



FACULTAD DE POSGRADOS

COMPARACIÓN MEDIANTE ELEMENTO FINITO DE LA RESISTENCIA A LA  
FRACTURA DE CARILLAS DE DISILICATO DE LITIO CON DIFERENTES  
PREPARACIONES EN EL SECTOR INCISAL

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

Profesor Guía

MsC. Roberto Steve Zurita Robalino

Autor

Alberto Gabriel Morales Sánchez

Año

2017

## **DECLARACIÓN DE 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”

---

Roberto Steve Zurita Robalino

Master en Estética Dental

C.I. 1708976665

## **DECLARACION DEL PROFESOR CORRECTOR**

“Declaro haber corregido 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 a los Trabajos de Titulación”

---

Eddy Jhonny Álvarez Lalvay  
Especialista en Rehabilitación Oral  
C.I. 1717480246

## **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 receptaron las disposiciones legales que protegen los derechos de autor vigentes”

---

Alberto Gabriel Morales Sánchez

C.I. 1803487980

## **AGRADECIMIENTOS**

Agradezco primeramente a Dios por la oportunidad vivida a lo largo de esta etapa, a mi madre Angélica Sánchez quien ha sido el pilar fundamental a lo largo de mi vida. A mi abuelito Manuel Sánchez por ser el ejemplo de vida para mí persona, a mis tíos Mercedes, Patricia, Manuel, y Cristian Sánchez quienes me han sabido guiar por medio de consejos en este camino, a la señorita Andrea Bedón por su apoyo en las circunstancias más difíciles y los compañeros y amigos del postgrado puesto que lo que hemos logrado ha sido por ese compañerismo y amistad sincera.

## **DEDICATORIA**

El esfuerzo realizado a lo largo de este periodo de formación y trabajo lo dedico a mi Abuelita Fidelina Pérez y a mi hermano Sebastián Morales quienes desde el cielo me brindan su bendición y cuidado a lo largo de mi vida.

## RESUMEN

Los materiales dentales en la actualidad nos permiten ofrecer una alta gama de tratamientos en donde la elección que realice el profesional debe estar enmarcado siempre a una restauración que persista durante el paso del tiempo sin perder sus características y que presente una resistencia elevada a la compresión, por esta razón el uso del disilicato de litio ha consistido una opción ideal para un sin número de casos en donde se busca un tratamiento que involucre una elevada resistencia sin perder sus aspectos estéticos. De esta forma la investigación planteada se basa en determinar si la carilla con una determinada preparación en el sector incisal aumenta la resistencia de de la misma, mediante las muestras in vitro con las tres terminaciones utilizadas (vis a vis, reducción incisal de 1mm, reducción incisal acompañada de una terminación palatal a manera de chaflán) permitirán obtener un modelo de estudio virtual, al que se lo manejó con los datos que se obtienen con las muestras anteriores, y con la ayuda de elemento finito fueron analizados permitiendo conocer el comportamiento frente a cada una de las cargas sometidas ante las muestras virtuales, de este modo se obtiene que la terminación que ofrece mayor resistencia a la fractura fue la que presenta una reducción incisal de 1mm (3018 N) , sin embargo es prudente entender que la distribución de los esfuerzos que se pudo analizar gracias al elemento finito demuestra que ante la aplicación de una fuerza vertical la terminación que mejor distribución de esfuerzos tubo es la que presenta una reducción incisal de 1 mm (7428 MPa), seguido de la terminación inciso palatal que tiene una reducción incisal y una terminación en chaflán en la cara palatina (5212.89 MPa), y la terminación a manera de vis a vis (4872,43 MPa). A su vez para la distribución que presentan las muestras virtuales ante las fuerzas horizontales corresponde al mismo orden: reducción incisal de 1 mm (7956,06 MPa), seguido de la terminación que tiene una reducción incisal y una terminación en chaflán en la cara palatina (6416,09 MPa), y la terminación a manera de vis a vis (4680,85 MPa). Con la obtención de estos datos podemos definir que la terminación que se recomienda elegir ante la preparación de carillas es la que presenta una reducción incisal de 1mm.

## ABSTRACT

Dental materials currently allow us to offer a high range of treatments where the choice made by the professional should always be framed to a restoration that persists over time without losing its characteristics and that present a high resistance to compression, For this reason the use of lithium disilicate has been an ideal option for a number of cases where a treatment involving a high resistance is sought without losing its aesthetic aspects. In this way the investigation is based on determining if the veneer with a certain preparation in the incisal sector increases the resistance of the same, through the in vitro samples with the three terminations used (vis a vis, incisal reduction of 1mm, reduction Incisal with a palatal termination as a chamfer) will allow to obtain a virtual study model, which was managed with the data that are obtained with the previous samples, and with the help of finite element were analyzed allowing to know the behavior against Each of the loads subjected to the virtual samples, in this way it is obtained that the termination that offers greater resistance to the fracture was the one that presents / displays an incisal reduction of 1mm (3018 N), nevertheless it is prudent to understand that the distribution of the Efforts that could be analyzed thanks to the finite element demonstrates that before the application of a vertical force the termination Which has a 1 mm incisal reduction (7428 MPa), followed by the palatal incision termination that has an incisal reduction and a chamfer finish on the palatal face (5212.89 MPa), and the termination at Vis vis vis (4872.43 MPa). In turn, for the distribution of the virtual samples to the horizontal forces corresponds to the same order: incisal reduction of 1 mm (7956.06 MPa), followed by the termination that has an incisal reduction and a chamfer finish on the palatal face (6416.09 MPa), and the termination vis-a-vis (4680.85 MPa). With the obtaining of this data we can define that the finish that is recommended to choose before the preparation of veneers is the one that presents an incisal reduction of 1mm.



## ÍNDICE

1. Introducción.....	1
1.1 El problema .....	1
1.1.1 Planteamiento del problema.....	1
1.1.1.1 Formulación del problema .....	2
2. Justificación.....	2
3. Marco teórico.....	4
3.1 Antecedentes .....	4
3.2 Revisión teórica.....	5
3.2.1 Cerámicas dentales.....	5
3.2.1.1 Composición de las cerámicas dentales.....	6
3.2.1.2 Propiedades.....	7
3.2.1.3 Clasificación de las cerámicas.....	8
3.2.2 Carillas .....	21
3.2.2.1 Ventajas.....	23
3.2.2.2 Desventajas .....	23
3.2.2.3 Indicaciones.....	24
3.2.2.4 Contraindicaciones .....	25
3.2.2.5 Clasificación.....	26
3.2.3 Enfoques para la preparación dental.....	26
3.2.3.1 Tallado.....	29
3.2.4 Impresiones y provisional.....	30
3.2.5 Cementación de carillas .....	30
3.2.5.1 Protocolo de Cementación .....	33
3.2.6 Definición de los términos que se aplican al modelo.....	34
3.2.6.1 Modelos matemáticos.....	36
3.2.6.2 Software para análisis de elementos finitos.....	38
3.2.6.3 Mecanobiología computacional .....	40
3.2.6.4 Mecanismo del mef (modelos de elementos finitos) .....	42
3.2.6.5 Elemento finito .....	42

3.2.6.6 Nodos .....	43
3.2.6.7 Tipos de elementos en mef .....	43
3.2.6.8 Malla .....	43
3.2.6.9 Proceso de análisis de MEF .....	44
3.2.6.10 Software solidworks .....	46
3.2.6.11 Aplicaciones generales de mef en el campo de la odontología.....	46
3.2.6.12 Ventajas y limitaciones del MEF .....	47
<b>4. Objetivos .....</b>	<b>48</b>
4.1 Objetivo General .....	48
4.2 Objetivo Específicos .....	48
<b>5. Hipótesis .....</b>	<b>48</b>
<b>6. Metodología.....</b>	<b>49</b>
6.1 Tipo de investigación.....	49
6.2 Población y muestra .....	49
6.2.1 Muestra (REAL).....	49
6.2.2 Muestras virtuales .....	50
6.3 Conceptualización de las variables.....	52
6.3.1 Variables dependientes.....	52
6.3.2 Variables independientes .....	52
6.3.3 Operacionalización de variables .....	53
6.4 Materiales y métodos .....	54
6.4.1 Descripción del método.....	54
6.4.2 Fase real in vitro.....	54
6.4.3 Fase virtual.....	58
<b>7. Resultados .....</b>	<b>65</b>
7.1 Análisis y resultados.....	65
7.2 Informe del análisis.....	86
7.3 Análisis estadístico .....	87

7.4 Fuerzas verticales .....	87
7.5 Fuerzas horizontales .....	88
8. Discusión .....	90
9. Conclusiones y recomendaciones .....	95
9.1 Conclusiones.....	95
9.2 Recomendaciones .....	95
Referencias.....	97

## ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Muestras Virtuales.....	51
Tabla 2. Operacionalización de variables.....	53
Tabla 3. valores de fractura para las fuerzas verticales en N.....	57
Tabla 4. valores de fractura para las fuerzas horizontales en N.....	57
Tabla 5. Materiales de las diferentes piezas dentales de un incisivo central superior. ....	63
Tabla 6. valores de fractura in vitro y esfuerzos establecidos en el análisis de elemento finito para las fuerzas verticales.....	87
Tabla 7. valores de fractura in vitro y esfuerzos establecidos en el análisis de elemento finito para las fuerzas horizontales.....	88

## ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Almacenamiento de muestras.....	54
Figura 2. Instrumentos de corte dental y terminaciones a manera de vis a vis, reducción incisal de 1mm y reducción inciso palatal con terminación en chaflán de la cara palatina.....	55
Figura 3. Encerado y colocación de revestimiento para la técnica de cera perdida.....	55
Figura 4: Acondicionamiento de la restauración de disilicato de litio.....	56
Figura 5. Muestras en bases acrílicas.....	56
Figura 6. Fractura de las muestras.....	57
Figura 7. Dimensión de los incisivos centrales superiores.....	58
Figura 8. Diferentes vistas del incisivo central solo con borde incisal.....	59
Figura 9. Diferentes partes que conforman el iincisivo en una vista explosionada.....	60
Figura 10. Vista Mesial de un incisivo central con una carilla de espesor 0.7 mm en la cara vestibular y con terminación de chaflán en la unión con la raíz. ....	61
Figura 11. Vista Mesial de un incisivo central con una carilla de espesor 0.7 mm en la cara vestibular con terminación de chaflán en la unión con la raíz y tercio incisal con reducción de 1 mm.....	61
Figura 12. Vista Mesial de un incisivo central con una carilla de espesor 0.7 mm en la cara vestibular con terminación de chaflán en la unión con la raíz y tercio incisal con reducción de 1 mm seguido de un chaflán de 1mm. ....	62
Figura 13. Vista Mesial de un incisivo central intacto de forma natural sin ninguna restauración. ....	62
Figura 14. Propiedades mecánicas ya ingresadas a la librería de Solidworks. ....	63
Figura 15. Definición de Cargas y Restricciones.....	64
Figura 16. Mallado en la cual se subdivide a todo el conjunto armado en pequeñas partes.....	64

Figura 17. Ensayo de Tracción para un material dúctil .....	66
Figura 18. Teoría de energía de distorsión (ED) y Teoría de Tresca (MSS) para estados de esfuerzos biaxiales. Esta es una gráfica real de puntos obtenidos mediante la ecuación 10.....	67
Figura 19. Valores del criterio de falla de Von Mises con una fuerza vertical de 1336 N.....	70
Figura 20. Resultados de Factor de Seguridad con fuerza vertical de 1336N.....	71
Figura 21. Resultados de Factor de Seguridad con fuerza vertical de 1336N con corte por la mitad .....	71
Figura 22. Valores del criterio de falla de Von Mises con una fuerza horizontal a 1 mm del borde incisal de 1200 N.....	72
Figura 23. Resultados de Factor de Seguridad con fuerza horizontal a 1 mm del borde incisal de 1200 N en .....	73
Figura 24. Resultados de Factor de Seguridad con fuerza horizontal a 1 mm del borde incisal de 1200 N con corte por la mitad.....	73
Figura 25. Valores del criterio de falla de Von Mises con una fuerza vertical de 3018 N.....	74
Figura 26. Resultados de Factor de Seguridad con fuerza vertical de 3018 N.....	75
Figura 27. Resultados de Factor de Seguridad con fuerza vertical de 3018N con corte por la mitad . .....	75
Figura 28. Valores del criterio de falla de Von Mises con una fuerza horizontal a 1 mm del borde incisal de 2730 N.....	76
Figura 29. Resultados de Factor de Seguridad con fuerza horizontal a 1 mm del borde incisal de 2730 N .....	77
Figura 30. Resultados de Factor de Seguridad con fuerza horizontal a 1 mm del borde incisal de 2730 N con corte por la mitad.....	77
Figura 31. Valores del criterio de falla de Von Mises con una fuerza vertical de 2565 N.....	78
Figura 32. Resultados de Factor de Seguridad con fuerza vertical de 2565 N.....	79

Figura 33. Resultados de Factor de Seguridad con fuerza vertical de 2565 N.....	79
Figura 34. Valores del criterio de falla de Von Mises con una fuerza horizontal a 1 mm del borde incisal de 2796 N.....	80
Figura 35. Resultados de Factor de Seguridad con fuerza horizontal a 1 mm del borde incisal de 2730 N.....	81
Figura 36. Resultados de Factor de Seguridad con fuerza horizontal a 1 mm del borde incisal de 2796 N.....	81
Figura 37. Valores del criterio de falla de Von Mises con una fuerza vertical de 851 N.....	82
Figura 38. Resultados de Factor de Seguridad con fuerza vertical de 851 N.....	83
Figura 39. Resultados de Factor de Seguridad con fuerza vertical de 851 N.....	83
Figura 40. Valores del criterio de falla de Von Mises con una fuerza horizontal.....	84
Figura 41. Resultados de Factor de Seguridad con fuerza horizontal a 1 mm del borde incisal de 794 N.....	85
Figura 42. Resultados de Factor de Seguridad con fuerza horizontal a 1 mm del borde incisal de 794 N con corte por la mitad.....	85
Figura 43. Valores fractura y distribución de esfuerzos para las fuerzas verticales.....	88
Figura 44. Valores fractura y distribución de esfuerzos para las fuerzas horizontales.....	89

## 1. Introducción

### 1.1 El problema

#### 1.1.1 Planteamiento del problema

La realización de tratamientos donde es necesario la confección de carillas es un procedimiento en el cual el desgaste dentario es aceptable o mínimo, y ayuda a mejorar la estética notablemente evitando acciones como ortodoncia o aclaramientos dentales.

Por lo que el presente trabajo tiene como finalidad evaluar si existe una diferencia en la resistencia a la fractura en carillas de disilicato de litio cuyas preparaciones en las muestras in vitro a nivel incisal tengan diferencia, es decir la primera preparación terminará con un bisel en relación al borde incisal, la segunda con una reducción de un milímetro del borde incisal y la tercera con una preparación de tal manera que rodee al borde y permita realizar una terminación de chaflán en la cara palatina de la pieza dental. En todas las piezas se realizará un desgaste uniforme de 0,7 mm tratando de estandarizar mediante la utilización de piedras del mismo tamaño y forma otorgando una terminación cervical en chaflán, y se procederá a diferenciar por grupos de acuerdo al desgaste que se presente en el borde incisal, teniendo tres muestras diferentes y una pieza dental natural intacta, para posteriormente realizar la fractura de las mismas con la ayuda de una máquina de ensayos universales.

Con los datos que se obtienen tras la experimentación in vitro podemos modelar las muestras virtuales, gracias al software Solidworks, el cual facilita el diseño, cálculo y análisis de los modelos virtuales sometidos a cargas para entender el comportamiento que presentan las terminaciones estudiadas frente a una fuerza horizontal y vertical



### 1.1.1.1 Formulación del problema

Mediante el MEF se comprobará cuál de las terminaciones para carillas de disilicato de litio tiene relación directa con la resistencia a la fractura.

## 2. Justificación

La odontología actual tiene un compromiso estético a más del funcional, el término estético según Panadero R. en el 2014 hace referencia al uso de restauraciones o estructuras de cerámica, en particular a las restauraciones libres de metal (Panadero, Rodríguez, Wilson, Solá Ruiz, & Fons, 2014). Es por esta razón que la utilización de materiales como el disilicato de litio permiten obtener un resultado óptimo en este sentido pues presenta una alta resistencia al desgaste comparable con varios materiales lo cual se ha considerado un material disponible para este tipo de tratamientos. (Whoji Ku, Won Park, & So Yang, 2002).

Según Akoğlu B, en su publicación manifiesta que la utilización de carillas consiste en una solución conservadora en tratamientos que tengan como finalidad modificar la forma, color, o posición de las piezas anteriores. Además, son utilizadas para cubrir tinciones, corregir, enderezar defectos o malformaciones mediante la eliminación de esmalte y con un método de cementación adhesivo, con lo que se minimiza la pérdida de estructura dental sana, otorgando mediante este procedimiento un elevado nivel estético (Akoğlu, 2014).

La preparación o el desgaste se realiza necesariamente sobre el esmalte de la pieza dentaria por tres razones según Pahlevan A y sus colaboradores en el 2014, y estas son: maximiza la unión adhesiva para disminuir las fuerzas de tracción de la restauración, proporciona fuerza a la estructura y establecemos el color (Pahlevan, 2014).

El fracaso de este tipo de tratamientos consiste directamente sobre la fractura de la misma, puesto que el punto débil de las carillas se localiza en el borde incisal, lugar donde existe un mayor estrés, por esta razón Janka A. expone que la utilización de carillas no está indicada en pacientes con mordida cruzada o en una oclusión vis a vis, sin embargo el estudio de Friedman establece que las carillas poseen una fuerza funcional confiable y que es factible proporcionar guía anterior mediante un desgaste incisal adecuado para que soporte estas fuerzas y cumpla con su objetivo (Janka, 2014).

El Método de Elementos Finitos sin duda es una manera idónea y válida para entender la distribución de tensiones por su capacidad de analizar cuantitativamente el estrés de una determinada zona y permitir ejecutar estudios paramétricos en donde cada factor que es representado matemáticamente como: las propiedades mecánicas y físicas del material, pueden ser modificadas de acuerdo a lo que se esté analizando lo que permite una investigación mayor (Mantilla, 2008).

Además los modelos de elementos finitos se basan en un trabajo virtual, cuya finalidad es imitar a los elementos de un organismo real, de manera que se puede imitar el comportamiento que puede presentar una pieza dental ante la presencia de una fuerza extrema con una alta precisión (Mantilla, 2008).

Desafortunadamente la mayoría de datos sobre el comportamiento clínico de las carillas de Disilicato de litio con diferentes preparaciones a nivel incisal y analizadas mediante MEF se establecen con informes anecdóticos, siendo un tema controvertido hasta el día de hoy, es por ello que existe la necesidad de valorar si el desgaste que se realiza en este sector actúa sobre la resistencia a la fractura de la carilla.

