ahora por el dentista de Nueva York, Henry A. Parr, estaba sujeta a las coronas y el apoyo a las barras (Fig. 1.11 (b)), sin duda un precursor real para de la base del conocimiento de las prótesis hasta nuestros días.

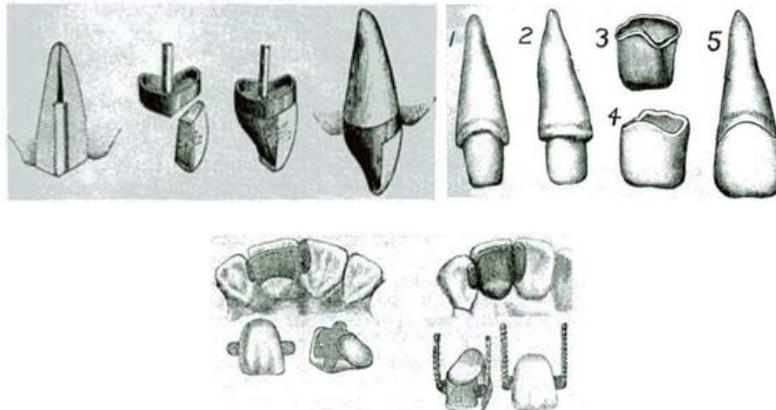


Figura 1.9 Diferentes tipos de incrustaciones, [1.2].

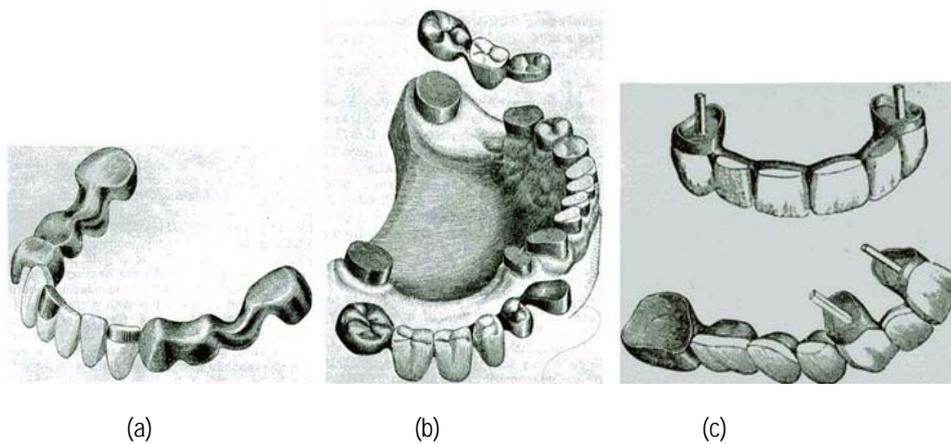


Figura 1.10 (a) Dexter (1883): Dentadura parcial removible; (b) Starr (1886): Dentadura removible; (c) James León (1885): Pilar de un puente real, [1.2].

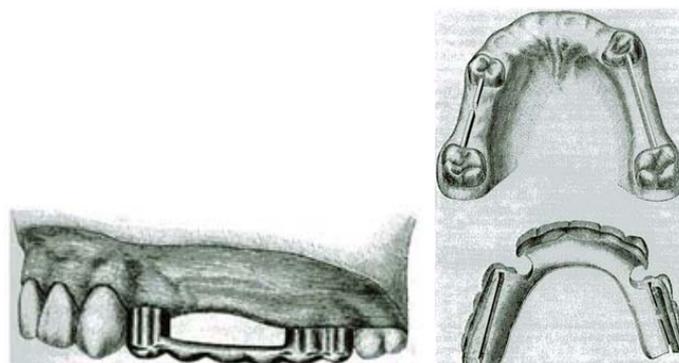


Figura 1.11 (a) Stainton (1899): Puente posterior; (b) Parr (1890): Dentadura parcial removible; [1.2].

En el siglo XIX, la fabricación tecnológica de las prótesis dentales y los obturadores palatinos, se dio en una parte por los dentistas y en otra por los artesanos.



José Linderer, en 1851 definió a la mecánica odontológica como el arte para la fabricación de dientes artificiales, tanto individuales como de conjunto, para prótesis y, además, la fabricación del paladar artificial y las máquinas para enderezar los dientes.

En 1904, William H Taggart, dentista de Illinois, presenta una maquina de colados, para perfeccionar el método de colado para incrustaciones de oro.

En 1915, aparecieron jeringas de presión, usadas para infiltrar anestésicos locales.

En 1920, Forest H Bunting realizó el primer tratamiento protésico.

En 1940, se diseño equipo dental, sillón y aparato de radiografía.

Todos los principios de construcción en el ámbito de prótesis dentales se habían determinado por el cambio del siglo XX. Correspondientes a los avances en la tecnología de la evolución global de crecimiento significativo en la utilización de nuevos materiales y las conclusiones extraídas de ellos. El acero inoxidable, en primer lugar, una aleación de acero y cromo, fue descubierto por el mineralogista francés Pierre Berthier ya en 1821. No fue sino hasta 1919, que el dentista Hauptmeyer Friedrich, director de la clínica dental de Krupp en Essen, demostró la primera prótesis de una aleación de níquel-cromo-acero, la denominada V2-A de acero, que había sido desarrollada por Benno Strauss, el director del Instituto de químico-física experimental. En 1911, Gustav Tammann, un químico en Gotinga, había desarrollado una aleación resistente a la corrosión y forjable de cromo, cobalto y níquel, que sólo se utiliza hoy en día para los cables, conectores y bandas [2].

1.3. ESTUDIOS BIOMECÁNICOS DE ESTRUCTURAS DENTALES EN LA ACTUALIDAD.

Heng-Li Huang (China, 2010), describe una técnica rápida para la elaboración de prototipos, así como la validación de modelos a través de elementos finitos, para analizar y evaluar el comportamiento Biomecánico de un implante mandibular cargado de forma inmediata. Se realizaron 18 modelos de elementos finitos, utilizando un material isotrópico (propiedades del hueso), para analizar las fuerzas que se generan entre el hueso y el deslizamiento de un implante dental con una fuerza vertical de 130 N. Los resultados de este estudio muestran los esfuerzos en un implante cargado de forma inmediata, dependen en gran medida del diseño y la superficie de rugosidad del implante. Por lo que lo recomendado es un implante dental roscado.

Mario Castañeda Deroncelé (Cuba, 2010), realizó una investigación acerca de la intervención educativa para modificar los conocimientos sobre el cuidado y mantenimiento de la prótesis total en pacientes de la tercera edad pertenecientes a un círculo de abuelos en un área de salud en Cuba. El estudio fue aplicado pacientes con edades que oscilaban entre los 60 y 65 años de edad, de ambos sexos y con prótesis totales superiores e inferiores con menos de dos años de haber sido instaladas. El nivel de conocimiento sobre el cuidado de las prótesis se hizo a través de una serie de encuestas realizadas antes y después, de la intervención educativa. Se obtuvieron resultados significativos, ya que hubo una modificación significativa en los conocimientos sobre el cuidado y mantenimiento de las prótesis totales.



Matteo Chiapasco (Italia, 2010), realizó estudios clínicos de seguimiento, para conocer la evolución clínica de implantes osteointegrados colocados en maxilares de pacientes edéntulos. El estudio se realizó a lo largo de un periodo de 10 años en 39 pacientes, con edades que oscilaban entre los 32 a 76 años de edad y que presentaban graves problemas bucales. La reconstrucción maxilar se hizo a través de injertos óseos, para después de 8 meses de tratamiento, colocar el implante osteointegrado. Los resultados de este estudio mostraron que la osteotomía con interposición de injertos óseos seguida de la colocación de un implante, es un medio aceptable para rehabilitar en un 95% a pacientes total o parcialmente desdentados.

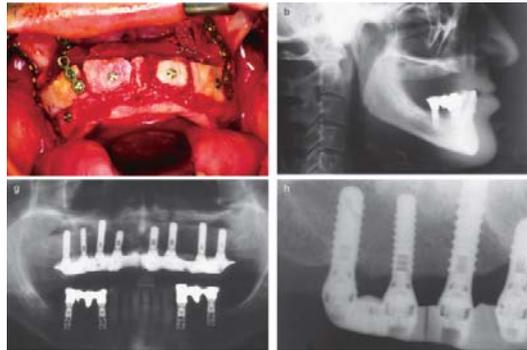


Figura 1.12 Colocación de implantes osteointegrados [1.5].

Yuchun Sun (China, 2009), describe un método para la fabricación de prótesis parciales removibles completas con la ayuda de la tecnología CAD y RP. Estos programas escanean la sección en 3D, obteniendo de esta manera los datos de superficie, de los dientes artificiales y modelos desdentados. En este tipo de programas es posible dar de alta parámetros, tales como una encía artificial estética y la base para la colocación de la prótesis. Este tipo de tecnología facilitara la correcta elaboración de prótesis para cada caso y tipo de paciente.

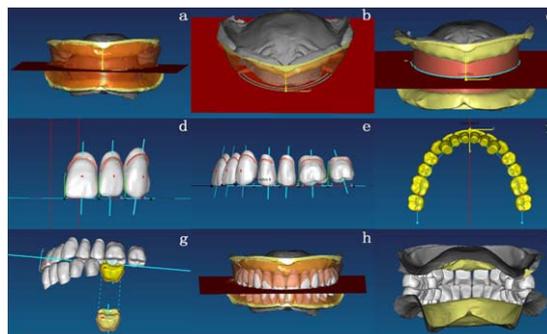


Figura 1.13 Fabricación de prótesis con tecnología CAD y RP [1.6].

Hidalgo-López (Perú, 2009), determina que la elección de un tipo de oclusión en la elaboración de prótesis dentales, en un paso sumamente importante en el tratamiento de un paciente con problemas dentales. La oclusión determina la capacidad masticatoria del paciente, la comodidad y la preservación del hueso alveolar. Para la correcta elaboración de una prótesis total de deben tomar en cuenta factores tales como: un procedimiento lógico y estudiado, la restauración de la habilidad masticatoria, estética, preservación de los tejidos de soporte del diente y materiales dentales. Se llegó a la conclusión de que no existe un tipo de oclusión universal, si no que es particular para cada paciente.



Katherine Chiu-Man Leung (Hong Kong, 2009), describe, que hoy en día los pacientes con problemas dentales severos tienen una tendencia a perder los dientes posteriores. Para este tipo de casos es recomendable diseñar las prótesis parciales removibles. Para que la aceptación de la prótesis en la cavidad bucal sea exitosa, se recomienda que los pacientes sean preparados física y psicológicamente. La rehabilitación oral exitosa, se basa en un tratamiento cuidadoso, en una buena planificación y en los conocimientos y habilidades para la elaboración de prótesis dentales.

Tatiana Rodríguez Azuara (México, 2009), abordó la biomecánica para la construcción de una prótesis parcial removible, en base a los fundamentos físicos y el comportamiento mecánico tanto anatómico como estructural. La clave fundamental de este trabajo es el estudio de las fuerzas, porque a través de ellas se ejecutan los distintos movimientos y diversas acciones que implican un comportamiento en el sistema dental y de las aparatologías protésicas insertadas en el. Las fuerzas originadas en las prótesis removibles pueden ser distribuidas ampliamente, dirigidas y minimizadas por la selección, diseño y la ubicación de los componentes de la prótesis y por la obtención de una oclusión armoniosa. Por lo tanto, la autora concluye que para la correcta elaboración de un prótesis se deben tomar en cuenta factores tales como: las estabilidad de la arcada dentaria, la organización de la función entre arcos (controlar el contacto entre ellos), la reorganización y estabilización de la arcada, con el fin de evitar y contrarrestar cargas oclusales y evitar así cualquier tipo de movimiento, alteración en el tejido periodontal y una desarmonía oclusal.

Mariana Martínez García (México, 2009), describe que en el área de la odontología, el tratamiento para la rehabilitación bucal no solo depende de las prótesis, sino también de implantes, que se usan para corregir defectos causados por accidentes, fines estéticos y por problemas bucales. En la actualidad los implantes producidos se confeccionan principalmente utilizando como material al titanio y sus aleaciones. Los implantes tienen diferentes tratamientos de superficie y se presentan con distintas formas, longitudes, calibres y conformaciones; la morfología de la superficie, la composición química y la rugosidad superficial, está relacionada con el éxito del proceso de fijación ósea. Una de las observaciones a notar es que para obtener una mejor estabilidad mecánica entre el hueso y el implante, es el área de contacto que queda durante la instalación. Concluyo que los implantes dentales proporcionan buenos resultados a los pacientes, siempre y cuando se tenga un buen resultado clínico en el hueso que ha sido preparado correcta y quirúrgicamente (Fig. 1.14).



Figura 1.14 Tipos de implantes, [1.10].



Gloria González Schiele (2009), explica qué, en términos generales, una prótesis es un elemento artificial destinado a restaurar la anatomía de una o varias piezas dentarias, restaurando también la relación entre los maxilares, a la vez que devuelve la dimensión vertical, y repone tanto la dentición natural, como las estructuras periodontales. Las lesiones por prótesis dentales pueden ser de dos tipos: agudas o crónicas. Este tipo de lesiones se tratan retirando las prótesis durante períodos prolongados y en ocasiones es necesaria la intervención quirúrgica antes de aplicar una nueva prótesis. Como conclusión de las lesiones producidas por prótesis dentales, destacan: 1) Las lesiones por prótesis tienen mayor prevalencia entre la población adulta (principalmente mujeres); 2) En cuanto al diagnóstico clínico, la presencia de distintos microorganismos tanto en las prótesis como en la cavidad bucal es prevalente, habiendo una mayor incidencia de enfermedad por falta de higiene, pH salivar ácido y llevar continuamente puesta la prótesis; 3) En lo referente al diagnóstico anatomopatológico tienen una mayor prevalencia las estomatitis protésicas (microorganismos en la cavidad bucal); 4) El tratamiento dependerá, en cada caso, de la situación del paciente; 5) La evolución es mayoritariamente positiva por lo que el grado de recuperación es elevado.

José Fernando Barreto (Colombia, 2008), establece en su artículo, las condiciones mínimas necesarias que se deben tomar en cuenta para diseñar las prótesis dentales parciales removibles. Se deben considerar las articulaciones temporomandibulares cuando el caso es unilateral o bilateral. El sistema estomatognático cumple con 32 funciones, dentro de las cuales, las ligadas con la masticación, la digestión oral y la fonoarticulación cambian rotundamente si hay carencia de los dientes posteriores. Por ello formular y confeccionar las prótesis dentales removibles no es algo tan simple. Entre las condiciones requeridas se encuentran el llevar a cabo historias clínicas y reporte de enfermedades periodontales.

Nancy Cabrera Berger (México, 2008), establece que el mini-implante ortodóncico es una de las herramientas más versátiles hoy en día, ya que procedimiento de colocación es muy sencillo. Puede ser atornillado directamente sobre la encía y en algunos otros casos solo se requiere de un pequeño corte para hacer una ventana ósea y colocarlo directamente sobre el hueso. Este tipo de procedimiento no requiere tiempo de osteointegración, como el implante convencional, la irritación a los tejidos es mínima y después de su colocación solo es necesaria una buena higiene dental, así como un correcto control clínico. Este tipo de implante es de bajo costo y el tiempo de tratamiento es reducido, además de que se genera un anclaje absoluto y seguro (Fig. 1.15).



Figura 1.15 Mini-implante insertado en encía, [1.13].



Andree Piwowarczyk (Alemania, 2007), presenta un estudio retrospectivo de la evaluación y pronóstico de los dientes pilares, para la colocación de prótesis dentales removibles. Con el fin de identificar las variables que influyen en el pronóstico, tales como la movilidad dental, la pérdida ósea y radiológica, entre otras. Para tal efecto se hizo un tratamiento con 97 pacientes (con prótesis dentales), en la Universidad de Frankfurt, en un periodo de 4 años. La evaluación sistemática consistía en la revisión de las historias clínicas y exámenes periódicos. Este trabajo concluyó finalmente, en que los dientes pilares no sufren efectos significativos en las variables de movilidad del diente y pérdida radiológica, por lo que las prótesis parciales removibles obtuvieron un pronóstico clínico favorable.

Rosangela Seiko Seó (Brasil, 2007), llevo a cabo una investigación, en donde determinó que la fractura de las prótesis dentales es muy frecuente en la práctica clínica, resultando a su vez en grandes molestias tanto al paciente como dificultad para el dentista. Es por ello que en este artículo se revisa la literatura disponible con respecto a los factores y fuerzas más importantes que puedan influir en las reparaciones de las prótesis dentales. Las reparaciones deben ser satisfactorias, rentables, sencillas y rápidas. Es importante mencionar que hasta la fecha se tienen pocos estudios que simulen las condiciones clínicas, la construcción de especímenes, envejecimiento y cargas cíclicas (transversales, corte y torsión), en la reparación de dichas prótesis. Por lo que se puede concluir, que en base a la literatura existente el material con más éxito en la reparación de prótesis dentales es el (metil) metacrilato.

Phuong D. Doan (Nueva York, 2007), describe la secuencia del tratamiento que se debe seguir para un paciente con problemas severos en la dentición. La etapa completa de rehabilitación en este tipo de pacientes, suele convertirse en un reto, debido a que la mayoría de ellos presenta pérdida en la dimensión vertical de la oclusión, pérdida de la estructura dental, desgaste irregular de los dientes, además de malos hábitos. Es por ello que, a través del tratamiento de secuencia y reporte clínico, se demostró que de acuerdo con una matriz de diagnóstico acertada y utilizando un material termo-formado se obtiene un tratamiento acertado.

Junro Yamashita (Texas, 2006), realizó una serie de estudios, a la mandíbula posterior con prótesis parcial fija de un cadáver humano, porque se pensaba que un tratamiento protésico convencional atraía problemas en la dirección y magnitud de las fuerzas oclusales y por lo tanto en el medio ambiente Biomecánico de la mandíbula. Para comprobar dicha hipótesis se implantaron los dientes faltantes y se les colocaron cargas de hasta 250 N. Se realizaron las mediciones de los esfuerzos generados antes y después de la prueba, para evaluar las diferencias. Como conclusión de este estudio se tiene que, la prótesis parcial fija no altera el patrón de deformación global en la mandíbula durante la aplicación de cargas.

Anthony E. Prombonas (Grecia, 2006), realizó un estudio piloto para determinar el campo de esfuerzos que se genera en una dentadura completa bajo la acción de diferentes cargas, para conocer los esfuerzos máximos y las condiciones de falla en las dentaduras. Para tal efecto se fabricó una dentadura completa de resina (maxilar y mandíbula), que se sometió a cargas idénticas generadas por una boca sana. Para medir los esfuerzos de utilizaron rosetas de deformación. Los resultados de este estudio arrojaron que los esfuerzos en la mandíbula son diferentes a la maxilar, tanto cualitativamente como cuantitativamente. Por lo que se concluyó que de acuerdo a la diferencia de esfuerzos que existe en la mandíbula, las prótesis superiores tienen mayor probabilidad de fracturarse.



Daniel de Paula Eduardo (Brasil, 2006), evaluó la distribución de esfuerzos en las estructuras de apoyo de prótesis completas con base de acrílico. La metodología utilizada fue un análisis fotoelástico en cuatro diferentes condiciones, dentadura completa con base de acrílico y dentadura completa con acrílico y la base resiliente con diferentes espesores (1 mm, 2 mm y 3 mm). Al igual que la dentadura, se moldeó un cráneo humano con resina fotoelástica, con los arcos inferior y superior con el fin de simular la dentadura completa. De la misma manera, se prepararon cuatro prótesis para realizarles pruebas de carga. La distribución de la carga a lo largo de la mandíbula inferior se evaluó mediante un análisis de esfuerzos fotoelástico, el cual mostró que en la prótesis con base de acrílico convencional las cargas estaban más concentradas y se encontraban en algunas zonas, mientras que en las prótesis con base de acrílico convencional y con base resiliente las cargas estaban más uniformemente distribuidas. Los resultados y los aspectos observados sugieren que el mejor espesor para revestimientos de prótesis flexibles teniendo en cuenta la distribución de esfuerzos es de 1 mm, aunque la de 2 mm y 3 mm también son buenos para distribuir las cargas de manera más uniforme que la base de acrílico duro (Fig. 1.16).

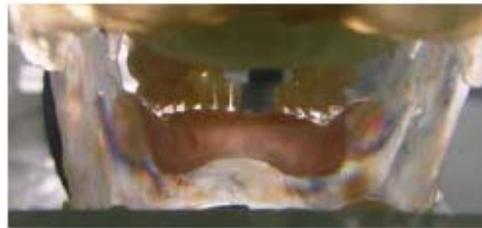


Figura 1.16 Distribución de esfuerzos en prótesis completa con base de acrílico, [1.19].

Frank J. Wiebelt (Oklahoma USA, 2005), describe que el equilibrio oclusal, es un paso importante antes de colocar cualquier prótesis removible. Las técnicas de equilibrio intraoral y extraoral, que deben ser usadas dependen del tipo de la dentadura parcial removible que se vaya a colocar en la cavidad oral.

Francisco de Sena E. (Venezuela, 1998), establece que una sobredentadura parcial removible es aquella prótesis que usa dientes naturales y raíces retenidas para soporte y retención. Además aclara que el mantener a los dientes permite conservar la discriminación direccional, la sensibilidad táctil a la carga y la diferenciación del grosor y consistencia de los alimentos, casi de la misma forma que en aquellos pacientes con dientes naturales. Al conservar el hueso alveolar también se produce menos trauma a los tejidos remanentes, aumentándose el soporte, la retención y la estabilidad protésica. Sin embargo, la caries y la enfermedad periodontal son los principales problemas que se presentan con el uso de prótesis dentales. Por lo que concluye que la conservación de los soportes y de los dientes naturales, depende en gran parte, del paciente, comprometiéndose a mantener un alto grado de higiene bucal.

Dominique Augereau (Paris, 1997), generó cuatro modelos matemáticos (cuatro dientes) tridimensionales, representando una prótesis parcial fija. El segundo molar y premolar que se utilizaron como dientes pilares. Se aplicaron diferentes tipos de apoyos y cargas de hasta 500 N. Los esfuerzos fueron analizados en cada uno de los dientes, por medio de un análisis de elementos finitos. Los resultados mostraron que los esfuerzos mayores se observan en el pilar más débil, que en la mayoría de los casos es el premolar.



A. Cicconetti, L. Pacifici, U. Romeo, M. Tallarino (Italia), describen que, la fotoelasticidad y las técnicas de análisis experimental de esfuerzos se utilizan en las diferentes etapas de la vida de un producto. La Fotoelasticidad es una técnica de visión del campo de esfuerzos de la estructura, cuando son sometidas a carga. La fotoelasticidad puede identificar, en una perspectiva, las áreas de concentraciones de esfuerzos que permiten determinar el tamaño, la dirección y la distribución de una deformación importante dentro de la muestra. Las pruebas de fotoelasticidad se utilizan sobre todo en Ingeniería Mecánica para evaluar la dispersión de las cargas dentro de las estructuras. El primer uso de la fotoelasticidad en la odontología fue en el año 1935 y se debe a Zak. Estudió los efectos de movimiento ortodóncico en los procesos alveolares. El objetivo de este estudio fue evaluar el campo de esfuerzos en las estructuras después de la inserción de implantes de diferente geometría. La segunda parte del trabajo consistió en el análisis de la distribución de esfuerzos en las mismas muestras, después de una carga dinámica (Fig. 1.17).



Figura 1.17 Análisis fotoelástico de un implante, [1.23].

La Organización Panamericana de la Salud, describe que la conservación de cada órgano dental es vital para el funcionamiento del sistema estomatognático y a pesar de que los porcentajes de edéntulos tienden a disminuir, se recurre aún con frecuencia a la prótesis dental. Es de suma importancia reponer cada órgano dental deteriorado o perdido y dar paso a la odontología conservadora. Incluso, es posible conservar las raíces tratadas con endodoncia que pueden servir para soportar prótesis fijas o removibles, preservando así la sensibilidad propioceptiva del sistema estomatognático. Al conservar dientes o raíces sanas, se controla mejor la resorción ósea de los maxilares, aunque no se evita la pérdida ósea por osteoporosis de causa sistémica. Este hecho es más prevalente en el sexo femenino. Ya que actualmente prevalece la anodoncia total en este grupo de edad, es importante hacer notar que una prótesis mal diseñada o una distribución inequitativa de cargas oclusales es la principal causa de pérdida del reborde alveolar y por ende, del ajuste de las prótesis. Sin embargo, esto puede evitarse conservando las raíces de uno o más dientes situados estratégicamente. En los pacientes donde se realizó ya cirugía exodóntica, se pueden llevar a cabo diversos procedimientos quirúrgicos para compensar la pérdida ósea, o por lo menos reajustar las prótesis periódicamente, mediante rebasados para corregir el asiento de las mismas. Pero también es importante corregir y ajustar la oclusión dentaria para mantener en óptimas condiciones la función masticatoria. Conocidos son los trastornos digestivos en el adulto mayor y la importancia de una eficiente función masticatoria para el aparato digestivo bajo. Es necesario remarcar el valor de la masticación en la nutrición, especialmente para una amplia selección de alimentos, saborearlos mejor y disfrutar de este acto. Es necesario, recordar además, la relación entre función masticatoria normal y mejor circulación cerebral, otro hecho más que vincula la salud bucal con la global. Otro aspecto a destacar en los usuarios de prótesis removibles, es la candidiasis oral frecuente por la mala higiene bucal y protética por el uso permanente, por la disminución de saliva y el hecho de ser la candidiasis una infección oportunista.



Mariano Flores Rubio (Perú), describe que el área de la odontología se encuentra en una etapa de constante desarrollo. Como por ejemplo, hace referencia que hace algunos años la odontología adhesiva revolucionó totalmente la operatoria dental, esto es, que en lugar de tener la obligatoriedad de crear retenciones mecánicas a base de cavidades en las piezas dentarias, teniendo que amputar gran parte del tejido sano, ahora se remueve solamente la parte enferma conservando al máximo el tejido dentario sano, por medio de microretenciones, tanto en el esmalte, como en la dentina. En el ámbito de las prótesis dentales, la unión de las resinas con el metal, era por medio de retenciones mecánicas, pero la gran dificultad era que en las zonas cervical e incisal, donde es muy difícil poner retenciones mecánicas sin que se trasluzcan; se dejaba ver un área muy susceptible a la infiltración que a corto o mediano plazo se contaminaban, pudiéndose observar zonas oscuras visibles directamente. Hasta esta época, el único material para prótesis dental que tiene unión química entre el metal y el material estético es la metalocerámica.

Jack E. Lemons (España), establece que a lo largo de los últimos 30 años, las restauraciones sobre implantes han ido mejorando, debido al control que se forma entre los biomateriales y los tejidos del diente. Al mismo tiempo menciona que han evolucionado disciplinas importantes, tales como la biomecánica y los biomateriales. En los años 60 los dentistas determinaban el tamaño y la forma de los implantes dentales con los materiales utilizados en la industria. Hoy en día, los implantes se diseñan con programas informáticos tridimensionales, los materiales son biocompatibles y se han publicado además múltiples investigaciones clínicas contrastadas y realizadas con protocolos prospectivos. Además, menciona que esta evolución es sin duda ha contribuido de forma sustancial a la fiabilidad de los implantes con los que se dispone en la actualidad y que los conceptos básicos ya pueden correlacionarse con los resultados clínicos.

1.4 PREPARACIÓN DE CAVIDADES

La preparación de cavidades se define como la alteración mecánica de un diente defectuoso, lesionado o enfermo para que pueda aplicarse sobre el mismo un material de restauración que permita restablecer el estado de salud (integridad estructural) en dicho diente, incluyendo correcciones estéticas cuando sean necesarias, así como una forma y una función cuasinormales.

Los dientes pueden necesitar tratamiento restaurador por diferentes razones. En primer lugar se puede citar la necesidad de reparar un diente que ha resultado destruido por una lesión cariosa. Otra causa frecuente es la de sustituir o reparar restauraciones con defectos importantes, como contactos proximales inadecuados, excesos gingivales, márgenes con riesgo de caries y aspecto estético inadecuado. Las restauraciones también están indicadas para restablecer la forma y la función de los dientes fracturados, que han perdido poca o mucha estructura dental o que presentan una fractura incompleta, lo que compromete la función dental y, puede producir dolor o sensibilidad.

Dado que la caries es una enfermedad infecciosa, la supresión de la misma durante la restauración de un diente reduce el número de microorganismos implicados en dicho trastorno y, por consiguiente, permite limitar su diseminación potencial. Por lo tanto el tratamiento restaurador va dirigido fundamentalmente y en primera instancia a reparar los daños causados por la caries y por sí solo no libera al paciente de los factores causantes inicialmente de la enfermedad. Para conseguir un programa preventivo eficaz que reduzca los riesgos que exponen al paciente de futuras lesiones cariosas o alteraciones periodontales, se deben valorar en profundidad:



1. El tipo y número de microorganismos involucrados;
2. Las posibilidades, la eficacia y la motivación del paciente para los cuidados domiciliarios;
3. Las necesidades de tratamiento antimicrobiano,
4. Los factores nutricionales.

1.4.1 OBJETIVOS DE LA PREPARACION DE CAVIDADES

Los objetivos de la preparación de cavidades son:

1. Eliminar todos los defectos y dar la protección necesaria a la pulpa.
2. Situar los márgenes de la restauración en la posición más conservadora posible.
3. Formar la cavidad de tal modo que las fuerzas masticatorias sobre el diente, la restauración o ambos no produzcan fracturas no desplacen la restauración.
4. Permitir la aplicación estética y funcional de un material de restauración.

En el esquema siguiente (Fig. 1.18) se puede observar el amplio panorama de la preparación de cavidades y lo que comprende.

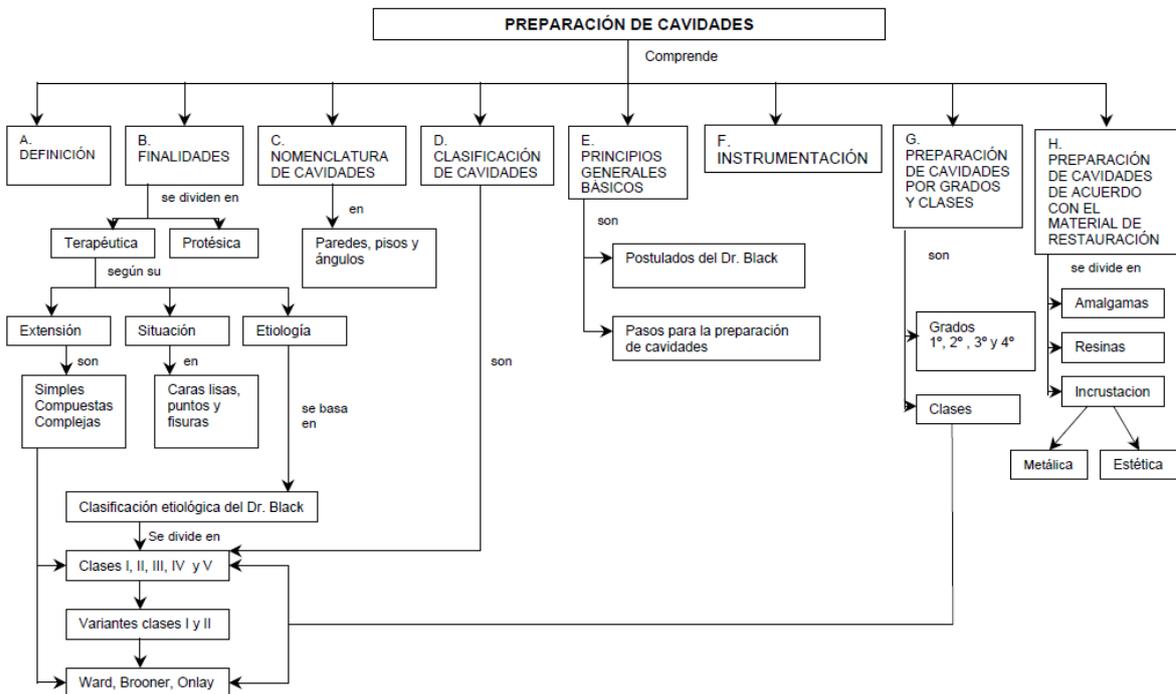


Figura 1.18 Preparación de cavidades [1.27].



1.5 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

En base a estadísticas de la OMS y estudios clínicos en pacientes, se ha determinado que existe un gran número de personas con problemas y enfermedades dentales (ya que se estima que una elevada proporción de individuos la padecen, o la han padecido, en algún momento de su vida [1.28]), de modo tal que se ha convertido en la principal causa de morbilidad y mortalidad dentaria en la población mundial humana. Esta problemática se genera por aspectos tales como: el consumo de alimentos blandos, azúcares procesados, deficiente higiene bucal, la falta de servicios de salud, entre otros. De ellos, la pérdida dental, es provocada principalmente por las enfermedades dentales, tales como: la caries, gingivitis y periodontitis, maloclusión, de acuerdo a la OMS. En función de esta problemática y de acuerdo a ciertas investigaciones, se pudo determinar que el primer molar permanente es la pieza dentaria más castigada por la estructura dental, ya que desarrolla la función de mayor trabajo de masticación y trituración por su amplia superficie oclusal. Adicionalmente, es susceptible a caries por su anatomía, morfología y acumulación de placa bacteriana, por lo que se pierde con mayor frecuencia, aunado a que su pérdida deja secuelas graves y no tiene predecesor.

Por ello, mediante una evaluación biomecánica, se determinarán las principales zonas en donde el efecto de las cargas y la influencia de los esfuerzos contribuyan o afecten la geometría particular del diente (sano o con algún tipo de reparación). Para abordar el caso, se realizará un modelo bioregenerado en base a tomografías tridimensionales y se adecuará a un modelo paramétrico que permita ser evaluado numéricamente mediante elementos finitos, en particular haciendo uso del programa Ansys R.11. Se consideraran cargas combinadas y aquellas propias de oclusión en la distribución y magnitud del campo tensional sobre el primer molar. Se pretende obtener con este análisis la determinación del comportamiento de la estructura molar ante la carga de oclusión más crítica y el punto de afección más grave sobre el diente.

1.6 SUMARIO

En este capítulo se describieron los antecedentes y estudios biomecánicos de las estructuras dentales, así como la preparación y objetivos principales en cuanto a la preparación y restauración de cavidades dentales. Ya que es de vital importancia el saber cómo y porqué es que el primer molar permanente se daña con gran facilidad trayendo consigo grandes dificultades en la función masticatoria y en la estructura dental general. Es por ello que en el siguiente capítulo se explican los aspectos generales de la anatomía, morfología y estructura dental, para conocer a fondo la estructura general de un diente.



1.7 REFERENCIAS

- [1.1] Wolfgang Drucke. *Bases de la Prótesis Dental Total*. Ediciones Doyma. Edición Española (1991).
- [1.2] Hoffmann-Axthelm Walter. *History of Dentistry*. Editorial: Quintessence Books, Chicago (1981).
- [1.3] H. L. Huang. *Biomechanical Simulation of Various Surface Roughnesses and Geometric Designs on an Immediately Loaded Dental Implant*. Computers in Biology and Medicine. Elsevier (2010).
- [1.4] Castañeda Deroncelé M. *Modificación de conocimientos sobre cuidado y mantenimiento de la prótesis total en el adulto mayor*. Recuperado de (<http://www.odontologia-online.com/versubcategoria/Protesis.html>). [Consulta: 27 abril 2010].
- [1.5] Chiapasco M.. *Osteotomy whit interpositional bone grafts and delayed oral implants for the rehabilitation of extremely atrophied maxillae: a 1-9 year clinical follow-up study on humans*. Recuperado de (<http://www.odontologiaonline.com/versubcategoria/Protesis.html>). [Consulta: 27 abril 2010].
- [1.6] Sun Y. *Study on CAD and RP for Removable Complete Denture*. *Computers Methods and Programs in Biomedicine*. Elsevier (2009).
- [1.7] Hidalgo-López I. *Oclusión en Prótesis Total*. Revista Estomatol Herediana. Artículo de Revisión (2009).
- [1.8] Chiu-Man Leung K.. *Oral Rehabilitation with Removable Partial Dentures in Advanced Tooth Loss Situations*. Dental Practice, Hong Kong (2009).
- [1.9] Rodríguez Azuara Tatiana. *Biomecánica de la Prótesis Parcial Removible*. UNAM (tesis de Licenciatura), (2009).
- [1.10] Martínez García Mariana. *Características de la Superficie del Implante Dental*. UNAM (tesis de Licenciatura), (2009).
- [1.11] González Schiele Gloria. *Lesiones por Prótesis Dentales; 4 últimos años*. Asignatura de Anatomía Patológica General y Bucal, Urjc-Curso académico, (2008-2009).
- [1.12] Barreto J. F. *La Dimensión Vertical Restaurada en la Prótesis Dental Parcial Removible*. Colombia Médica. Vol. 39 N° 1 Supl 1, (Enero-Marzo 2008).
- [1.13] Cabrera Berger Nancy. *El Uso de Mini-implantes Ortodónticos como Anclaje y sus Perspectivas Futuras*. (Tesis de Licenciatura) (2008).



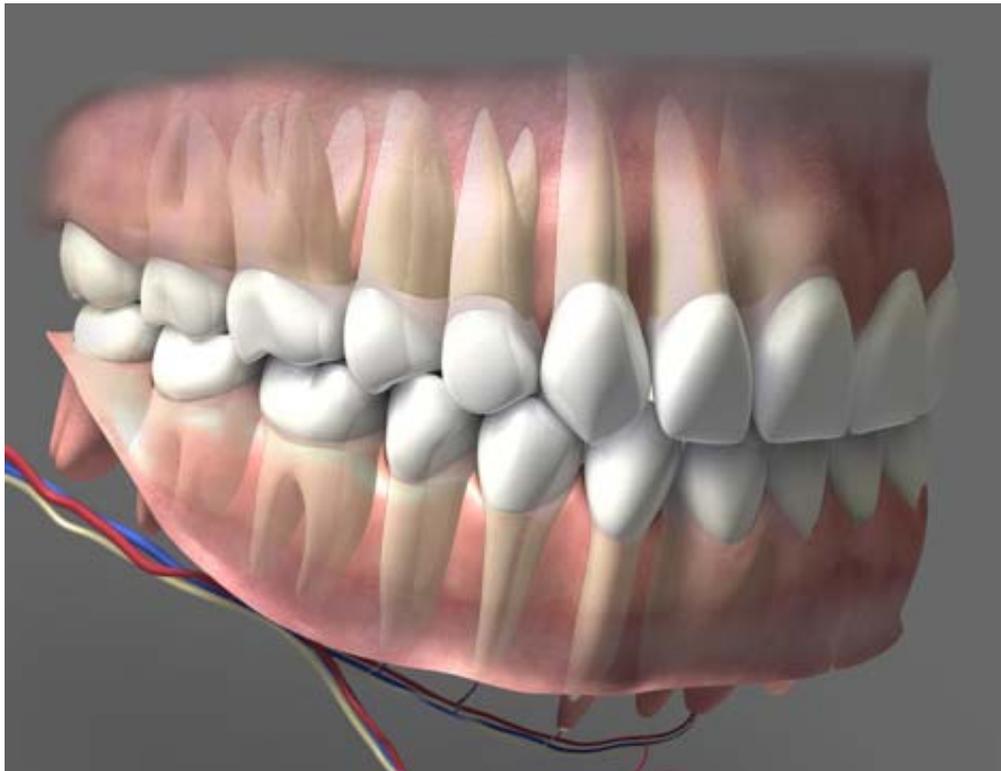
- [1.14] Piwowarczyk A., Buchler A., Ottl P.. *Prognosis for Abutment Teeth of Removable Dentures: A Retrospective Study*. Journal of Prosthodontics, Implants, Esthetic, and Reconstructive Dentistry. Vol 16, No.4, (Julio-Agosto 2007).
- [1.15] Seiko Seó R., Hermana Neppelenbroek K.. *Factors Affecting the Strength of Denture Repairs*. Journal of Prosthodontics, Implants, Esthetic, and Reconstructive Dentistry. Vol 16, No.4, (Julio-Agosto 2007).
- [1.16] Doan P.. *The Use of a Diagnostic Matrix in the Management of the Severly Worn Dentition*. Journal of Prosthodontics, Implants, Esthetic, and Reconstructive Dentistry. Vol 16, No.4, (Julio-Agosto 2007).
- [1.17] Yamashita J.. *Biomechanical Effects of Fixed Partial Denture Therapy on Strain Patterns of the Mandible*. The Journal of Prosthetic Dentistry. Vol 95, ISSUE 1, Mosby ISSN 0022-3913, (January 2006).
- [1.18] Prombonas A. E.. *Comparison of the Midline Stress Fields in Maxillary and Mandibular Complete Dentures: A Pilot Study*. The Journal of Prosthetic Dentistry. Vol 95, ISSUE 1, mosby ISSN 0022-3913, (January 2006).
- [1.19] Daniel de Paula Eduardo. Análisis Fotoelástico de Estructuras de Soporte de Prótesis Totales con Base Acrílica Resilente. Sao Paulo, Tesis de Maestría (2006).
- [1.20] Wiebelt F. J.. *Fabrication of Removable Partial Denture Remount Casts Prior to Delivery*. The Journal of Prosthetic Dentistry. Vol 93, ISSUE 1, Mosby ISSN 0022-3913, (April 2005).
- [1.21] De Sena E Francisco. Sobredentaduras Parciales Removibles. Artículo Número 13, (1998).
- [1.22] Augereau D., Renault Patrick. *Three-Dimensional Finite Element Analysis of the Retention of Fixed Partial Dentures*. Clin Oral Invest. Springer-Verlag 1: 141–146. (1997).
- [1.23] Cicconetti A., Pacifici L., Romeo U., Tallarino M. Análisis Fotoelástico de Diversas Tipologías de Implante. Revista Italiana Prodent.
- [1.24] Guía de Diagnóstico y Manejo. Organización Panamericana de la Salud. Oficina regional de la organización mundial de la salud.
- [1.25] Flores Rubio Mariano. Nuevas Alternativas en Prótesis Dental. Artículo Científico.
- [1.26] Lemons Jack E. Consideraciones Biomateriales y Biomecánicas de los Implantes Dentales.
- [1.27] M. Sturdevant Clifford. Operatoria Dental, Arte y Ciencia. Editorial Mosby, 3ra Ed. (2006).



[1.28] NOM-013-SSA2-1994. Norma Oficial Mexicana para la Prevención y Control de Enfermedades Bucales.



Capítulo 2



Aspectos de la Anatomía Dental



2. ASPECTOS DE LA ANATOMÍA DENTAL

2.1 ASPECTOS GENERALES

En el presente capítulo se enfoca el estudio de la dentición humana y se analizan a detalle las partes que conforman un diente, los tipos de dientes y la morfología dentaria. Debido a que los dientes humanos cumplen diversas funciones; tal y como protección de la cavidad oral, mediante la formación de una dura barrera física, y las cuales resultan esenciales en la ingestión y masticación de alimentos, y colaboran con el aparato digestivo para digerir la comida. También son imprescindibles para el habla y, en consecuencia, en los procesos de comunicación entre humanos.

2.2 CAVIDAD ORAL

La cavidad oral se encuentra situada en la porción anterior e inferior de la cabeza y comprendida en el conjunto de huesos faciales. Se localiza por debajo de las cavidades nasales y comunica al exterior por la hendidura oral (Figura 2.1).

Al hacer la inspección de la cavidad bucal se pueden observar las siguientes estructuras: labios, vestíbulo, mejillas, dientes, encías, lengua, suelo de la boca, fauces [2.1].

Toda la cavidad oral está recubierta por una membrana llamada membrana mucosa. En algunas partes de la cavidad oral, como son el paladar y las encías, es más dura y resistente, ya que son partes sometidas a un mayor uso.

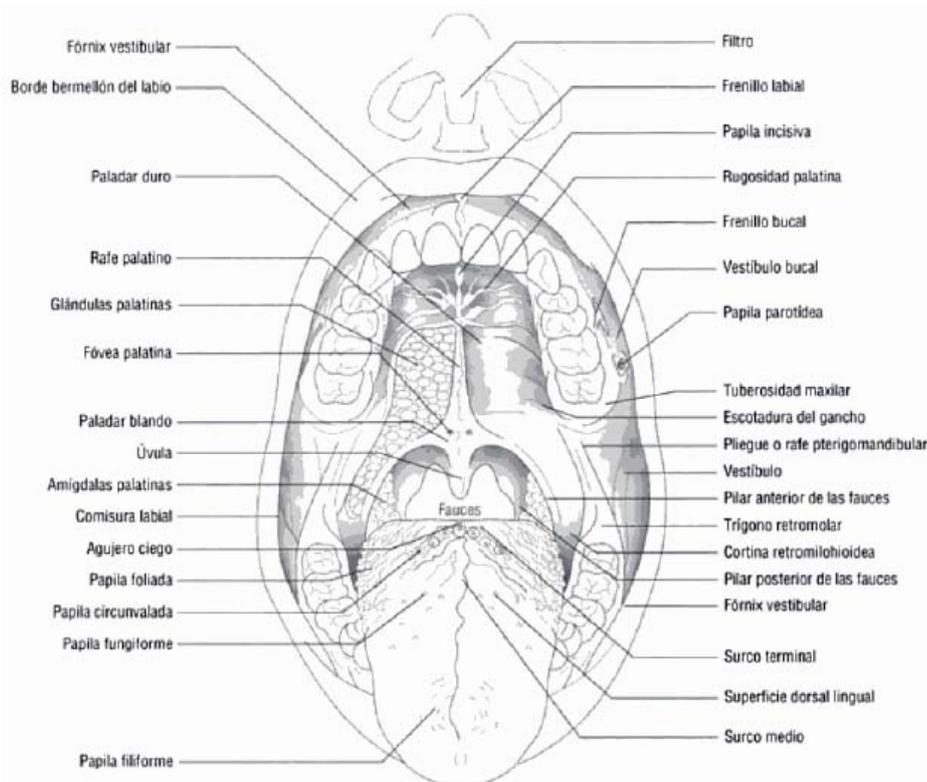


Figura 2.1 Hendidura oral [2.1].



2.3 COMPONENTES DE LA CAVIDAD ORAL

2.3.1 MANDÍBULA O MAXILAR INFERIOR

Se encuentra situada en la región inferior de la cara y está compuesta por dos porciones principales; una porción horizontal o cuerpo y otra vertical o rama ascendente. La unión entre ambas porciones constituye el ángulo de la mandíbula (figura 2.2).

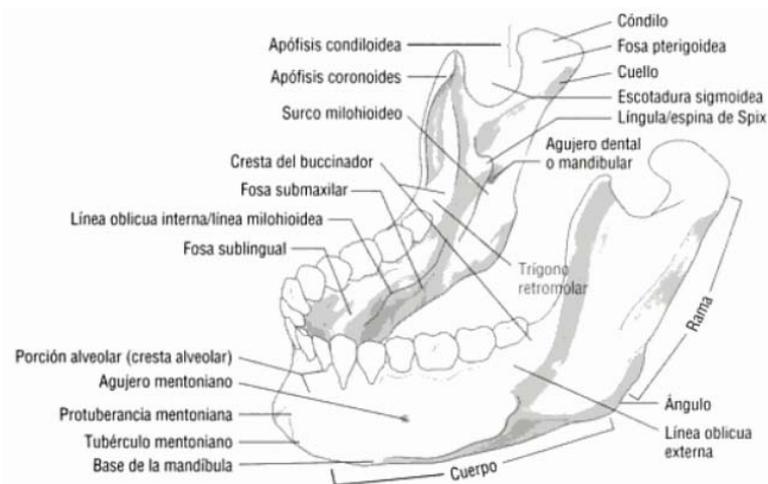


Figura 2.2 Mandíbula [2.1]

En la porción horizontal o cuerpo se hallan las siguientes estructuras de interés [2.1]:

- **Protuberancia mentoniana:** prominencia situada ventral e inferiormente en el cuerpo mandibular.
- **Apófisis alveolar:** es la superficie superior del cuerpo que rodea y sostiene los dientes.
- **Orificio mentoniano:** se encuentra en la cara externa del cuerpo, a la altura de los premolares inferiores; es el orificio de desembocadura del conducto dentario. Por este orificio salen los vasos y nervios Mentonianos que irrigan e inervan, respectivamente, los tejidos de la región del mentón.
- **Línea oblicua externa:** elevación de la superficie externa del cuerpo que se dirige dorsalmente hacia la rama ascendente.
- **Línea oblicua interna o línea milohioidea:** elevación de la superficie interna del cuerpo que sigue la misma dirección que la línea oblicua externa. Por encima y por debajo de esta línea hay dos superficies cóncavas: la fosa sublingual y la fosa submandibular, respectivamente.
- **Trígono retromolar:** zona por detrás del último molar inferior y ventral al borde anterior de la rama.
- **Apófisis genianas o espinas mentonianas:** proyecciones que se encuentran en la parte más anterior de la mandíbula, cerca del borde inferior, en la superficie interna. Por debajo de los tubérculos genianos existe una pequeña concavidad llamada fosita digástrica.



En la porción vertical o rama ascendente se encuentran [2.1]:

- **Apófisis condilar o cóndilo:** se encuentra en el extremo superior de la rama ascendente; tiene dos porciones: la cabeza y el cuello; el cóndilo constituye la parte mandibular de la articulación temporomandibular.
- **Apófisis coronoides:** se sitúa ventralmente al cóndilo y sirve de inserción a musculatura craneal.
- **Agujero mandibular o dental:** es un orificio en la superficie interna de la rama ascendente. Se continúa por dentro de la mandíbula con un conducto dental que desemboca en el orificio mentoniano. Por delante del agujero mandibular hay una prominencia llamada apófisis de Spix/língula.

2.3.2 MAXILAR SUPERIOR

Contribuye a la formación de la parte superior de la cara, nariz, órbitas y paladar; está formado por un cuerpo y sus cuatro prolongaciones o apófisis, las cuales son (figura 2.3), [2.1]:

- **Frontal:** se articula con el hueso frontal.
- **Piramidal o malar:** se articula con el hueso palatino. La línea que une la apófisis palatina de un lado con la del otro se llama porción maxilar de la sutura palatina media.
- **Alveolar:** constituye la parte más caudal; rodea y sostiene los dientes.
- **Agujero infraorbitario:** se encuentra justo por debajo de la órbita y constituye la desembocadura del conducto infraorbitario; a través de este conducto, que se encuentra en el suelo de la órbita, circulan vasos y nervios.
- **Orificios alveolares:** situados en la superficie externa del hueso maxilar, superiormente al tercer molar, por él pasan vasos y nervios que irrigarán e inervarán, respectivamente, los dientes superiores.

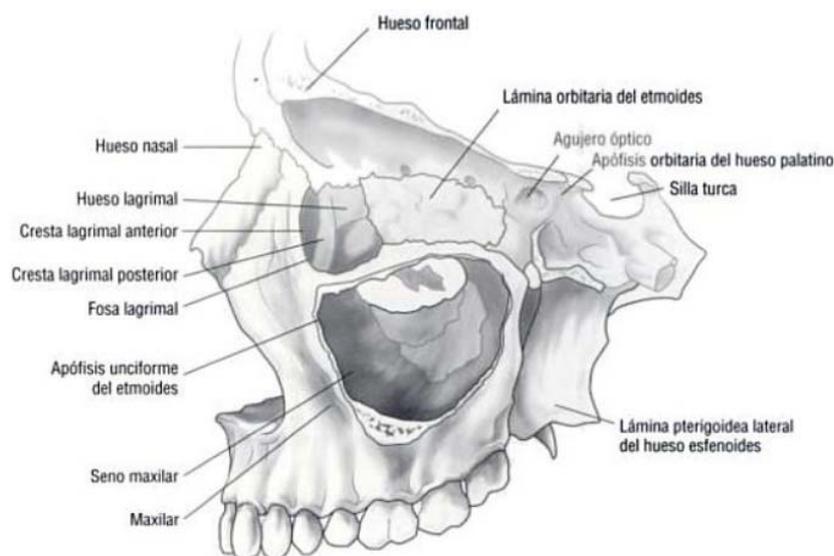


Figura 2.3 Huesos maxilar y palatino [2.1].



2.3.3 DIENTES

Los dientes son órganos duros encargados de partir, desmenuzar y triturar los alimentos durante la masticación. Proporcionan también soporte y apoyo al resto de las piezas del arco dental. Son de color blanquecinos y están implantados en los alveolos dentales.

Los dientes cumplen diversas funciones; por una parte, son esenciales para proteger la cavidad oral, ya que forman una dura barrera física, además de son imprescindibles para el habla y, en consecuencia, en los procesos de comunicación entre humanos.

Embriológicamente los dientes se originan tanto del ectodermo, como del mesodermo. Del ectodermo se originan los ameloblastos que son células productoras de esmalte y del mesodermo se originan el resto de las estructuras dentarias.

2.3.4 ESTRUCTURA DEL DIENTE

Los dientes que componen una dentadura completa tienen características diferentes en su forma, dependiendo de su función y posición en la arcada. Siempre están compuestos por dos partes, corona y raíz. La porción por fuera de la encía es llamada corona y la porción interna raíz (Figura 2.4).

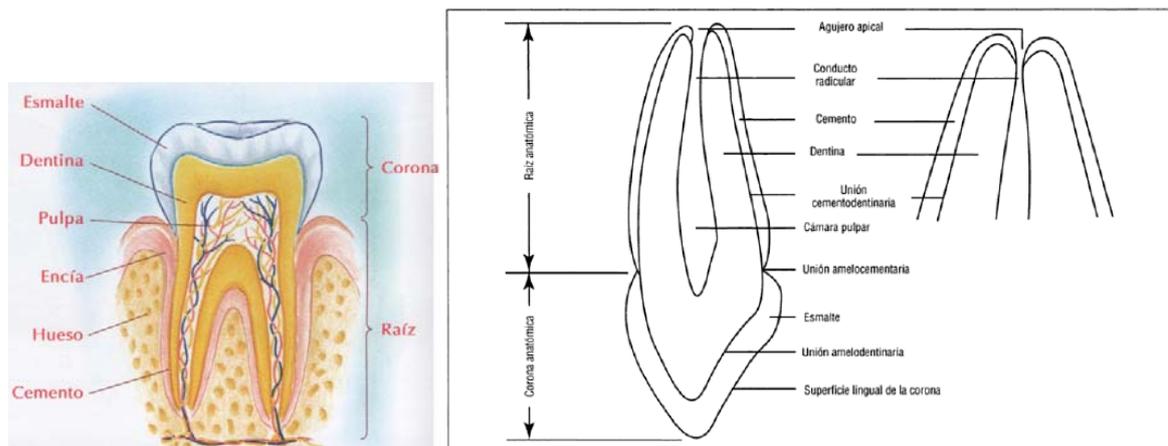


Figura 2.4 Estructura dentaria [2.2].

La corona, tiene una capa externa conocida como esmalte, es la más mineralizada y por lo tanto, la más resistente. La capa siguiente es menos mineralizada, conocida como dentina, y es menos resistente a la caries. La dentina representa la sensibilidad a los estímulos externos, como el dulce, frío o el calor. Está presente en toda la estructura del diente, esto es, está presente en la corona y en la raíz, en tanto que el esmalte recubre solo a la corona.

En la raíz, la dentina está cubierta por una capa poco mineralizada llamada cemento. Esta capa externa de la raíz está ligada al hueso a través de fibras, formando así el soporte del diente en su base.

Por último, en el centro del diente se tiene a la pulpa, compuesta por vasos sanguíneos, arterias y nervios.

2.3.5 CARAS Y DIVISIONES DE UN DIENTE

Los dientes se dividen en caras o superficies que se denominan según la dirección hacia la que se orienten. Los dientes anteriores (incisivos y caninos) están formados por cuatro caras y un borde incisal, mientras que los posteriores (premolares y molares) tienen cinco caras (Figura 2.5).

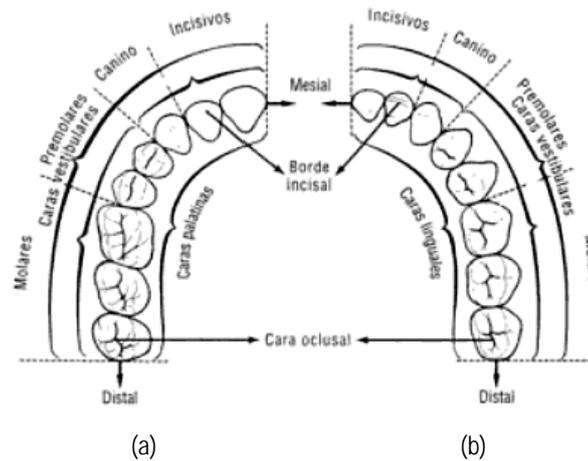


Figura 2.5 Terminología dentaria. Caras dentales representadas en vista oclusal. (a) Hemiarcada derecha del maxilar superior. (b) Hemiarcada derecha de la mandíbula [2.1].

Si la cara del diente se orienta hacia la lengua, se denomina cara lingual; en los dientes superiores también puede denominarse cara palatina por su orientación hacia el paladar. Si la cara del diente se orienta hacia la mejilla o el labio se denomina cara bucal, labial o vestibular, respectivamente. Las que se orientan hacia las caras de los dientes adyacentes en la misma arcada se denominan caras proximales. Ahora bien, en este caso, la propia morfología del diente hace que cada uno tenga dos caras proximales: la más próxima a la línea media de la arcada se denomina cara mesial, y la más alejada cara distal. En los premolares y molares se aprecia también la cara masticatoria del diente, que se denomina cara oclusal. En los dientes anteriores se aprecia el borde incisal, que representa la superficie del corte [2.1].

Para poder localizar cualquier indicación con más precisión, cada cara del diente se divide en tercios. Las caras vestibulares o linguales pueden dividirse en sentido vertical en un tercio mesial, uno distal y uno medio. En sentido horizontal, se dividen en tercio incisal u oclusal, medio y cervical o gingival. Las caras proximales se dividen en tercio vestibular, medio y lingual o palatino (Figura 2.6).

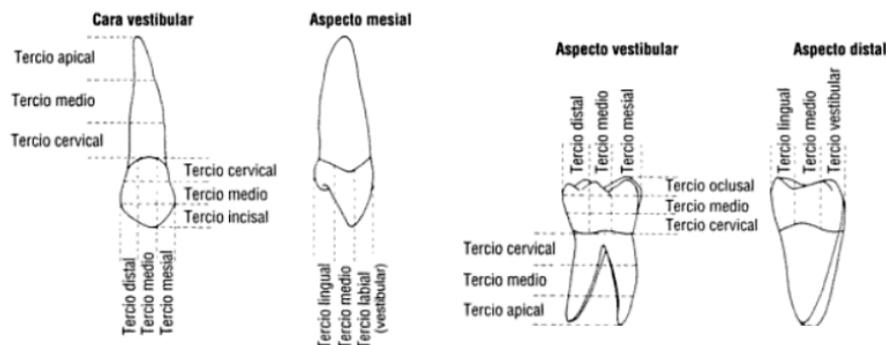


Figura 2.6 División en tercios de un diente [2.1].



2.3.6 RASGOS ANATÓMICOS

Los dientes de acuerdo a su anatomía, presentan ciertas características o rasgos anatómicos tales como [2.3]:

- **Tubérculos:** pequeñas elevaciones del esmalte en cualquier parte de la corona del diente.
- **Cúspides:** elevaciones en la zona de la corona del diente que forman una clara división de la superficie oclusal o incisal. Las cúspides están presentes en premolares, molares, y muy difuminadas en los caninos. La diferencia con un tubérculo estriba en que la cúspide constituye una zona principal y divisoria de las superficies oclusales.
- **Fosas:** depresiones o concavidades presentes en las caras oclusales o linguales de los dientes. En los dientes anteriores existe una fosa lingual entre las crestas marginales, y en posición incisiva respecto al cíngulo.
- **Crestas:** porciones elevadas de un diente que se extienden en una línea. Todas las cúspides poseen cuatro crestas: bucal, lingual, mesial y distal. Las crestas marginales son los bordes del esmalte, que forman los salientes mesial y distal de las superficies oclusales de los dientes posteriores y los de la cara lingual de los dientes anteriores.

2.3.7 UNIDAD DE INSERCIÓN

La unidad de inserción comprende el cemento, el ligamento periodontal y el hueso alveolar. El cemento es un tejido duro, semejante al hueso, que recubre las raíces de los dientes. El ligamento periodontal es el tejido que rodea las raíces de los dientes y las conecta al hueso alveolar. El hueso alveolar es el fino recubrimiento de hueso compacto que rodea los dientes. La función del aparato de inserción no es sólo de soporte, sino también nutritiva, formativa y sensitiva. La función de soporte consiste en mantener el apoyo para el diente en el hueso y prevenir su movimiento. Las funciones nutritiva y sensitiva las realizan los vasos sanguíneos y los nervios.

La función formativa consiste en sustituir el cemento, el ligamento periodontal y el hueso alveolar, y la efectúan células especializadas denominadas cementoblastos, fibroblastos y osteoblastos. Además de estas funciones, el ligamento periodontal realiza un mecanismo de suspensión que evita la abrasión entre la raíz y el hueso, y también actúa como una hamaca de tejido vivo cuyas fibras amortiguan el impacto entre el diente y el hueso bajo los efectos de presión [2.2].

- **CEMENTO**

Al igual que el hueso, el cemento crece mediante la adición de capas, una sobre otra. Las alteraciones en el funcionamiento y en la presión influyen en la actividad de crecimiento del cemento.

- **HUESO ALVEOLAR**

El tipo de hueso que reviste los alveolos en los que se mantienen las raíces de los dientes se denomina hueso alveolar propio. La cuenca en la que el diente reposa se llama alveolo. Éstos son una parte de la apófisis alveolar que rodea y soporta los dientes en el maxilar y en la mandíbula. El hueso alveolar propio es fino y compacto, con múltiples pequeñas deformaciones a través de las que pasan vasos sanguíneos, nervios y vasos linfáticos [2.3].

- **LIGAMENTO PERIODONTAL**

Las fibras del ligamento periodontal se fijan en el hueso alveolar y en el cemento; y se organizan en grupos no solo para unir el diente al hueso, sino que también evitan que resulte empujado hacia éste. Aíslan el diente del hueso, minimizando los traumatismos al ser empujados uno hacia otro.



