



FACULTAD DE POSGRADOS

ANÁLISIS POR ELEMENTO FINITO SOBRE LA RESISTENCIA MECÁNICA
DE INCRUSTACIONES IN – LAY FABRICADAS EN CERÁMICA Y RESINA
CON DIFERENTE DISTANCIA INTERCUSPIDEA

Trabajo de titulación presentado en conformidad con los requisitos establecidos
para optar por el título de Especialista Medico en Rehabilitación Oral.

Profesor Guía

Msc. Byron Vinicio Velásquez Ron

Autor

Juan Pablo Rodríguez Villarreal

Año

2017

DECLARACIÓN DEL PROFESOR GUÍA

“Declaro haber dirigido este trabajo a través de reuniones periódicas con el estudiante, orientando sus conocimientos y competencias para un eficiente desarrollo del tema escogido y dando cumplimiento a todas las disposiciones vigentes que regulan los Trabajos de Titulación”

Byron Vinicio Velásquez Ron
Master en Investigación Clínica
C.I. 1705956470

DECLARACIÓN DEL PROFESOR CORRECTOR

“Declaro haber revisado este trabajo, dando cumplimiento a todas las disposiciones vigentes que regulan los Trabajos de Titulación”

Alexandra Patricia Mena Serrano
Doctora en Dentística Restauradora
C.I. 1713167896

DECLARACIÓN DE AUTORÍA DEL ESTUDIANTE

“Declaro que este trabajo es original, de mi autoría, que se han citado las fuentes correspondientes y que en su ejecución se respetaron las disposiciones legales que protegen los derechos de autor vigentes”.

Juan Pablo Rodríguez Villarreal

C.I. 0401873880

DEDICATORIA

Gracias Dios por haber puesto en mi camino a todas aquellas personas en quienes tu amor se vio reflejado.

A mis padres: ángeles guardianes gracias por su verdadero e infinito amor.

A mis familiares y amigos: gracias por todo el apoyo brindado.

A mi Director de Tesis: Dr. Byron Velásquez, gracias por el tiempo compartido y el apoyo incondicional.

A mis maestros: Guías de educación y formación profesional y personal, Dr. Farfán, Dr. Bravomalo, Dra. Armas, Dra. Romero, y a todos los maestros del posgrado, quienes sembraron gran conocimiento para el desarrollo de la maravillosa área Rehabilitación Oral.

RESUMEN

Se realizó un estudio in vitro utilizando dientes premolares intactos, los cuales fueron preparados siguiendo principios básicos de tallado para recibir incrustaciones inlay. **Objetivo:** Analizar mediante elemento finito la resistencia mecánica de incrustaciones inlay fabricadas en cerámica y resina, en dientes premolares superiores con diferente distancia intercuspidea. **Materiales y métodos:** se seleccionaron nueve dientes premolares superiores, los cuales fueron tallados con diferente distancia intercuspidea (2 mm, 2.5 mm y 3 mm), luego restaurados con incrustaciones tipo inlay (MOD) para ser sometidos a pruebas de carga vertical sobre la cara oclusal del diente mediante una máquina de ensayo universal. **Resultados:** respecto a los valores de fractura, se pudo establecer que el valor más alto corresponde al diente sano = 1350.66 N; seguido del diente con restauración inlay en disilicato de litio = 1286.33 N y por último el diente con inlay en resina = 893.66 N. Las diferentes propiedades de los materiales dentales; tejidos que constituyen el órgano dental y los datos obtenidos fueron introducidas en el programa de elementos finitos, Solidworks 2015, cuya finalidad fue simular la situación clínica. **Conclusiones:** en las condiciones que este estudio fue realizado se puede establecer que existe variación en la resistencia mecánica de las incrustaciones inlay en resina y disilicato de litio, aparentemente la resina genera concentraciones más altas de esfuerzos, a diferencia de la cerámica que distribuye de mejor forma la fuerzas por la corona y raíz, finalmente se pudo establecer que la incrustación inlay en disilicato de litio con distancia intercuspidea de 2.5 mm es la que mejor se comporta.

Palabras clave: Inlays, Cerámica, Resinas Compuestas, análisis de elementos finitos.

ABSTRACT

An in vitro study was performed using intact premolar teeth, which were prepared following basic principles to prepare inlays. Objective: To analyze by finite element the mechanical resistance of ceramic and composite inlays, in upper premolar teeth with different intercuspid distance. Materials and methods: nine upper premolar teeth were selected, which were prepared with a different intercuspid distance (2 mm, 2.5 mm and 3 mm), then restored with inlay (MOD) to be subjected a vertical load tests over occlusal surface by the universal test machine. Results: about fracture values, it was possible establish that the highest value corresponds the healthy tooth = 1350.66 N; Followed by lithium disilicate inlay = 1286.33 N and finally by composite inlay = 893.66 N. The different properties of dental materials; Tissues that constitute the dental organ and the data obtained were introduced in the finite element program, Solidworks 2015, whose purpose was to simulate the clinical situation. Conclusions: in this conditions this study was execute , it is possible establish that there is variation in the mechanical resistance of the composite and lithium disilicate inlay restoration, actually the composite generates higher concentrations of efforts, unlike the ceramic that distribute the force over the crown and root, finally it was possible to establish that lithium disilicate inlay with intercuspid distance of 2.5 mm is the one that is better shared.

KEY WORDS: Inlays, Ceramics, Composite Resins, Finite Element Analysis.

ÍNDICE

INTRODUCCIÓN	1
1. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	2
2. MARCO TEÓRICO	4
2.1. Tipos de Incrustaciones	7
2.1.1. Inlay	7
2.1.2. Onlay	8
2.1.3. Overlay	8
2.1.4. Indicaciones	8
2.2. Tallado dental	9
2.3. Materiales usados en el estudio para confeccionar incrustaciones inlay	10
2.3.1. Resina	10
2.3.2. Cerámica	11
2.4. Cementación	12
3. OBJETIVOS	14
3.1. Objetivo general	14
3.2. Objetivos específicos	14
4. HIPÓTESIS	15
4.1. Hipótesis nula	15
4.2. Hipótesis alternativa	15
5. MATERIAL Y MÉTODOS	15
5.1. Tipo de estudio	15
5.2. Muestra	15
5.2.1. Muestras reales	15
5.2.2. Muestras virtuales	16
5.3. Criterios de inclusión	16

5.4. Criterios de exclusión	16
5.5. Operatividad de variables.....	17
5.6. Descripción del método	18
5.6.1. Preparación de los especímenes.....	19
5.6.2. Tallado	19
5.6.3. Impresión y vaciado.....	20
5.6.4. Fabricación de inlay en resina	21
5.6.5. Elaboración de las incrustaciones en disilicato de litio	22
5.6.6. Cementación de las restauraciones indirectas	24
5.6.6.1. Preparación de la restauración en resina.....	24
5.6.6.2. Preparación de la restauración en porcelanas	24
5.6.6.3. Preparación del diente.....	25
5.6.6.4. Cementación propiamente dicha	27
5.6.7. Prueba de carga	29
5.7. Fase virtual	30
5.7.1. Diseño geométrico.....	31
5.7.2. Restricciones geométricas	33
5.7.3. Procedimiento de análisis de elementos finitos.....	34
5.7.3.1. Asignación de propiedades.....	34
5.7.3.2. Construcción del modelo para la simulación	35
5.7.3.3. Información del mallado para cada caso.....	37
5.7.3.4. Solución del modelo	37
5.7.4. Análisis	37
5.7.4.1. Fallas resultantes de carga.....	38
6. RESULTADOS	42
6.1. Resultados prueba de carga in vitro	42
6.1.2. El diente intacto	42
6.1.3. El diente b inlay en resina	42
6.1.4. El diente c inlay en cerámica (disilicato de litio)	43
6.2.1. Análisis de un premolar superior sano	44
6.2.2. Análisis de un premolar superior con restauración inlay de 2mm	

de distancia intercuspídea	46
6.2.2.1. Material de la incrustación resina.....	46
6.2.2.2. Material de la incrustación cerámica	48
6.2.3. Análisis de un premolar superior con restauración inlay de 2.5mm de distancia intercuspídea	50
6.2.3.1. Material de la incrustación resina.....	50
6.2.3.2. Material de la incrustación cerámica	52
6.2.4. Análisis de un premolar superior con restauración inlay de 3mm de distancia intercuspídea	54
6.2.4.1. Material de la incrustación resina.....	54
6.2.4.2. Material de la incrustación cerámica	56
6.2.5. Resumen de datos obtenidos	58
6.2.6. Análisis de los resultados.....	58
7. DISCUSIÓN	60
8. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES	67
8.1 Conclusiones.....	67
8.2. Recomendaciones	67
REFERENCIAS	69

INTRODUCCIÓN

Se conoce a través de la literatura y experiencia que existe un alto porcentaje de dientes que llegan a perder gran parte de la estructura de los tejidos que lo constituyen, pérdida de tejido que ocasiona afección irreversible al órgano dentario, dichos daños están en relación directa con factores como traumas y procesos cariosos. Dentro de estos factores probablemente la caries considerada aún como un problema de salud pública, sea la que con mayor frecuencia produzca alteraciones en la cavidad bucal (NCBI, 2013).

Como medidas terapéuticas al existir amplia destrucción del órgano dentario existen las restauraciones indirectas y entre estas las incrustaciones inlay, onlay y overlay, pudiendo ser fabricadas en diversos materiales como las cerámicas, las cuales proporcionan mejor resultado en cuanto a estética y funcionalidad (SciELO, 2007); por otra parte en Actaodontológica, (2010) se sostiene como alternativa de tratamiento la elaboración de restauraciones de forma indirecta en base a resinas, NCBI, (2010) mencionan que la resina compuesta parece ser la mejor opción para restauraciones indirectas, a diferencia de la cerámica, las incrustaciones de resina redistribuyen estrés y muestran propiedades elásticas y biomecánicas similares a los de los dientes, indicando una distribución de tensión más favorable en la cavidad MOD tanto en dientes vitales y dientes con tratamiento de conducto; los tratamientos en mención están encaminados a recuperar la funcionalidad y estética de los dientes y por ende de la cavidad bucal; tratamientos que sin duda alguna intervienen en mantener el equilibrio de la cavidad bucal misma que está en relación directa con la salud general de los pacientes, al recuperar mediante dicho tratamiento la morfología de las piezas dentarias, su correcta función en el sistema estomatognático, y, por último, pero no menos importante la estética. Conscientes que dichas destrucciones extensas del órgano dentario pueden desencadenar diversas alteraciones a nivel bucal, se confía en que los resultados del estudio y su posterior difusión servirán para brindar alternativas de tratamientos de calidad y accesibilidad a los

usuarios, recuperando la función y estética de las piezas dentarias afectadas (NCBI, 1994).

1. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

La destrucción de los tejidos dentarios por factores como traumas o enfermedad cariosa afectan a una alta proporción de individuos y refleja un problema clínico rutinario en la práctica odontológica, destrucciones que ocasionan daño irreversible al órgano dentario, llegando posiblemente a interferir con la función del sistema estomatológico y la salud general del individuo (NCBI, 2010).

Dentro de los tratamientos para restaurar gran destrucción del órgano dental, existen las restauraciones indirectas que pueden ser elaboradas en materiales como las cerámicas, las cuales permiten realizar restauraciones manteniendo el binomio estética-resistencia (SciELO, 2007). De igual manera en Actaodontológica, (2010) se menciona como alternativa de tratamiento la elaboración de restauraciones de forma indirecta en base a resinas, con ventajas en cuanto a costo y tiempo de trabajo en relación a restauraciones en cerámica, por otra parte, con enormes ventajas respecto a las restauraciones directas.

Aparentemente no existe una relación que indique la posibilidad de que una fractura ocurra en determinado punto, de igual forma no existe estudios que muestren donde se concentra la tensión antes de presentarse esa fractura, los materiales en el mercado son varios y cada uno muestra características que lo hacen en ocasiones ser la elección; así, los dientes premolares serán considerados para el análisis con incrustaciones y poder determinar la factibilidad del resultado pudiendo ofrecer alternativas de tratamientos a los usuarios. Según la literatura revisada existe un gran éxito con la sustitución de la estructura perdida mediante restauraciones indirectas en resina, sin olvidar que la misma refiere a los materiales cerámicos como materiales idóneos para ser utilizados en este tipo de restauraciones indirectas (NCBI, 2015; NCBI, 2016; NCBI, (2010).

1.1. Justificación

La destrucción del tejido dentario ocasionado por factores como traumas o caries refleja un problema rutinario en la práctica odontológica, frente a este hecho, se ha considerado la medición a través de elemento finito sobre la resistencia mecánica de incrustaciones hacia el sector de premolares, que serán tratados con incrustaciones elaboradas en cerámica y resina como alternativas de tratamiento indirectos (NCBI, 2015; NCBI, 2016; NCBI, 2010, NCBI, 2014) afirman que los dientes restaurados con incrustaciones en resina compuesta apuntan un buen pronóstico a largo plazo en lo que refiere a la resistencia a la fractura, siendo ligeramente mayor que la de los restaurados con incrustación cerámica.

Por otra parte, en Researchgate, (2010) se establece que las simulaciones de elementos finitos demostraron que las restauraciones de resina dan lugar a mayores niveles de estrés en comparación con las restauraciones de porcelana.

El análisis será ejecutado mediante elemento finito, lo que realmente ha llamado la atención respecto a temas de investigación recientes, partiendo para su utilización de conceptos como “**sistema**, que hace referencia a la interconexión de elementos que realizan uno o varios objetivos determinados; uso de un **modelo matemático**, el cual expresa el comportamiento de las variables mediante expresiones matemáticas en el proceso fisiológico; siendo factor común a estos, la **simulación** que es la ejecución de un modelo matemático en el computador para obtener las respuestas con datos reales de sistemas biológicos” (Scielo, 2010),

La literatura reporta que el “análisis de elementos finitos (FEA) es una herramienta de investigación significativa respecto a la biomecánica en la investigación biológica, pudiendo adquirir imágenes y diseñar mediante un software, una modelación volumétrica 3D” (UMF, 2010); (Scielo, 2013), ofreciendo ventajas como por ejemplo “la repetitividad de los experimentos,

aparentemente no hay consideraciones éticas y los diseños de los estudios pueden ser modificados y cambiados de acuerdo al requisito. Se debe tomar en cuenta las limitaciones de FEA ya que no puede ser completamente replicado por lo cual debe complementarse con la evaluación clínica” (NCBI, 2008).

2. MARCO TEÓRICO

La odontología restauradora se encarga de devolver la forma, función y salud a la estructura dental afectada, sin duda alguna se hace necesario el conocimientos de los tejidos que componen al diente es decir su estructura dental, iniciando la descripción con el tejido en contacto con el medio bucal llamado esmalte dental, que constituye una capa altamente mineralizada, caracterizada por su dureza y resistencia, siendo de naturaleza acelular, avascular y aneural, dentro de sus funciones se menciona la protección de tejidos subyacentes: dentina y pulpa; la unidad básica del esmalte es el prisma adamantino, quien se encuentra formado por cristales de hidroxiapatita, la dirección de estos prismas es irregular por lo cual al entrelazarse proporcionan alta dureza, sumado a los efectos de translucidez y opacidad característicos del esmalte, permitiendo actuar como un modificador superficial en lo que respecta al color. Contiene aproximadamente un 95% de estructura inorgánica, de la cual un 90 – 92% es hidroxiapatita, 1 % enamulina y un 4 % agua; por otra parte, las propiedades del esmalte varían de acuerdo a su posición en el diente, es así que el esmalte a nivel de las cúspides es más fuerte en comparación al de otras superficies en la misma estructura dentaria (Anusavice, 2004, pp. 4- 426.). Recubierto por el esmalte se encuentra la dentina, siendo un tejido con aproximadamente un 75% en peso de estructura inorgánica, fundamentalmente cristales de hidroxiapatita, un 20% de materia orgánica (90% colágeno) y un 5% de agua. Constituye un tejido que suministra una base elástica para el esmalte, por lo cual la resistencia y rigidez del diente dependen en gran medida del sustrato dentinario (soporte), el color del diente se encuentra proporcionado por la dentina, es prioritario la máxima conservación dentinaria ya que grandes restauraciones MOD, aumentan 3 veces la posibilidad sobre la deflexión de las

cúspides vestibulares; y disminuyen hasta un 60 % la resistencia coronal, se toma en cuenta que los túbulos dentinarios están cubiertos por dentina peritubular y entre ellos se encuentra la llamada dentina intertubular de gran importancia para lograr adhesión en los sistemas resinosos. Cuando se producen descalcificación dentinaria sea por envejecimiento o afecciones aparece una dentina secundaria o terciaria, la cual no presenta estructura tubular (Anusavice, 2004, pp. 4- 426.). El esmalte y dentina se encuentran cubriendo la cámara pulpar en cuyo interior se encuentra la pulpa, definida como un tejido conjuntivo provisto de múltiples estructuras entre ellas arterias, venas, un sistema linfático y nervios, la principal función es formar la dentina, siendo de un tamaño grande en la dentición temporal y dientes permanentes jóvenes; reduciendo su tamaño (más estrecha y pequeña) en la edad adulta (Staylen y Ash, 2010, p. 209). Finalmente, y formando parte del órgano dental se encuentra el **cemento radicular**, que constituye un tejido formado por minerales, siendo sumamente especializado, rodea a las superficies radiculares y en ocasiones pequeñas porciones de la corona de los dientes, no contiene vasos sanguíneos ni linfáticos, caracterizándose por depositarse a lo largo de toda la vida (Lindhe, Karting y Lang, 2009, pp. 4-5).

La exposición al medio bucal de los tejidos en mención puede conllevar a la formación de procesos cariosos, siendo en la actualidad un problema de salud observado en el día a día al realizar actividades odontológicas, procesos que si no se detienen conllevan a la destrucción de gran parte del tejido dental, incluso pudiendo afectar la vitalidad del órgano dental; por otra parte, existen destrucciones dentales ocasionadas por restauraciones defectuosas, traumatismos con fracturas, enfermedades como la fluorosis entre otros, de esta forma se hace necesario recuperar la estructura dental perdida a través de procedimientos directos e indirectos; la elección de dichos procedimientos depende de consideraciones estéticas, biológicas, mecánicas, anatómicas y funcionales (Bottino, Faria y Valandro, 2009, pp. 280-315), dentro de los procedimientos directos existen las restauraciones simples , compuestas o complejas basadas en la utilización de composite y técnica adhesiva; para

restaurar las grandes cavidades, o pérdidas extensas de tejido dental que comprometen puntos de contacto, ocasionadas por caries severas o fracturas, la literatura refiere a las restauraciones indirectas sean incrustaciones y coronas, las cuales son elaboradas en un material utilizado extraoralmente para restaurar los dientes que han sufrido daño, consiguiendo mejorar la estética y función, a su vez permiten la conservación de la estructura dental remanente, promoviendo un refuerzo al diente que está afectado por caries o fracturas (NCBI, 2016). Las restauraciones indirectas son fabricados sobre modelos u otras réplicas de dientes y tejidos, se hace necesario establecer que los materiales de restauración pueden padecer fracturas sea por fatiga estática o dinámica, dependiendo de la naturaleza de la carga o de la situación ante determinada fuerza, incluso se puede iniciar a través de una fisura (Scielo, 2007; Actaodontológica, 2010; NCBI, 2010; Anusavice, 2004, pp. 4- 426.).

Las restauraciones en el sector posterior son sometidas a altas tensiones, es así que se deben considerar ciertos aspectos para el éxito de la restauración, en relación al estudio se establecen entre ellos la fuerza masticatoria, la cual es definida como como la máxima fuerza generada entre los dientes maxilares y mandibulares, la (FM) constituye un indicador de la función masticatoria, la cual está en dependencia de los músculos masticatorios y articulación temporomandibular. (NCBI, 1990, NCBI, 2013, NCBI, 2000). Anusavice (2004, pp. 4- 426.) afirma que al ser dinámica la naturaleza respecto a la masticación se hace difícil medir las tensiones masticatorias, las cuales serán variables entre las diferentes zonas de la boca, así como de una persona a otra, estableciéndose rangos a nivel de la zona molar entre 400 y 890 N (90 – 200 libras), a nivel de la zona premolar con variaciones de entre 133 y 334 N (30 – 75 libras) y en el sector de incisivos entre 89 y 111 N (20 – 55 libras). A este respecto el modulo elástico juega un papel fundamental en la longevidad de la restauración dental y la solidez del tejido dental. Idealmente, las propiedades elásticas de los materiales de restauración deben estar cercanos a los de la estructura del diente para producir una distribución de la tensión uniforme (JST, 2009), por lo cual se debe valorar la capacidad de los materiales tanto en cerámica como resina para

soportar las fuerzas masticatorias. En Scielo. (2007) se determina que todos los sistemas actuales poseen una adecuada resistencia a la fractura porque todos superan el valor límite de 100 MPa, establecido por la norma ISO 6872. Otro factor de suma importancia a considera en el estudio es la concentración de tensión que constituye el área o punto más alto de tensión, determinada a través de la fuerza por la unidad del área de una estructura sometida a presión o fuerza externa; pudiendo dicha estructura presentar a su vez una falta de continuidad estructural ante la fuerza, incluso llegar a producir una fractura o algún cambio notorio a nivel de su dimensión al aplicar una tensión máxima (Anusavice, 2004, pp. 4- 426; Schmidseeder, 1999, pp. 86-193). Finalmente se establece la fuerza de flexión al determinar la fuerza por unidad de área de un determinado material que se encuentra sometido a una carga; cabe mencionar que en la cavidad bucal existen múltiples fuerzas de flexión. (Anusavice, 2004, pp. 4- 426.; Schmidseeder, 1999, pp. 86-193). La concentración de presión que es originada a través de los defectos causa una elevación de la tensión local, pudiendo provocar una fisura al romperse los enlaces químicos, las fisuras pueden progresar a través del material incluso bajo condiciones de carga muy baja, como consecuencia la resistencia a la flexión del material cerámico y el vidrio es considerado más bajo que la resistencia a la presión (Schmidseeder, 1999, pp. 86-193).

2.1. Tipos de Incrustaciones

Según Hirata, R. (2012, pp. 493–569.); J opdent (2013); Schmidseeder, (1999, pp. 86-193); NCBI, (2009); son:

2.1.1. Inlay

Restauración netamente intracoronaria, sin cubrimiento cuspeideo, convirtiéndose en una restauración conservadora respecto al tallado, pueden ser indicadas en dientes premolares y molares que han perdido estructura dental en sentido vestibulo –lingual o vestibulo-palatino, es necesario señalar que el contacto oclusal no debe coincidir con los márgenes de la preparación.

2.1.2. Onlay

Restauración con reducción de una cúspide, están indicadas en dientes premolares y molares con pérdida de la estructura dental mayor a 1/3 del ancho vestibulo-lingual, de igual manera si la pérdida de la estructura dental es mayor y la cúspide tiene menos de 1,5 mm de anchura y cuando el contacto oclusal queda en la interface diente-restauración por la diferencia de comportamiento mecánico de las dos partes se recomienda cubrir la cúspide.