### 3. Marco teórico

#### 3.1 Antecedentes

Debido a la apariencia natural, translucidez, biocompatibilidad y demás propiedades óptimas la cerámica se ha convertido en un material esencial para la rehabilitación estética y funcional de los dientes anteriores que presentan alguna afección, en la actualidad siguen los principios marcados de la odontología mínimamente invasiva (Furuse, Soares, Cunali, Gonzaga, 2016) (Alkadi, Ruse 2016)

El disilicato de litio prensado fue descrito por primera vez en 1998, presenta en un 65% de disilicato de litio presente como cristales lo que permite obtener una cerámica relativamente fuerte que presente una elevada flexibilidad y excelente translucidez. Al poder grabarse para posteriormente adherirse al tejido dentario puede ser utilizado para prótesis dentales y carillas las cuales nos brindan una buena estética (Zandinejad, Metz, Stevens, Lin, Morton, 2015), por sus propiedades ópticas, estableciendo mecanismos más favorables comparadas con porcelanas convencionales (Harada, et al 2016) Permitiendo un resultado más predecible para un tratamiento definitivo (Guzmán, Maia 2016)

Además, debe ser un material capaz de soportar desgaste y tensiones causados por las fuerzas de masticación, pues es un material que presenta propiedades clínicas de aproximadamente 350 a 400 MPa y una resistencia a la fractura de 3,2 MPa por m<sup>1/2</sup> (Amer, Kürklü, Johnston 2015)

Tanto D'Arcangelo et al y Zandparsa et al en el 2016 concluyen mediante una prueba in vitro, que el disilicato de litio presenta un desgaste de gama normal para el esmalte dentario de la pieza antagonista por lo que es una buena alternativa para la rehabilitación de un paciente (Zandparsa, El Huni, Hirayama, Johnson 2016) (D'Arcangelo, Vanini, Rondoni, De Angelis 2016).

Estas restauraciones permiten corregir anomalías dentales, considerado como un tratamiento rutinario en el día a día de un consultorio dental (Da Cunha, Mukai, Hamerschmitt, Correr. 2015).

Las fracturas más comunes presentadas se han producido a menudo en el borde incisal, es por ello que se creía que el chaflán tallado en la cara palatina ofrecería un aumento en la resistencia de la cerámica, pero desafortunadamente la mayor parte de estos datos son anecdóticos y por ello sigue siendo un tema contradictorio el hecho de que los diseños y la preparación a nivel incisal ofrecen un aumento de resistencia en la fractura (Castelnuovo, Tjan, Phillips, Nicholls, Kois 2000).

## **3.2 Revisión teórica**

### **3.2.1 Cerámicas dentales**

#### **Concepto**

Consiste en un mineral no metálico de naturaleza inorgánica que se procesa con la ayuda de calor. Este tipo de material odontológico presta las características apropiadas porque la materia prima es debidamente seleccionada, puesto que después de su cocción presentan propiedades mecánicas óptimas, excelente aspecto, menor porosidad y facilita el acabado superficial. (Peralta2007). Un aspecto positivo de la cerámica radica en que no son conductores térmicos a diferencia de los metales (Saavedra 2014).

Este tipo de restauraciones presentan un comportamiento superior frente a las restauraciones directas teniendo en cuenta el ámbito anatómico, estético y de resistencia que presenta al desgaste, es por esta razón que el tiempo de permanencia de la cerámica como una restauración en boca es muy alta presentando una baja tasa de fracaso (Saavedra 2014).

Las porcelanas que se utilizan a nivel odontológico presentan en su composición óxidos metálicos y materiales cerámicos tradicionales y se clasifican de acuerdo a la temperatura de cocción, composición o por el proceso que tiene la misma para su fabricación (Peralta 2007)

### **3.2.1.1 Composición de las cerámicas dentales**

Los componentes que se encuentran en las porcelanas dentales son:

**Sílice:** consiste en el dióxido de silicio que se encuentra en varias cerámicas, es de alta resistencia, incoloro y brillante. Algunos participan como agentes refractantes en la constitución de revestimientos por su dureza, se presentan como formas polimorfas como la cristobalita, tridimita, cuarzo y la sílice fundida.

**Alúmina:** consiste en el óxido de aluminio el cual se encuentra en la mayoría de cerámicas y porcelanas dentales y aquellas porcelanas que presentan en su composición elevadas cantidades de esta sustancia se las denomina porcelanas aluminosas.

**Caolín:** la cantidad presente en las porcelanas dentales es baja, apenas un 4%, su función es permitir la unión de partículas, puesto que una vez mezclado con agua este material se torna pegajoso y permite mantener juntas las partículas cuando la porcelana se encuentra húmeda

**Fundantes:** este tipo de sustancia permite la disminución de la temperatura que necesita la porcelana para su cocción.

**Pigmentos:** vienen de óxidos metálicos los cuales pasan por un proceso de trituración y son mezclados con el polvo del feldespato para dar las características estéticas del material restaurador. Los más utilizados es el óxido de estaño para opacar, óxido de hierro y níquel para permitir otorgar una matriz marrón, óxido de cobre para las tonalidades verdes, óxido de titanio para

coloraciones amarillas, óxido de cobalto para el color azul, óxido de magnesio para el color morado. (Peralta2007).

### **3.2.1.2 Propiedades**

Todas las restauraciones fabricadas con este material permiten una reproducción fiel, funcional y ópticamente adecuada del segmento faltante de la pieza dental, presentando una forma, reflexión de la luz, textura y translucidez que hacen que sea la principal opción a la hora de realizar una rehabilitación (Baratieri, 2009, pp. 64-72).

Las propiedades que presenta este material son las siguientes:

**Estabilidad del color:** todas las restauraciones cerámicas que se realicen van a presentar resistencia a la degradación y durabilidad, lo que evita su decoloración (Baratieri, 2009, pp. 84-93)

**Aislante térmico:** es una estructura que presenta una baja conductibilidad y difusividad térmica porque no presenta electrones libres lo que hace que no se permita la transmisión de cambios o variaciones de temperatura (Cacciacane, 2013 )

**Estética:** es una de las características principales puesto que resiste a la opacidad, permite imitar con detalle el efecto óptico y forma de la pieza dental donde se alberga, permitiendo que se encuentre así por mucho tiempo sin que se altere la restauración (Cacciacane, 2013 )

**Propiedades mecánicas:** se da esta propiedad gracias a que la porcelana presenta aniones covalentes lo que permite que se brinde propiedades como rigidez, dureza y resistencia (Cacciacane, 2013 )

**Biocompatibilidad:** no ocasionan una alteración a las estructuras orales que mantienen una relación directa con la restauración por lo que presente una

buena estabilidad, además lo liso de su superficie disminuye o evita que se adhieran las bacterias de la placa bacteriana (Bertoldi, 2012)

Estabilidad química: esta es una característica muy importante puesto que gracias a dicha estabilidad garantiza la resistencia que presenta a la corrosión, especialmente ante la presencia de ácidos, variaciones bruscas de temperatura y permite el mantenimiento de la armonía óptica con el paso del tiempo (Cacciacane, 2013)

De una forma más específica podemos establecer como propiedades que presenta la porcelana a las siguientes:

- Estabilidad de color y forma
- Elevada resistencia a la compresión
- Alta lisura de la superficie
- Baja resistencia al impacto y tracción
- Alta resistencia al desgaste
- Elevada resistencia a la abrasión (Glauco, 2009)

### **3.2.1.3 Clasificación de las cerámicas**

Existe una variedad de porcelanas dentales utilizadas en nuestro medio, las cuales presentan varias diferencias, es por esta razón que existe varias clasificaciones las cuales varían dependiendo: su composición, propiedades mecánicas, proceso de fabricación, y por la manera en que refuerzan la estructura que se está produciendo (Bertoldi 2012).

#### **Clasificación según la composición**

Este grupo se consideran a las siguientes cerámicas

**Cerámicas ricas en sílice:** son aquellas que en su composición presentan un 15% de matriz vítrea, entre las cerámicas que están dentro de este grupo se

encuentran las cerámicas feldespáticas, cerámicas feldespáticas con alto contenido de leucita y cerámicas con elevado contenido de disilicato de litio (Masioli 2013).

**Porcelanas con poca cantidad de sílice:** son aquellas que presentan menos del 15% de sílice, la cual presenta una naturaleza cristalina al inicio y poca o ausencia total de la fase vítrea, es el caso de las cerámicas ricas en alúmina y zirconia (Masioli 2013).

- **Cerámicas ricas en sílice**

**Cerámicas feldespáticas**

Se caracteriza por la gran estética que denota este material, pero presenta una desventaja en cuanto a su baja resistencia flexural (65 a 90 MPa), este tipo de porcelana convencional se utilizaba como recubrimiento de una base metálica puesto que el medio o agente cementante se lo ha descubierto en las últimas décadas (Oliveira 2014).

El método de trabajo de las porcelanas feldespáticas consiste en realizar una mezcla con líquido aglutinante y por medio de cargas sucesivas y cocciones respectivas se forma la restauración (Bertoldi 2012)

Son indicadas para la fabricación de carillas, onlays, inlays y para el recubrimiento de interfaces metálicas y cerámicas con poco contenido en sílice (Masioli 2013).

Al hablar del comportamiento mecánico que presentan este tipo de cerámicas es bajo, pero una vez que se ha realizado la cementación adhesiva esta resistencia se ve aumentada, sin dejar de lado su alta fragilidad que para muchos es un problema. También presenta una elevada probabilidad de formación de grietas, burbujas o imperfecciones por la manera de elaboración al tener que mezclar el líquido con el polvo, permitiendo que con el paso del tiempo puedan presentar



fracturas de la estructura ( Roman, Martinez, Sola, Casas y Bruguera 2006).  
(Masioli., 2013)

### **Cerámicas feldespáticas reforzadas con leucita**

La leucita funciona como refuerzo en la composición de esta porcelana, proporcionando un aumento en la resistencia flexural, de esta manera se pueden realizar restauraciones de cerámica pura. (Masioli 2013)

A su vez con el cambio de composición y la manera de confeccionar la restauración permite el aumento en la concentración de cristales de leucita (Bertoldi 2013).

La supervivencia de la restauración realizada con este tipo de cerámica va a depender directamente de la técnica de cementación que se realice, puesto que debe existir una correcta integración física con la superficie dental. Dichas restauraciones fabricadas van a presentar una fase vítrea la cual deberá ser grabada con ácido fluorhídrico del 5 al 10% para permitir la formación de microrrugosidades las cuales permiten la adhesión a la superficie dental (Bertoldi 2012).