2.3.8 DIENTES NATALES Y NEONATALES

Diente natal es aquel que está presente al nacimiento, ósea que interrumpe cuando el bebe está aún en el útero materno. Por otra parte el **diente neonatal** es aquel que interrumpe durante los primeros treinta días después del nacimiento. Cuando esto pasa, es preciso ir al odontopediatra a hacer un examen clínico y radiográfico, para saber si es un diente supernumerario o es un diente deciduo de la serie normal [2.2].

2.3.9 DIENTES DESIDUALES

Aunque la terminología correcta sea dentición decidua, es más conocida como dentición de leche. Este es el primer grupo de dientes con las funciones completas (Figura 2.7).

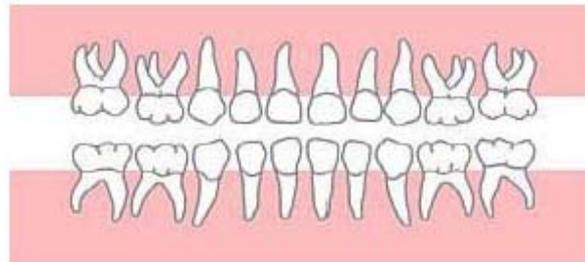


Figura 2.7 Dentadura decidua completa (20 dientes) [2.2].

Inicia alrededor de los seis meses de edad, con la erupción de los incisivos centrales inferiores posicionándose entre el labio inferior y la lengua. Con la erupción de esos primeros dientes, se inicia la maduración de funciones de los movimientos de labios, lengua y mandíbula.

Los dientes deciduos ejercen funciones importantes para la masticación, la estética y desarrollo de la formación de las arcadas dentarias del niño. Por eso, es extremadamente importante y necesario su cuidado con la higiene, evitando caries precoces y traumatismos. La dentadura decidua se completará aproximadamente entre los dos años y medio y tres años de edad, con un total de 20 dientes (Figura 2.8). Son 10 superiores para el proceso alveolar de la maxila y 10 inferiores para el arco alveolar de la mandíbula.

En esta primera dentición no existen premolares, éstos se encuentran entre los dientes permanentes (Tabla 2.1).

Tabla 2.1 Secuencia y cronología de erupción de los dientes deciduos [2.4].

Dientes	Inferiores	Superiores
Incisivos centrales	8 meses	10 meses
Incisivos laterales	13 meses	11 meses
Primeros molares	16 meses	18 meses
Caninos	20 meses	22 meses
Segundos molares	28 meses	30 meses

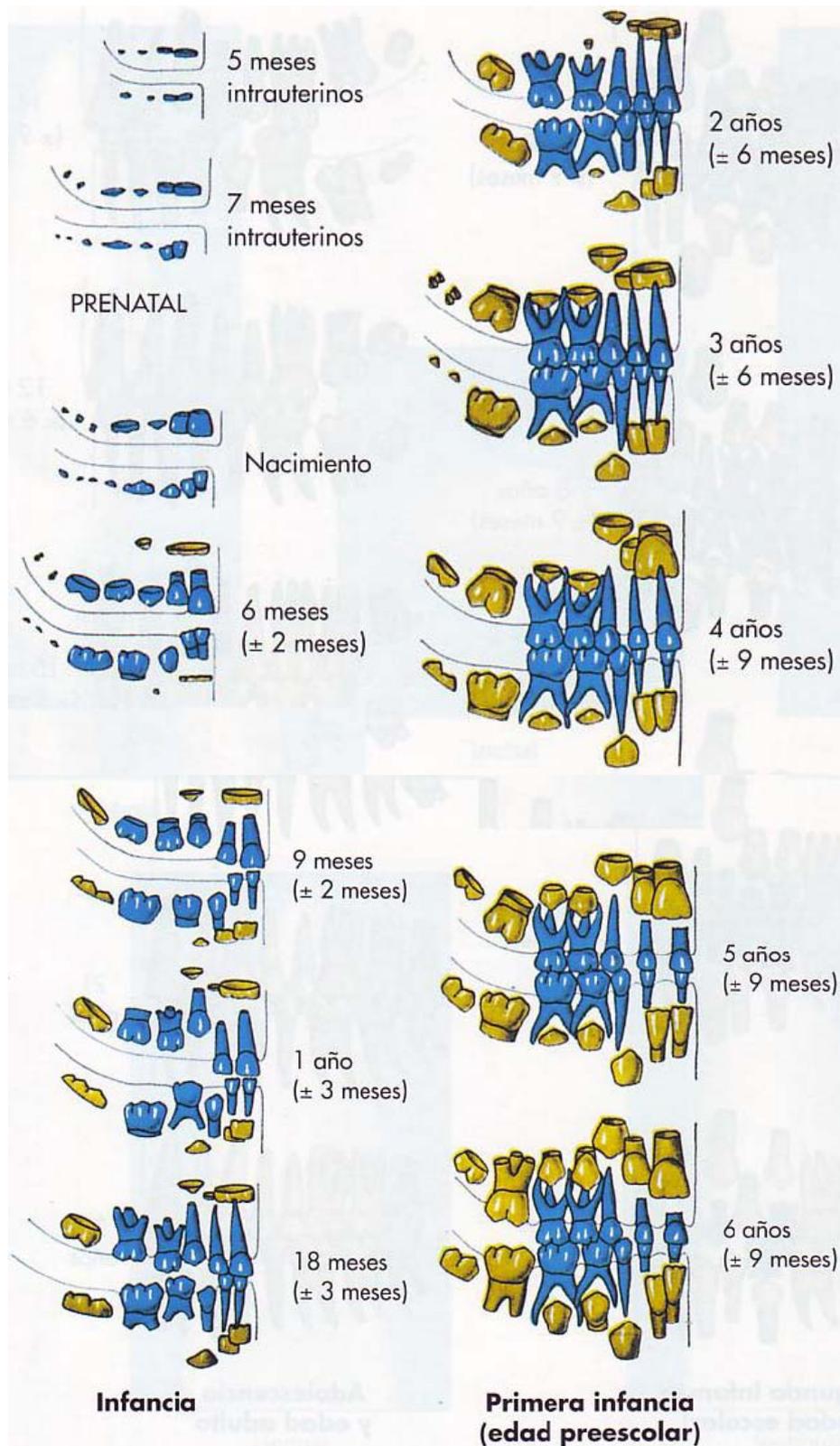


Figura 2.8 Dentición temporal. Desarrollo de la dentición humana hasta los 6 años. Los dientes temporales son los más oscuros [2.3].



2.3.10 DENTICIÓN MIXTA

Después de la formación completa de la dentadura decidua, se inicia el cambio de los dientes por sus sucesores, alrededor de los seis años de edad. Por contar con la presencia simultánea de dientes permanentes y deciduos en las arcadas, esta es llamada dentadura mixta (Figura 2.10).

En ese momento, se inicia la erupción de los primeros dientes permanentes, los primeros molares. La erupción dentaria ocurre en los lados derecho e izquierdo de la boca, por lo tanto, el proceso deberá ser simultáneo en los dos lados. El periodo de dentadura mixta se divide en tres fases [2.2]:

1. **Fase inicial:** (seis años y medio a ocho años de edad); ocurre la reabsorción de los incisivos superiores e inferiores y la erupción del primer molar permanente.
2. **Fase intermedia:** (ocho años y medio a diez años y medio de edad), no hay cambios.
3. **Fase final:** (once a trece años de edad); reabsorción de caninos y molares, estos últimos serán sustituidos por los premolares.

2.3.11 DIENTES PERMANENTES

La dentadura permanente que no será substituida y permanecerá durante toda la vida, inicia alrededor de los seis años de edad y se completa con la erupción de los segundos premolares, totalizando 28 dientes a los doce o trece años, faltando apenas el tercer molar. La época de erupción de ese diente en general ocurre entre los dieciséis y los veinte años de edad, cuando el adulto totalizará 32 dientes (Tabla 2.2). En algunos casos, este diente podrá estar ausente (Figura 2.9 y Figura 2.10).

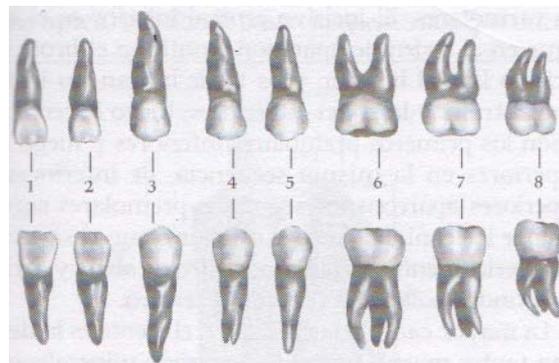


Figura 2.9 1) Incisivos mediales o centrales, 2) Incisivos laterales, 3) Caninos, 4) Primeros molares, 5) Segundos premolares, 6) Primeros molares, 7) Segundos molares, 8) Terceros molares (serótiños) [2.5].

Tabla 2.2 Secuencia y cronología de erupción de los dientes permanentes [2.4].

Dientes	Inferiores	Superiores
Incisivos centrales	6 a 7 años	7 a 8 años
Incisivos laterales	7 a 9 años	8 a 9 años
Caninos	9 a 11 años	10 a 12 años
Primeros premolares	9 a 11 años	10 a 12 años
Segundos premolares	10 a 12 años	10 a 12 años
Primeros molares	5 a 7 años	5 a 7 años
Segundos molares	11 a 12 años	12 a 13 años
Terceros molares	15 a 18 años	15 a 18 años

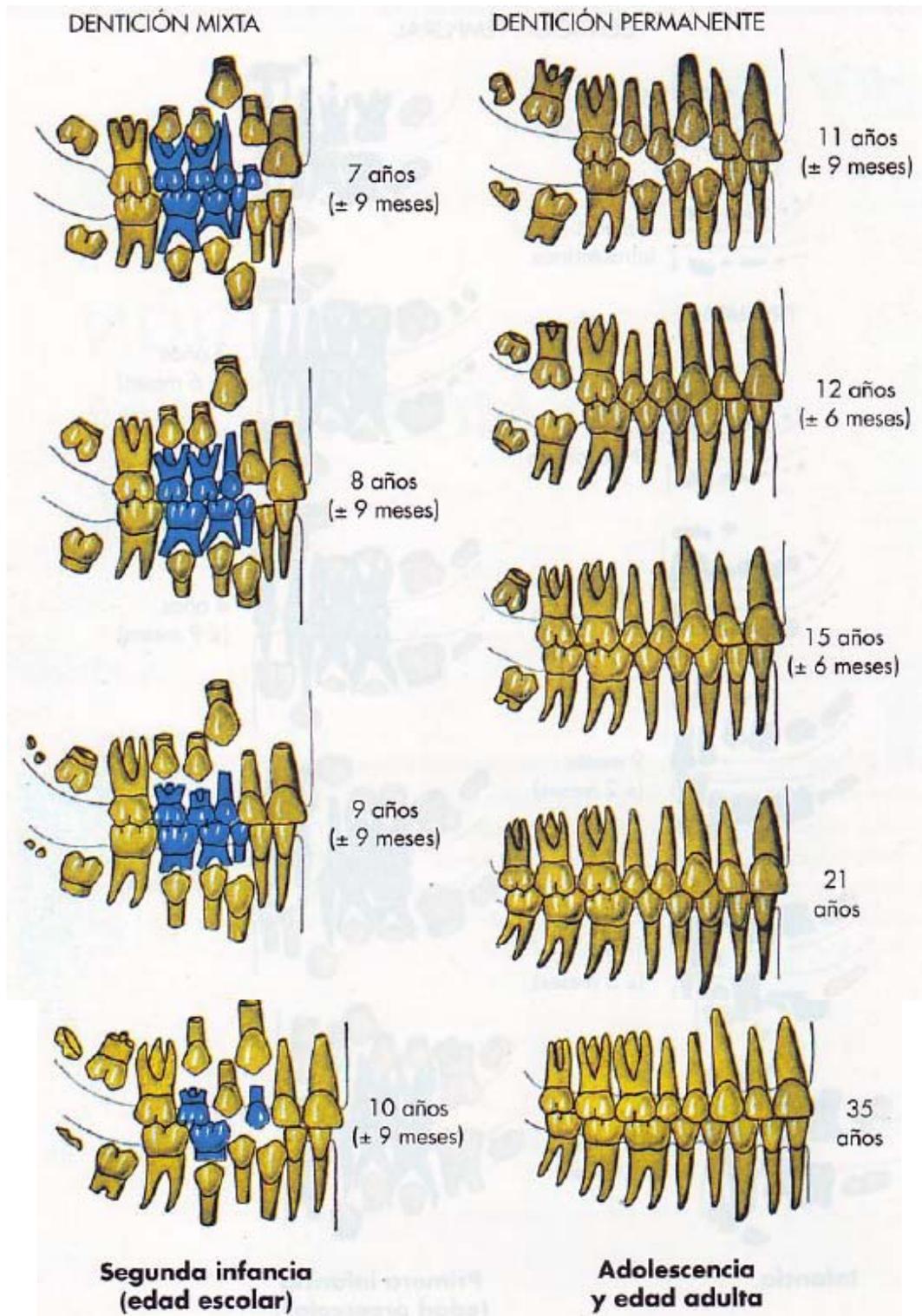


Figura 2.10 Dentición mixta y permanente. Desarrollo de la dentición humana desde los 7 años hasta la madurez. En la figura se puede observar el desplazamiento de los dientes temporales [2.3].



2.3.12 CARACTERÍSTICAS GENERALES DE LOS DIENTES

Los dientes tienen una parte libre, dentro de la cavidad oral, ésta es de color blanco brillante en los niños y blanco amarillento en los adultos, conocida con el nombre de corona del diente que está cubierta por el esmalte. Debido al arco que forma el conjunto de los dientes, las caras contactantes de los incisivos y caninos son mediales y laterales, en cambio en los premolares y molares las caras contactantes por su disposición son anteriores y posteriores.

Por lo tanto [2.5]

- **Dientes incisivos.** Están diseñados para cortar. Se dividen en mediales que son centrales y laterales, tanto en la maxila como en la mandíbula. Tienen la corona cortada en bisel con un borde afilado que justifica la función de partir los alimentos. La raíz es única, de mayor dimensión en los dientes superiores que en los dientes inferiores y de dirección vertical.
- **Dientes caninos.** Están diseñados para desgarrar los alimentos, principalmente la carne. Son los dientes de mayor tamaño en el humano. Los superiores son ligeramente más grandes que los inferiores. Estos dientes solo presentan una cúspide y una raíz.
- **Dientes premolares.** Representan una transición entre los caninos y los molares, pues contribuyen a retener el alimento y también colaboran en la trituración. Su corona tiene una cara oclusal con dos cúspides, una vestibular y otra lingual en los premolares anteriores. Los premolares inferiores tienen una sola raíz, en cambio el primer y segundo premolar superiores tiene dos raíces.
- **Dientes molares.** Son los dientes más grandes y de corona más voluminosa. Están adaptados para la trituración y la masticación, la corona es en forma cúbica, la cara masticatoria presenta de 3 a 5 cúspides separadas por una depresión cruciforme. El segundo, uno más pequeño, presenta 3 o 4 y el tercer molar, que es el más pequeño, tiene solo tres cúspides, éste es denominado diente tardío. Todos los molares superiores tienen dos raíces hacia el lado vestibular y la tercera hacia el lado lingual del diente. Los molares inferiores son más grandes que los superiores, los molares inferiores tienen 2 raíces, pero en el caso del diente serótino o tercer molar, las dos raíces tienden a unirse.

2.3.13 INCLINACIÓN Y ANGULACIÓN DE LAS RAÍCES DE LOS DIENTES

Las relaciones de los ejes de los dientes maxilares y mandibulares varían en cada grupo de dientes (incisivos, caninos, premolares y molares). El conocimiento de los ángulos relativos de las raíces tiene varias aplicaciones [2.3]:

1. Ayuda a visualizar la dirección del haz de rayos X, para obtener proyecciones correctas de las raíces de los dientes.
2. Relaciona la dirección de las fuerzas oclusales en las restauraciones a lo largo del eje largo del diente.
3. Controla las fuerzas ortodóncicas para las angulaciones correctas de los dientes.
4. Es eficaz en el empleo de plantillas para colocar los implantes dentales en la angulación correcta.

Cada diente se debe colocar en el ángulo que ofrezca mejor resistencia a las líneas de fuerza que actúan en su contra durante la función. El ángulo en el que se coloque el diente depende de la función que desempeñe; si se coloca en una situación desfavorable, se arriesga su longevidad (Figura 2.11).

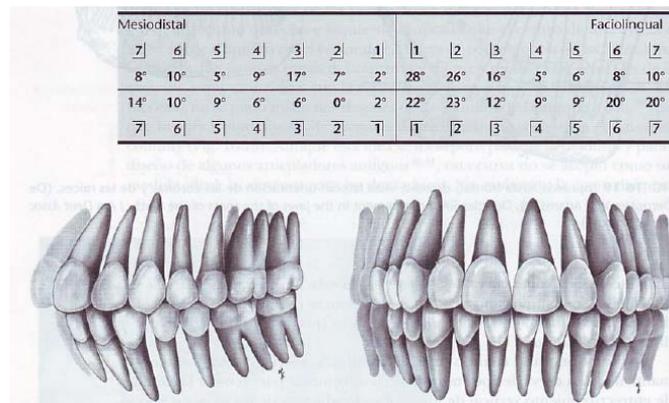


Figura 2.11 Angulación e inclinación de los dientes [2.3].

2.3.14 TEJIDOS DE SOPORTE DEL DIENTE

El diente se encuentra suspendido dentro de un alvéolo óseo (sistema de fibras colágenas). El sistema de fibras y los tejidos de protección y soporte constituyen lo que se denomina periodonto. Los dientes se implantan por sus raíces en los alveolos. Las raíces son partes salientes que penetran en los alveolos, éstos son cavidades de forma cónica y se unen por medio de tejido conectivo denso o ligamento periodontal. El hueso que rodea éste ligamento se le denomina hueso alveolar y al tejido fibroso ligamento periodontal, en la región del cuello se localiza el epitelio de unión que une el epitelio al diente a través de la adherencia epitelial. Las fibras colágenas principales del ligamento periodontal tienen varias direcciones, por una parte penetran en el cemento y por otra parte el hueso alveolar.

El periodonto consta de los tejidos que mantienen al diente. Se divide en una unidad gingival y en una unidad de inserción. La unidad gingival está compuesta a su vez por la encía (encía libre y encía adherida) y por la mucosa alveolar. Mientras que la unidad de inserción está compuesta por el cemento, hueso alveolar y el ligamento periodontal.

El periodonto es el tejido de protección y sostén del diente (Figura 2.12). Está formado por dos tejidos blandos (encía y ligamento periodontal) y dos tejidos duros (cemento y hueso alveolar). Cerca del diente, en el borde de la encía, las papilas son más bajas. La encía cubre a los procesos alveolares de la maxila de cada lado y el borde alveolar de la mandíbula, que continua con la mucosa de los labios y de las mejillas, arriba con la fibromucosa del paladar y abajo con el suelo de la boca. La parte de la encía que se insinúa entre los espacios interdentarios entre los dientes cercanos son llamados papilas gingivales o interdentarias. La encía cubre cemento-esmalte. Está oculta por la fibromucosa gingival.

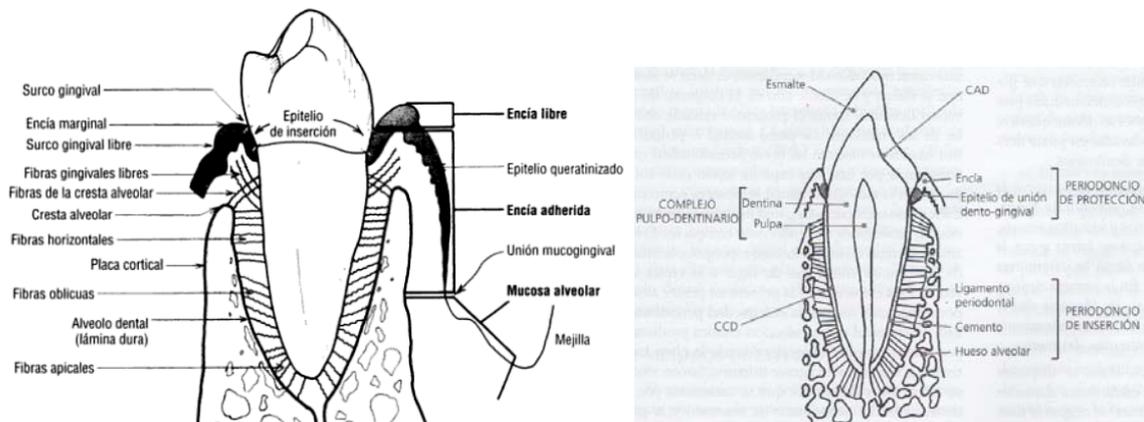


Figura 2.12 Periodonto [2.6].



2.3.15 MORFOLOGÍA Y ESTRUCTURA DENTARIA

Desde el punto de vista anatómico, cualquier elemento dentario consta de una corona y de una raíz. La unión entre ambos es el cuello dentario. Por dentro de la dentina existe un espacio de forma aproximadamente semejante a la del elemento dentario, que recibe el nombre de cavidad o cámara pulpar. Raíz es la parte del diente que se inserta en el hueso alveolar y se fija al mismo por medio del ligamento periodontal. Aunque los dientes varían considerablemente de forma y de tamaño, su estructura histológica es básicamente similar. El eje estructural de cada diente está formado por un tejido conectivo mineralizado denominado dentina debido a que proviene de la cresta neutral. La dentina rara vez queda expuesta al medio bucal, porque está cubierta en la zona coronal, por un tejido muy duro de origen ectodérmico llamado esmalte. Mientras que la dentina reticular está protegida por un tejido conectivo calcificado denominado cemento [2.2].

Las características más importantes de los tejidos dentarios son las siguientes:

A) PULPA DENTAL

La pulpa que se aloja en la cámara pulpar es la forma madura de la papila y tiene la particularidad de ser el único tejido blando del diente. Desde el punto de vista estructural la pulpa dental es un tejido conectivo, ricamente vascularizado (circulación sanguínea) e innervado (fibras nerviosas). En su periferia se ubican los odontoblastos que son células especializadas que se encargan de sintetizar los distintos tipos de dentina.

La pulpa está formada por un 75% de agua y por un 25% de materia orgánica. Esta última está constituida por células y matriz extracelular representada por fibras y sustancia fundamental. Las poblaciones celulares de la pulpa normal son [2.4], (Figura 2.13):

- Odontoblastos: son las células específicas o típicas del tejido pulpar, situadas en su periferia y adyacente a la pre dentina.
- Fibroblastos: son las células principales y más abundantes del tejido conectivo pulpar, especialmente en la corona y son las precursoras de las fibras: colágenas, reticulares y elásticas y la sustancia fundamental de la pulpa.
- Células madre de pulpa dental: constituyen la población de reserva pulpar por su capacidad de diferenciarse en nuevos odontoblastos productores de dentina o en fibroblastos productores de matriz pulpar.
- Macrófagos: los macrófagos recién llegados de la sangre, son células con gran capacidad de diferenciación, pues deben pasar por distintos estados de activación, ya que al surgir un estímulo inflamatorio, los macrófagos proliferan y se expanden. Su función consiste en digerir microorganismos, remover bacterias y eliminar células muertas.



Figura 2.13 Diferentes zonas de la pulpa [2.4].



La pulpa dental tiene asignadas un número importante de funciones: formativa, nutritiva, sensorial y defensiva. Su función inicial es la formación de dentina durante el periodo de desarrollo. El complejo sistema sensorial de la pulpa dental controla el flujo sanguíneo, y es responsable o mediador de la sensación dolorosa. La formación de dentina secundaria o de reparación significa una respuesta defensiva frente a un irritante, sea de naturaleza mecánica, química, térmica o bacteriana

B) DENTINA

La dentina, es el eje estructural del diente y constituye el tejido mineralizado que conforma el mayor volumen de la pieza dentaria. Se considera que la dentina contiene en promedio un 70% de sustancia inorgánica, un 12% de agua y un 18% de sustancia orgánica. Esta composición varía según la edad y según el área de tejido dentinario que se analiza.

El espesor de la dentina varía según la pieza dentaria: en los incisivos inferiores es mínimo (de 1 a 1.5 mm), mientras que en caninos y molares es de 3 mm aproximadamente. En cada diente en particular, el espesor es mayor en los bordes incisales y menor en la raíz, el espesor es mayor en dientes viejos que en los elementos jóvenes (Figura 2.14).

Las propiedades físicas de la dentina son [2.4]:

- A) **Color:** Presenta un color blanco amarillento, pero puede variar de un individuo a otro, y también a lo largo de la vida. El color del diente lo otorga generalmente, la dentina y esto puede depender de: el grado de mineralización, la vitalidad pulpar, la edad y los pigmentos.
- B) **Traslucidez:** Es menos translúcida que el esmalte, debido a su menor grado de mineralización, pero en las regiones apicales, donde el espesor de la dentina es mínimo, puede verse por transparencia el conducto radicular.
- C) **Dureza:** Está determinada por su grado de mineralización. Es mucho menor que la del esmalte, y algo mayor que la del hueso y el cemento. En dientes de personas jóvenes, la dureza de la dentina es comparable a la de la amalgama de plata. Estudios recientes establecen valores promedios de la microdureza de la dentina en dientes permanentes entre 0.57 y 1.13 GPa.
- D) **Elasticidad:** Tiene gran importancia funcional, ya que permite compensar la rigidez del esmalte, amortiguando los impactos masticatorios. La elasticidad dentaria varía de acuerdo al porcentaje de sustancia orgánica y al agua que contiene. Los valores medios del módulo elástico de Young (capacidad elástica de un material o deformación que sufre al incidir sobre él una fuerza) para la dentina permanente oscilan entre 17.6 a 22.9 Gpa.
- E) **Permeabilidad:** Posee mayor permeabilidad que el esmalte debido a la presencia de los túbulos dentarios, que permiten el paso a distintos elementos o solutos (colorantes, medicamentos, microorganismos), que atraviesan con relativa facilidad. La permeabilidad dentaria es una de las propiedades de mayor importancia en la práctica clínica por el sistema de adhesión de los biomateriales.

C) ESMALTE

El esmalte, cubre a manera de casquete a la dentina en su porción coronaria ofreciendo protección al tejido conectivo. Es el tejido más duro del organismo debido a que estructuralmente está constituido de prismas altamente mineralizados. La dureza del esmalte se debe a que posee un porcentaje muy elevado (95%) de matriz inorgánica y muy bajo (0.36 a 2%) de matriz orgánica. En esto se asemeja a otros tejidos mineralizados como el hueso, la dentina y el cemento (Figura 2.15).

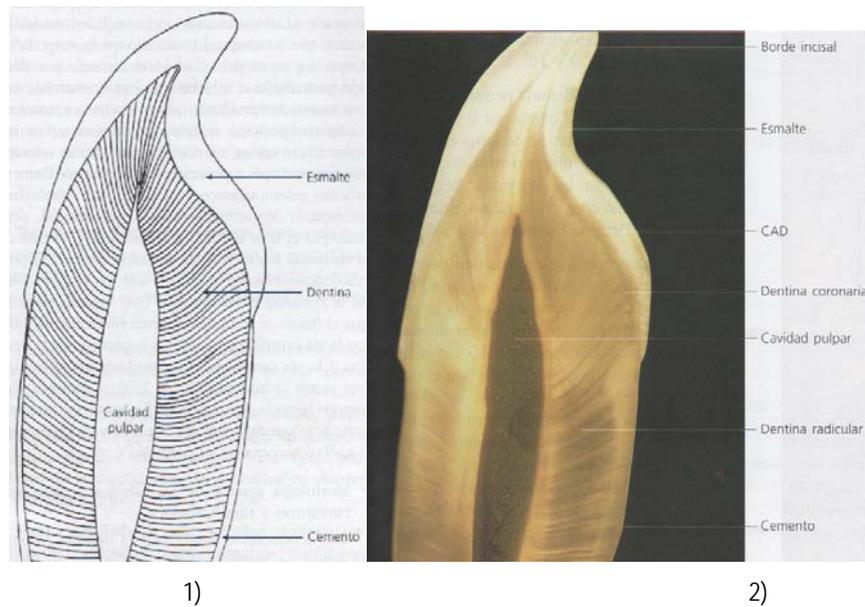


Figura 2.14 1) Recorrido de los túbulos dentarios, 2) Corte longitudinal de un incisivo. Dentina: Se observa el trayecto ondulado de los túbulos dentarios desde la CAD hacia la cavidad pulpar. Técnica por desgaste, x 5 [2.4].

En el esmalte podemos describir las siguientes propiedades [2.4]:

- A) **Dureza:** presenta una dureza que corresponde a cinco en la escala de Mohs (es una escala de uno a diez que determina la dureza de ciertas sustancias) y que equivale a la apatita. Estudios recientes establecen los valores promedio de dureza del esmalte en dientes permanentes entre 3.1 y 4.7 GPa.
- B) **Elasticidad:** es muy escasa pues depende de la cantidad de agua y de sustancia orgánica que posee. Por ello es un tejido frágil, con tendencia a las macro y microfracturas, cuando no tiene un apoyo dentario elástico. Los valores medios del modulo elástico de Young son de 87.5 ± 2.2 y 72.7 ± 4.5 GPa.
- C) **Color y transparencia:** el esmalte es translucido, el color varía entre un blanco amarillento a un blancogrisáceo, pero este color no es propio del esmalte, sino que depende de las estructuras subyacentes, en especial de la dentina.

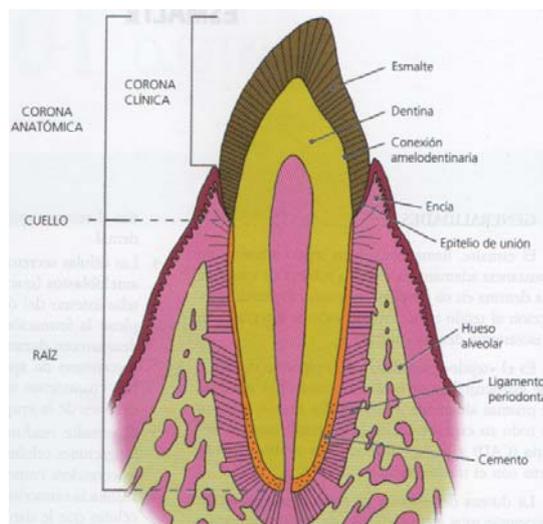


Figura 2.15 Relaciones del esmalte [2.4].

2.4 MÚSCULOS DE LA MASTICACIÓN

Los músculos de la masticación son cuatro pares de músculos que se insertan en la mandíbula y sobre todo son los responsables de sus movimientos de elevación, protrusión, retrusión y de sus desplazamientos laterales (Figura 2.16).

Las características y funciones más sobresalientes de es estos cuatro músculos responsables en el proceso de masticación, son [2.1]:

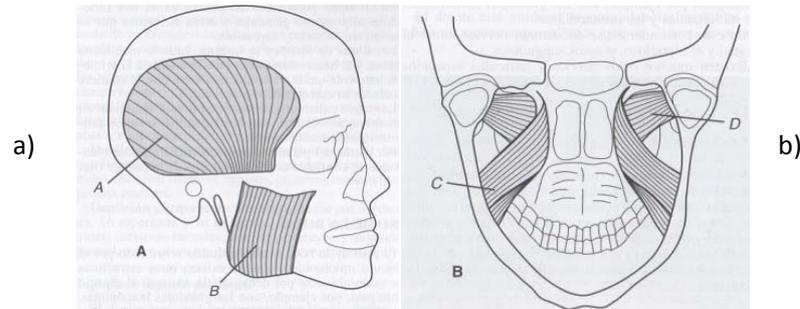


Figura 2.16 a) Músculos masticatorios. A, temporal; B, masetero. b) Músculos masticatorios. C, pterigoideo interno (masetero interno); D, pterigoideo externo [2.5].

- **Masetero:** el nervio masetero pasa entre la capa profunda y la intermedia, mientras que una rama del temporal superficial y la arteria facial transversa se deslizan hacia adelante entre la capa intermedia y la capa superficial. En funcionamiento, las capas superficial e intermedia combinadas actúan como un elevador de la mandíbula, mientras que la capa profunda tiene además un componente de retracción. El masetero es un músculo poderoso, el más activo en la trituración de los alimentos, que es inervado por el maseterino.
- **Temporal:** es un músculo de gran tamaño que posee una inserción sumamente extensa en la zona lateral del cráneo. Se puede describir a este músculo por tres fibras principales, que pueden funcionar de modo más o menos independiente (Figura 2.17).

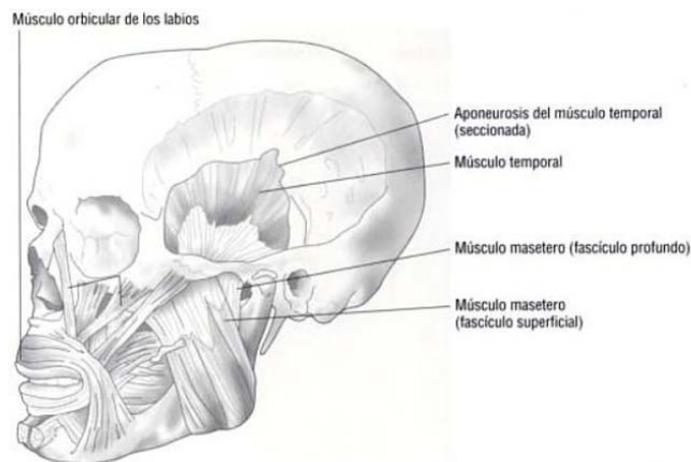


Figura 2.17 Músculos masetero y temporal [2.1].

- **Pterigoideo interno (medial):** está ubicado por dentro de la rama ascendente del maxilar inferior. Su principal función consiste en la elevación de la mandíbula y participa también de ciertos movimientos de lateralidad.



- **Pterigoideo externo (lateral):** su función primordial consiste en la proyección de la mandíbula hacia adelante, cuando se contraen simultáneamente. La contracción unilateral permite efectuar movimientos de lateralidad. El músculo alcanza su máxima actividad antes que los otros músculos en un movimiento normal de apertura o descenso del maxilar inferior (Figura 2.18).

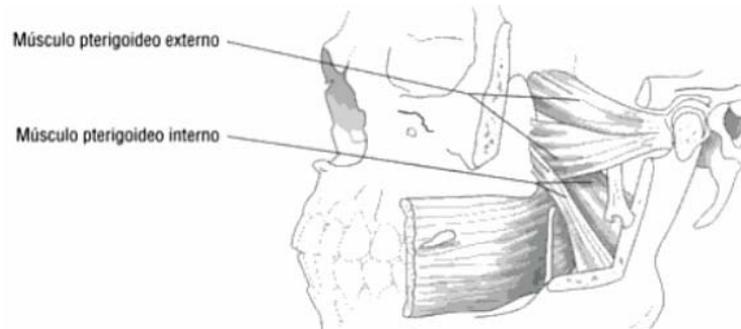


Figura 2.18 Musculo pterigoideo interno y externo [2.1].

2.5 TERMINOLOGÍA

Para definir la terminología anatómica de un elemento dentario, puede ser utilizado un prisma. Las caras del prisma coronario que miran hacia la cavidad bucal se denominan palatinas en el maxilar superior y lingual en el inferior. Las que se orientan hacia el vestibulo se denominan caras libres del elemento dentario (Figura 2.19), [2.4].

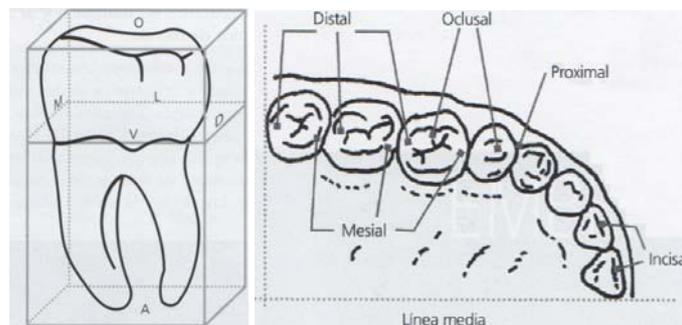


Figura 2.19 Primer molar dentro de un prisma. M (mesial), D (distal), V (vestibular), L (lingual), O (oclusal), A (apical) [2.4].

Las caras del prisma que se relacionan con las caras correspondientes de los dientes vecinos, reciben el nombre de proximales; las que se hallan más cerca de la línea media se llaman mesiales y sus opuestas distales. La cara del prisma coronario que se halla libre y hace contacto con la misma cara del elemento opuesto se llama oclusal. Esta superficie corresponde a las caras de los molares y premolares. Los bordes cortantes de los incisivos y los caninos se llaman bordes incisales. A la base del prisma radicular se le denomina apical por su relación con el foramen apical.

2.6 RELACIONES OCLUSALES.

Oclusión se define como el contacto o cierre entre dientes de arcadas opuestas. En los seres humanos existen diferencias en el tamaño y forma, tanto de los dientes, como del maxilar y la mandíbula, por lo que los contactos oclusales existentes de una persona a otra presentan cierto grado de variación. El patrón de contactos oclusales varía principalmente por la posición de la mandíbula [2.1].



Por lo tanto, las relaciones oclusales se pueden agrupar en tres grupos o clases (Figura 2.20), [2.1]:

1. **Clase I:** presenta la relación entre molares superiores e inferiores más típicas en la dentición natural.

En la clase I los dientes inferiores ocluyen con los dientes antagonistas correspondientes y con el diente mesial adyacente. Los contactos entre los molares se realizan tanto en las puntas de las cúspides y las fosas, como en las crestas marginales. En el área de la cresta marginal pueden darse dos variaciones: en ocasiones una cúspide contacta directamente con el espacio interproximal y, a menudo, también con las crestas marginales adyacentes, lo que origina dos contactos en el área de la punta de la cúspide; en otros casos, la punta de la cúspide está situada de tal forma que tan sólo contacta con una cresta marginal y da lugar a un único contacto de la punta cuspidéa.

2. **Clase II:** también llamada oclusión distal o retrognatismo mandibular. Se da cuando la arcada maxilar es grande, presenta un desplazamiento anterior, la arcada mandibular es pequeña o tiene una situación posterior. El perfil del paciente, curvado o retrognático, parece tener una barbilla retraída. A menudo, hay un resalte horizontal anormalmente grande de los incisivos maxilares respecto a los mandibulares. Los individuos con este tipo de maloclusión tienen más crepitación articular debido a la frecuente necesidad de mayor protrusión de la mandíbula para masticar y pronunciar adecuadamente.

Esta situación posterior de la mandíbula con respecto al maxilar provocará que el primer molar inferior tome una posición en sentido distal a la de la relación molar de clase I.

Clase II división I: los incisivos maxilares tienen inclinación vestibular. También los individuos con esta subdivisión presentan una cara larga, un arco estrecho con paladar alto, un gran resalte, supererupción de los incisivos mandibulares, labio superior hipotónico y labio inferior hiperactivo.

Clase II división II: los incisivos presentan inclinación lingual. Estos individuos presentan la cara corta y ancha, la arcada cuadrada, menos resalte que la división I, un profundo entrecruzamiento vertical, apiñamiento anterior y musculatura de la barbilla bastante desarrollada.

3. **Clase III:** en esta relación, el crecimiento predominante de la mandíbula sitúa los molares mandibulares en una posición mesial respecto a los molares maxilares, como se observa en la clase I. Además de una gran mandíbula, las personas con esta clase tienen una cara larga y estrecha, una arcada pequeña con un paladar alto, mayor actividad de labio superior y menor actividad del inferior. Se trata de un tipo de maloclusión esquelética con una mandíbula grande en comparación con el maxilar superior y con los dientes mandibulares en relación mesial y, con frecuencia, vestibular respecto a los antagonistas. Los dientes anteriores pueden estar borde a borde o en mordida cruzada. El perfil del paciente será cóncavo, con un mentón muy prominente.

2.7 CARIES

Científicamente, la caries es una enfermedad infectocontagiosa, caracterizada por la destrucción de la estructura del diente. La caries se presenta dependiendo de varios factores, como la dieta, higiene, bacterias y la resistencia inmunológica y dentaria de cada persona. La presencia y el equilibrio de estos factores determinan la presencia o no de caries. Las bacterias pueden ser transmitidas de una cavidad oral a otra a través de contacto directo.

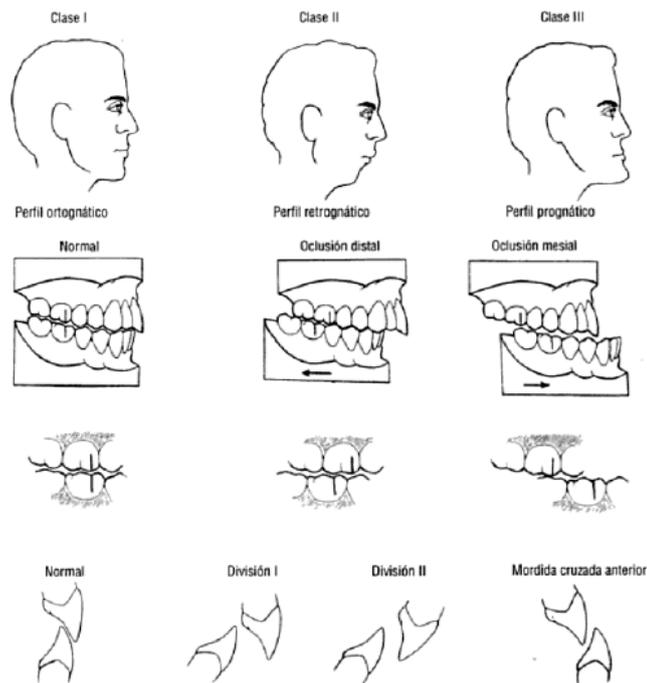


Figura 2.20 Clasificación de la oclusión y la maloclusión [2.1].

2.7.1 FORMACIÓN DE LA LESIÓN CARIOSA

Hace más de cien años se sabía que la caries era resultado de una disolución del mineral del diente, causada por un ataque ácido de las bacterias. Asimismo, la caries siempre se inicia como una mancha blanca en la superficie del diente. Esa es la primera señal de actividad de las bacterias. El esmalte sano es liso y brillante, pero el esmalte afectado por las bacterias es opaco y su superficie es rugosa (Figura 2.21).

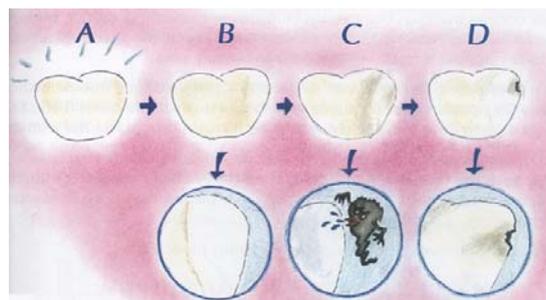


Figura 2.21 A) Diente sin caries, B) Formación de mancha blanca, C) Mancha oscuras, D) Cavidad [2.2].

Para la formación de los ácidos, las bacterias utilizan los residuos alimenticios de la dieta, principalmente los carbohidratos (panes, bocadillos, galletas, cereales, frutas) y alimentos azucarados (chicles, dulces, chocolates y refrescos). Estos alimentos se fijan gradualmente a la superficie del diente y forman una película llamada placa bacteriana, hoy conocida como *biofilm*. Las bacterias se van adhiriendo a la placa y alimentándose de ella. Durante ese proceso, las bacterias producen ácidos que destruyen el esmalte, iniciando la caries. Mientras el alimento azucarado sea más pegajoso y chicloso, será más propenso a formar caries [2.2].



2.7.2 CLASIFICACIÓN DE LA CARIES SEGÚN EL LUGAR DE ASIENTO

La caries dental se clasifica de acuerdo a los sitios afectados en [2.2]:

- **Caries oclusal:** La zona es cariosa cuando el explorador se retiene al colocarlo en un hoyo o fisura y se acompaña de alguno de los siguientes signos:
 1. Reblandecimiento en la base de la fisura (detectado con un explorador fino y presión suave).
 2. Fisura con evidencia de socavado o desmineralización de esmalte.
 3. Esmalte reblandecido adyacente al área que se está explorando y que puede ser removido.
 4. Pérdida de translucidez del esmalte.
 5. Evidencia radiográfica de caries.
- **Caries proximal:** este tipo de caries ha mostrado ser observable con visualización directa, transiluminación con fibra óptica y radiografías.
- **Caries de superficies libres:** este tipo de caries se denomina lesión primaria, que es la denominada mancha blanca, de forma oval, límites netos, aspecto opaco y asociado con placa dental.
- **Caries radicular:** puede ocurrir solo en la raíz del diente o bien extenderse de la corona a la raíz. En general los métodos visual y táctil se utilizan para la detección de estas lesiones.

Es de gran importancia mantener los dientes sanos. Después de la progresión de la caries, la dentina podría ser dañada. Ahí es el lugar donde la caries progresa más rápidamente, presentándose síntomas de dolor. En presencia de caries, el tratamiento deja de ser preventivo, siendo restaurador y más invasivo. Será necesario remover la parte cariada y restaurar la forma del diente. Si la caries afecta al centro del diente (pulpa, vasos y nervios) se tendrá un daño de la parte vital, presentándose una infección y necrosis del diente.

2.8 TRAUMATISMOS DENTALES

En la infancia, los accidentes que involucran golpes en la boca son muy comunes. De los doce a los treinta meses y de los siete a los catorce años de edad, hay mayor propensión de accidentes causantes de traumatismos que afectan las estructuras bucales. Los dientes más afectados son los incisivos centrales superiores e inferiores, tanto en la dentadura decidua como en la permanente.

Es preciso prestar atención de los traumatismos bucales, pues pueden tener diversos grados de gravedad. Entre los factores importantes se deben observar el sangrado, las escoriaciones, dislocamientos dentarios y las fracturas. Por la presencia abundante de vasos y arterias, el sangrado causado por el traumatismo en ésta región es muy intenso.

Algunos de los traumatismos más recurrentes son [2.2]:

- **Fractura del esmalte:** Golpes leves pueden causar fracturas del esmalte. Algunas veces éstas pueden pasar desapercibidas y la mayoría de las veces, no requieren de tratamiento.
- **Concusión o conmoción:** Es aquel golpe seco en que no hay fractura, ni dislocación. Son esos los traumatismos dentarios que más problemas dan. En un plazo de días, semanas o meses después del traumatismo podrá ser observado el oscurecimiento de la corona, causando o no problemas endodónticos. Puede ocurrir tanto en un diente deciduo como en un permanente siendo necesario acompañamiento clínico y radiográfico.



- **Subluxación:** Ocurre una ligera movilidad dentaria y se observa un pequeño sangrado cerca de la encía. Por lo tanto, el dentista debe evaluar si hay necesidad o no de fijar el diente con contención fija (estabilización de los dientes). La subluxación debe ser atendida a largo plazo, pues puede desarrollar problemas endodónticos.
- **Luxación:** En este tipo de trauma, el diente tiene una gran movilidad y se desplaza, pudiendo ir para el frente en dirección del labio o en dirección de la lengua. El diente también puede intruirse, entrando parcial o totalmente en hueso, traumatismo conocido como intrusión. La luxación es el más común de los traumatismos, es mucho más frecuente en la infancia por causa de caídas.
- **Avulsión:** El diente sale totalmente de lugar. En cualquier caso, sea el diente de leche o permanente, debe intentarse el reimplantarse de inmediato. Debe ser hecho a la hora que ocurra el trauma a fin de que los resultados sean positivos.
- **Reimplante:** La recolocación del diente debe ser hecha inmediatamente, el diente debe ser asegurado en su posición y se debe morder una servilleta de tela o gasa. El mejor medio es mantener el diente en su propia saliva, cuando no es posible mantenerlo dentro de la boca, se puede sumergir en leche o en suero fisiológico.
- **Fractura del diente:** En este caso, ocurre la separación de las partes del diente, pudiendo comprometer solamente la corona (esmalte y dentina), corona y raíz o solo raíz. Cuantas más estructuras hayan sido dañadas, será más grave y también será mayor el grado de dificultad del tratamiento.

2.9 CARACTERÍSTICAS GENERALES DE LOS MOLARES

Los molares son dientes grandes dentro de la estructura dental, con varias cúspides y fuertemente anclados. Estos dientes tienen tareas tales como el aplastamiento, la trituración y la masticación de los alimentos hasta que alcanzan unas dimensiones reducidas que permitan su deglución, las superficies oclusales de los molares y premolares actúan como un conjunto de cizallas que intervienen en la masticación final de los alimentos. Los premolares y molares tienen también importancia en el mantenimiento de las dimensiones verticales de la cara [2.1].

Por lo tanto las características principales de un molar, son (Figura 2.22):

a: las coronas son más anchas mesiodistal que cervicooclusalmente (visión vestibular).

b: las coronas se estrechan de vestibular a lingual, es decir, la anchura mesiodistal en la mitad vestibular es mayor que en la mitad lingual (excepto algunos primeros molares maxilares con grandes cúspides distolinguales, donde las coronas se estrechan hacia vestibular, es decir, la dimensión mesiodistal en lingual es mayor que en vestibular) (visión oclusal).

c: las coronas se estrechan de mesial a distal (es decir, la anchura vestibulolingual es menor en la mitad distal que en la mesial) (visión oclusal).

d: las coronas se estrechan de mesial a distal (se hacen más cortas) (es decir, la altura de la corona en la mitad distal es menor que en la mesial) (visión vestibular).

e: como en los premolares, las crestas de curvatura vestibulares de las coronas están en el tercio cervical, y las crestas de curvatura linguales, en el tercio medio (visión proximal).

f: los contactos proximales en mesial están en la unión del tercio oclusal y el medio, o cerca de ésta; los contactos distales son más cervicales, en el tercio medio cerca de la mitad del diente (visión vestibular).

g: las cúspides linguales (particularmente las mesiolinguales) son más largas que las vestibulares cuando los molares mandibulares se orientan por un eje vertical (visiones vestibular, mesial y distal).

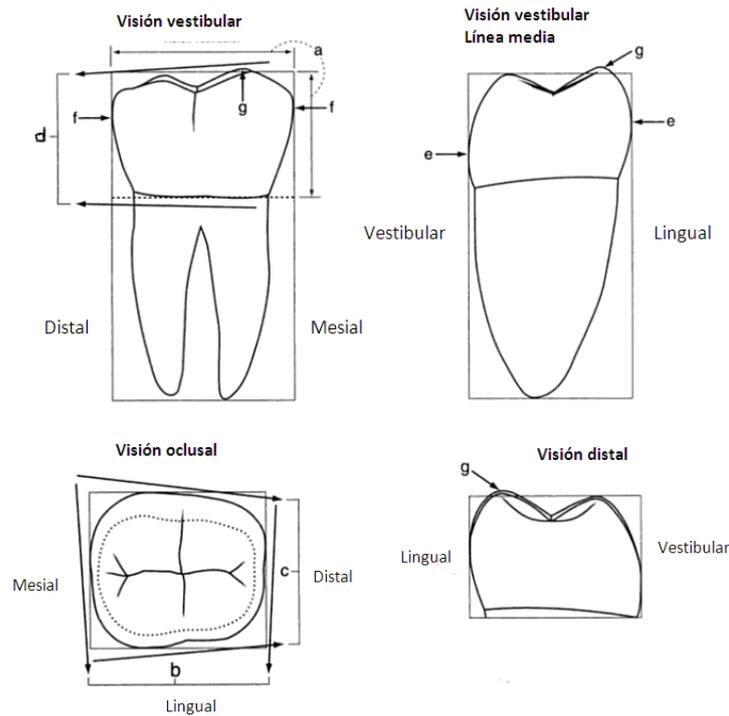


Figura 2.22 Características generales de los molares [2.1].

Por lo tanto, los molares realizan la mayor parte del trabajo requerido para la masticación y la trituración del alimento. Son los dientes más grandes y más fuertes en virtud de su volumen y de su anclaje en la arcada. Aunque las coronas de los molares pueden ser más cortas que las de los premolares, en general sus dimensiones son mayores en todos los aspectos. La base de la raíz es más ancha en todas direcciones y tienen una gran corona con cuatro cúspides bien formadas. Las cuatro cúspides principales de mayor importancia fisiológica son la mesiovestibular, la distovestibular, la mesiolingual y la distolingual. Por la importancia de su colocación y por las circunstancias que rodean su erupción, los primeros molares se consideran las piedras angulares de las arcadas dentales.

Las raíces, de considerables proporciones, están bien desarrolladas y separadas entre sí, lo cual da a este diente un anclaje y resistencia máximos contra las fuerzas que puedan desplazarlo. La raíz lingual es la más larga, tiene forma cónica y está suavemente redondeada. La raíz mesiovestibular no es tan larga, pero es más ancha vestibulolingualmente, y en una sección transversal se observa que su forma presenta una resistencia a la torsión mayor que la raíz lingual. La raíz distovestibular es la más pequeña de las tres y está suavemente redondeada (Figura 2.23).

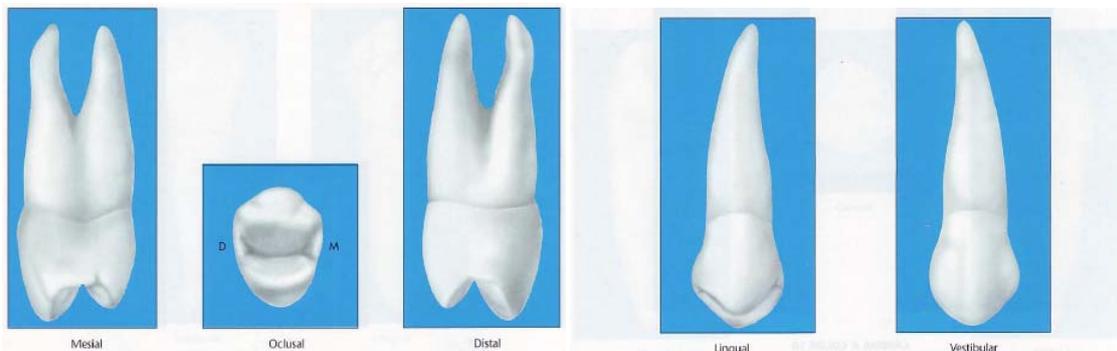


Figura 2.23 Primer molar maxilar (derecho) [2.3].



2.10 SUMARIO

En este capítulo se abordaron los temas relacionados con los aspectos de la anatomía dental, ya que es de vital importancia conocer los aspectos más generales que están involucrados con la dentición humana, como por ejemplo el tipo de diente, partes constitutivas, anatomía y morfología dental. Es importante destacar que para realizar el análisis de un molar es necesario conocer su comportamiento, estructura, antecedentes y afecciones que sufre en las distintas etapas de la vida, para de esta manera poder entender de una manera más precisa que es lo que sucede con nuestros dientes en el proceso propio de la masticación, por lo que fue necesario hacer una investigación profunda de sus componentes.

Por lo que en el capítulo siguiente se describirá la parte mecánica y biomecánica que se involucra en la estructura dental, con el fin de conocer la parte ingenieril que está involucrada en esta investigación.

2.11 REFERENCIAS

- [2.1] Fonollosa Pla Josep. *Diseño de Prótesis y Aparatos de Ortodoncia*. Editorial Masson, (2004).
- [2.2] Pires Correa María Salette Nahás. *Salud Bucal del Bebe al Adolescente*. Gen Grupo Editorial Nacional, (2009).
- [2.3] Major M. Ash, Stanley J. Nelson. *Wheeler, Anatomía, Fisiología y Oclusión Dental*. 8va Ed., Editorial Elsevier, (2004).
- [2.4] Gómez de Ferraris M.E. *Histología y Embriología Bucodental*. Editorial Médica Panamericana. 2da Ed., (2004).
- [2.5] Eriksen Persoon María de Lourdes. *Anatomía Humana*. Universidad Nacional Autónoma de México, (2005).
- [2.6] Barrancos Mooney Julio, Barrancos Patricio. *Operatoria Dental e Integración Clínica*. Editorial Panamericana. 4ta Ed., Argentina, (2006).



Capítulo 3



Biomecánica Dental



3. BIOMECÁNICA DENTAL

3.1 ASPECTOS GENERALES

Es evidente que la totalidad de los materiales usados para la elaboración de una prótesis dental o la restauración de piezas dentarias, deben soportar distintas fuerzas; por tanto resulta imprescindible, considerar las propiedades mecánicas de un material para poder evaluar su comportamiento bajo el efecto de dichas fuerzas. Las propiedades mecánicas permiten conocer el comportamiento de las estructuras en la sollicitación de trabajos futuros. La relación de la geometría, los puntos de aplicación de cargas, tipos de estructura, condiciones de apoyo, temperatura, niveles de carga y la dirección de la tensión, la distorsión, la resistencia, etc., permitirán evaluar las propiedades de un material.

3.2 BIOMECÁNICA

La Biomecánica combina el campo de la mecánica con la biología y fisiología. Se refiere al cuerpo humano y a los principios de mecánica que son aplicados a la concepción, diseño, desarrollo, y análisis de equipo y sistemas en biología y medicina. Aunque la biomecánica sea un campo relativamente joven y dinámico, su historia puede ser remontada antes del siglo XV, cuando Leonardo da Vinci (1452-1519) notó el significado de la mecánica en sus estudios biológicos. A consecuencia de contribuciones de investigadores en los campos de biología, medicina, ciencias básicas, e ingeniería, el campo interdisciplinario de la Biomecánica ha estado creciendo constantemente en las dos últimas décadas.

El desarrollo del campo de la Biomecánica ha mejorado el entendimiento de diversos fenómenos, incluso situaciones normales y patológicas, mecánica del control neuromuscular, mecánica del flujo de sangre en la microcirculación, mecánica del flujo de aire en el pulmón, y mecánica de crecimiento y forma. Esto tiene una contribución al desarrollo del diagnóstico médico y procedimientos de tratamiento. Esto ha proporcionado los medios para diseñar y fabricar instrumentos médicos, dispositivos para el minusválido, reemplazos artificiales e implantaciones. Esto ha propuesto los medios para mejorar la interpretación humana en el lugar de trabajo y en el concurso atlético [3.5].

Es importante destacar que en Instituto Politécnico Nacional en la Sección de Estudios de Posgrado e Investigación de la ESIME Unidad Zacatenco, se han realizado una serie de aportes y estudios a la parte de Biomecánica, tales como: Biomecánica de un fémur sometido a carga. Desarrollo de un modelo tridimensional por medio del Método del elemento Finito (V. M. Domínguez Hernández, 1999); Análisis biomecánico de un sistema hueso-prótesis para reemplazo del tercio proximal del fémur por Medio del Método del Elemento Finito (M. F. Carbajal Romero, 2000); Análisis Biomecánico del estado de esfuerzos de una prótesis cementada en fémur (V. C. Feria Reyes, 2000); Efecto del espesor de la capa de cemento en el componente femoral de una prótesis de Charnley. Análisis biomecánico mediante el Método del Elemento Finito (V. M. Domínguez Hernández, 2000); Distribución de esfuerzos por la acción de cargas de compresión en la vértebra cervical C5, empleando el Método de Elemento Finito (J. A. Beltrán Fernández, 2000); Evaluation of the combined bending and compression stress field in a human proximal femur (G. Urriolagoitia Calderón, 2003); Análisis de la estabilización segmentaria en especímenes de columna lumbar porcina L3-L5, con cerclaje interespinoso empleando collarines de poliamida 6/6 (Ruíz-Muñoz ER, 2009), entre otros.



3.2.1 MECÁNICA DENTAL

La geometría del diente es compleja y está compuesta de diversos materiales, de ahí que no sea posible plantear una solución cerrada para evaluar el campo de esfuerzos. Por consiguiente, se requiere recurrir a los análisis numéricos, siendo uno de ellos el Método de Elemento Finito.

La técnica del Método del Elemento Finito se usa para análisis de fuerzas y esfuerzos. Algunas aplicaciones en mecánica dental son las siguientes: análisis de salud o enfermedad en dientes (mandíbula, ligamento periodontal, junta temporomandibular, borde de dentina, esfuerzo alrededor del movimiento de un diente), restauración de dientes (mantenimiento y/o restauración de amalgama en dentadura molar, técnicas de rellenado, preparación de cavidad, puente sostenido en la mandíbula), diseño y evaluación de implante dental (dentaduras parciales removibles o dentaduras fijas), cresta de diente perdido por porosidad en los implantes, distribución de cargas entre los implantes dentales, análisis de las propiedades mecánicas de relleno dental, y movimiento de dientes, mecanismos Ortodónticos, entre otros [3.6].

3.3 PROPIEDADES MECÁNICAS

3.3.1 FUERZA

En general se puede afirmar que la fuerza procede del empuje o la tracción que un cuerpo ejerce sobre otro. Esta fuerza puede producir un cambio en la posición de reposo o de movimiento. Si el cuerpo sobre el que actúa permanece en reposo, provocará una deformación. Una fuerza queda definida por tres características: El punto de aplicación, la magnitud y la dirección de aplicación [3.4].

3.3.2 ESFUERZOS

Cuando una fuerza actúa sobre un cuerpo, tratando de producir una deformación, se genera una resistencia a esa fuerza externa aplicada. El esfuerzo es la reacción interna a la fuerza externa; es igual en intensidad y de sentido opuesto a la fuerza externa aplicada y se suele expresar en Pascales (Pa). Tanto la fuerza aplicada como el esfuerzo o resistencia interna se distribuyen sobre una superficie dada del cuerpo, de modo que la tensión en una estructura se representa como la fuerza por unidad de superficie.

En cada una de estos esfuerzos se genera una resistencia a la fractura: resistencia a la tracción, a la compresión y al corte (Figura 3.1). Así, en el primer caso, las moléculas que forman el cuerpo deben ofrecer una resistencia a ser separadas, en el segundo a ser acercadas y en el tercero a deslizarse una porción del cuerpo sobre la otra. Esta resistencia de un material a la deformación representa la cualidad básica de elasticidad [3.4].

- **Tracción:** se produce cuando un cuerpo está sometido a la acción de dos fuerzas que, actuando sobre la misma línea recta, tiene sentidos que tienden a separar una de otra.
- **Compresión:** se produce cuando el cuerpo está sometido a la acción de dos fuerzas que, actuando sobre la misma línea recta, tienen sentidos que tienden a aproximar una a otra.
- **Tangencial o corte:** se produce cuando dos fuerzas tienen sentidos que tienden a acercar una a otra pero no actúan sobre la misma línea recta.