2.1.3. Overlay

Restauración que se encuentra recubriendo todas las cúspides, indicado en fracturas o cuando la caries ha socavado las cúspides al ser la dimensión vestibulo lingual muy grande o cuando los dientes premolares o molares han recibido tratamiento de conducto.

2.1.4. Indicaciones

Dentro de las indicaciones NCBI, (2013); NCBI, (2013), afirman las siguientes:

- Diente posterior comprometido con extensas preparaciones de istmo.
- Utilizadas ampliamente para tratar las pérdidas moderadas de Clase I y II

2.1.5. Contraindicaciones

Para NCBI, (2009); NCBI, (2013), dentro de las contraindicaciones para incrustaciones se encuentran:

- Lesiones pequeñas.
- Pacientes con hábitos parafuncionales.
- Piezas dentarias con coronas extremadamente cortas.
- Mala higiene bucal con control inadecuado de la placa bacteriana.

- Preparaciones con extensiones subgingivales cervicales profundas.
- Situaciones clínicas en las que el aislamiento no puede ser ejecutado.

2.1.6. Ventajas

En NCBI, (2013); Sciencedirect, (2014), dentro de las ventajas se encuentran:

- Excelente adaptación marginal.
- Buena resistencia a la fractura.
- Alternativa estética y duradera con éxito clínico.
- Restauraciones protésicas conservadoras.

2.1.7. Desventajas

- Coste elevado
- Mayor tiempo de trabajo

2.2. Tallado dental

Cuando una restauración indirecta está indicada como mejor alternativa de tratamiento, se debe ejecutar la preparación dentaria conocida como tallado dental y definida como el desgaste de la pieza dentaria para ser reconstruida, siguiendo principios biomecánicos, así como estéticos, se consideran principios biológicos a la preservación de la vitalidad pulpar y preservación de la estructura periodontal; dentro de los principios mecánicos se consideran a la integridad marginal, retención, estabilidad y rigidez estructural.

Según NCBI, (2009), Researchgate, (2015); Hirata, R. (2012, pp. 493–569); Jopdent, (2013), Schmidseeder (1999), Jopdent, (2014), el tallado para inlay debe tener las siguientes características:

- Caja oclusal con una profundidad mínima de 1,5 mm en sentido mesiodistal con sus paredes (vestibular y palatina) expulsivas hacia proximal alrededor de 10° (divergentes).
- Istmo oclusal con anchura mínima a 2 mm.
- Cajas proximales con ángulo cavosuperficial entre 60 y 80° en relación con la cara proximal sin bisel.
- Terminaciones externas en bisel, cuidando que los márgenes de la preparación estén en esmalte, pudiendo ser posible que el margen cervical termine en dentina.
- Los ángulos internos deben ser redondeados, espesor mínimo de 2,5 mm en áreas de carga (cúspides de contención céntrica y fosa/cresta).

2.3. Materiales usados en el estudio para confeccionar incrustaciones inlay

2.3.1. Resina

Se define como un sólido formado por una mezcla de monómeros de dimetacrilato alifáticos u aromáticos por ejemplo el Bis-GMA, TEGDMA (trietilenglicol dimetacrilato) y UDMA (dimetacrilato de uretano), siendo los competentes de la matriz más usados para formar polímeros entrecruzados, dicha matriz contiene a las partículas de relleno (fibras o partículas de refuerzo) y un agente de conexión el cual es un adhesivo que favorece la unión entre las partes, a su vez existe un microrelleno (partículas de sílice coloidal) que sirven como refuerza de la resina, siendo el que permite el pulido de la misma (Anusavice, 2004, pp. 4- 426.). Los inlays de composite y onlays están hechos de una matriz de resina y materiales de relleno, las propiedades como módulo de elasticidad, resistencia a la compresión y dureza van a depender de la cantidad de relleno que posee el material de restauración (Dentalinstitute, 2005; NCBI, 2002).

2.3.2. Cerámica

En Scielo. (2007) se consideran **materiales cerámicos** aquellos productos de naturaleza inorgánica que se obtienen por la acción del calor y cuya estructura final es parcial o totalmente cristalina (determina la resistencia), la mayoría formados por una matriz vítrea (proporciona estética) en la que se encuentran inmersas partículas de minerales cristalizados. Químicamente, las porcelanas dentales se pueden agrupar en tres grandes familias: feldespáticas, aluminosas y circoniosas. Para realizar incrustaciones cerámicas, se han elegido las porcelanas feldespáticas ya que son las únicas que permiten realizar restauraciones conservadoras manteniendo el binomio estética-resistencia (Scielo, 2007). La cerámica es biocompatible y estable en cuanto a forma y color, resistente a la abrasión y la erosión. Su coeficiente de expansión térmica es similar al del esmalte, los inlays de cerámica requieren mucho espacio, el espesor de la capa debe ser 2 mm; respecto a la preparación, no debe tener márgenes en filo de cuchillo porque se desprenden, no debe tener ángulos internos agudos (zonas retentivas). Según Schmidseider (1999) **las cerámicas** dentales son clasificadas en función de la composición química, de acuerdo a su uso y el proceso de elaboración o material de la estructura; entre ellas forman parte las siguientes (NCBI, 2009; NCBI, 2013):

- Cerámica feldespática.
- Cerámica feldespática reforzada con leucita.
- Disilicato de litio.
- Cerámica de bajo punto de fusión.
- Cerámica vítrea.
- Núcleos de alta densidad.
- Cerámica de óxido de aluminio infiltrada.
- Estructuras cerámicas CAD/CAM.

2.4. Cementación

Una de las etapas finales del procedimiento restaurativo con incrustaciones es la cementación, la cual en la actualidad está basada en la adhesión, de esta forma se establecen dos partes; el acondicionamiento del sustrato diente y el acondicionamiento de la restauración, las dos partes en mención utilizan un agente cementante que constituye el medio de unión entre la restauración indirecta y el sustrato diente, lo que influye en el resultado final del tratamiento, estos materiales de fijación están constituidos en esencia por resinas compuestas (diferenciándose por poseer menor cantidad de relleno) fluidas de baja viscosidad, basando su composición en una matriz con relleno inorgánico (silanizado), en cuanto a la polimerización puede ser conseguida mediante un sistema de fraguado químico o fotopolimerización, cabe resaltar que algunos mecanismos son sistemas de fraguado dual (SciELO, 2013). Aparentemente los cementos por activación física mediante luz proporcionan mejores propiedades ya que la reacción es más eficiente en transformar monómero en polímero, disminuyendo la posibilidad de ocasionar daño pulpar e incluso gingival al dejar poco monómero, como resultado el material presenta un mejor comportamiento mecánico, mayor dureza y mayor módulo elástico (SciELO, 2013). Según JDR, (2008) los cementos de resina proporcionan una unión más fuerte y más duradera entre la cerámica (proporcionando mayor resistencia) y el diente, por otra parte, pueden otorgar mejores resultados respecto a la estética. Se acepta que la adhesión entre la restauración y el cemento de resina está dada por dos mecanismos principales: unión micromecánica y enlace químico, respecto a la unión micromecánica puede ser creado por grabado ácido y/o arenado, mientras que el agente de acoplamiento o de unión es el silano, el cual proporciona un enlace químico entre las partes aumentando la resistencia a la fractura de la restauración (NCBI, 2008; RUG, 2004),

En NCBI, (2014) se demuestra un estudio en el cual, las tensiones generadas por la contracción de polimerización del cemento resinoso son notorias, de esta forma los autores recomiendan el mínimo volumen de material al utilizar

adhesión, el grosor del cemento debe ser menor 100 μm asegurando resultados clínicos satisfactorios (NCBI, 2015)

Los cementos resinosos pueden proporcionar un margen clínico aceptable luego de pruebas de fatiga, reduciendo al mínimo las posibles filtraciones por tanto reducir el riesgo de caries o fracasos en las restauraciones, en el presente estudio y basado en literatura serán utilizados cementos de resina; considerados materiales idóneos para la cementación de incrustaciones (NCBI, 2003).

2.5. Análisis por elementos finitos (FEM)

“es básicamente un método numérico de análisis de tensiones y deformaciones en las estructuras de cualquier geometría dada. La estructura se divide en los llamados "elementos finitos" conectados a través de los nodos (NCBI, 2014). Múltiples estudios han utilizado el avance de la tecnología y entre ellos la utilización de elemento finito partiendo de conceptos como sistema, que hace referencia a la interconexión de elementos que realizan uno o varios objetivos determinados; otro de los conceptos es el uso de un modelo matemático, el cual expresa el comportamiento de las variables mediante expresiones matemáticas partiendo de las leyes físicas que están involucradas en el proceso fisiológico; siendo factor común a estos, la simulación que es la ejecución de un modelo matemático en el computador para obtener las respuestas de las ecuaciones y ser comparadas con datos reales de sistemas biológicos siendo factible de esta manera corroborar la hipótesis o determinar errores en el modelo de estudio (Scielo, 2010; Scielo, 2013; NCBI, 2008). La literatura reporta que el “análisis de elementos finitos (FEA) es una herramienta de investigación significativa respecto a la biomecánica en la investigación biológica, pudiendo adquirir imágenes y diseñar mediante un software, una modelación volumétrica 3D”, En Scielo, (2013) se mencionan las siguientes ventajas del análisis por elementos finitos:

- Pruebas claras y objetivas en los sistemas biológicos propuestos como tema de estudio incluyendo un aumento rápido en el procesamiento de

datos y obteniendo respuestas útiles para tomar decisiones en problemas presentes en lo real.

- Repetición de los experimentos múltiples veces e incluso realizar cambios sobre las condiciones intrínsecas y extrínsecas que afectan al sistema biológico; los diseños de los estudios pueden ser modificados y cambiados de acuerdo al requisito.
- Permite la predicción acerca del comportamiento de un sistema biológico real con gran aproximación convirtiéndose en una herramienta factible en la investigación”.
- Permite establecer la ubicación, la magnitud y dirección de una fuerza aplicada.
- Aparentemente no hay consideraciones éticas.

3. OBJETIVOS

3.1. Objetivo general

- Analizar mediante elemento finito la resistencia mecánica de incrustaciones inlay fabricadas en cerámica y resina, en dientes premolares superiores con diferente distancia intercuspídea.

3.2. Objetivos específicos

- Comparar la fuerza con la cual se fractura el diente intacto, el diente con incrustación inlay en resina y el diente con incrustación inlay en cerámica.
- Evaluar la distribución del estrés en los dientes restaurados con inlay en cerámica y con inlay en resina.
- Determinar el material ideal para restauración indirecta con inlay respecto a la distancia intercuspídea en comparación con el diente sano.

4. HIPÓTESIS

4.1. Hipótesis nula

La distancia intercuspeada y el tipo de material no interfiere en la resistencia a la fractura de las incrustaciones inlay.

4.2. Hipótesis alternativa

La distancia intercuspeada y el tipo de material interfieren en la resistencia a la fractura de las incrustaciones inlay.

5. MATERIAL Y MÉTODOS

5.1. Tipo de estudio

Investigación cuantitativa ya que los componentes a determinar se pueden medir. Experimental, encaminado a medir y analizar la resistencia mecánica de incrustaciones. Comparativo al determinar posibles diferencias en cuanto a puntos de fractura en incrustaciones inlay fabricadas en composite vs incrustaciones fabricadas en cerámica mediante análisis por elemento finito.

5.2. Muestra

Fueron usados 9 dientes premolares superiores; siguiendo la metodología de USFQ, (2013) las muestras se dividen en muestras reales y muestras virtuales:

5.2.1. Muestras reales

Serán seleccionados nueve premolares superiores humanos, que cumplan los criterios de inclusión, divididos en los siguientes grupos:

- Diente totalmente sano.

- Diente con preparación para incrustación tipo in – lay.
- Diente con incrustación inlay en composite.
- Diente con incrustación inlay en cerámica.

5.2.2. Muestras virtuales

Diseñados a partir de las muestras reales, mediante los cuales se podrán llevar a cabo los simulacros en el software.

5.3. Criterios de inclusión

Dientes premolares intactos, con proporción corono-radicular favorable, sin presencia de caries, restauraciones anteriores ni fracturas; dientes in vitro-extraídos por motivos ortodónticos.

5.4. Criterios de exclusión

Dientes con presencia de patología, como fluorosis, erosión, dientes facetados y dientes con restauraciones previas.

5.5. Operatividad de variables

Tabla 1.

Operatividad de variables.

VARIABLES	CONCEPTUALIZACIÓN	DIMENSIÓN	INDICADOR	ESCALA
Independiente Fuerza masticatoria	Máxima fuerza generada entre los dientes maxilares y mandibulares, dada por la acción de los músculos masticatorios y articulación témporo-mandibular.	Sector anterior.	Newton.	zona molar: 400 – 890.
		Sector posterior.		zona premolar: 133 - 334 N.
				Sector de incisivos: 89 - 111 N.
Dependiente Incrustación	Restauración indirecta que cubre parte del tejido dental perdido a nivel de dientes posteriores, suministra un tratamiento de elección para recuperar la anatomía del órgano dental perdido, la función y la estética. Una incrustación es un fragmento de un tipo de material apropiado, que, una vez preparado y terminado fuera de boca, es cementado.	Inlay.	Restauración indirecta en resina.	Inlay: sin recubrimiento cuspeideo.
		Onlay.	Restauración indirecta en cerámica.	Onlay: recubrimiento de una cúspide.
		Overlay.		Overlite: recubrimiento del total de las cúspides.
Dependiente Resina	Material dental constituido por partículas inorgánicas y matriz orgánica, las cuales se unen por enlaces químicos mediante un agente de acople. La matriz polimérica, está constituida por monómeros, que son los encargados de dar lugar a la formación de macro – moléculas.	Resina acrílica.	Fotopolimerizables.	Híbridas.
		Resina compuesta.	Duales.	Fluidas. Condensables.
			Polimerización química.	
Dependiente Cerámica	Son productos de naturaleza inorgánica obtenidos a partir de calor, la mayoría formados por una matriz vítrea (proporciona estética) en la que se encuentran inmersas partículas de minerales cristalizados.	Con alto contenido de sílice.	Cerámica reforzada con leucita.	Tres grandes familias: Feldespáticas.
		Con bajo contenido de sílice.	Cerámica de bajo punto de fusión.	Aluminosas.
			Cerámica vítrea.	Circoniosas.
			Núcleos de alta densidad.	
			Cerámica de óxido de aluminio infiltrada.	
	Estructuras cerámicas CAD/CAM.			

Dependiente Dientes	Órgano del aparato estomatognático, formado por tejidos duros y blandos, que cumplen diferentes funciones, entre ellas incisión, trituración y pulverización; se encuentran constituidos por corona y raíz, clasificados en incisivos, caninos, premolares y molares.	Sector anterior. Sector posterior.	Dientes superiores. Dientes inferiores.	Incisivos centrales. Incisivos laterales. Caninos. Premolares. Molares.
Interviniente Cementos dentales	Material que une al tipo de restauración con el sustrato diente mediante procesos químicos y mecánicos, requiere de procesos de acondicionamiento diente – restauración.	Cementos para provisional. Cementos para restauración. Cementos para unión de restauraciones indirectas al sustrato diente .	Fotopolimerizables. Duales. Polimerización química.	Cementos resinosos. Cementos de ionómero de vidrio. Cementos de ionómero de vidrio modificados con resina.
Interviniente Preparación para el tallado	Desgaste de la pieza dentaria para ser reconstruida, siguiendo principios biomecánicos, así como estéticos.	Inlay. Onlay. Overlay.	Tallado para incrustación. Tallado para coronas.	Inlay: tallado sin desgaste cuspeideo. Onlay: tallado con desgaste de una cúspide. Overlay: tallado con desgaste de todas las cúspides.

Adaptado de (Anusavice, 2004, pp. 4- 426, De la Macorra, 1995, NCBI, 2000, Hirata, 2012, pp. 493–569, Scielo, 2007, NCBI, como se citó en Gomes y colaboradores, 2008, Schmidseder, 1999, pp. 86-193)

5.6. Descripción del método

Se determinó la medición de estructuras externas e internas de los dientes premolares totalmente sanos, las mediciones de estructuras externas e internas de los dientes premolares una vez preparada la cavidad para la incrustación inlay siguiendo los parámetros establecidos en la literatura; y las medidas de las restauraciones indirectas en resina y cerámica, así como las medidas de cada restauración tanto en composite como cerámica.

5.6.1. Preparación de los especímenes

Fueron inmersos 9 dientes premolares en acrílico transparente (etapa plástica) mezclado en proporciones de 2/3 de polímero por 1/3 de líquido en un cilindro de plástico con medidas de 3 cm de largo y 2 cm de ancho, consiguiendo la inmersión de los dientes hasta la unión amelocementaria, con la superficie oclusal paralela al plano horizontal simulando la posición del diente en boca, finalmente se produjo la polimerización del material acrílico y los dientes quedaron embutidos y fijos en el mismo para la realización del tallado dental (NCBI, 2015). *Figura 1.*

5.6.2. Tallado

Fue realizado por el mismo operador, con la utilización de secuencias de fresas de diamante específicas (846KR.018 FG – 846KRF.018 FG - 846KRF.031 FG, jota kit 1416 inlay/onlay by Paulo Cano), utilizando alta velocidad (450.000 min⁻¹) con adecuada refrigeración se procedió a realizar terminaciones externas en bisel, cuidando que los márgenes de la preparación estén en esmalte, pudiendo ser posible que el margen cervical termine en dentina, los ángulos internos deben ser redondeados, espesor mínimo de 2,5 mm en áreas de carga (cúspides de contención céntrica y fosa/cresta), cada caja oclusal tuvo una profundidad de suelo gingival de 1,5 mm en sentido mesiodistal con sus paredes (vestibular y palatina) expulsivas hacia proximal (divergentes), *Figura 2.* (Semanticscholar, 2004; Hirata, R. 2012, pp. 493–569; Jopdent, 2013; Schmidseder, 1999, pp. 86-193).



Figura 1. Estructura de dientes premolares intactos.

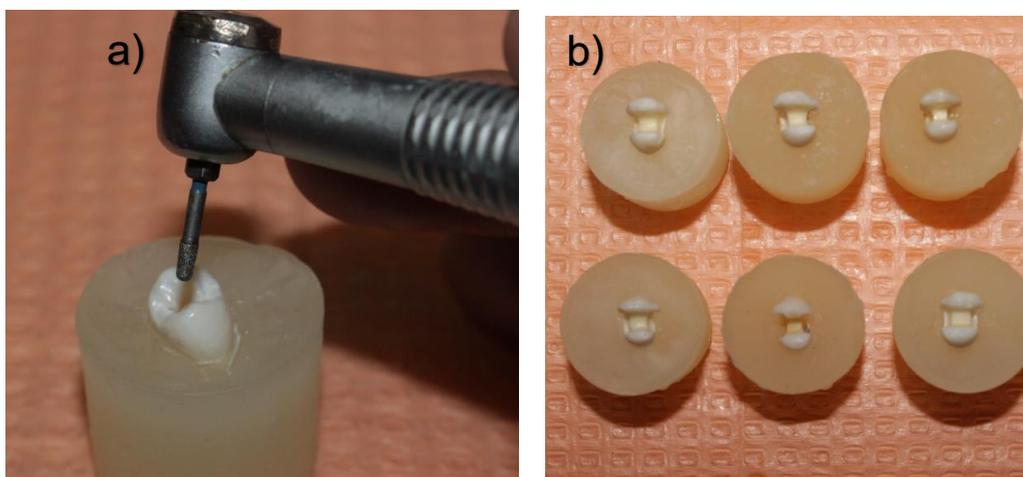


Figura 2. Tallado para incrustación

- a Preparación de la cavidad para la incrustación inlay
- b Dientes premolares con el tallado para inlay

5.6.3. Impresión y vaciado

Preparados los dientes para la restauración indirecta, se procedió a tomar la impresión en un solo paso con cubetas stock y material de impresión de polivinilsiloxano (pesada y liviana), posteriormente se realizó el vaciado de las dos impresiones con yeso piedra extraduro (Jopdent, 2013) *Figura 3.*



Figura 3. Toma de impresiones.

5.6.4. Fabricación de inlay en resina

Se procedió a delimitar el margen de la restauración y colocar sobre el modelo de yeso un espaciador y aislante. *Figura 4, a) y b)* posteriormente fue realizada la restauración indirecta en composite nanohíbrido, utilizando la técnica de incrementos (2mm), con polimerización de 30 segundos con luz halógena con una intensidad de 480 nm y a una potencia de 1500 mW/cm² (SDI radi plus, lámpara LED de fotocurado, Australia), seguido por una polimerización en horno microondas (intensidad 1200 watts) en un recipiente con agua por cuatro minutos, donde el material se expone a ondas, calor y presión lo que conduce a la conversión de monómero – polímero más altas, como resultado la resina tiene propiedades mecánicas mejoradas respecto al mayor módulo de Young y la resistencia a la flexión, siendo más dura y resistente al desgaste y con mejor capacidad de pulido y mantenimiento (Hirata, 2012, pp. 493–569; Clinicalkey, 2014) *Figura 5 a) y b).*

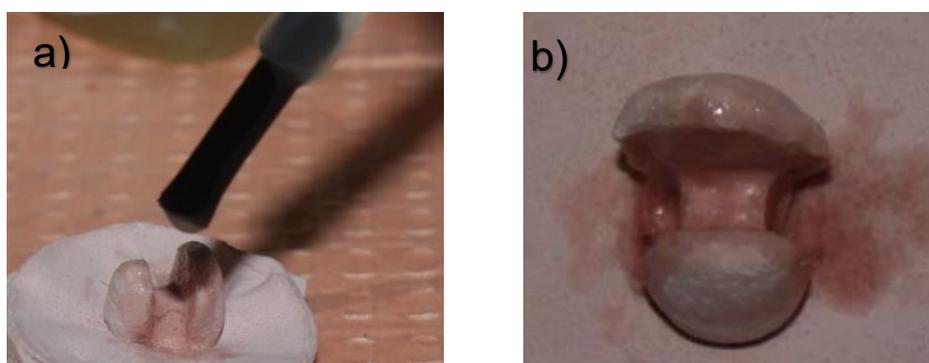


Figura 4. Modelos definitivos

- a Aplicación de espaciador
- b Aplicación de aislante.