### **Dentro de este grupo se pueden nombrar:**

**IPS – EMPRESS I** (Ivoclar – Vivadent): utilizada y descrita desde 1990 por Wohlwend y Scharer la cual presenta un 63% de SiO<sub>2</sub> y un 18% de Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> en su composición, la resistencia que presenta va de 90 a 180MPa y se da por el aumento de leucita en la fase cristalina. Este aumento permite la prevención de propagación de grietas en la matriz vítrea lo que otorga a la porcelana una mayor resistencia sin afectar las excelentes características estéticas que presentan estas porcelanas, están indicadas para la construcción de coronas unitarias, carillas, inlays y onlays (Masioli 2013).

Este sistema se guía en la técnica de cera perdida, compuesto de pastillas de cerámica vitrificada parcialmente y preceramizadas por la casa fabricante las cuales serán procesadas en el laboratorio (Bottino 2001).

**IPS EMPRESS ESTHETIC** (Ivoclar–Vivadent): su mejora se da en la composición de las pastillas de cerámica, se aumentó cristales de leucita de menor tamaño y con una distribución más homogénea, con este sistema la confección de coronas y carillas obtienen un cambio, puesto que permite la estratificación de la porción incisal, mientras que el tercio medio y cervical mantienen el proceso de maquillaje y pintura. Con estos cambios aumenta la estética ya que se alcanzan efectos como la translucidez y opalescencia (Oliveira 2014).

Se encuentra indicada para la fabricación de coronas unitarias, incrustaciones y carillas (Panadero 2012).

**Vita Press:** llega en los años 90 y es una porcelana con vidrio de leucita, lo que permite su refuerzo, se encuentra indicada para la fabricación de inlays, onlays y carillas laminadas (Oliveira 2014).

### **Cerámicas feldespáticas reforzadas con disilicato de litio**

En busca de la necesidad de materiales restauradores que tengan mejores propiedades mecánicas y por esta razón se crea un sistema el cual presenta un elevado porcentaje de cristales de disilicato de litio, permitiendo incrementar la resistencia a la flexión entre 300 y 400 MPa, a su vez que forma estructuras más opacas que las anteriores (Masioli 2013).

Estas cerámicas son utilizadas para realizar coronas monolíticas o como infraestructuras unitarias sobre las cuales serán aplicadas porcelanas de cobertura (Masioli 2013).

El representante de estas porcelanas por muchos años es el sistema Empress II y en la actualidad se encuentra siendo utilizado el sistema IPS e.max (Bertoldi 2012).

En este grupo se pueden considerar:

**IPS Empress II** (Ivoclar Vivadent): en este sistema se encuentran dos porcelanas: la primera consiste en una porcelana feldespática de elevada resistencia la cual es inyectada, lo que permite la fabricación de una estructura interna y en segundo lugar una porcelana feldespática que necesita una baja temperatura de sinterización (800°C), de esta forma se da un cubrimiento a la anterior otorgando las características estéticas y morfológicas (Sola, Labaig y Suarez 1999).

Los cristales se encuentran dispuestos de manera dispersa entrelazados por la matriz vítrea, de esta manera se previene la propagación de grietas, con esto dicho material actúa como una sobre estructura permitiendo recibir la cerámica de recubrimiento (Oliveira 2014).

Se la utiliza para la fabricación de inlays, onlays, carillas, coronas, prótesis adhesivas, prótesis parciales fijas que no se extiendan más de tres piezas ya que estudios demuestran la facilidad de fractura en los conectores (Zimmer Gerds y Strub 2004).

**Sistema EPS – E-MAX:** Se presenta en el 2005 como una buena alternativa para la elaboración de varios tipos de restauraciones, sobresaliendo la posibilidad de confeccionar prótesis fija anteriores y posteriores, inlays, onlays, carillas, copings para coronas individuales son más resistentes por la incorporación del disilicato de litio en las pastillas cerámicas (Oliveira 2014).

El sistema de CAD/CAM consta con dos sistemas, los bloques de disilicato de litio IPS e.max CAD y óxido de zirconio el cual presenta una elevada resistencia IPS e.max ZirCAD (Oliveira 2014).

La cerámica estratificada de nano fluorapatita IPS e.max Ceram completa el sistema IPS e.max, esta cerámica es utilizada para la caracterización de dicho sistema (Ivoclar, Vivadent 2013).

### **IPS E-Max Press**

Principalmente se caracteriza porque presenta las ventajas de la técnica de porcelana inyectada, gracias a esto se puede obtener restauraciones que ofrezcan un buen ajuste, función y forma, a su vez permiten obtener una elevada resistencia la cual llega hasta 400MPa. Existen dos procedimientos por los cuales se puede elaborar las restauraciones: la primera consiste en una estructura que se estratifica posteriormente y la segunda en una restauración anatómica completa que se debe caracterizar. Con este material ya se puede realizar las restauraciones mínimamente invasivas (Ivoclar, Vivadent 2013).

Se encuentran indicadas:

- Inlays
- Onlays
- Carillas
- Carillas oclusales
- Coronas posteriores y anteriores.
- Prótesis fija de tres unidades en el segmento anterior
- Prótesis fija de tres unidades en la zona de premolares  
teniendo como límite el segundo premolar
- Coronas telescópicas
- Superestructuras en implantes en el caso de restauraciones individuales y hasta 3 piezas con límite hasta el segundo premolar (Ivoclar Vivadent 2013).

Se encuentran contraindicadas:

- Prótesis fija de 4 unidades
- Prótesis fija que lleguen hasta molares

- Restauraciones que presenten una terminación subgingival muy profunda
- Puentes con retención mediante inlays
- Pacientes que presenten bruxismo
- Prótesis fija con cantiléver
- Puentes maryland (Ivoclar Vivadent 2013).

**IPS E-MAX CAD:** Se caracteriza por ser un bloque pre-sinterizado que se talla por medio de dispositivos CAD/CAM. Cuando se obtiene la restauración se debe terminar el proceso de sinterización con la ayuda de un horno a 850 grados, por 30 minutos permitiendo otorgar a la restauración resistencia, translucidez y brillo (Bertoldi 2012).

- **Cerámicas pobres en sílice**

#### **Cerámicas ricas en alúmina**

Como su nombre lo indica en una cerámica con alto contenido de cristales de alúmina, permitiendo obtener mayor resistencia, por esta razón fueron desarrollados varios sistemas, entre los cuales tenemos: IN Ceram Alúmina, In-Ceram Zirconia, alúmina Turkom Cera (Masioli 2013).

#### **Alúmina turkom cera**

En su composición se encuentra principalmente óxido de aluminio en un 99.98% lo que permite ser un material de alta resistencia, una vez sacado el gel de alúmina se debe sinterizar por 5 minutos a 1150 °C, seguido de un segundo proceso de cocción utilizando Turkon Cera polvo de cristal por un tiempo de 30 minutos con la misma temperatura.

Presenta una forma cristalina y una resistencia que llega hasta 600 MPa y se encuentra indicada para la fabricación de incrustaciones, coronas individuales, prótesis fija de tres unidades, aditamentos para prótesis combinadas, coronas sobre implantes (Bandar, Abdul, Abu Hassan 2010).

## **Ventajas**

- Biocompatible
- Presenta un buen ajuste marginal
- Presenta elevada resistencia puesto que el óxido de aluminio, es superado solamente por el diamante.
- Disminuye el tiempo de trabajo y el uso de materiales como el gas, O2 centrífuga, scanner, ordenador, arenador como lo utilizan en otros sistemas.

## **In ceram**

Es un material que está indicado para la fabricación de dientes posteriores y anteriores, sobre núcleos metálicos y dientes con alteraciones de color por la opacidad que presenta. Es biocompatible y proporciona estética (Bottino 2008)

Para la fabricación de estas cerámicas se utiliza un polvo con elevado porcentaje de óxido de aluminio, llamado barbotina, el cual es humedecido y distribuido en un modelo refractario en donde se elimina la humedad por capilaridad, esa pasta obtenida es parcialmente sinterizada permitiendo la obtención de una estructura cristalina organizada débil y porosa a lo cual se infiltra vidrio de lantano que a medida que se va fundiendo permite la entrada entre los intersticios de la alúmina mediante una acción capilar, obteniendo la formación de una estructura que presente una mayor resistencia. Esta estructura debe ser recubierta con cerámica feldespática para obtener la restauración final (Rosentiel, Land, Fujimoto 2009).

## **A este grupo pertenecen:**

**In ceram alúmina:** fue desarrollada en 1988 por Sadoun a partir de un proceso llamado Slip Casting en donde una porcelana de 85% de óxido de alúmina recibe una infiltración de vidrio a base de óxido de lantano, permitiendo obtener un material de gran resistencia (Oliveira 2014).

Como existe una elevada concentración de óxido de alúmina da como resultado un sistema cerámico opaco, es por esta razón que solo se emplea para la elaboración de copings los cuales serán revestidos con porcelanas feldespáticas. Presenta una alta resistencia que va de 380 a 600 MPa con una moderada translucidez (Bertoldi 2013).

**Procera all – ceram alúmina:** Se desarrolló en 1993 por Andersson y Odén, la cual está compuesta en un 99.9% de  $Al_2O_3$ , este sistema es utilizado mediante la técnica de CAD-CAM para la fabricación de incrustaciones, coronas, prótesis fija hasta 3 unidades y frentes laminados, además presenta una resistencia a la flexión de 687MPa y un ajuste marginal de 38-120  $\mu m$  (Suarez, Gonzales, Pradies, Lozano 2003).

**Cerec alúmina (sirona alemania):** fue desarrollado en los años 80 y se diferencia del sistema procera puesto que este utiliza la lectura del diente como método para obtener las dimensiones, este análisis se obtiene mediante dos métodos. Método directo: permitiendo medir al diente directamente en boca con ayuda de una cámara. Método indirecto: en donde el análisis de dimensión se lo realiza en el laboratorio (Oliveira 2014).