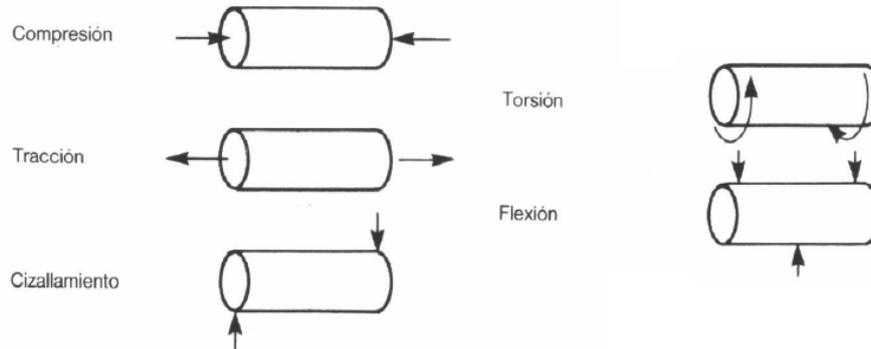


Figura 3.1 Ejemplos de dirección de carga [3.3].

3.3.3 FUERZAS QUE ACTÚAN SOBRE UN DIENTE

Si la mandíbula actúa como una palanca, impulsada por la acción de los músculos masticatorios sea en apertura o en cierre, los dientes son elementos que van a transmitir la fuerza de la palanca (mandíbula) sobre la sustancia que se desea cortar, morder o triturar (los alimentos).

Las propiedades mecánicas de un material describen su respuesta a las fuerzas de carga y aunque en la mayoría de las situaciones clínicas se produce una compleja combinación tridimensional de cargas, normalmente se suelen describir las cargas extremas en términos de una única dirección como compresión, tensión o cizallamiento. La combinación de éstas puede producir torsión o flexión. En la siguiente figura se representan esquemáticamente las diferentes formas de carga que se pueden presentar en una restauración mesiooclusal de amalgama (Figura 3.2).

Por lo tanto, durante el acto masticatorio los dientes reciben presiones o fuerzas que son absorbidas por los tejidos de soporte y que son verticales, oblicuas o perpendiculares al eje principal del diente. Estas últimas, es decir las perpendiculares al eje principal del diente (tangenciales), resultan las más lesivas porque tienden a separar al diente de su alineación habitual, al introducir tensiones dentro del periodonto. Si los tejidos del periodonto soportan rígidamente las tensiones y las fuerzas superan el límite de resistencia, se puede llegar a quebrar una cúspide o una pared dentaria [3.2], (Figura 3.3).

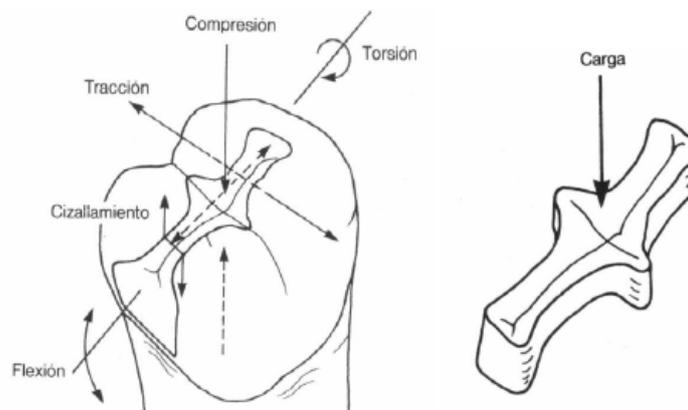


Figura 3.2 Carga uniaxial sobre una restauración [3.3].

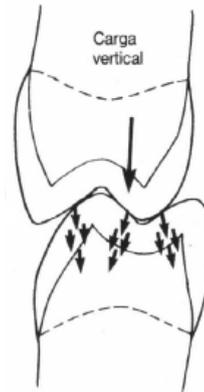


Figura 3.3 En un diente sin restaurar las tensiones se transfieren a través del esmalte hasta la dentina [3.3].

3.4 PROPIEDADES FÍSICAS Y MECÁNICAS DE LOS MATERIALES DENTALES

Las propiedades mecánicas de los materiales pueden ser estáticas o dinámicas (Tabla 3.1-3.5). Estáticas son aquellas que se manifiestan cuando las fuerzas se aplican en forma gradual (resistencia a la tracción, compresión). Dinámicas son las que se evidencian cuando una fuerza se aplica repentinamente (resistencia a la fractura).

Tabla 3.1 Valores de resistencia traccional [3.4].

Material	MPa
Aleaciones de Au	448
Amalgama	54.7
Dentina	51.7
Resina compuesta	45.5
Cerámica feldespática	24.8

Tabla 3.2 Valores de resistencia compresiva [3.4].

Material	MPa
Esmalte	384
Amalgama	318
Dentina	297
Resina compuesta	237
Cerámica feldespática	149
Yeso tipo III	80.7

Tabla 3.3 Valores de resistencia al corte [3.4].

Material	MPa
Amalgama	188
Dentina	138
Resina acrílica	122
Cerámica	111
Esmalte	90.2

**Tabla 3.4** Modulo elástico de algunos materiales odontológicos [3.4].

Material	GPa
Aleación de Co-Cr	218
Aleación de Au	99.3
Esmalte	84.1
Porcelana feldespática	69
Cemento de fosfato de cinc	22.4
Amalgama	27.6
Dentina	18.3
Resina de composite	16.6
Resina acrílica para dentaduras	2.65

Tabla 3.5 Coeficientes de Poisson de algunos materiales odontológicos [3.4].

Material	ν
Resina acrílica	0.35
Amalgama	0.35
Cemento de fosfato de cinc	0.35
Esmalte	0.30
Resina de composite	0.24

3.5 PROPIEDADES MECÁNICAS Y ELÁSTICAS DE LOS TEJIDOS DENTALES

Las propiedades mecánicas y elásticas de los tejidos que constituyen la estructura dental se resumen en las tablas 3.6 y 3.7. Se considera que los materiales constituyentes, tales como: esmalte, dentina y pulpa, presentan un comportamiento elástico lineal y que cada uno de ellos ocupa regiones en el espacio en donde la estructura interna es homogénea e isotropa.

Tabla 3.6 Propiedades mecánicas de los tejidos dentales [3.5].

Tejido	Módulo de Elasticidad (MPa)	Relación de Poisson (ν)
Hueso y trabécula	150	0.3
Ligamento periodontal	1	0.45
Titanio	11	0.35
Metal colado	9.5	0.33

Tabla 3.7 Propiedades elásticas de los tejidos dentales [3.7-3.9].

Tejido	Módulo de Elasticidad (GPa)	Relación de Poisson (ν)
Esmalte	84.1	0.20
Pulpa	2	0.45
Dentina	18.6	0.31

3.6 REPARACIONES DENTALES

Cuando a un diente le falta una parte, ya sea por caries, fractura o desgaste fisiológico, se debe reconstruir. Para ello, la selección de los materiales dependerá del diente del que se trate y de la magnitud de la parte que falta. Esta parte, una vez preparada y acondicionada, recibe el nombre de cavidad, y puede ser tan pequeña que sólo abarque unos cuantos milímetros en los tejidos del diente o tan grande que involucre varias zonas del diente y varios milímetros de profundidad, sin afectar directamente la pulpa. En cualquiera de los casos se deberá hacer uso de materiales metálicos, cerámicos, plásticos y sus combinaciones, todos con el objetivo de devolver al diente su anatomía e integridad, sin descuidar su vitalidad.



Los materiales que se colocan en el fondo de una cavidad, lo más cercano a la pulpa, reciben el nombre de forros cavitarios; los que forman una capa en la zona de la dentina, bases; los que sirven para reconstruir parte de la dentina y/o esmalte hasta la forma anatómica del diente, materiales de restauración, y los que se colocan entre el diente y un material de restauración hecho fuera de la boca para fijarlos, materiales de cementación o medio cementante [3.3].

3.6.1 PRINCIPIOS FUNDAMENTALES EN LA PREPARACIÓN DE CAVIDADES.

La preparación de cavidades se define como la alteración mecánica de un diente defectuoso, lesionado o enfermo para que pueda aplicarse sobre el mismo, un material de restauración que permita restablecer el estado de salud en dicho diente, incluyendo correcciones estéticas, forma y funciones normales cuando sean necesarias [3.3].

Los dientes pueden necesitar tratamiento restaurador por diferentes razones:

- En primer lugar, por la necesidad de reparar un diente que ha resultado destruido por una lesión cariosa.
- La necesidad de sustituir o reparar restauraciones con defectos importantes, como contactos proximales inadecuados, excesos gingivales, márgenes con riesgo de caries y aspecto estético inadecuado.
- Restablecer la forma y la función de los dientes fracturados, que han perdido poca o mucha estructura dental o que presentan una fractura incompleta.

El tratamiento restaurador va dirigido fundamentalmente a reparar los daños causados por la caries. En términos generales, los objetivos de la preparación de cavidades consisten en:

- Eliminar todos los defectos y dar la protección necesaria a la pulpa.
- Situar los márgenes de la restauración en la posición más conservadora posible.
- Formar la cavidad de tal modo que las fuerzas masticatorias sobre el diente, la restauración o ambos no produzcan fracturas ni desplacen la restauración.
- Permitir la aplicación estética y funcional de un material de restauración.

3.6.2 FASES Y PASOS DE LA PREPARACIÓN DE CAVIDADES

Para lograr una preparación cavitaria el proceso se divide en dos fases, cada una de las cuales se subdivide a su vez en varios pasos. En la primera fase de la preparación cavitaria, se efectúan las alteraciones mecánicas del diente hasta alcanzar la estructura dental sana en todas las direcciones manteniendo siempre una profundidad pulpar específica y limitada.

En la preparación cavitaria se definen las paredes de la cavidad para que puedan retener el material restaurador y resistir las posibles fracturas del diente o la restauración como consecuencia de las fuerzas masticatorias (Figura 3.4).

En la fase final de la preparación cavitaria se puede considerar necesaria la adición de elementos para la restauración del material restaurador y la protección contra las fracturas. Incluye la excavación de lo que pueda quedar de dentina cariosa infectada; la eliminación de material de restauración viejo, la restauración de la pulpa (en caso de ser necesario), la incorporación de elementos adicionales en el diseño de la cavidad para reducir la posibilidad de que se fracturen en el diente o la restauración como consecuencia de las fuerzas oblicuas y para mejorar la retención del material en el diente; el acabado de las paredes de preparación y el proceso final de limpieza, inspección y barnizado de la preparación cavitaria para que pueda recibir el material de restauración [3.3].

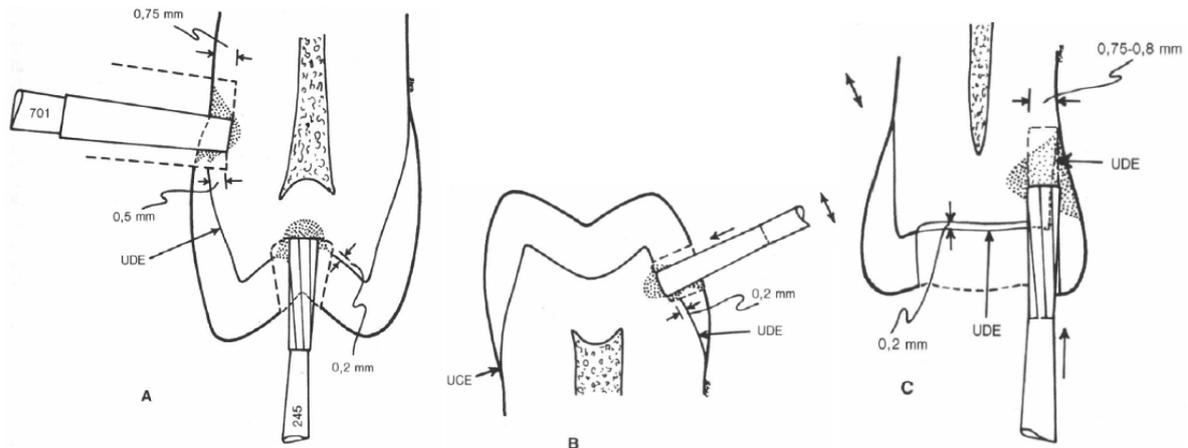


Figura 3.4 Preparación cavitaria inicial. Se puede observar en A, B y C que la extensión es en todas las direcciones hasta la estructura dental sana, manteniendo una profundidad pulpar limitada específica, independientemente de que el extremo de la fresa se encuentre en la dentina, la caries, una restauración antigua o el aire [3.3].

3.6.3 TERMINOLOGÍA DE LA CARIES [3.3].

La caries es una enfermedad microbiológica infecciosa que provoca la disolución y destrucción localizada de los tejidos calcificados de los dientes; por otra parte, la caries es un trastorno episódico con fases alternantes de desmineralización y remineralización, pudiendo observarse ambos procesos simultáneamente en una misma lesión.

La caries puede describirse en función de su localización, extensión y velocidad de progresión.

1. LOCALIZACIÓN:

a) Caries primaria.

La caries primaria es la lesión cariosa original del diente. Dependiendo de las diferentes zonas de los dientes, esta alteración presenta variaciones que influyen de manera fundamental en la preparación de las cavidades. Se pueden observar tres tipos morfológicos de caries primaria: lesiones cariosas que se originan en las oquedades y fisuras del esmalte, en las superficies lisas del esmalte o en las superficies radiculares.

Caries originadas en oquedades y fisuras:

Este tipo de caries puede formarse en las regiones de oquedades y fisuras resultantes de una coalescencia imperfecta entre los lóbulos de desarrollo del esmalte, siempre que se den otras condiciones orales que favorezcan la caries. Cuando la caries avanza en estas zonas se observan muy pocos indicios clínicos hasta que las fuerzas masticatorias fracturan el esmalte que queda sin sustentación (Figura 3.5).

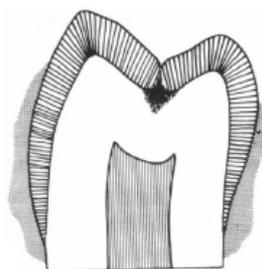


Figura 3.5 Caries originada en oquedades y fisuras [3.3].



Caries originada en la superficie lisa del esmalte:

La caries superficial no comienza en un defecto del esmalte, sino en una zona lisa de la superficie del esmalte que suele estar sucia y, por consiguiente, constante o frecuentemente cubierta por la placa dental (Figura 3.6).

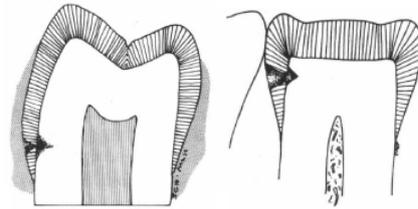


Figura 3.6 Caries originada en la superficie lisa del esmalte [3.3].

b) Caries retrógrada:

Es cuando la diseminación de la caries a lo largo de la unión dentina-esmalte sobrepasa la caries existente en el esmalte contiguo, empieza a extenderse hacia el esmalte a partir de la unión (Figura 3.7).

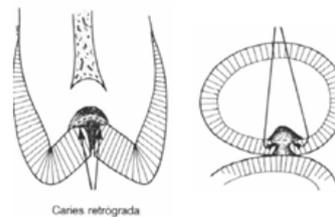


Figura 3.7 Caries retrógrada [3.3].

c) Caries anterógrada:

Este tipo de caries se produce siempre que el cono carioso del esmalte es mayor o al menos del mismo tamaño que el cono dentinario (Figura 3.5).

d) Caries residual:

La caries residual es la que queda al completar la preparación de una cavidad, ya sea intencionadamente o por accidente. Este tipo de caries resulta inaceptable si se encuentra a nivel de la unión dentina-esmalte o en la pared del esmalte de la cavidad preparada (Figura 3.8).

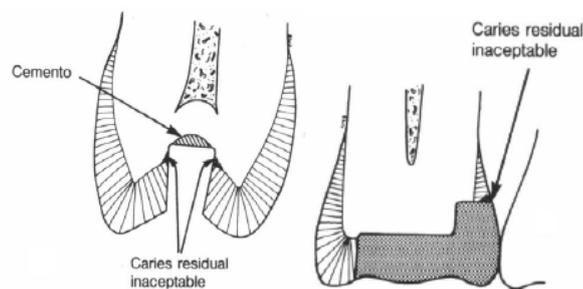


Figura 3.8 Caries residual [3.3].

e) Caries de las superficies radiculares (caries senil):

La caries puede aparecer en la raíz de un diente que haya quedado expuesta al entorno bucal y que habitualmente ha estado cubierta de placa. La caries radicular suele ser más rápida que otras formas de caries, por lo que debe ser detectada y tratada precozmente. La incidencia de este tipo de caries se está incrementando debido al aumento del número de personas mayores que conservan gran parte de sus dientes y que sufren recesión gingival (Figura 3.9).

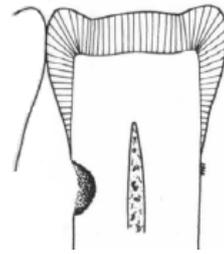


Figura 3.9 Caries radicular o caries senil [3.3].

f) Caries secundaria (recidivante):

La caries se forma en los bordes de una restauración y posteriormente avanza por debajo de la misma. Esta alteración suele indicar la existencia de microfiltraciones, además de otras condiciones que favorecen la caries (Figura 3.10).

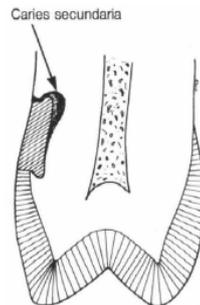


Figura 3.10 Caries secundaria o recidivante [3.3].

2. EXTENSIÓN DE LA CARIES:

a) Caries incipiente (reversible):

La caries incipiente es el primer indicio de actividad cariosa en el esmalte. En el esmalte de superficie lisa la lesión presenta un aspecto opaco blanquecino al secarse con el aire, y parece desaparecer al humedecerse (Figura 3.11). La lesión puede remineralizarse si se adoptan medidas correctoras inmediatas para alterar el entorno bucal, como la eliminación y el control de la placa. De este modo la lesión pasa a clasificarse como reversible.



Figura 3.11 Caries incipiente reversible [3.3].

b) Caries cavitada (irreversible):

En la caries cavitada la lesión ha avanzado hasta alcanzar la dentina, la superficie del esmalte está rota y es imposible la remineralización. Esta indicado su tratamiento mediante la preparación de una cavidad y la restauración (Figura 3.12).

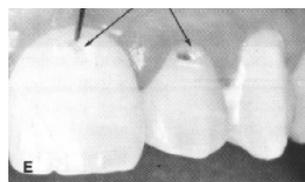


Figura 3.12 Caries cavitada [3.3].



3. VELOCIDAD DE AVANCE DE LA CARIES:

a) Caries aguda (agresiva):

La caries progresa rápidamente dañando el diente; suele adoptar la forma de múltiples lesiones claras y blandas en la boca, y es un proceso infeccioso. La coloración clara se explica por el menor tiempo de exposición a la pigmentación extrínseca. (Figura 3.12).

b) caries crónica (lenta o detenida):

La lentitud de su avance se debe a los periodos en los que la estructura dental desmineralizada se remineraliza casi completamente. Puede formar unos pocos focos en la boca, y la lesión tiene un color diferente y es bastante dura. La lentitud de avance de la caries permite la pigmentación extrínseca de las lesiones (Figura 3.13).

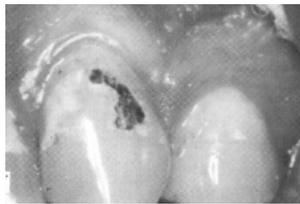


Figura 3.13 Caries crónica [3.3].

3.6.4 PREVENCIÓN EN PREPARACIONES CAVITARIAS.

Hoy en día los dientes restaurados son más fuertes y resistentes a las fracturas; gracias a tratamientos más conservadores, tales como la extensión preventiva (la restauración se extiende hasta zonas que normalmente se limpian solas, para prevenir la recidiva de la caries); la ameloplastia (consiste en rebajar las fisuras/oquedades poco profundas para crear una superficie lisa y cóncava que se limpie sola), (Figura 3.14); la aplicación de selladores para oquedades y fisuras (no es necesario preparar el diente, y representa el método preventivo más recomendable), (Figura 3.15); la restauración preventiva con resinas (se utiliza un instrumento cortante rotatorio de pequeño tamaño para explorar fisuras/oquedades para su restauración con composite y sellador), (Figura 3.16); y la restauración conservadora de composite (permite restaurar pequeñas fisuras/oquedades cavitadas diagnosticadas anteriormente y sellar aquellas zonas oclusales sospechosas), (Figura 3.17).

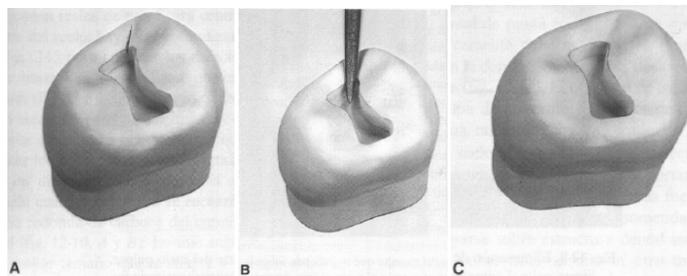


Figura 3.14 Ameloplastia. (a) Defecto del desarrollo en el extremo terminal de una fisura; (b) Fresa diamantada de grano fino colocada para eliminar el defecto; (c) Superficie lisa que queda tras la ameloplastia [3.3].

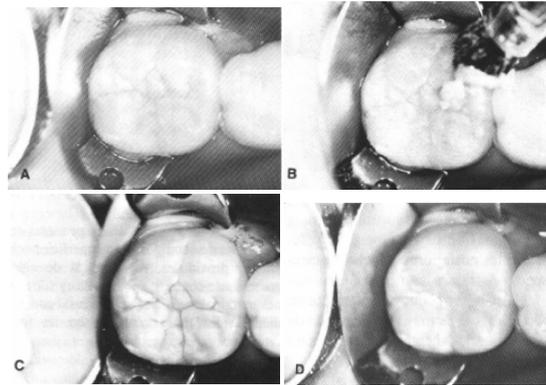


Figura 3.15 Pasos para aplicar un sellador. (a) Fisura en la superficie oclusal de un molar inferior con la zona aislada con un dique de goma; (b) Limpieza de la superficie con piedra pómez y un pincel de cerdas; (c) Superficie adecuadamente grabada, con aspecto ligeramente esmerilado; (d) Sellador aplicado y acabado [3.3].

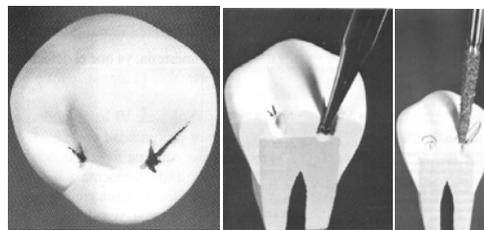


Figura 3.16 Preparaciones cavitarias de fosas de clase I para restauraciones de composite [3.3].

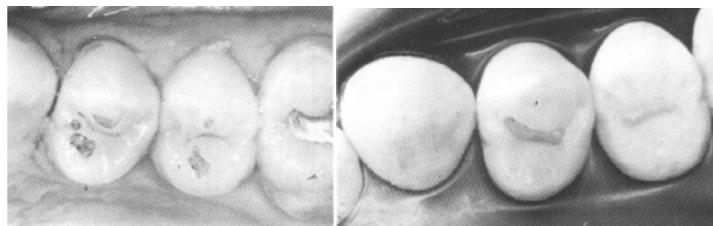


Figura 3.17 Preparación modificada de clase I preventiva con resina [3.3].

3.6.5 DEFECTOS DENTALES NO CARIOSOS [3.3].

A) Abrasión:

Consiste en una pérdida anormal de superficie dental como consecuencia de las fuerzas directas de fricción que se producen entre piezas dentales que contactan en presencia de un medio abrasivo. Puede deberse a: una técnica de cepillado incorrecta, malos hábitos (tales como sujetar objetos entre los dientes, masticar tabaco), etc. (Figura 3.18).



Figura 3.18 Abrasión [3.3].



B) Erosión:

Es el desgaste o la pérdida de superficie dental como consecuencia de acciones quimicomecánicas. La regurgitación del ácido gástrico puede producir esta alteración en las superficies linguales de los dientes superiores. Otro ejemplo es la disolución de la superficie facial de los dientes anteriores debido a la costumbre de chupar limones o la pérdida de superficie dental por la ingestión de medicamentos ácidos (Figura 3.19).

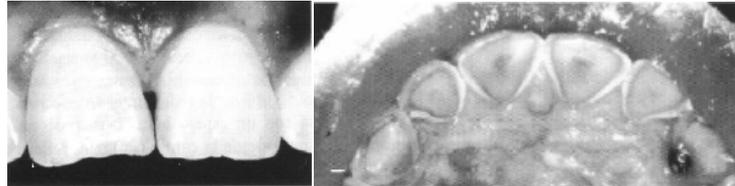


Figura 3.19 Erosión [3.3].

C) Atrición:

Es el desgaste mecánico de la superficie incisal u oclusal como consecuencia de movimientos funcionales o parafuncionales del maxilar inferior (contactos entre dientes), (Figura 3.20).



Figura 3.20 Atrición [3.3].

D) Fracturas:

Defecto cuyo diagnóstico y tratamiento plantea mayores dificultades y problemas (debido a que en ocasiones no es posible determinar la longitud y extensión de la fractura en cuestión), (Figura 3.21).

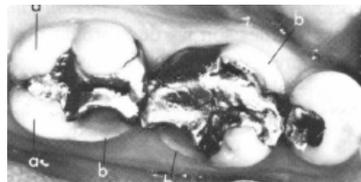


Figura 3.21 Fracturas [3.3].

3.6.6 TERMINOLOGÍA DE LA PREPARACIÓN DE CAVIDADES [3.3].

❖ PREPARACIONES CAVITARIAS SIMPLES, COMPUESTAS Y COMPLEJAS.

Una preparación cavitaria es simple cuando sólo afecta a una superficie dental, compuesta cuando afecta a dos superficies y compleja si afecta a tres o más superficies (Figura 3.22).

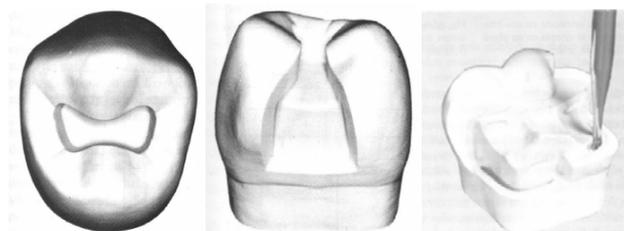


Figura 3.22 (a) Preparación cavitaria simple, (b) Preparación cavitaria compuesta, (c) Preparación cavitaria compleja [3.3].

❖ PAREDES DE LAS PREPARACIONES CAVITARIAS.

- Pared interna: una pared interna es la superficie de una cavidad preparada que no llega a la superficie externa del diente; y a su vez se clasifica en pared axial y pulpar.
- Pared externa: una pared externa es la superficie de una cavidad preparada que llega hasta la superficie externa del diente; dicha pared recibe el nombre de la superficie dental hacia la que se dirige (distal, facial, lingual, gingival).
- Suelo: el suelo es una pared de una cavidad preparada razonablemente plana y perpendicular a las fuerzas oclusales que actúan en dirección oclusolingival (Figura 3.23).

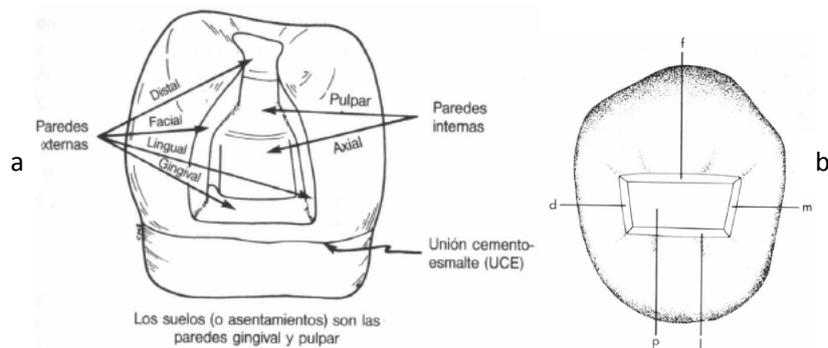


Figura 3.23 (a) Ilustración de las paredes externas e internas. (b) representación esquemática, en la que se pueden ver las paredes de la preparación cavitaria: (f) facial, (d) distal, (l) lingual, (m) mesial y (p) pulpar [3.3].

3.6.7 CLASIFICACIÓN DE LAS CAVIDADES.

La clasificación de las cavidades en función de las zonas anatómicas afectadas y el tipo de tratamiento asociado, divide a las cavidades en clase I, clase II, clase III, clase IV, clase V y clase VI. La clase I son cavidades para oquedades y fisuras, mientras que las clases restantes son cavidades para superficies lisas

1. CAVIDADES / RESTAURACIONES DE CLASE I

Todas las cavidades/restauraciones para oquedades y fisuras son de clase I, y se subdivide en:

- Cavidades/restauraciones en la superficie oclusal de premolares y molares (Figura 3.24).

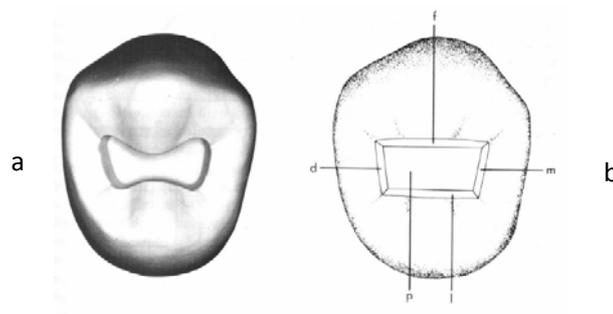


Figura 3.24 (a) Preparación cavitaria de clase I típica para la aplicación de amalgama sobre un premolar superior; (b) representación esquemática de las paredes de la preparación cavitaria, [3.3].



- Cavidades/restauraciones en los dos tercios oclusales de las superficies facial y lingual de los molares (figura 3.25).

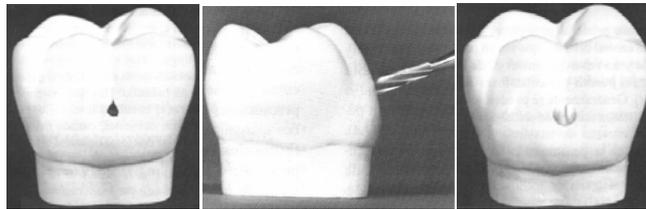


Figura 3.25 Preparación cavitaria de clase I en los dos tercios oclusales de las superficies facial y lingual de los molares [3.3].

- Cavidades/restauraciones en la superficie lingual de los incisivos superiores (Figura 3.26).

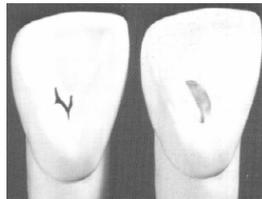


Figura 3.26 Preparación cavitaria de clase I en la superficie lingual de los incisivos superiores [3.3].

2. CAVIDADES / RESTAURACIONES DE CLASE II

Las cavidades/restauraciones de clase II son aquellas que se realizan en las superficies proximales de los dientes posteriores (Figura 3.27).

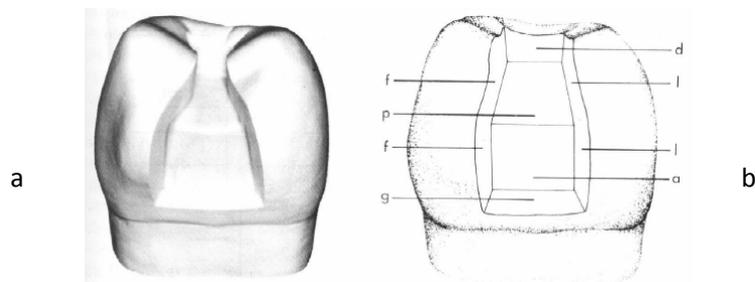


Figura 3.27 (a) Preparación cavitaria mesiooclusal de clase II típica para la aplicación de amalgama sobre un premolar superior; (b) representación esquemática de las paredes de la preparación cavitaria, [3.3].

3. CAVIDADES / RESTAURACIONES DE CLASE III

Las cavidades/restauraciones efectuadas en las superficies proximales de los dientes anteriores, son de clase III (Figura 3.28).

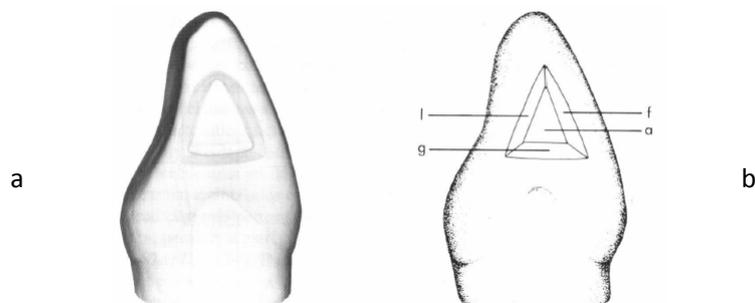


Figura 3.28 (a) Preparación cavitaria de clase III en un incisivo central superior; (b) Representación esquemática de las paredes de la preparación cavitaria, [3.3].



4. CAVIDADES / RESTAURACIONES DE CLASE IV

Las cavidades/restauraciones que se efectúan en las superficies proximales de los dientes anteriores que si abarcan el borde incisal son de clase IV (Figura 3.29).

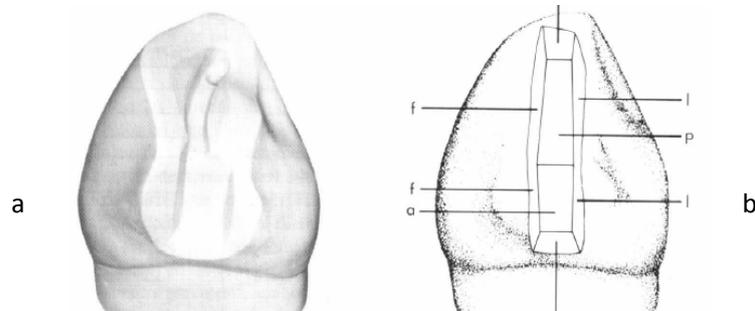


Figura 3.29 (a) Preparación cavitaria de clase IV para una incrustación en un canino superior; (b) Representación esquemática de las paredes de la preparación cavitaria, [3.3].

5. CAVIDADES / RESTAURACIONES DE CLASE V

Las cavidades/restauraciones efectuadas en el tercio gingival de las superficies facial o lingual de cualquier diente (sin incluir las cavidades para oquedades y fisuras) son de clase V (Figura 3.30).

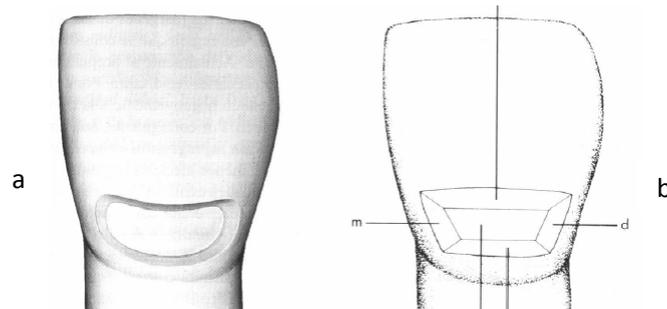


Figura 3.30 a) Preparación cavitaria de clase V; b) Representación esquemática de las paredes de la preparación cavitaria; c) representación esquemática de los ángulos de punto y de línea de la preparación cavitaria [3.3].

6. CAVIDADES / RESTAURACIONES DE CLASE VI

Las cavidades/restauraciones efectuadas en el borde incisal de los dientes anteriores o en las alturas cuspidas oclusales en los dientes posteriores son de clase VI.

3.6.8 FASES Y PASOS DE LA PREPARACIÓN DE CAVIDADES.

Para conseguir una buena preparación cavitaria hay que seguir una serie de procedimientos sistemáticos basados en principios físicos y mecánicos muy concretos.

Las fases y los pasos de la preparación cavitaria son:

- Fase inicial de la preparación cavitaria:

Paso 1. Forma exterior y profundidad inicial.

Paso 2. Forma de resistencia primaria.

Paso 3. Forma de retención primaria.

Paso 4. Forma de conveniencia.



- Fase final de la preparación cavitaria:

Paso 5. Eliminación de las oquedades/fisuras que puedan quedar en el esmalte, y/o dentina infectada, y/o del material de restauraciones anteriores si estuviese indicado.

Paso 6. Protección de la pulpa.

Paso 7. Formas de resistencia y retención secundarias.

Paso 8. Métodos para el acabado de las paredes externas.

Paso 9. Procedimientos finales: limpieza; inspección; barnizado; acondicionamiento.

Zona de trabajo: Antes de iniciar cualquier tratamiento restaurador debe prepararse el entorno en el que se vaya a llevar a cabo el mismo. La mayoría de los materiales de restauración requieren un entorno libre de humedad; en caso contrario, podrían peligrar las propiedades físicas de dichos materiales.

FASE INICIAL DE LA PREPARACIÓN DE UNA CAVIDAD [3.3]:

La preparación cavitaria inicial consiste en la extensión y el diseño inicial de las paredes externas de la preparación con una profundidad específica y limitada, que permita acceder a la cavidad o el defecto. La preparación no debe penetrar internamente en la dentina más de 0.2 mm en el caso de las cavidades para oquedades y fisuras, y de 0.2 a 0.8 mm en las cavidades abiertas en superficies lisas.

PASO 1: FORMA EXTERIOR Y PROFUNDIDAD INICIAL.

En este paso se establece la forma exterior, lo que significa:

1. Colocar los márgenes de la cavidad en las posiciones que ocuparán en la preparación definitiva.
2. Conseguir una profundidad inicial hasta 0.2-0.8 mm de la unión dentina-esmalte o de la superficie radicular normal.

PASO 2: FORMA DE RESISTENCIA PRIMARIA.

Al extender las paredes externas de una cavidad hasta el tejido dental sano, se le debe empezar a dar forma a las paredes cavitarias. Dependiendo del material de restauración y clase de cavidad, el diseño de las paredes cavitarias en esta fase debe proteger las fracturas producidas por las fuerzas que actúan sobre el eje longitudinal del diente (forma de resistencia primaria) y favorecer la retención del material en el diente, principalmente de las fuerzas que actúan en sentido inverso.

La forma de resistencia primaria es aquella configuración y posición de las paredes cavitarias que mejor permita a la restauración y al diente soportar sin fracturarse las fuerzas masticatorias que actúan fundamentalmente sobre el eje longitudinal del diente. Las paredes pulpares y gingivales relativamente planas y perpendiculares al eje longitudinal del diente resisten las fuerzas que actúan sobre dicho eje y evitan que el diente se fracture por efecto de cuña (Figura 3.31).

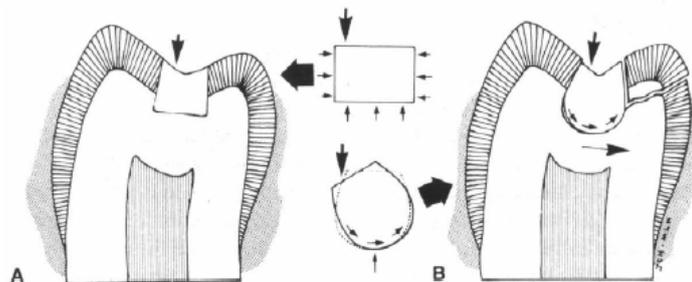


Figura 3.31 Formas de resistencia del diente a una posible fractura como consecuencia de las fuerzas que actúan sobre la restauración. Un suelo plano (A) impedirá que la restauración gire, mientras que un suelo pulpar redondeado, (B) permite que la restauración gire produciendo una fuerza en cuña que puede cizallar la estructura dental [3.3].



Los principios fundamentales para la obtención de la forma de resistencia primaria son:

- Utilizar la configuración en forma de caja con un suelo relativamente plano, que ayuda al diente a resistir las fuerzas oclusales al ser perpendicular a dichas fuerzas masticatorias, que siguen el eje longitudinal del diente.
- Redondear ligeramente los ángulos de línea interior (reduce la tensión que soporta el diente e incrementa su resistencia a la fractura) y exterior (reduce la tensión que soportan algunos materiales de restauración, y aumenta la resistencia del material a la fractura) para reducir la concentración de tensiones en la estructura dental (Figura 3.32).
- Conseguir suficiente espesor de material de restauración para evitar que se fracture bajo efecto de las cargas.

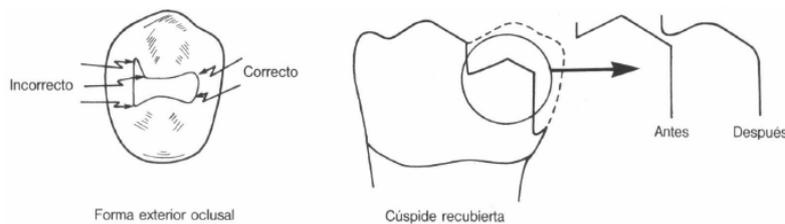


Figura 3.32 La unión de las paredes de esmalte debe ser ligeramente redondeada, ya sea obtusa o aguda [3.3].

El espesor del material de restauración influye en su capacidad de resistencia a la fractura. Para tener una resistencia adecuada a la fractura, el espesor mínimo de la amalgama es de 1.5 mm (para tener una buena resistencia y longevidad frente al desgaste), el del metal colado es de 1-2 mm (resistencia) y el de la porcelana es de 2 mm (resistir las fracturas masivas).

PASO 3: FORMA DE RETENCIÓN PRIMARIA.

Es aquella forma o configuración de la cavidad preparada que se opone al desplazamiento o la extracción de la restauración como consecuencia de las fuerzas de inclinación o de levantamiento. Dado que las necesidades de retención dependen del material de restauración empleado, los principios de restauración primaria variarán en función de dicho material. Para las restauraciones de amalgama en la mayoría de las preparaciones de clase I y clase II, para retener el material en el diente se desarrollan unas paredes cavitarias externas que converjan oclusalmente.

PASO 4: FORMA DE CONVENIENCIA.

Es aquella forma o configuración de la cavidad que permite una adecuada observación, accesibilidad y maniobrabilidad durante la preparación y la restauración de dicha cavidad.

FASE FINAL DE LA PREPARACIÓN CAVITARIA:

PASO 5: ELIMINACIÓN DE TEJIDO DENTAL CARIOSO Y/O DEL MATERIAL DE RESTAURACIÓN QUE PUEDA QUEDAR.

La supresión consiste en la eliminación del tejido dental carioso infectado o del material de restauración defectuoso que pueda haber quedado en el diente tras la preparación cavitaria inicial, ya que la profundización inicial puede haber dejado restos de material de restauración viejo en las paredes pulpares o axiales.

PASO 6: PROTECCIÓN DE LA PULPA.

Las bases o los cementos tradicionales sirven para proteger la pulpa, para favorecer la recuperación pulpar o para ambas cosas. Con un sellado tubular eficaz se evita la penetración de las bacterias o sus toxinas.



Cemento: es aquella suspensión o dispersión volátil o acuosa de de óxido de cinc o hidróxido de calcio que se pueden aplicar a una superficie cavitaria en una película relativamente fina y se emplean para provocar una determinada respuesta pulpar.

Bases: se definen como aquellos cementos que se emplean habitualmente en capas más espesas por debajo de las restauraciones permanentes para la protección mecánica, química y térmica de la pulpa.

Los fondos de óxido de cinc-eugenol e hidróxido cálcico en espesores de 0.5 mm o más tienen una fuerza adecuada para soportar las fuerzas necesarias para condensar la amalgama y proteger frente a los cambios térmicos a corto plazo.

Las bases proporcionan una mayor protección pulpar contra los irritantes (ingredientes de diversos materiales, cambios térmicos de a través de materiales de restauración, penetración de productos nocivos y bacterias a través de microfiltraciones): mecánicos, térmicos y químicos.

PASO 7: FORMAS DE RESISTENCIA Y RETENCION SECUNDARIAS.

Cuando una preparación dental comprende superficies oclusales y proximales, cada una de esas zonas deberá tener elementos de retención y resistencia propios.

PASO 8: MÉTODOS PARA EL ACABADO DE LAS PAREDES EXTERNAS.

El acabado de las paredes cavitarias consiste en el desarrollo posterior, cuando esté indicado, de un diseño cavosuperficial específico y un grado de uniformidad que permita conseguir la máxima eficacia con el material de restauración que se vaya a usar.

PASO 9: PROCEDIMIENTOS FINALES: LIMPIEZA; INSPECCIÓN; BARNIZADO; ACONDICIONAMIENTO.

La limpieza consiste en eliminar todas las virutas y restos sueltos que se hayan acumulado, secar la cavidad y efectuar una inspección final exhaustiva de la preparación para descartar la presencia de restos de dentina infectada, márgenes de esmalte en mal estado o cualquier condición por la que la cavidad no pueda aceptar el material de restauración.

3.7 MATERIALES PARA LA RESTAURACION DENTARIA [3.10]

La selección de los materiales dependerá del diente que se trate y de la magnitud de la reparación y/o reconstrucción, con el objetivo de devolver al diente su anatomía y función, haciendo uso de materiales, tales como son: los metálicos, cerámicos, plásticos y sus combinaciones. Para la restauración dentaria, en algunos casos se tiene que hacer uso de varios tipos de materiales; en otros, sólo de algunos, y en otros más, sólo se requiere material de restauración.

Proteger la vitalidad de diente es una de las funciones principales de los materiales de restauración, por lo que la biocompatibilidad es un punto fundamental. Y es por ello que a continuación se muestran los materiales más usados e importantes en el ámbito odontológico:

1. Hidróxido de calcio:

Se trata de un polvo blanco que se forma por la reacción de la cal viva con el agua y su función en odontología es estimular, proteger y proveer de iones calcio a la pulpa (Tabla 3.8).

Tabla 3.8 Ventajas y desventajas del Hidróxido de calcio [3.10].

Ventajas	Desventajas
Es económico	Es muy soluble
Fácil manipulación, sobre todo en la presentación de hidrogel y base catalizador	Tiene baja resistencia
	Difícil manipulación de la presentación en polvo y agua



2. Cementos dentales:

Se emplea el término cemento dental, para todos los materiales que se usan como medio cementante; los principales son: cementos de óxido de zinc, ionómero de vidrio y carboxilato de zinc.

- Cementos de óxido de zinc y eugenol (Tabla 3.9, 3.10):

Tabla 3.9 Clasificación, indicaciones y usos de los cementos [3.10].

Tipo de cemento	Características	Indicaciones y usos
Tipo I	Por ser menos resistente y más soluble que los otros tipos de cemento, solo es de un solo temporal	Para cementación temporal. Para unir los dientes en una estructura hecha de la boca y mantenerla temporalmente, ya sea por semanas o meses. Es de fácil remoción
Tipo II	Es el más resistente y por tanto el que asegura mayor permanencia en la boca	Para cementación permanente. El mismo uso que el tipo I, pero cuando se pretende mantener cementada definitivamente la estructura al diente
Tipo III	Tiene suficiente resistencia para soportar cargas de condensación de otro material sobre él, como la amalgama dental	Para base o restauración provisional. Como base dura que puede resistir cargas directas en procesos odontológicos, como es la condensación de la amalgama, sin fracturarse o perforarse. Tiene un uso especial en niños y ancianos como material de restauración temporal, donde puede durar uno o dos años
Tipo IV	Tiene baja resistencia, por lo que no soporta cargas, y es menos soluble que el tipo I	Sólo como forro cavitario en cavidades profundas

Tabla 3.10 Ventajas y desventajas del cemento de óxido de zinc y eugenol [3.10].

Ventajas	Desventajas
Es económico	Tiene bajas propiedades físicas comparado con los otros grupos de cementos
No es irritante para el diente	No se puede usar en contacto con resinas
Es fácil de manipular	

- Cemento de fosfato de zinc (Tabla 3.11):

Es un cemento de reacción ácido-base, de alta resistencia y baja solubilidad.

Tabla 3.11 Ventajas y desventajas del cemento de fosfato de zinc [3.10].

Ventajas	Desventajas
Es económico	Puede ser irritable por su acidez inicial
Tiene buenas propiedades físicas	No tiene adhesión específica o química al diente
Permite pequeñas variables en manipulación	
Buenos antecedentes en su uso clínico	
Es compatible con todos los materiales de restauración	

- Cemento de carboxilato de zinc (Tabla 3.12):

Tabla 3.12 Ventajas y desventajas del cemento de carboxilato de zinc [3.10].

Ventajas	Desventajas
No es irritable	Es más soluble que el cemento de fosfato de zinc
Tiene adhesión específica al diente y a algunos metales	No permite variables en su manipulación

- Cemento de ionómero de vidrio (Tabla 3.13):

Tabla 3.13 Ventajas y desventajas del cemento de ionómero de vidrio [3.10].

Ventajas	Desventajas
Sus propiedades físicas son buenas, excepto ante carga masticatoria	Son más costosos que los otros grupos
Tiene adhesión específica o química al diente y aleaciones de uso dental	No se adhieren químicamente a la porcelana ni aleaciones en las primeras 24 horas
Muestran estabilidad dimensional	No permiten variables en su manipulación
Liberan flúor	
Son más estéticos que los otros grupos de cementos	



3. Resinas compuestas:

Las resinas compuestas son materiales de restauración que más investigación, variantes y usos han tenido en los últimos años en el campo odontológico (Tabla 3.14). La mezcla de material orgánico y material inorgánico tratado con un silicato órgano-funcional para poder unirse con el orgánico, es lo que recibe el nombre de resina compuesta.

Las resinas compuestas se usan para restaurar dientes anteriores y posteriores, para sellar foseetas y fisuras y para reconstruir muñones.

Tabla 3.14 Ventajas y desventajas de las resinas compuestas [3.10].

Ventajas	Desventajas
Son insolubles	Se contraen al polimerizarse
Son estéticas	Se dispone de poco tiempo de trabajo con las autopolimerizables
Es aceptable su biocompatibilidad	Se requiere de equipo especial, requiere varios pasos y ocupa más tiempo para el manejo de las fotopolimerizables
El manejo de las autopolimerizables es sencillo	
Son compatibles con sistemas de adhesión a esmalte y dentina	
Nos permiten hacer cavidades más conservadoras	

4 Amalgama dental:

La amalgama es una mezcla de metales, algunos de los cuales son limadura o polvo fino de plata, estaño y cobre con mercurio (Tabla 3.15). Su uso es sobre todo para restaurar dientes posteriores que reciben carga de oclusión, en cavidades pequeñas y grandes, pero siempre tratando de que la cavidad este rodeada por tejido dental. Para cavidades profundas y amplias, la amalgama de alto contenido de cobre es la indicada.

Tabla 3.15 Ventajas y desventajas de la amalgama dental [3.10].

Ventajas	Desventajas
Tiene comprobado éxito clínico	No es estética
Es económica	No tiene adhesión específica a los tejidos dentales
Su manipulación es sencilla	Acarrea cierto riesgo de contaminación mercurial
Requiere poco tiempo de trabajo	

3.8 SUMARIO

En este capítulo se hizo una descripción general de la estructura dental, tomando aspectos tales como la biomecánica, las distintas fuerzas que puede soportar una pieza dentaria, las propiedades mecánicas del primer molar y de los diferentes tipos de materiales dentales utilizados para la restauración. De igual manera se describieron los principales tipos de afección, que a través de enfermedades bucales, traumatismos o malos hábitos se llegan a generar, y en donde es inevitable la reconstrucción del diente (proceso mediante el cual se genera una cavidad dental, con el fin de regenerar la geometría particular del diente y regresar su funcionalidad).

Por lo que en el capítulo siguiente se describirá la parte experimental, en donde el primer molar permanente será regenerado, sometido a cargas parecidas a las que existen en la estructura dental y analizado mediante fotoelasticidad.

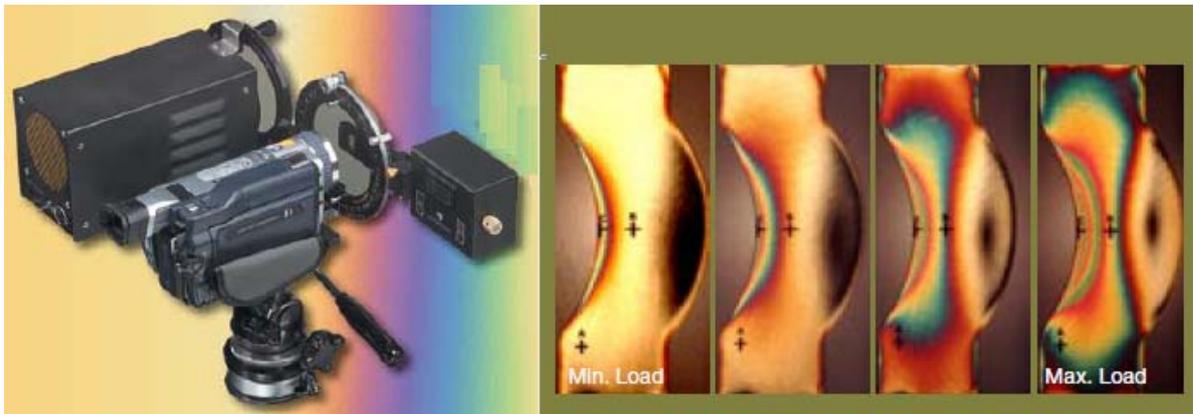


3.9 REFERENCIAS

- [3.1] Özkaya Nihat, Nordin Margareta. *Fundamentals of Biomechanics Equilibrium, Motion, and Deformation*. Editorial Van Nostrand Reinhold.
- [3.2] T. Mah Raymond. *Principios de Ingeniería y Métodos de Diseño de Modelos Experimentales*. (2005).
- [3.3] Clifford M. Sturdevant. *Operatoria Dental, Arte y Ciencia*. 3ra Ed. ,Editorial Mosby.
- [3.4] Casado Latorre C. *Diseño de Prótesis y Aparatos de Ortodoncia*. Editorial Masson.
- [3.5] Castaño Ibarra M.B. *Comparación de Esfuerzos Tensiles y Compresivos Entre un Modelo de Cantiléver con Implantes y Otro con Dientes Naturales Como Pilares, Mediante el Método de Elementos Finitos*. Revista CES Odontología, Vol. 8-Nº2, (1995).
- [3.6] Mackerle jaroslav. *Finite Element Bibliography for Biomechanics*. Appl Mech Rev. Vol 51, No.10, Octubre, (1997).
- [3.7] V.K. Goel, S.C. Khera, J.L. Ralston, K.H. Chang. *Stresses at the dentinoenamel junction of human teeth-a finite element investigation*. Journal of Prosthetic Dentistry. Vol. 66, p.p. 451-459, (1991).
- [3.8] H.E. Lee, C.L. Lin, C.H. Wang, C.H. Cheng, C.H. Chang. *Stresses at the cervical lesion of maxillary premolar - a finite element investigation*. Journal of Dentistry. Vol. 30 N° 7-8, p.p. 283-290, (2002).
- [3.9] L.G. Selna, HT. Shillingberg, PA. Kerr. *Finite element analysis of dental structures – axisymmetric and plane stress idealizations*. Journal of Biomedical Material Research. Vol. 9, p.p. 237-252, (1975).
- [3.10] Barceló Santana F. H. *Materiales Dentales, Conocimientos Básicos Aplicados*. 2da. Ed., Editorial Trillas, México, (2004).



Capítulo 4



Análisis Experimental



4. ANÁLISIS EXPERIMENTAL

4.1 ASPECTOS GENERALES

Los dientes habitualmente están sometidos a numerosas fuerzas debido a la acción de la masticación, es por ello que para abordar el caso de estudio, se diseñará y desarrollará un prototipo para fines experimentales, con el objetivo de conocer, evaluar y establecer las principales zonas en donde la interacción de cargas de distinta naturaleza y la influencia de la geometría, generen esfuerzos que puedan ser analizados en beneficio o afección a la estructura de los molares. Los casos de estudio irán desde dientes sanos hasta con algún tipo de restauración y la medición de los esfuerzos se hará mediante fotoelasticidad.

4.2 PREPARACIÓN DE CAVIDADES

La preparación de cavidades se define como la alteración mecánica de un diente defectuoso (Figura 4.1 (a)), lesionado o enfermo para que pueda aplicarse sobre el mismo, un material de restauración que permita restablecer el estado de salud en dicho diente, incluyendo correcciones estéticas, de forma y de funciones, cuando estas sean necesarias [3.3].

Las cavidades a ser evaluadas, serán realizadas en dientes reales (Figura 4.1 (b)).



Figura 4.1 (a) Preparacion de una cavidad dental; (b) Dientes reales.

La cavidad para una restauración con amalgama en el primer molar permanente, solo es posible cuando se abarca la parte oclusal y/o la parte oclusal con una pared. La retención del material restaurador, se garantiza cuando los pisos y las paredes de la cavidad son planos. Por lo que las cavidades más representativas son las siguientes: (Figura 4.2).

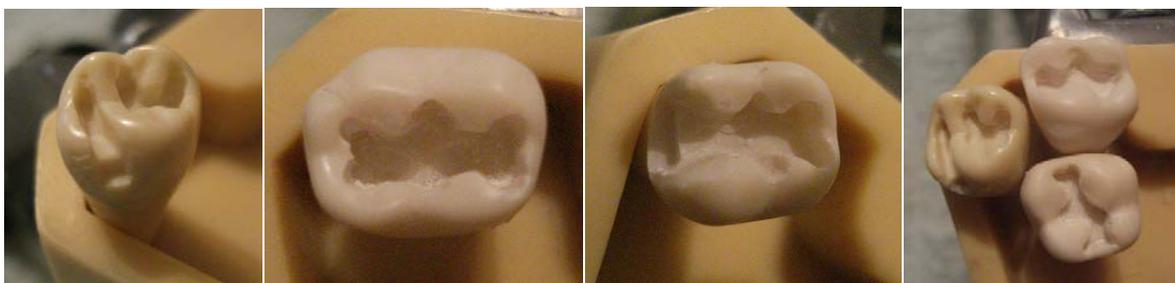


Figura 4.2 Cavidades más representativas en el primer molar permanente para colocación de amalgamas.



La cavidad para una restauración con resina en el primer molar permanente, solo es posible cuando la afección abarca una pequeña zona de la parte oclusal. La retención del material restaurador en la cavidad, se garantizará solo con pisos planos y paredes redondeadas. Por lo que las cavidades más representativas son las siguientes: (Figura 4.3).



Figura 4.3 Cavidades más representativas en el primer molar para colocación de resinas.

4.2.1 APLICACIÓN DE LA AMALGAMA DENTAL

Generalmente las amalgamas son utilizadas para los dientes posteriores (premolares y molares), debido a que son los dientes que reciben mayor carga, las amalgamas vienen generalmente en dos presentaciones:

- **Capsulas:** En donde ya viene predocificado el mercurio y el metal; por lo que solo es necesario colocar la capsula en el amalgamador por algunos segundos.
- **Tabletas:** En este caso el dentista coloca la tableta junto con una gota de mercurio, para su posterior trituración en forma manual.

Después de realizada la cavidad deberá colocarse una base, esta base dependerá principalmente de la profundidad final, si algunas zonas son más profundas que otras se utilizará dycal (Figura 4.4) y en el resto del diente podrá usarse una base cavitaria: ya sea zoe (Figura 4.5) ó ionómero de vidrio, para finalmente colocar la amalgama (Figura 4.6).



Figura 4.4 Aplicación de dycal (existencia de zonas más profundas que otras).



Figura 4.5 Aplicación de Zoe (base cavitaria).

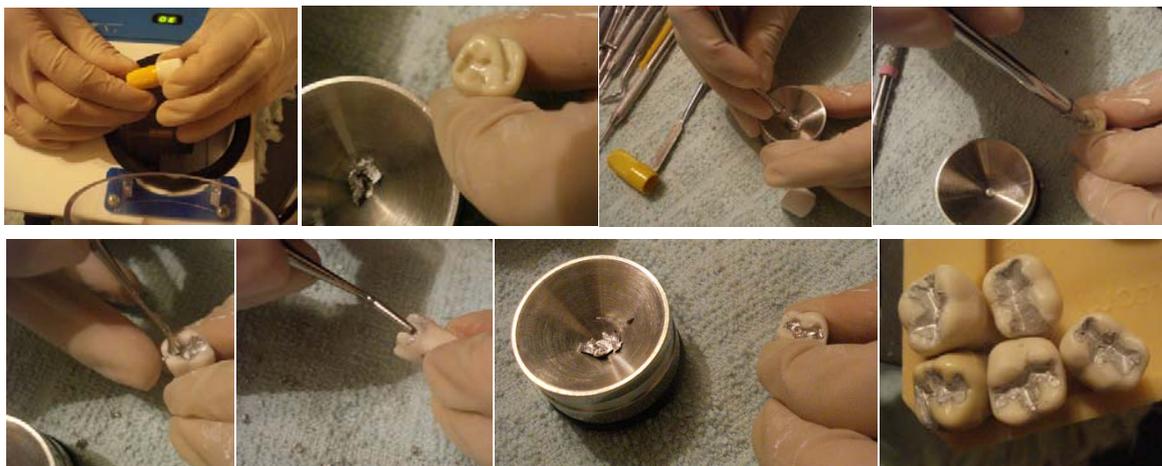


Figura 4.6 Aplicación de Ionomero de vidrio (base cavitaria).

4.2.2 APLICACIÓN DE LA RESINA DENTAL

Las resinas son materiales muy estéticos y no se recomienda utilizarlas en dientes posteriores a menos que la lesión en la superficie oclusal sea muy pequeña. Existen de diferentes colores y presentaciones; tales como lo son:

- Resina Fluida
- Resina Sólida
- Autopolimerizable (endurece sola)
- Fotopolimerizable (se requiere de una lámpara para endurecerla)

Después de realizada la cavidad, los pasos a seguir para la correcta colocación de una resina dental son: a) Deberá colocarse una base, esta base dependerá principalmente de la profundidad final, si algunas zonas son más profundas que otras se utilizará dycal y en el resto del diente podrá usarse una base cavitaria; ya sea zoe ó ionómero de vidrio, b) Se coloca acido grabador y se deja secar por 15 segundos aproximadamente, c) Se lava el diente y se seca con aire indirecto,



d) Se coloca el primer adhesivo, posteriormente aire indirecto y se endurece con lámpara fotopolimerizable, e) Finalmente se coloca la resina por capas de 2 mm y se endurece con lámpara fotopolimerizable. En las resinas nunca deberán utilizarse bases cavitarias a base de eugenol porque evitan la polimerización de la resina (Figura 4.7).



Figura 4.7 Colocación de una resina dental.