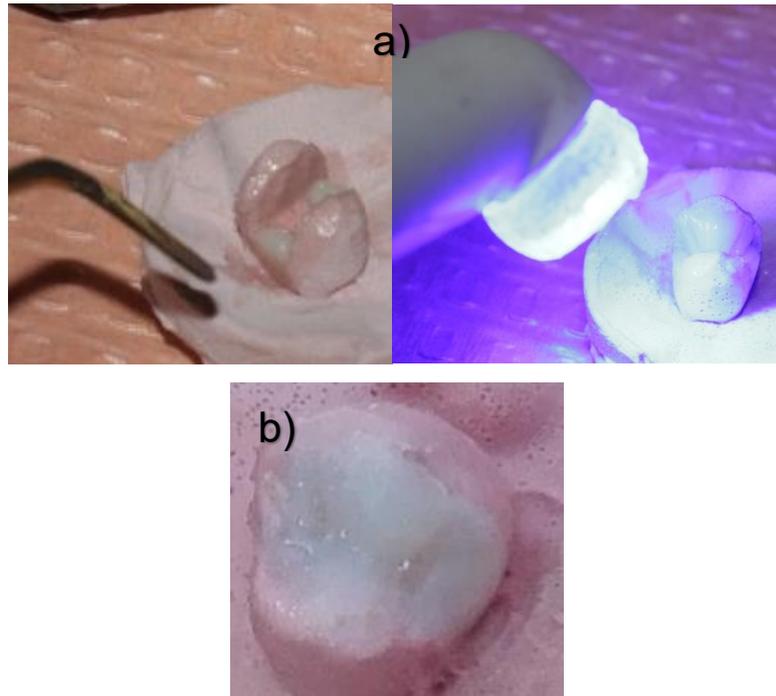


Figura 5. Fabricación inlay en resina

- a Técnica incremental de 2mm, estableciendo en primera instancia las caras proximales (distal y mesial) con surcos accesorios (polimerización), seguido de la reconstrucción de la cúspide vestibular (polimerización) y finalmente la cúspide palatina (polimerización); cúspides separadas por un surco principal.
- b Inlay en resina vista oclusal.

5.6.5. Elaboración de las incrustaciones en disilicato de litio

Fue realizada en laboratorio mediante la técnica de la cera perdida, utilizando una base en cera semiplástica, paso a seguir se modelo la incrustación con cera, para ser llevado a un bebedero y proceder a realizar el revestimiento en una mezcladora al vacío con una porción de 100 gr de polvo por 24 ml de líquido (80 % de líquido + 20 % de agua destilada), se esperó media hora para ingresar el anillo al horno, en el que permaneció durante una hora, al transcurrir el tiempo especificado fue inyectada la pastilla de cerámica (disilicato de litio) en un horno (cerampress qex, DENTSPLY Ceramco , EE.UU.), de esta forma se esperó a que el anillo se enfrié, se aplicó oxidación (óxido de aluminio) 50 micras a 60 PSI, finalmente se realizó el corte y el pulido de la restauración indirecta y se verificó el asentamiento en el sustrato diente Figura 6 a. b. c. d. e.

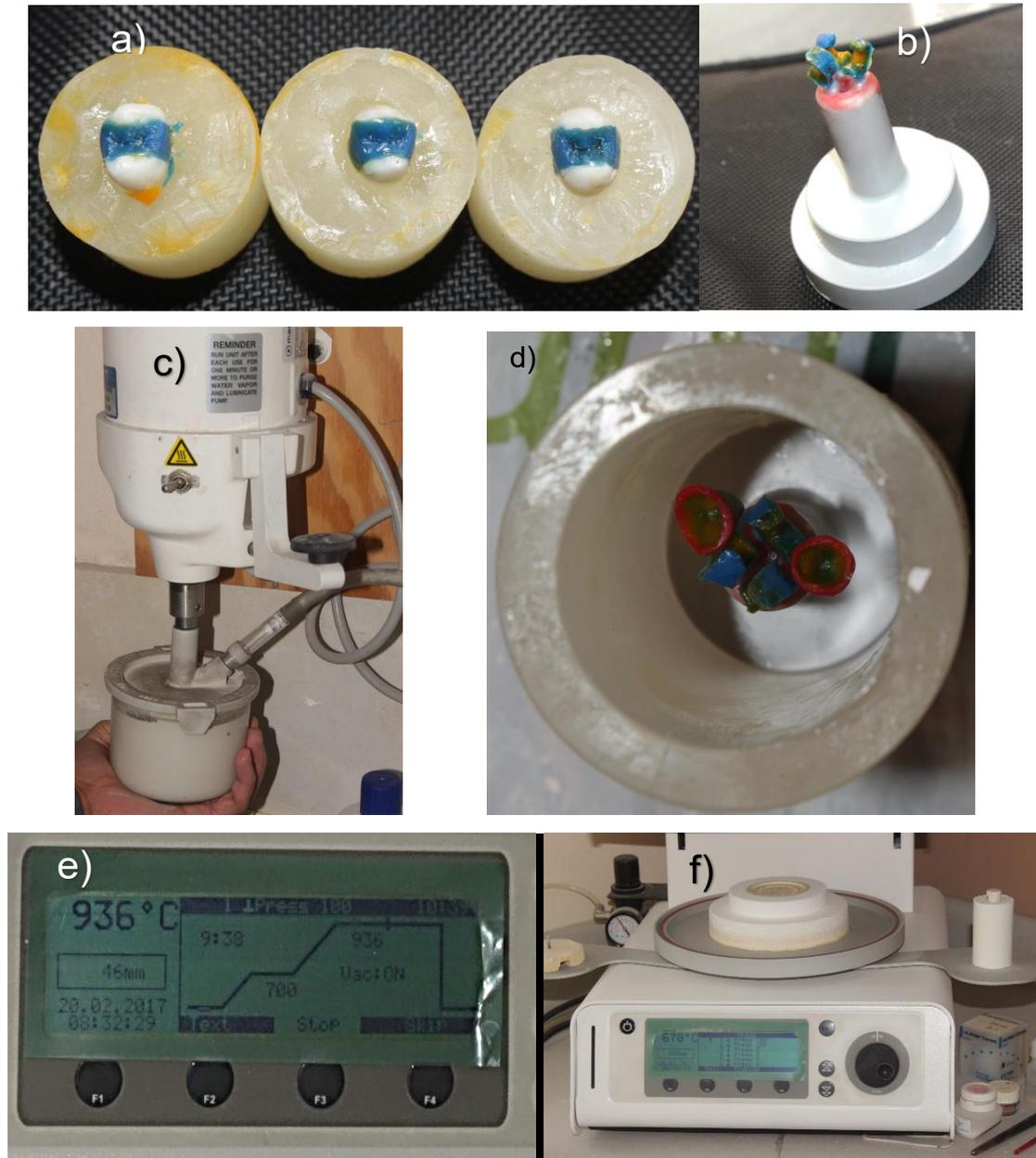


Figura 6. Elaboración de la incrustación en laboratorio

- a Modelado de la incrustación con cera,
- b Colocación del modelado en bebedero.
- c Preparación del yeso
- d Revestimiento.
- e Programación del horno
- f Inyección de la pastilla de disilicato de litio.

5.6.6. Cementación de las restauraciones indirectas

Finalmente dichas restauraciones fueron cementadas en los dientes modelos de estudio con protocolos establecidos en la literatura de la forma siguiente: (Hirata, 2012, pp. 493–569; WirzJ, 1994; Magne, 2004, pp. 129-239; Kina y Bruguera 2008, pp. 185-303; NCBI, 2014, Sciencedirect, 2014)

5.6.6.1. Preparación de la restauración en resina

La incrustación es sumergida en alcohol con la finalidad de limpiar la superficie; para las resinas compuestas se aplica un chorro de óxido de aluminio (tamaño de la partícula 110 μm con presión de 2,8 bars) en la superficie interna de la restauración aumentando la superficie de contacto mediante micro - retenciones, se realiza limpieza de la superficie de la pieza con ácido ortofosfórico al 37 % por 10 segundos para quitar impurezas, es aplicado el agente de unión silano, por 3 minutos para su evaporación *Figura 7 a. b.*

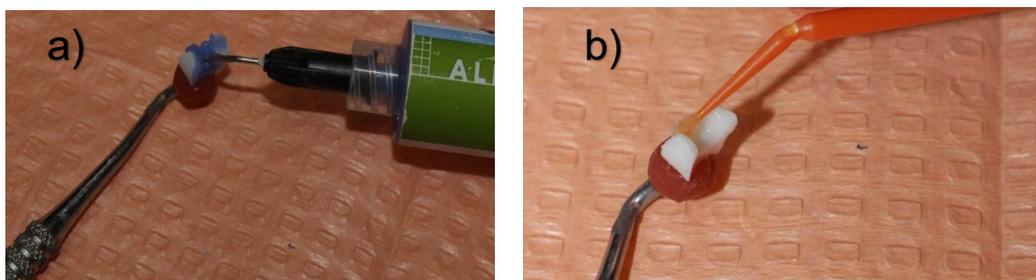


Figura 7. Preparación de la restauración en resina

- a Limpieza con ácido ortofosfórico.
- b Silanización.

5.6.6.2. Preparación de la restauración en porcelanas

Se hace el acondicionamiento con ácido fluorhídrico entre 8 y 10 % entre un lapso de 20 y 60 segundos, seguido por abundante lavado bajo agua corriente, posteriormente la pieza se coloca en un baño ultrasónico entre 2 y 5 minutos para eliminar partículas de que quedan depositadas en la superficie, se realiza la aplicación de silano por 180 segundos y se espera a su evaporización *Figura 8 a. b. c.*

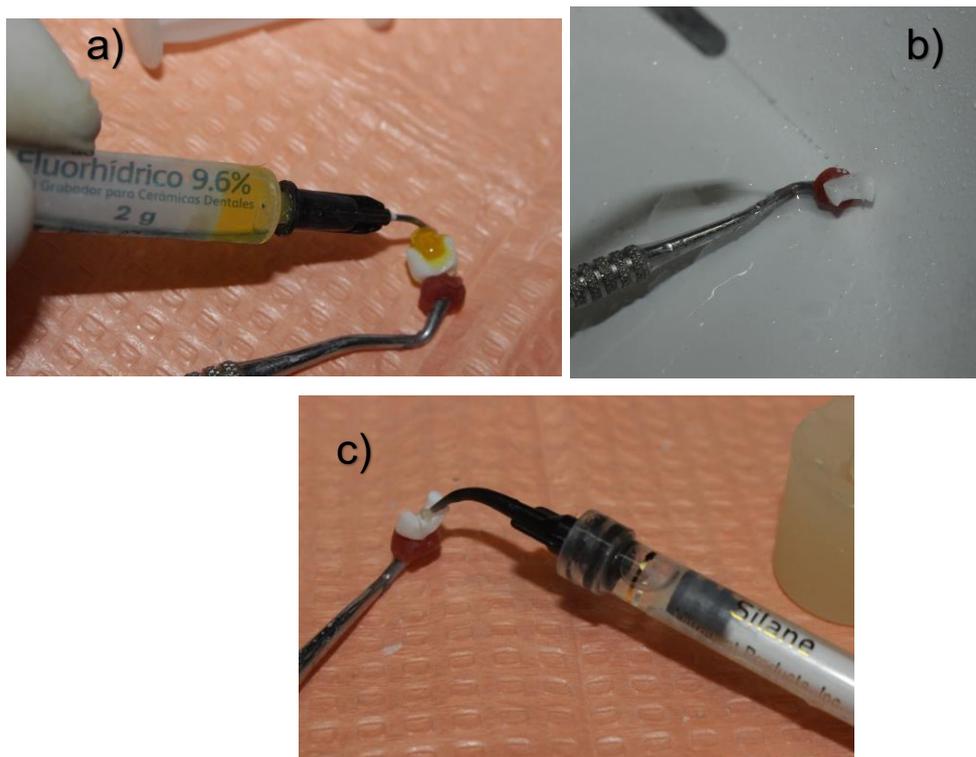


Figura 8. Preparación de la restauración E – max

- a Acondicionamiento con ácido fluorhídrico
- b Lavado
- c Aplicación de silano.

5.6.6.3. Preparación del diente

Se limpia la superficie dentaria con una pasta a base de clorhexidina y piedra pómez con cepillo durante 10 segundos, se acondiciona el esmalte y el tejido dentinario con ácido fosfórico al 37% durante 15 segundos, 10 segundos en esmalte y 5 en dentina respectivamente, eliminando de esta forma el barrillo dentinario, así como la permeabilidad a nivel dentina se incrementa, por otra parte se produce descalcificación a nivel de dentina intertubular y peritubular, se lava por 50 segundos, cada cavidad, se seca con papel absorbente y aire de manera indirecta con el objetivo de no reseca-la, finalmente es aplicado el sistema adhesivo con un microbrush colocando dos capas del adhesivo (Adper Single Bond) con un brush aplicando aire indirecto para hacer fluir el material en la preparación, se espera por dos segundos, finalmente se polimeriza por 20 segundos *Figura 9 a. b. c. d. e. f*

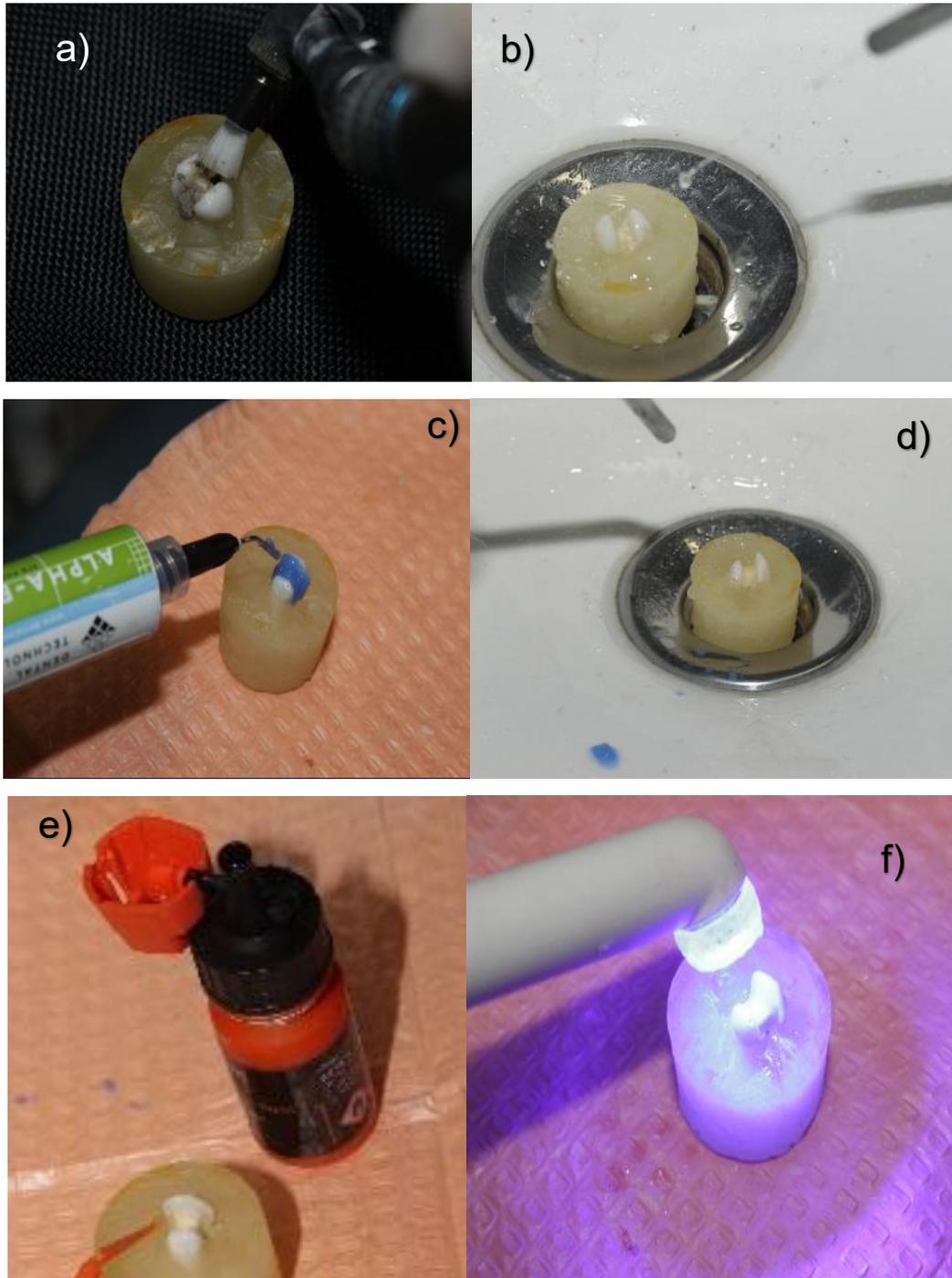


Figura 9. Preparación del diente

- a Limpieza de la superficie dentaria con pasta a base de clorhexidina y piedra pómez
- b Acondicionamiento del esmalte y el tejido dentinario con ácido fosfórico al 37%
- c Lavado por 50 segundos
- d Secado
- e Aplicación del sistema adhesivo
- f Fotopolimerización.

5.6.6.4. Cementación propiamente dicha

Se realizó la cementación con agente cementante resinoso, espatulando el cemento y colocándolo en la restauración indirecta y en el sustrato diente, se instala la pieza observando el eje de inserción y la adaptación marginal y se polimeriza por 30 segundos, con una intensidad de 480 nm y a una potencia de 1500 mW/cm^2 , se realiza el pulido con fresas diamantadas finas y extrafinas, gomas de caucho de grano grueso medio y fino, finalmente fieltro con pasta de óxido de aluminio de grano extrafino de 6 a 8 micras (NCBI, 2013) *Figura 10 a. b. c. d.; Figura 11 a.* Incrustación en resina cementada b. Incrustación en disilicato de litio cementada.

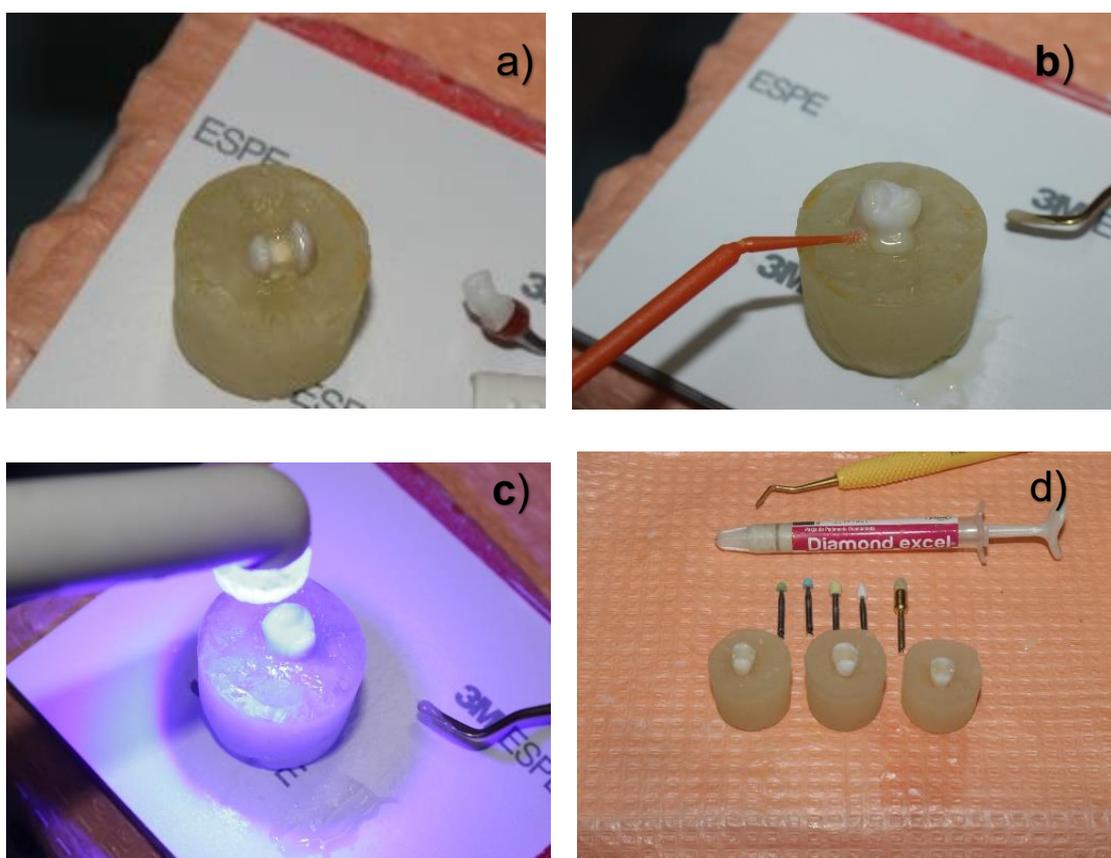


Figura 10. Incrustaciones cementadas y pulidas

- a Mezcla del cemento en partes iguales
- b Eliminación de excesos
- c Fotopolimerización 30 segundos cada cara
- d Pulido.



Figura 11. Incrustaciones terminadas

- a Incrustación en resina cementada
b Incrustación en disilicato de litio cementada.

El nombre, la marca y las indicaciones del fabricante de los materiales utilizados en este estudio se encuentran en la tabla # 2.

Tabla 2.

Materiales utilizados.

Nombre	Marca	Procedencia	Indicaciones del fabricante
3M RelyX™ ARC	3M ESPE	U.S.A	Cementación definitiva de: Inlays, onlays, coronas, puentes, postes, pines, tornillos de cerámicas, composite y metal.
Ácido Fluorhídrico	EUFAR	Colombia	Ácido fluorhídrico al 9,6 % para el grabado de porcelana.
Silane	Ultradent	España	Solución monocomponente para ser aplicada a la porcelana luego del grabado, consiguiendo adhesión posterior
ALPHA – ETCH 37	Dental Technologies, Inc.	EE.UU.	Ácido fosfórico al 37% diseñado para su uso de grabado ácido en dentina y el esmalte
Adper Single Bond 2	3M ESPE	U.S.A	<ul style="list-style-type: none"> • Restauraciones directas de resina/compómeros fotopolimerizables • Desensibilización de superficies radiculares • Reparaciones de porcelana/resina • Carillas de porcelana (cuando se utiliza en combinación con el Cemento para Carillas RelyX™ Veneer) • Adhesión de puentes y coronas, restauraciones inlay/onlay, adhesión de amalgama (cuando se utiliza en combinación con el cemento adhesivo de resina RelyX™ ARC)
DiamondR	FGM	Brazil.	Pasta de pulir a base de óxido de aluminio de grano extrafino de 6 a 8 micras, Su uso es indicado para el pulido final y brillo de resinas en general
Filtek™	3M ESPE	U.S.A	Diseñada para restauraciones de los

Z250XT			sectores anterior y posterior; ofrece gran fuerza y resistencia al desgaste
Express™ 2 Silicona de Adición (VPS)	3M ESPE	U.S.A	Silicona de adición (VPS) para toma de impresiones, Diseñados para las técnicas de toma de impresión en uno y dos pasos
IPS e.max Disilicato de Litio	Ivoclar vivadent	España	<p>Cerámica y vidrio con disilicato de litio (LS2) está especialmente indicada para la fabricación de restauraciones de dientes únicos monolíticas</p> <ul style="list-style-type: none"> • Carillas finas (de 0,3 mm) <p>Inlays y onlays mínimamente invasivos</p> <ul style="list-style-type: none"> • Coronas y coronas parciales • Coronas mínimamente invasivas (1mm) • Superestructuras de implante • Puentes premolares / 3 unidades anteriores (solo IPS e.max Press) • Puentes de 3 unidades (sólo compatible con óxido de circonio IPS e.max CAD)

Adaptado de (Anusavice, 2004, pp. 4- 426; NCBI, 2009; Magne, 2011, pp. 129-239.)