La información que se obtiene tras este análisis es utilizada por el ordenador la cual transmite a una unidad de fresado permitiendo tener como resultado del boque de cerámica la restauración. Dicho sistema realiza la construcción de inlays, onlays laminados, coronas, prótesis fijas de poca extensión e infraestructuras que posteriormente serán revestidas de cerámicas de recubrimiento mediante estratificación (Oliveira 2014)

**In ceram spinell:** consiste en una porcelana compuesta por magnesio y alúmina (aluminado de magnesio  $MgAl_2O_4$ ), se obtiene una mejor translucidez por la presencia de espinel de magnesio en la fase cristalina, pero conserva una resistencia a la flexión menor 350MPa (Masioli 2013).

Esta cerámica se utiliza para la confección de inlays, onlays, coronas unitarias y laminados (Bottino 2008).

**In ceram zirconia:** consiste en una modificación de la in ceram puesto que en su composición se sustituye por zirconia la alúmina, llegando a un 33 – 35%, lo que permite el incremento de la resistencia del material a 600 – 800 MPa. A su vez la translucidez de la porcelana se ve afectada por su reducción. Se encuentra indicada para la fabricación de prótesis parcial fija en zonas donde requiera mayor resistencia y menos estética, y para infraestructuras de coronas individuales. (Masioli 2013).

Se debe tomar en cuenta que el trabajo en el laboratorio difiere poco del In Ceram Alúmina, en donde otorga un ajuste marginal bueno o escaso, por esta razón se recomienda la correcta selección del laboratorio porque necesita de una técnica sensible para su confección y va a depender directamente de la experiencia del técnico. (Rosenstiel, Land, Fujimoto, 2009)

### **Cerámicas ricas en zirconia**

El descubrimiento del zirconio se remonta a 1975 gracias a Garvie, el cual no se encuentra presente como un metal libre a pesar de considerarse un elemento muy común en nuestra corteza (Villarreal, Sanchez, Masip, Espia, 2007).

Este material está formado por varios minerales como el silicato de circonio o badeleyita, siendo este el dióxido de zirconio o zirconia  $ZrO_2$  el cual es utilizado en nuestro medio. Si a esta substancia se aumenta óxido de aluminio y óxido de itrio permite aumentar las propiedades en cuanto se refiere a resistencia ante la corrosión y envejecimiento (Kern 2005).

Una de las propiedades del zirconio es la resistencia flexural la cual está entre 900 y 1500 MPa, y a la resistencia a la propagación de grietas, esto se da porque en su composición se adicionó óxido de zirconio. Sin embargo, estas cerámicas presentan una elevada opacidad las cuales afectan en las propiedades estéticas,



es por ello que se recomienda el uso de cerámicas de recubrimiento sobre las estructuras de zirconio. Se toma en cuenta que una corona de zirconio permite el paso de luz en un 48% a diferencia de una estructura a base de alúmina la cual permite el paso de luz en un 72%, siendo esto importante a la hora de seleccionar el material de trabajo (Masioli 2013) (Bertoldi 2012).

Se encuentra indicado para la elaboración de de núcleos de coronas, permitiendo ocultar dientes con pigmentaciones o en el caso de existir núcleos colados, prótesis parciales fijas anteriores y posteriores de hasta dos pósticos. Además posee un ajuste marginal óptimo conseguido gracias a la técnica de confección CAD-CAM obteniendo valores entre 50 – 100  $\mu\text{m}$  (Masioli 2013).

Ventajas:

- Biocompatibilidad
- Mayor translucidez que una restauración a base de metal opacado
- Elevada resistencia
- No presenta bordes negros en la zona cervical

### **Clasificación de acuerdo a los procesos de laboratorio**

Las constantes evoluciones de los sistemas cerámicos han hecho que las técnicas de trabajo o de elaboración en el laboratorio no se queden atrás, una vez hablado esto podemos clasificarlas en fundidas, inyectadas, infiltradas y maquinadas (Masioli 2013).

#### **Aplicadas y fundidas**

La porcelana perteneciente a este grupo viene una una presentación de polvo y líquido, con el fin de realizar una mezcla la cual es depositada otorgando la forma de la restauración sobre una infraestructura metálica o cerámica.

Una vez aplicada esta mezcla esta estructura debe ser sometida a elevadas temperaturas permitiendo que las partículas minerales se compacten y formen un esqueleto la cual proporciona un sustento a la pieza. Este procedimiento es

conocido como sinterización. La contracción que sufre el material durante su cocción hace necesario que la colocación o estratificación del mismo sea por capas, permitiendo de esta forma compensar con cada capa que se coloca, como por ejemplo la porcelana feldespática (Masioli 2013).

### **Inyectadas o prensadas**

La utilización de sistemas cerámicos termoprensados o inyectados se basa en la técnica de laboratorio llamado de cera perdida, este procedimiento se lo ha venido realizando desde hace mucho tiempo para la elaboración de restauraciones metálicas, se realiza obteniendo un modelo de la preparación y se realiza un encerado devolviendo por medio del mismo las estructuras faltantes, el cual se reviste y se lo lleva a un horno a (Caparroso, Duque 2010). Una vez obtenido el modelo refractario se lo lleva al horno específico en donde se coloca las pastillas cerámicas junto con un aditamento conocido como pistón y estas son fundidas bajo el calor y la presión para permitir el ingreso del material a los espacios obtenidos por la técnica de cera perdida, al terminar este proceso las restauraciones se las debe adaptar a los modelos de trabajo para proporcionar los detalles finales (Masioli, 2013)

Los sistemas inyectables conocidos son: IPS Empress y el sistema IPS Empress 2 los cuales utilizaban pastillas de leucita y disilicato de litio, hoy en día se utiliza E-Max Press el cual presenta en su composición disilicato de litio modificado (Caparroso & Duque, 2010).

### **Infiltradas con vidrio**

Se caracteriza por ser un sistema con elevado contenido de alúmina en el polvo que será mezclado para colocar mediante la técnica de estratificación sobre el modelo y así confeccionar la restauración, con ello se forma una estructura densa y firme tras la eliminación de la humedad, se debe completar el procedimiento con la sinterización en un horno especial en donde por acción de la temperatura se da una formación organizada cristalina (Masioli 2013).

Se debe realizar una segunda cocción en donde se infiltra el vidrio de lantano, mediante su fundición se produce la infiltración formando una estructura que presenta una resistencia aumentada. Esta estructura ya formada se la debe recubrir con cerámica estratificándola para permitir obtener la restauración final (Masioli 2013).

### **Maquinadas**

Se caracteriza por el uso del sistema CAD –CAM (Computer Aided Design/Computer Assited Machining), este sistema fue creado por Mormann y Brandestini en los años 80 con la finalidad de realizar restauraciones indirectas (Mormann & Bindl, 2002).

El material cerámico a utilizarse en este sistema viene en forma de bloques o discos permitiendo que mediante el maquinado o tallado se obtenga la restauración deseada, dichas restauraciones presentaran alta resistencia por lo que será necesario pigmentarlas o cubrirlas con otro tipo de cerámica para trabajar en los aspectos estéticos. Las porcelanas ricas en zirconio, alúmina y reforzadas con disilicato de litio son ejemplos de estos sistemas (Masioli, 2013).

El sistema CAD-CAM presenta tres partes fundamentales para completar el proceso de fabricación y estas comprenden:

**Escáner:** Lectura de la preparación

**Software:** Diseño de la restauración

**Hardware:** Fresado o confección de la restauración (Tsalouchou & Cattell, 2008)

### **Clasificación de acuerdo a la forma que refuerzan la estructura**

Determina la función de la presencia o ausencia del coping

#### **Cerámicas con coping**

Es recomendable la utilización de cerámicas con coping cuando amerita una restauración en dientes con poco sustrato y requiere un refuerzo, o cuando existe

una alteración de color o presencia de postes colados que afectan la estética de la restauración (Baratieri 2009, pp. 64-72)

### **Existe diferentes coping que pueden ser utilizados**

Metálico: por ser manejado por mucho tiempo es altamente aceptado, puesto que existe mucha experiencia en la utilización del mismo, presenta características mecánicas aceptables para determinados casos (Baratieri, 2009, pp. 64-72)

Cerámico: la translucidez y la resistencia es variable, generalmente los coping más opacos ofrecen una resistencia mayor, estos son fabricados por la técnica de inyección con IPS Empress 2 IPS Emax y por la técnica manual In Ceram con la ayuda de CAD-CAM (Baratieri, 2009, pp. 64-72).

### **Cerámicas sin coping**

Se recomienda su uso cuando exista un remanente robusto con gran cantidad de esmalte y que proporcione una calidad en la unión adhesiva sin ninguna o poca alteración de color, aquí el uso de cerámicas acondicionables es estricto porque la adhesión permite reforzar la resistencia mecánica, en este grupo tenemos IPS Empress, Empress II e IPS E-max (Baratieri, 2009, pp. 64-72).

### **3.2.2 Carillas**

Son varias las opciones que se encuentran en la actualidad para la reconstrucción o mejoramiento del sector anterior, existiendo por muchos años la opción de una rehabilitación por medio de coronas completas, sin embargo, este enfoque de tratamiento ha venido quedándose atrás por la excesiva eliminación de tejido y las posibles afecciones a las demás estructuras presentes en la cavidad bucal (Peumans, 2000).

Según el glosario de términos odontológicos, carilla corresponde a una capa superficial o a un acabado decorativo, el cual reviste y protege a la estructura

dental (Hickey, Boucher, Hughes 2015). Introducida oficialmente a principios de los años 80, las carillas de porcelana son utilizadas en odontología para igualar la dentición natural por sus propiedades (Barizon et al. 2014).

Cunha L en el 2007 define que el tratamiento de los dientes anteriores siempre ha constituido un reto para el operador en la práctica clínica, y con la mejora y la constante evolución de materiales este procedimiento se torna un poco más fácil.