4.3 DISEÑO DEL DISPOSITIVO DE SUJECCIÓN PARA LAS PRUEBAS EXPERIMENTALES

El dispositivo de sujeción utilizado para el análisis experimental fue diseñado en un paquete CAD. Las características para el modelado de este dispositivo fueron:

- a) Tipo de montaje experimental
- b) Probeta de estudio (primer molar permanente)
- c) Dimensiones y forma de la célula de carga
- d) Forma de sujeción

Tomando en consideración los aspectos antes mencionados, el dispositivo de sujeción para el montaje experimental quedó de la siguiente manera (Figura 4.8):

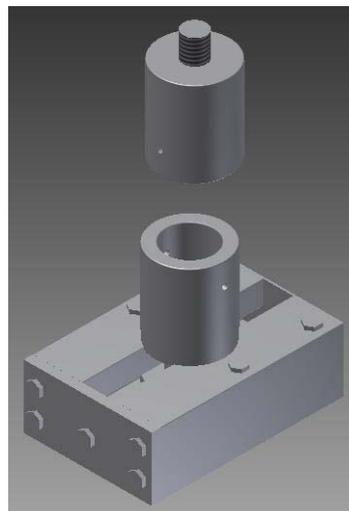


Figura 4.8 Dispositivo de sujeción (paquete CAD).



NOTA: Los planos de las piezas que integran el dispositivo de sujeción, se encuentran en la sección de ANEXOS.

Para poder llevar a cabo la realización de las pruebas experimentales, el dispositivo de sujeción fue maquinado bajo las siguientes condiciones:

- Resistir una compresión mínima de 15 kg.
- De fácil maquinado y manipulación
- De forma regular

El material seleccionado para la elaboración del dispositivo fue el aluminio. El aluminio es un material, cuyas propiedades son: fácil de cortar y maquinar, requiere de poco mantenimiento, es ligero y de muy buena resistencia mecánica, resiste la corrosión, es buen conductor del calor y la electricidad y se le puede adquirir a un bajo costo.

El maquinado del dispositivo se llevo a cabo en el laboratorio de pesados de la Escuela Superior de Ingeniería Mecánica y Eléctrica Unidad Zacatenco. Y el resultado final fue (Figura 4.9):



Figura 4.9 Dispositivo de sujeción (maquinado).

4. 4 PRINCIPALES PARÁMETROS DE CARGA

La textura y naturaleza de los alimentos tienen una influencia directa en los procesos masticatorios; por lo que fundamentalmente existen tres procesos que tienen a su cargo la regulación de la masticación de alimentos de diferente consistencia [4.1]:

- Variaciones de la fuerza masticatoria,
- Presión masticatoria y
- Número de golpes masticatorios.

a) En una de las primeras mediciones de fuerza masticatoria desarrollada durante la masticación, se examinaron tres tipos de alimentos con diferentes propiedades físicas: el alimento frágil, el fragmentable y el resistente. El cálculo de la suma de las fuerzas promedio para los dos premolares y primer molar correspondió a 3.7 kg para el alimento frágil, 4.1 kg para el alimento fragmentable y 4.9 kg para el alimento resistente. La máxima fuerza registrada (7.2 kg) fue encontrada a nivel del primer molar durante la masticación de alimentos resistentes.

Posteriormente mediante un experimento por medio de transductores de tensión colocados en el interior de una incrustación oclusal de un molar (Figura 4.10), se determinó que durante la masticación normal en el primer molar se registraron valores que sobrepasaban los 6 kg con un máximo de 15 kg, presentando una tendencia al incremento al final de la secuencia masticatoria.

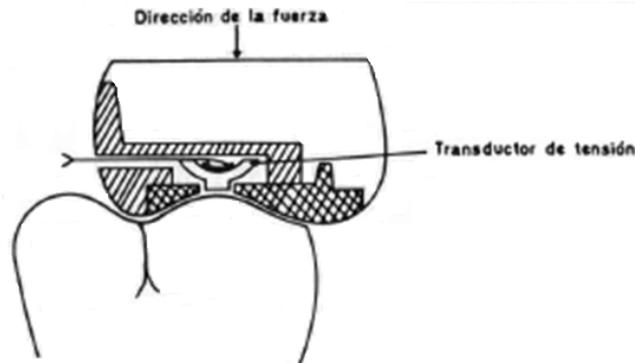


Figura 4.10 Sistema de registro de fuerzas oclusales mediante un transductor de tensión [4.1].

b) Para una fuerza masticatoria determinada, la presión que se ejerce sobre un alimento es función del área oclusal funcional que actúa en la trituración del mismo, por lo que una misma fuerza concentrada en un área oclusal pequeña actuará cortando o triturando los alimentos más efectivamente que la misma fuerza aplicada sobre un área más extensa.

c) Número de contactos entre los dientes oponentes durante la masticación habitual. Es el promedio del número de golpes masticatorios necesarios para triturar diferentes alimentos, como se muestra a continuación (Figura 4.11).

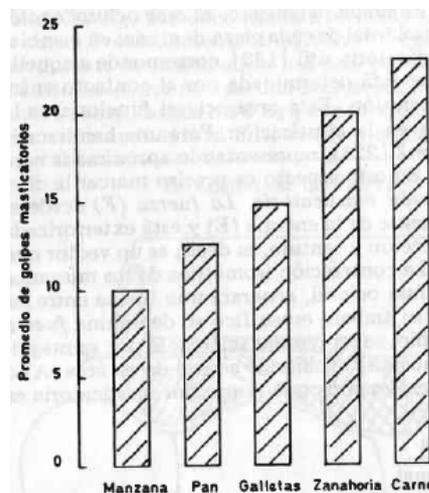


Figura 4.11 Distribución promedio del número de golpes masticatorios durante la trituración de diferentes alimentos [4.1].

Aunque en la mayoría de las situaciones clínicas se produce una compleja combinación tridimensional de cargas, normalmente se suelen describir las cargas extremas en términos de una única dirección como compresión, tensión o cizallamiento. La combinación de éstas puede producir torsión o flexión [4.2].

En la Figura 4.12, se representan esquemáticamente las diferentes formas de carga en una restauración mesiooclusal de amalgama.

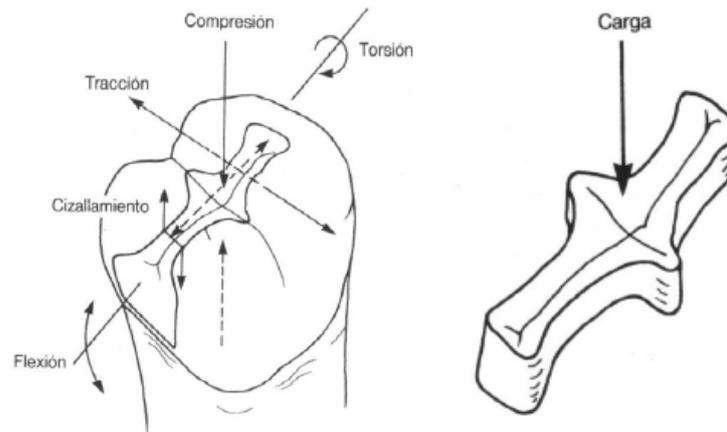


Figura 4.12 Carga uniaxial sobre una restauración MO de amalgama [4.2].

Una estructura dental normal transfiere las cargas externas de la mordida a través del esmalte hasta la dentina en forma de compresión (Figura 4.13 (a)). Las cargas externas concentradas se distribuyen por un gran volumen interno de la estructura dental, por lo que las tensiones locales son reducidas. Durante este proceso puede formarse ligeramente la dentina, provocando flexión dental (curvamiento lateral o axial del diente durante la actuación de las cargas oclusales).

Un diente restaurado tiende a transferir las tensiones de forma diferente a la de un diente intacto. Cuando el esmalte no es continuo su resistencia es mucho menor. La mayoría de las restauraciones están diseñadas para distribuir las tensiones por la dentina sana en vez de hacerlo por el esmalte (Figura 4.13 (b)). Una vez en la dentina, las tensiones se distribuyen de forma parecida a la de un diente normal. El proceso de transferencia de tensiones a la dentina se complica cuando queda poca dentina y la restauración debe abarcar una distancia significativa para sentarse en la dentina más gruesa.

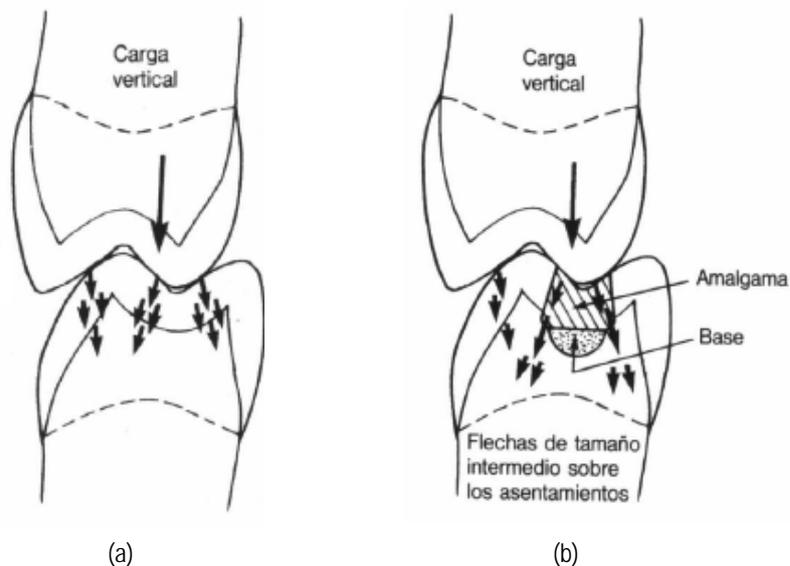


Figura 4.13 (a) En un diente sin restaurar las tensiones se transfieren a través del esmalte dental hasta la dentina; (b) En un diente restaurado con amalgama dental las tensiones se transfieren a la dentina (y no al esmalte) siempre que es posible [4.2].



4.5 FOTOELÁSTICIDAD

En el año de 1812, el físico David Brewster descubrió que si un cuerpo transparente es sometido a esfuerzos y es iluminado con luz polarizada aparecen en él una serie de franjas de diversos colores cuya posición cambia si se modifica en intensidad o posición el sistema de cargas. Brewster comunicó este fenómeno a los ingenieros de su época pero su descubrimiento fue aprovechado hasta el año de 1853 en que Newmann y Maxwell descubrieron separadamente la ley óptica de esfuerzos que es la base del estudio fotoelástico. Sin embargo, fue hasta el año de 1891 en que Carus Wilson publicó los resultados de sus investigaciones fotoelásticas en una viga simplemente apoyada cargada en un solo punto.

Más adelante, en 1901, Mesnager realizó nuevas aplicaciones, pero fue hasta el periodo entre 1920 y 1931 que los investigadores Coker y Filón hicieron una serie de estudios que culminaron con la publicación de un tratado de fotoelasticidad, la que puede decirse que a partir de esas fechas se desarrolló rápida y vigorosamente con las experiencias inspiradas de Brucker, Weller, Frocht, Neuber, Goodier, Durelli, Hetenyi, Parks y otros investigadores notables [4.3].

La fotoelasticidad es un método experimental de análisis de esfuerzos que emplea modelos de plástico (material birrefringente) transparentes de un prototipo, y un campo de luz polarizada producido mediante un instrumento llamado polariscopio. La intención de la luz polarizada con el modelo sujeto a esfuerzos provoca que se pueda visualizar y determinar la distribución de esfuerzos, en dos y tres dimensiones.

El modelo transparente fotoelástico es hecho de un material elástico (generalmente de 1/4" de espesor) y debe tener los contornos en el modelo geoméricamente similares a aquellos del prototipo en el cual se requiere conocer la distribución de esfuerzos. El modelo es examinado en un campo de luz polarizada, con cargas aplicadas de la misma manera que en el prototipo. Bajo estas condiciones se pueden observar bandas de colores diferentes en luz blanca, o bandas alternadas oscuras y claras llamadas franjas de interferencia de luz monocromática. Estos efectos ópticos se pueden interpretar directamente para dar una representación gráfica de la distribución de esfuerzos, tanto cualitativa como cuantitativa. Una observación visual directa es suficiente para localizar regiones de alto y bajo esfuerzo [4.4].

En su forma más simple, el fenómeno Fotoelástico consiste en lo siguiente: se construye un modelo transparente con cierta sensibilidad óptica semejante en forma al prototipo que se desea analizar. Se aplica un sistema de cargas semejante al que deberá actuar sobre el prototipo y este modelo se ilumina con luz polarizada. Al observar el modelo a través de un filtro polarizante se observaran en él dos familias de franjas: franjas de diversos colores denominadas isocromáticas y franjas negras denominadas isóclinas. Las primeras están relacionadas con la magnitud de los esfuerzos, pues varían su posición con la intensidad de la carga. Las segundas se relacionan con la inclinación de los esfuerzos, pues varían su posición con el giro del modelo en su mismo plano.

El análisis fotoelástico nos conduce al conocimiento panorámico de la distribución de esfuerzos en todo el campo del modelo a partir de la observación e interpretación del patrón de franjas isocromáticas e isóclinas.

4.5.1 POLARISCOPIO POR REFLEXIÓN

El polariscopio por reflexión, (Figura 4.14), es un equipamiento que consta de un cabezal óptico que proporciona luz blanca. Esta luz atraviesa una lente donde es polarizada con un cuarto de onda de retardo. Una vez que la luz se refleja en el material birrefringente puede ser analizada en la segunda lente, que es un analizador de cuarto de onda.

Su utilización es sencilla y a la hora de interpretar cualitativamente el estado de tensiones, el índice de franja N debe reconocerse a partir del color observado [4.5].

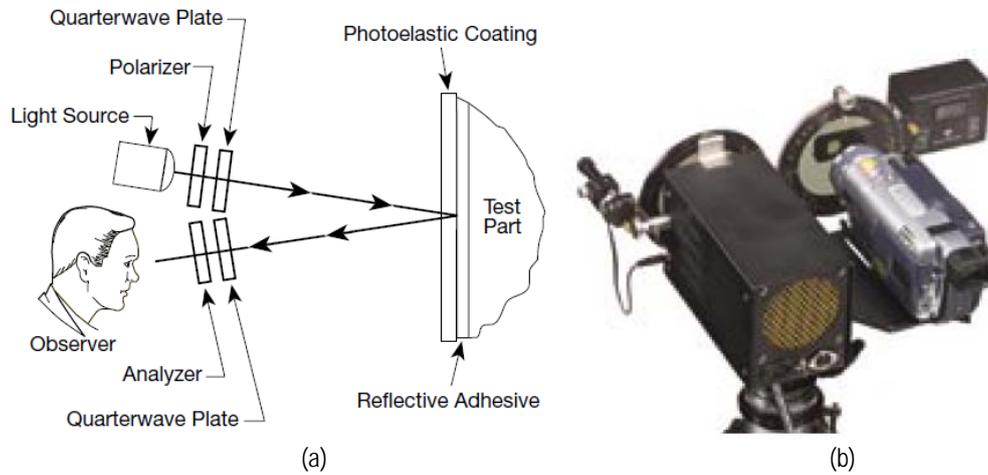


Figura 4.14 (a) Componentes del Polariscopio por Reflexión; (b) Polariscopio por Reflexión [4.5].

En la (Figura 4.15), puede observarse la secuencia de colores, el retardo y el índice de franja N correspondiente.

ISOCROMATIC FRINGE CHARACTERISTICS				
COLOR	APPROXIMATE RELATIVE RETARDATION		FRINGE ORDER N	
	nm	in $\times 10^{-6}$		
Black	0	0	0	
Pale Yellow	345	14	0.60	
Dull Red	520	20	0.90	
Red/Blue Transition	575	22.7	1.00	
Blue-Green	700	28	1.22	
Yellow	800	32	1.39	
Rose Red	1050	42	1.82	
Red/Green Transition	1150	45.4	2.00	
Green	1350	53	2.35	
Yellow	1440	57	2.50	
Red	1520	60	2.65	
Red/Green Transition	1730	68	3.00	
Green	1800	71	3.10	

Figura 4.15 Orden de franja [4.7].



4.5.2 PREPARACIÓN Y APLICACIÓN DE LA RESINA FOTOELÁSTICA

La resina fotoelástica, se prepara tomando como punto de partida el área y las piezas a cubrir, esto permite optimizar su aplicación y no desperdiciarla de forma innecesaria. Es importante resaltar que para obtener un cálculo más preciso, se deben considerar los pesos de los recipientes que contendrán a la resina y al acelerador, ya que una descompensación de las mezclas podría generar fragilidad en la resina. Por lo que:

W_T (Peso total de la mezcla), es:

$W_{Tmezcla} = 18.5 \times A \times t$	(1)
--	-----

Donde:

A = Área por recubrir (espécimen o zona de estudio)

t = Espesor de la película fotoelástica (rango de 0.1 mm a 3 mm máx.)

En este caso el área a cubrir (primer molar permanente superior e inferior) es de $15 \text{ cm}^2 = 2.33 \text{ in}^2$, el espesor máximo de la película será de 0.5 mm y el peso del vaso es de 4.4 gr.

Por lo tanto:

$W_{Tmezcla} = 18.5 \times 2.33 \text{ in}^2 \times 0.5 \text{ mm} \times \frac{1 \text{ in}^2}{25.4 \text{ mm}} = 2.14 \text{ gr}$	
---	--

W_{PL-1} (Peso de la resina), es:

$W_{PL-1} = \frac{W_T \times 100}{120}$	(2)
---	-----

$W_{PL-1} = \frac{2.14 \times 100}{120} = 1.78 \text{ gr} + 4.4 \text{ gr del vaso} = 6.18 \text{ gr}$	
--	--

W_{PLH-1} (Peso del endurecedor o acelerador), es:

$W_{PLH-1} = \frac{W_T \times 20}{120}$	(3)
---	-----

$W_{PLH-1} = \frac{2.14 \times 20}{120} = 0.35 \text{ gr} + 4.4 \text{ gr del vaso} = 4.75 \text{ gr}$	
--	--

Una vez determinados los pesos correspondientes, deben mezclarse la resina y el acelerador (Figura 4.16), hasta alcanzar una temperatura de 52 °C. Mientras este proceso es llevado a cabo, debe prepararse la plancha térmica, esto es, calibrar, limpiar y precalentar; para posteriormente colocar los dos pares de regletas y delimitar el área donde será colocada la resina (Figura 4.17).



Figura 4.16 Mezcla de la resina y el acelerador.

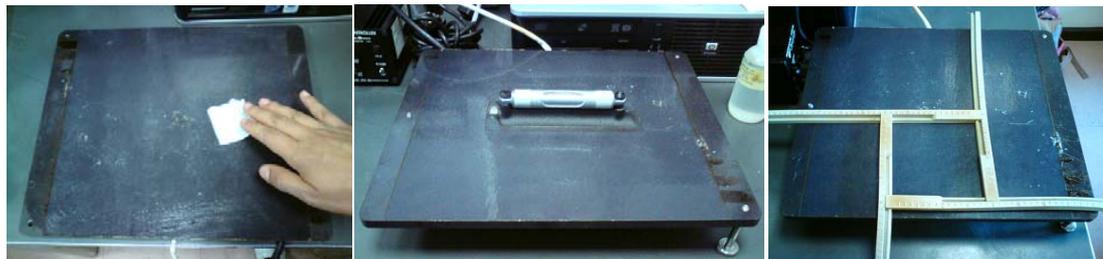


Figura 4.17. Limpieza y preparación de la plancha térmica.

Una vez realizados los pasos anteriores, se vierte la resina con mucho cuidado desde el centro hacia afuera, de manera que la resina sea totalmente uniforme (Figura 4.18).

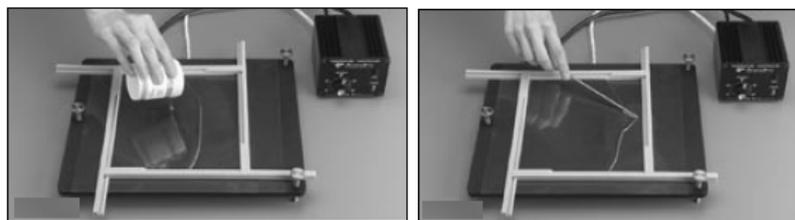


Figura 4.18 Dispersión uniforme de la resina fotoelástica sobre la plancha [5].

Se deja calentar por un tiempo la mezcla, y la resina esta lista cuando es posible despréndela uniformemente (Figura 4.19).

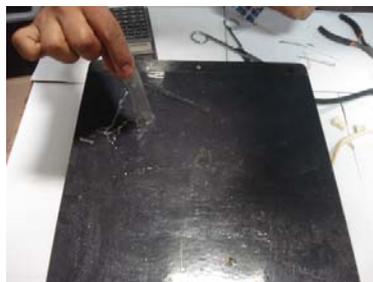


Figura 4.19 Resina lista para poder ser utilizada.

La resina obtenida deberá ser colocada de forma envolvente en el diente y de esta manera darle la forma de acuerdo a la anatomía del primer molar permanente (Figura 4.20).



Figura 4.20 Aplicación y colocación de la resina fotoelástica en el primer molar.

Ya que la resina adquirió la forma del primer molar permanente, esta deberá dejarse secar por aproximadamente un día. Transcurrido este tiempo y haciendo uso de un pegamento especial, la resina será adherida al molar (en el caso de un diente, debido a sus características, será necesario colocar un material que permita la refracción de la luz) (Figura 4.21).



Figura 4.21 Pegado de la resina, aluminio y colocación de los dientes en las probetas de experimentación.

4.6 MONTAJE EXPERIMENTAL

El montaje experimental se realizó en un dispositivo utilizado para extensometría, (polariscopio circular modelo SSM-AJ de la serie 060, el cual posee una capacidad de carga de 2500N y pertenece a la marca Interface), de donde solo se utilizará su célula de carga. Por lo que el dispositivo de sujeción para las pruebas experimentales fue diseñado y maquinado de acuerdo a las dimensiones de dicha maquina (Figura 4.22).

Los molares fueron anclados a los dispositivos por medio de yeso piedra de alta resistencia marca Magnum, quedando de la siguiente manera (Figura 4.23):



Figura 4.22 Dispositivo de sujeción para las pruebas experimentales.

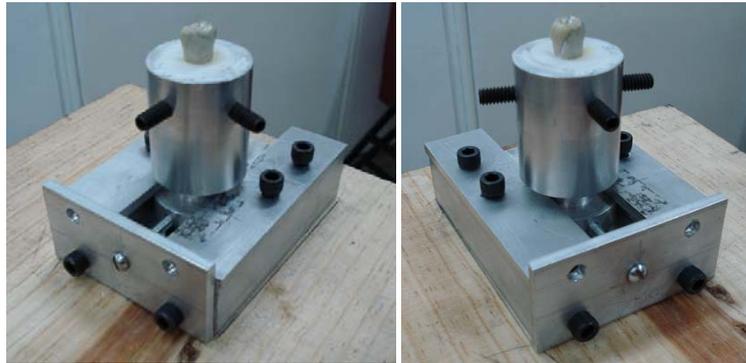


Figura 4.23 Montaje de las probetas con yeso piedra.

Finalmente el dispositivo de sujeción, la célula de carga y las probetas de estudio quedaron de montadas para el estudio experimental de la siguiente manera (Figura 4.24):



Figura 4.24 Montaje final para las pruebas experimentales.

4.7 DESARROLLO EXPERIMENTAL

La fotoelasticidad se produce cuando se ilumina con una luz polarizada una pieza sometida a tensión de material plástico con la propiedad de birrefringencia (la poseen aquellos materiales en los que el índice de refracción depende de la orientación del vector eléctrico con respecto al material que atraviesa).

Cuando esto ocurre, a través de un analizador puede verse que aparecen una serie de colores en la pieza que son diferentes en cada punto en función del nivel de tensión al que se encuentra sometido. El color es función de la diferencia entre las tensiones principales ($\epsilon_1 - \epsilon_2$) en dicho punto. Cada color va a estar identificado por un valor N denominado Índice de Franja [4.5].

Una vez que se conoce N , la diferencia de deformaciones principales en cada punto puede obtenerse mediante:

$\epsilon_1 - \epsilon_2 = \frac{N_n \lambda}{2kt}$	(4) [4.8]
---	-----------



$\varepsilon_1 - \varepsilon_2 = N_n f$	(5) [4.8]
---	-----------

Donde:

$\varepsilon_1 - \varepsilon_2$ = Deformaciones principales

N_n = Orden de franja

λ = Longitud de la onda

t = Espesor

k = Coeficiente de recubrimiento

f = Valor de franja

$f = \frac{\lambda}{2kt}$	(6) [4.9]
---------------------------	-----------

De acuerdo al fabricante de la resina PL-1:

$\lambda = 22.7 \times 10^{-6}$ in ó 0.577×10^{-6} m

k = 0.10 [4.10]

t (de acuerdo al estudio experimental) = 0.25 mm

$f = \frac{\lambda}{2kt} = \frac{0.577 \times 10^{-6} \text{ m}}{(2)(0.10)(0.00025 \text{ m})} = \frac{0.577 \times 10^{-6} \text{ m}}{5 \times 10^{-5} \text{ m}} = 0.01154$	
---	--

$\sigma_1 - \sigma_2 = \frac{E}{1 + \nu} (\varepsilon_1 - \varepsilon_2)$	(7) [4.8]
---	-----------

Donde:

$\sigma_1 - \sigma_2$ = Esfuerzos principales

E = Modulo de elasticidad

ν = Relación de Poisson

4.7.1 DESARROLLO EXPERIMENTAL PARA UN DIENTE SANO

Los dientes están sometidos a numerosas fuerzas durante su uso cotidiano, y para conocer, evaluar y establecer las principales zonas en donde la interacción de las cargas y la influencia de la geometría generen esfuerzos, se utilizan métodos experimentales, tales como la fotoelasticidad, ya que gracias a él es posible apreciar gráficamente las variaciones de tensión en diferentes puntos de una pieza propiamente cargada.

El método de fotoelasticidad se aplicara a tres casos diferentes: para dientes sanos, con amalgama y con resina. Las cargas se analizarán de igual manera en tres casos: la máxima, media y la mínima.

Por lo que de acuerdo a lo anterior:

**Carga máxima (15 kg)**

Las franjas isocromáticas observables en la figura 4.25 son: verde-amarillo-rojo. De acuerdo a la figura 4.15, el orden de franja es:

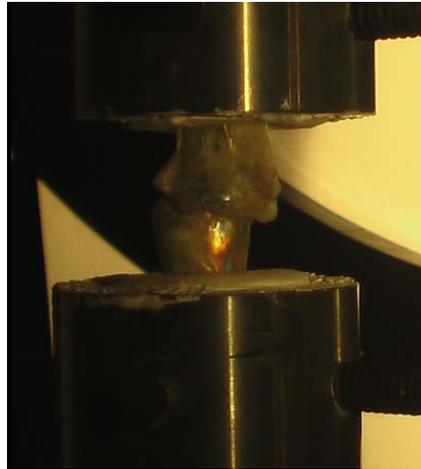


Figura 4.25 Prueba experimental en un diente sano con carga de 15 kg.

$$N = 2.65$$

Y de acuerdo a los cálculos anteriores "f" es:

$$f = 0.01154$$

Al aplicar las ecuaciones (5) y (7) respectivamente, se obtiene:

$\varepsilon_1 - \varepsilon_2 = N_n f$ $\varepsilon_1 - \varepsilon_2 = (2.65)(0.01154) = 0.030581$	
--	--

$\sigma_1 - \sigma_2 = \frac{E}{1 + \nu} (\varepsilon_1 - \varepsilon_2)$ $\sigma_1 - \sigma_2 = \frac{84.1 \text{ MPa}}{1 + 0.20} (0.030581) = 2.14 \text{ MPa}$	
---	--

Carga media (10 kg)

Las franjas isocromáticas observables en la figura 4.26 son: rose-verde-amarillo. De acuerdo a la figura 4.15, el orden de franja es:

$$N = 1.82$$

Y de acuerdo a los cálculos anteriores "f" es:

$$f = 0.01154$$

Al aplicar las ecuaciones (5) y (7) respectivamente, se obtiene:

$\varepsilon_1 - \varepsilon_2 = N_n f$ $\varepsilon_1 - \varepsilon_2 = (1.82)(0.01154) = 0.0210028$	
---	--

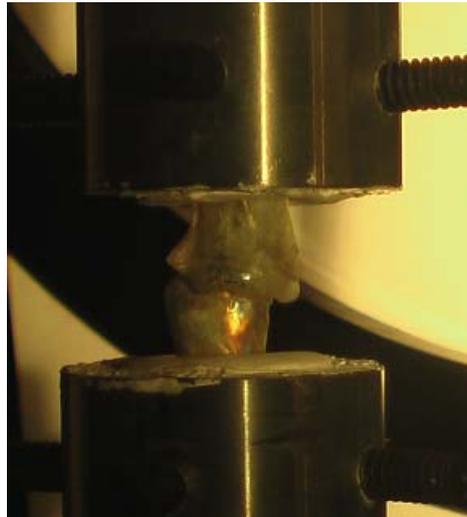


Figura 4.26 Prueba experimental en un diente sano con carga de 10 kg.

$\sigma_1 - \sigma_2 = \frac{E}{1 + \nu} (\epsilon_1 - \epsilon_2)$ $\sigma_1 - \sigma_2 = \frac{84.1 \text{ MPa}}{1 + 0.20} (0.0210028) = 1.47 \text{ MPa}$	
--	--

Carga mínima (5 kg)

Las franjas isocromáticas observables en la figura 4.27 son: amarillo-rod. De acuerdo a la figura 4.15, el orden de franja es:

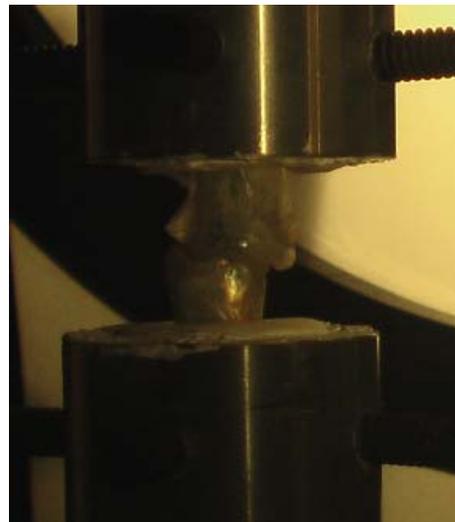


Figura 4.27 Prueba experimental en un diente sano con carga de 5 kg.

$$N = 0.90$$

Y de acuerdo a los cálculos anteriores "f" es:

$$f = 0.01154$$



Al aplicar las ecuaciones (5) y (7) respectivamente, se obtiene:

$\varepsilon_1 - \varepsilon_2 = N_n f$ $\varepsilon_1 - \varepsilon_2 = (0.90)(0.01154) = 0.010386$	
--	--

$\sigma_1 - \sigma_2 = \frac{E}{1 + \nu} (\varepsilon_1 - \varepsilon_2)$ $\sigma_1 - \sigma_2 = \frac{84.1 \text{ MPa}}{1 + 0.20} (0.010386) = 0.73 \text{ MPa}$	
---	--

4.7.2 DESARROLLO EXPERIMENTAL PARA UN DIENTE CON AMALGAMA

Carga máxima (15 kg)

Las franjas isocromáticas observables en la figura 4.28 son: rojo-verde. De acuerdo a la figura 4.15, el orden de franja es:

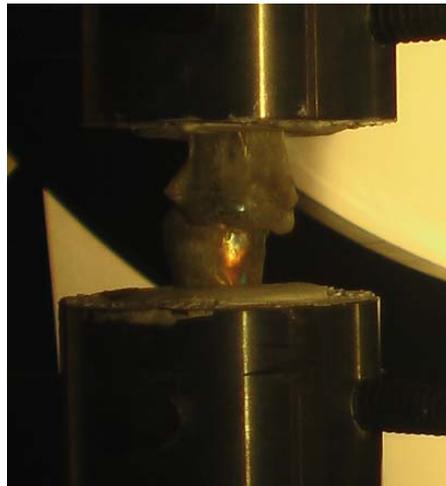


Figura 4.28 Prueba experimental en un diente con amalgama y con una carga de 15 kg.

$$N = 3.00$$

Y de acuerdo a los cálculos anteriores "f" es:

$$f = 0.01154$$

Al aplicar las ecuaciones (5) y (7) respectivamente, se obtiene:

$\varepsilon_1 - \varepsilon_2 = N_n f$ $\varepsilon_1 - \varepsilon_2 = (3.00)(0.01154) = 0.03462$	
---	--

$\sigma_1 - \sigma_2 = \frac{E}{1 + \nu} (\varepsilon_1 - \varepsilon_2)$ $\sigma_1 - \sigma_2 = \frac{84.1 \text{ MPa}}{1 + 0.20} (0.03462) = 2.42 \text{ MPa}$	
--	--

**Carga media (10 kg)**

Las franjas isocromáticas observables en la figura 4.29 son: rojo-verde. De acuerdo a la figura 4.15, el orden de franja es:

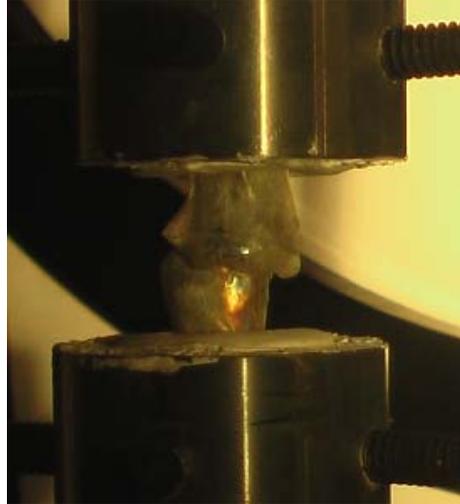


Figura 4.29 Prueba experimental en un diente con amalgama y con una carga de 10 kg

$$N = 2.00$$

Y de acuerdo a los cálculos anteriores "f" es:

$$f = 0.01154$$

Al aplicar las ecuaciones (5) y (7) respectivamente, se obtiene:

$\varepsilon_1 - \varepsilon_2 = N_n f$ $\varepsilon_1 - \varepsilon_2 = (2.00)(0.01154) = 0.020308$	
--	--

$\sigma_1 - \sigma_2 = \frac{E}{1 + \nu} (\varepsilon_1 - \varepsilon_2)$ $\sigma_1 - \sigma_2 = \frac{84.1 \text{ MPa}}{1 + 0.20} (0.020308) = 1.62 \text{ MPa}$	
---	--

Carga mínima (5 kg)

Las franjas isocromáticas observables en la figura 4.30 son: azul-verde. De acuerdo a la figura 4.15, el orden de franja es:

$$N = 1.22$$

Y de acuerdo a los cálculos anteriores "f" es:

$$f = 0.01154$$

Al aplicar las ecuaciones (5) y (7) respectivamente, se obtiene:

$\varepsilon_1 - \varepsilon_2 = N_n f$ $\varepsilon_1 - \varepsilon_2 = (1.22)(0.01154) = 0.0140788$	
---	--



$$\sigma_1 - \sigma_2 = \frac{E}{1 + \nu} (\epsilon_1 - \epsilon_2)$$
$$\sigma_1 - \sigma_2 = \frac{84.1 \text{ MPa}}{1 + 0.20} (0.0140788) = 0.98 \text{ MPa}$$

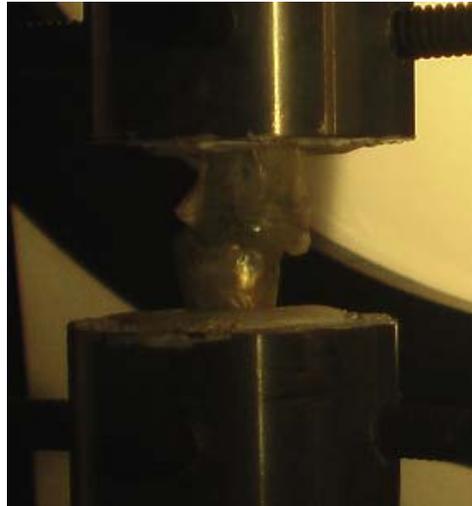


Figura 4.30 Prueba experimental en un diente con amalgama y con una carga de 5 kg.

4.7.2 DESARROLLO EXPERIMENTAL PARA UN DIENTE CON RESINA

Carga máxima (15 kg)

Las franjas isocromáticas observables en la figura 4.31 son: verde. De acuerdo a la figura 4.15, el orden de franja es:

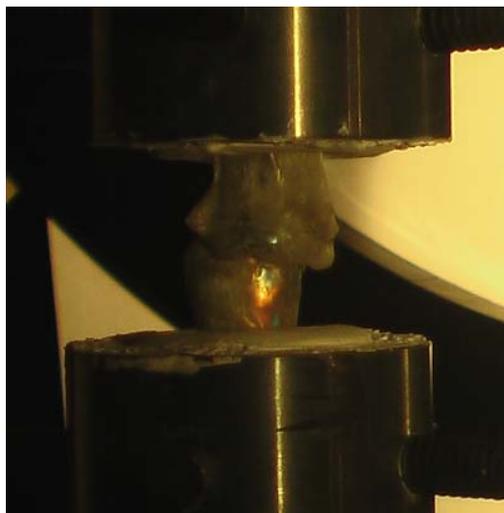


Figura 4.31 Prueba experimental en un diente con resina y con una carga de 15 kg.

$$N = 3.10$$

Y de acuerdo a los cálculos anteriores "f" es:

$$f = 0.01154$$



Al aplicar las ecuaciones (5) y (7) respectivamente, se obtiene:

$\varepsilon_1 - \varepsilon_2 = N_n f$ $\varepsilon_1 - \varepsilon_2 = (3.10)(0.01154) = 0.035774$	
--	--

$\sigma_1 - \sigma_2 = \frac{E}{1 + \nu} (\varepsilon_1 - \varepsilon_2)$ $\sigma_1 - \sigma_2 = \frac{84.1 \text{ MPa}}{1 + 0.20} (0.035774) = 2.50 \text{ MPa}$	
---	--

Carga media (10 kg)

Las franjas isocromáticas observables en la figura 4.32 son: verde-amarillo-rojo. De acuerdo a la figura 4.15, el orden de franja es:

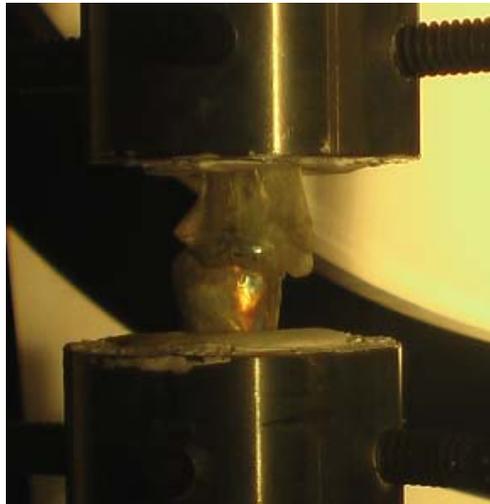


Figura 4.32 Prueba experimental en un diente con resina y con una carga de 10 kg.

$$N = 2.35$$

Y de acuerdo a los cálculos anteriores "f" es:

$$f = 0.01154$$

Al aplicar las ecuaciones (5) y (7) respectivamente, se obtiene:

$\varepsilon_1 - \varepsilon_2 = N_n f$ $\varepsilon_1 - \varepsilon_2 = (2.35)(0.01154) = 0.027119$	
--	--

$\sigma_1 - \sigma_2 = \frac{E}{1 + \nu} (\varepsilon_1 - \varepsilon_2)$ $\sigma_1 - \sigma_2 = \frac{84.1 \text{ MPa}}{1 + 0.20} (0.027119) = 1.9 \text{ MPa}$	
--	--

**Carga mínima (10 kg)**

Las franjas isocromáticas observables en la figura 4.33 son: verde-amarillo-rojo. De acuerdo a la figura 4.15, el orden de franja es:

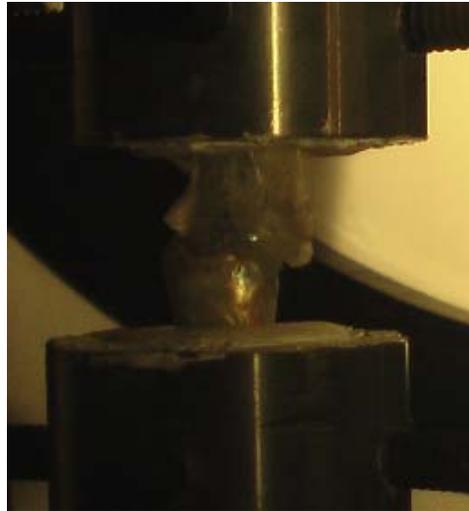


Figura 4.33 Prueba experimental en un diente con resina y con una carga de 5 kg.

$$N = 1.39$$

Y de acuerdo a los cálculos anteriores "f" es:

$$f = 0.01154$$

Al aplicar las ecuaciones (5) y (7) respectivamente, se obtiene:

$\varepsilon_1 - \varepsilon_2 = N_n f$ $\varepsilon_1 - \varepsilon_2 = (1.39)(0.01154) = 0.01604$	
---	--

$\sigma_1 - \sigma_2 = \frac{E}{1 + \nu} (\varepsilon_1 - \varepsilon_2)$ $\sigma_1 - \sigma_2 = \frac{84.1 \text{ MPa}}{1 + 0.20} (0.01604) = 1124136 \text{ Pa} = 1.12 \text{ MPa}$	
---	--

4.8 SUMARIO

En este capítulo, se llevo a cabo el análisis experimental del primer molar permanente, tomando aspectos tales como: la preparación de cavidades dentales, restauraciones con amalgama y resina, el diseño y maquinado del dispositivo de sujeción para las pruebas experimentales, así como la aplicación de resina fotoelástica para molares sanos y con algún tipo de daño, en donde se procedió a la realización de una restauración dental. Los resultados obtenidos fueron satisfactorios porque se lograron apreciar gráficamente las variaciones de tensión en diferentes zonas de la estructura dental.

Por lo que en el siguiente capítulo, se realizara un análisis numérico para comprobar la severidad de los resultados.

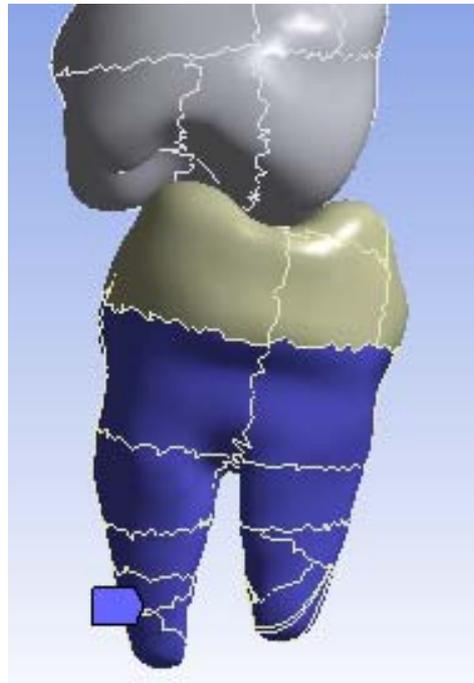


4.9 REFERENCIAS

- [4.1] Manns Arturo, Díaz Gabriela. *Sistema Estomatognático*. Facultad de Odontología, Universidad de Chile.
- [4.2] Clifford M. Studervant, Theodore M. Roberson. *Operatoria dental, Arte y Ciencia*. Editorial Mosby, 3ra. Ed.
- [4.3] Ralph W. Phillips. *La ciencia de los materiales dentales*. Nueva Editorial Interamericana. México, D.F., (1986).
- [4.4] Jaroslav Makerle. *A finite element bibliography for biomechanics*. ASME Reprint N° 256. Appl Mech Rev Vol.51, N°.10, (1998).
- [4.5] Romero García Manuel. *Resistencia de materiales*. Universidad Jaume, Núm.12. (2002).
- [4.6] Vishay micro-measurements. *Introduction to stress analysis by the photostress® method*. Tech note tn-702-2.
- [4.7] Vishay micro-measurements. *Instructions for casting and contouring photostress*. Sheets, Application Note ib-221-d. (Dic. 2007).
- [4.8] Vishay micro-measurements. *Introduction to stress analysis by the photostress® method*. Tech note tn-702-2.
- [4.9] Vishay micro-measurements. *Photoelastic-coating method*.
- [4.10] Vishay measurements group. *Instructions for mixing type pl-1 liquid plastic*. Instruction bulletin ib-233-4.



Capítulo 5



Análisis Numérico



5. ANÁLISIS NUMÉRICO

5.1 ASPECTOS GENERALES

Como es bien sabido el primer molar permanente es la pieza dentaria más castigada por la estructura dental, y por tal motivo, se realizarán modelos biogenerados en base a tomografías tridimensionales, para generar un modelo paramétrico que permita ser evaluado numéricamente mediante elementos finitos, en particular, haciendo uso del programa Ansys Workbench, en donde se considerarán cargas combinadas y aquellas propias de oclusión en la distribución y magnitud del campo tensional sobre el primer molar permanente. Se pretende obtener con este análisis la determinación del comportamiento de la estructura molar ante la carga de oclusión más crítica y el punto de afección más grave sobre el diente, ya sea sano o con algún tipo de restauración considerando como punto vital el tipo de cavidad realizada.

5.2 SCAN IP

Simpleware generó un software que permite la conversión de imágenes 3D a CAD. Este paquete ofrece tres opciones (ScanIP, ScanCAD y ScanFE) para el procesamiento y mallado de imágenes (Figura 5.1).

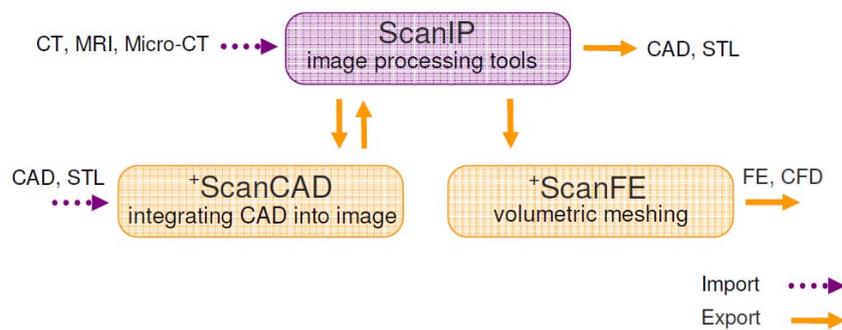


Figura 5.1 Simpleware, productos del software [5.1].

a) ScanIP (image processing software), ofrece una extensiva selección de herramientas para el procesamiento, visualización y segmentación de distintas regiones de cualquier volumen.

b) ScanFE (mesh generation module), es una opción que proporciona un enfoque sólido para la conversión de datos o segmentos 3D en multipartes volumétricas y/o superficies malladas.

c) ScanCAD (CAD integration module), permite la importación y posicionamiento interactivo de modelos CAD en datos de imagen.

Los archivos que podrán ser importados, deberán estar en formatos tales como: DICOM, ACR-NEMA, Interfile, Analyze, Metalimage, Raw image data (binary, CSV...) y 2D images (jpg, tif...), y podrán ser exportados en formato: STL, IGES, SAT (ACIS), ANSYS surface mesh, ABAQUS surface mesh, Open inventor, Point cloud y VRML.

El área de aplicación para este software es muy amplia y puede ser utilizada en áreas tales como: Biomecánica, Ciencia Alimentaria, Ciencia Forense, Ciencia de los Materiales, pruebas no destructivas, Paleontología, Morfología Funcional, Ingeniería Inversa y Ciencia del Suelo.



Con el fin de regenerar el primer molar permanente tanto inferior como superior, se hizo la adquisición de un Tipodonto y dientes reales para poder llevar a cabo la regeneración de las tres principales zonas: esmalte, dentina y pulpa, que componen un molar. La tomografía tridimensional de la estructura dental se pudo obtener gracias a un Tomógrafo Philips (Figura 5.2) y a la ayuda del Dr. Enrique Rodríguez Escalante de el Hospital 1° de Octubre, ISSSTE.

El Tomógrafo genera los archivos de las tomografías con extensión DICOM, lo que permite poderlos utilizar en el ScanIP y generar los modelo 3D de la estructura dental con una resolución de 1 mm entre cada corte (resolución proporcionada por el Tomógrafo). La generación del modelo tridimensional se realiza mediante capas, ocupando como ejes de trabajo a X, Y ó Z, sea según sea el caso (pudiéndose ocupar en algunas ocasiones más de un eje) (Figura 5.3).

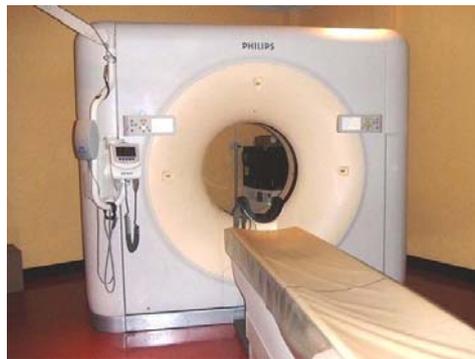


Figura 5.2 Tomógrafo Philips (Hospital 1° de Octubre, ISSSTE).

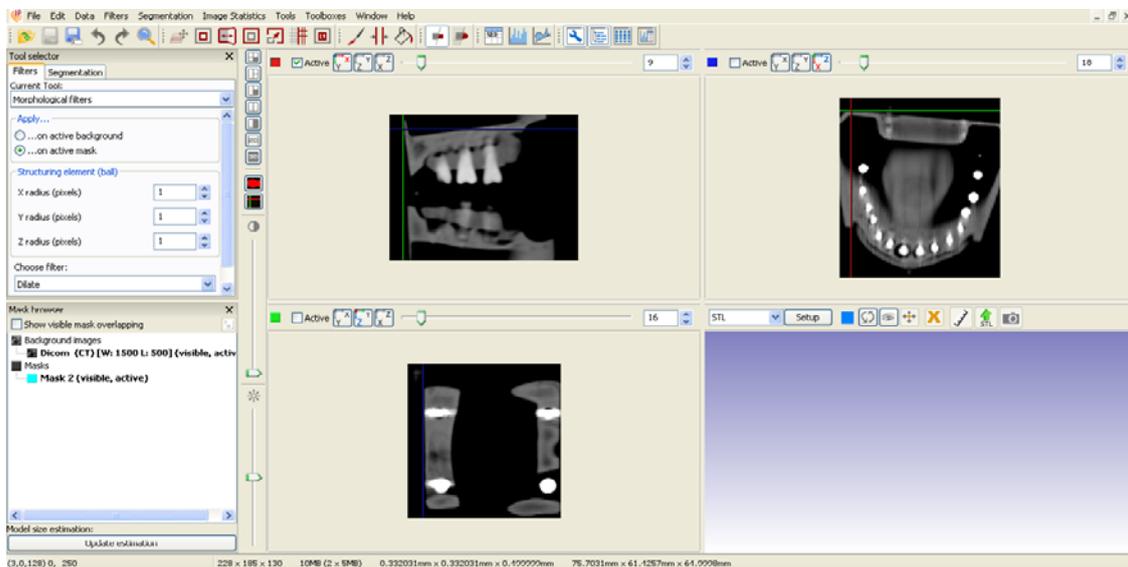


Figura 5.3 Archivo con extensión DICOM, cargado en el ScanIP.

Por lo que el modelo bioregenerado del primer molar permanente superior e inferior (esmalte, dentina y pulpa) se muestra en las siguientes figuras, (Figura 5.4-5.8).

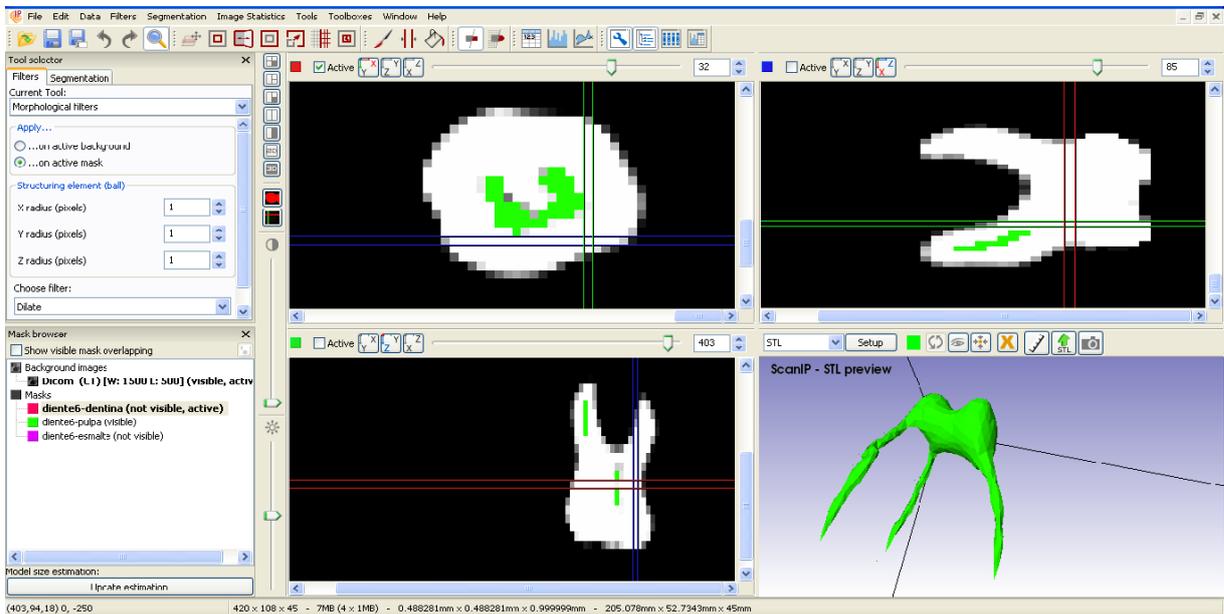


Figura 5.4 Regeneración de la pulpa dental.

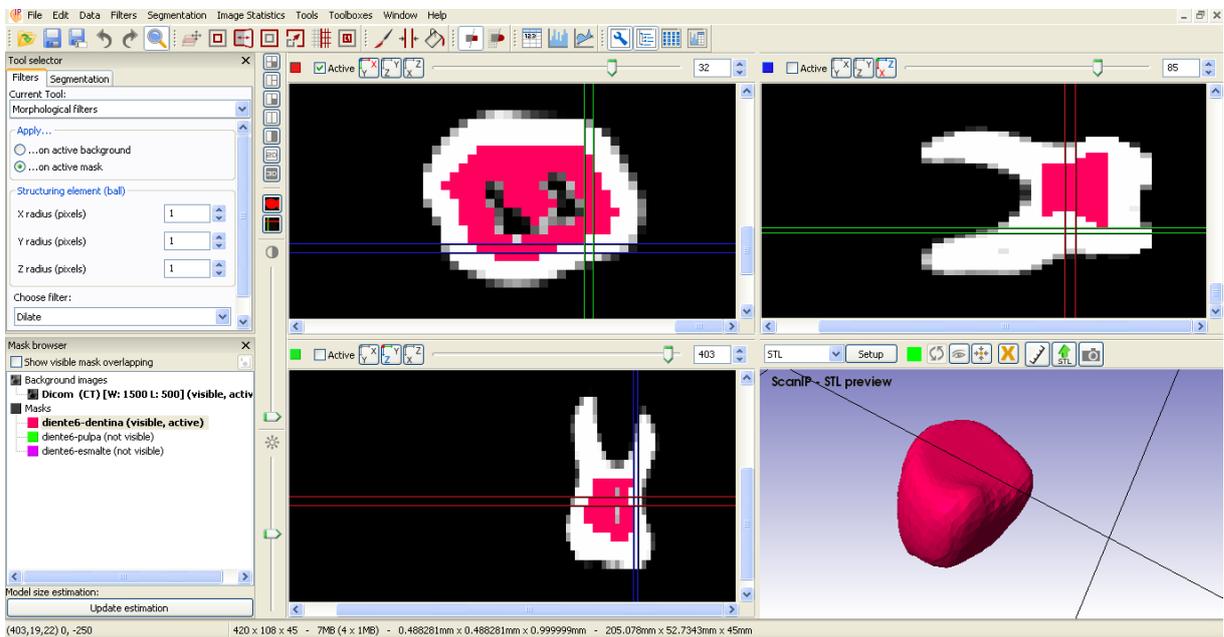


Figura 5.5 Regeneración de la dentina dental.

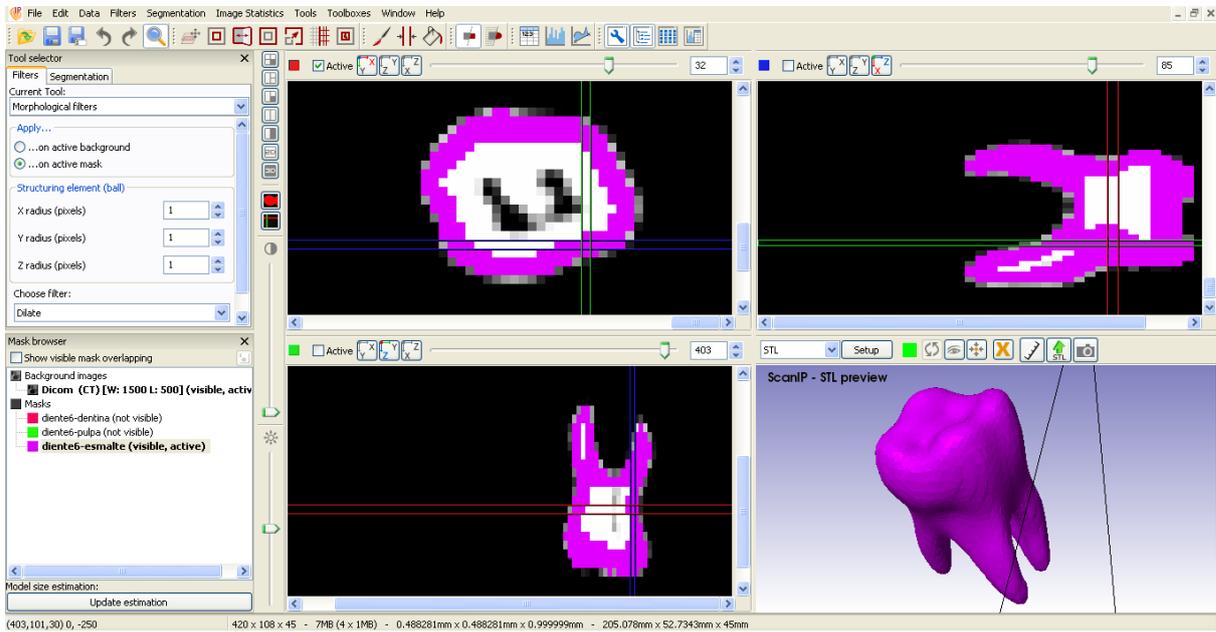


Figura 5.6 Regeneración del esmalte dental.

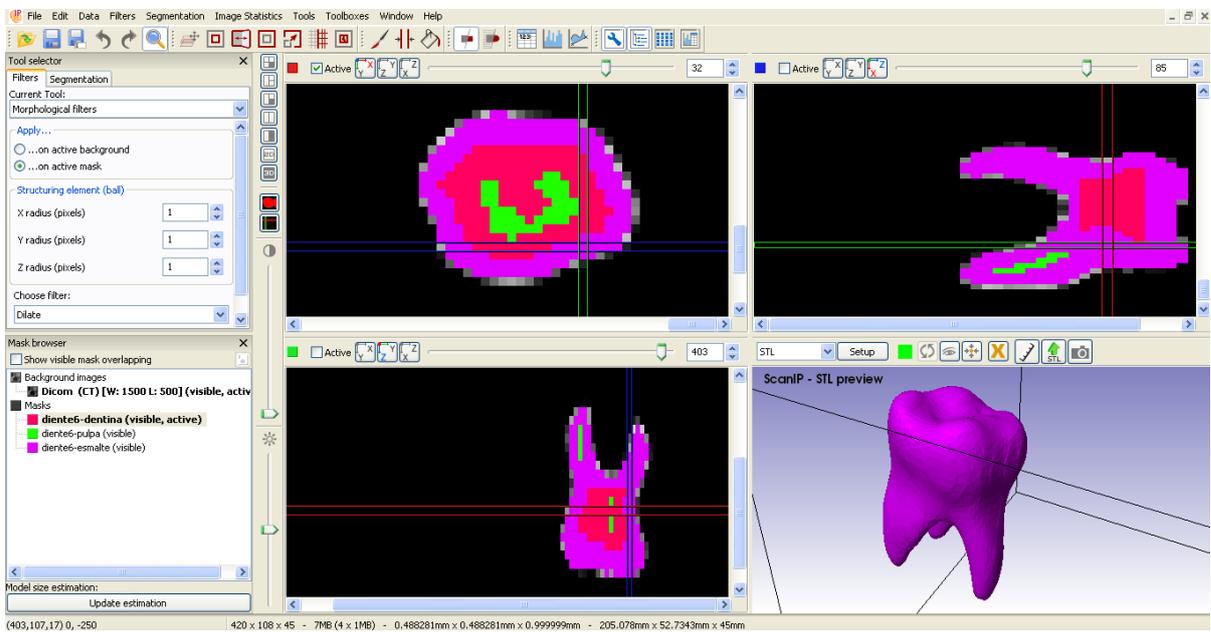


Figura 5.7 Regeneración del primer molar con sus tres componentes: esmalte, dentina y pulpa.

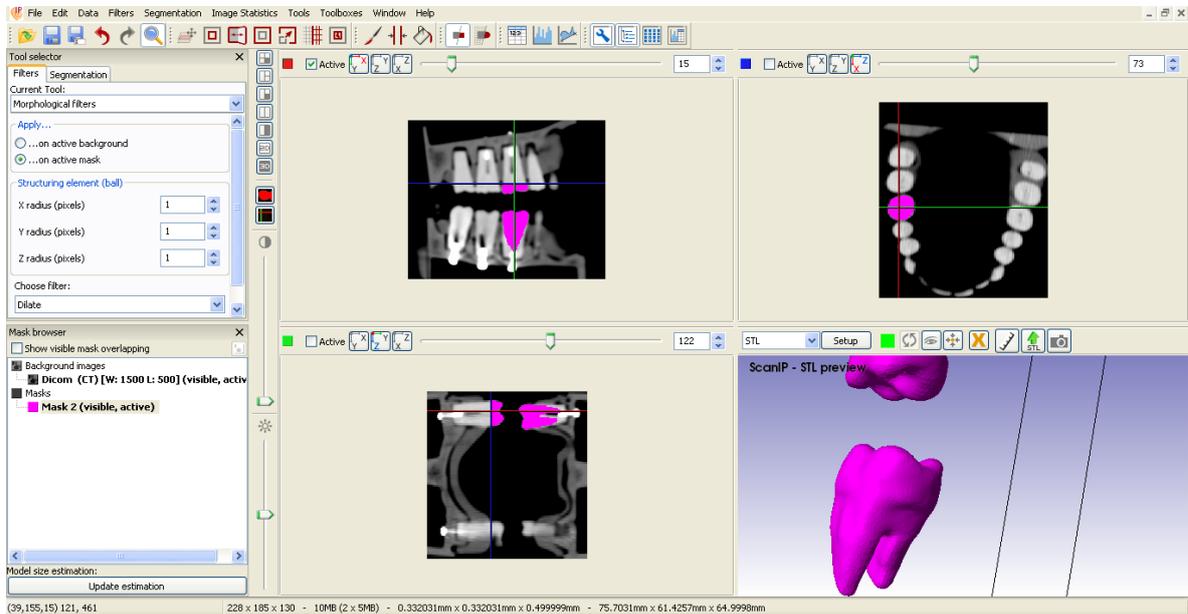


Figura 5.8 Regeneración del primer molar superior e inferior con sus tres componentes.