5.6.7. Prueba de carga

Los dientes A, B y C fueron sometidos a una prueba de carga mediante la utilización de una máquina de ensayo universal, ejerciendo presión vertical con una punta metálica de 6 mm de diámetro simulando la cúspide antagonista y centrada sobre la superficie oclusal, a través de la cual se aplicó una fuerza a lo largo del eje del diente con una velocidad de 1cm por minuto, *Figura 12*, la carga máxima de fractura se registró en newton (N) (NCBI, 2013, Jopdent, 2013).



Figura 12. Prueba de carga mediante la utilización de una máquina de ensayo universal.

5.7. Fase virtual

A través de medidas establecidas en la literatura de dientes premolares superiores (NCBI, 2016.; USFQ, 2013), se obtuvo valores para ser colocados y procesado con el software solidiworks 2015, el cual constituye un software para facilitar el diseño y el análisis sobre el comportamiento de estructuras utilizando simulaciones que se acercan mucho a la realidad, permitiendo obtener resultados lógicos que puedan interpretarse y utilizarse en la práctica clínica (Scielo, 2010; Scielo, 2013; NCBI, 2008), siguiendo una metodología similar a Researchgate, (2012); Clinicalkey, (2014) NCBI, (2016). Se utilizaron siete dientes en el software, de los cuales un diente representa al diente intacto, dos dientes presentan una preparación para inlay con distancia intercuspidea de 2 mm, dos dientes presentan preparación para inlay a una distancia intercuspidea de 2.5 mm y dos dientes restantes simulan el tallado para inlay con distancia intercuspidea de 3 mm, los dientes fueron organizados en distintos grupos a saber:

Diente A intacto: diseñando de manera separada cada estructura que conforma al diente sano, como son el esmalte, la dentina, el cemento, la cámara pulpar y la raíz para luego mediante un comando ejecutado por el software unir las distintas partes y crear el diente virtual.

Diente B inlay en composite: diente diseñado según la preparación clásica de tallado para las incrustaciones, con paredes divergentes, profundidad de 2,5 mm, basando su estructura de forma igual al diente A, posteriormente se diseñan los distintos materiales que requiere un diente para recibir una restauración indirecta, por medio de comandos se unen las diferentes partes para conformar un diente con incrustación in-lay en composite.

Diente C inlay en cerámica (disilicato de litio): será conformado a través del ordenador y el software con las mismas estructuras y preparación a diferencia del material de restauración indirecta el cual será disilicato de litio.

Finalizado el diseño de los dientes A-B-C, fueron fabricados dos modelos tallados tomando en cuenta como distancia intercuspidea 2 mm, dos modelos tallados con distancia intercuspidea de 2,5 mm y dos modelos tallados con una distancia intercuspidea de 3 mm, cabe resaltar que de los seis dientes tallados 3 presentan restauración indirecta en resina y tres dientes presentan restauración indirecta en cerámica (disilicato de litio). Una vez suministradas las propiedades al software de cada material, se procede a aplicar la carga. La aplicación de cargas respecto a la fuerza masticatoria es 200 nw y para la simulación se ejecutó mediante los resultados obtenidos de las fracturas de cada muestra. De esta forma se realizó el análisis sobre la resistencia mecánica en los dientes restaurados con los materiales en comparación.

5.7.1. Diseño geométrico

El diseño geométrico inicia con el dibujado de cada una de las partes, diseñando de manera separada cada estructura que conforma al diente sano, como son el esmalte, la dentina, el cemento, y la cámara pulpar, así como la incrustación inlay respecto a cada material, para luego mediante un comando ejecutado por el software unir las distintas partes y ensamblar el diente virtual (sólido en 3D), pudiendo realizar un análisis al constituir una sola pieza (diente). *Figura 13 y 14.*

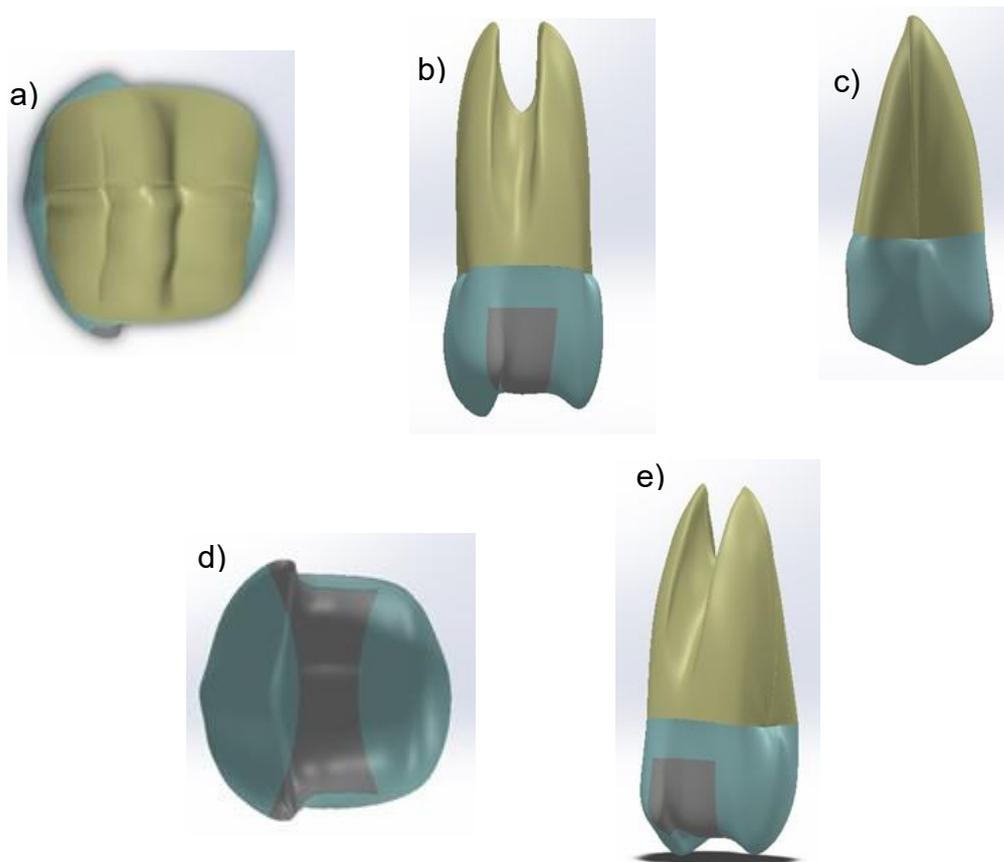


Figura 13. Diferentes vistas del premolar con incrustación Inlay

- a Vista oclusal,
- b Vista Lateral Izquierda
- c Vista Frontal,
- d Vista inferior,
- e Vista Isométrica en 3D.

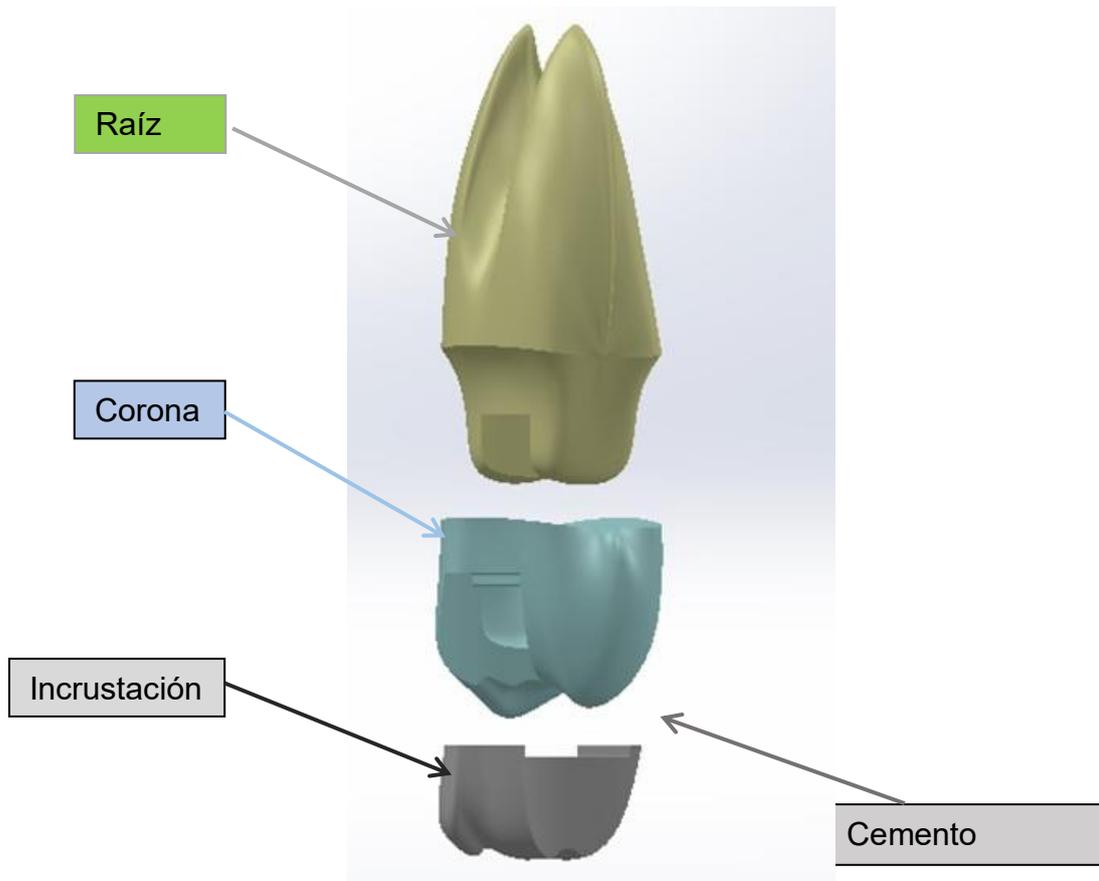


Figura 14. Diferentes partes que conforman el premolar superior, con su incrustación inlay.

5.7.2. Restricciones geométricas

Existen 3 tipos de restricciones geométricas que son las diferentes distancias intercuspidea de 2, 2.5 y 3mm para la incrustación inlay tanto en resina como cerámica (disilicato de litio) *Figura. 15, a, b y c.*

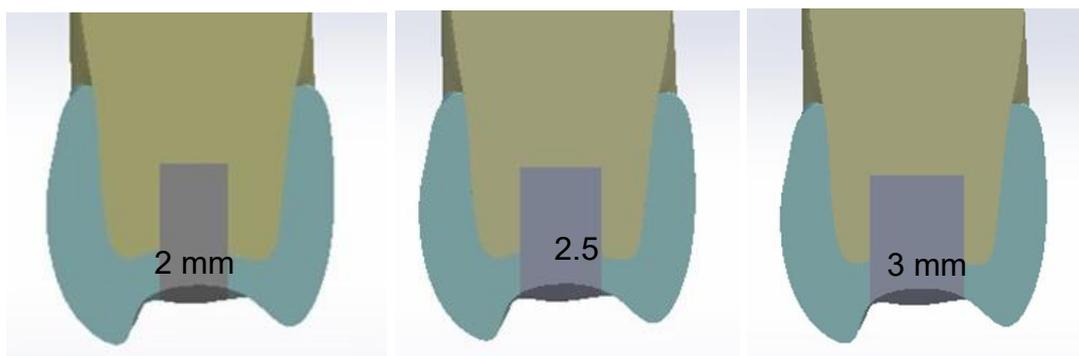


Figura 15. Preparación inlay con diferente distancia intercuspidea

- a Vista Frontal con corte sagital de un premolar con incrustación inlay de 2 mm.
- b Vista Frontal con corte sagital de un premolar con incrustación de 2.5mm.
- c Vista Frontal con corte sagital de un premolar con incrustación de 3mm.

5.7.3. Procedimiento de análisis de elementos finitos

5.7.3.1. Asignación de propiedades

Se define en primera instancia las propiedades mecánicas de cada elemento. *Figura 16*, con la finalidad que los resultados sean aproximados a los reales. Dichas propiedades se basan en la tabla 2 que se detalla a continuación:

Tabla 2.

Propiedades mecánicas de las diferentes partes del premolar superior incluido las restauraciones.

Material	Módulo elástico (Mpa)	Coefficiente de poisson
Dentina	18600	0,31
Cemento	6000	0,3
Esmalte	84100	0,33
Cerámica	68900	0,3
Resina	19000	0,24

Adaptado de NCBI, 2010.; Anusavice, 2004, pp. 4- 426; Magne, 2011, pp. 129-239.

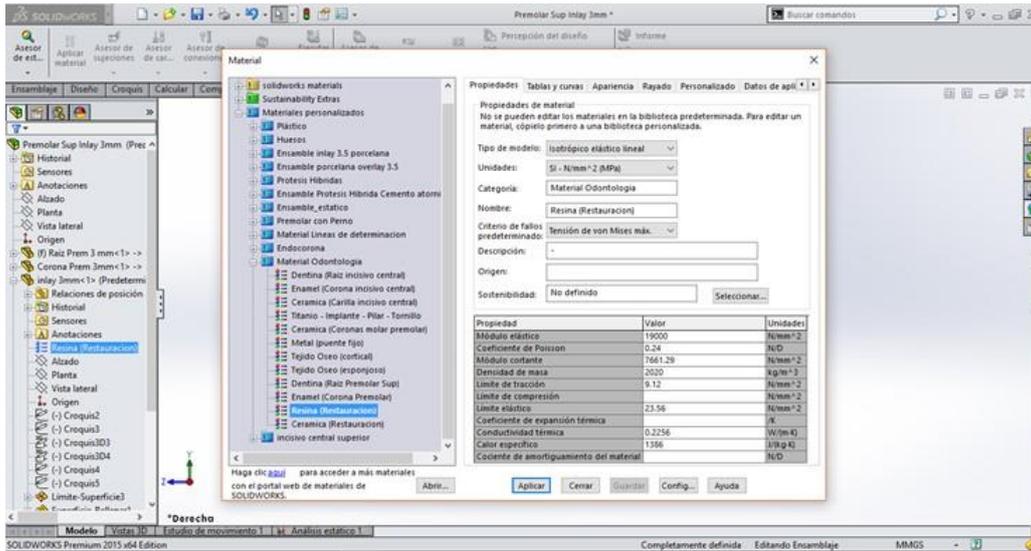


Figura 16. Asignación de las propiedades mecánicas en la librería de Solidworks 2015.

5.7.3.2. Construcción del modelo para la simulación

Se asignan las fuerzas y restricciones en cada caso que se vaya a analizar. *Figura 17.* Luego se ejecutará el mallado para poder obtener los resultados. Son definidas las cargas mismas que constituyen las fuerzas de fractura obtenidas en ensayos de laboratorio y son en promedio: premolar superior sin restauración: 1350.66 N; premolar superior con restauración de disilicato de litio: 1286.33 N; premolar superior con restauración de resina: 893.33 N con dirección especificada y en base a eso con las restricciones se generó el mallado, el cual lo que hace es dividir al modelo en pequeñas partes como las que se puede apreciar en la *figura 18*, esto sirve para poder entender que pasa en cada área del modelo con mayor exactitud (Budyas, Nisbett, 2006, pp.17-225).

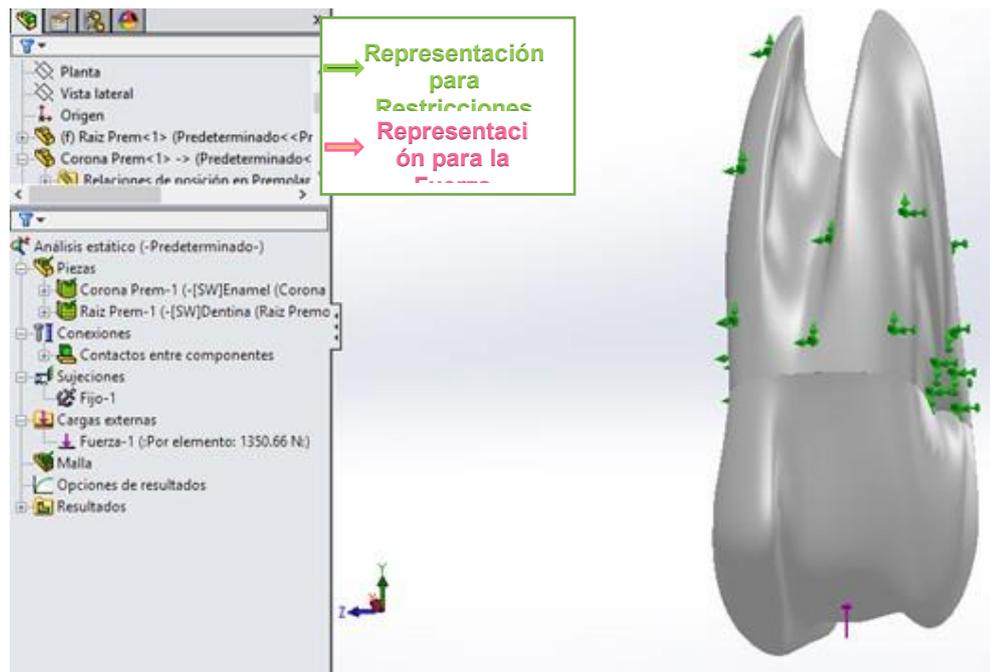


Figura 17. Definición de Cargas y Restricciones para el premolar superior sin restauración.

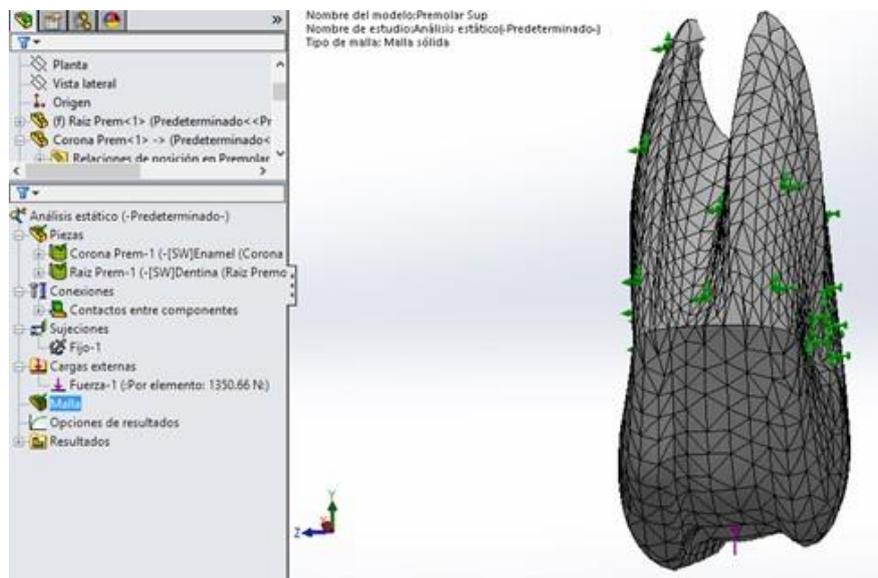


Figura 18. Mallado del premolar superior sin restauración, con sus parámetros correspondientes.

5.7.3.3. Información del mallado para cada caso

Tabla 3.

Premolar natural sin restauración.

Número total de nodos	17330
Número total de elementos	11312

Tabla 4

Premolar con restauración inlay 2mm.

Número total de nodos	20857
Número total de elementos	13698

Tabla 5.

Premolar con restauración inlay 2.5 mm.

Número total de nodos	20693
Número total de elementos	13592

Tabla 6.

Premolar con restauración inlay 3 mm.

Número total de nodos	20917
Número total de elementos	13769

5.7.3.4. Solución del modelo

Mediante un modelo matemático se obtienen los resultados que el programa nos brinda de esta manera se puede entender cómo se va a comportar el modelado en mención, de acuerdo a los casos explicados con anterioridad (Budyas, Nisbett, 2006, pp.17-225).

5.7.4. Análisis

Antes de pasar a los resultados se va a explicar las teorías de fallas que existen y cuales ocupa el programa para obtener los resultados de las simulaciones.

5.7.4.1. Fallas resultantes de carga

Son divididas en dos: (Budyas, Nisbett, 2006, pp.17-225).

- Criterio de Fluencia: **para** materiales dúctiles.
- Criterio de Fractura: para materiales frágiles.

5.7.4.1.1. Material dúctil

“Constituye una propiedad mecánica de ciertos materiales, los cuales bajo la acción de un esfuerzo (σ) pueden deformarse considerablemente sin romperse, pudiendo llegar a romperse bajo esfuerzo produciendo de esta forma grandes deformaciones. En figura 19 se puede observar la gráfica Esfuerzo vs Deformación de un material dúctil (a) y un material frágil (b). “Para el material dúctil el rango elástico es el área bajo la curva desde el origen O hasta la deformación ϵ_y y el rango plástico es el área bajo la curva desde ϵ_y hasta ϵ_f donde ϵ_y es la deformación del punto de fluencia (y) y ϵ_f es la deformación del punto fractura del material” (Budyas, Nisbett, 2006, pp.17-225).

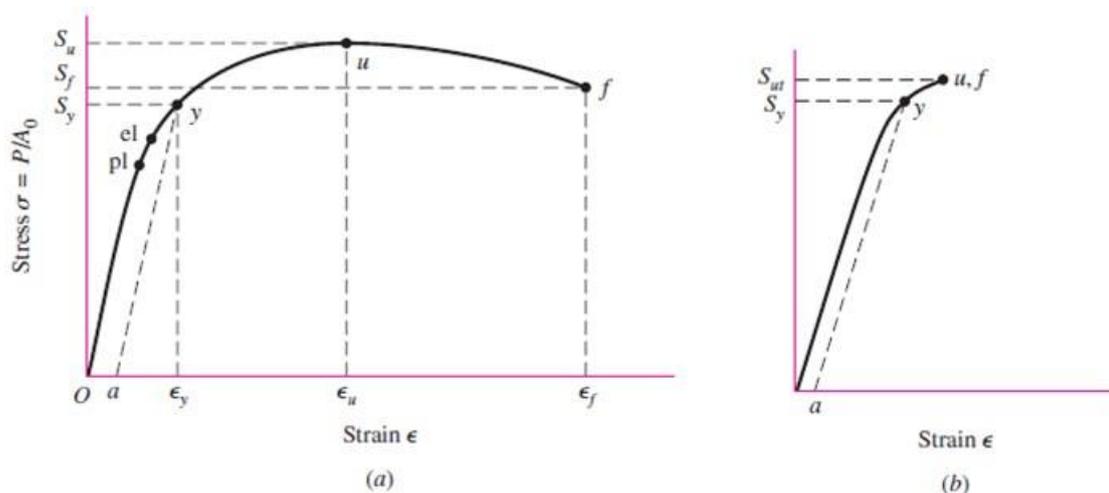


Figura 19. Ensayo de Tracción para un material dúctil

Tomado de: (Budyas, Nisbett, 2006, pp. 17- 225).