Es por ello que las carillas son elementos protésicos y restauradores asociados a la preservación de la estructura dentaria puesto que el desgaste se lo realiza preferentemente en la superficie del esmalte, ofreciendo resultados altamente estéticos (Re, Augusti, Amato, Riva, Augusti 2014)

Además, Kumar G, en el 2014 propone que este tipo de tratamientos son una alternativa conservadora al uso de coronas de cobertura total para mejorar la apariencia de un diente anterior

Cuando existe dientes con desgaste, que exista una ausencia de superficies funcionales, por ejemplo, la orientación de guías anteriores o laterales sin duda el tratamiento en base a carillas es una alternativa estética que involucre un desgaste mínimo, permitiendo la conservación de estructura dental (Da Cunha, Pedroche, Gonzaga, Furuse 2014)

Chen y colaboradores en el 2015 manifiesta que las carillas dentales son uno de los tratamientos más populares para corregir y restaurar piezas dentales antiestéticas, permitiendo el cierre de diastemas, cambios morfológicos y actuar con dientes descoloridos. Siendo el reto de este tratamiento el lograr una máxima estética equilibrando todas las funciones y bondades que presenta el material que se esté utilizando. (Chen, Hong, Xing, & Wang, 2015)

Se considera un tratamiento popular, predecible, el cual es bien aceptado debido a la tasa de supervivencia clínica, cuando esta restauración se encuentra ligada

al esmalte. Porque la exposición a la dentina a más de reducir las fuerzas de adhesión puede fomentar la microfiltración (Castelnuovo, Tjan, Phillips, Nicholls, Kois 2000)

Radica en un tratamiento el cual presentan varias técnicas de fabricación, pero todas requieren de una impresión de las reparaciones de los dientes, un modelo del arco opuesto, elaboración de moldes y un tiempo prolongado de trabajo en el laboratorio (Vafiadis, Goldstein, 2011)

Sin duda consiste en un tratamiento cotidiano, puesto que la fractura coronaria es la más frecuente, se ha descrito que el 25% de personas en EE. UU en una edad entre 6 y 50 años han sufrido una lesión en la región del incisivo central superior o inferior por lo que el tratamiento de elección fue la fabricación de una carilla cerámica (Rinke, Lange, Ziebolz, 2013)

### **3.2.2.1 Ventajas**

- Mínimo desgaste de tejidos
- Corrección de problemas de color de las piezas dentales
- Corrección de problemas de forma de las piezas dentales
- Corrección de alineación de las piezas dentales
- Restauración de fractura y desgaste de piezas anteriores
- Recuperación de función de las piezas dentarias (Görücü, 2008)
- Resiste a la abrasión y proporciona estabilidad (Green, Sederstrom, McLaren, White, 2014)

### **3.2.2.2 Desventajas**

El éxito que se debe esperar para este tratamiento depende de la selección del caso, diseño y preparación minuciosa, así como de la fabricación y cementación de la restauración por ello debe ser realizado de manera cuidadosa (Kumar, Poduval, Reddy, & Reddy, 2014)

### 3.2.2.3 Indicaciones

Este tipo de tratamiento esté disponible para poder restaurar piezas anteriores fracturadas, malformadas o con presencia de hipoplasia (Gresnigt & Ozcan, 2011). Y se las puede clasificar de la siguiente manera:

#### Modificación de posición y forma

- Piezas cónicas
- Piezas Ectópicas
- Piezas con mal posición
- Cierre de diastemas
- Armonización de espacios
- Microdoncia
- Desalineamiento (Kursoglu, Motro, Kazazoglu, 2015).

#### Corrección estética de defectos estructurales

- Amelogénesis imperfecta
- Restauraciones múltiples
- Erosión
- Discrepancias de tamaño
- Fracturas
- Abrasión
- Caries extensas de esmalte
- Prolongaciones del borde incisal (Rinke, Lange, Ziebolz, 2013)  
(Castelnuovo, Tjan, Phillips, Nicholls, Kois 2000)

#### Modificación de color

- Decoloraciones
- Fluorosis
- Perlas de esmalte
- Pigmentación por medicamentos
- Displasia de esmalte

- Oscurecimiento de la corona post endodoncia (Castelnuovo, Tjan, Phillips, Nicholls, Kois 2000)

Retención de prótesis adhesivas:

Tipo de prótesis donde los retenedores son carillas vestibulares cementadas con los elementos protésicos.

- Rehabilitación Oclusal: Recuperación de guías caninas
- Reparación protésica: Restablecimiento de carillas laminadas pérdidas o deterioradas en coronas

#### **3.2.2.4 Contraindicaciones**

Las principales razones por las cuales no se deba realizar este tipo de tratamiento serán:

- Mordida cruzada
- Cuando existe exceso de función porque puede producir demasiado estrés
- Pacientes con oclusiones fuertes
- Versión facial extrema
- Deficiente higiene
- Desmineralización severa de dentina
- Fluorosis extrema
- Delaminación
- Daño pulpar inadvertido
- Irritación periodontal (Castelnuovo, Tjan, Phillips, Nicholls, Kois 2000)

La rehabilitación en el sector anterior no solamente debe estar enfocada en las estructuras dentarias, pues debemos respetar la arquitectura gingival para poder realizar un tratamiento integral y asegurar la longevidad de las restauraciones en la cavidad bucal por lo tanto si no cuento con una estabilidad gingival es mejor no realizar este tratamiento (Pedro, André, & Zsolt, 2012)



### 3.2.2.5 Clasificación

**Directa:** se confecciona sobre la estructura dental y el material de elección es la resina compuesta

**Indirecta:** se realiza sobre el modelo de trabajo y el material de elección es la resina, porcelana, resina acrílica

**Semindirecta:** se realiza sobre el modelo de la preparación de la pieza dental del paciente y se realiza con resina compuesta

### Factores para la elección de carillas

El factor principal según Guess PC en el 2013 depende del espesor del material a utilizar y lo que recomienda el fabricante, pero esto puede variar puesto que cuando existe una gran eliminación de estructura dental por acción de remoción de caries, desgaste, erosión y otra afección en el tejido dentario lo que se busca es evitar la fractura del remanente dentario y de la restauración.

### Factores que influyen la longevidad:

- Rasgos del paciente
- Materiales restauradores
- Técnica adhesiva utilizada
- Diseño de las preparaciones (Kern, Ahlers, 2015)

### 3.2.3 Enfoques para la preparación dental

Los criterios sobre la preparación de las piezas dentales para la conformación de carilla cerámicas han variado en los últimos años, los primeros conceptos hablaban de una mínima o ninguna preparación de la pieza dental, al pasar el tiempo se habla de la variación que debe tener el desgaste para recibir a la restauración, en la actualidad estamos regresando al criterio de un desgaste mínimo o ausente, en el caso de los lentes de contacto (Peumans, Van Meerbeek, Lambrechts, & Vanherle, 2000)

Está claro que el mejor sitio para la adhesión de la restauración es la superficie del esmalte, por lo que si sobrepasamos el límite de esta estructura dental podemos ocasionar una disminución de la capacidad de adhesión de la carilla, se ha venido hablando que la superficie que se debe eliminar corresponde a 0,5mm, pero Investigaciones como la realizada por Christensen establece como medida óptima una reducción de 0,75mm, teniendo en cuenta que el espesor del esmalte no es igual en todas la superficie del diente (Peumans, Van Meerbeek, Lambrechts, & Vanherle, 2000)

Se puede considerar un reto en cuanto a la preparación dental que se necesita realizar por el desgaste de estructura sana que se debe realizar para obtener un resultado estético. En las superficies que presentan un desgaste por una afección del tejido dentario pueden presentar los mismos retos ya que el desgaste que se debe realizar da como resultado el adelgazamiento del esmalte, por lo tanto, la preparación podría considerarse inapropiada (Rinke, Lange, Ziebolz, 2013) (Schlichting, Resende, Reis, Magne. 2016)

La resistencia a la fractura del elemento cerámico va directamente relacionado con el diseño del lecho donde va a descansar la restauración o estructura, es por ello que debemos tomar en cuenta la conformación de preparaciones sin ángulos agudos, además del grosor de la restauración, pues existen investigaciones que demuestran que restauraciones en E-Max CAD con un espesor de 1,2 a 1,8 mm pueden resistir fuerzas de hasta 1000N y restauraciones con el espesor de 0,6 a 1.0 mm la resistencia llego hasta 800 N (Sasse, Krummel, Klosa, & Kern, 2015)

Según Re D en el 2014, el espesor del tejido que debe ser retirado debe ser entre 0,3 mm y 0,5 mm, 95% a 100% del volumen del esmalte de manera que no se forme un sobrecontorno y este procedimiento se relaciona con tres factores:

- Forma y tamaño del diente: se debe tomar en cuenta a las demás piezas dentales presentes y así poder corregir las alteraciones estéticas presentes.
- Posición en el arco dentario: se debe evaluar la cantidad de tejido dentario que se va a eliminar, y determinar si el desgaste va a ser menor, mayor o incluso si no necesita desgaste. Cualquiera que sea el caso no debemos olvidar el contorno proximal, pues debe ser realizada de tal forma que enmascare la línea de cementación.
- Color de la pieza dental: es directamente proporcional a la pigmentación que tenga la pieza dental, es decir si el diente está muy opaco por alguna coloración el desgaste deberá ser mayor para poder corregir este problema, pero si la coloración es mínima el desgaste deberá ser menor (Niu, Agustin, Douglas 2013)

La preparación consiste en modelar los bordes incisales, parte cervical, y límites proximales para permitir el acoplamiento de la restauración (Cunha, y otros, 2007)

Li, Yang, Zuo, Meng en el 2014 manifiesta que los diseños ampliamente aceptados son:

- Preparación que limitada a la superficie vestibular y que no implica la reducción del borde incisal.
- Preparación que cubre toda la superficie labial con una capa delgada hasta el borde incisal
- Y la preparación de superposición incisal la cual se puede dar de dos maneras dependiendo de la conformación del borde incisal en donde puede ser con un chaflán en la cara palatina o solo una reducción incisal.