5.3 DIMENSIONES GENERALES DEL DIENTE

El primer molar inferior es el más voluminoso de los dientes mandibulares. Ocupa el sexto lugar a partir de la línea media y está colocado distalmente del segundo premolar inferior, por lo que las dimensiones promedio son (Figura 5.9):

Tabla 5.1 Dimensiones en mm del primer molar permanente inferior [5.2].

	TOTAL	LONGITUD		ANCHURA		CORONA GROSOR
		CORONA	RAÍZ	CORONA	RAÍZ	
Máximo	24	9	15	12	9	11.5
Mínimo	18	7	11	10	7.5	10
Promedio	21	8.2	13	11.2	8.5	10.3

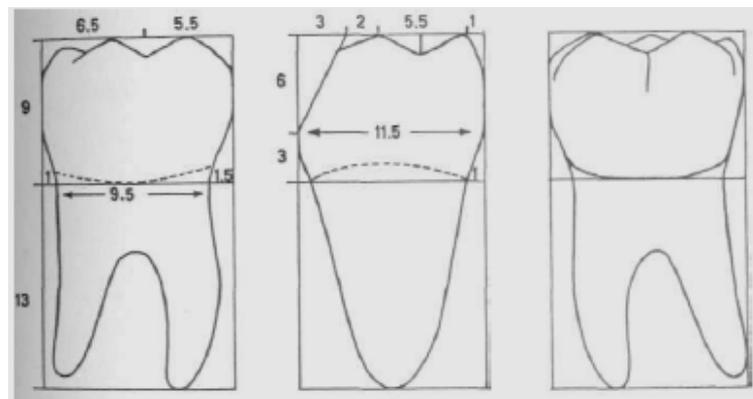


Figura 5.9 Dimensiones en mm del primer molar inferior [5.2].



5.4 ANÁLISIS POR ELEMENTO FINITO (FEM)

El análisis por elemento finito es una técnica muy poderosa y popular para resolver problemas matemáticos de ingeniería y física. El concepto fundamental del FEA es dividir el dominio del problema en un número finito de subdominios llamados elementos. Cada elemento es definido por un número finito de puntos llamado nodos, el sistema de nodos y elementos es llamado malla.

El procedimiento del FEM se basa en la solución de un sistema de ecuaciones. Se obtiene una solución más exacta si se consideran un mayor número de elementos. Los resultados del FEM deben ser evaluados cuidadosamente, apoyados de la experiencia y conocimiento del método, se puede desear una variación del modelo usando un diferente número de elementos o elementos alternativos para aumentar la confianza en los resultados. Si se utiliza apropiadamente el FEM se puede anticipar de manera muy cercana el comportamiento de un prototipo y por lo tanto reduce los recursos requeridos para producir un diseño confiable. En general, el método del elemento finito es un medio para obtener aproximaciones a la solución de problemas.

5.4.1 GENERACIÓN DEL MODELO EN ARCHIVO IGES

IGES, es un formato que permite intercambiar información de un modelo en la forma de esquemas, superficies o representaciones sólidas. Entre las aplicaciones que soportan IGES se incluyen dibujos y modelos tradicionales para funciones de análisis y manufactura.

Por lo tanto, en la (Figura 5.10) se muestran los modelos generados en formato IGES:

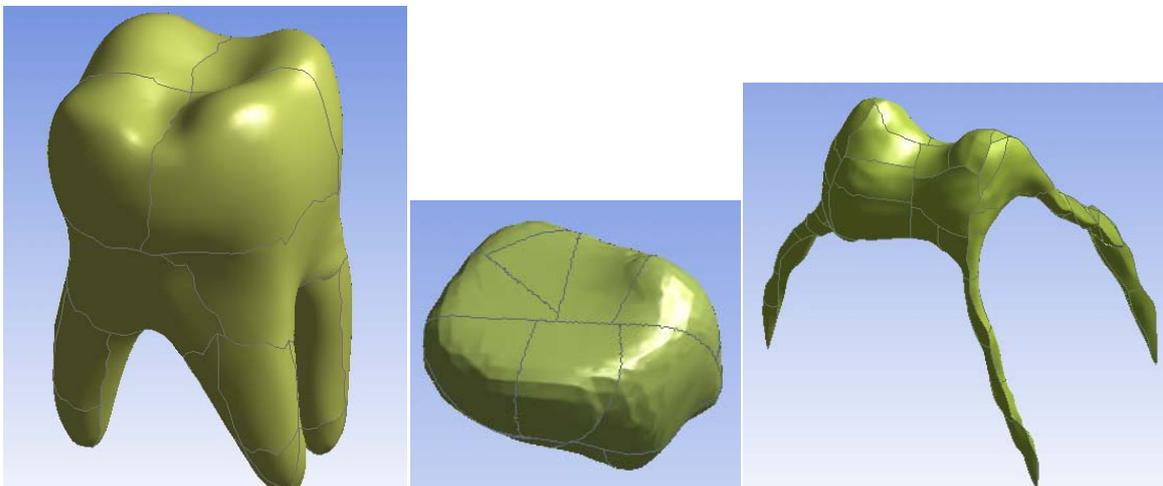


Figura 5.10 Modelos de los componentes dentales en formato IGES.

5.4.2 GENERACIÓN Y ANÁLISIS DEL MODELO POR MEDIO DEL FEM

El archivo con extensión .IGES previamente creado, se importó en el programa para estudios basados en FEM ANSYS WORKBENCH VERSION 12.0 para obtener la geometría necesaria para la discretización del modelo (Figura 5.11).

Cabe mencionar que las geometrías fueron debidamente adheridas, de acuerdo a su lugar en la conformación de un diente: esmalte, dentina y pulpa, y en los casos de estudio propiamente la cavidad y la restauración para amalgama y resina.

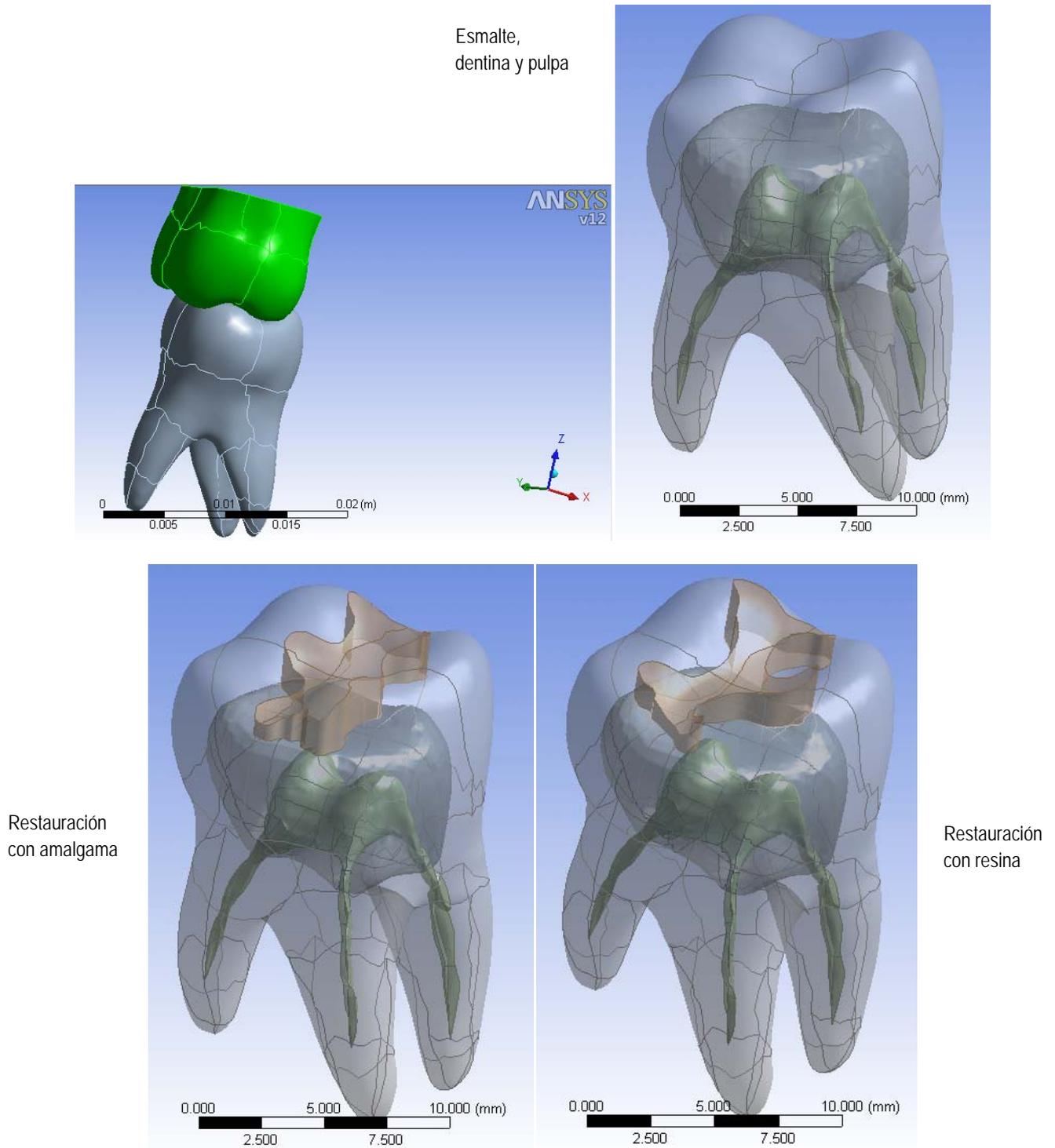


Figura 5.11 Importación del modelo IGES a ANSYS WORKBENCH.



A partir del modelo CAD en ANSYS WB se procede a la discretización (mencionada anteriormente) y se obtiene un modelo como el mostrado en la (Figura 5.12):

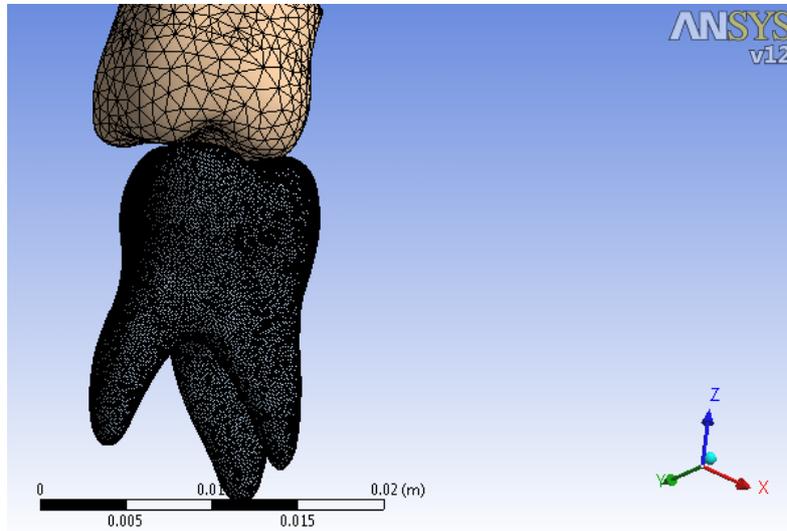


Figura 5.12 Discretización del modelo.

Una vez terminada la discretización del modelo, se realizó un análisis de contacto 3D, en el cual se aplicaron cargas equivalentes a 50 N, 100 N y 150 N en dientes sanos, con restauración de amalgama y con restauración de resina, simulando las condiciones de carga que se generan en el primer molar permanente inferior. Que de acuerdo a Howell y Brudevold [5.3], así como Patricio Cendoya [5.4], el rango de las fuerzas oclusales desarrolladas va desde los 6 hasta los 15 kg.

La Figura 5.13 muestra la forma de aplicación de la carga:

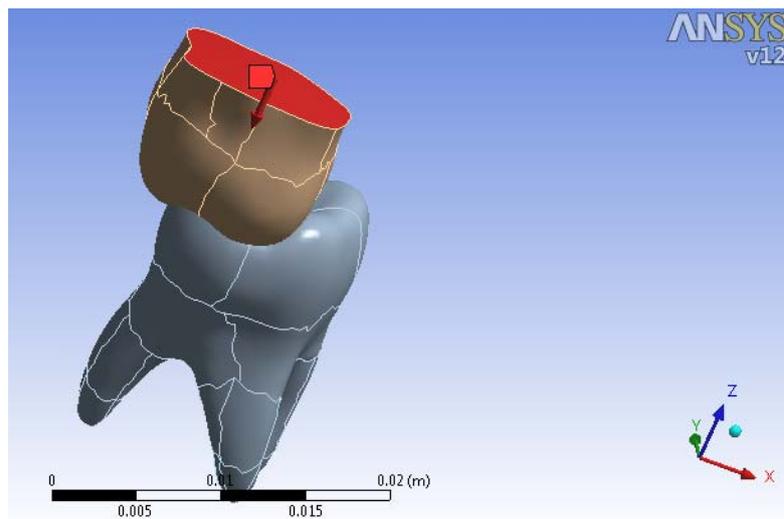


Figura 5.13 Aplicación de la carga.



La restricción del primer molar inferior fue del tipo empotramiento simulando la encía, el área de empotramiento se muestra en la siguiente figura (Figura 5.14) y viene representado por la parte de color morado.

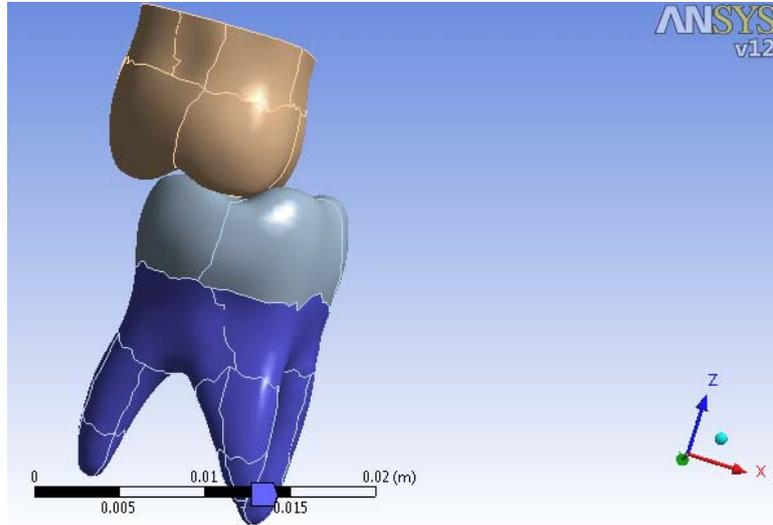


Figura 5.14 Restriccion tipo empotramiento simulando la encía.

Las propiedades (Módulo de Young y Relación de Poisson) para el sistema de estudio se encuentran resumidas en la tabla 5.2.

Tabla 5.2 Modulo elástico y relación de Poisson de los componentes del primer molar [3.4].

Material	GPa	ν
Esmalte	84.1	0.30
Dentina	18.3	0.30
Pulpa	2	0.45
Amalgama	27.6	0.35
Resina	16.6	0.24

5.4.3 DISTRIBUCIÓN DE ESFUERZOS EN UN DIENTE SANO

De acuerdo a los parámetros anteriores, la distribución del esfuerzo para una carga de 150 N en un diente sano es de (Figura 5.15 – 5.17) y el número de nodos y elementos fue de (Tabla 5.3):

Tabla 5.3 Nodos y elementos para una carga de 150 N.

	ESMALTE	DENTINA	PULPA
NODOS	282853	35313	26655
ELEMENTOS	167973	21384	14426

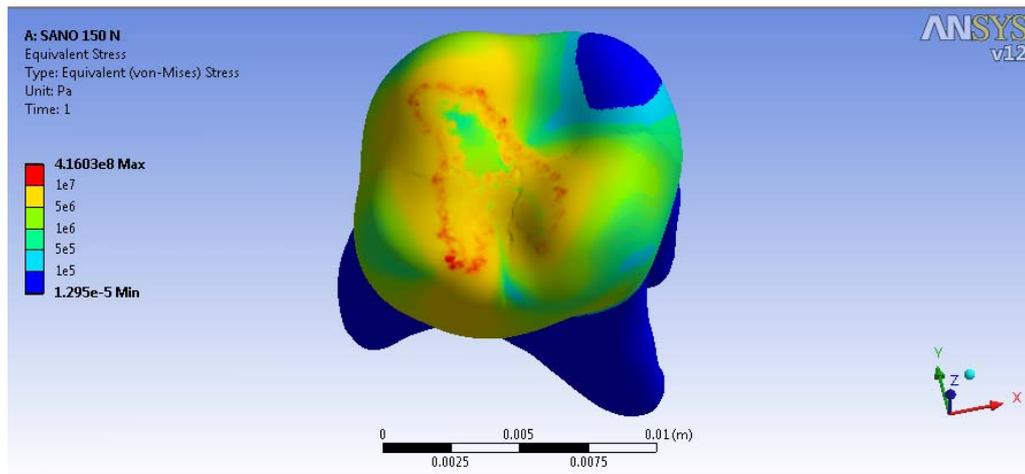


Figura 5.15 Distribucion de esfuerzos para una carga de 150 N en el esmalte.

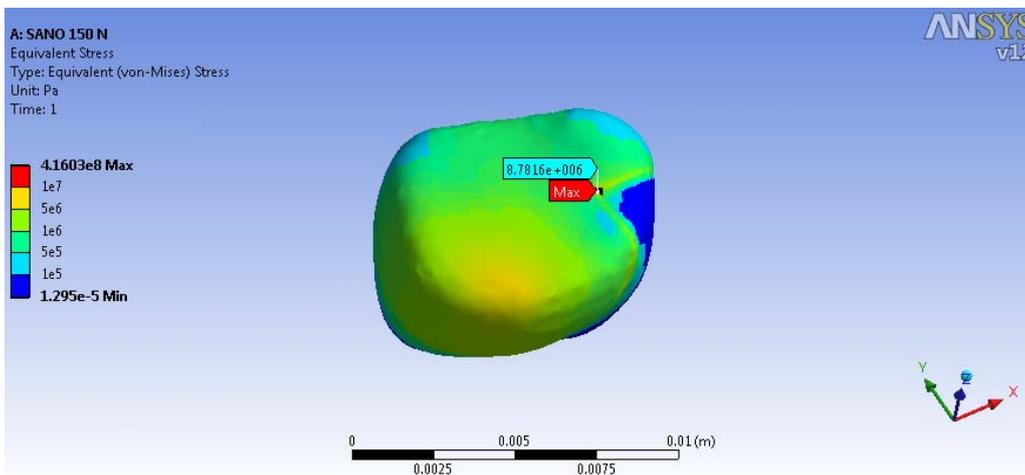


Figura 5.16 Distribucion de esfuerzos para una carga de 150 N en la dentina.

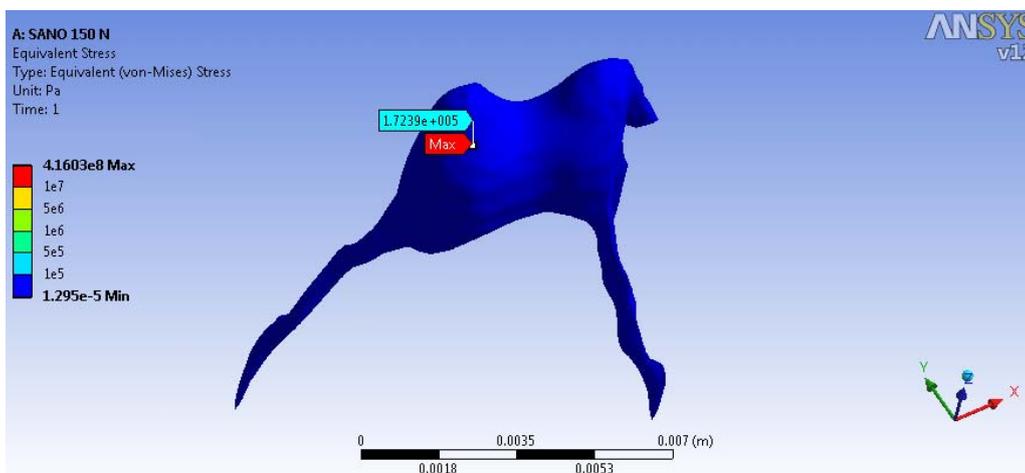


Figura 5.17 Distribucion de esfuerzos para una carga de 150 N en la pulpa.



La distribución de esfuerzos para 100 N es (Figura 5.18 – 5.20) y el número de nodos y elementos fue de (Tabla 5.4):

Tabla 5.4 Nodos y elementos para una carga de 100 N.

	ESMALTE	DENTINA	PULPA
NODOS	282853	35313	26655
ELEMENTOS	167973	21384	14426

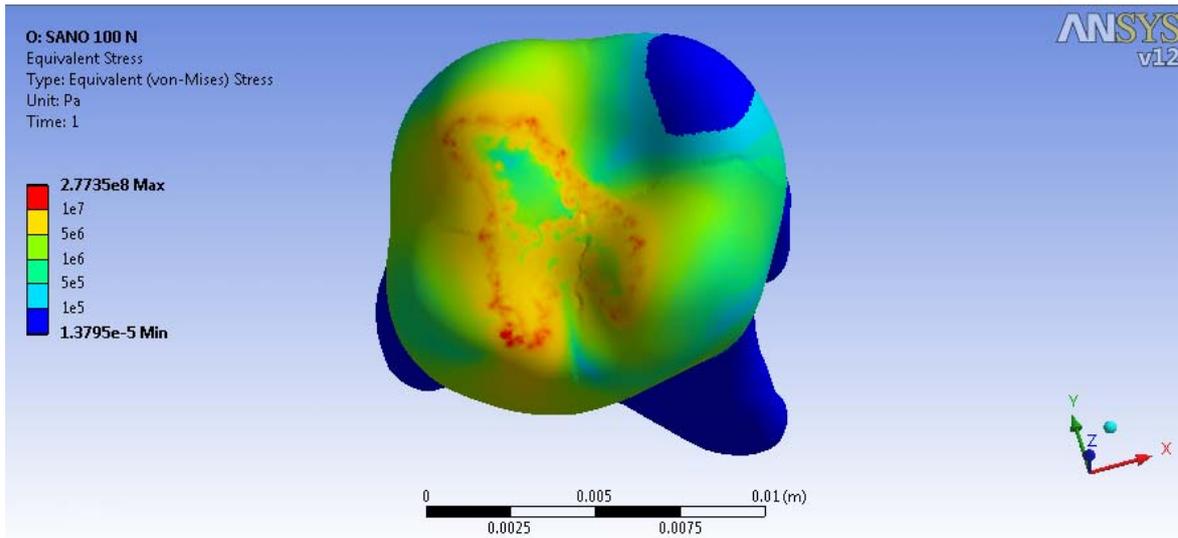


Figura 5.18 Distribucion de esfuerzos para una carga de 100 N en el esmalte.

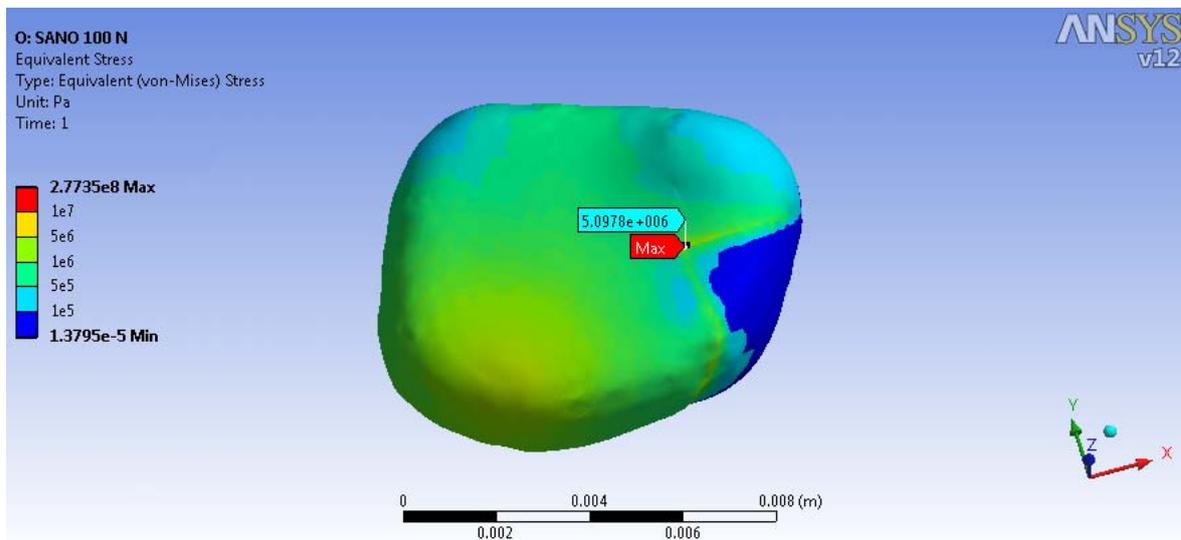


Figura 5.19 Distribucion de esfuerzos para una carga de 100 N en la dentina.

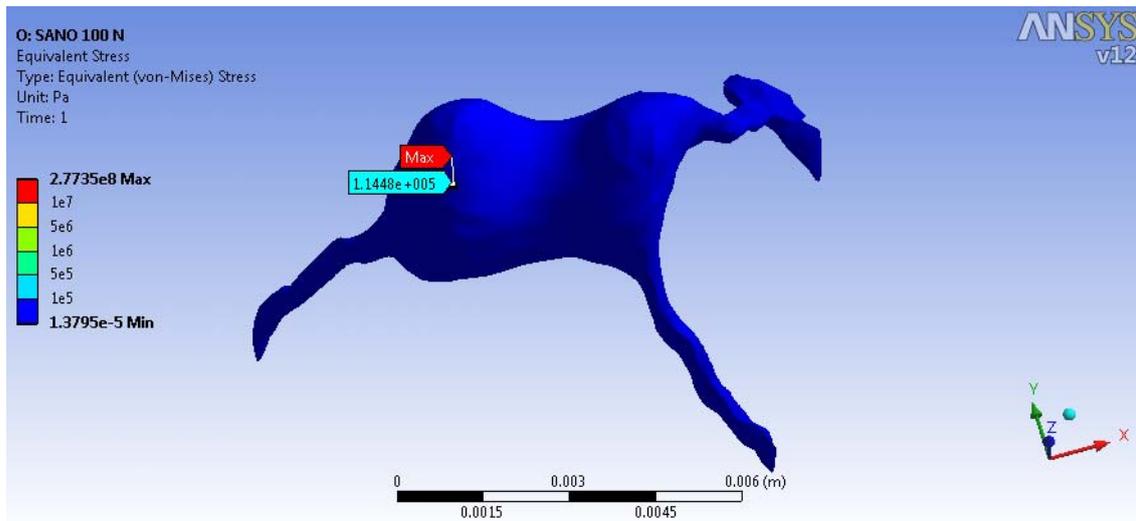


Figura 5.20 Distribución de esfuerzos para una carga de 100 N en la pulpa.

La distribución de esfuerzos para 50 N es (Figura 5.21 – 5.23) y el número de nodos y elementos fue de (Tabla 5.5):

Tabla 5.5 Nodos y elementos para una carga de 50 N.

	ESMALTE	DENTINA	PULPA
NODOS	282853	35313	26655
ELEMENTOS	167973	21384	14426

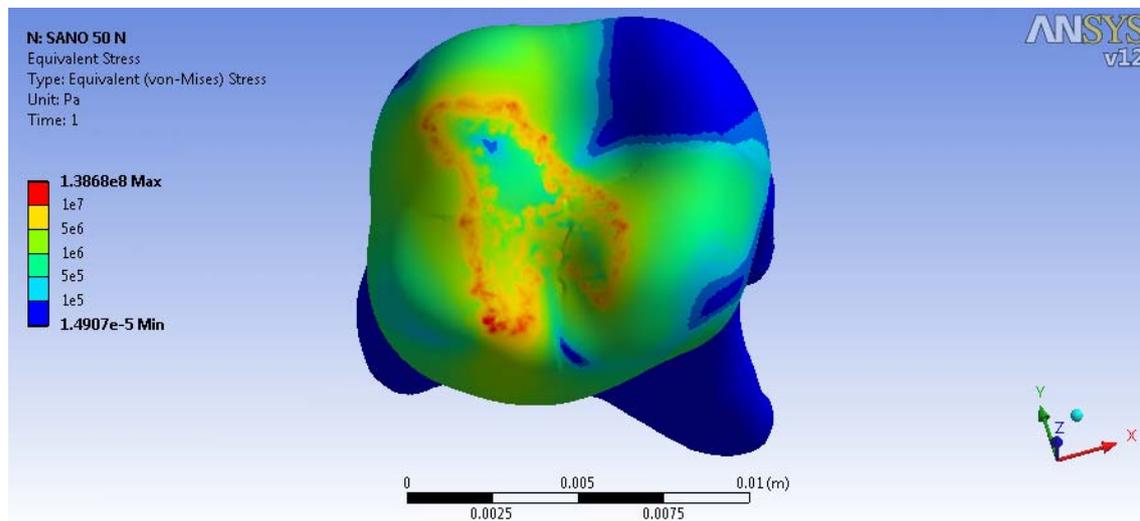


Figura 5.21 Distribución de esfuerzos para una carga de 50 N en el esmalte.

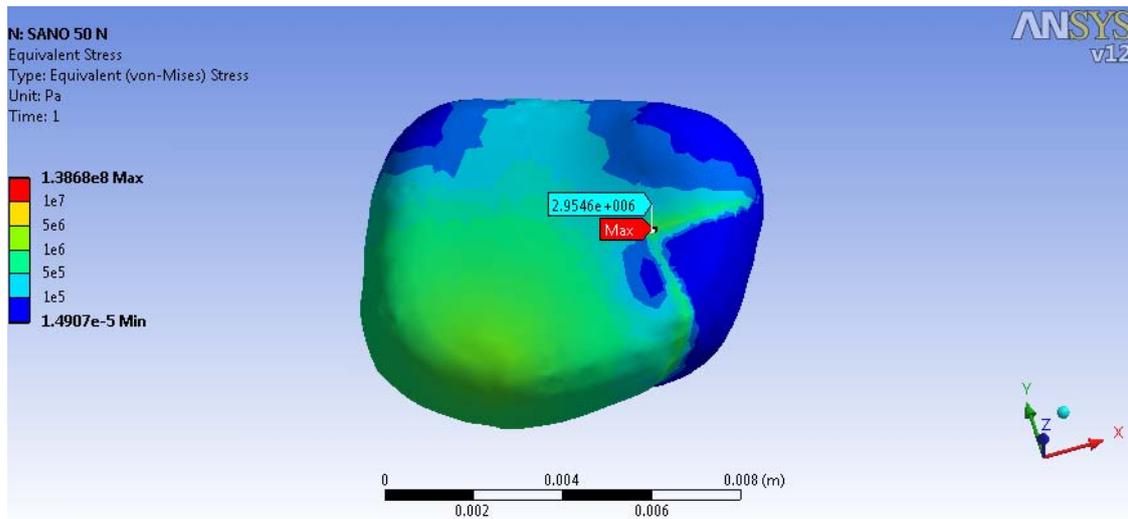


Figura 5.22 Distribución de esfuerzos para una carga de 50 N en la dentina.

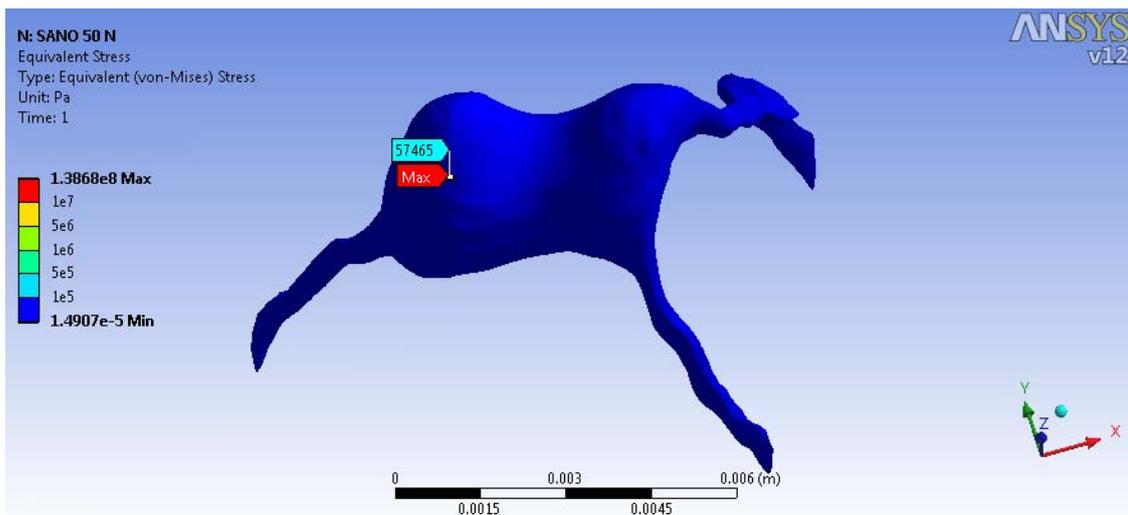


Figura 5.23 Distribución de esfuerzos para una carga de 50 N en la pulpa.

5.4.4 DISTRIBUCIÓN DE ESFUERZOS EN UN DIENTE CON AMALGAMA

La distribución del esfuerzo para una carga de 150 N en un diente con restauración de amalgama es (Figura 5.24 – 5.26) y el número de nodos y elementos fue de (Tabla 5.6):

Tabla 5.6 Nodos y elementos para una carga de 150 N.

	ESMALTE	DENTINA	PULPA	AMALGAMA
NODOS	294371	35313	26655	26133
ELEMENTOS	174740	21384	14426	14801

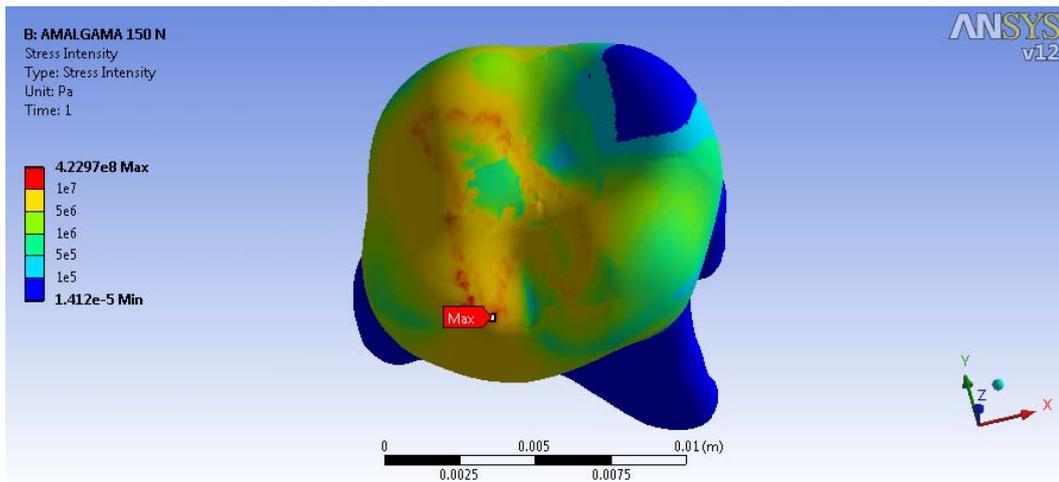


Figura 5.24 Distribucion de esfuerzos para una carga de 150 N con restauracion de amalgama en el esmalte.

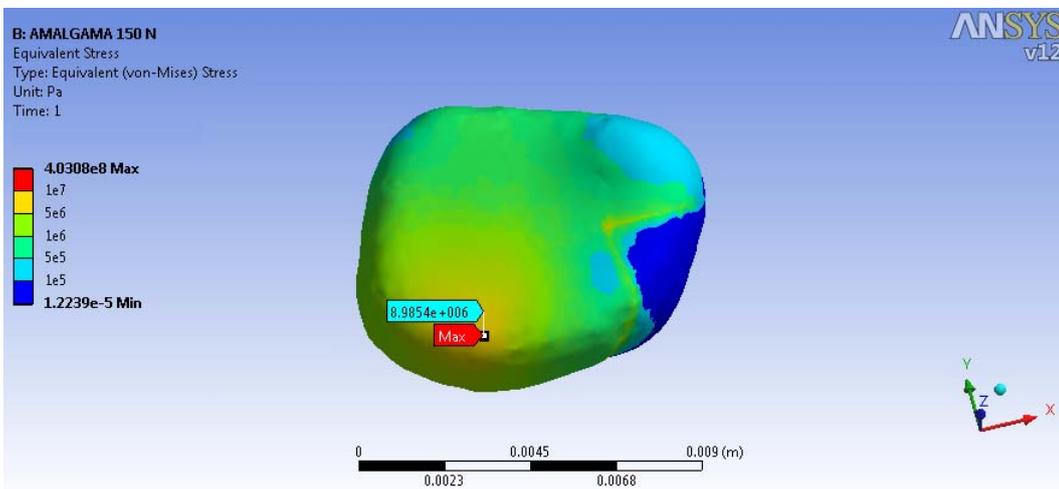


Figura 5.25 Distribucion de esfuerzos para una carga de 150 N con restauracion de amalgama en la dentina.

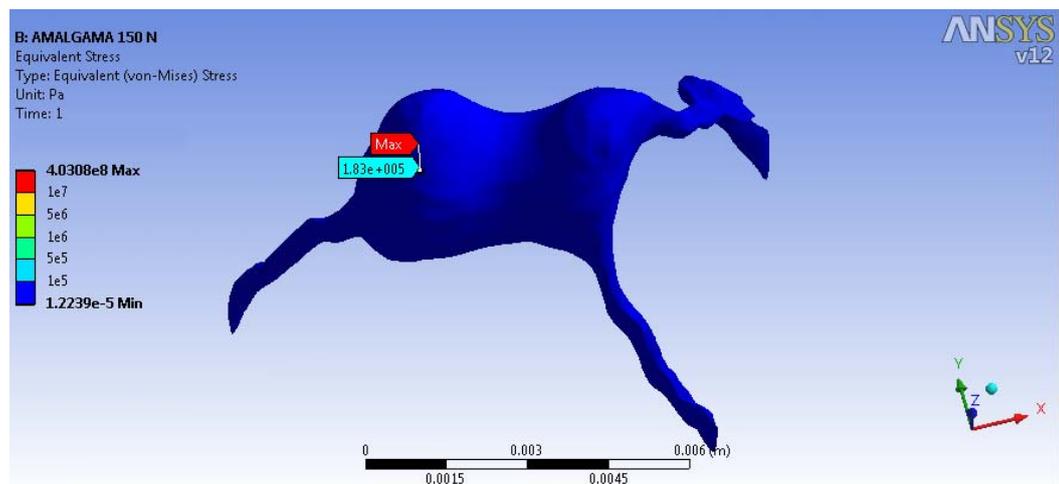


Figura 5.26 Distribucion de esfuerzos para una carga de 150 N con restauracion de amalgama en la pulpa.



Mientras que la distribución de esfuerzos para la restauración de amalgama es de (Figura 5.27):

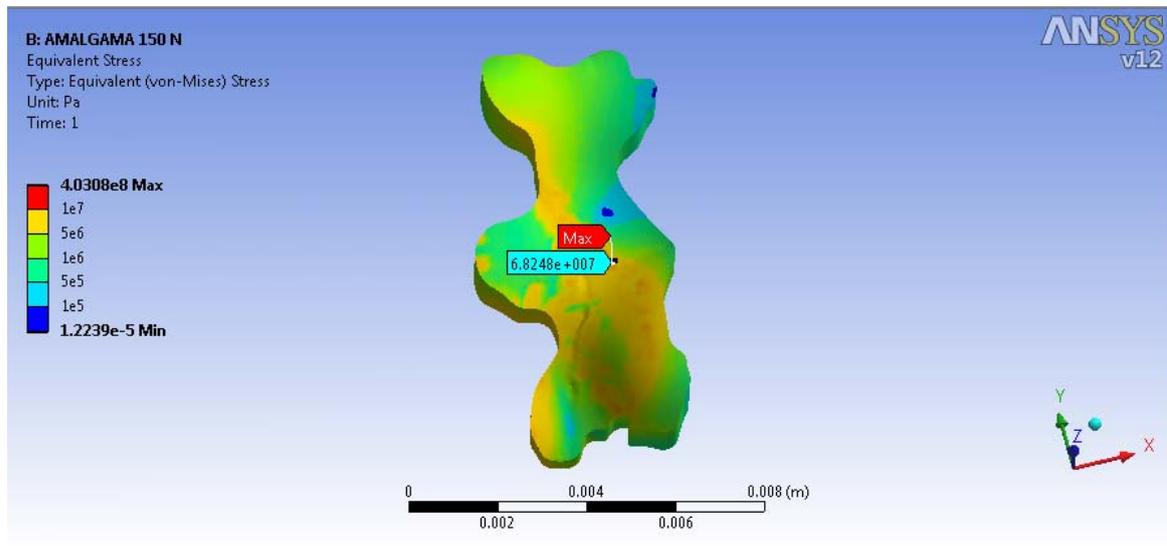


Figura 5.27 Distribucion de esfuerzos para una carga de 150 N en la restauracion de amalgama.

La distribución de esfuerzos para una carga de 100 N es (Figura 5.28 – 5.30) y el número de nodos y elementos fue de (Tabla 5.7):

Tabla 5.7 Nodos y elementos para una carga de 100 N.

	ESMALTE	DENTINA	PULPA	AMALGAMA
NODOS	294371	35313	26655	26133
ELEMENTOS	174740	21384	14426	14801

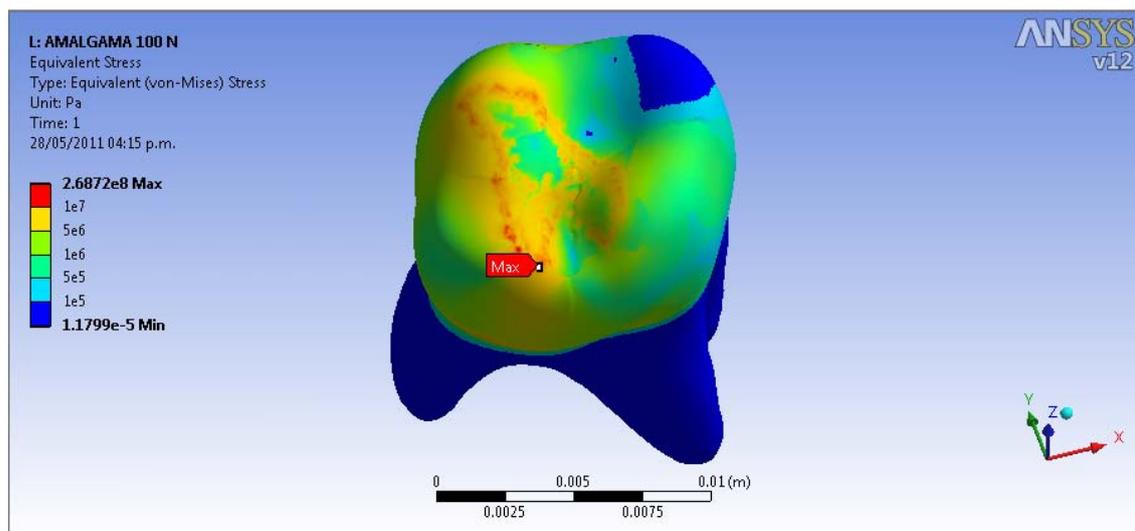


Figura 5.28 Distribucion de esfuerzos para una carga de 100 N con restauracion de amalgama en el esmalte.

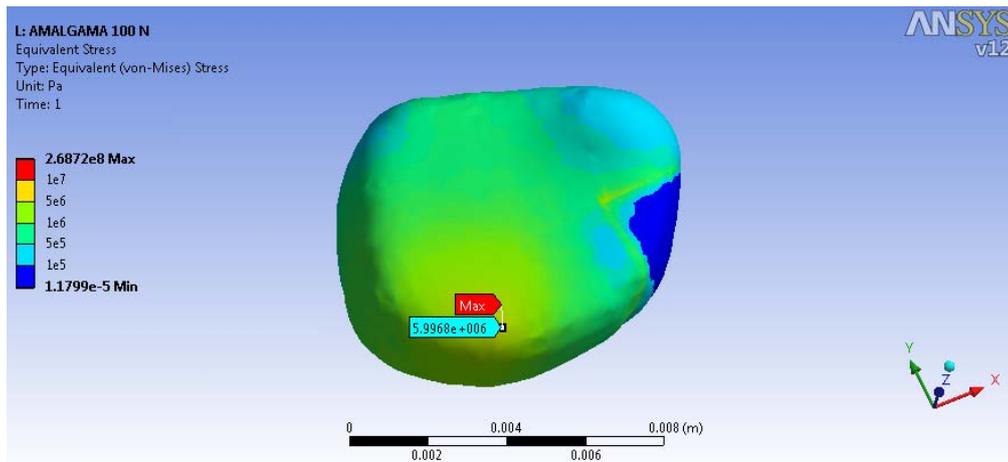


Figura 5.29 Distribucion de esfuerzos para una carga de 100 N con restauracion de amalgama en la dentina.

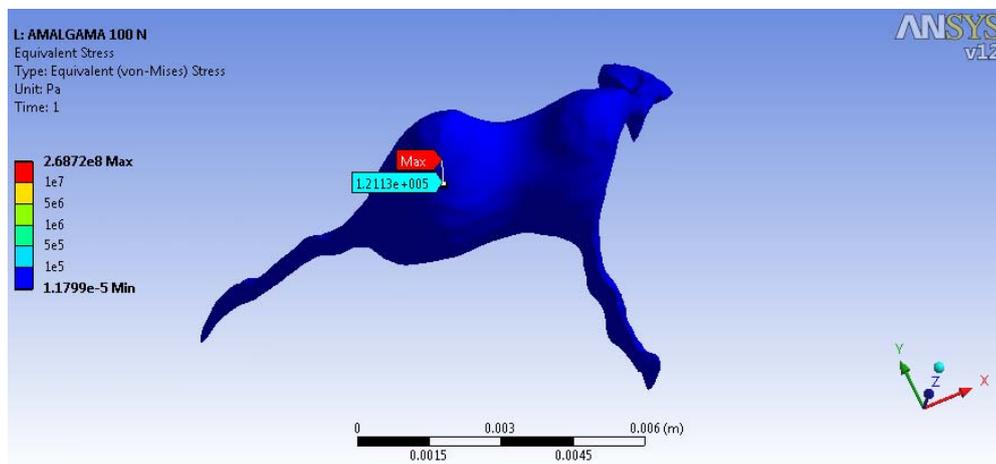


Figura 5.30 Distribucion de esfuerzos para una carga de 100 N con restauracion de amalgama en la pulpa.

Mientras que la distribución de esfuerzos para la restauración es de (Figura 5.31):

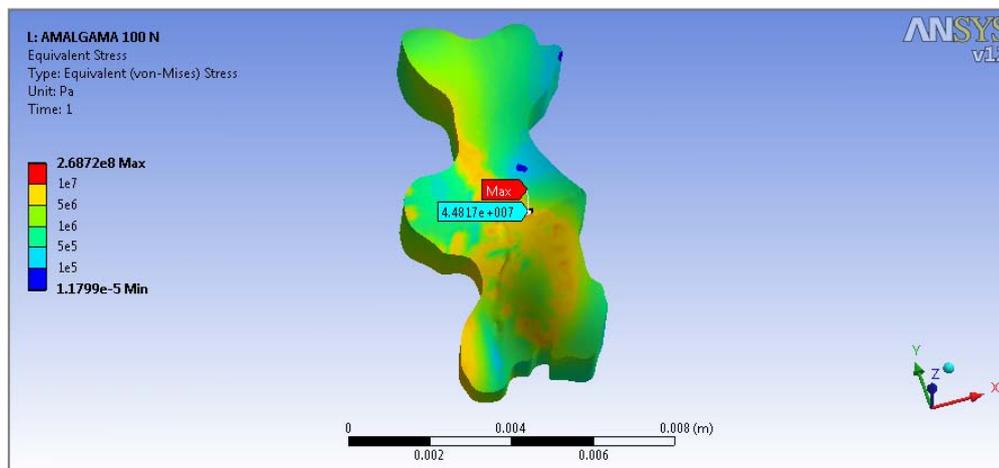


Figura 5.31 Distribucion de esfuerzos para una carga de 100 N en la restauracion de amalgama.



La distribución de esfuerzos para 50 N es (Figura 5.32 – 5.34) y el número de nodos y elementos fue de (Tabla 5.8):

Tabla 5.8 Nodos y elementos para una carga de 50 N.

	ESMALTE	DENTINA	PULPA	AMALGAMA
NODOS	294371	35313	26655	26133
ELEMENTOS	174740	21384	14426	14801

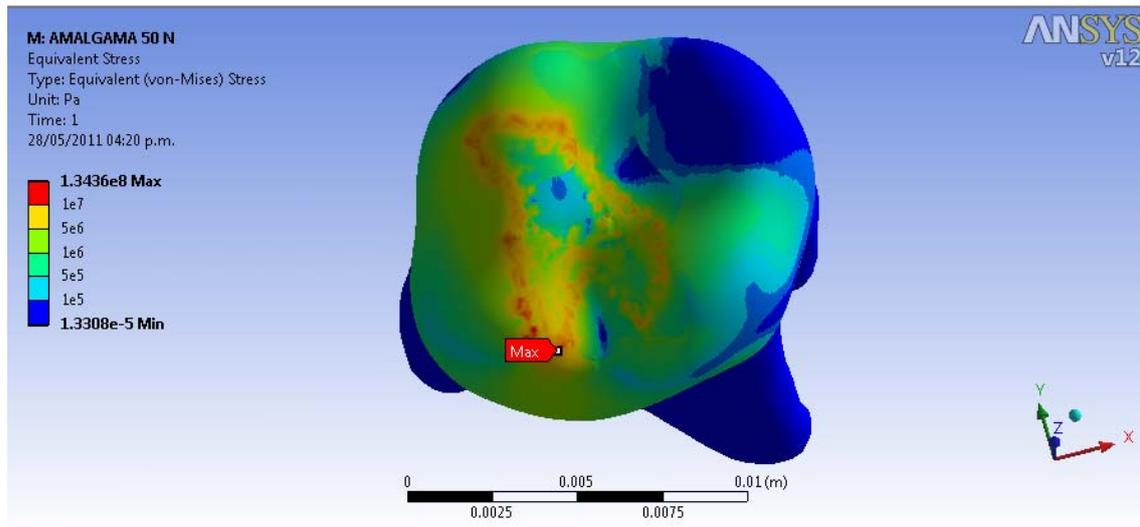


Figura 5.32 Distribucion de esfuerzos para una carga de 50 N con restauracion de amalgama en el esmalte.

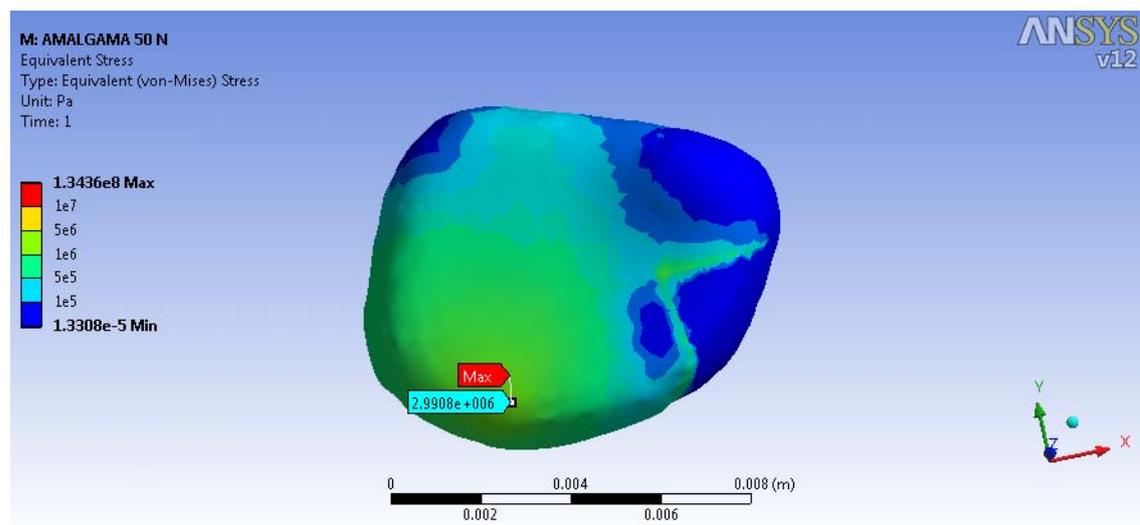


Figura 5.33 Distribucion de esfuerzos para una carga de 50 N con restauracion de amalgama en la dentina.

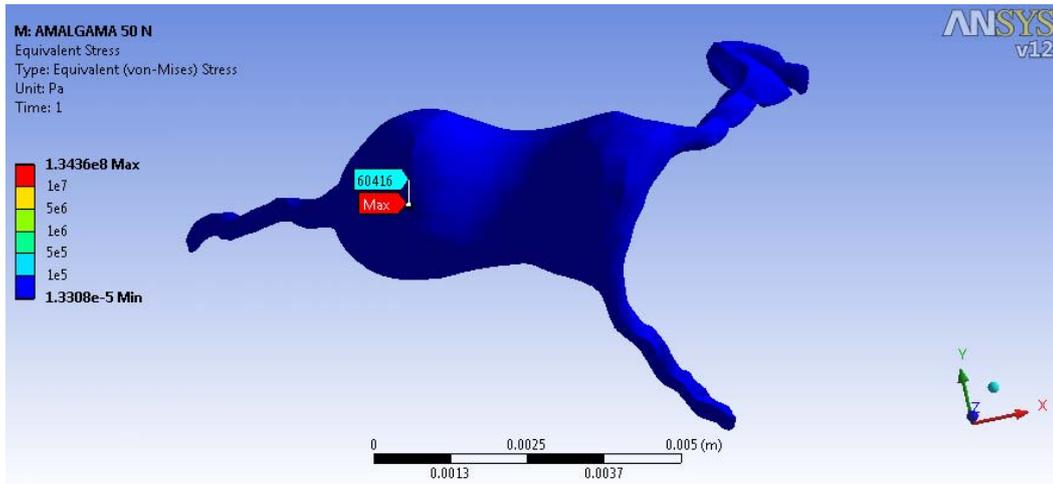


Figura 5.34 Distribución de esfuerzos para una carga de 50 N con restauracion de amalgama en la pulpa.

Mientras que la distribución de esfuerzos para la restauración es de (Figura 5.35):

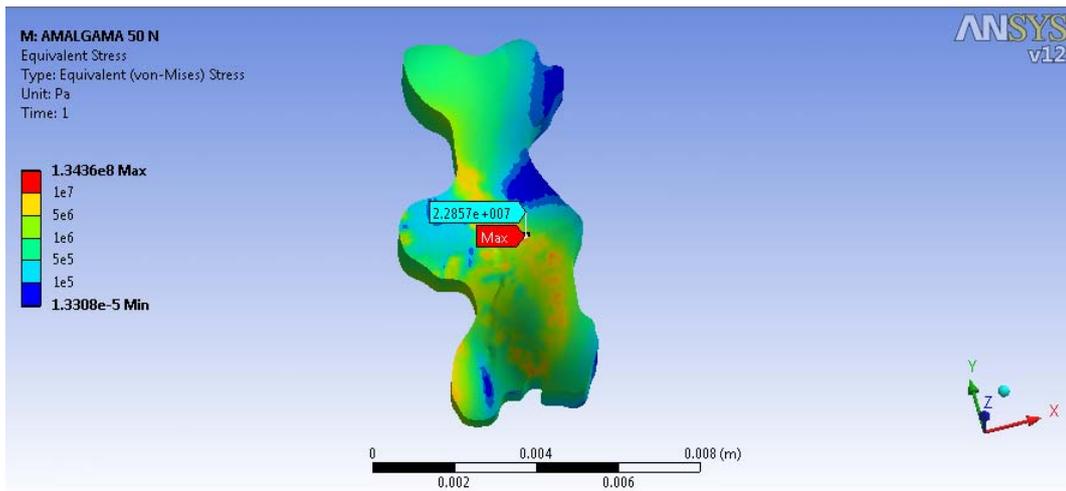


Figura 5.35 Distribución de esfuerzos para una carga de 50 N en la restauracion de amalgama.

5.4.5 DISTRIBUCIÓN DE ESFUERZOS EN UN DIENTE CON RESINA

La distribución del esfuerzo para una carga de 150 N en un diente con restauración de resina es (Figura 5.36 – 5.38) y el número de nodos y elementos fue de (Tabla 5.9):

Tabla 5.9 Nodos y elementos para una carga de 150 N.

	ESMALTE	DENTINA	PULPA	RESINA
NODOS	295740	35313	26655	21814
ELEMENTOS	175644	21384	14426	12181

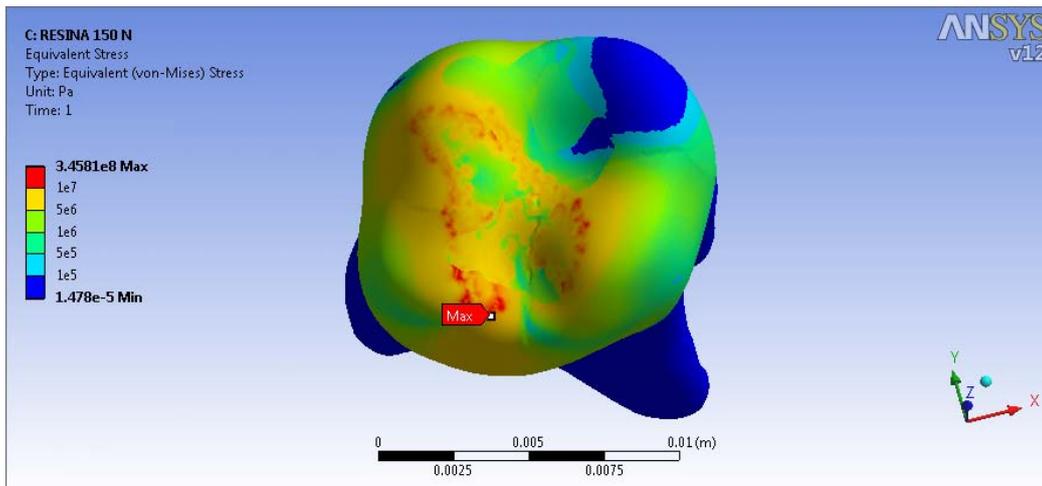


Figura 5.36 Distribucion de esfuerzos para una carga de 150 N con restauracion de resina en el esmalte.

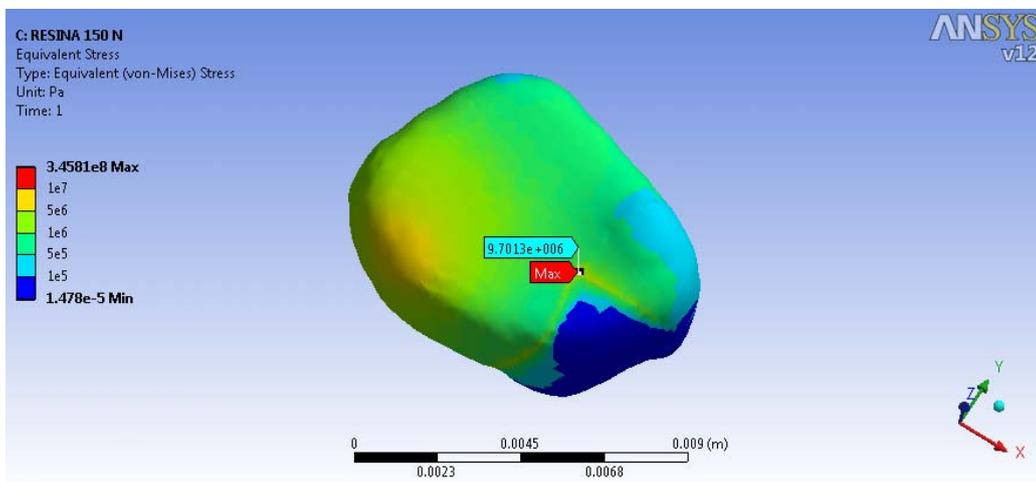


Figura 5.37 Distribucion de esfuerzos para una carga de 150 N con restauracion de resina en la dentina.

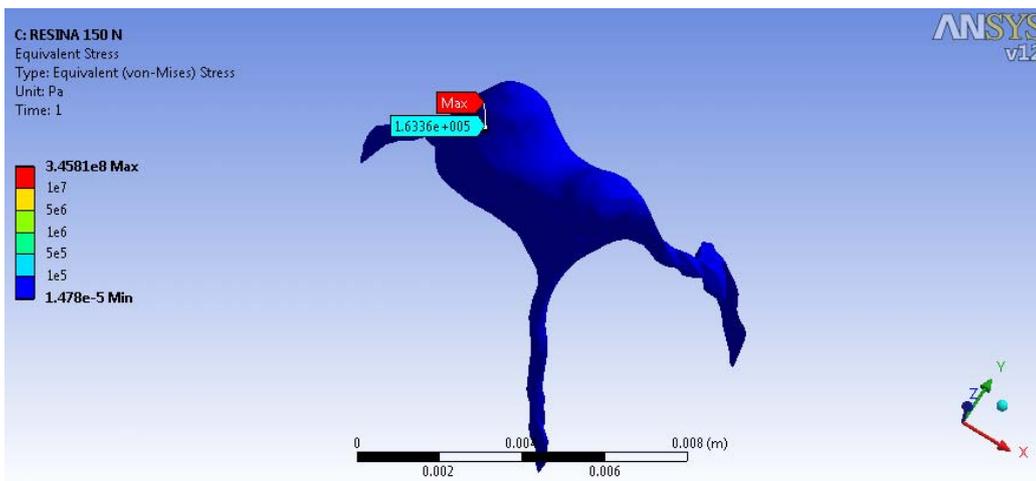


Figura 5.38 Distribucion de esfuerzos para una carga de 150 N con restauracion de resina en la pulpa.