- Material frágil
- En donde σ es el esfuerzo ϵ la deformación, y punto de fluencia u punto de rotura y f el punto de fractura con sus respectivos esfuerzos y deformaciones.

Los criterios de falla para materiales dúctiles que se van a aplicar en estos casos

de simulación son: (Budyas y Nisbett, 2006, pp.17-225).

- Energía de la Distorsión o Von Mises.
- Factor de Seguridad (FDS).

5.7.4.1.1.1. Energía de la distorsión (VON mises)

“La hipótesis de Von Mises predice que la falla por fluencia se producirá cuando la energía de distorsión total de volumen debida a los esfuerzos máximos absolutos en el punto sea igual o mayor a la energía de distorsión por unidad de volumen de una probeta en el ensayo de tracción en el momento de producirse la fluencia. En este caso esta es la hipótesis que vamos a ocupar ya que cumple con los requerimientos del modelo. La propuesta de esta teoría surgió al observar que los materiales bajo esfuerzos hidrostáticos (son un sistema de esfuerzos en el que las tres componentes normales son iguales) soportan esfuerzos mucho mayores que sus esfuerzos de fluencia bajo otros estados de carga” (Budyas y Nisbett, 2006, pp.17-225) *Figura 20*.

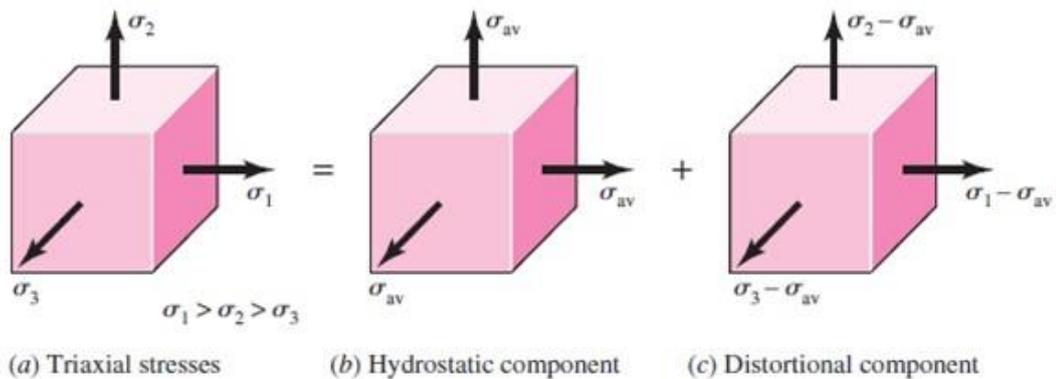


Figura 20. Energía de la distorsión (VON mises)

Tomado de: Budyas y Nisbett, 2006, pp. 17- 225.

- Elemento con esfuerzos triaxiales, este elemento experimenta cambio de volumen y distorsión angular.
- Elemento sometido a tensión hidrostática que solo experimenta cambio de volumen.
- Elemento con distorsión angular sin cambio de volumen.

“La falla se presentará cuando el punto determinado por los esfuerzos σ_1 y σ_3 se encuentra fuera del área sombreada en la figura 21. La línea llena representa las

locaciones donde se presentará la falla de acuerdo con Von Mises, las líneas interiores entre cortadas representan las locaciones de falla de acuerdo con Tresca (otra teoría que no aplica en este caso). De la figura 21 puede observarse que la teoría de Von Mises tiene una mayor área en la cual no presentara falla, así la teoría del esfuerzo cortante máximo es la teoría escogida para hacer cálculos conservadores de falla de un material y tener mayor certeza de que no se produzca falla. Para el caso bidimensional, en el plano $\sigma_1 - \sigma_3$, la teoría de Von Mises se representa gráficamente como”: (Budyas y Nisbett, 2006, pp.17-225).

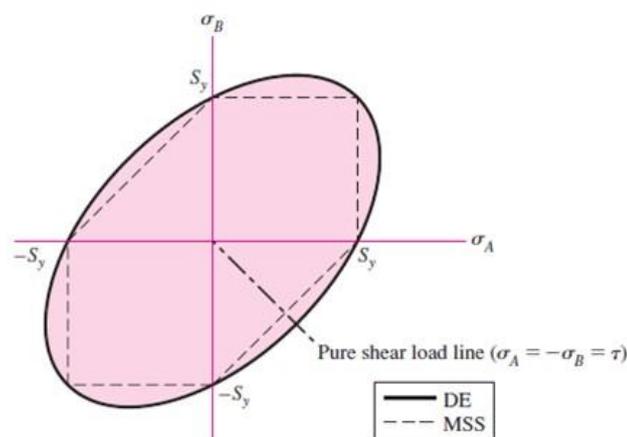


Figura 21. Criterios de falla para materiales dúctiles.

Tomado de (Budyas y Nisbett, 2006, 17- 225).

- a Teoría de energía de distorsión Von Mises (ED)
- b Teoría de Tresca (MSS) para estados de esfuerzos biaxiales.

5.7.4.1.1.2. Factor de seguridad (FDS)

“es la relación entre el esfuerzo que soporta un material o el esfuerzo último sobre el esfuerzo que se aplica a ese material o esfuerzo admisible. Un elemento estructural o componente debe diseñarse de modo que su última carga sea bastante mayor que la carga que el elemento llevará en las condiciones normales de uso, por ejemplo, al utilizar un laboratorio se determina que un material en la

condición determinada se rompe o falla a 1000 N, traduciéndose en que el material en esa condición se lo debe utilizar si la fuerza a la que está sometida es menor al valor de la carga de falla. El rango o el valor que debe tener el FDS apropiado para determinadas aplicaciones requieren las siguientes consideraciones: (Budyas y Nisbett, 2006, pp.17-225).

- **Variaciones que ocurren en las propiedades de los materiales:** la composición, la resistencia, dimensiones de los materiales y temperaturas de trabajo.
- **Tipo de carga que se consideran en el diseño:** La mayor parte de las cargas de diseño son estimados ingenieriles. Además, cambios a futuro en el uso pueden introducir cambios en el modo de carga.
- **Tipo de falla:** Los materiales frágiles fallan súbitamente, usualmente sin aviso previo de que el colapso es inminente, los materiales dúctiles como el acero sufren deformaciones sustanciales ante de fallar, conocida como fluencia, advirtiendo así que existe una carga excesiva.
- **Incertidumbre a los métodos de análisis:** Todos los métodos de diseño están basados en hipótesis que se traducen en que los esfuerzos calculados son solo aproximaciones de los esfuerzos reales.
- **Deterioro que puede ocurrir en el futuro por mantenimiento deficiente o por causas naturales no prevenibles:** Un factor de seguridad mayor se requiere en sitios donde la oxidación y decadencia general son difíciles de controlar.

Los datos de factor de seguridad como se puede apreciar son valores adimensionales (no tienen unidades de medida) y nos dice que el valor del FDS cuando es mayor que 1.23 el material no va a fallar a la fuerza que se le está aplicando y cuando el valor del FDS sea menor a este valor va a ver la tendencia que el material falle. Por eso cuando se crea este tipo de diseños se procura ver que el factor de seguridad sea mayor a 1.23 ya que si es menor el material puede fallar en la zona donde especifique los resultados” (Budyas y Nisbett, 2006, pp.17-225).

6. RESULTADOS

6.1. Resultados prueba de carga in vitro

6.1.2. El diente intacto

Los resultados revelan que el diente sano (intacto) tiene la mayor resistencia a la fractura probablemente por su capacidad de lograr deformación elástica y su biomecánica en la distribución del estrés (Wiley., 2013); al ser promediados los valores de 3 dientes fracturados se obtuvo un promedio estableciendo que el diente intacto sufrió fractura coronaria al aplicar 1350.66 N, fuerza ejercida sobre el eje del diente con una velocidad de 1 cm por minuto (figura 22).

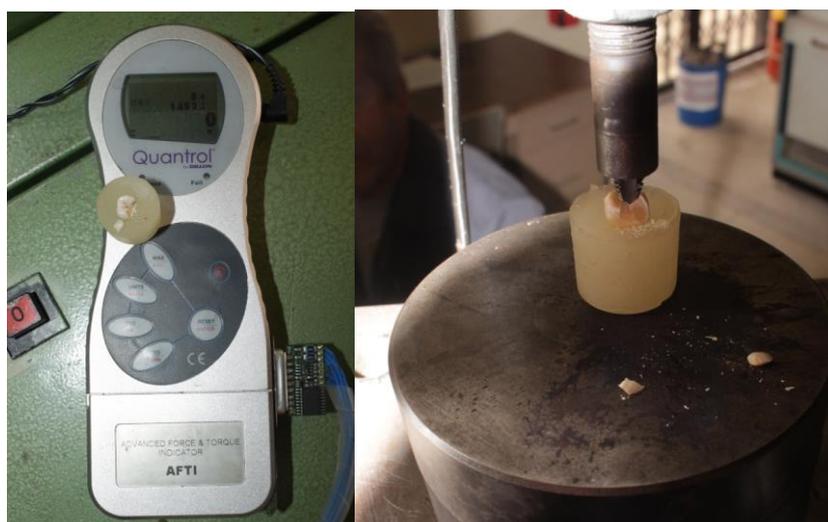


Figura 22. Promedio de fractura del diente intacto a 1350.66 N.

6.1.3. El diente b inlay en resina

Diente restaurado con incrustación fabricada en composite, tras realizar el promedio de 3 dientes sometidos a carga se obtuvo un valor de fractura coronaria al aplicar 893.66 N, fuerza ejercida sobre el eje del diente con una velocidad de 1 cm por minuto (figura 23).



Figura 23. Fractura del diente restaurado con inlay en resina a 893.66 N.

6.1.4. El diente c inlay en cerámica (disilicato de litio)

Diente restaurado con incrustación fabricada en disilicato de litio tras realizar el promedio de 3 dientes sometidos a carga se obtuvo un valor de fractura coronaria al aplicar 1286.33 N, fuerza ejercida sobre el eje del diente con una velocidad de 1 cm por minuto (figura 24).

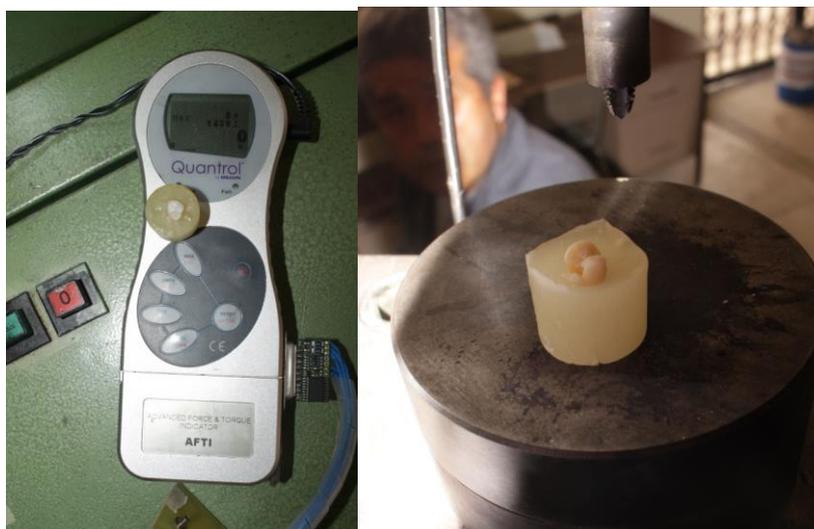


Figura 24. Fractura del diente restaurado con inlay en disilicato de litio 1286.33 N.

6.2. Resultados fase virtual: simulación y análisis por elementos finitos

Los resultados fueron divididos por cada caso y clasificados como diente intacto y dientes con variaciones respecto a la distancia intercuspidea, después por el material de la incrustación (composite y disilicato de litio) con su respectiva fuerza de fractura y luego por la teoría de falla aplicada. De aquí se analiza cada caso para luego determinar cuál de ellos es el mejor con un comparativo de un premolar intacto.

6.2.1. Análisis de un premolar superior sano

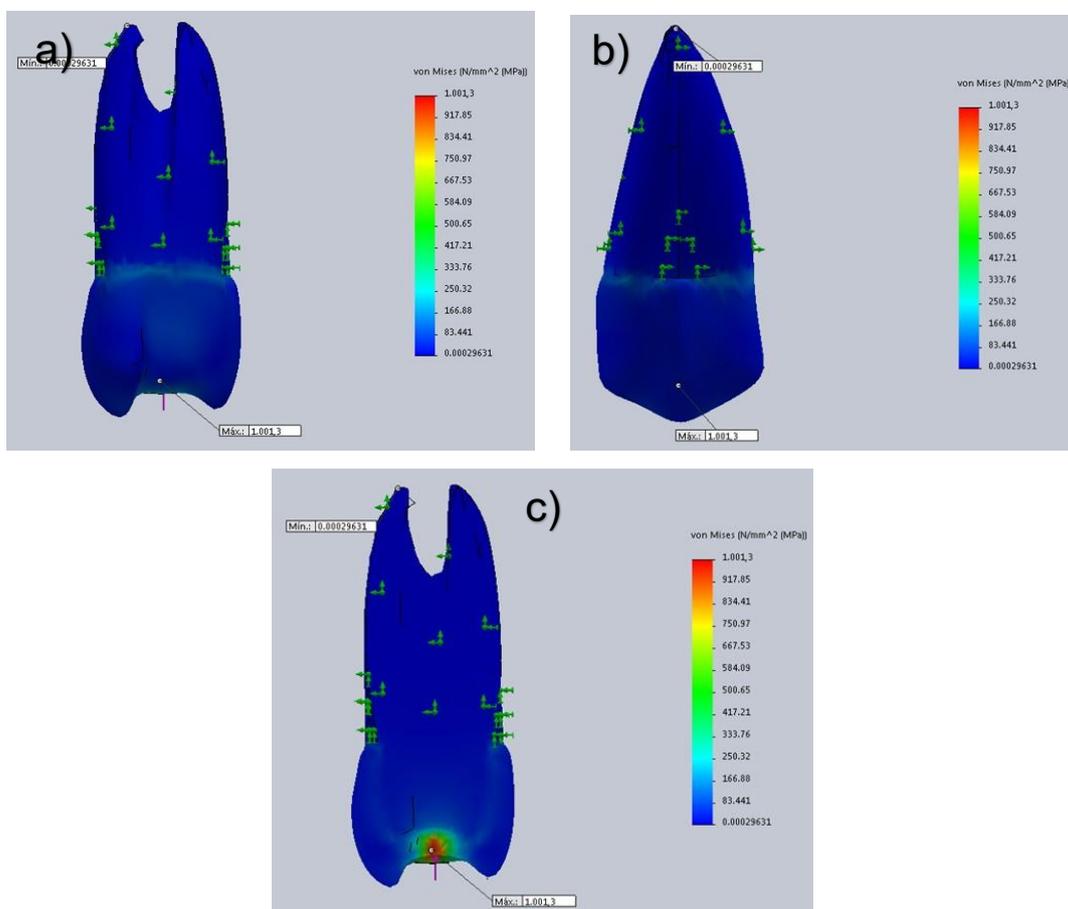


Figura 25. Valores del criterio de falla de Von Mises con una fuerza vertical de 1350.66 N

- a Vista Mesial
- b Vista Vestibular
- c Vista Mesial con corte por la mitad.

La zona donde se concentra el esfuerzo máximo es igual con un valor de 1001.3 MPa para el caso de un premolar intacto

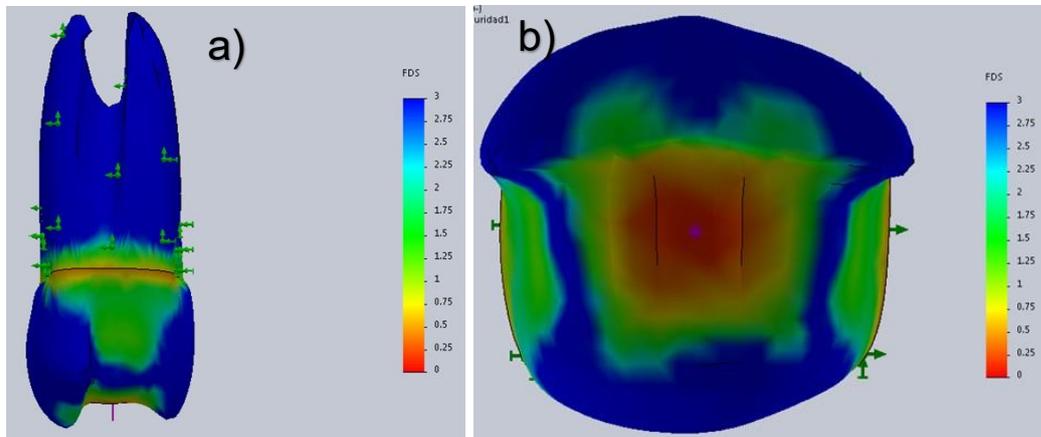


Figura 26. Resultados de Factor de Seguridad con fuerza vertical de 1350.66 N en

- a Vista Mesial
- b Vista Oclusal.

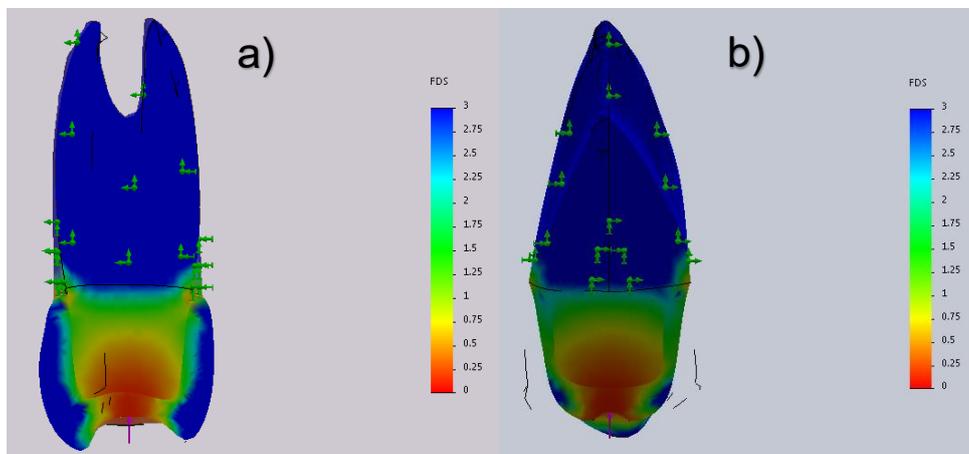


Figura 27. Resultados de Factor de Seguridad con fuerza vertical de 1350.66 N con corte por la mitad en

- a Vista Mesial
- b Vista Vestibular.

Es notorio que la distribución de esfuerzos es mucho mejor en el diente intacto, ya que el contacto que tienen entre las partes hace que la raíz absorba ciertos esfuerzos los cuales ayudan a soportar mejor las fuerzas de fractura que está

recibiendo la corona y ocasionando la fractura de la pieza dental en la corona.

6.2.2. Análisis de un premolar superior con restauración inlay de 2mm de distancia intercuspídea

6.2.2.1. Material de la incrustación resina

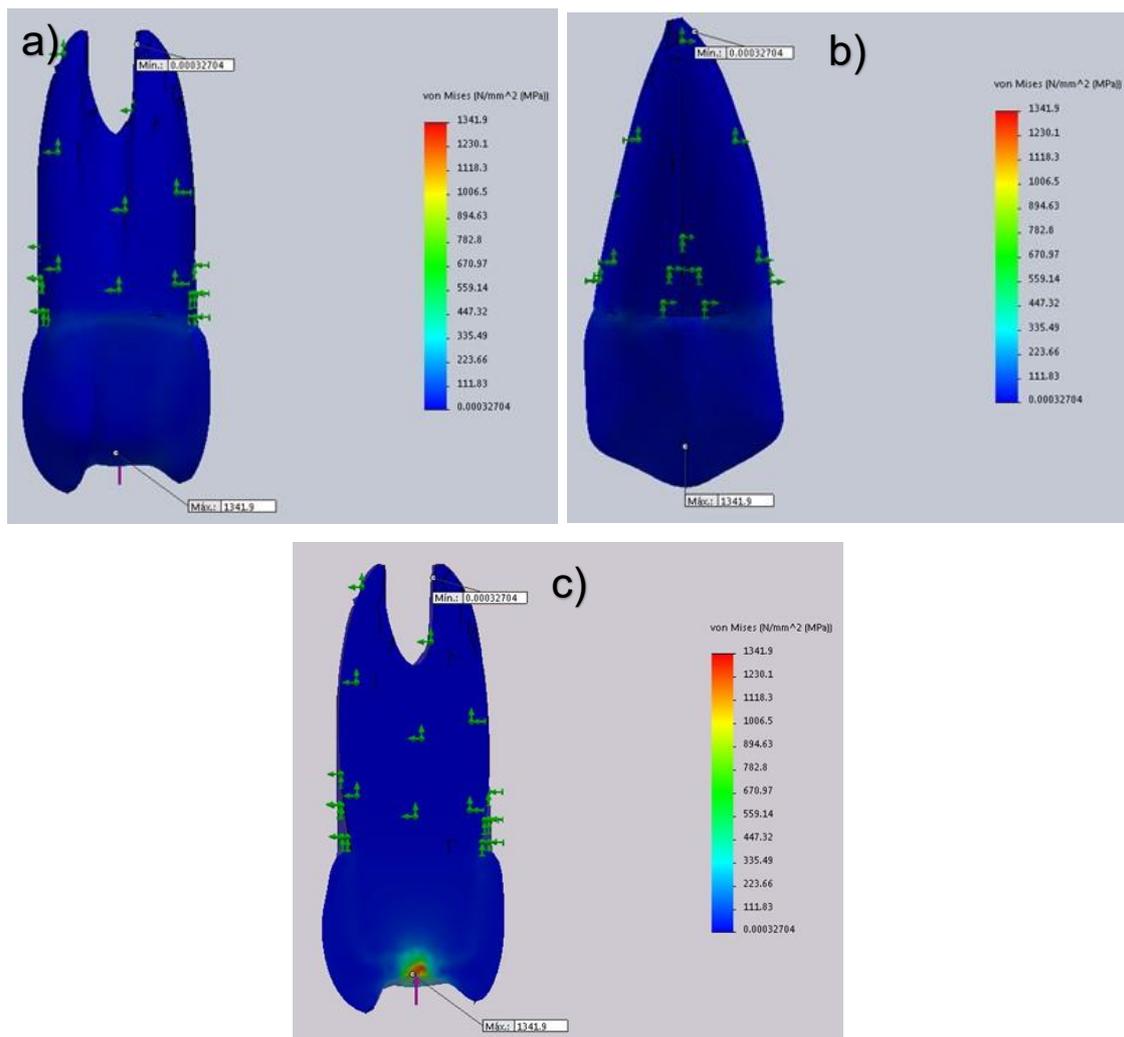


Figura 28. Valores del criterio de falla de Von Mises con una fuerza vertical de 893.33 N

a Vista Mesial

b Vista Vestibular

c Vista Mesial con corte por la mitad.