### 3.2.3.1 Tallado

El tallado para la formación del lecho donde se acentuará la carilla debe tener a siguientes características:

- Espacio para el material restaurador
- Superficie lisa
- Conservación de la estructura dental
- Límites interproximales definidos
- Margen gingival definido (Re D, 2014)

El diseño de la preparación debe ir en relación a la condición de la estructura existente (Schmidt, Chiayabutr, Phillips, Kois 2011). En condiciones normales el laminado cerámico para la confección de una carilla requiere una reducción del 25% de la cantidad del diente, si dicha reducción es excesiva comprometerá la adhesión de la restauración (Cho, Nagy 2015)

Es necesario considerar, si por la forma, posición de la pieza dental o existencia de patologías ocasionan la exposición de la dentina, y si es así nos veremos comprometidos a realizar una protección entre el periodo de la preparación y cementación con el fin de evitar la invasión bacteriana y la sensibilidad (D, Augusti, Amato, Riva, & Augusti, 2014)

#### **Reducción vestibular**

Es importante esta reducción partir desde un encerado diagnóstico, con la ayuda de una matriz y se habla de una reducción de 0.3 a 0.7mm en maxilar (Cho, Nagy 2015), mientras que en mandíbula se requiere un desgaste entre 0,3 y 0,4 mm (Kern, Ahlers, 2015).

Según Gresnigt M, en el 2011 este desgaste que se debe realizar depende de las afecciones que presente el tejido dentario, y el término mínimamente invasivo que se le da al mismo también se utiliza para describir los desgastes en la cara palatina en casos donde exista afecciones de erosión. (Gresnigt & Ozcan, 2011)

### **Reducción gingival**

El desgaste necesario en esta zona es determinado por la necesidad de eliminar tejido afectado

### **Reducción incisal**

El desgaste en esta porción de la pieza dentaria se debe para aumentar el material y permitir el recubrimiento de la restauración aumentando su resistencia y mejorando el aspecto estético a este nivel según (Jankar, y otros, 2014)

La terminación realizada en este sector consistirá en un filo de cuchillo que resulta del aplanamiento de la cara vestibular, además se puede realizar un desgaste del borde incisal el cual puede ir acompañado o no con una terminación en chaflán en la cara palatina. (Pedro, André, & Zsolt, 2012)

#### **3.2.4 Impresiones y provisional**

La toma de impresiones de las debe realizar con un material polivinilsiloxano, que se lo puede realizar en uno o dos pasos utilizando una bandeja personalizada, el provisional se lo fabrica usando un material de auto curado como el material Bis – Gma, el cual utiliza una técnica de grabado puntual para ayudar a su adhesión. (Rinke, Lange, Ziebolz, 2013)

#### **3.2.5 Cementación de carillas**

Se dispone la utilización de cerámicas en los tratamientos dentales por las propiedades físicas y mecánicas que ofrecen estos materiales permitiendo una adecuada rehabilitación, pero el éxito depende directamente en la unión que se da con la pieza dental según Carvalho y colaboradores en el 2015. (Carvalho, y otros, 2015)

Este proceso de unión se puede explicar mediante la adhesión química entre la matriz del material restaurador y el componente orgánico del cemento. Adhesión mecánica mediante la penetración de los agentes cementantes y la superficie

irregular de la restauración. Adhesión química de la superficie irregular y a la materia orgánica del cemento resinoso (Figueiredo, y otros, 2015)

La técnica de la unión que tiene una lámina fina de porcelana y la superficie del diente se da mediante adhesivo y un composite de fijación, presentando como finalidad cambiar el color, forma y posición de las piezas del segmento anterior (Peumans M, 2000).

A medida que ha evolucionado el campo de la odontología, especialmente el tema de adhesión los cementos resinosos consisten en una excelente alternativa por que presenta una baja solubilidad, estética y una unión adecuada de las dos superficies de unión (Carvalho, y otros, 2015).

El objetivo de la cementación consiste en proporcionar una adecuada o máxima retención a la estructura dental remanente, esto permite la disminución del riesgo de fractura por lo que se distribuyen de mejor manera las fuerzas ejercidas en el conjunto diente – restauración. Además promueve el sellado marginal, y esto se torna confiable cuando el profesional necesita realizar ajustes a sus restauraciones estéticas (Sasse, Krummel, Klosa, & Kern, 2015). Se usan para sellar los espacios y evitar la invasión microbiana que produzcan una reacción inflamatoria o posteriormente una necrosis pulpar, esto inicia por una micro filtración que consiste en una hipersensibilidad post-tratamiento con un cambio de color que se da en los límites de la restauración (Reza, y otros, 2015).

### **Concepto**

La cementación consiste en generar dos interfaces de adhesión, estableciendo como la primera el tejido dentario y el cemento, la segunda interface corresponde a la unión que se realiza entre el cemento y el material restaurador (Young, Sun Lee, Hwan Kim, Young Kim, & Chul Kim, 2015)

Además es fundamental comprender que el proceso de cementación propiamente dicho no garantiza la durabilidad y resistencia de las restauraciones

libres de metal, ya que el punto más importante es la capacidad del profesional para combinar una correcta preparación de la estructura dental, el material que debe ser escogido de acuerdo a cada situación clínica y la selección de un correcto sistema adhesivo que sea compatible con el agente cementante (Jonathon, Andrew, Johnsonb, Tantbirojnc, & Versluis, 2015).

Otro punto de importancia que influye directamente sobre la cementación es que la cavidad oral nos otorga un medio húmedo de trabajo, esta humedad en ocasiones puede acelerar la hidrólisis de los agentes de cementación y provocar la formación de oligómeros pobremente polimerizados, esto ocasiona una fuerza disminuida de unión entre el agente cementante y la pieza dental contribuyendo a una falla que pueden comprometer la alta longevidad de las restauraciones presentes en la cavidad oral. Esto se puede evitar utilizando un adecuado aislamiento absoluto en el momento de la cementación (Young, Sun Lee, Hwan Kim, Young Kim, & Chul Kim, 2015)

### **Clasificación**

Los agentes cementantes pueden clasificarse según los Modos de activación:

- Química
- Física
- Dual

Este último sistema de cements han sido fuertemente defendidos ya que si tenemos una restauración cuyo espesor es considerable, es decir superior a 1,5 o 2 mm o cuando su capacidad dificulta el paso de luz, hace que el uso de este tipo de agente funcione correctamente (Carvalho, y otros, 2015)

Los sistemas cerámicos como disilicato, feldespatos poseen un mejor comportamiento en cuanto al espesor, sombra, y translucidez por lo que el tiempo y la distancia de salida de la luz afectan directamente la polimerización del cemento que estemos utilizando. Caso contrario lo que sucede con sistemas de mayor resistencia como la alúmina o el circonio que poseen una elevada

opacidad y pueden evitar el paso de la luz para activar al cemento, en este caso el sistema de polimerización del agente cementante a utilizar debe ser diferente. Es por ello que el profesional debe evaluar el tipo de sistema cerámico que estamos utilizando y el sistema de cementación adecuado para ese material (Carvalho, y otros, 2015)

Para Sasse M y colaboradores en el 2015 la superficie de unión y el acondicionamiento de las superficies afecta a la unión de la cerámica con la estructura dentaria, observando que en investigaciones posteriores en donde el grabado total en esmalte mantuvo una unión de 28MPa, teniendo en cuenta la importancia del agente acondicionador. (Figuroa, Cruz, Leite, Chavez, & M, 2014)

Otro punto de interés en cuanto al cemento utilizado es el papel que juega frente a la posible variación de color de la restauración, aunque existen estudios en donde se demuestra que estos sistemas cementantes solo afectan el aspecto final de la restauración (Chen, Hong, Xing, & Wang, 2015)

### **3.2.5.1 Protocolo de Cementación**

Cementación con un agente cementante de curado dual:

Se debe tomar en cuenta que el agente cementante depende de la elección de cada clínico, puesto que se presentan de varias tonalidades.

Preparación de la Estructura dental:

- Limpieza de la zona con cepillo profiláctico
- Grabado ácido por 15 seg
- Lavado de la superficie por 30 seg
- Secado de una forma ligera
- Colocación del agente de unión
- Aireado ligeramente



- Aplicación de la carilla junto con el agente cementante  
(Green, Sederstrom, McLaren, White, 2014)

Preparación de la restauración:

- Ácido fluorhídrico de 5% 15 segundos
- Lavado por 90 seg
- Secado
- Silanizado 2 min
- Aire
- Eliminación del material excedente
- Polimerización de 120, divididos en las 4 caras de la restauración
- Controles oclusales (Rinke, Lange, Ziebolz, 2013)

### **3.2.6 Definición de los términos que se aplican al modelo**

#### **Biomecánica**

El glosario de términos odontológicos indica que consiste en la aplicación de las leyes mecánicas a las entidades con vida, teniendo relación sobre el sistema locomotor del cuerpo, además indica que estudia la biología tomando en cuenta el aspecto funcional. De esta manera se definen a continuación términos relacionados con biomecánica. (Hickey, Boucher, & Hughes, 2015).

#### **Fuerza**

Consiste en la acción que es aplicada a cualquier material la cual causa una deformación, de esta manera cuando está dirigida a un cuerpo produce un movimiento que de acuerdo al lugar donde se produce puede lograr un cambio de dirección y magnitud por ende es necesario la presencia de dos cuerpos (Hickey, Boucher, & Hughes, 2015)

#### **Esfuerzos**

Habla sobre la intensidad que presentan las fuerzas, las cuales son distribuidas sobre una determinada zona o sección. Cuando obtenemos un valor positivo nos

indica que existe un valor de tensión mientras que si es negativo dicho esfuerzo será por compresión

Estos esfuerzos pueden ser normales o cortantes, si los cuerpos son sometidos a cargas axiales como el caso de tensión o compresión serán esfuerzos normales, mientras que los cuerpos sometidos a cargas transversales denotan un esfuerzo cortante. (Beer & Johnston, 2001).