Mientras que la distribución de esfuerzos para la restauración de resina es de (Figura 5.39):

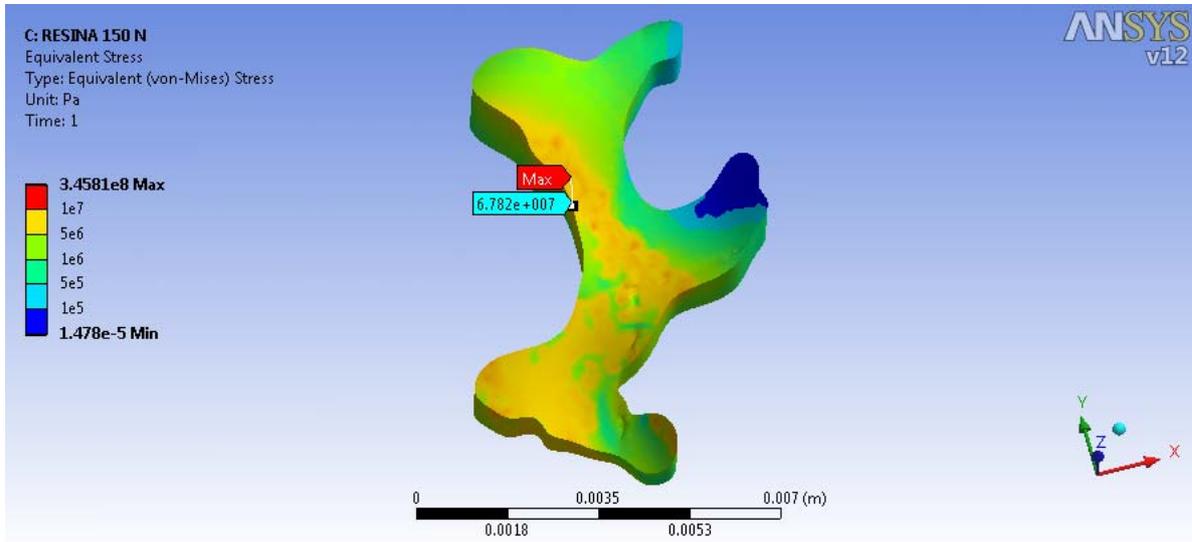


Figura 5.39 Distribucion de esfuerzos para una carga de 150 N en la restauracion de resina.

La distribución de esfuerzos para una carga de 100 N es (Figura 5.40 – 5.42) y el número de nodos y elementos fue de (Tabla 5.10):

Tabla 5.10 Nodos y elementos para una carga de 100 N.

	ESMALTE	DENTINA	PULPA	RESINA
NODOS	295740	35313	26655	21814
ELEMENTOS	175644	21384	14426	12181

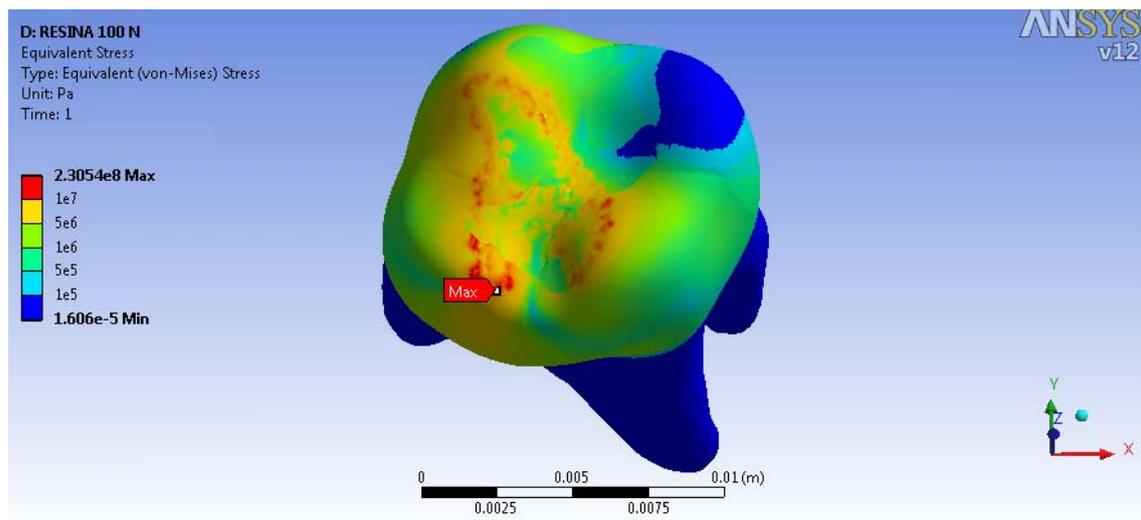


Figura 5.40 Distribucion de esfuerzos para una carga de 100 N con restauracion de resina en el esmalte.

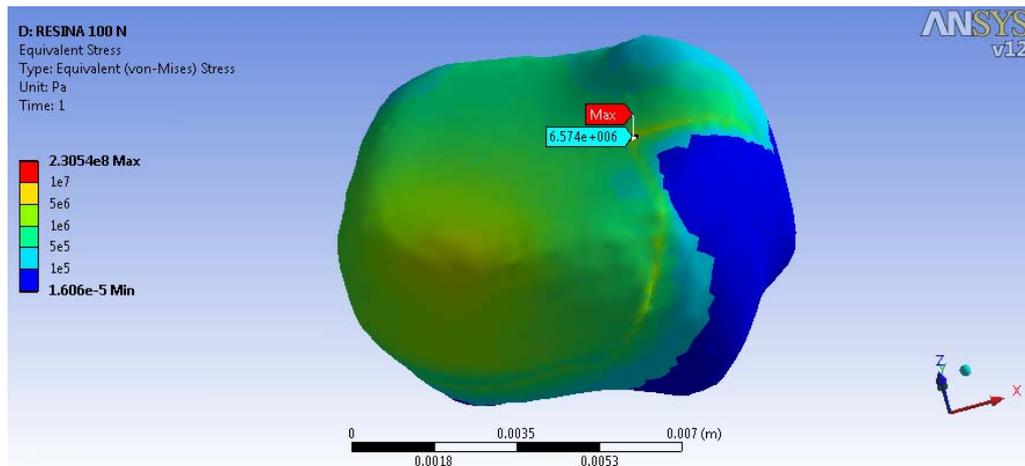


Figura 5.41 Distribucion de esfuerzos para una carga de 100 N con restauracion de resina en el esmalte.

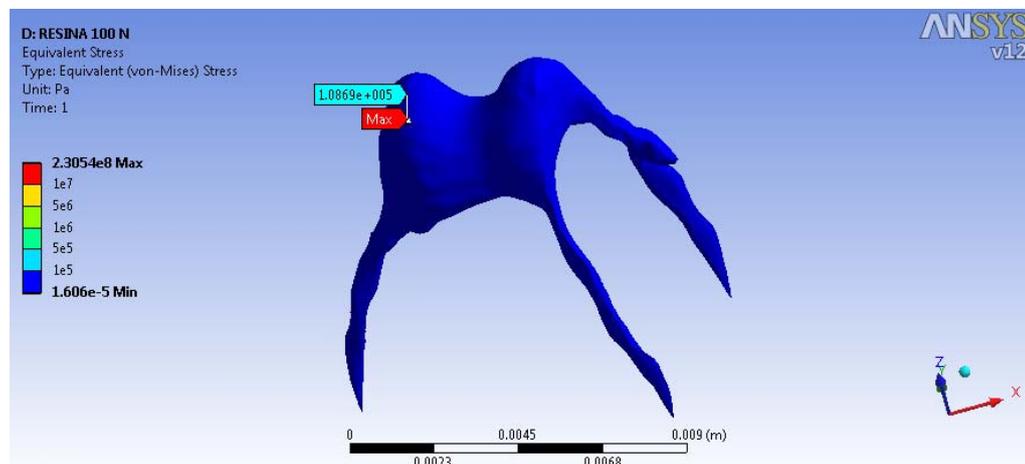


Figura 5.42 Distribucion de esfuerzos para una carga de 100 N con restauracion de resina en el esmalte.

Mientras que la distribución de esfuerzos para la restauración es de (Figura 5.43):

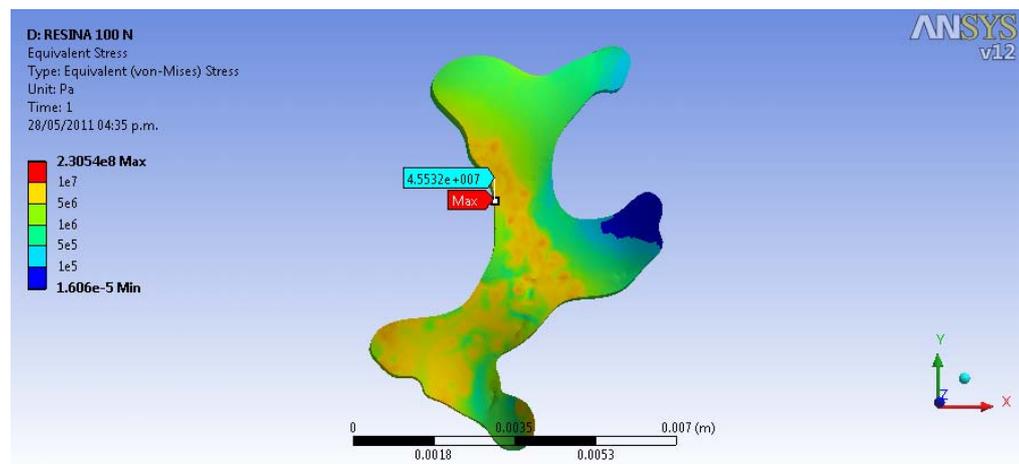


Figura 5.43 Distribucion de esfuerzos para una carga de 100 N en la restauracion de resina.



La distribución de esfuerzos para 50 N es (Figura 5.44 – 5.46) y el número de nodos y elementos fue de (Tabla 5.11):

Tabla 5.11 Nodos y elementos para una carga de 50 N.

	ESMALTE	DENTINA	PULPA	RESINA
NODOS	295740	35313	26655	21814
ELEMENTOS	175644	21384	14426	12181

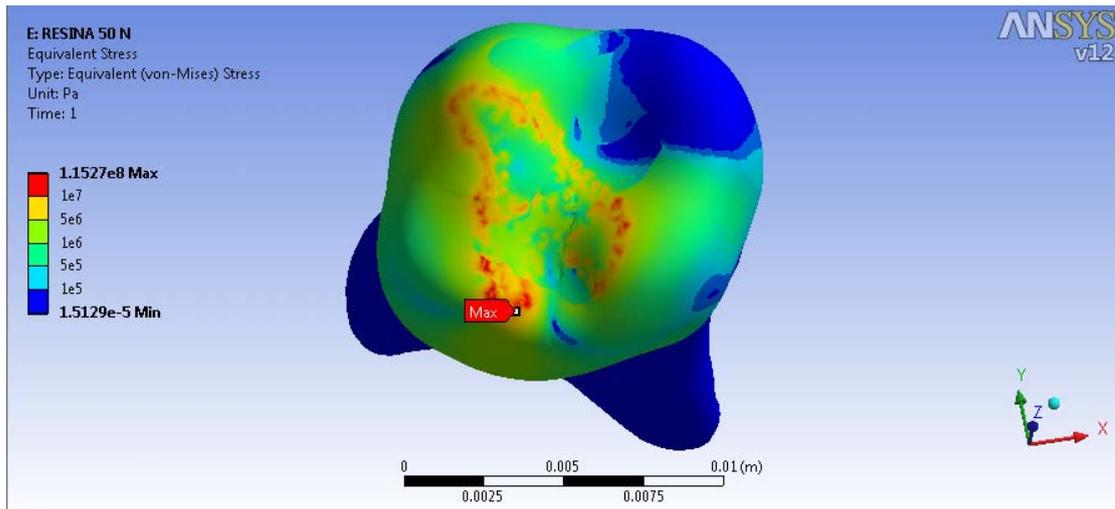


Figura 5.44 Distribucion de esfuerzos para una carga de 50 N con restauracion de resina en el esmalte.

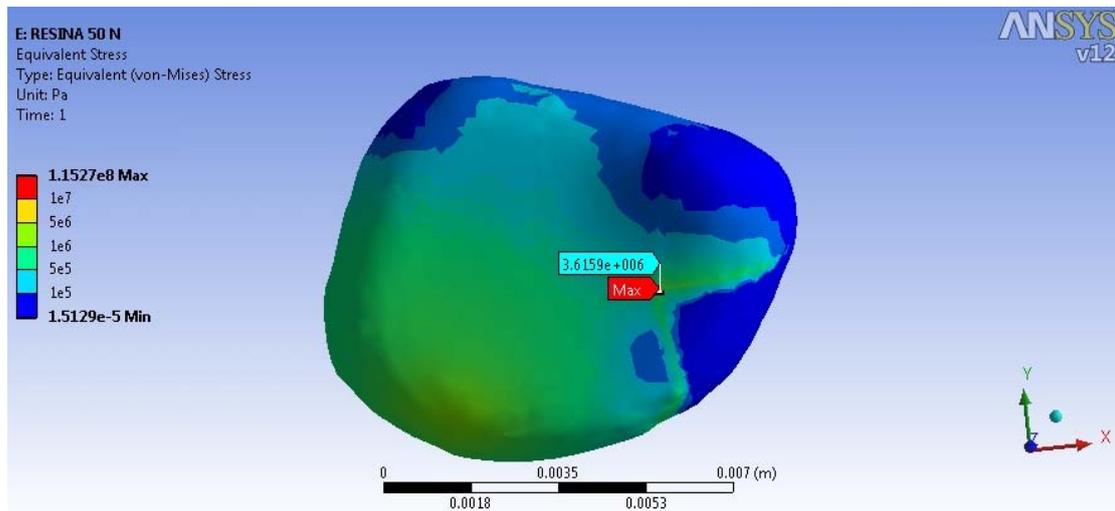


Figura 5.45 Distribucion de esfuerzos para una carga de 50 N con restauracion de resina en la dentina.

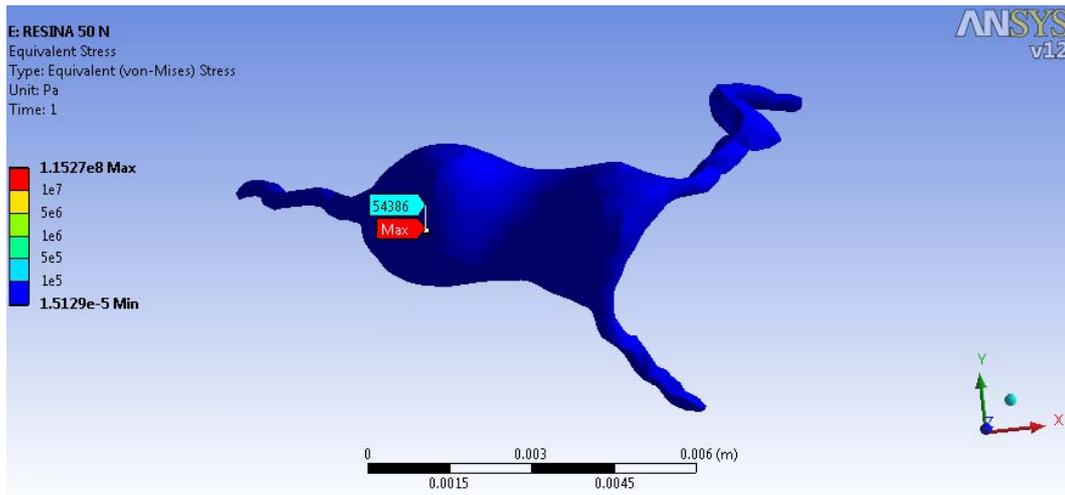


Figura 5.46 Distribución de esfuerzos para una carga de 50 N con restauracion de resina en la pulpa.

Mientras que la distribución de esfuerzos para la restauración es de (Figura 5.47):

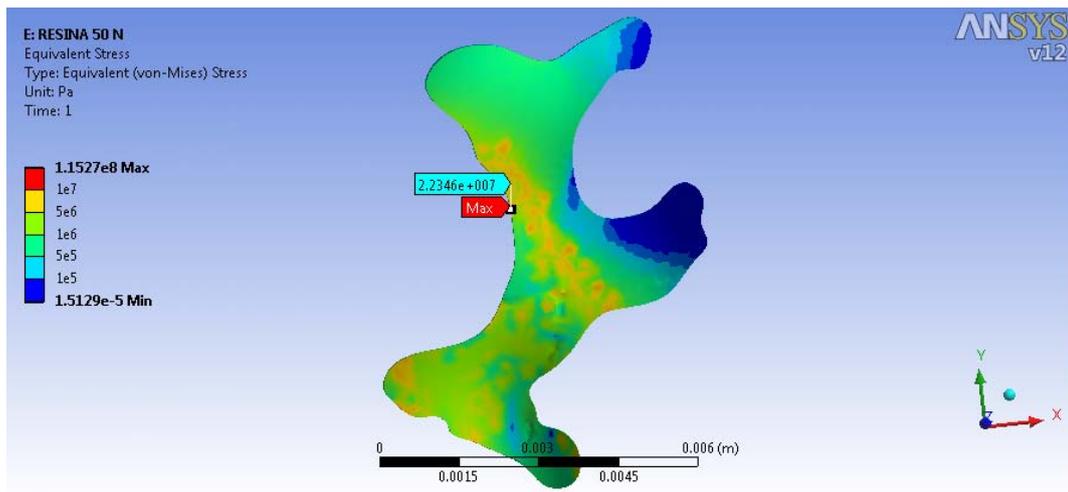


Figura 5.47 Distribución de esfuerzos para una carga de 50 N en la restauracion de resina.

5.4.6 DISTRIBUCIÓN DE ESFUERZOS EN UN DIENTE CON PROPIEDADES DE AMALGAMA EN UNA CAVIDAD PARA RESINA

La distribución del esfuerzo para una carga de 150 N en un diente con propiedades de amalgama en una cavidad para resina es (Figura 5.48 – 5.50) y el número de nodos y elementos fue de (Tabla 5.12):

Tabla 5.12 Nodos y elementos para una carga de 150 N.

	ESMALTE	DENTINA	PULPA	AMALGAMA
NODOS	295740	35313	26655	21814
ELEMENTOS	175644	21384	14426	12181

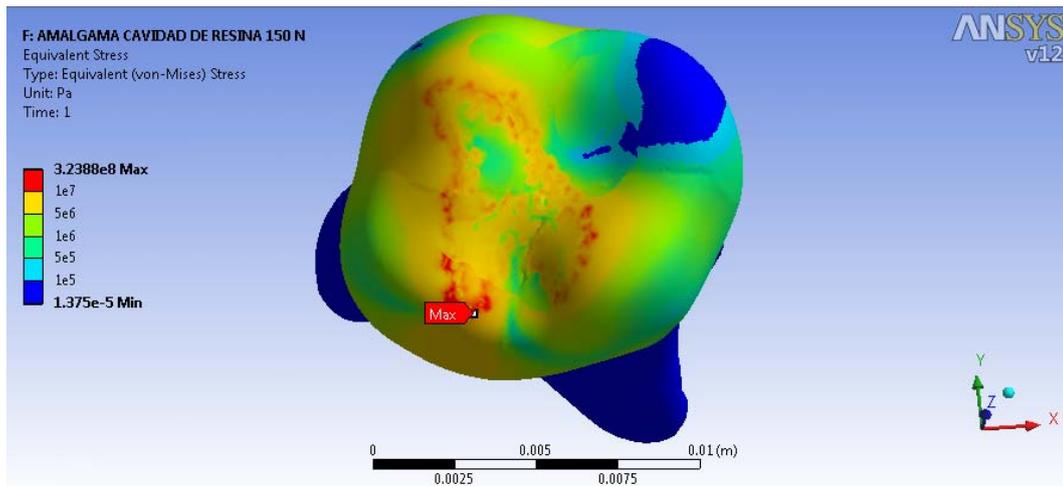


Figura 5.48 Distribucion de esfuerzos para una carga de 150 N con propiedades de amalgama en una cavidad para resina en el esmalte.

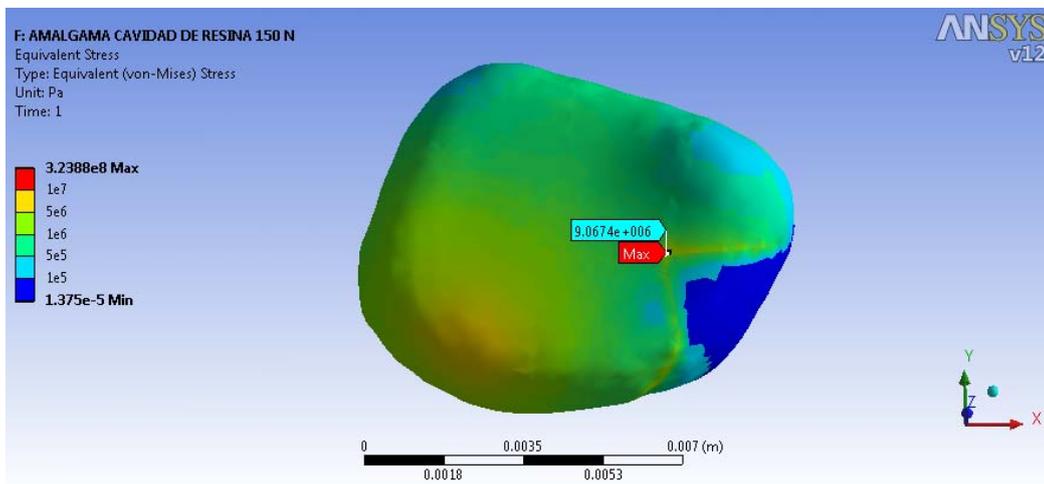


Figura 5.49 Distribucion de esfuerzos para una carga de 150 N con propiedades de amalgama en una cavidad para resina en la dentina.

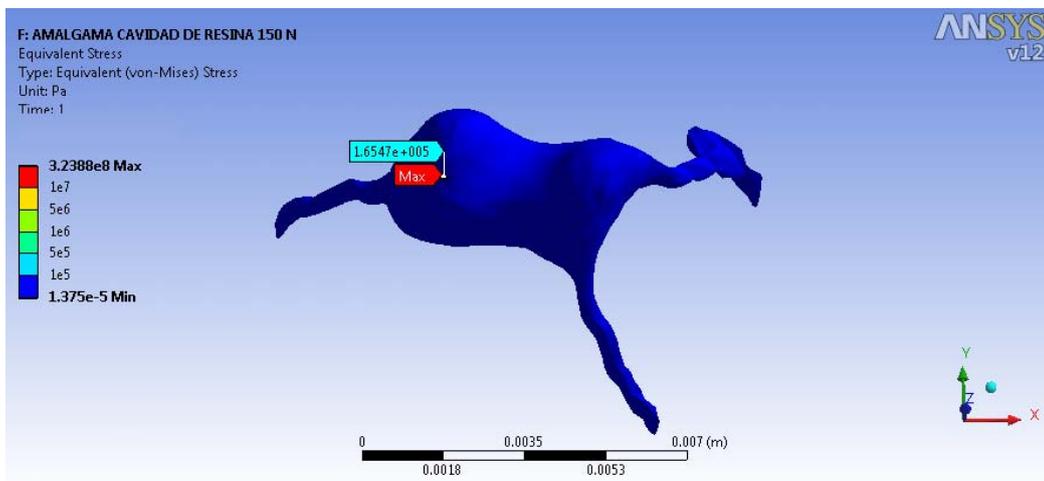


Figura 5.50 Distribucion de esfuerzos para una carga de 150 N con propiedades de amalgama en una cavidad para resina en la pulpa.

Mientras que la distribución de esfuerzos para la restauración es de (Figura 5.51):

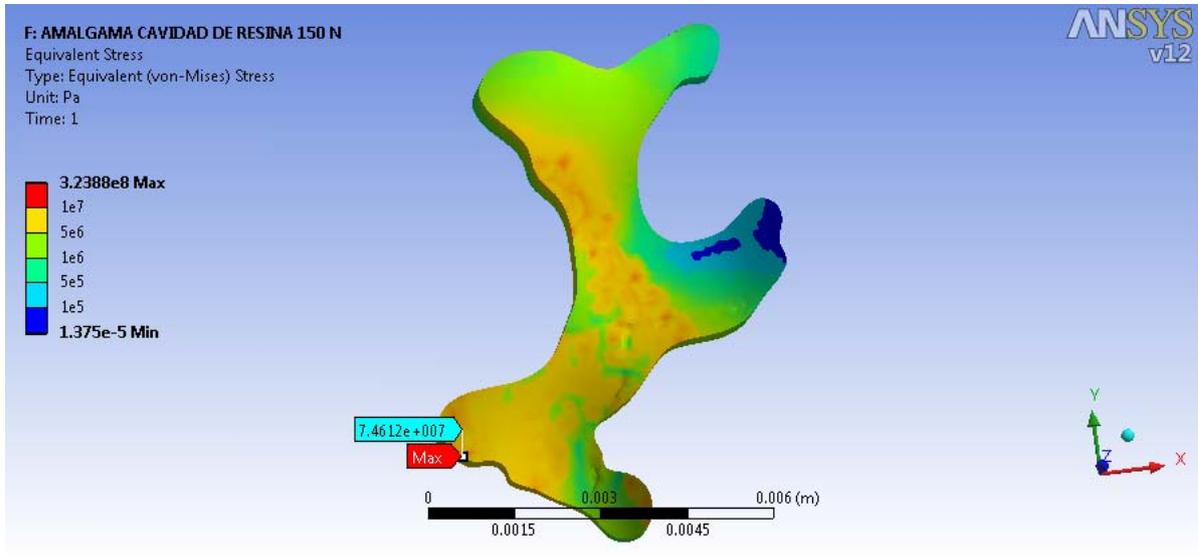


Figura 5.51 Distribucion de esfuerzos para una carga de 150 N con propiedades de amalgama en la cavidad para resina.

La distribución de esfuerzos para una carga de 100 N es (Figura 5.52 – 5.54) y el número de nodos y elementos fue de (Tabla 5.13):

Tabla 5.13 Nodos y elementos para una carga de 100 N.

	ESMALTE	DENTINA	PULPA	AMALGAMA
NODOS	295740	35313	26655	21814
ELEMENTOS	175644	21384	14426	12181

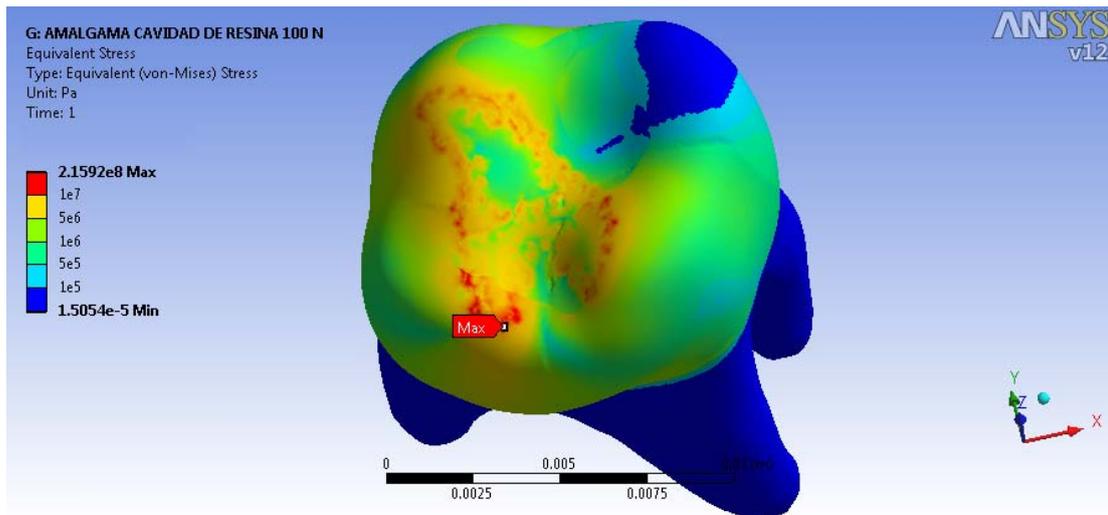


Figura 5.52 Distribucion de esfuerzos para una carga de 100 N con propiedades de amalgama en una cavidad para resina en el esmalte.

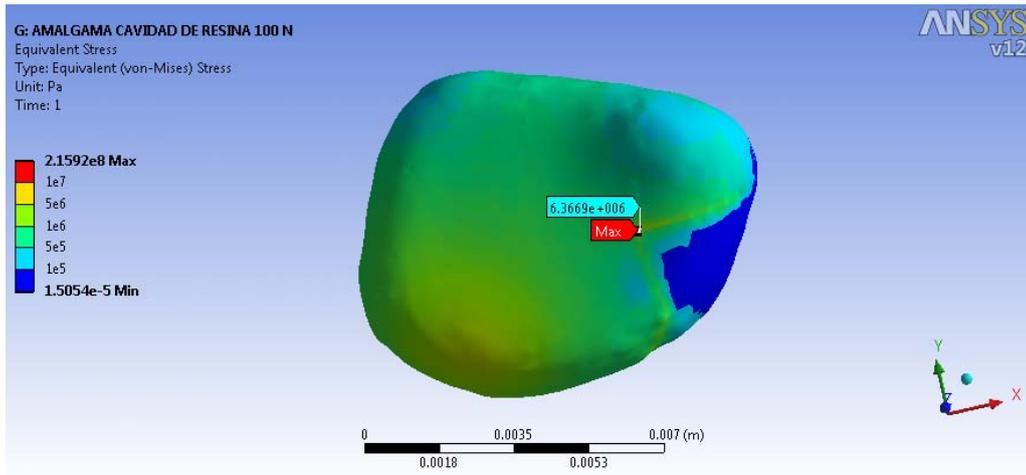


Figura 5.53 Distribucion de esfuerzos para una carga de 100 N con propiedades de amalgama en una cavidad para resina en la dentina.

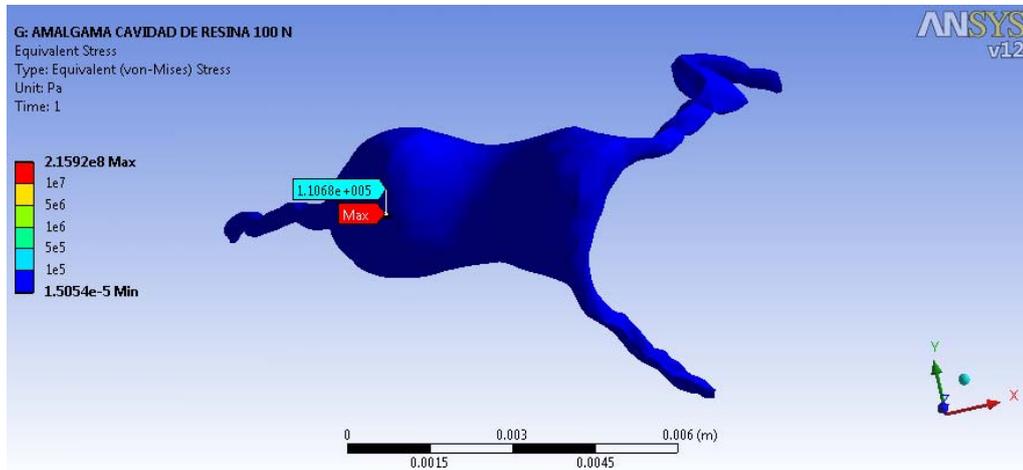


Figura 5.54 Distribucion de esfuerzos para una carga de 100 N con propiedades de amalgama en una cavidad para resina en la pulpa.

Mientras que la distribución de esfuerzos para la restauración es de (Figura 5.55):

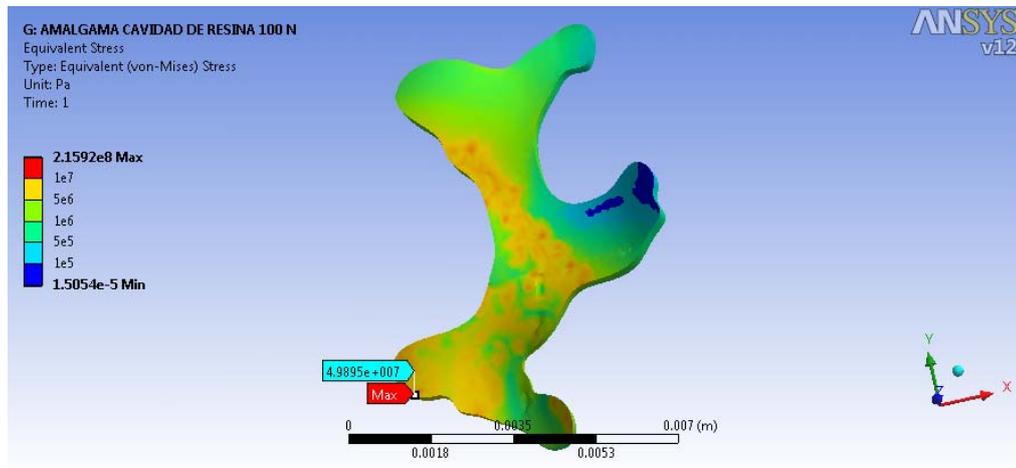


Figura 5.55 Distribucion de esfuerzos para una carga de 100 N con propiedades de amalgama en la cavidad para resina.



La distribución de esfuerzos para 50 N es (Figura 5.56 – 5.58) y el número de nodos y elementos fue de (Tabla 5.14):

Tabla 5.14 Nodos y elementos para una carga de 50 N.

	ESMALTE	DENTINA	PULPA	AMALGAMA
NODOS	295740	35313	26655	21814
ELEMENTOS	175644	21384	14426	12181

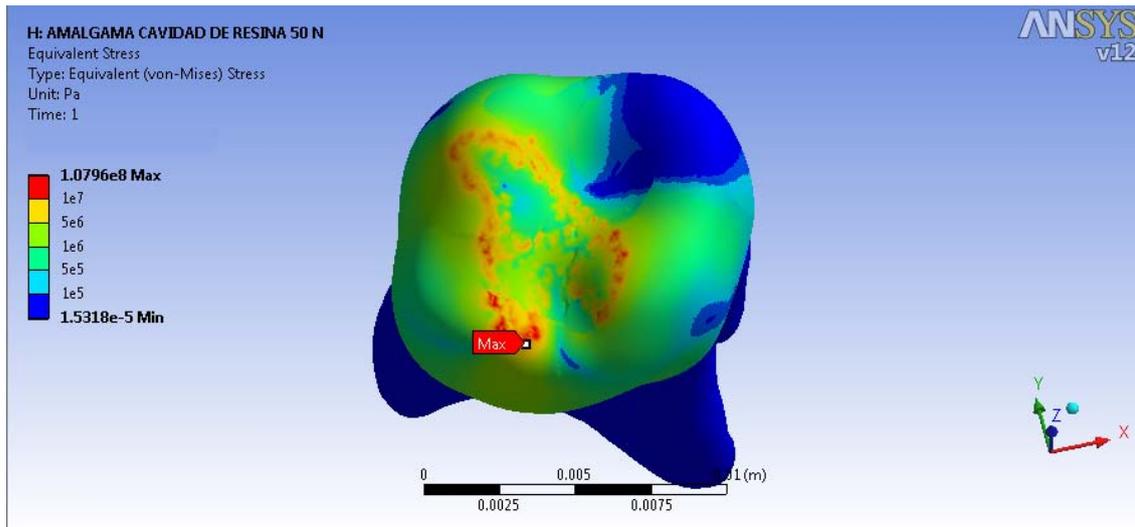


Figura 5.56 Distribución de esfuerzos para una carga de 50 N con propiedades de amalgama en una cavidad para resina en el esmalte.

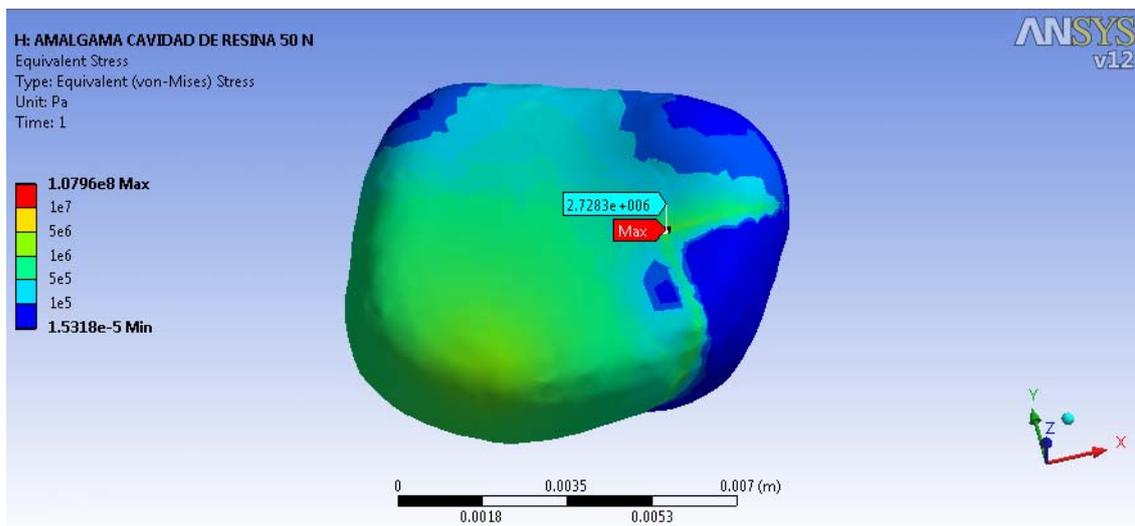


Figura 5.57 Distribución de esfuerzos para una carga de 50 N con propiedades de amalgama en una cavidad para resina en la dentina.

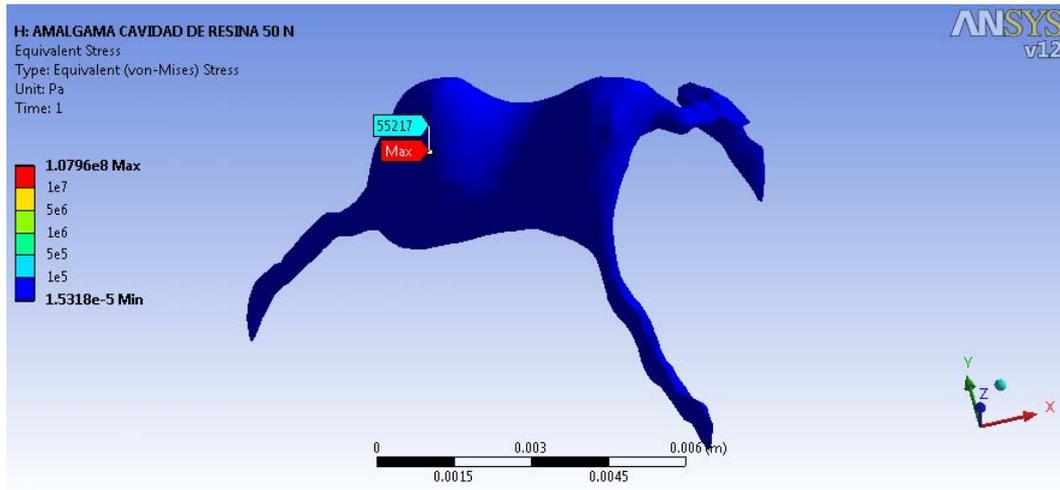


Figura 5.58 Distribución de esfuerzos para una carga de 50 N con propiedades de amalgama en una cavidad para resina en la pulpa.

Mientras que la distribución de esfuerzos para la restauración es de (Figura 5.59):

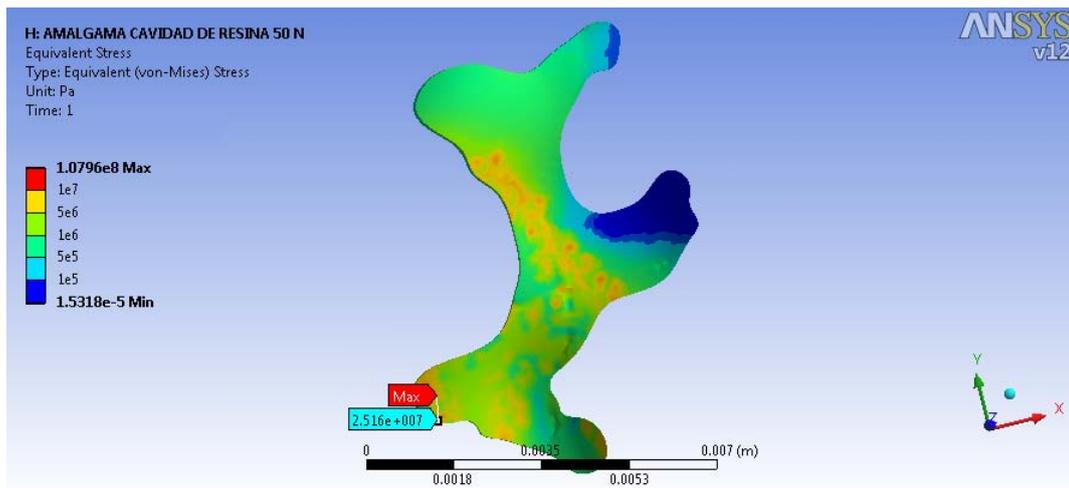


Figura 5.59 Distribución de esfuerzos para una carga de 150 N con propiedades de amalgama en la cavidad para resina.

5.4.7 DISTRIBUCIÓN DE ESFUERZOS EN UN DIENTE CON PROPIEDADES DE RESINA EN UNA CAVIDAD PARA AMALGAMA

La distribución del esfuerzo para una carga de 150 N en un diente con propiedades de resina en una cavidad para amalgama es (Figura 5.60 – 5.62) y el número de nodos y elementos fue de (Tabla 5.15):

Tabla 5.15 Nodos y elementos para una carga de 150 N.

	ESMALTE	DENTINA	PULPA	RESINA
NODOS	294371	35313	26655	26133
ELEMENTOS	174740	21384	14426	14801

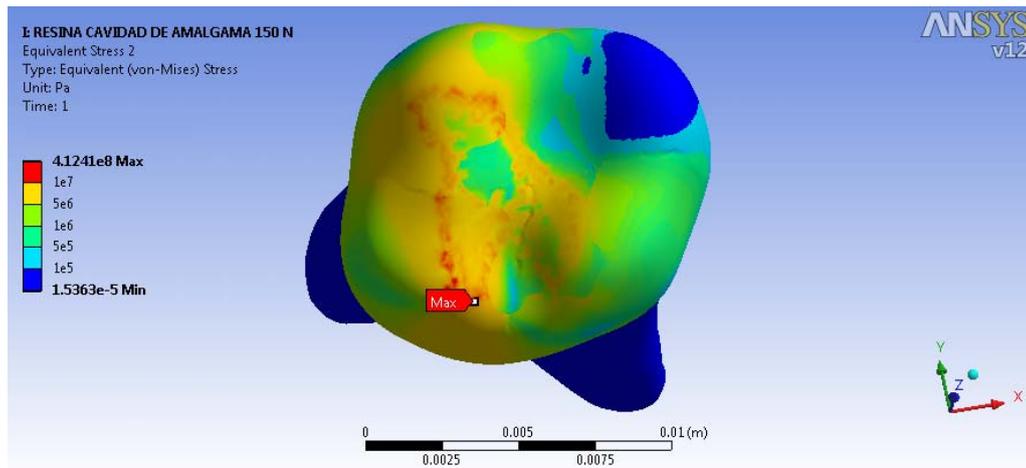


Figura 5.60 Distribucion de esfuerzos para una carga de 150 N con propiedades de resina en una cavidad para amalgama en el esmalte.

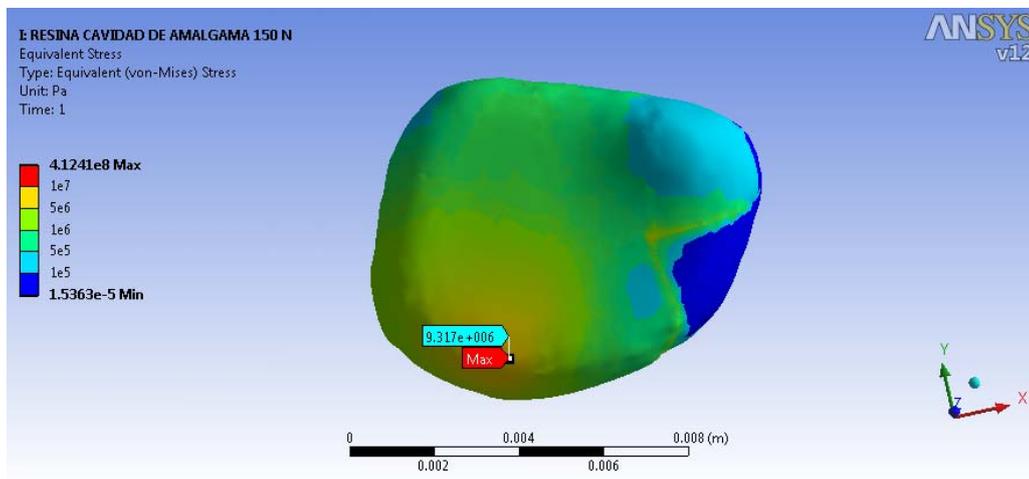


Figura 5.61 Distribucion de esfuerzos para una carga de 150 N con propiedades de resina en una cavidad para amalgama en la dentina.

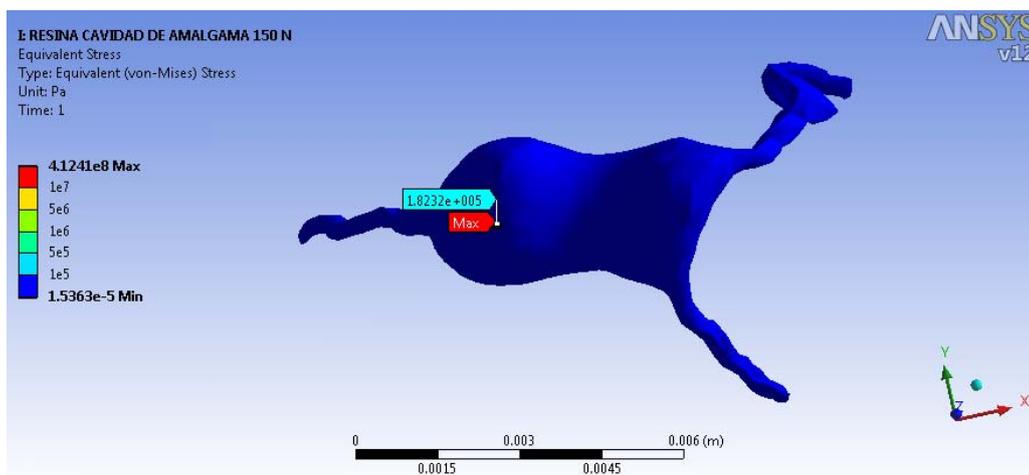


Figura 5.62 Distribucion de esfuerzos para una carga de 150 N con propiedades de resina en una cavidad para amalgama en la pulpa.

Mientras que la distribución de esfuerzos para la restauración es de (Figura 5.63):

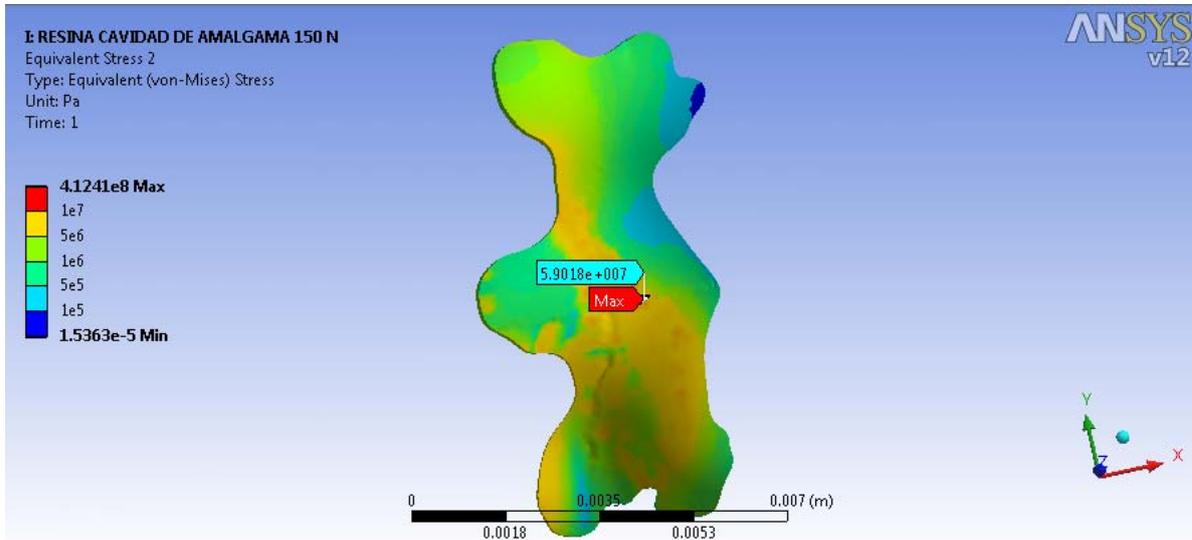


Figura 5.63 Distribucion de esfuerzos para una carga de 150 N con propiedades de resina en la cavidad para amalgama.

La distribución de esfuerzos para una carga de 100 N es (Figura 5.64 – 5.66) y el número de nodos y elementos fue de (Tabla 5.16):

Tabla 5.16 Nodos y elementos para una carga de 100 N.

	ESMALTE	DENTINA	PULPA	RESINA
NODOS	294371	35313	26655	26133
ELEMENTOS	174740	21384	14426	14801

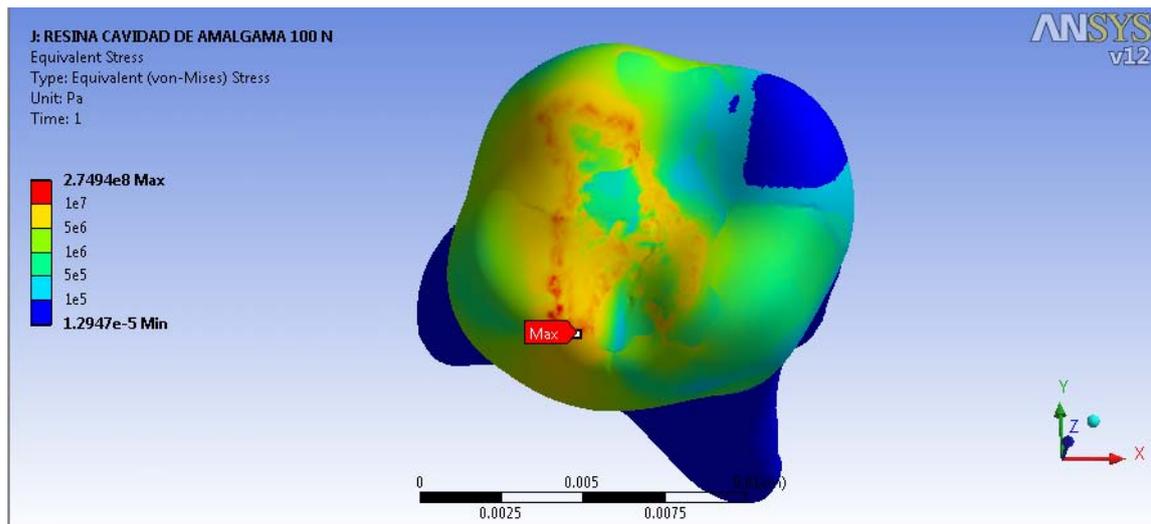


Figura 5.64 Distribucion de esfuerzos para una carga de 100 N con propiedades de resina en una cavidad para amalgama en el esmalte.

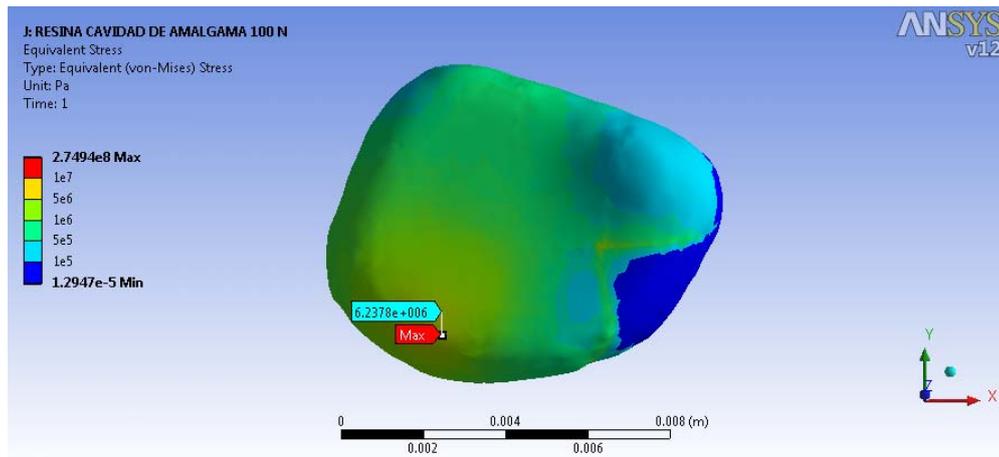


Figura 5.65 Distribucion de esfuerzos para una carga de 100 N con propiedades de resina en una cavidad para amalgama en la dentina.

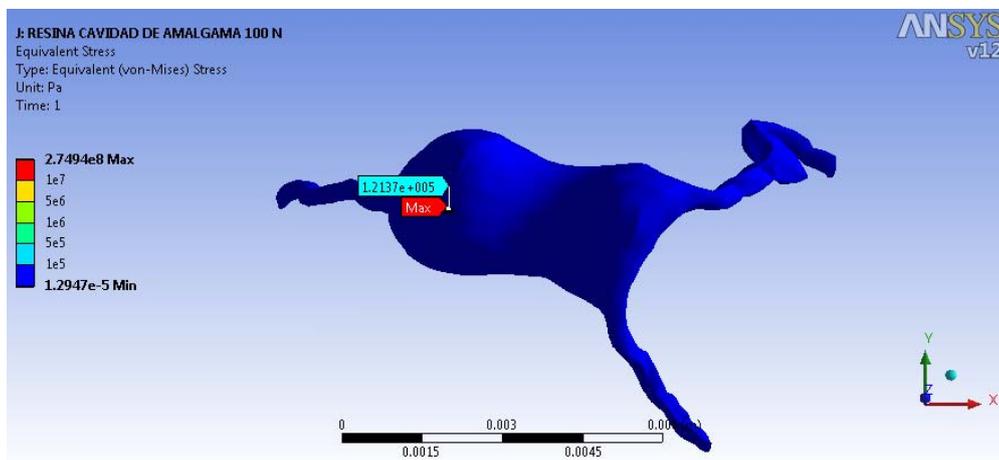


Figura 5.66 Distribucion de esfuerzos para una carga de 100 N con propiedades de resina en una cavidad para amalgama en la pulpa.

Mientras que la distribución de esfuerzos para la restauración es de (Figura 5.67):

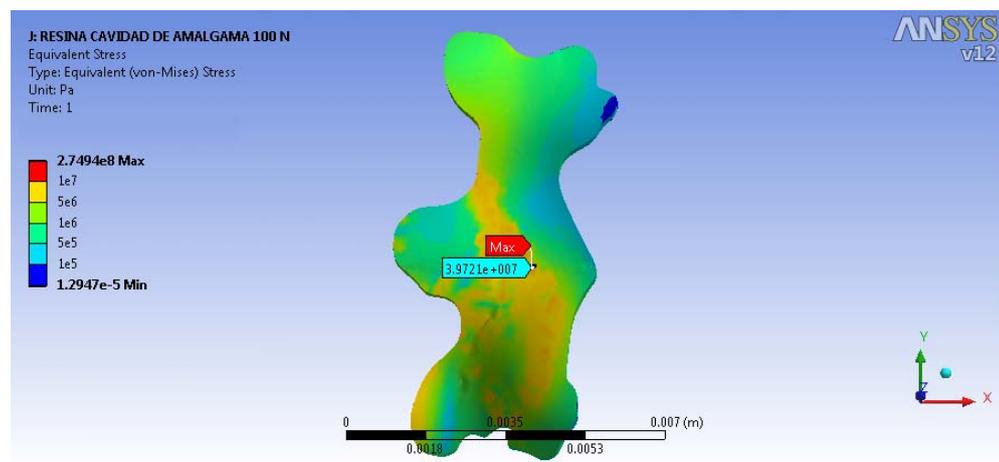


Figura 5.67 Distribucion de esfuerzos para una carga de 100 N con propiedades de resina en la cavidad para amalgama.

La distribución de esfuerzos para 50 N es (Figura 5.68 – 5.70) y el número de nodos y elementos fue de (Tabla 5.17):

Tabla 5.17 Nodos y elementos para una carga de 50 N.

	ESMALTE	DENTINA	PULPA	RESINA
NODOS	294371	35313	26655	26133
ELEMENTOS	174740	21384	14426	14801

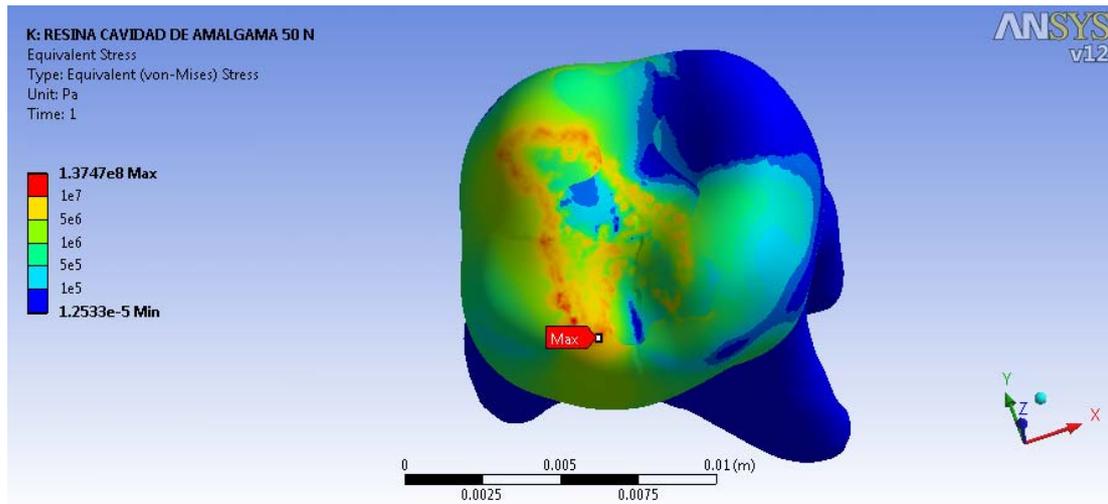


Figura 5.68 Distribucion de esfuerzos para una carga de 50 N con propiedades de resina en una cavidad para amalgama en el esmalte.

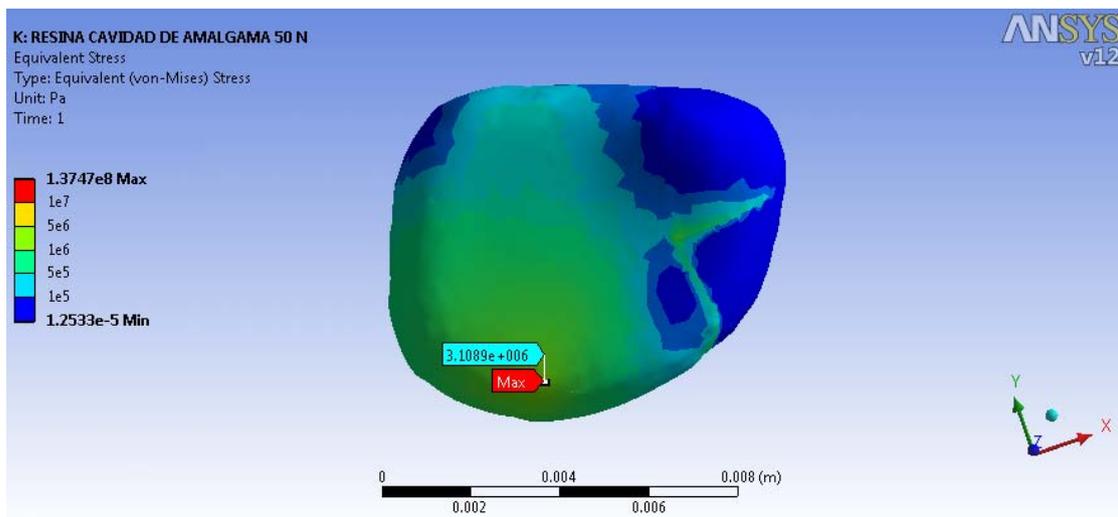


Figura 5.69 Distribucion de esfuerzos para una carga de 50 N con propiedades de resina en una cavidad para amalgama en la dentina.

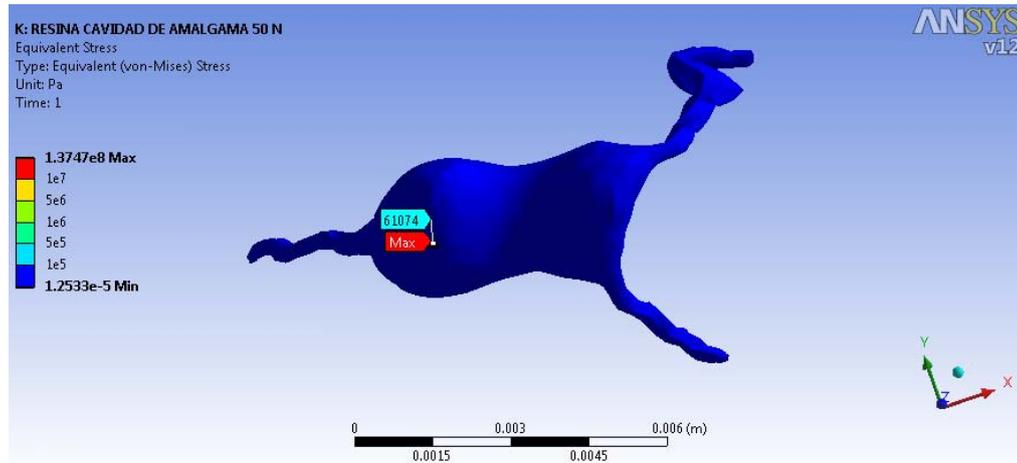


Figura 5.70 Distribución de esfuerzos para una carga de 50 N con propiedades de resina en una cavidad para amalgama en la pulpa.