Es posible observar que el mayor valor de concentración de esfuerzos es justo en el área donde se está aplicando la fuerza de 893.33 N con un valor máximo de esfuerzo de 1341.9 MPa. De ahí se puede determinar que los esfuerzos se distribuyen hacia la parte interna.

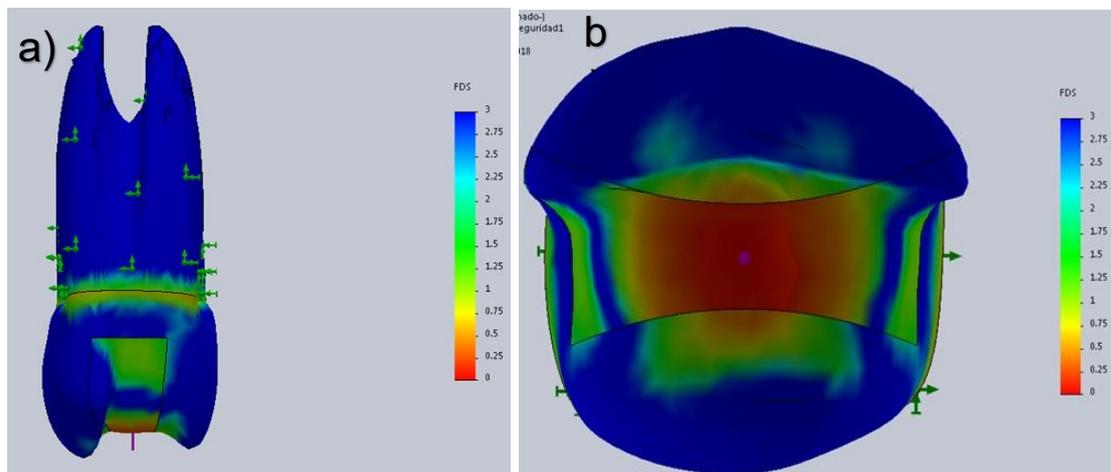


Figura 29. Resultados de Factor de Seguridad con fuerza vertical de 893.33 N en

a Vista Mesial

b Vista Oclusal.

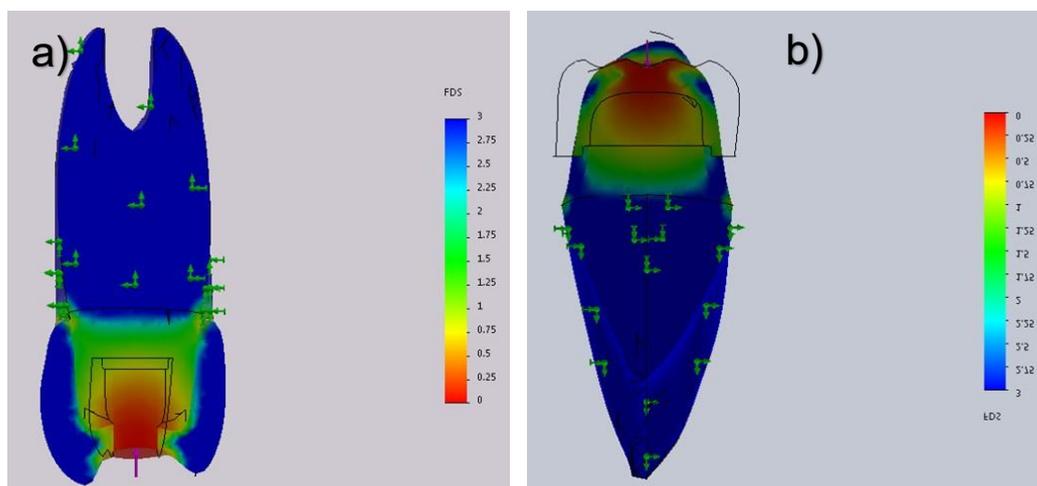


Figura 30. Resultados de Factor de Seguridad con fuerza vertical de 893.33 N con corte por la mitad

a Vista Mesial

b Vista Vestibular.

La teoría del factor de seguridad nos da más información de cómo se va a comportar el caso analizado. Se puede ver como los esfuerzos se distribuyen a lo largo de la incrustación e inclusive en las paredes de la corona que fue tallada para que se aloje la incrustación. Por la distribución de colores que se aprecia en las imágenes con corte se puede ver que se distribuye bastante los esfuerzos hacia las paredes de la corona que hacen contacto con la incrustación, pero la fractura es posible que se genere en la incrustación.

6.2.2.2. Material de la incrustación cerámica

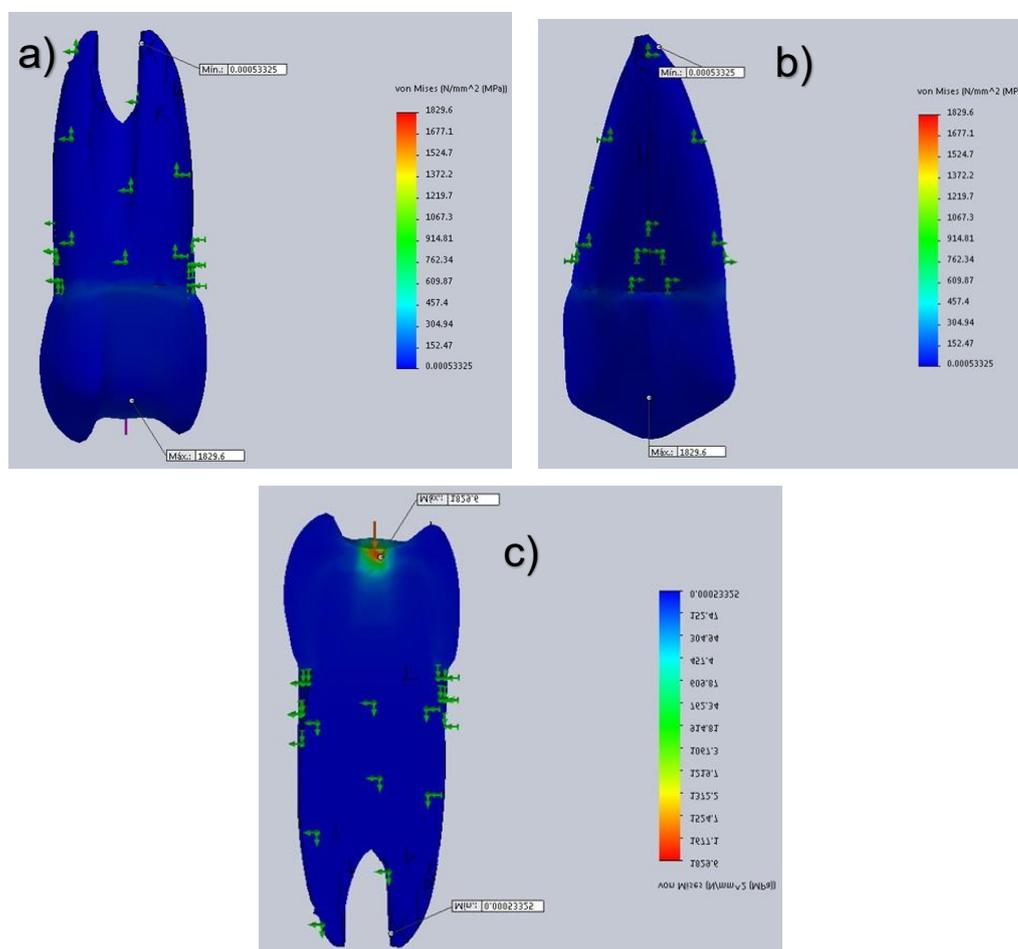


Figura 31. Valores del criterio de falla de Von Mises con una fuerza de 1286.33 N

a Vista Mesial

b Vista Vestibular

c Vista Mesial con corte por la mitad.

Al utilizar el material cerámico (disilicato de litio) el valor máximo de esfuerzo para la incrustación es de 1829.6 MPa, pudiendo establecer gran variación al ser comparado con el análisis anterior, y en relación directa a la fuerza de fractura que se aplicó para el material cerámico siendo mucho mayor que la incrustación inlay de resina.

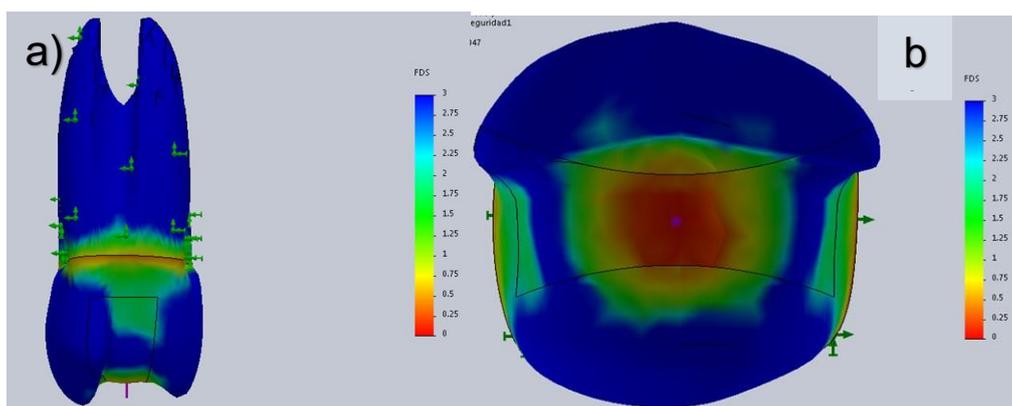


Figura 32. Resultados de Factor de Seguridad con fuerza de 1286.33 N

a Vista Mesial

b Vista Oclusal.

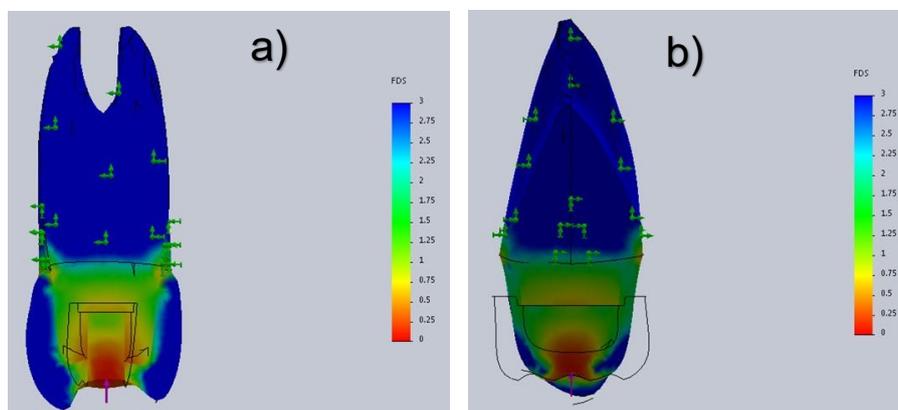


Figura 33. Resultados de Factor de Seguridad con fuerza de 1286.33 N con corte por la mitad

a Vista Mesial

b Vista Vestibular.

En comparación con la restauración con resina se puede observar que se esfuerza más la corona razón por la cual la tendencia de fractura en este caso analizado podría ser ocasionada por la corona, aparentemente la incrustación inlay también tiene una tendencia a la fractura siendo posible su fractura antes que la corona.

6.2.3. Análisis de un premolar superior con restauración inlay de 2.5mm de distancia intercuspídea.

6.2.3.1. Material de la incrustación resina

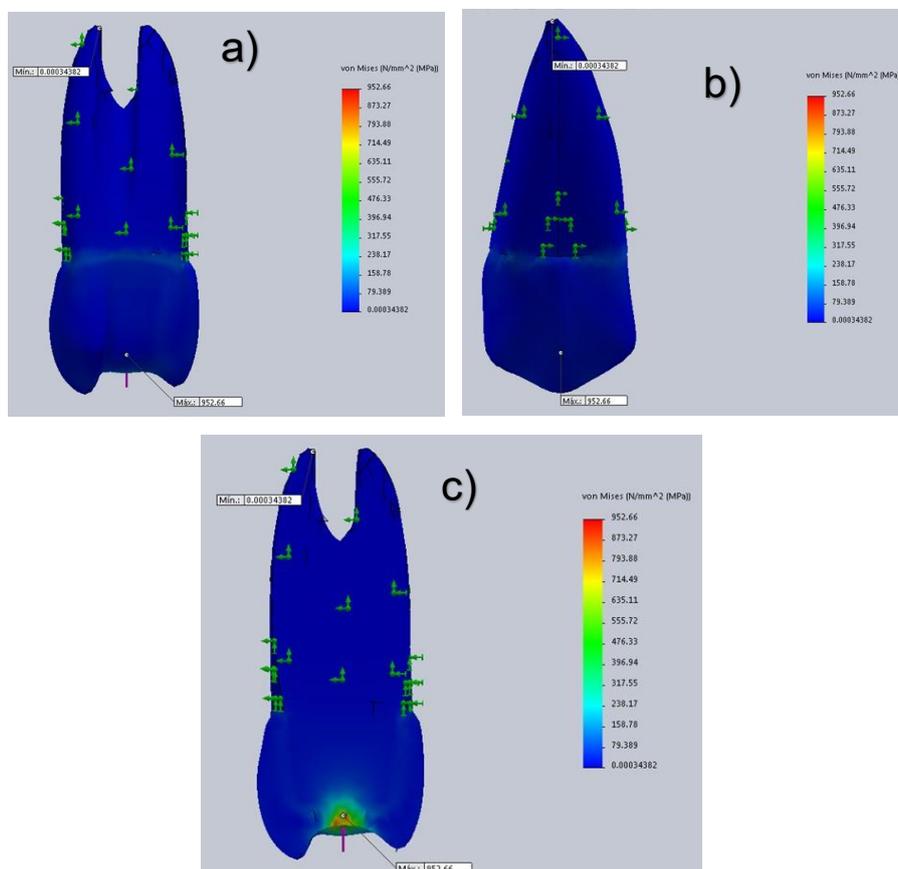


Figura 34. Valores del criterio de falla de Von Mises con una fuerza vertical de 893.33 N

- a Vista Mesial
- b Vista Vestibular
- c Vista Mesial con corte por la mitad.

El esfuerzo máximo en el caso a analizar es de 952.66 MPa. El área donde se encuentra el valor máximo sigue siendo la misma y distribuyéndola de forma muy similar a los casos anteriores en la misma teoría de falla.

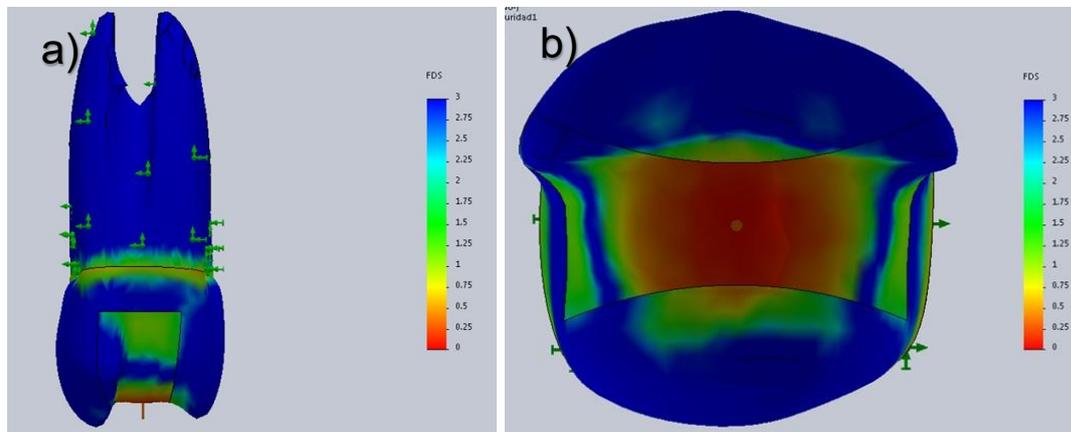


Figura 35. Resultados de Factor de Seguridad con fuerza vertical de 893.33 N

a Vista Mesial

b Vista Oclusal.

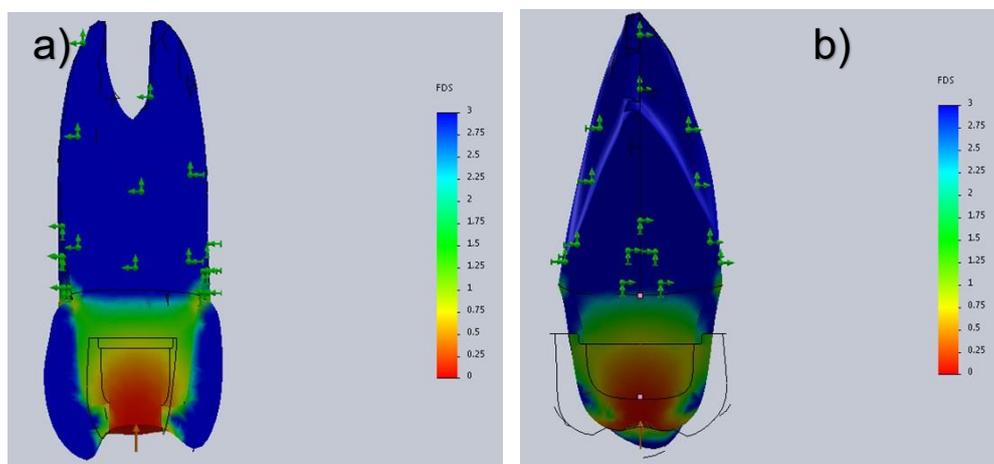


Figura 36. Resultados de Factor de Seguridad con fuerza vertical de 893.33 N con corte por la mitad

a Vista Mesial

b Vista Vestibular.

En la parte interna del premolar analizado se puede ver que la distribución de esfuerzos en la incrustación tiene una participación más profunda, es decir que incide en la distribución de los esfuerzos en dirección hacia la raíz, las paredes de la corona igual tienen acción de los esfuerzos, pero concentrando la tendencia a la fractura en la incrustación.

6.2.3.2. Material de la incrustación cerámica

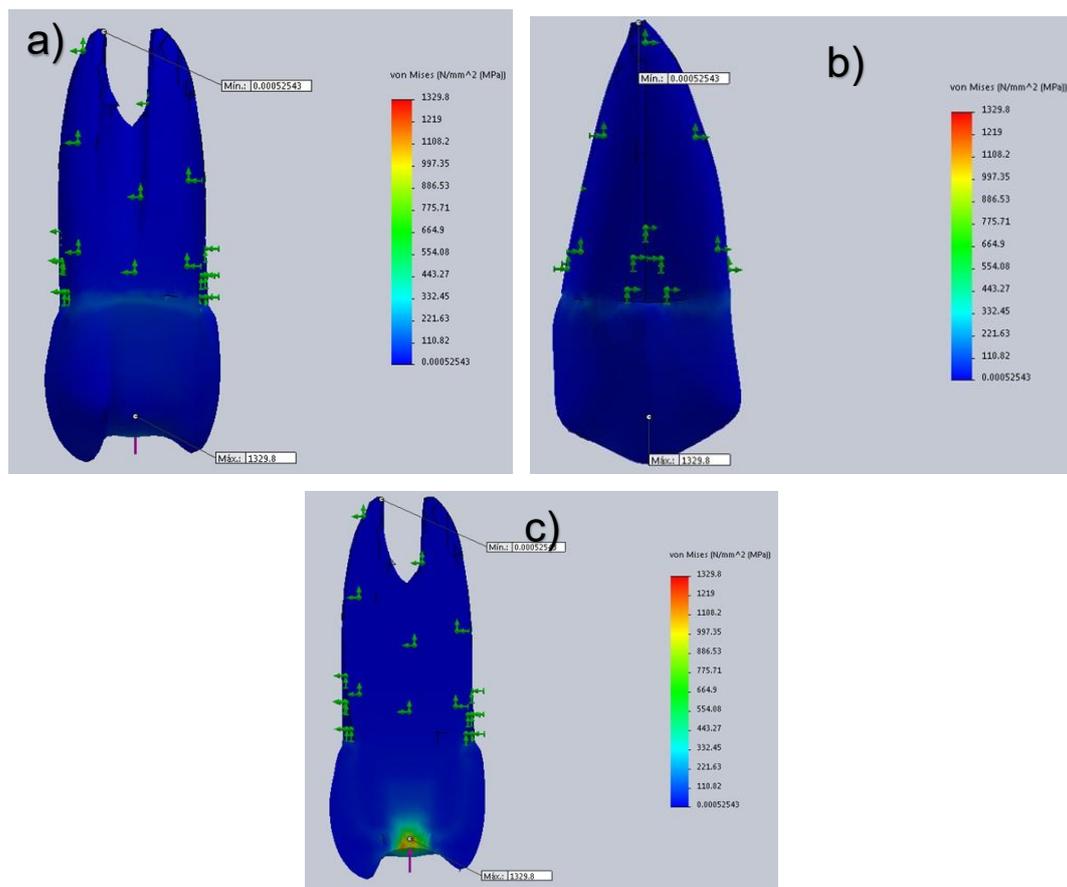


Figura 37. Valores del criterio de falla de Von Mises con una fuerza de 1286.33 N

- a Vista Mesial
- b Vista Vestibular
- c Vista Mesial con corte por la mitad.

El área donde se concentra el esfuerzo máximo sigue siendo la misma pero ahora el valor disminuye a 1329.8 MPa. El comportamiento de esta teoría de falla es muy similar de las ya analizadas anteriormente.

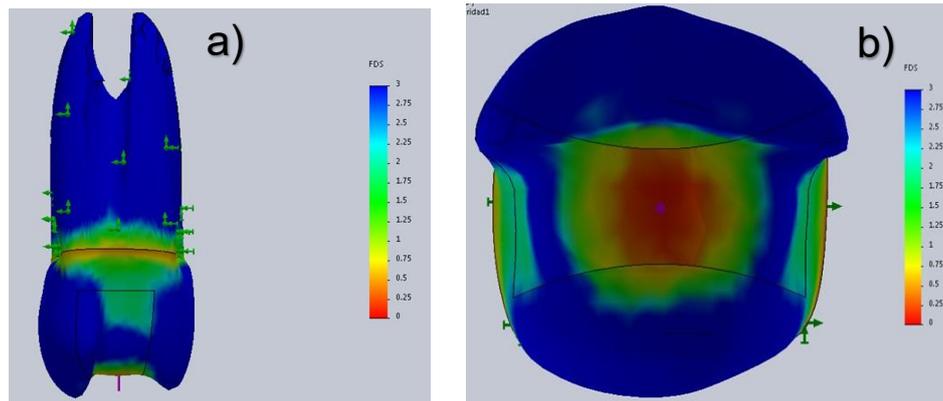


Figura 38. Resultados de Factor de Seguridad con fuerza de 1286.33 N

a Vista Mesial
b Vista Oclusal.

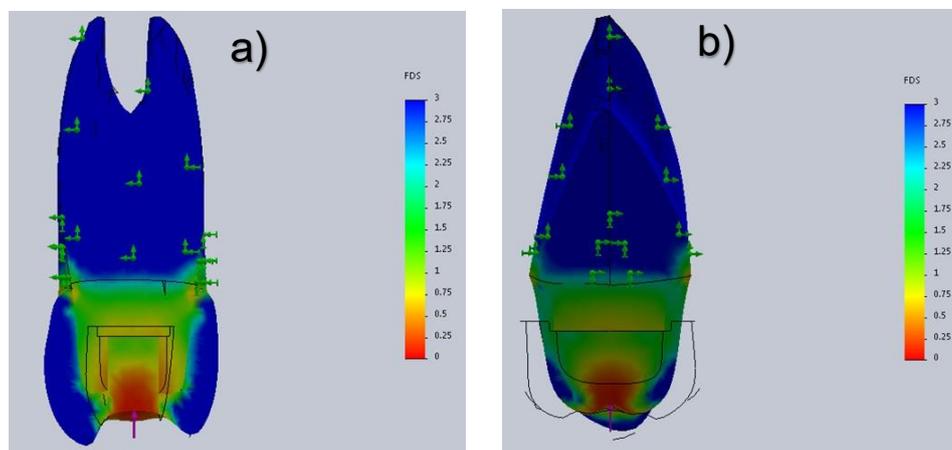


Figura 39. Resultados de Factor de Seguridad con fuerza de 1286.33 N con corte por la mitad

a Vista Mesial
b Vista Vestibular

Respecto al factor de seguridad, en este caso se ve que los esfuerzos están con mayor intensidad en las caras de contacto de la corona por lo cual es posible que la pieza se fracture por la restauración o por las partes de la corona.

6.2.4. Análisis de un premolar superior con restauración inlay de 3mm de distancia intercuspídea

6.2.4.1. Material de la incrustación resina

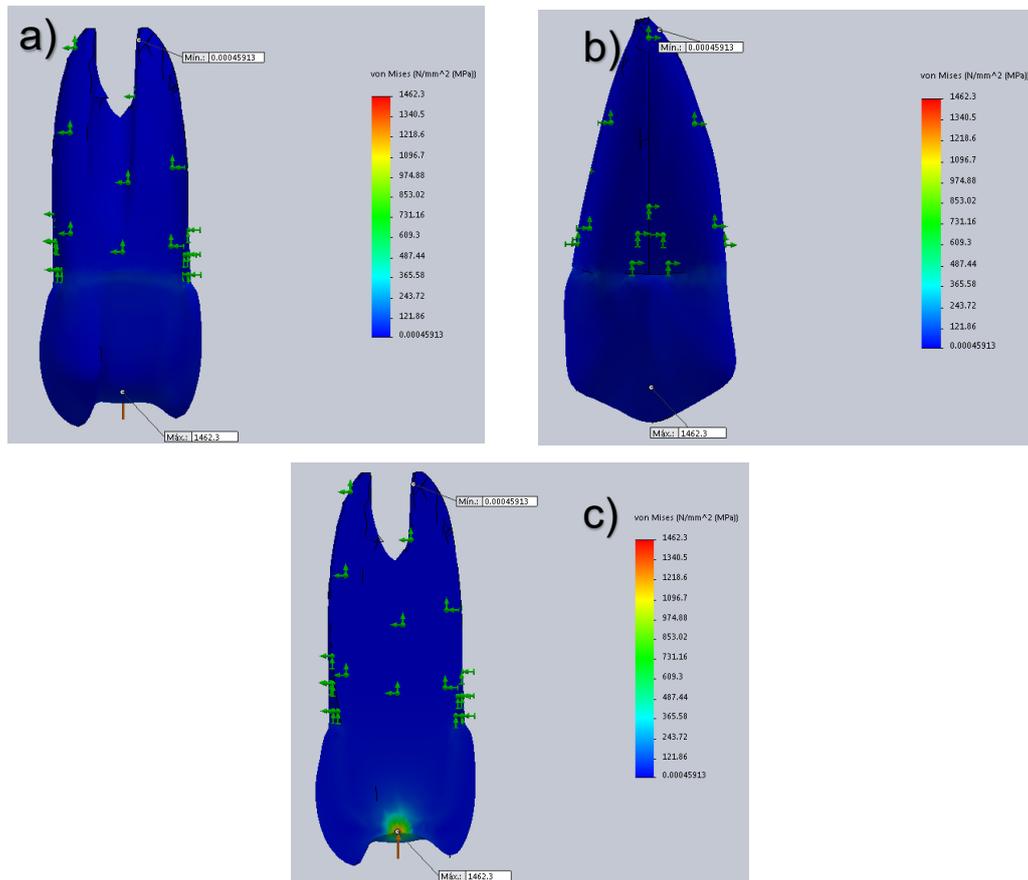


Figura 40. Valores del criterio de falla de Von Mises con una fuerza de 893.33 N

- a Vista Mesial
- b Vista Vestibular
- c Vista Mesial con corte por la mitad.

El valor máximo de esfuerzo incrementó a 1462.3 MPa, el área donde está ubicado es la misma y su comportamiento en toda la pieza dental muy parecida a los anteriores.

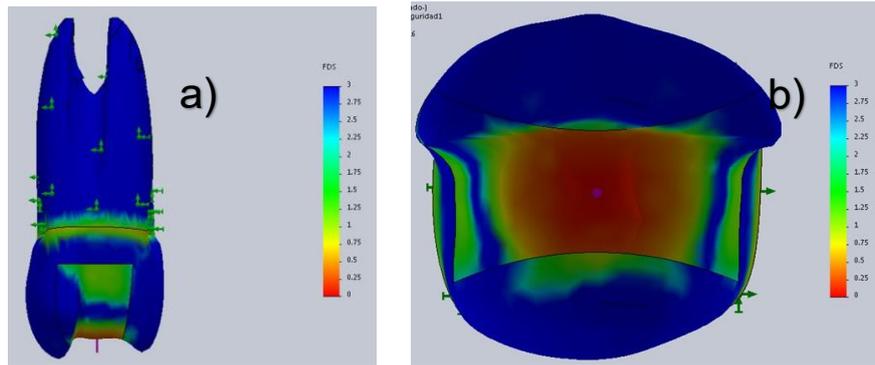


Figura 41. Resultados de Factor de Seguridad con fuerza vertical de 893.33 N a)
Vista Mesial
b) Vista Oclusal

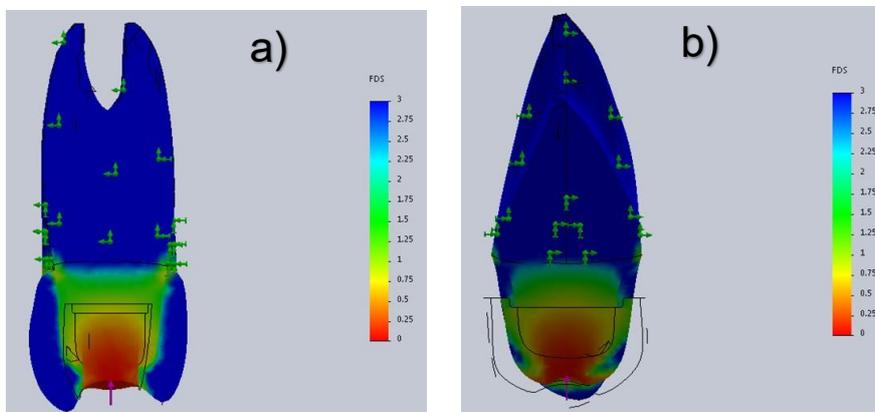


Figura 42. Resultados de Factor de Seguridad con fuerza vertical de 893.33 N
con corte por la mitad
a Vista Mesial
b Vista Vestibular.

En este caso el Factor de Seguridad no dice que la resina es el material en el cual va a ocurrir la fractura, esforzándole a la corona, pero no logra transmitir tanto los esfuerzos como para fracturarla. FDS = 0.016 min.

6.2.4.2. Material de la incrustación cerámica

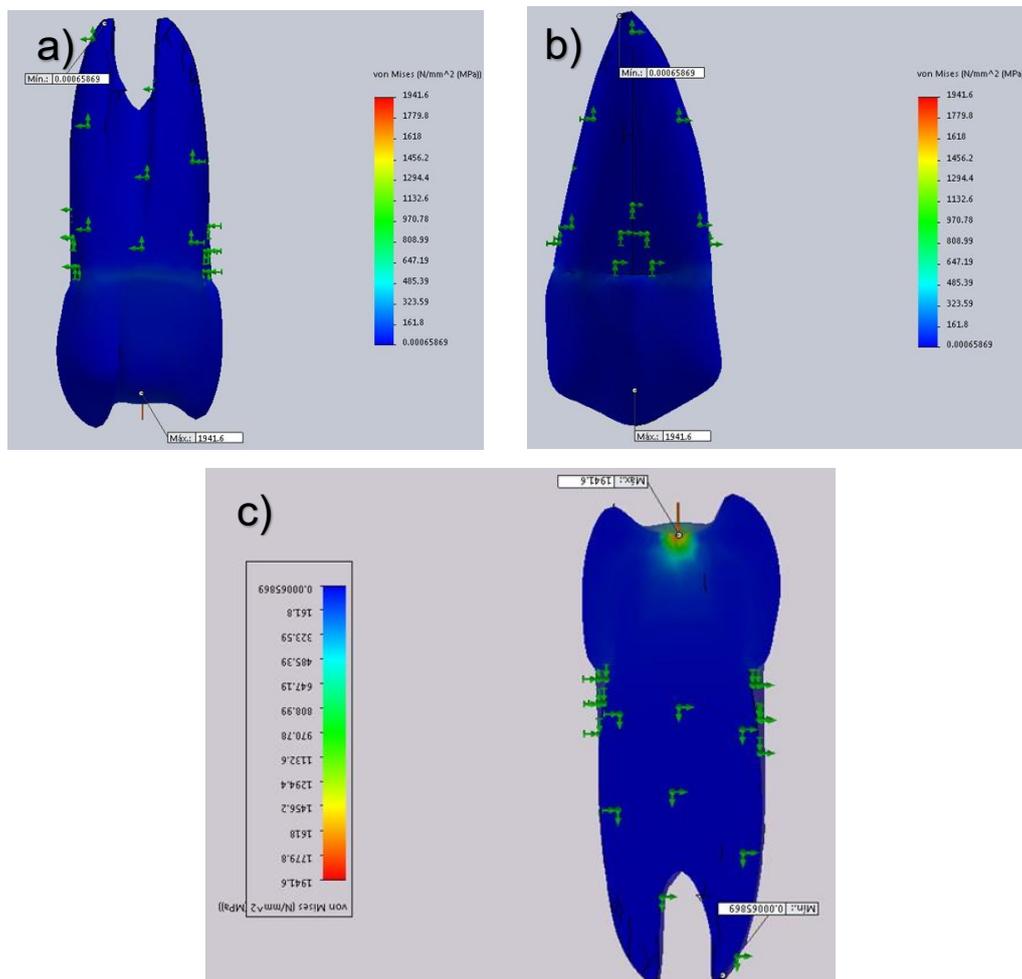


Figura 43. Valores del criterio de falla de Von Mises con una fuerza de 1286.33 N

- a Vista Mesial
- b Vista Vestibular
- c Vista Mesial con corte por la mitad.

El comportamiento es muy similar al caso anterior, el valor máximo de esfuerzo es de 1941.6 MPa.

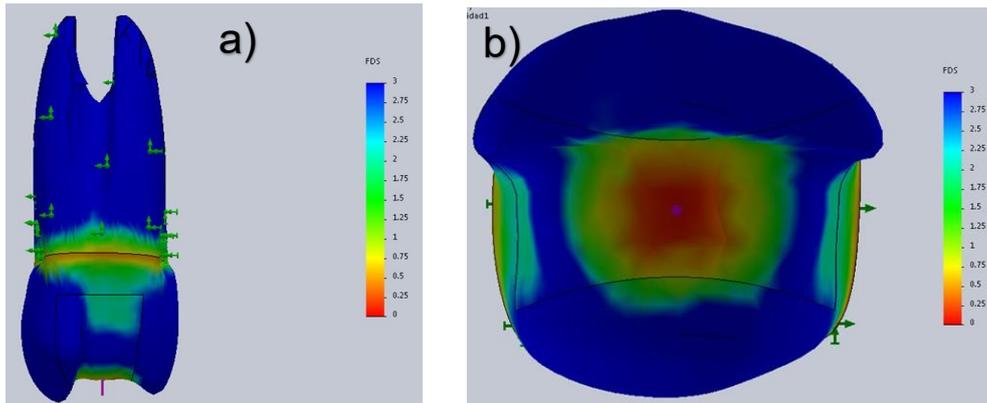


Figura 44. Resultados de Factor de Seguridad con fuerza de 1286.33 N

a Vista Mesial

b Vista Oclusal.

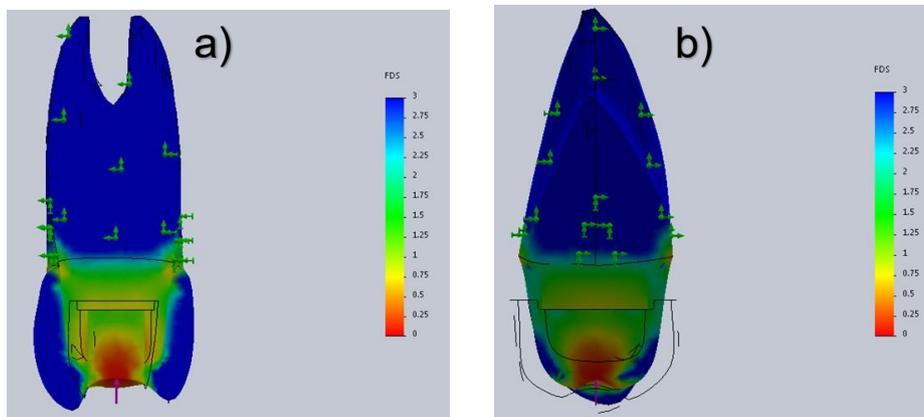


Figura 45. Resultados de Factor de Seguridad con fuerza de 1286.33 N con corte por la mitad

a Vista Mesial

b Vista Vestibular.

Este caso las paredes de la corona tienen mayor afectación que en los otros casos analizados, la tendencia de la fractura aquí se puede ocasionar por la restauración y por la corona.

6.2.5. Resumen de datos obtenidos

Tabla 7.

Datos obtenidos en relación a Von Mises y FDS, resina vs cerámica (disilicato de litio).

DISTANCIA INTERCUSPIDEA	RESINA		CERAMICA	
	VON MISES (Mpa)	FDS	VON MISES (Mpa)	FDS
2mm	1341	0,018	1829	0,047
2.5mm	952,66	0,025	1329	0,064
3mm	1462,3	0,016	1941,6	0,044

Tabla 8.

Von Mises y FDS diente natural.

NATURAL	
VON MISES (Mpa)	FDS
1001,3	0,1

6.2.6. Análisis de los resultados

- Se inicia con un premolar superior natural considerado el caso ideal que nos servirá para obtener un estudio comparativo, pudiendo determinar en el análisis por elementos finitos el comportamiento muy bueno de dicho órgano dental, generando a partir del área donde se ejerce la fuerza de rotura, múltiples áreas donde se concentran y se distribuyen los esfuerzos, por otra parte se toma en cuenta que el valor de la fuerza de fractura es el más alto en comparación con los dientes con restauración inlay tanto en cerámica como resina.
- Lo ideal al momento de analizar los diferentes casos planteados, es proporcionar una participación mínima en la distribución de esfuerzos sobre las caras de la corona que se realiza el tallado, ya que la fuerza aplicada de forma vertical puede generar que los esfuerzos se distribuyan a estas caras de forma horizontal, dando una tendencia a que la corona

se fracture, tomando en cuenta que en este caso es preferible la fracture la restauración a la fractura de la corona.

- Para proceder a determinar cuál de las incrustaciones tiene un comportamiento que más se acerque al comportamiento de un premolar intacto, hay que analizar en conjunto los datos del esfuerzo de Von Mises y el Factor de seguridad. El valor Von Mises nos dice cuál va a ser el área donde el esfuerzo máximo se encuentra con la fuerza de rotura a la cual se simuló todos los casos y los datos del factor de seguridad (FDS) que nos dirán como se distribuyen los esfuerzos en toda la pieza dental.
- La combinación de estas teorías de fallas nos ayuda a determinar cuál, de cada una de las piezas dentales analizada se comporta mejor, pudiendo existir casos que el valor de Von Mises sea mejor que en otros, pero el FDS se comporte muy crítico, por lo cual el análisis será en conjunto dentro de todos los resultados obtenidos.
- La Incrustación Inlay que mejor se comporta es la de distancia intercuspidea de 2.5 mm utilizando material de restauración en base a cerámica (disilicato de litio), aparentemente se puede ver que las caras de la corona en contacto con la incrustación tienen distribución de esfuerzos pero no críticos lo que ayuda a resistir de mejor forma a fuerzas de rotura, haciendo que la pieza resista mucho más antes de producirse la fractura en comparación con los otros casos planteados, además es el caso en el cual, el valor de esfuerzo máximo es de 1329 MPa no siendo el valor mínimo comparado entre las otras incrustaciones pero posiblemente por su comportamiento según el factor de seguridad es mucho mejor que los otros.
- Según los datos obtenidos en todos los casos respecto a la distancia intercuspidea (2 mm, 2.5 mm y 3 mm) y el material de fabricación de la incrustación inlay (cerámica y composite) y por supuesto tomando en cuenta las limitaciones del programa al ser virtual, se puede clasificar la elección de la siguiente manera, 1. Inlay en cerámica a 2.5mm, 2. Inlay en resina a 2.5mm, 3. Inlay en cerámica a 2mm, 4. Inlay en cerámica a 3mm, 5. Inlay en resina a 2mm, 6. Inlay en resina a 3mm. Esto se concluye

gracias a los datos brindados de la teoría de fallas de Factor de seguridad y de Von Mises analizados en conjunto.

- El material de resina tiene en común en todas las variaciones de las distancias intercuspidea analizadas que genera concentraciones más altas de esfuerzos en la zona donde se está aplicando la fuerza.
- La elección del material depende mucho del entorno al cual va a estar sometido el premolar restaurado, si las fuerzas reales a las cuales va a estar sometido un premolar con incrustación inlay no excede las fuerzas que se aplicaron en esta simulación (fuerzas de rotura de cada material) se puede elegir el material de disilicato de litio ya que este ayuda mucho a distribuir los esfuerzos hacia la corona y la raíz sin que las partes se vean afectadas.
- De acuerdo a lo analizado, la distancia intercuspidea se encuentra relacionada directamente con la resistencia a la fractura de la pieza dental con incrustación inlay, pudiendo determinar en base a los datos obtenidos que una gran distancia intercuspidea (3 mm o más) puede llevar a la falla del tratamiento ocasionando fracturas.
- Se puede establecer que la incrustación de cerámica a 2.5mm de distancia intercuspidea simulan el mejor caso en las incrustaciones analizadas, pero no es mejor o igual que un premolar superior intacto.

7. DISCUSIÓN

La destrucción de tejidos dentarios por diversos factores como caries, fluorosis, traumatismos afecta a gran parte de la población mundial, pese a establecer que la prevención es la diana para el cuidado de la salud bucal y general del individuo, las personas hacen poco o ningún esfuerzo por el cuidado de la salud bucal. Conocer sobre los factores de riesgo para alterar el equilibrio de la cavidad bucal es un paso de suma importancia en la prevención hacia una salud del sistema estomatognatico.

El objetivo del presente estudio fue determinar la resistencia mecánica de incrustaciones in-lay comparando dos materiales de restauración a saber: disilicato de litio y resina, al mismo tiempo la preparación del tallado con diferente distancia intercuspidea (2 mm, 2.5 mm y 3 mm) en dientes premolares superiores, iniciando con el tallado de 6 dientes y la fabricación de las restauraciones indirectas, 3 con inlay en resina y 3 con inlay en disilicato de litio, una vez obtenidas y cementadas bajo protocolos establecidos en la literatura, fueron sometidas a una prueba de carga en una maquina universal determinado la fuerza con la cual se fractura cada restauración y estableciendo un promedio del diente intacto, del diente con inlay en resina y del diente con inlay en disilicato de litio, en relación a la metodología del estudio de NCBI, (2016) al establecer un modelo 3D de un primer premolar superior humano y utilizando diferentes anchos en el istmo oclusal en lo que refiere a incrustaciones inlay MOD, según las tensiones generadas hacia el modelo de los dientes y las fuerzas Oclusales soportadas por las restauraciones.

El método de modelación ha sido ampliamente reportado en la odontología (desde 1975), presentado un alto poder de análisis, ahora se presenta como una técnica matemática ayudada por computador para obtener soluciones que se aproximen a encontrar la respuesta sobre determinado objeto sometido a influencias externas (Scielo, 2000). En NCBI, (2008) se sostiene que el método de los elementos finitos (FE) posee una serie de procedimientos de cálculo que determinan el estrés y la tensión dentro de un modelo estructural ocasionado por una fuerza externa entre otros factores, pudiendo ser introducido el módulo de elasticidad que representa la relación tensión-deformación lineal de cada tejido y material, por otra parte, la fuerza seria aplicada sobre un nodo, estimando la simulación de la carga oclusal. Al revisar la evolución de la aplicación de la FEM no lineal en odontología afirma que una vez conocidas las propiedades del material, mencionadas en Researchgate, (2010) entre ellas: propiedades geométricas (forma, tamaño); propiedades físicas (elasticidad, densidad, viscosidad, tipo de problema); propiedades funcionales (desplazamientos, tensiones, deformaciones, etc.); su simulación y prótesis de geometrías complejas y dimensiones variadas son factibles.

Según Researchgate, (2010) “el método de elementos finitos, consta de los siguientes pasos: modelar el objeto real (diseñar el modelo gráfico), generación de mallas, la modelización numérica y equipo de programación; constituyendo un método de solución aproximada en los ordenadores ante una amplia variedad de problemas; dando inicio del cálculo y la interpretación de los resultados, sus valores numéricos se correlacionan con un código de color que puede facilitar la visualización de las zonas sometidas a grandes esfuerzos. Los autores concluyen que el uso de métodos numéricos en el estudio de diversos problemas dentales condujo a resultados claros, con muchas aplicaciones clínicas.