Mientras que la distribución de esfuerzos para la restauración es de (Figura 5.71):

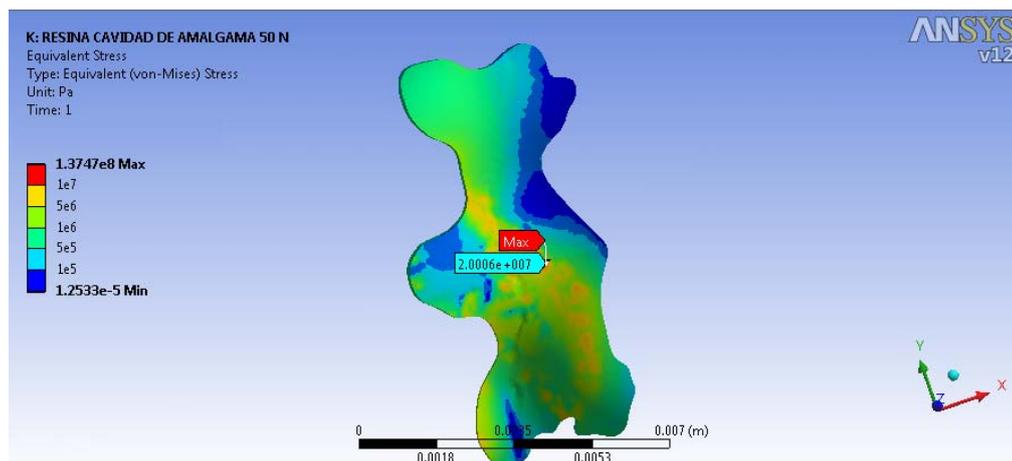


Figura 5.71 Distribución de esfuerzos para una carga de 50 N con propiedades de resina en la cavidad para amalgama.

5.5 SUMARIO

En este capítulo se generaron los modelos paramétricos de los elementos estructurales del primer molar permanente en base a tomografías tridimensionales, esto es, el esmalte, la dentina y la pulpa, así como los materiales restauradores, los cuales son, amalgama y resina, mediante el uso del Scan Ip. Posteriormente se hizo uso del programa Ansys Workbench en donde se consideraron cargas combinadas y aquellas propias de oclusión en la distribución y magnitud del campo tensional. Mediante este análisis se pudo determinar el comportamiento de la estructura molar ante la carga de oclusión más crítica y el punto de afección más grave sobre el diente, tomando en consideración, en algunos casos de estudio, el tipo de cavidad realizada.

Por lo que en el capítulo siguiente serán evaluados los datos obtenidos de la distribución de esfuerzos en cada caso de estudio (sano, con amalgama y con resina). Mediante al análisis experimental y numérico.



5.6 REFERENCIAS

[5.1] © Simpleware LTD Innovation Centre Rennes Drive Exeter. *ScanIP, ScanFE and ScanCAD, Tutorial Guide*. EX4 4RN, UK

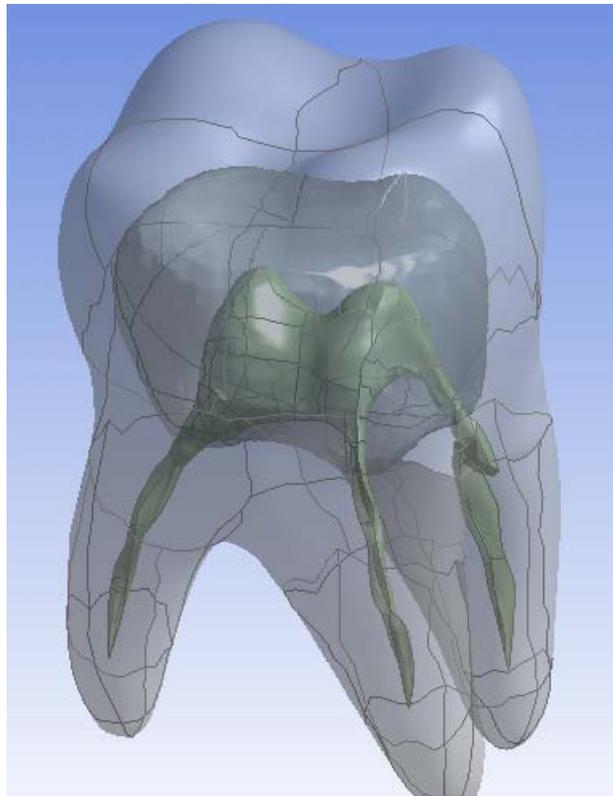
[5.2] Esponda Vila Rafael. *Anatomía Dental*. Universidad Nacional Autónoma de México. Facultad de odontología coordinación de humanidades. México (1994).

[5.3] Manns Arturo, Díaz Gabriela. *Sistema Estomatognático*. Facultad de Odontología, Universidad de Chile.

[5.4] Cendoya Patricio. Análisis Computacional de Lesiones Cervicales no Cariosas en un Premolar Superior. *Revista chilena de Ingeniería*, Vol. 15 N°2, (2007).



Capítulo 6



Evaluación de Resultados



6. EVALUACIÓN DE RESULTADOS

6.1 ASPECTOS GENERALES

Hoy en día, se han realizado pocos estudios biomecánicos sobre la estructura dental humana, y sobre todo del comportamiento de los dientes bajo cargas de oclusión críticas en diferentes diseños cavitarios, que en beneficio o afeción de este se generan cotidianamente en el proceso de masticación. Como se mencionó anteriormente el primer molar permanente es la pieza dentaria más castigada por la estructura dental, por lo que mecánicamente es de vital importancia conocer su estado y comportamiento, así como la distribución de esfuerzos (sano y/o con algún tipo de restauración) a los que se encuentra sometido bajo cierto tipo de cargas, todo lo anterior con el fin de aportar información importante al sector salud y de esta manera beneficiar a la población en un aspecto tan indispensable como lo es la salud en la estructura dental. Es por ello que en el presente trabajo se realizó un análisis estructural mediante los métodos experimental y numérico, y la comparación y evaluación entre ambos se presenta a continuación.

6.2 COMPARACIÓN Y EVALUACIÓN DE RESULTADOS (MÉTODO EXPERIMENTAL Y MÉTODO NUMÉRICO)

6.2.1 MÉTODO EXPERIMENTAL

De acuerdo al método experimental realizado en el capítulo 4 por medio de fotoelasticidad, los resultados obtenidos para dientes: sanos, con amalgama y con resina, fueron (Tabla 6.1 – 6.3):

Es importante destacar que para caso de estudio se tomaron solo tres rangos de carga, los cuales son: para carga máxima (150 N), carga media (100 N) y carga mínima (50 N). Ya que de acuerdo a lo reportado en la literatura y a lo observado propiamente en el proceso de experimentación el rango de cargas críticas para el primer molar permanente aparece desde los 6 hasta los 15 kg.

Por lo que:

Tabla 6.1 Resultados obtenidos del método experimental para un diente sano.

Número de prueba	Carga aplicada (N)	Esfuerzo (MPa)
1	50	0.73
2	100	1.47
3	150	2.14

Tabla 6.2 Resultados obtenidos del método experimental para un diente con amalgama.

Número de prueba	Carga aplicada (N)	Rango de esfuerzo (MPa)
1	50	0.98
2	100	1.62
3	150	2.42

**Tabla 6.3** Resultados obtenidos del método experimental para un diente con resina.

Número de prueba	Carga aplicada (N)	Rango de esfuerzo (MPa)
1	50	1.12
2	100	1.9
3	150	2.50

Y de acuerdo al método numérico realizado en el capítulo 5, el rango de esfuerzo para el mismo rango de carga y zona analizada fue de (Tabla 6.4 – 6.6):

Tabla 6.4 Resultados obtenidos del método numérico para un diente sano.

Número de prueba	Carga aplicada (N)	Rango de esfuerzo (MPa)
1	50	0.695-1.205
2	100	1.39-2.41
3	150	2.08-3.62

Tabla 6.5 Resultados obtenidos del método numérico para un diente con amalgama.

Número de prueba	Carga aplicada (N)	Rango de esfuerzo (MPa)
1	50	0.73-1.32
2	100	1.46-2.64
3	150	2.19-3.96

Tabla 6.6 Resultados obtenidos del método numérico para un diente con resina.

Número de prueba	Carga aplicada (N)	Rango de esfuerzo (MPa)
1	50	0.91-1.3
2	100	1.82-2.6
3	150	2.73-3.90

De acuerdo a los datos anteriores, se comprueba experimental y numéricamente que la distribución de esfuerzos del esmalte en la cara vestibular (del tercio distal, oclusal y medio) del primer molar permanente es prácticamente la misma.

La distribución numérica de los esfuerzos es muy similar a los obtenidos por Patricio Cendoya [5.4].

6.2.2 MÉTODO NUMÉRICO

Es importante destacar que en el análisis experimental solo pudo verse el patrón de franja en la cara vestibular del primer molar, por limitaciones principalmente de montaje. Pero una vez comprobado que la distribución de esfuerzos es la misma tanto experimental como numéricamente, es posible determinar, solo utilizando métodos numéricos, la distribución de esfuerzos para todos los componentes y caras que integran al molar.

Por lo que numéricamente se evaluaron cinco casos de estudio: en un diente sano, con amalgama, con resina, amalgama en cavidad de resina y resina en cavidad de amalgama, con distintos tipos de carga (máxima (150 N), media (100 N) y mínima (50 N)). Con el objetivo principal de comparar la distribución de esfuerzos que se presenta en cada una de las diferentes configuraciones cavitarias y respectivamente con diferente tipo de material restaurador, para determinar bajo qué condiciones el diente opera óptimamente.



En las tablas 6.7 – 6.11 se pueden observar los datos concentrados de los resultados numéricos obtenidos numéricamente en el capítulo 5, por lo que:

Tabla 6.7 Resultados obtenidos del método numérico para un diente sano.

	CARGA (N)	CONCENTRACIÓN DE ESFUERZOS (MPa)			
		ESMALTE	DENTINA	PULPA	RESTAURACIÓN
DIENTE SANO	150	416.03	8.7816	0.17239	
	100	277.35	5.0978	0.11448	
	50	138.68	2.9546	0.057465	

De la tabla 6.7, gráficamente puede observarse que el comportamiento de cada uno de sus componentes (esmalte, dentina y pulpa) se comporta de la siguiente manera (Figura 6.1 – 6.3):

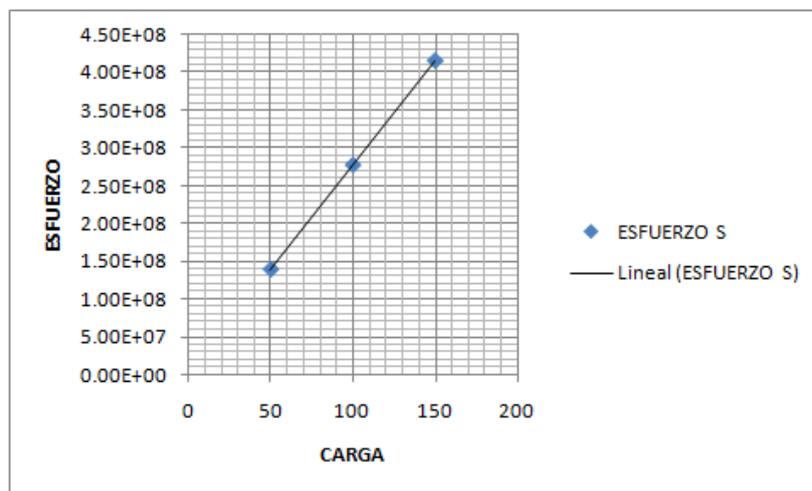


Figura 6.1 Comportamiento (esfuerzo-carga) del esmalte.

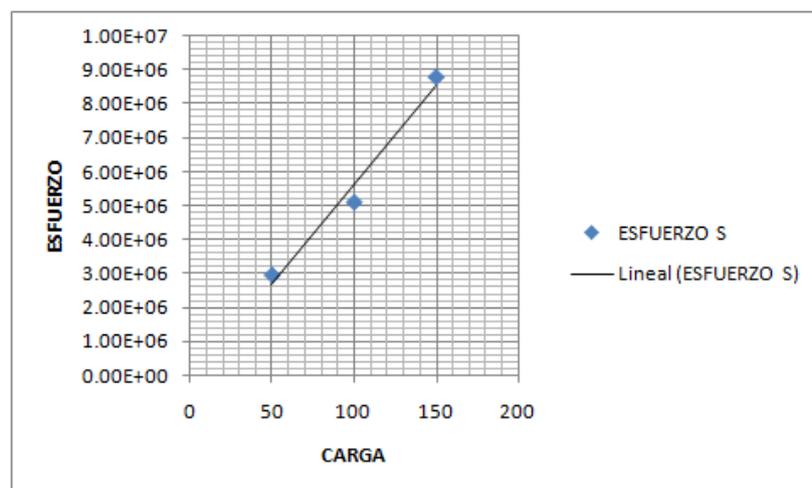


Figura 6.2 Comportamiento (esfuerzo-carga) de la dentina.

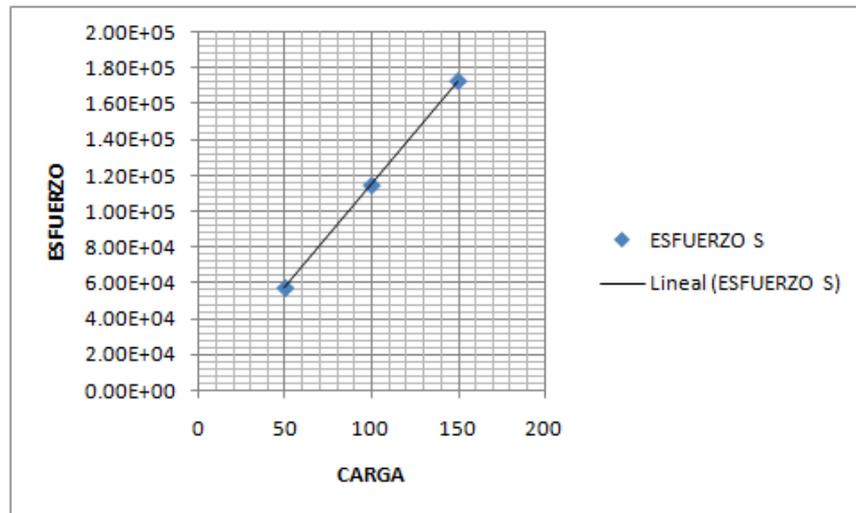


Figura 6.3 Comportamiento (esfuerzo-carga) de la pulpa.

Tabla 6.8 Resultados obtenidos del método numérico para un diente con amalgama.

	CARGA (N)	CONCENTRACIÓN DE ESFUERZOS (MPa)			
		ESMALTE	DENTINA	PULPA	RESTAURACIÓN
DIENTE CON AMALGAMA	150	422.97	8.9854	0.183	68.248
	100	268.72	5.9968	0.12113	44.817
	50	134.36	2.9908	0.060416	22.857

De la tabla 6.8, gráficamente puede observarse que el comportamiento de cada uno de sus componentes (esmalte, dentina y pulpa) se comporta de la siguiente manera (Figura 6.4 – 6.7):

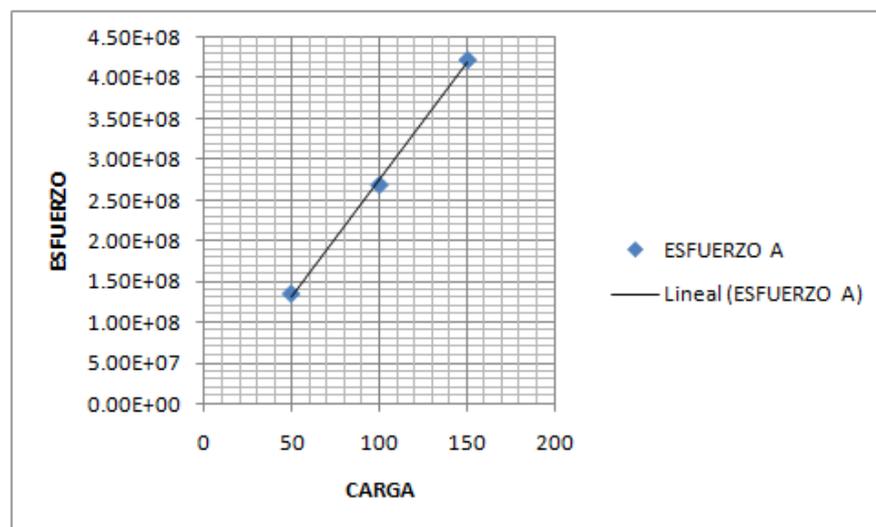


Figura 6.4 Comportamiento (esfuerzo-carga) del esmalte.

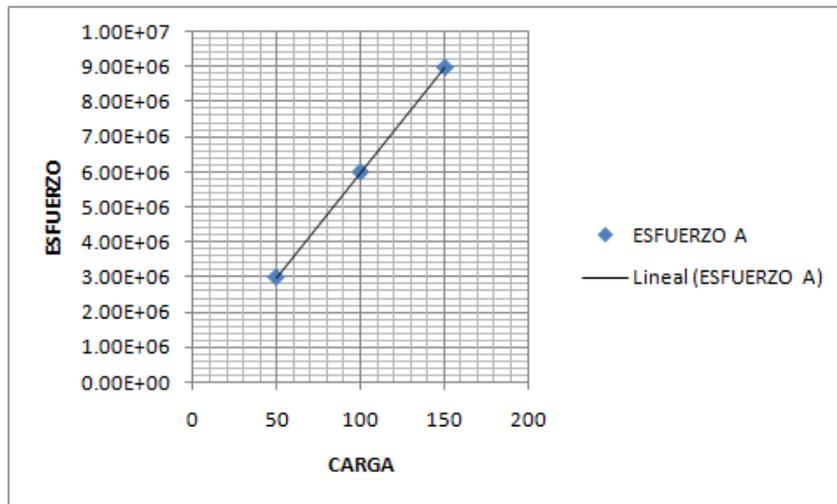


Figura 6.5 Comportamiento (esfuerzo-carga) de la dentina.

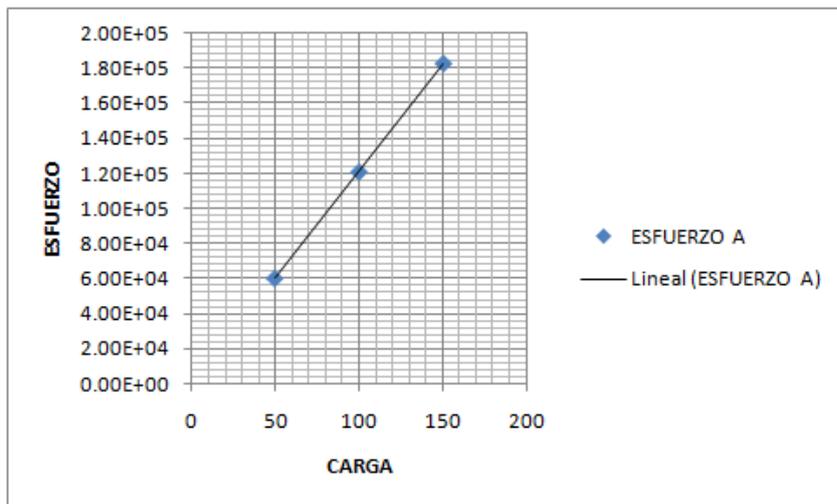


Figura 6.6 Comportamiento (esfuerzo-carga) de la pulpa.

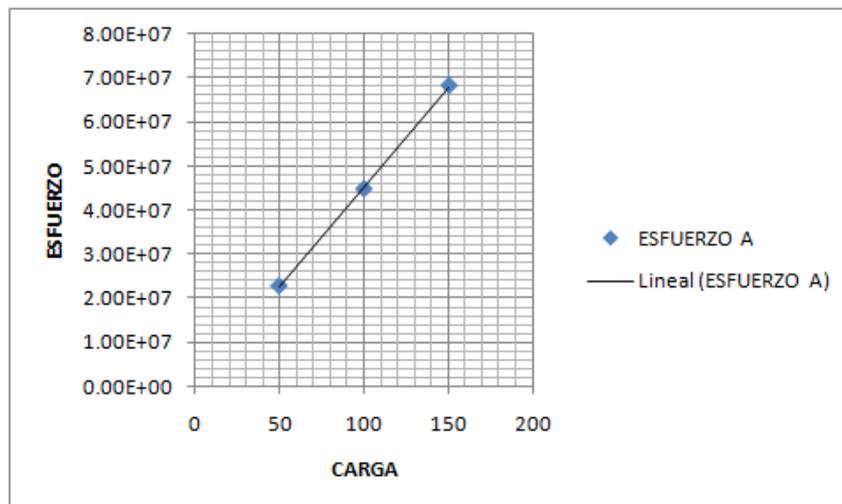
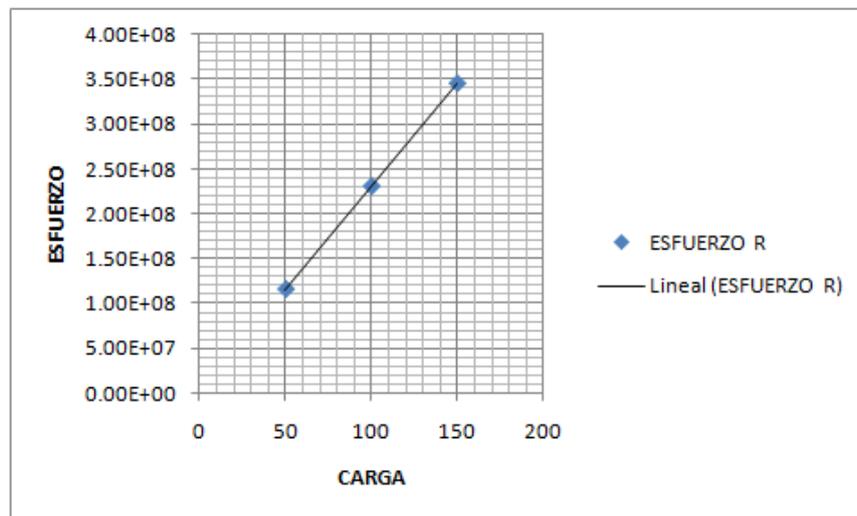
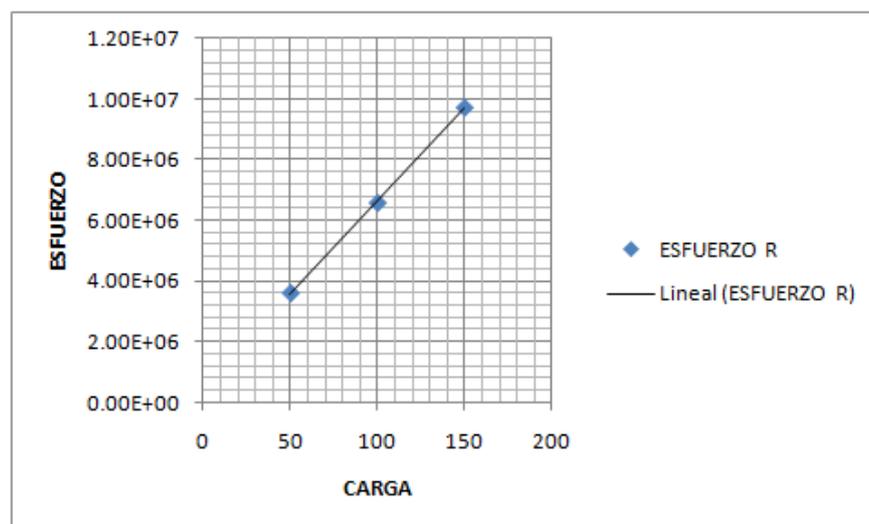


Figura 6.7 Comportamiento (esfuerzo-carga) de la restauración.

**Tabla 6.9** Resultados obtenidos del método numérico para un diente con resina.

	CARGA (N)	CONCENTRACIÓN DE ESFUERZOS (MPa)			
		ESMALTE	DENTINA	PULPA	RESTAURACIÓN
DIENTE CON RESINA	150	345.81	9.7013	0.16336	67.82
	100	230.54	6.574	0.10869	45.532
	50	115.27	3.6159	0.054386	22.346

De la tabla 6.9, gráficamente puede observarse que el comportamiento de cada uno de sus componentes (esmalte, dentina y pulpa) se comporta de la siguiente manera (Figura 6.8 – 6.11):

**Figura 6.8** Comportamiento (esfuerzo-carga) del esmalte.**Figura 6.9** Comportamiento (esfuerzo-carga) de la dentina.

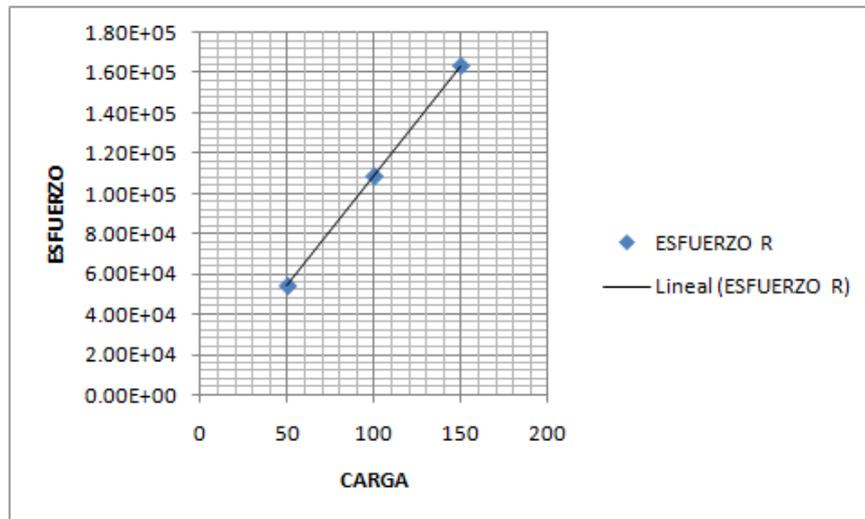


Figura 6.10 Comportamiento (esfuerzo-carga) de la pulpa.

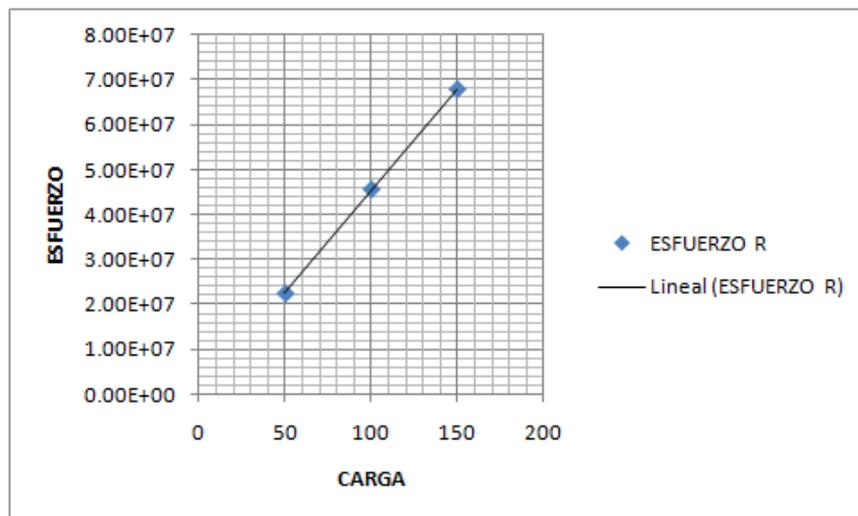


Figura 6.11 Comportamiento (esfuerzo-carga) de la restauración.

Tabla 6.10 Resultados obtenidos del método numérico para un diente con amalgama en cavidad de resina.

	CARGA (N)	CONCENTRACIÓN DE ESFUERZOS (MPa)			
		ESMALTE	DENTINA	PULPA	RESTAURACIÓN
AMALGAMA CAVIDAD RESINA	150	323.88	9.0674	0.16547	74.612
	100	215.92	6.3669	0.11068	49.895
	50	109.67	2.7283	0.055217	25.16

De la tabla 6.10, gráficamente puede observarse que el comportamiento de cada uno de sus componentes (esmalte, dentina y pulpa) se comporta de la siguiente manera (Figura 6.12 – 6.15):

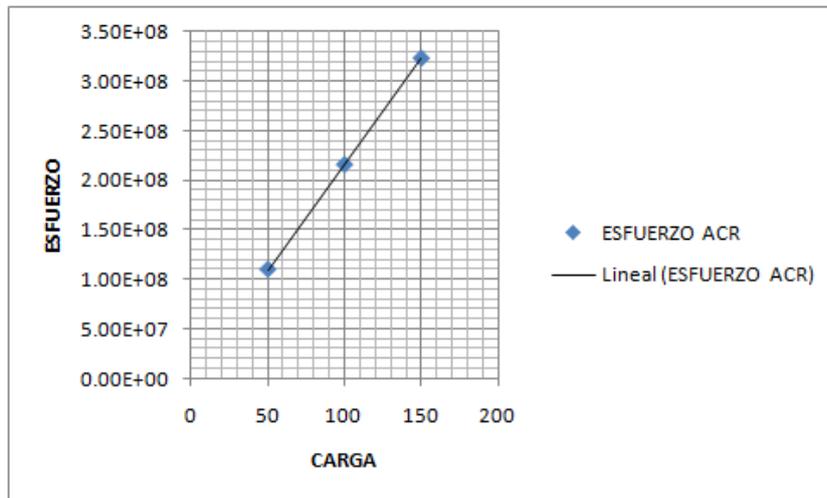


Figura 6.12 Comportamiento (esfuerzo-carga) del esmalte.

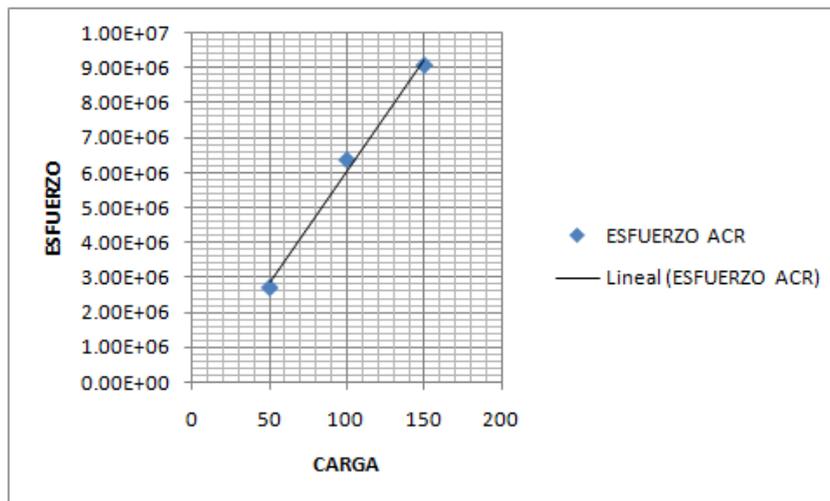


Figura 6.13 Comportamiento (esfuerzo-carga) de la dentina.

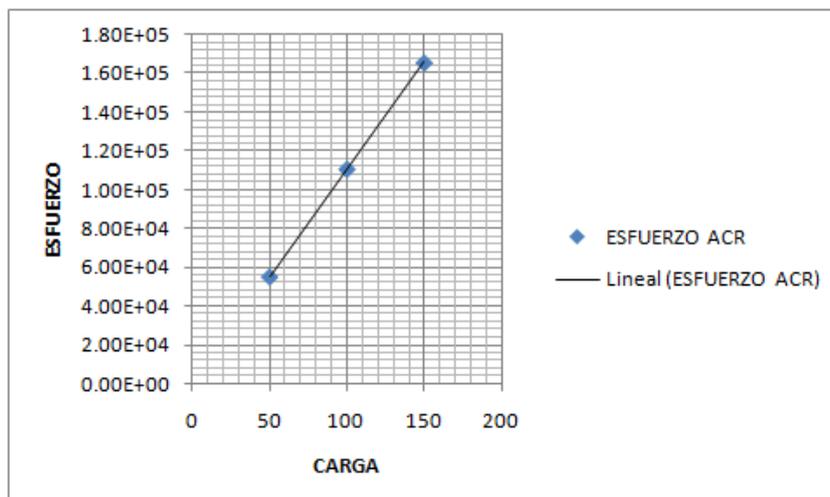


Figura 6.14 Comportamiento (esfuerzo-carga) de la pulpa.

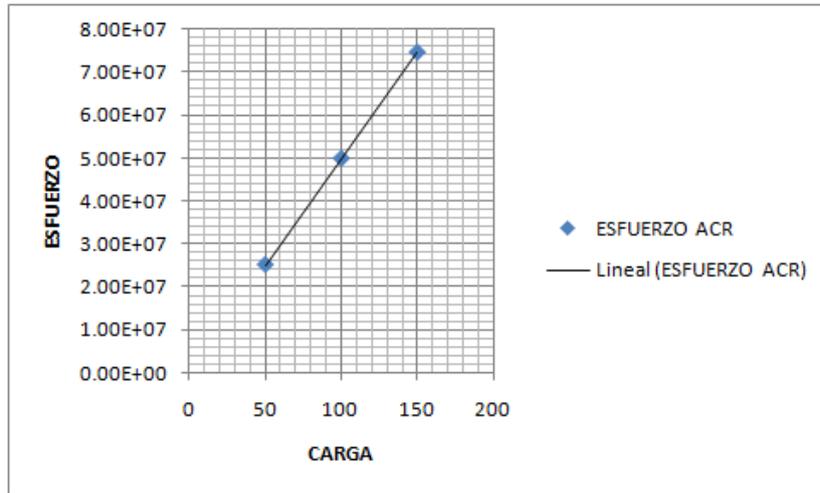


Figura 6.15 Comportamiento (esfuerzo-carga) de la restauración.

Tabla 6.11 Resultados obtenidos del método numérico para un diente con resina en cavidad de amalgama.

	CARGA (N)	CONCENTRACIÓN DE ESFUERZOS (MPa)			
		ESMALTE	DENTINA	PULPA	RESTAURACIÓN
RESINA CAVIDAD AMALGAMA	150	412.41	9.317	0.18232	59.018
	100	274.94	6.2378	0.12137	39.721
	50	137.47	3.1089	0.061074	20.006

De la tabla 6.11, gráficamente puede observarse que el comportamiento de cada uno de sus componentes (esmalte, dentina y pulpa) se comporta de la siguiente manera (Figura 6.16 – 6.19):

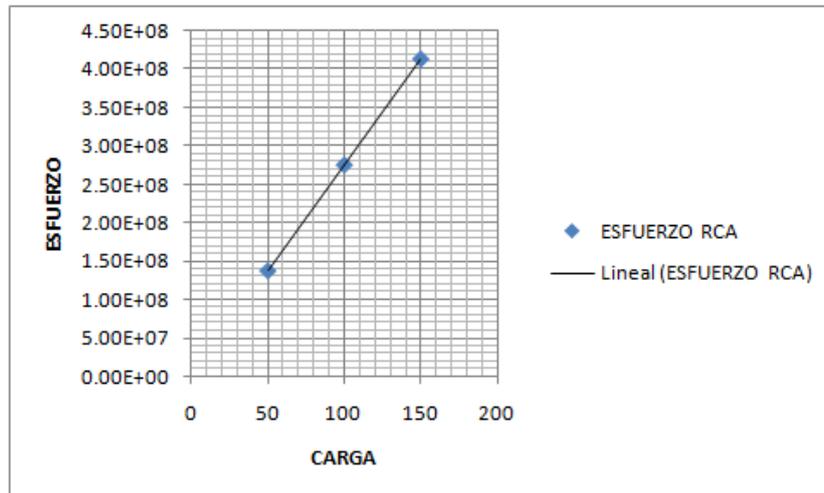


Figura 6.16 Comportamiento (esfuerzo-carga) del esmalte.

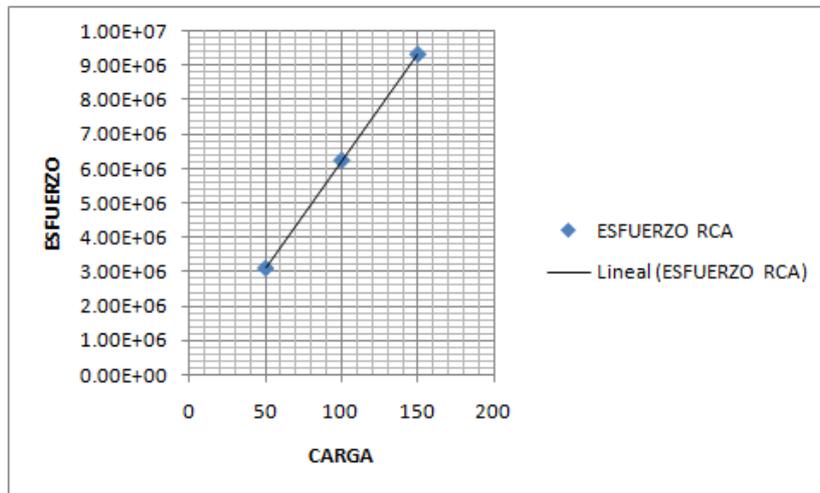


Figura 6.17 Comportamiento (esfuerzo-carga) de la dentina.

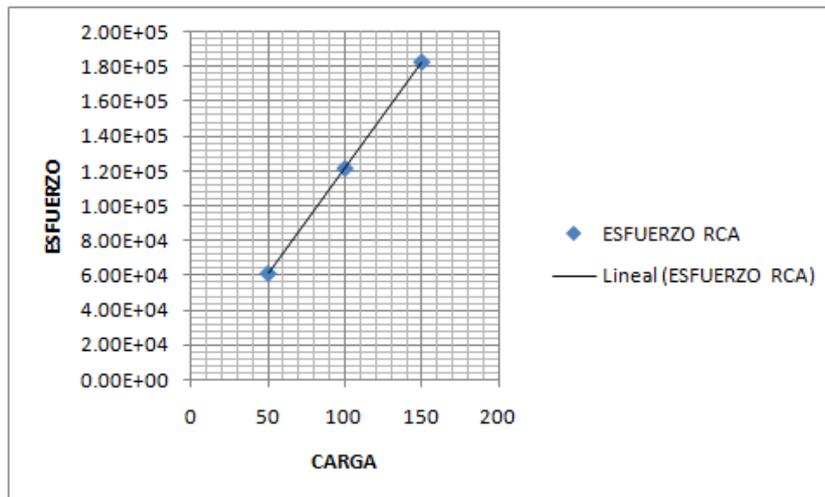


Figura 6.18 Comportamiento (esfuerzo-carga) de la pulpa.

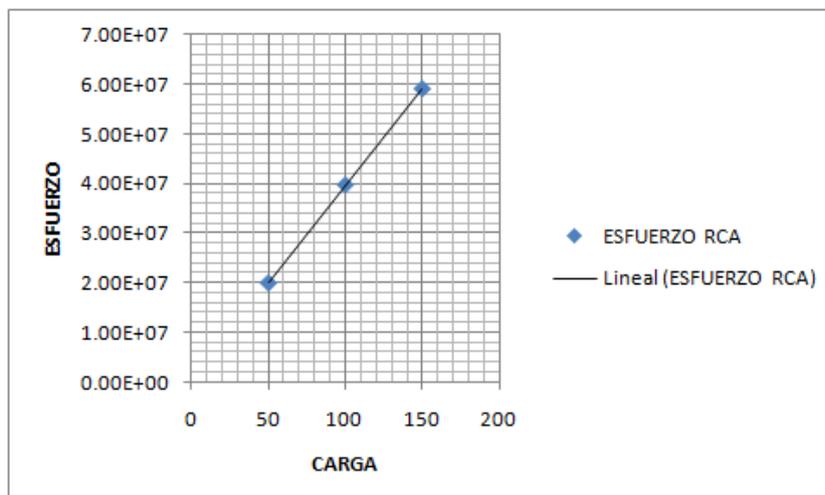


Figura 6.19 Comportamiento (esfuerzo-carga) de la restauración.



El comportamiento general de la distribución de esfuerzos en los distintos componentes de un molar incluyendo las restauraciones, puede observarse en las siguientes figuras (Figura 6.20 – 6.23):

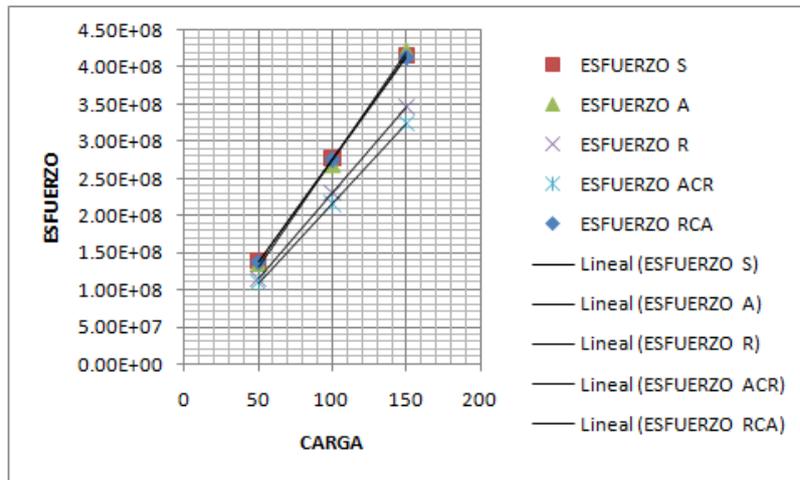


Figura 6.20 Comportamiento general (esfuerzo-carga) del esmalte.

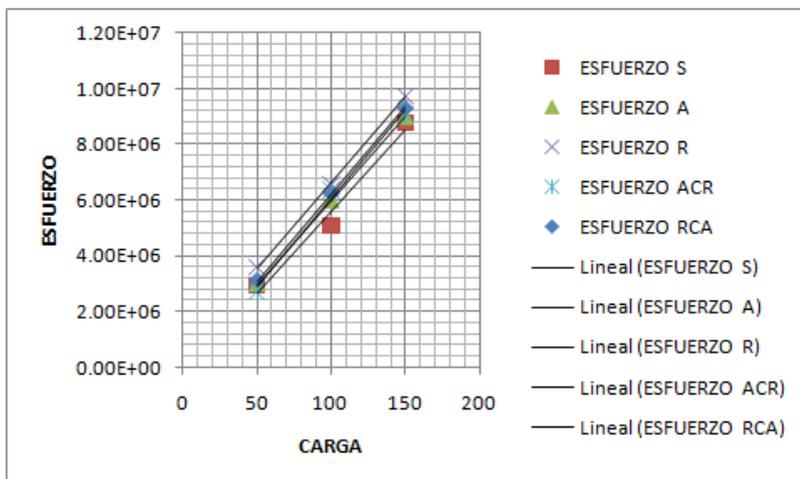


Figura 6.21 Comportamiento general (esfuerzo-carga) de la dentina.

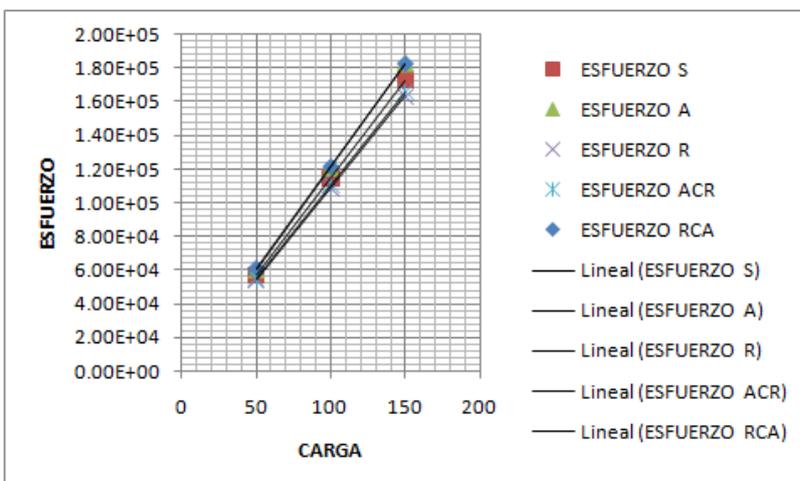


Figura 6.22 Comportamiento general (esfuerzo-carga) de la pulpa.

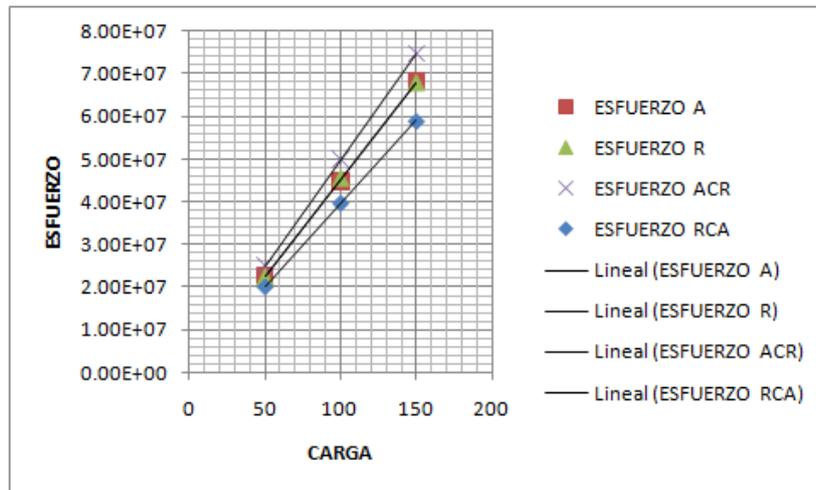


Figura 6.23 Comportamiento general (esfuerzo-carga) de la restauración.

De acuerdo a las tablas y graficas obtenidas anteriormente, se puede afirmar que el comportamiento general en cuanto a la distribución de esfuerzos en cada componente dental, varía de acuerdo a la geometría y material restaurador utilizado. Por lo que los datos más relevantes de acuerdo a los 5 casos de estudio numéricamente analizados, son:

- En el primer caso de estudio (diente sano) se cargo compresivamente al diente, con una carga máxima, media y mínima respectivamente. Este estudio arrojo que a los 15 kg de carga el diente se colapsa (dato de igual manera comprobado en el análisis experimental) ya que el esmalte tiene un valor de resistencia a la compresión de 384 MPa y en el análisis numérico se obtuvieron 416 MPa. Este dato obtenido garantiza que la carga aplicada se esta transfiriendo correctamente a través de todos sus elementos y que sirvió a su vez como punto de partida para garantizar, que en los demás casos de estudio los resultados obtenidos fueron evidentemente confiables.
- La estructura dental en condiciones normales de operación transfiere las cargas externas del esmalte hasta la dentina en forma de compresión. En un diente con restauración los esfuerzos tienden a comportarse de diferente manera a la de un diente sano. Ya que cualquier fuerza que actué sobre la restauración puede producir compresión, tensión y/o cizallamiento a lo largo de la conexión diente - restauración. Cuando el esmalte no es de forma continua su resistencia es mucho menor.
- En los 5 casos de estudio se pudo comprobar que la pulpa dental no sufre daños, lo que efectivamente es cierto bajo cualquier condición de carga.
- Se determinó, de acuerdo a los resultados obtenidos, que un material de restauración debe ser muy rígido para deformarse muy poco bajo las fuerzas de carga; por lo que las propiedades mecánicas más importantes tomadas en consideración, fueron el módulo de elasticidad y el límite elástico ya que permiten la transferencia de esfuerzos y deformaciones resultantes.
- Los materiales con un modulo elástico elevado transfieren los esfuerzos sin mucha distorsión. Mientras que los materiales con un módulo menor experimentan malas distorsiones cuando las tensiones se concentran (a menos que tengan un grosor adecuado).

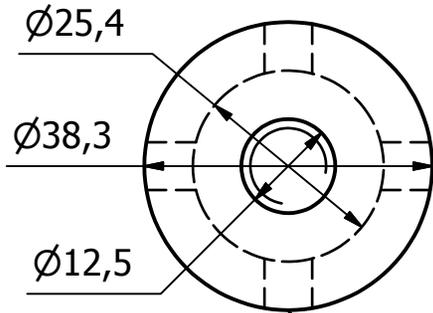


- De acuerdo a la evaluación de resultados, se encontró que en todos los casos en los que existía algún tipo de reparación, se observó una mayor concentración de esfuerzos en el material de restauración que el tejido dentario. En otras palabras, el material es el que soporta la fuerza.
- Y en cuanto a la concentración de esfuerzos en el tejido dentario, se encontró que en el esmalte es mayor que en la dentina. Esto se debe a que el esmalte tiene un mayor módulo de elasticidad y, por lo tanto, es un material más rígido, en tanto la dentina es más elástica.
- Finalmente para que una reparación dental sea exitosa, desde el punto de vista mecánico y biomecánico, se deben tomar en cuenta aspectos, tales como: la geometría del diente, la forma de la cavidad, el material de restauración, el tipo de oclusión, entre otros. Ya que los dientes son una herramienta primordial en la vida del ser humano, y por lo tanto de esta investigación.

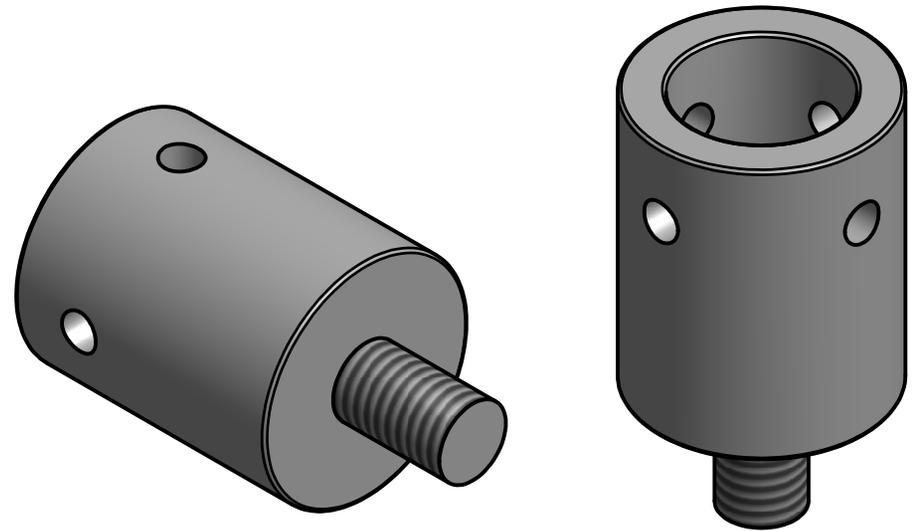
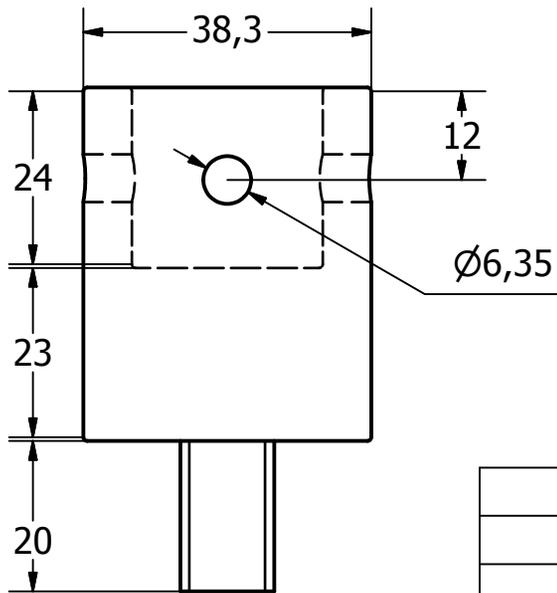
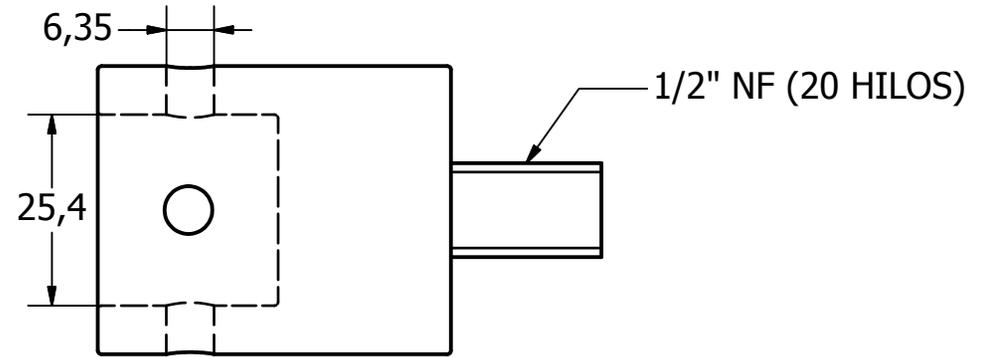


Anexo A

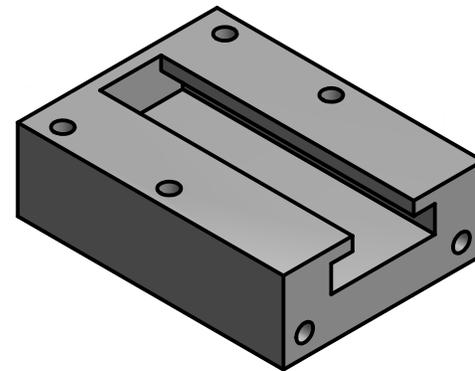
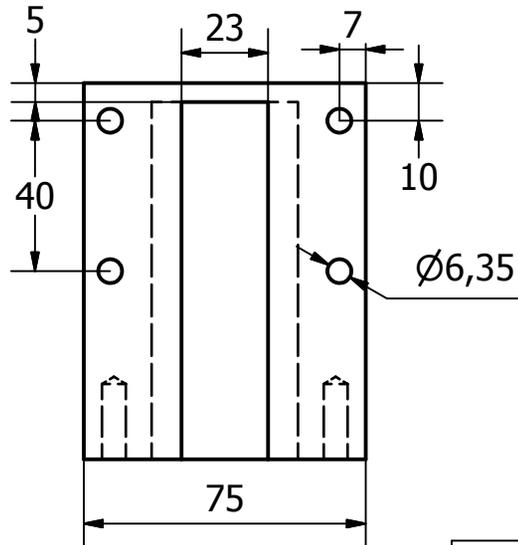
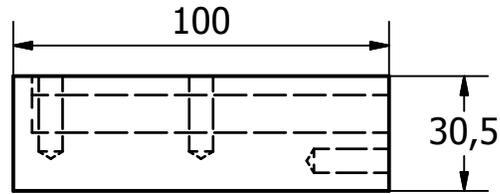
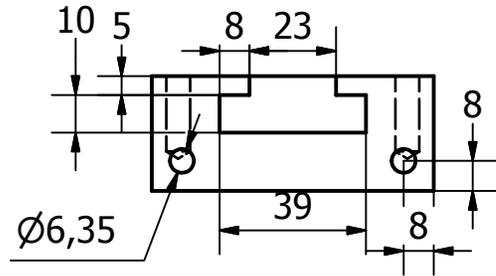
Planos de diseño del dispositivo de sujeción



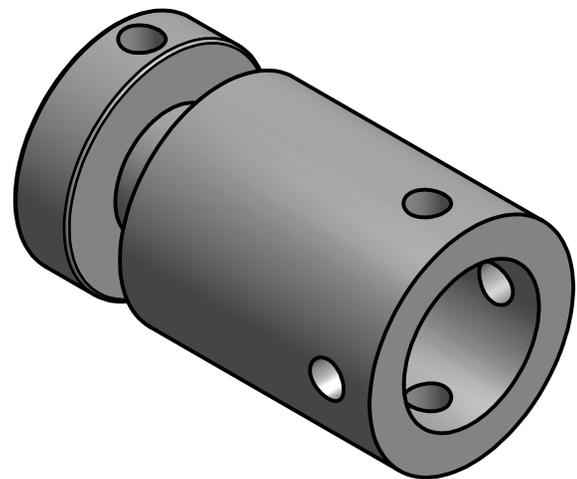
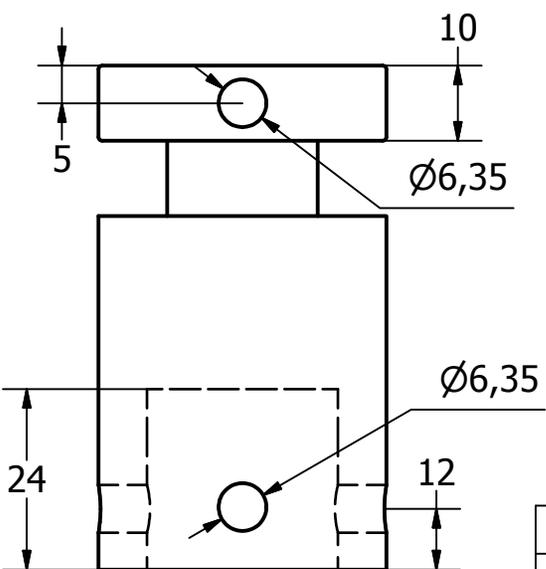
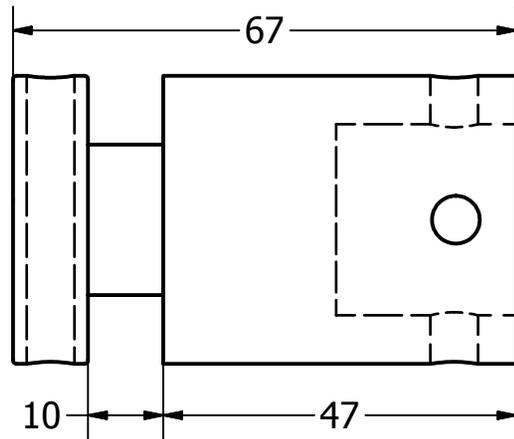
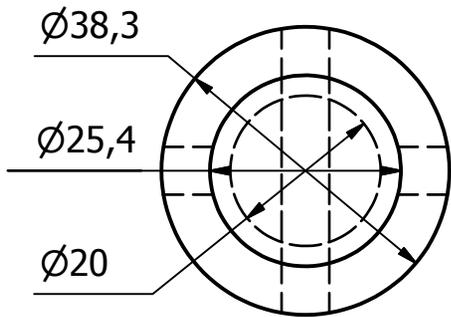
ROSCA INTERIOR



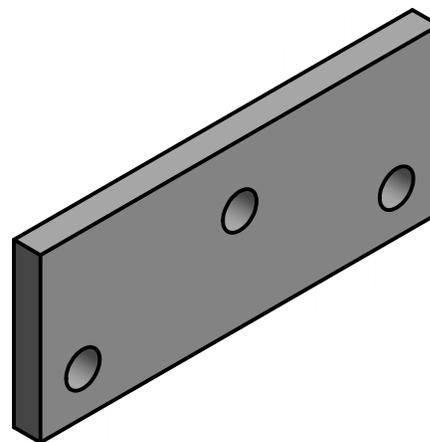
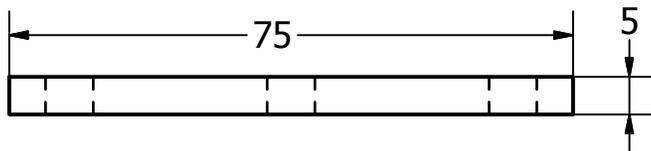
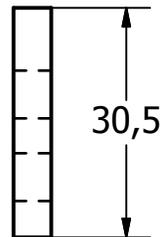
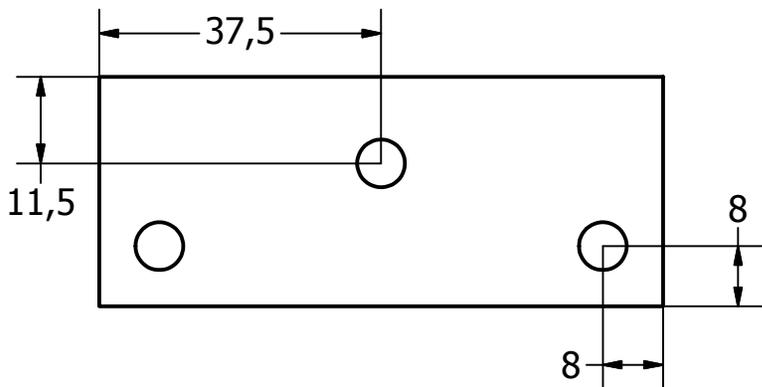
PARTS LIST			
ITEM	QTY	PART NUMBER	DESCRIPTION
1	1	PIEZA DE SUJECIÓN 1	ALUMINIO
Designed by YEG	Checked by	Approved by	Date 16/01/2011
IPN ESIME ZACATENCO		PIEZA DE SUJECIÓN 1	
Dpieza 1		Edition	Sheet 1 / 1



PARTS LIST			
ITEM	QTY	PART NUMBER	DESCRIPTION
1	1	PIEZA DE SUJECIÓN 3	ALUMINIO
Designed by YEG	Checked by	Approved by	Date 16/01/2011
IPN ESIME ZACATENCO		PIEZA DE SUJECIÓN 3	
		Dpieza 3	Edition Sheet 1 / 1



PARTS LIST			
ITEM	QTY	PART NUMBER	DESCRIPTION
1	1	PIEZA DE SUJECIÓN 4	ALUMINIO
Designed by YEG	Checked by	Approved by	Date 16/01/2011
IPN-ESIME ZACATENCO		PIEZA DE SUJECIÓN 4	
		Dpieza 4	Edition Sheet 1 / 1



PARTS LIST			
ITEM	QTY	PART NUMBER	DESCRIPTION
1	1	PIEZA DE SUJECIÓN 5	ALUMINIO
Designed by YEG	Checked by	Approved by	Date 16/01/2011
IPN ESIME ZACATENCO		PIEZA DE SUJECIÓN 5	
		Dpieza 5	Edition Sheet 1 / 1



Anexo B

Especificaciones de la resina fotoelástica

Instructions for Mixing Type PL-1 Liquid Plastic

Introduction

PL-1 is a room-temperature-curing resin/hardener system for making controllable PhotoStress plastic sheets. It has the highest K-factor (strain optical constant) of any PhotoStress controllable plastic (approximately 0.10) and is, therefore, the most widely used for coating complex-shaped parts. PL-1 is primarily used to coat metals and many other high-modulus materials exhibiting elongations of less than 5%. PL-1 will darken with time, and is therefore not recommended for long-term tests.

Shelf Life

Shelf life is 12 months for unopened containers stored at +75°F [+24°C]. PLH-1 hardener is light and moisture-sensitive. Light will cause the hardener to darken and moisture will retard the rate of polymerization with the resin. Once containers are opened, the materials should be used as soon as possible. Shelf life of opened materials, even after tightly resealing containers, may be significantly reduced. Refrigeration of PhotoStress resins and hardeners is not recommended, as condensation may shorten shelf life. Refrigerated containers must be allowed to reach room temperature before opening.

Important: These instructions apply for environmental temperature conditions between 70° to 75°F [21° to 24°C] only. Because PL-1 undergoes an exothermic reaction while curing, its polymerization time is shortened by higher temperatures and/or casting thicker sheets. Casting of thin sheets at lower environmental temperatures lengthens polymerization time.

Application

1. **Surface Preparation of the Test Part for Contouring**

- Detailed instructions, given in Application Note IB-221, must be followed without exception in order to achieve high-quality contoured sheets.

2. **Preparation of the Casting Plate** - Detailed instructions, given in Application Note IB-221, must be followed without exception in order to achieve high-quality contoured sheets.

3. **Preparation of the Plastic** - The amount of plastic required must be calculated in advance according to the size and thickness of the sheet to be cast. The total amount of plastic (resin plus hardener) is determined by:

$$W = 18.5 \times A \times t \text{ (English Units in inches)}$$

$$[W = 1.13 (10^{-3}) \times A \times t \text{ (Metric Units in mm)}]$$

where: W = the total amount needed in grams,

A = the area of the sheet to be cast (width x length),

t = the desired thickness.

Note: Plastic density = 18.5 gm/in³ [1.13 x 10⁻³ gm/mm³].

Example: To cast a sheet 7 in x 8 in x 0.10 in thick, the total amount of plastic required is:

$$W = 18.5 \times [8 \times 7] \times 0.10 = 104 \text{ grams}$$

Resin/Hardener Proportion - The amount of hardener required is calculated in parts per hundred, or "pph". In other words, 10 pph of hardener means 10 grams of hardener for 100 grams of resin. For Type PL-1 plastic, the hardener amount is 18 to 20 pph.

Continuing with the above example, if 104 grams of mixed plastic is required, the resin/hardener amounts are calculated as follows (using 20 pph of hardener):

$$\text{PL-1 Resin: } 104 \times 100 / 120 = 86.67 \text{ grams}$$

$$\text{PLH-1 Hardener: } 104 \times 20 / 120 = 17.33 \text{ grams}$$

Weigh out the proper amounts of resin and hardener, in separate mixing cups, using an accurate scale (± 0.01 gram). Six-ounce plastic-coated cups, like Part No. 012-8, are recommended for mixing. Do not use wax-coated containers. Remember to account for the weight of the mixing cup when weighing. Prior to mixing, both the resin and hardener should be warmed to at least 90°F [32°C], but never higher than 110°F [43°C]. Warming will lower the viscosity of the resin and facilitate a more uniform mix with the hardener. As noted in Application Note IB-221, the mold (casting plate) must be warmed to 100° to 110°F [38° to 43°C] for at least 30 minutes before pouring the plastic. This will allow the mixed plastic to flow properly after pouring.

Note: It is not necessary to weigh the material when using the PL-1 80-gram kit, since the exact proportions of both resin and hardener have been pre-weighed. To use the pre-weighed kit, the contents of the hardener are simply emptied into the resin container after warming.

Add the hardener to the resin and stir with a stem thermometer (Part No. 012-6). It is very important to

Instructions for Mixing Type PL-1 Liquid Plastic

achieve a uniform mixture prior to pouring the resin onto the casting plate. Stir slowly using a circular motion. Do not use a whipping action when stirring, as this will introduce an excessive amount of air bubbles. Stir slowly, but thoroughly, to achieve a clear, non-streaking mixture. As stirring progresses, the temperature rise caused by the exothermic reaction must be continually monitored with the stem thermometer. When the temperature reaches 125° to 130°F [52° to 55°C], the plastic is ready to be poured onto the casting plate. Immediately prior to pouring the mixed plastic, set the temperature control switch on the casting plate heat controller to the OFF position.

When pouring, keep the cup as close as possible to the surface of the casting plate. This technique will minimize the possibility of air bubbles forming. Also, when pouring sheets, move the cup over the casting plate area to improve flow to all edges of the mold.

After the resin has been poured, it will begin to flow out and fill the mold. The stem thermometer may be used to help spread the resin evenly. (The resin will eventually level itself with time.) After pouring, cover the mold with the plexiglass cover to keep out dirt and to avoid dust settling on the plastic during its polymerization. The time for the cast PL-1 sheet to reach the contourable stage is approximately 1-1/2 hours, depending on size, thickness, and cure environment.

Instructions for monitoring the polymerization cycle, removing the partially polymerized sheet from the casting plate, and contouring the sheet to the test-part surface are presented in Application Note IB-221, "Instructions for Casting and Contouring PhotoStress Sheets".

PL-1 Optical and Mechanical Properties

K-Factor: 0.094 nominal, calibration required for precise value

Maximum Elongation: 3 to 5%

Modulus of Elasticity: 420 000 psi [2.9 GPa]

Poisson's Ratio: 0.36

Maximum Usable Temperature: 450°F [232°C]

Strain-Optic Sensitivity Constant To: 180°F [82°C]

Transparency: Excellent. Will generally darken after 2 to 3 months.

CAUTION

Epoxy resins and hardeners may cause dermatitis or other allergic reactions, particularly in sensitive persons. The user is cautioned to: (1) avoid contact with either the resin or hardener; (2) avoid prolonged or repeated breathing of the vapors; and (3) use these materials only in well-ventilated areas. If skin contamination occurs, thoroughly wash the contaminated area with soap and water immediately. In case of eye contact, flush immediately and secure medical attention. Rubber gloves and aprons are recommended, and care should be taken not to contaminate working surfaces, tools, container handles, etc. Spills should be cleaned up immediately. For additional health and safety information, consult the Material Safety Data Sheet.

Refer to these publications for detailed information on:

Tech Note TN-704, "How to Select PhotoStress Coatings."

Document 11222, "PhotoStress Coating Materials and Adhesives."

Application Note IB-221, "Instructions for Casting and Contouring PhotoStress Sheets."

Application Note IB-223, "Instructions for Bonding Flat and Contoured PhotoStress Sheets."

For applications involving special materials or unusual testing conditions, consult Micro-Measurements Applications Engineering Department.

Instructions for Mixing Type PL-1 Liquid Plastic



Anejo C

**Trabajo derivado de la
investigación**

Estimados:

Yazmín Espinal Gutiérrez, J. A. Beltrán Fernández, L.H. Hernández Gómez, G. Urriolagoitia Calderón, Beatriz Espinal Gutiérrez

Por este conducto es un placer informarles, que el resumen del artículo

Biomecánica e ingeniería evaluativa en prótesis dentales: estado del arte

Fue revisado y aprobado para su presentación en extenso, por el Comité Científico Técnico del QUINTO CONGRESO CIENTÍFICO TECNOLÓGICO DE LA CARRERA DE IME de la Facultad de Estudios Superiores Cuautitlán. La referencia con la que se registró su artículo fue **IC-03**.

Es necesario que el documento en extenso sea enviado al correo del comité organizador vichugo@servidor.unam.mx el cual debe tener las siguientes características:

Debe enviarse en formato Word versión 97-2003, solo en casos justificados en formato PDF. El nombre del archivo debe corresponder a la referencia proporcionada por el comité organizador, es decir, **IC-03.doc**. En ningún caso el documento enviado debe estar protegido para su copia, edición, impresión, etc.

Cabe hacer mención, que el artículo en extenso, una vez aprobado por el Comité Científico Técnico, será publicado en las memorias del evento y se dará oportunidad a que lo presenten en forma oral durante el evento.

Se deberá llenar y enviar por correo electrónico el formato de inscripción anexo a este documento. De la información vertida en dicho formato y del artículo, se tomará el nombre y grado de estudios para la elaboración de las constancias respectivas, por lo que es responsabilidad de los integrantes del artículo verificar que los datos estén completos tanto en el formato de inscripción como en el artículo.

Se deberán contemplar las siguientes fechas: **Junio 4**. Fecha límite para recepción de trabajos *in extenso*. En caso de requerir modificaciones, las observaciones de los revisores serán enviadas a los autores antes del 11 de junio. **Julio 27**. Fecha límite para la recepción de la versión final del artículo.

ATENTAMENTE

COMITÉ ORGANIZADOR DEL EVENTO

Biomecánica e Ingeniería Evaluativa en Prótesis Dentales: Estado del Arte

Yazmín Espinal Gutiérrez^{1*}, Luis Héctor Hernández Gómez^{2*}, Juan Alfonso Beltrán Fernández^{3*},
Guillermo Urriolagoitia Calderón^{4*}, Beatriz Espinal Gutiérrez^{5**}.

RESUMEN

El presente trabajo está enfocado a describir el estado actual en la evaluación biomecánica e implementación de prótesis dentales, fijas o removibles en el ámbito internacional. Este campo actualmente promueve beneficios en pacientes con deficiencias ligadas a diversas patologías orales, tales como: defectos congénitos o adquiridos, dientes con desgaste excesivo, alta erosión, posición deficiente, movilidad relativa, estructura ósea débil, en casos de ausencia dentaria parcial unilateral o bilateral posterior y vacancias dentales. De ellos, el efecto de la descalcificación aunado a los malos hábitos alimenticios y los mecanismos de lesión, hacen necesario que tras la pérdida o daño sobre cada uno de los dientes en cuestión, sean requeridas prótesis diversas y por ende sean evaluadas en su integridad por métodos ingenieriles. De esto, se obtienen dos vertientes; en primer lugar, prótesis instaladas y adecuadas al perfil del paciente y aquellas que por calidad de los adhesivos o métodos de fijación representan una serie de malestares permanentes hasta su rechazo total. Es por ello que, mediante un estudio que permita conocer un entorno general sobre: técnicas de fijación, tipos de prótesis y materiales, se logrará entender a base a mecanismos de lesión, cuales son las alternativas que los cirujanos dentistas y/o protesistas pueden emplear y en paralelo, mediante el correspondiente auxilio de la ingeniería a través de las evaluaciones biomecánicas, modelado por elemento finito 3D y estudio virtual de esfuerzos y deformaciones.

Por ello, se presenta mediante un estado del arte, los principales logros y avances relacionados con el campo de las prótesis dentales y su relación con las herramientas ingenieriles básicas y avanzadas con la finalidad de conocer el campo actual de la biomecánica en este importante sector médico.

Palabras claves: Biomecánica, Prótesis dentales, Elementos Finitos, Ingeniería.

ABSTRACT

This work is focused on describing the current status in the biomechanical evaluation and implementation of dentures, fixed or removable at international level. This field is currently promoting benefits in patients with deficiencies linked to various oral diseases such as congenital or acquired defects, teeth with excessive wear, high erosion, poor position, relative mobility, weak bone structure, absent in cases of partial unilateral or bilateral tooth posterior dental vacancies. About these, the effect of calcium deficiency in conjunction with bad eating habits and mechanisms of injury require an engineering evaluation in the whole of its integrity for each one of the prosthesis. As a result of it, a pair of aspects is discussed: in the first case, installed prosthesis fixed in accordance to the patient anthropometry and the second one those prostheses dependant of the quality of the adhesives or fixing methods. Any abnormal change in the last discussed aspects contributes to a permanent discomfort and a total rejection in the patient. Because of this, a focused study related to know a general scientific and technologic evolution about specific topics is required, such as: fixation techniques, types of prostheses and optimal materials. I will help to understand based on the failure mechanisms which are the medical alternatives for dentists and specialist in prosthesis in order to select the best one using engineering criteria through biomechanical assessments, 3D finite element modeling and virtual studies of stresses and strains. Therefore, it is presented in this state of the art, the main achievements and developments related to the field of dental prostheses and its relationship with basic and advanced engineering tools in order to know the current field of biomechanics.

Keywords: Biomechanics, Partial Dentures, Finite Elements, Engineering.

INTRODUCCIÓN

La aplicación de las prótesis dentales parcial fija y removible, se sustenta en los casos clínicos para preservar, reconstruir y lograr la fisiología y estética de los órganos dentarios, cuando no han funcionado los distintos materiales existentes, para obturación o técnicas, con el fin de salvar los órganos dentarios.

El tratamiento puede aportar satisfacciones excepcionales, tanto al paciente, como al dentista. Puede transformar una dentición en mal estado de salud con aspecto poco atractivo y función deficiente, en una oclusión sana y cómoda capaz de aumentar años de servicio adicional, además de mejorar en gran medida la estética.

* Instituto Politécnico Nacional, Sección de Estudios de Posgrado e Investigación. Escuela Superior de Ingeniería Mecánica y Eléctrica. Edificio 5. 2do piso. Unidad Profesional Adolfo López Mateos. Col. Lindavista, C.P. 07738, México D. F.
¹yazmin_ipn@hotmail.com, ²luishector56@hotmail.com, ³jbeltran@ipn.mx, ⁴urrio332@hotmail.com

**Universidad Nacional Autónoma de México, Facultad de Odontología, Circuito Escolar S/N, Ciudad Universitaria, México Distrito Federal, ⁵bety_espinal@hotmail.com

Frecuentemente, los problemas que se encuentran durante el tratamiento pueden atribuirse a errores y omisiones en la toma de la historia y la exploración inicial [1]. El prerrequisito para el éxito de una Prótesis Dental Parcial está en un adecuado cuidado casero. Se deben tomar en cuenta diversos factores a la hora de elegir el tipo de prótesis a utilizar en cada situación. Los factores biomecánicos, periodontales, estéticos y económicos, así como los deseos del paciente, son los más importantes [2].

El objetivo básico de la prótesis es servir de soporte a los dientes artificiales, no obstante si está bien diseñada, ofrecerá al paciente comodidad, estabilidad y retención. Son elaboradas en metal, acrílico y/o porcelana o de materiales nuevos plásticos.

La Norma Oficial Mexicana para la Prevención y Control de Enfermedades Bucales, establece los métodos, técnicas y criterios de operación del Sistema Nacional de Salud con base a los principios de la prevención de salud bucal. De igual forma, jerarquiza a las enfermedades bucales de acuerdo a su frecuencia según la Organización Mundial de la Salud (OMS), siendo las de mayor prevalencia la caries dental y la enfermedad periodontal; las de frecuencia media son las anomalías cráneo-facio-dentales y maloclusiones; y por último las de frecuencia variable que son el cáncer bucal, las alteraciones de tejidos dentales, los traumatismos maxilofaciales y la fluorosis dental [3].

Es por ello que hoy en día, la ingeniería en conjunto con la Biomecánica, han hecho posible que se pueda crear una solución al problema dental, que se sufre a nivel mundial.

ANTECEDENTES DE LAS ESTRUCTURAS DENTALES [4].

Pierre Fauchard, 1678-1761, fue el fundador de la odontología científica moderna, descubrió tanto las técnicas operatorias, como la confección de prótesis. Estudio medicina, principalmente cirugía, después odontología. Describió como se deben hacer los puentes y las dentaduras completas. Propuso usar dientes de humanos o de marfil de hipopótamo, toro o elefante.

Antes de la Revolución Francesa, se dio un repentino final a la odontología. Para entonces, las bases en cuanto a la fabricación de los dientes se había trabajado a través de un gran esfuerzo en París. En el transcurso del siglo siguiente, se hizo uso de dientes de cadáveres obtenidos en los hospitales, de los cementerios, y, principalmente, de los campos de batalla. No fue sino hasta los tiempos modernos que los dientes artificiales asumieron una importancia significativa. La interesante historia de esta invención se ha transmitido a nosotros por el dentista parisino Joseph Audibrán en un libro publicado en 1821. Según este informe, un boticario de París, llamado Alexis Duchateau, que no estaba satisfecho con las prótesis de hueso en descomposición y mal olor, había creado una prótesis de porcelana en 1774. Los resultados fueron tan exitosos que totalmente le comunicó sus conclusiones a la Academia de Cirugía en 1776. El intento, fracasó y la prótesis de porcelana cayó en el olvido.

Sin embargo, el dentista Parisino Nicolas Dubois de Chemant; con una serie de investigaciones y modificaciones a las prescripciones ya antes hechas por Duchateau, tuvo éxito en 1788 en París y Londres. Así fue como se le caracterizó a la prótesis como impecable e inodora.

Por fin, se había logrado, después de muchos intentos y experimentos, crear un material con el cual sería posible crear dientes artificiales, y reconstruir los dañados sin la necesidad de recurrir a la extracción de estos (Fig. 1). Con esto, nace el término de prótesis.

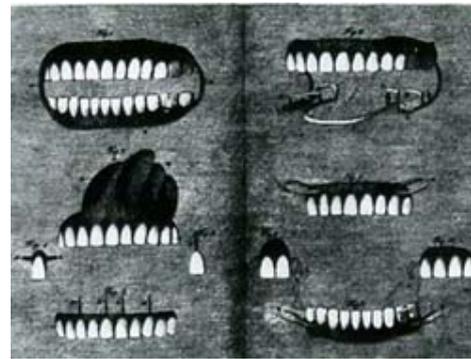


Figura 1.- Primer dentadura artificial creada por Dubois de Chemant [4].

Nicolas Dubois recibió honores de la Sociedad Real de Medicina y de la Facultad, además de la aprobación de la Asociación en 1788 por el secretario permanente, el anatomista Vicq d'Azyr, a quién se le ha relacionado como uno de los primeros en describir el hueso maxilar.

La invención de la prótesis dental, trajo consigo informes y libros de texto científico escritos por el médico y dentista Christopher Francois Delabarre. En sus dos volúmenes escribió sobre el Tratado de la parte mecánica en el arte de la odontología, que fue publicado en 1820.

Los avances decisivos sobre la construcción de prótesis dentales se dan en el comienzo del siglo XIX por Giuseppangelo Fonzi, en París. En 1808 publicó un método para la fabricación de los distintos dientes con un material a base de platino y que podrían estar soldados a una barra de metal, este es sin duda el paso determinante hacia las modernas prótesis dentales.

Pronto, los colores también fueron significativamente mejores en la porcelana, ya que era necesaria la transparencia, característica descrita por Linderer Maury, un dentista en numerosos hospitales de París y en la Escuela Politécnica Real, en 1820.

La producción de prótesis comenzó en los Estados Unidos de Norteamérica, el país, al que el desarrollo de la odontología se había movido a principios del siglo XIX. El Nuevo Mundo había trascendido su período pionero y sin duda el comienzo de un período sin precedentes de los avances tecnológicos. Los dentistas jóvenes siguieron a sus predecesores, Francia y Alemania en cirugía especializada y prótesis de placas, y en Inglaterra en las investigaciones de la anatomía y la fisiología del sistema dental por el trabajo pionero sobre todo en la zona de conservación dental y tecnología de los metales.

De importancia incomparablemente para las prótesis, y no sólo en América del Norte, fue el ex médico naval Jacques Gardette, quien emigró en 1778, y que finalmente se estableció en Filadelfia en 1784. El realizó una serie de informes sobre la construcción de la primera solución para la adhesión de la prótesis superior al paladar.

Weinberger cree que la primera placa de oro en Estados Unidos fue preparada en 1798, por Greenwood para George Washington (Fig. 2).



Figura 2.- John Greenwood elaboró la primer placa de oro para George Washington [4].

Las encías continuas de goma constituyen una variación de los dientes de porcelana que se siguen utilizando en la actualidad. Fueron patentados en 1851 por John Alien, un dentista de Cincinnati (Fig. 3).

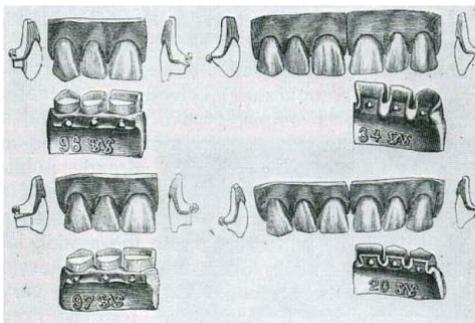


Figura 3.- Placas de goma [4].

El anclaje de las dentaduras parciales con ganchos, de Dubois, llegó a ser de los mejores diseños para prótesis dentales. Delabarre ya había construido una especie de prótesis de apoyo en 1820, y el dentista de Londres J.P. de la Fons en 1826, las cuales ejercían fuerzas, en posición abierta y parcialmente en el cerrado y extendido dentro de la fila de dientes sobre los puntos de contacto, (Fig. 4 (a) y (b)).

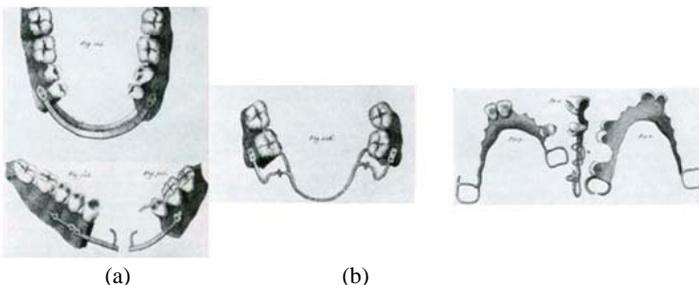


Figura 4.- (a) Delabarre (1820): diseño de retenedores. (b) De la Fons (1827): Retenedores de Prótesis [4].

Las variaciones de la técnica de cierre ornamental se muestran por Joseph Gall de Viena en 1834, quien era maestro de odontología, de obstetricia y cirujano dentista de práctica; y por James Robinson quien redactó las primeras instrucciones precisas para la construcción de prótesis dentales en 1846 (Fig. 5).

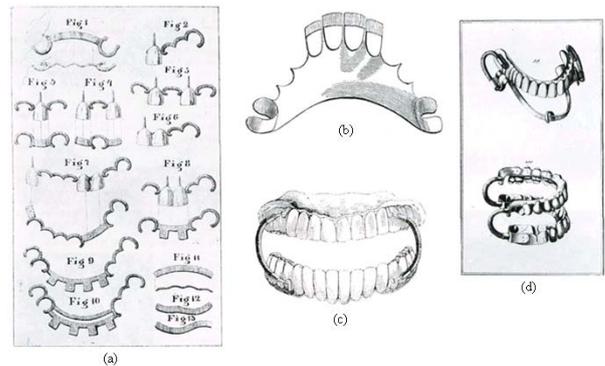


Figura 5.- (a) Gall (1834): retenedores para prótesis dentales; (b) Robinson (1846): retenedores para prótesis dentales; (c) Lefoulon (1841): dentadura de oro con espirales; (d) Laforgue (1802) dentadura de oro con espirales [4].

Un requisito previo y necesario para el desarrollo de prótesis fue el hecho de mejorar las técnicas de toma de impresiones. El primer paso fue la introducción de la bandeja de impresión, en 1820 por Delabarre (Fig. 6).

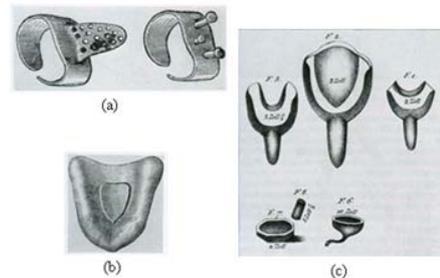


Figura 6.- (a) Harris y Austen (1874): bases para prótesis; (b) Harris (1831): cucharilla de succión; (c) Maury (1830): cucharillas de impresión para dentaduras [4].

Philipp Pfaff, quien había descrito por primera vez la preparación de las impresiones, fue probablemente también el primero en dirigir su atención al problema de la articulación (principio de la oclusión).

La construcción de puentes fue descrita por J.B. Gariot, de París, en 1805 y es posible que haya sido la primera persona que mencionó el uso del articulador para este fin.

El articulador (para el ajuste de los dientes artificiales, en el que los modelos están fijos en un soporte para su correcto análisis) es verdaderamente útil. Diseñado con la geometría, las matemáticas y las leyes mecánicas, se presentó en 1864 en la reunión de la Sociedad Dental de Delaware por William Gibson Arlington Bonwill de Filadelfia (Fig. 7).

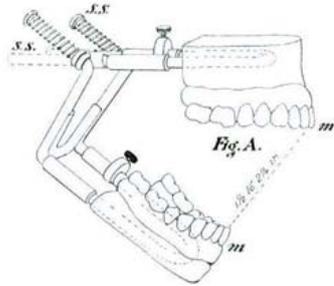


Figura 7.- Articulador de Bonwill [4].

Actualmente los dientes naturales se prefieren para la preparación de coronas (Fig. 8).

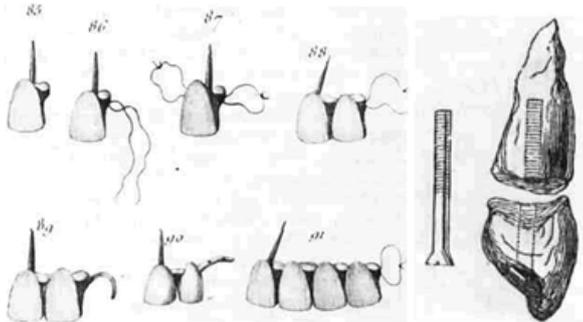


Figura 8.- Diferentes tipos de implantes para prótesis dentales y coronas [4].

Leonard Koecker, en 1826, fue uno de los primeros defensores de la teoría de las infecciones odontogénicas al rechazar las coronas que se montaban sobre raíces tratadas. Insistió en que antes de la inserción de cualquier prótesis dental debería existir un saneamiento de la cavidad oral, y recomendaba ampliamente la extracción de todas las raíces porque podría dar lugar no sólo a los síntomas locales, sino también a infecciones secundarias, que afectan a todo el cuerpo. Por lo que en un ensayo posterior especializado, en 1835, Leonard Koecker había descrito la manera de construir dientes artificiales para que el propio paciente pudiera quitar estos en caso de una infección.

El desarrollo de la prótesis de corona fue seguida muy de cerca después de las prótesis de puente. Su primera construcción fue en 1869 por un dentista americano, en París, B.J. Bing, que ancló una incrustación con dos pernos en cada uno de los dientes adyacentes (Fig. 9).

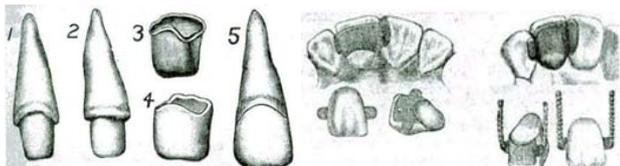


Figura 9.- Diferentes tipos de incrustaciones [4].

En 1883 y 1886 James E. Dexter y Walter Starr, realizaron la construcción de puentes removibles en Nueva York (Fig. 10 (a) y 10 (b)). James León Williams, un odontólogo y escritor en New Haven, Londres, utiliza la corona Richmond para construir el pilar de un puente real en 1885 (Fig. 10 (c)).

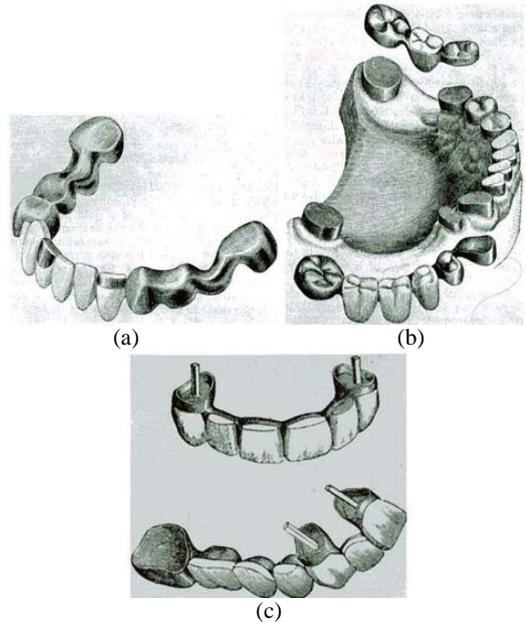


Figura 10.- (a) Dexter (1883): dentadura parcial removible; (b) Starr (1886): dentadura removible; (c) James León (1885): pilar de un puente real [4].

En 1899, Charles Wesley Stainton, en Buffalo, diseñó el puente posterior abierto, un dispositivo higiénicamente irreprochable, esto representa un verdadero avance, ya que permite la limpieza de la superficie gingival (Fig. 11 (a)). En 1890 la prótesis dental removible presentada ahora por el dentista de Nueva York, Henry A. Parr, estaba sujeta a las coronas y el apoyo a las barras (Fig. 11 (b)), sin duda un precursor real para de la base del conocimiento de las prótesis hasta nuestros días.

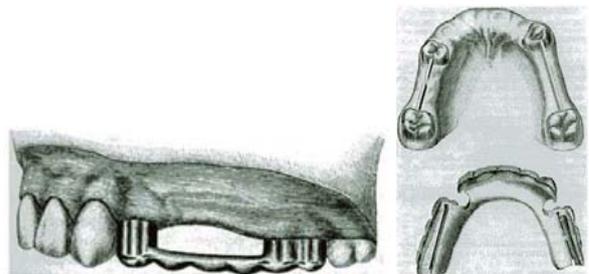


Figura 11.- (a) Stainton (1899): puente posterior; (b) Parr (1890): dentadura parcial removible [4].

José Linderer, en 1851 definió a la mecánica odontológica como el arte para la fabricación de dientes artificiales, tanto individuales como de conjunto, para prótesis y, además, la fabricación del paladar artificial y las máquinas para enderezar los dientes.

En 1915, aparecieron jeringas de presión, nuevas, usadas para infiltrar anestésicos locales.

En 1920, Forest H Bunting realizó el primer tratamiento protésico.

En 1940, se diseño equipo dental, sillón y aparato de radiografía.

Todos los principios de construcción en el ámbito de prótesis dentales se habían determinado por el cambio del siglo XX. Correspondientes a los avances en la tecnología de la evolución global de crecimiento significativo en la utilización de nuevos materiales y las conclusiones extraídas de ellos. El acero inoxidable, en primer lugar, una aleación de acero y cromo, fue descubierto por el mineralogista francés Pierre Berthier ya en 1821. No fue sino hasta 1919, que el dentista Hauptmeyer Friedrich, director de la clínica dental de Krupp en Essen, demostró la primera prótesis de una aleación de níquel-cromo-acero, la denominada V2-A de acero, que había sido desarrollada por Benno Strauss, el director del Instituto de químico-física experimental. En 1911, Gustav Tammann, un químico en Gotinga, había desarrollado una aleación resistente a la corrosión y forjable de cromo, cobalto y níquel, que sólo se utiliza hoy en día para los cables, conectores y bandas.

ESTUDIOS BIOMECÁNICOS DE ESTRUCTURAS DENTALES EN LA ACTUALIDAD

Heng-Li Huang (2010), describe una técnica rápida para la elaboración de prototipos, así como la validación de modelos a través de elementos finitos, para analizar y evaluar el comportamiento Biomecánico de un implante mandibular cargado de forma inmediata. Se realizaron 18 modelos de elementos finitos, utilizando un material isotrópico (propiedades del hueso), para analizar las fuerzas que se generan entre el hueso y el deslizamiento de un implante dental con una fuerza vertical de 130N. Los resultados de este estudio muestran los esfuerzos en un implante cargado de forma inmediata, dependen en gran medida del diseño y la superficie de rugosidad del implante. Por lo que lo recomendado es un implante dental roscado.

Mario Castañeda Deroncelé (2010), realizó una investigación acerca de la intervención educativa para modificar los conocimientos sobre el cuidado y mantenimiento de la prótesis total en pacientes de la tercera edad pertenecientes a un círculo de abuelos en un área de salud en Cuba. El estudio fue aplicado a pacientes con edades que oscilaban entre los 60 y 65 años de edad, de ambos sexos y con prótesis totales superiores e inferiores con menos de dos años de haber sido instaladas. El nivel de conocimiento sobre el cuidado de las prótesis se hizo a través de una serie de encuestas realizadas antes y después, de la intervención educativa. Se obtuvieron resultados significativos, ya que hubo una modificación significativa en los conocimientos sobre el cuidado y mantenimiento de las prótesis totales.

Matteo Chiapasco (2010), realizó estudios clínicos de seguimiento, para conocer la evolución clínica de implantes osteointegrados colocados en maxilares de pacientes edéntulos. El estudio se realizó a lo largo de un periodo de 10 años en 39 pacientes, con edades que oscilaban entre los 32 a 76 años de edad y que presentaban graves problemas bucales. La reconstrucción maxilar se hizo a través de injertos óseos, para después de 8 meses de tratamiento, colocar el implante osteointegrado. Los resultados de este estudio mostraron que la osteotomía con interposición de injertos óseos seguida de la colocación de un implante, es un medio aceptable para rehabilitar en un 95% a pacientes total o parcialmente desdentados.

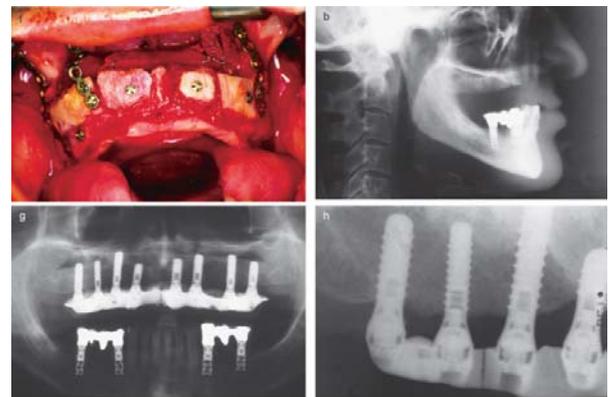


Figura 12.- Colocación de implantes osteointegrados [7].

Yuchun Sun (2009), describe un método para la fabricación de prótesis parciales removibles completas con la ayuda de la tecnología CAD y RP. Estos programas escanean la sección en 3D, obteniendo de esta manera los datos de superficie, de los dientes artificiales y modelos desdentados. En este tipo de programas es posible dar de alta parámetros, tales como una encía artificial estética y la base para la colocación de la prótesis. Este tipo de tecnología facilitará la correcta elaboración de prótesis para cada caso y tipo de paciente.

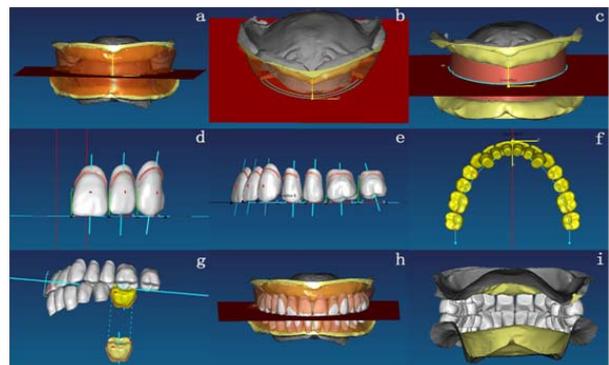


Figura 13.- Fabricación de prótesis con tecnología CAD y RP [8].

Hidalgo-López (2009), determina que la elección de un tipo de oclusión en la elaboración de prótesis dentales, en un paso sumamente importante en el tratamiento de un paciente con problemas dentales. La oclusión determina la capacidad masticatoria del paciente, la comodidad y la preservación del hueso alveolar. Para la correcta elaboración de una prótesis total de deben tomar en cuenta factores tales como: un procedimiento lógico y estudiado, la restauración de la habilidad masticatoria, estética, preservación de los tejidos de soporte del diente y materiales dentales. Se llegó a la conclusión de que no existe un tipo de oclusión universal, si no que es particular para cada paciente.

Katherine Chiu-Man Leung (2009), describe, que hoy en día los pacientes con problemas dentales severos tienen una tendencia a perder los dientes posteriores. Para este tipo de casos es recomendable diseñar las prótesis parciales removibles. Para que la aceptación de la prótesis en la cavidad bucal sea exitosa, se recomienda que los pacientes sean preparados física y psicológicamente. La rehabilitación oral exitosa, se basa en un tratamiento cuidadoso, en una buena planificación y en los conocimientos y habilidades para la elaboración de prótesis dentales.

José Fernando Barreto (2008), establece en su artículo, las condiciones mínimas necesarias que se deben tomar en cuenta para diseñar las prótesis dentales parciales removibles. Se deben considerar las articulaciones temporomandibulares cuando el caso es unilateral o bilateral. El sistema estomatognático cumple con 32 funciones, dentro de las cuales, las ligadas con la masticación, la digestión oral y la fonarticulación cambian rotundamente si hay carencia de los dientes posteriores. Por ello formular y confeccionar las prótesis dentales removibles no es algo tan simple. Entre las condiciones requeridas se encuentran el llevar a cabo historias clínicas y reporte de enfermedades periodontales.

Andree Piwowarczyk (2007), presenta un estudio retrospectivo de la evaluación y pronóstico de los dientes pilares, para la colocación de prótesis dentales removibles. Con el fin de identificar las variables que influyen en el pronóstico, tales como la movilidad dental, la pérdida ósea y radiológica, entre otras. Para tal efecto se hizo un tratamiento con 97 pacientes (con prótesis dentales), en la Universidad de Frankfurt, en un periodo de 4 años. La evaluación sistemática consistía en la revisión de las historias clínicas y exámenes periódicos. Este trabajo concluyó finalmente, en que los dientes pilares no sufren efectos significativos en las variables de movilidad del diente y pérdida radiológica, por lo que las prótesis parciales removibles obtuvieron un pronóstico clínico favorable.

Rosangela Seiko Seo (2007), llevo a cabo una investigación, en donde obtuvo que la fractura de las prótesis dentales es un hallazgo muy frecuente en la práctica clínica, resultando a su vez en grandes molestias tanto al paciente como al dentista. Es por ello que en este artículo se revisa la literatura disponible con respecto a los factores y fuerzas más importantes que puedan influir en las reparaciones de las prótesis dentales. Las reparaciones deben ser satisfactorias, rentables, sencillas y rápidas. Es importante mencionar que hasta la

fecha se tienen pocos estudios que simulen las condiciones clínicas, la construcción de especímenes, envejecimiento y cargas cíclicas (transversales, corte y torsión), en la reparación de dichas prótesis. Por lo que se puede concluir, que en base a la literatura existente el material con más éxito en la reparación de prótesis dentales es el (metil) metacrilato.

Puong D. Doan (2007), describe la secuencia del tratamiento que se debe seguir para un paciente con problemas severos en la dentición. La etapa completa de rehabilitación en este tipo de pacientes, suele convertirse en un reto, debido a que la mayoría de ellos presenta pérdida en la dimensión vertical de la oclusión, pérdida de la estructura dental, desgaste irregular de los dientes, además de malos hábitos. Es por ello que, a través del tratamiento de secuencia y reporte clínico, se demostró que de acuerdo con una matriz de diagnóstico acertada y utilizando un material termoforado se obtiene un tratamiento acertado.

Junro Yamashita (2006), realizó una serie de estudios, a la mandíbula posterior con prótesis parcial fija de un cadáver humano, porque se pensaba que un tratamiento protésico convencional atraía problemas en la dirección y magnitud de las fuerzas oclusales y por lo tanto en el medio ambiente Biomecánico de la mandíbula. Para comprobar dicha hipótesis se implantaron los dientes faltantes y se les colocaron cargas de hasta 250N. Se realizaron las mediciones de los esfuerzos generados antes y después de la prueba, para evaluar las diferencias. Como conclusión de este estudio se tiene que, la prótesis parcial fija no altera el patrón de deformación global en la mandíbula durante la aplicación de cargas.

Anthony E. Prombonas (2006), realizó un estudio piloto para determinar el campo de esfuerzos que se genera en una dentadura completa bajo la acción de diferentes cargas, para conocer los esfuerzos máximos y las condiciones de falla en las dentaduras. Para tal efecto se fabricó una dentadura completa de resina (maxilar y mandíbula), que se sometió a cargas idénticas generadas por una boca sana. Para medir los esfuerzos de utilizaron rosetas de deformación. Los resultados de este estudio arrojaron que los esfuerzos en la mandíbula son diferentes a la maxilar, tanto cualitativamente como cuantitativamente. Por lo que se concluyó que de acuerdo a la diferencia de esfuerzos que existe en la mandíbula, las prótesis superiores tienen mayor probabilidad de fracturarse.

Frank J. Wiebelt (2005), describe que el equilibrio oclusal, es un paso importante antes de colocar cualquier prótesis removible. Las técnicas de equilibrio intraoral y extraoral, que deben ser usadas dependen del tipo de de la dentadura parcial removible que se vaya a colocar en la cavidad oral.

Dominique Augereau (1997), generó cuatro modelos matemáticos (cuatro dientes) tridimensionales, representando una prótesis parcial fija. El segundo molar y premolar que se utilizaron como dientes pilares. Se aplicaron diferentes tipos de apoyos y cargas de hasta 500N. Los esfuerzos fueron analizados en cada uno de los

dientes, por medio de un análisis de elementos finitos. Los resultados mostraron que los esfuerzos mayores se observan en el pilar más débil, que en la mayoría de los casos es el premolar.

Tatiame Rodríguez Azuara (2009), abordó la biomecánica para la construcción de una prótesis parcial removible, en base a los fundamentos físicos y el comportamiento mecánico tanto anatómico como estructural. La clave fundamental de este trabajo es el estudio de las fuerzas, porque a través de ellas se ejecutan los distintos movimientos y diversas acciones que implican un comportamiento en el sistema dental y de las aparatologías protésicas insertadas en él. Las fuerzas originadas en las prótesis removibles pueden ser distribuidas ampliamente, dirigidas y minimizadas por la selección, diseño y la ubicación de los componentes de la prótesis y por la obtención de una oclusión armoniosa. Por lo tanto, la autora concluye que para la correcta elaboración de un prótesis se deben tomar en cuenta factores tales como: las estabilidad de la arcada dentaria, la organización de la función entre arcos (controlar el contacto entre ellos), la reorganización y estabilización de la arcada, con el fin de evitar y contrarrestar cargas oclusales y evitar así cualquier tipo de movimiento, alteración en el tejido periodontal y una desarmonía oclusal.

CONCLUSIONES

La biomecánica combina los campos de la mecánica, biología, fisiología, medicina, ciencias básicas e ingeniería, con el objeto de estudiar el comportamiento del cuerpo humano y resolver los problemas derivados de las diversas condiciones a las que puede verse sometido. En otras palabras, la biomecánica estudia las estructuras de carácter mecánico que existen fundamentalmente en el cuerpo humano. Es por ello que hoy en día esta disciplina científica, también ha tomado gran importancia en el área dental, ya que las enfermedades dentales se han convertido en una de las principales causas de muerte a nivel mundial, contribuyendo en gran medida en el diseño y desarrollo de prótesis dentales para pacientes con deficiencia dental y en la elaboración de implantes de amplia demanda por su gran aceptación en la cavidad oral. En el presente trabajo, se hizo una retrospectiva de cómo han evolucionado las prótesis dentales a través de la historia y sobre todo de cómo ha contribuido la biomecánica en el correcto desarrollo e implementación de estas en el paciente.

REFERENCIAS Y BIBLIOGRAFÍA

- [1] Malone, W. F. P. Tylman's. *Teoría y Práctica en Protoprodoncia Fija*. 3ra edición. Intermedica. 1991.
- [2] Sillingburg. *Principios Básicos de Prótesis*. 2da edición. Quintessence. 1998.
- [3] Graber G. *Atlas de Prótesis Parcial*. 2da edición. Salvat Editores, edición. 1993.
- [4] W. Hoffmann-Axthelm. *History of Dentistry*. Editorial: Quintessence books, 1981, Chicago.

[5] H. L. Huang. *Biomechanical Simulation of Various Surface Roughnesses and Geometric Designs on an Immediately Loaded Dental Implant*. Computers in Biology and Medicine 40 525-532 (elsevier). 2010.

[6] M. Castañeda Deroncelé. *Modificación de conocimientos sobre cuidado y mantenimiento de la prótesis total en el adulto mayor*. Artículo en línea. <http://www.odontologia-online.com/versubcategoria/Protesis.html>. [Consulta: 27 abril 2010].

[7] M. Chiapasco. *Osteotomy whit interpositional bone grafts and delayed oral implants for the rehabilitation of extremely atrophied maxillae: a 1-9 year clinical follow-up study on humans*. <http://www.odontologiaonline.com/versubcategoria/Protesis.html>. [Consulta: 27 abril 2010].

[8] Y. Sun. *Study on CAD and RP for Removable Complete Denture*. Computers Methods and Programs in Biomedicine 93 266-272 (elsevier). 2009

[9] I. Hidalgo-López. *Oclusión en Prótesis Total*. Rev Estomatol Herediana, 19(2): 125-130 (Artículo de Revisión). 2009

[10] K. Chiu-Man Leung. *Oral Rehabilitation with Removable Partial Dentures in Advanced Tooth Loss Situations*. Dental Practice, Hong Kong Dent, j 6:39-45. 2009

[11] J. F. Barreto. *La Dimensión Vertical Restaurada en la Prótesis Dental Parcial Removible*. Colombia Médica. Vol. 39 N° 1 Supl 1, 2008 (Enero-Marzo)

[12] A. Piwowarczyk, A. Buchler, P. Ottl. *Prognosis for Abutment Teeth of Removable Dentures: A Retrospective Study*. Journal of Prosthodontics, Implants, Esthetic, and Reconstructive Dentistry. Vol 16, no.4, julio-agosto 2007, ISSN 1059-941x

[13] R. Seiko Seó, K. Hermana Neppelenbroek. *Factors Affecting the Strength of Denture Repairs*. Journal of Prosthodontics, Implants, Esthetic, and Reconstructive Dentistry. Vol 16, no.4, julio-agosto 2007, ISSN 1059-941x

[14] P. Doan. *The Use of a Diagnostic Matrix in the Management of the Severly Worn Dentition*. Journal of Prosthodontics, Implants, Esthetic, and Reconstructive Dentistry. Vol 16, no.4, julio-agosto 2007, ISSN 1059-941x

[15] J. Yamashita. *Biomechanical Effects of Fixed Partial Denture Therapy on Strain Patterns of the Mandible*. The Journal of Prosthetic Dentistry. Vol 95, January 2006, ISSUE 1, mosby issn 0022-3913.

[16] A. E. Prombonas. *Comparison of the Midline Stress Fields in Maxillary and Mandibular Complete Dentures: A Pilot Study*. The Journal of Prosthetic Dentistry. Vol 95, January 2006, ISSUE 1, mosby ISSN 0022-3913.

[17] F. J. Wiebelt. *Fabrication of Removable Partial Denture Remount Casts Prior to Delivery*. The Journal of Prosthetic Dentistry. Vol 93, April 2005, ISSUE 1, mosby ISSN 0022-3913.

[18] D. Augereau, Patrick Renault. *Three-Dimensional Finite Element Analysis of the Retention of Fixed Partial Dentures*. Clin Oral Invest. Springer-Verlag 1: 141-146. 1997.

[19] T. Rodríguez Azuara. *Biomecánica de la Prótesis Parcial Removible*. UNAM (tesis de licenciatura). (2009)

AGRADECIMIENTOS

Se agradece al Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología (CONACyT) y al Instituto Politécnico Nacional (IPN) (SIP-20100496) y la Sección de Estudios de Posgrado e Investigación (SEPI) de la ESIME Zacatenco por el apoyo proporcionado para el desarrollo de este trabajo.

INFORMACIÓN ACADÉMICA



Yazmín Espinal Gutiérrez: Ingeniero en Robótica Industrial egresada de la Escuela Superior de Ingeniería Mecánica y Eléctrica Unidad Azcapotzalco del IPN, Estudiante de la Maestría en ciencia en Ingeniería Mecánica de la Sección de Estudios de Posgrado e Investigación unidad Zacatenco del IPN.



Luis Héctor Hernández Gómez: Ingeniero Mecánico egresado de la Escuela Superior de Ingeniería Mecánica y Eléctrica Unidad Zacatenco del IPN, Especialidad en Ingeniería Mecánica egresado de Sección de Estudios de Posgrado e Investigación Unidad Zacatenco del IPN, Maestro en Ciencias en Ingeniería Mecánica egresado de la Sección de Estudios de Posgrado e Investigación Unidad Zacatenco del IPN, Doctor en Filosofía egresado de la Universidad de Oxford Inglaterra.



Juan Alfonso Beltrán Fernández: Ingeniero Mecánico egresado de la Escuela Superior de Ingeniería Mecánica y Eléctrica Unidad Culhuacán del IPN, Maestro en Ciencias en Ingeniería Mecánica egresado de la Sección de Estudios de Posgrado e Investigación Unidad Zacatenco del IPN, Doctor en Ciencias en Ingeniería Mecánica egresado de Sección de Estudios de Posgrado e Investigación Unidad Zacatenco del IPN.



Guillermo Urriolagoitia Calderón: Ingeniero Mecánico egresado de la Escuela Superior de Ingeniería Mecánica y Eléctrica Unidad Zacatenco del IPN, Maestro en Ciencias en Ingeniería Mecánica egresado de la Universidad de Strathclyde en Escocia, Doctor en Filosofía en Ingeniería Mecánica por el Imperial Collage de Inglaterra, Profesor Investigador del Instituto Politécnico Nacional, miembro S.N.I. nivel II.



Beatriz Espinal Gutiérrez: Cirujano Dentista, estudiante de la Facultad de Odontología de la UNAM.

Abstract Accepted - BSSM/SEM International Conference 2011

From: **Angela Hurlstone** (ahurlstone@bssm.org)
Sent: Friday, January 14, 2011 10:53:15 AM
To: jbeltranf@hotmail.com
1 attachment
2011AuthorInstructions.doc (33.0 KB)

SENT ON BEHALF OF PROFESSORS EANN PATTERSON AND MARGARET LUCAS

Dear Dr Beltran-Fernandez

Mechanical evaluation of the integrity on a first human molar tooth under compressive loadings using 3-D Axial Tomography (TAC) (Numerical and Experimental)
Beltran-Fernandez, JA, et al

We are pleased to inform you that the above abstract has been accepted for the 2011 BSSM/SEM International Conference on Advances in Experimental Mechanics: Integrating Simulation and Experimentation for Validation (ISEV) to be held at the Royal College of Physicians, Edinburgh from 7-9 September 2011. The deadline for receipt of your draft paper is 28th January 2011.

The author instructions which explain how the paper should be formatted are attached to this email and can also be downloaded from the following page on the BSSM website from this link <http://www.bssm.org/authorinfo>. Please note in particular that your paper must not exceed 6 pages in length, including tables and figures. When it is ready your draft paper should be uploaded via the BSSM website in pdf format. The paper will then be sent out for review. Once the reviewers' comments have been received they will be sent to you so that you can make any necessary amendments to the paper. However, we would ask you to improve the English in the paper as the English used in the abstract was below standard.

Please note that only those authors whose registration for the conference is complete by 1 May 2011 will have their papers included in the conference programme and the printed conference proceedings. Authors will be required to submit a completed conference registration form at the same time as they submit their final/revised paper. We therefore urge you to ensure that funding is available for you to attend the conference next September before submitting your draft paper.

We look forward to receiving your draft paper for review.

Yours sincerely

Professor Margaret Lucas
Professor Eann Patterson
Conference Co-Chairmen

British Society for Strain Measurement
10 Hartley Close
Stoke Poges

Copyright Transfer Agreement

Special volume:

The undersigned author has submitted a manuscript entitled:

Evaluation of the integrity of a human molar under compressive loading using 3-D Axial Tomography

..... (the "Work")

for publishing in one of the *Trans Tech Periodicals* published by Trans Tech Publications Ltd, Laubisrutistr. 24, CH-8712 Stafa-Zuerich, Switzerland.

- A. The author transfers to Trans Tech Publications Ltd. (the "Publisher") during the full term of copyright, the exclusive rights comprised in the copyright of the Work, including but not limited to the right to publish the Work and the material contained therein throughout the world, in all languages and in all media of expression now known or later developed, and to license or permit others to do so.
- B. Notwithstanding the above, the author retains the following:
 - 1. Proprietary rights other than copyright, such as patent rights
 - 2. The right to make copies of all or part of the Work for the author's use in classroom teaching
 - 3. The right to use, after publication, all or part of the Work in a book by the author, or a collection of the author's work.
 - 4. The right to make copies of the Work for internal distribution within the institution which em-ploys the author.
 - 5. The right to use figures and tables of the Work, and up to 250 words of text, for any purpose.
 - 6. The right to make oral presentations of material from the Work.
 - 7. The right to publish an extended, updated or rewritten version in another periodical.
 - 8. The right to include the work (post and preprint version) in an institutional repository.

The author agrees that all copies made under any of the above conditions will include a notice of copyright and a citation to the Publication.

- C. In the case of a Work prepared under U.S. Government contract, the U.S. Government may reproduce, royalty-free, all or portions of the Work and may authorize others to do so, for official U.S. Government purpose only, if the U.S. Government contract so requires. A copy of the contract must be attached.
- D. If the Work was written as a work made for hire in the course of employment, the Work is owned by the company/employer which must sign this Agreement in the space provided below. In such case, the Publisher hereby licenses back to such employer the right to use the Work internally or for promotional purpose only.
- E. The author represents that the Work is the author's original work. If the Work was prepared jointly, the author agrees to inform the co-authors of the terms of this Agreement and to obtain their permission to sign on their behalf. The Work is submitted only to this , and has not been published before. (If excerpts from copyrighted works are included, the author will obtain written permission from the copyright owners and show credit to the sources in the Work..) The author also represents that, to the best of his or her knowledge, the Work contains no libelous or unlawful statements, does not infringe on the rights of others, or contain material or instructions that might cause harm or injury.

Check one:

- Author's own work U.S. Government work Work made for hire for Employer

..... May, 16th 2011.....
Author's signature and date

.....
Daniel Gómez Medina L.H. Hernández-Gómez J.A. Beltrán Fernández G. Urriolagoitia-Calderón
.....
.....
Tazmin Espinal Gutiérrez G. Urriolagoitia Sosa
.....
..... Instituto Politécnico Nacional.....
.....
.....
..... Institution or company (Employer)

Note to U.S. Government Employees

A Work prepared by U.S. federal government employee as part of his/her official duties is called a "U.S. Government work", and is in the public domain in the United States; in such case, Paragraph A above applies only outside the United States. Please attach a copy of any applicable policy of the author's agency.

If the Work was prepared jointly, and any co-author is not a U.S. Government employee, it is not a U.S. Government work. That co-author should be delegated by the other co-authors to sign this Agreement. If the Work was not prepared as part of the employee's duties, it is not a U.S. Government work.

This signed statement should accompany the manuscript when it is submitted to the editor for publication.
By signing this document the author agrees to receive login information for author access at www.scientific.net and to receive information via email for future books and specials related to materials science.
This service can be canceled at any time.

ACE-X2011 – Algarve, Portugal
3-6 July, 2011



Prof. J.A. Beltrán Fernández
Instituto Politecnico Nacional,
Mexico

INVITATION LETTER

Your PERSONAL code is: VIP-ACEX024(*)

(*) Use this ID CODE for any further communication with us!

Dear Prof. J.A. Beltrán Fernández,

The Organising Committee takes great pleasure in inviting you to take part in the **5th International Conference on Advanced Computational Engineering and Experimenting (ACE-X2011)** which will be held at HILTON VILAMOURA AS CASCATAS GOLF RESORT & SPA (Rua da Torre d'Agua, Lote 4.11.1B Vilamoura, Algarve, 8125-615, Portugal) from 03-06 July, 2011. More details on the event can be found on our web page www.ace-x2011.com

We are glad to have your contribution entitled:

1) NUMERICAL EVALUATION OF CLAMPS IN BIOMECHANICAL TESTINGS

J. A. Beltrán-Fernández, D. Gómez-Medina, L. H. Hernández-Gómez, G. Urriolagoitia-Calderón,
G. Urriolagoitia-Sosa, Y. Espinal-Gutiérrez

2) BIOMECHANICAL COMPRESSIVE TESTING OF THE CANCELLOUS BONE OF A CERVICAL PORCINE SPINE

L. H. Hernández-Gómez^{1a}, J. A. Beltrán-Fernández^{2a}, J. Guerrero-Hernandez^{3a},
Hilario Hernández-Moreno^{4b}, G. Urriolagoitia-Calderón^{5a}, D. Gómez-Medina^{6a},
Y. Espinal-Gutiérrez^{7a}. G. Urriolagoitia-Sosa^{8a}

presented, as OPENING TALK (SS10) and POSTER(2) presentation, during ACE-X2011.

The major purpose of the **ACE-X CONFERENCES** is to create a platform for discussion, interactions and exchange between researchers, scientists and engineers from industry, research laboratories and academia.

ACE-X 2011 will provide ample opportunity for conference delegates to network and improve their knowledge in an attractive, friendly and sunny environment: Algarve, Portugal.

Looking forward to welcome you there!

A handwritten signature in blue ink, appearing to read "A. Öchsner", is written over a white background.

Prof. Dr.-Ing. Andreas Öchsner, D.Sc.

(ACEX General Chairman)

Department of Applied Mechanics

Faculty of Mechanical Engineering

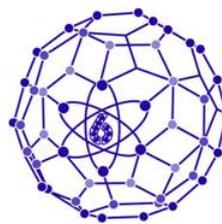
Technical University of Malaysia

81310 UTM Skudai, Johor – Malaysia

NOTE THAT THIS 'INVITATION LETTER' MUST BE ACCOMPANIED BY THE RECEIPT OF YOUR REGISTRATION PAYMENT TO GUARANTEE YOUR PARTICIPATION IN THE ACE-X2011 CONFERENCE

Sexto Congreso IME

De: **Víctor Hugo Hernández Gómez** (vichugo@servidor.unam.mx)
Enviado: jueves, 12 de mayo de 2011 01:12:06 a.m.
Para: yazmin_ipn@hotmail.com



Congreso Científico Tecnológico

29 de agosto al 2 de septiembre de 2011
Auditorio de la Unidad de Seminarios
Campo Cuatro

UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO
FACULTAD DE ESTUDIOS SUPERIORES CUAUTITLÁN
LABORATORIO DE INVESTIGACIÓN EN ENERGÍAS RENOVABLES

Estimados:

Yazmín Espinal Gutiérrez, Daniel Gómez Medina, Luis Héctor Hernández Gómez, Juan Alfonso Beltrán Fernández, Beatriz Espinal Gutiérrez

Por este conducto es un placer informarles, que el resumen del artículo

Modelado y generación del primer molar permanente humano mediante tomografías axiales tridimensionales

Fue revisado y aprobado para su presentación en extenso, por el Comité Científico Técnico del SEXTO CONGRESO CIENTÍFICO TECNOLÓGICO DE LA CARRERA DE IME de la Facultad de Estudios Superiores Cuautitlán. La referencia con la que se registró su artículo fue **DE - 02**.

Es necesario que el documento en extenso sea enviado al correo del comité organizador vichugo@servidor.unam.mx el cual debe tener las siguientes características:

Debe enviarse en formato Word versión 97-2003, solo en casos justificados en formato PDF.

El nombre del archivo debe corresponder a la referencia proporcionada por el comité organizador, es decir, **DE - 02.doc**. En ningún caso el documento enviado debe estar protegido para su copia, edición, impresión, etc.

Cabe hacer mención, que el artículo en extenso, una vez aprobado por el Comité Científico Técnico, será publicado en las memorias del evento y se dará oportunidad a que lo presenten en forma oral durante el evento.

Se deberá llenar y enviar por correo electrónico el formato de inscripción anexo a este documento. De la información vertida en dicho formato y del artículo, se tomará el nombre y grado de estudios para la elaboración de las constancias respectivas, por lo que es responsabilidad de los integrantes del artículo verificar que los datos estén completos tanto en el formato de inscripción como en el artículo.

Se deberán contemplar las siguientes fechas: **Junio 4**. Fecha límite para recepción de trabajos *in extenso*. En caso de requerir modificaciones, las observaciones de los revisores serán enviadas a los autores antes del 11 de junio. **Julio 27**. Fecha límite para la recepción de la versión final del artículo.

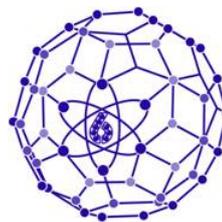
ATENTAMENTE

COMITÉ ORGANIZADOR DEL EVENTO



Sexto Congreso IME

De: **Víctor Hugo Hernández Gómez** (vichugo@servidor.unam.mx)
Enviado: jueves, 12 de mayo de 2011 01:12:04 a.m.
Para: frost1364@hotmail.com



Congreso Científico Tecnológico

29 de agosto al 2 de septiembre de 2011
Auditorio de la Unidad de Seminarios
Campo Cuatro

UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO
FACULTAD DE ESTUDIOS SUPERIORES CUAUTITLÁN
LABORATORIO DE INVESTIGACIÓN EN ENERGÍAS RENOVABLES

Estimados:

Daniel Gómez Medina, Yazmín Espinal Gutiérrez, Juan Alfonso Beltrán Fernández, Luis Héctor Hernández Gómez, Juan Guerrero Hernández

Por este conducto es un placer informarles, que el resumen del artículo

Parámetros de diseño de un dispositivo de sujeción para pruebas biomecánicas en columna vertebral bajo la acción de cargas combinadas

Fue revisado y aprobado para su presentación en extenso, por el Comité Científico Técnico del SEXTO CONGRESO CIENTÍFICO TECNOLÓGICO DE LA CARRERA DE IME de la Facultad de Estudios Superiores Cuautitlán. La referencia con la que se registró su artículo fue **DE - 03**.

Es necesario que el documento en extenso sea enviado al correo del comité organizador vichugo@servidor.unam.mx el cual debe tener las siguientes características:

Debe enviarse en formato Word versión 97-2003, solo en casos justificados en formato PDF.

El nombre del archivo debe corresponder a la referencia proporcionada por el comité organizador, es decir, **DE - 03.doc**. En ningún caso el documento enviado debe estar protegido para su copia, edición, impresión, etc.

Cabe hacer mención, que el artículo en extenso, una vez aprobado por el Comité Científico Técnico, será publicado en las memorias del evento y se dará oportunidad a que lo presenten en forma oral durante el evento.

Se deberá llenar y enviar por correo electrónico el formato de inscripción anexo a este documento. De la información vertida en dicho formato y del artículo, se tomará el nombre y grado de estudios para la elaboración de las constancias respectivas, por lo que es responsabilidad de los integrantes del artículo verificar que los datos estén completos tanto en el formato de inscripción como en el artículo.

Se deberán contemplar las siguientes fechas: **Junio 4**. Fecha límite para recepción de trabajos *in extenso*. En caso de requerir modificaciones, las observaciones de los revisores serán enviadas a los autores antes del 11 de junio. **Julio 27**. Fecha límite para la recepción de la versión final del artículo.

ATENTAMENTE

COMITÉ ORGANIZADOR DEL EVENTO