Para Magne (2004, pp. 129-239) “En el análisis del elemento finito, una estructura amplia se divide en un número de pequeños elementos de formas más simples, cuya deformación individual (tensión y estrés) se calcula más fácilmente que la estructura entera sin dividir. El método del elemento finito ha sido aceptado como prueba representativa, y las nuevas tendencias combinan investigación y medición experimental de las tensiones con el análisis del FEM”

Por otra parte, se debe tomar en cuenta ciertas limitaciones de FEA ya que al ser un estudio computarizado in vitro simulando una condición clínica, no puede ser completamente replicado (NCBI, 2014; NCBI, 2008)

Los datos obtenidos fueron analizados, constatando que la fuerza a la cual sufre fractura un diente intacto es de 1350.66 nw, seguido por 1286.33 nw fuerza a la cual sufrió fractura el diente con restauración indirecta en disilicato de litio; finalmente el diente restaurado con incrustación en resina fracturo al aplicar 893.66 nw en promedio, fracturas que aparentemente están en relación con el diámetro mesiodistal y vestibulopalatino de los dientes premolares, de esta forma los datos obtenidos fueron introducidos al programa solidiworks 2015, en conjunto con las propiedades mecánicas (modulo elástico y coeficiente de poisson) del diente intacto, así como las propiedades de los materiales para la restauración indirecta (composite y disilicato de litio), estableciéndose al analizar en conjunto los datos del esfuerzo de Von Mises y el Factor de seguridad en

primera instancia que la distancia intercuspidea está relacionada en forma directa con la resistencia a la fractura de la pieza dental con incrustación inlay, aparentemente una distancia entre las cúspides mayor o igual a 3 mm puede llevar al fracaso del tratamiento al ocasionar fracturas; en segunda instancia y según los datos obtenidos probablemente la incrustación inlay en disilicato de litio con distancia intercuspidea de 2.5 mm es la que mejor se comporta, simulando el mejor caso en relación a las incrustaciones analizadas, tomando en cuenta que no es mejor o igual en comparación al diente premolar intacto; finalmente se determina que el composite al ser analizado en todos los casos de variación intercuspidea probablemente genera concentraciones más altas de esfuerzos en la zona donde se aplica la carga; resultados que coinciden con NCBI, (2015) quienes afirman tras analizar la distribución de tensiones a través de análisis por elemento finito en modelos 3D que los modelos elaborados en material cerámico indicaron una mejor distribución de la tensión al ser comparados en los modelos con base cerámica más composite. De la misma forma los resultados del presente estudio están en concordancia con el estudio in vitro, presente en NCBI, (2011) afirmando en sus resultados una mayor resistencia a la fractura en incrustaciones elaboradas en cerámica (disilicato de litio) en comparación a las fabricadas en resina compuesta o porcelana de feldespato, mencionando que la baja resistencia al desgaste de las resinas es una razón de suma importancia a la hora de elegir el material de restauración; resultados que están directamente relacionados con el estudio formulado en Researchgate, (2010) quienes al realizar simulaciones de elementos finitos demostraron que las restauraciones de resina dan lugar a mayores niveles de estrés en comparación con las restauraciones de porcelana en consecuencia, es necesario controlar esta rugosidad de la superficie mediante pulido a fondo con la finalidad de evitar puntos de estrés y la iniciación de grietas por fatiga, que eventualmente puede conducir a la fractura. En NCBI, (2013) se comparte los resultados de nuestro estudio, al establecer que el disilicato de litio tuvo la mayor resistencia en comparación con la resina, probablemente la mayor cristalinidad del disilicato de litio proporcione una matriz de enclavamiento en su estructura mejorando de esta forma la resistencia, determinando que los composite pueden

tener una aplicación más limitada; La cerámica posee mayor modulo elástico en comparación con la resina compuesta de esta forma puede reforzar la estructura dental de tal manera que hay una disminución en la concentración de tensión en la zona de transición (Sciencedirect, 2014).

En NCBI, (2010) no se comparte los resultados del presente estudio, al obtener en sus resultados que las restauraciones indirectas de resina compuesta presentaron el mejor rendimiento al minimizar tensiones internas, sabiendo que estas tensiones internas son la falla principal de la restauración. Entre los materiales evaluados en su estudio, los autores mencionan que la resina compuesta parece ser la mejor opción para restauraciones indirectas, a diferencia de la cerámica, las incrustaciones de resina redistribuyen estrés y muestran propiedades elásticas y biomecánicas similares a los de los dientes, indicando una distribución de tensión más favorable en la cavidad MOD tanto en dientes vitales y dientes con tratamiento de conducto, datos que son compartidos con NCBI, (2014) quienes afirman que los dientes restaurados con incrustaciones en resina compuesta apuntan un buen pronóstico a largo plazo en lo que refiere a la resistencia a la fractura, siendo ligeramente mayor que la de los restaurados con incrustaciones cerámicas. Las restauraciones directas con resina compuesta tienen un mayor estrés en el sector posterior debido a la contracción de polimerización por lo tanto tiene limitaciones mecánicas, sin embargo, existen las restauraciones indirectas con resina compuesta de curado térmico, que presentan aparentemente en cavidades MOD mejor biomecánica en comparación con la cerámica incluso con módulos elásticos similares al diente sano, la cual mejora la mecánica y cualidad de los composite (Semanticscholar, 2004). Según JST, (2002); para restaurar dientes posteriores con extensa pérdida de tejido, considerando cada caso en particular y su relación con la técnica usada, pueden ser indicados materiales como los composite. En concordancia, Actaodontológica, (2010) sostiene como alternativa de tratamiento la elaboración de restauraciones de forma indirecta en base a resinas, para dichos tratamientos en los cuales se ve afección de gran parte del tejido dentario, ofreciendo éxito a largo plazo y ventajas en cuanto a costo y tiempo de

elaboración, formación del punto interproximal, la adaptación a nivel del margen, las características y morfología, sumado al terminado y pulido de la restauración pueden ser controlados de forma correcta y estableciéndose como una medida terapéutica eficaz. Entre las ventajas en comparación con una restauración directa se destacan: un control sobre la polimerización en relación a la contracción, con una considerable mejoría respecto a sus propiedades físico – mecánicas comparables a la dentina, facilidad de establecer una correcta anatomía de la estructura dental perdida y su coste; entre las desventajas se pueden mencionar: se encuentra la competencia con incrustaciones en base a cerámica. (NCBI, 1991; NCB, 1991; Clinicalkey, 2014). En el estudio presente en NCBI, (2014) se determina a través de sus resultados hacia un buen pronóstico a largo plazo de dientes restaurados con incrustaciones de resina compuesta, mencionando que dichos resultados no se han reportado ampliamente en comparación a la cerámica. Los resultados del estudio en NCBI, (2014) apuntan a un buen y largo pronóstico de los dientes tratados con restauraciones indirectas en resina, afirmando que no han sido reportados tan ampliamente como las restauraciones en cerámica. Se sostiene que las restauraciones indirectas de tipo incrustación fabricadas con composite ejecutan funciones parecidas a las incrustaciones en materiales como el metal y cerámica.

Por otra parte Hirata, (2012), mencionan que las restauraciones indirectas fabricadas en cerámica, aparentemente constituyen restauraciones altamente estéticas con propiedades mecánicas que las constituyen en el material de elección, pero características intrínsecas de estos materiales como: elevado coste, desgaste de la superficie antagonista, entre otras, hicieron desarrollar medidas terapéuticas para elaborar restauraciones indirectas, con materiales como los composites, sin duda el uso de resinas compuestas directas en el sector posterior sigue siendo una práctica común, sin embargo dichas restauraciones pueden conllevar problemas como: fracturas y microfiltraciones ocasionados por la contracción de la polimerización (NCBI, 2016) que pueden desencadenar sensibilidad posoperatoria y caries secundaria, es así que tras el curado secundario las restauraciones indirectas en base a resina por lo general

indican mejoría en su grado de transformación de polímeros, así como mejores propiedades mecánicas entre ellas la resistencia al desgaste y microfiltraciones a nivel del margen (NCBI, 2016).

Mayores estudios a este respecto deben ser ejecutados, pues si bien consideramos los factores que podrían repercutir en el éxito del tratamiento con restauraciones indirectas, nuestro trabajo se limitó a la resistencia mecánica de la restauración al considerar la distancia intercuspidea del tallado para inlay, así como el material de fabricación para la restauración indirecta, sin embargo, confiamos en haber guiado una línea de investigación.

8. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

8.1 Conclusiones

En las condiciones que este estudio fue ejecutado nos es factible concluir que: Tras ejecutar el análisis por elementos finitos se establece la existencia de variaciones respecto a la resistencia mecánica de incrustaciones inlay fabricadas en cerámica y resina, en dientes premolares superiores con diferente distancia intercuspidea.

Existe diferencia al comparar la fuerza de fractura en cada caso, el valor más alto es 1350.66 N correspondiente al diente intacto, seguido de 1286.33 N con el cual se fracturó el diente con incrustación inlay en cerámica, finalmente el diente con incrustación en resina sufrió fractura tras aplicar 893.66 N.

El sitio de mayor estrés corresponde a la zona donde se aplica la fuerza, aparentemente la resina genera concentraciones más altas de esfuerzos, a diferencia de la cerámica que distribuye de mejor forma la fuerzas a través de la corona y raíz.

La incrustación inlay en disilicato de litio con distancia intercuspidea de 2.5 mm es la que mejor se comparte, tomando en cuenta que no es mejor o igual en comparación al diente premolar intacto

8.2. Recomendaciones

Con base a los resultados y conclusiones emitidas en este estudio, podemos recomendar:

La simulación mediante programas virtuales y análisis por elementos finitos, nos acercan mucho a situaciones clínicas reales, pudiendo comparar diversos materiales dentales, así como establecer múltiples parámetros dentro de un mismo estudio, sin lugar a duda se debe tomar en cuenta las limitaciones que el programa presenta.

Ante gran destrucción de tejido dentario por diversos factores, la mejor alternativa es la recuperación de la morfología, función y estética con la utilización de restauraciones indirectas sean de recubrimiento total o parcial

Sin duda alguna, la tecnología respecto a la odontología avanza, por lo cual es recomendado estar actualizado constantemente en lo referente a técnicas operatorias, así como a materiales dentales.

Se recomienda en primera instancia la utilización de materiales cerámicos como el disilicato de litio para la fabricación de incrustaciones, pudiendo constatar un mejor comportamiento tras el análisis, sin embargo, la utilización de composite es una alternativa altamente viable para la elaboración de incrustaciones.

Mayores estudios al respecto siempre serán necesarios, ya que el estudio fue limitado a determinar la resistencia mecánica de las incrustaciones en composite y disilicato de litio con distinto istmo oclusal, el tema de investigación es altamente interesante y extenso, probablemente simulación de factores como ciclos masticatorios, saliva y tiempo de permanencia de la restauración en boca, entre otros deban ser considerados para estudios futuros, sin embargo confiamos en haber guiado una línea de investigación.

REFERENCIAS

- Actaodontológica. (2010). Restauración Semidirecta De Resina Compuesta: Una Alternativa Para Dientes Posteriores - Reporte De Caso Clínico. Recuperado el 11 de febrero del 2016 de <http://www.actaodontologica.com/ediciones/2010/3/art-14/>
- Anusavice, P. (2004). Ciencia de los materiales dentales. 11A ed. Madrid: Elsevier,
- Bottino, M., Faria, R. y Valandro, L. (2009) Percepción: estética en prótesis libres de metal en dientes naturales y implantes. Sao Paulo: Artes Medicas Ltda,
- Budyas, R., Nisbett, J. (2006). Shigley's Mechanical Engineering Design. 8va ed. Estados Unidos: McGraw-Hill
- Clinicalkey. (2014). A comparison of stresses in molar teeth restored with inlays and direct restorations, including polymerization shrinkage of composite resin and tooth loading during mastication. Recuperado el 11 de febrero del 2016 de <http://dx.doi.org/10.1016/j.dental.2014.11.016>
- Dentalinstitute. (2005). Developing form, function, and natural aesthetics with laboratory-processed composite resin – Part I. Recuperado el 08 de Febrero del 2016 de <http://dentalinstitute.com/wp-content/uploads/2013/07/Developing-form-function-and-natural-aesthetics-with-laboratory-processed-composite-resin-part-1.pdf>
- Hirata, R. (2012). TIPS. Claves en odontología estética editorial medica panamericana: Buenos Aires – Argentina
- Hirata, R. (2012). Alternativas Clínicas de Sistemas de Resinas Compostas Laboratoriais - Quando e Como Usar. Recuperado el 11 de Agosto del 2016 de <http://www.ronaldohirata.com.br/wp-content/uploads/2012/07/jbc19.pdf>
- Jopdent. (2013). Fracture Resistance of Teeth Restored With All-ceramic Inlays and Onlays: An In Vitro Study. Recuperado el 06 de Enero del 2016 de <http://www.jopdentonline.org/doi/pdf/10.2341/12-211-L>

- Jopdent. (2014). Influence of Immediate Dentin Sealing Techniques on Cuspal Deflection and Fracture Resistance of Teeth Restored with Composite Resin Inlays. Recuperado el 26 de Agosto del 2015 de <http://www.jopdentonline.org/doi/pdf/10.2341/12-100-L>
- JDR. (2008). Quantifying the strength of a resin-coated dental ceramic. Recuperado el 01 de Julio del 2016 de <http://journals.sagepub.com/doi/pdf/10.1177/154405910808700610>
- JST. (2009). Effects of different ceramic and composite materials on stress distribution in inlay and onlay cavities: 3-D finite element analysis. Recuperado el 05 de Mayo del 2015 de https://www.jstage.jst.go.jp/article/dmj/28/6/28_6_661/_pdf
- JST. (2002). Micro-tensile bond testing of resin cements to dentin and an indirect resin composite. Recuperado el 15 de septiembre del 2016 de https://www.jstage.jst.go.jp/article/tdcpublication/50/1/50_1_13/_pdf
- Kina Sidney y Brugura, A. (2008). Invisible, Restauraciones estéticas cerámicas. Artes médicas,
- Lindhe, J., Karting, T. y Lang, N. (2009) Periodontología Clínica e Implantología Odontológica. México: Panamericana
- Magne, P. (2004). Restauraciones de porcelana adherida en los dientes anteriores, método biomimético. Quintessence: Barcelona – España
- NCBI. (1990). Unilateral isometric bite force in 8-68 years old women and men related to occlusal factors. Recuperado el 20 de Julio del 2016 de <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/2343274>
- NCBI. (2015,). Inlays Made From a Hybrid Material: Adaptation and Bond Strengths. Operative Recuperado el 12 de Mayo del 2016 de <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25405903>
- NCBI. (1994). Aesthetic inlays: composite or ceramic. Recuperado el 12 de Mayo del 2016 de <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8117475>
- NCBI. (2013). Clinical efficacy of composite versus ceramic inlays. Recuperado el 29 de Junio del 2016 de <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24119328>

- NCBI. (2014). The fracture resistance of a CAD/CAM Resin Nano Ceramic (RNC) and a CAD ceramic at different thicknesses. Recuperado el 29 de Junio del 2016 de <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25037897>
- NCBI. (2014). Stress analysis of two methods of ceramic inlay preparation by finite element. Recuperado el 09 de Julio del 2016 de <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25098996>
- NCBI. (2015). Effect of ceramic thickness and composite bases on stress distribution of inlays--a finite element analysis. Recuperado el 11 de febrero del 2016 de <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25831105> doi: 10.1590/0103-6440201300258.
- NCBI. (2013). Efficacy of composite versus ceramic inlays and onlays: study protocol for the CECOIA randomized controlled trial. *Trials*. Recuperado el 11 de febrero del 2016 de <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24004961>
- NCBI. (2006). A review of polymerization shrinkage stress: current techniques for posterior direct resin restorations. Recuperado el 28 de abril del 2016 de <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16957794>
- NCBI. (2003). Marginal discrepancies and leakage of all-ceramic crowns: influence of luting agents and aging conditions. Recuperado el 28 de abril del 2016 de <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12737239>
- NCBI. (2000). Determinants of masticatory performance in dentate adults. Recuperado el 28 de abril del 2016 de <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11369319>
- NCBI. (2013). Considerations for ceramic inlays in posterior teeth: a review. Recuperado el 24 de Marzo del 2016 de <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23750101>
- NCBI. (2010). Stress distribution in molars restored with inlays or onlays with or without endodontic treatment: A three- dimensional finite element analysis. Recuperado el 28 de Marzo del 2016 de <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20105674>

- NCBI. (2013). Evaluation of fracture resistance and failure risks of posterior partial coverage restorations. Recuperado el 25 de Mayo del 2016 de <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23617385>
- NCBI. (2002). The effect of filler loading and morphology on the mechanical properties of contemporary composites. Recuperado el 20 de septiembre del 2016 de <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12131887>
- NCBI. (2014). Influence of restorative material and proximal cavity design on the fracture resistance of MOD inlay restoration. Recuperado el 15 de septiembre del 2016 de <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24424091>
- NCBI. (2013). Load-bearing properties of minimal-invasive monolithic lithium disilicate and zirconia occlusal onlays: Finite element and theoretical analyses. Recuperado el 15 de septiembre del 2016 de <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23683531>
- NCBI. (2011). Influence of material selection on the risk of inlay fracture during pre-cementation functional occlusal tapping. Recuperado el 12 de marzo del 2017 de <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20934744>
- NCBI. (1991). Mechanical properties of a composite inlay material following post-curing. Recuperado el 26 de Diciembre del 2016 de <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3571519/>
- NCBI. (2016). Influence of the indirect restoration design on the fracture resistance: a finite element study. Recuperado el 12 abril del 2017 de <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5002181/>
- NCBI. (2008). Fracture toughness of a ceramic–resin interface. Recuperado el 24 de Abril del 2016 de <https://www.clinicalkey.es/#!/content/playContent/1-s2.0-S0109564107000796?returnurl=http:%2F%2Flinkinghub.elsevier.com%2Fretrieve%2Fpii%2FS0109564107000796%3Fshowall%3Dtrueyreferrer=https:%2F%2Fwww.ncbi.nlm.nih.gov%2F>.
- NCBI. (2016). Survival Rate of Resin and Ceramic Inlays, Onlays, and Overlays: A Systematic Review and Meta-analysis. Recuperado el 28 de Enero

- del 2017 de <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/27287305>
- NCBI. (2014). Finite element contact analysis as a critical technique in dental biomechanics: A review. Recuperado el 28 de Noviembre del 2016 de <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24709475>
- NCBI. (1991). Mechanical properties of three composite resins for the inlay/onlay technique. Recuperado el 29 de Mayo del 2016 de <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/1800727>
- NCBI. (2014). Finite element analysis: A boon to dentistry. Recuperado el 18 de Febrero del 2016 de <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4306993/>
- Researchgate. (2012) Influence of cavity design preparation on stress values in maxillary premolar: a finite element analysis Recuperado el 12 de Mayo del 2016 de https://www.researchgate.net/publication/234011963_Influence_of_cavity_design_preparation_on_stress_values_in_maxillary_premolar_a_finite_element_analysis
- Researchgate. (2015) Clinical evaluation of ceramic inlays and onlays fabricated with two systems: 12-year follow-up. Recuperado el 29 de Junio del 2016 de https://www.researchgate.net/publication/286637066_Clinical_evaluation_of_ceramic_inlays_and_onlays_fabricated_with_two_systems_12-year_follow-up
- Researchgate. (2010). 3D finite element analysis on esthetic indirect dental restorations under thermal and mechanical loading. Recuperado el 29 de Junio del 2016 de https://www.researchgate.net/publication/45200791_3D_finite_element_analysis_on_esthetic_indirect_dental_restorations_under_thermal_and_mechanical_loading
- RUG. (2004). An introduction to silanes and their clinical applications in dentistry. Recuperado el 23 de Diciembre del 2016 de <http://www.rug.nl/research/portal/files/9767260/OzcanM-Silanes-2004.pdf>

- Schmidseder, J. (1999). atlas de odontologia estetica. Ed MASSON: Barcelona España.
- Scielo. (2007). Cerámicas dentales: clasificación y criterios de selección. Recuperado el 19 de Septiembre del 2015 de <http://scielo.isciii.es/pdf/rcoe/v12n4/revision1.pdf>
- Scielo. (2013). Método para la Generación de Modelos de Elementos Finitos de Dientes. Recuperado el 20 de septiembre del 2015 de http://www.scielo.cl/scielo.php?script=sci_arttextpid=S0717-95022013000300037
- Scielo. (2000). Conceptos básicos de modelación matemática y simulación computacional de sistemas biológicos, una herramienta útil para la investigación y docencia. Recuperado el 26 de Agosto del 2016 de http://www.scielo.org.co/scielo.php?script=sci_nlinks&ref=000123&pid=S0121-246X200900020000400032&lng=es
- Scielo. (2013). Comparación de la profundidad de fotopolimerización de resinas fluidas a traves de 4 porcelanas de alta opacidad. Recuperado el 20 de Julio del 2016 de <http://www.scielo.cl/pdf/piro/v6n3/art04.pdf>
- Scienccedirect. (2014). Restoration of the endodontically treated posterior tooth Il restauro del dente posteriore trattato endodonticamente. Recuperado el 29 de Mayo del 2016 de <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1121417114000090>
- Scienccedirect. (2014). In vitro compressive fracture resistance of human maxillary first premolar with different mesial occlusal distal cavity. Recuperado el 02 de Noviembre del 2016 de <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1991790214000488>
- Semanticscholar. (2004) Stress distributions in adhesively cemented ceramic and resin-composite Class II inlay restorations: a 3D-FEA study. Recuperado el 20 de Julio del 2016 de <https://pdfs.semanticscholar.org/29e3/3954ff1a0dfa9cfab4066437ee7a1666ad34.pdf>
- Staylen, J. y Ash, N. (2010). Wheller, anatomía, fisiología y oclusión dental. 9ª ed. Elsevier: Barcelona – España.

- UMF. (2010). The Use of Numerical Applications in the Study of Dental Contacts. Recuperado el 28 de abril del 2016 de <https://ami.info.umfcluj.ro/index.php/AMI/article/view/36/0>
- USFQ. (2013). "Análisis de distribución de esfuerzos en premolares inferiores unirradiculares mediante la técnica de elementos finitos". Recuperado el 22 de Agosto del 2016 de <http://repositorio.usfq.edu.ec/bitstream/23000/2139/1/106115.pdf>
- Wiley. (2013). Fracture Resistance of Manually and CAD/CAM Manufactured Ceramic Onlays. Recuperado el 23 de Marzo del 2016 de <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/jopr.12037/abstract;jsessionid=296AB024D8CDA9815747F8CC1B7DDE5C.f04t01?systemMessage=Wiley+Online+Library+will+be+unavailable+on+Saturday+01st+July+from+03.00-09.00+EDT+and+on+Sunday+2nd+July+03.00-06.00+EDT+for+essential+maintenance.++Apologies+for+the+inconvenience.>