### **Esfuerzos Von Mises**

Estos esfuerzos son producto de la energía de deformación por distorsión, siendo este catalogado como el mejor y más exacto estimador de falla de materiales para esfuerzos normales y cortantes o cargas estáticas (Beer & Johnston, 2001).

### **Relación de Poisson**

Según Gare consiste en el cociente entre las deformidades axiales y laterales cuando un cuerpo se encuentra sometido a determinadas fuerzas de compresión o tracción dentro de un intervalo elástico (Gare & Goodno, 2009).

### **Resistencia**

Consiste en un término que se relaciona a la capacidad que tiene un cuerpo para soportar o resistir una determinada carga sin afectar su continuidad, se encuentra en estrecha relación con la capacidad de deformación. Es importante puesto que se puede determinar la resistencia de cada material de manera específica de acuerdo a la carga que se aplique:

Resistencia a la tensión: consiste en el máximo esfuerzo en tensión el cual actúa en un cuerpo, el mismo que debe soportar antes que se produzca la fractura.

Resistencia al corte: consiste en el esfuerzo máximo que se presenta en cizallamiento el cual debe soportar el cuerpo antes que se fracture.

Resistencia a la compresión: consiste en el esfuerzo máximo compresivo que debe soportar un cuerpo o material sin denotar una fractura. (Gare & Goodno, 2009).

### **Fractura**

Consiste en la ausencia de la continuidad de una determinada estructura o material, la cual es producto de la aplicación de un esfuerzo. (Gare & Goodno, 2009).

#### **3.2.6.1 Modelos matemáticos**

Consiste en un grupo de ecuaciones diferenciales o algebraicas las cuales se utilizan para explicar el comportamiento de un sistema físico, de esta manera se puede realizar un conteo en lenguaje matemático, este sistema puede ser usado en un sin número de áreas, sin olvidar que es preciso la utilización de dichas ecuaciones las cuales explicaran un fenómeno en el estudio (Basmadjian, 2003)

Este tipo de análisis mediante la construcción de modelos matemáticos presenta una serie de ventajas y desventajas. Como una ventaja permite disminuir el costo y el tiempo de estudio, puesto que el fenómeno se realizara virtualmente, mientras que la desventaja se da en la idealización de los fenómenos, ya que en la investigación se simplifican varias condiciones que afectan la manera de reproducción del modelo, estas características que no son capaces de demostrar si ocurren cuando existen pruebas experimentales de las muestras (Barguil, Chica, & Latorre, 2009).

De esta manera se considera un arte el portar modelos matemáticos, por ello es fundamental tener en cuenta las ecuaciones correctas, estas se encuentran basadas en leyes y fundamentos de la conservación, además es necesario el conocimiento de las herramientas matemáticas (Basmadjian, 2003)

Para explicar de mejor manera debemos decir que el modelo matemático consta de tres elementos:

1. Parámetros: se refiere a los objetos o símbolos que van a presentar los sistemas, estos serán constantes.
2. Variables: consiste en los símbolos y objetos que representan al sistema los cuales cambian con el tiempo.
3. Relaciones funcionales: son las cuales se encargan de describir la manera de combinación de las variables y la manera de afectación ocasionada por los parámetros (Basmadjian, 2003).

Conocidos los elementos del modelo matemático se debe formular el modelo teniendo en cuenta los siguientes pasos:

1. Elaboración de un esquema del sistema físico
2. Delimitación del esquema
3. Simplificación del sistema, el cual consiste en la reducción de variables y de ecuaciones
4. Solución
5. Cierre del análisis en donde se pregunta si la respuesta que se obtuvo como resultado presentan un comportamiento inusual o son razonables (Basmadjian, 2003).

De esta manera cuando ya se tiene un modelo se debe pensar en la forma de solucionarlo, por esta razón existen tres maneras distintas para ello: la primera consiste en la utilización de modelos analíticos tradicionales, las cuales ayudan en la solución de casos particulares y simples, la segunda se realiza de una manera semi analítica como es el caso de las aproximaciones discretas como elementos espectrales y de contorno, volúmenes finitos, y la tercera que es la de utilización más frecuente conocido como MEF (método de elementos finitos) (Vanegas & Landinez, 2009)

De acuerdo con Garzon y Cols el método de elementos finitos consiste en un procedimiento numérico que se utiliza para el análisis de fenómenos en un

dominio continuo, este dominio se considera a la región de estudio, el cual presenta varias propiedades inherentes a su naturaleza. Este dominio debe ser discretizado en decir dividido en subdominios que toman el nombre de elementos, cada uno va a presentar las propiedades asignada anteriormente y además se debe asignar una variable desconocida, permitiendo aproximar la solución del problema, es decir se obtienen ecuaciones resueltas que necesitan de un análisis e interpretación. (Garzón, Roa, & Cortés, 2004)

Para explicar de manera más sencilla el elemento finito permite la división de un sólido en un número finito el cual es limitado de partes que reciben el nombre de elementos, en donde el operador define el comportamiento de cada uno de ellos. Estos elementos presentan unos puntos interconectados denominados nodos, a la agrupación de nodos se lo denomina malla. Dicho análisis que se realiza a la malla permite observar los desplazamientos, esfuerzos, deformidades y reacciones de cada nodo para una determinada carga, los movimientos de los demás puntos se obtienen por la interpolación de los valores obtenidos en los nodos. A su vez estos nodos pueden obtener un desplazamiento denominado grados de libertad (Aldaya, 2013).

### **3.2.6.2 Software para análisis de elementos finitos**

En los últimos tiempos el análisis mediante modelos matemáticos ha tenido un auge importante gracias al software computacional, puesto que permite el estudio de fenómenos o problemas complejos mediante una naturaleza virtual, evitando la experimentación tradicional. A pesar de que los programas están basados en una simulación estos se encuentran apoyados en métodos numéricos, matrices, ecuaciones e involucran un manejo fácil por las serie de herramientas que presentan, permitiendo la obtención de gráficos de esfuerzos, desplazamientos y deformaciones (Landinez, Garzón, & Bek, 2011).

Actualmente existen diferentes programas que nos ayudan en el campo de elementos finitos: ANSYS, NASTRAN, PATRAN, ABAQUS, SOLIDWORKS

FEA, ARIES, ANDINA, etc. Los cuales pueden resolver un sin número de problemas. Debemos entender que para analizar cualquier dato deben seguir estos pasos:

- Pre procesamiento
- Análisis propiamente dicho
- Pos-procesamiento
- Interpretación de resultados (Aldaya, 2013)

En 1995 se realizaron los primeros análisis el campo meteorológico, aeronáutico, militar e ingeniería estructural, en estos trabajos se pudo predecir el comportamiento de estructuras sin necesidad de realizar una construcción física (Landinez, Garzón, & Bek, 2011).

Al haber obtenido un éxito en la simulación computacional estos modelos se los aplico en campos médicos con el objetivo de determinar una hipótesis, que si se realizaban de manera normal ofrecerían una cierta desventaja por ser complejas, costosas y éticamente imposibles, por esta razón se dio la unión de la medicina con la biomecánica computacional obteniendo una ciencia nueva denominada mecanobiología computacional, nombre otorgado por Rik Huiskes para denominar a la ciencia que explica y detalla procedimientos de diferenciación manteniendo la respuesta y adaptación de una célula u órgano frente a un estímulo químico , físico o mecánico (Landinez, Garzón, & Bek, 2011)

Con todo lo expuesto podemos decir que la mecanobiología computacional es la ciencia que establece las reglas cuantitativas que regulan la diferenciación, mantenimiento y expresión de determinadas células, tejidos y órganos ante estímulos mecánicos y biológicos los cuales pueden ser simulados por métodos numéricos, en donde se utilizan variables, relaciones matemáticas, y estímulos biofísicos que permiten la simulación de un sistema (Landinez, Garzón, & Bek, 2011) (Cano, Campo, Palacios, & Bascones, 2007).

### 3.2.6.3 Mecanobiología computacional

Consiste en una ciencia que inicia con Galileo Galilei, Miguel Servet, Santorino y entre otros, los cuales estaban interesados en el estudio varios fenómenos físicos mediante la observación sistemática con la ayuda de herramientas sencillas lo que permitían obtener resultados muy cercanos a la realidad (Garzón, Roa, & Cortés, 2004).

Pasado un tiempo con Descartes, Euhler y Young se estableció la idea de la utilización de ecuaciones diferenciales para poder explicar diferentes fenómenos físicos en nuestro cuerpo, como por ejemplo la propagación de ondas por las arterias, la formación de nuestra voz con la ayuda de un modelo de elasticidad de materiales, etc. (Landinez, Garzón, & Bek, 2011)

Mediante el avance continuo en el campo de la medicina y la computación se pudo integrar la parte mecánica y biológica obteniendo un modelo computacional el cual considera la utilización y aplicación de fuerzas, en donde el método de implementación numérica es el elemento finito (Landinez, Garzón, & Bek, 2011)

La mecanobiología computacional se encuentra inmersa en cuatro áreas:

1. Mecanobiología celular
2. Mecanobiología de tejidos
3. Mecanobiología de órganos
4. Mecanobiología de patologías

Y estas se pueden subdividirse en:

**Mecanobiología celular:** el cual se subdivide en mecanobiología intracelular, de expresión y de diferenciación genética, las cuales son utilizadas en el estudio de células y tejidos.

**Mecanobiología de tejidos:** es aquella que establece el comportamiento mecánico, homeostasis, conservación y matiz extracelular de tejidos.

**Mecanografía de órganos:** permite establecer el funcionamiento, patologías, crecimiento y remodelación de los tejidos, teniendo relación en el campo de tejidos.

**Mecanobiología de patologías:** es la que estudia la manera de desarrollo de las enfermedades, primordialmente las causas y posibles tratamientos (Landinez, Garzón, & Bek, 2011).

Sin duda el máximo representante de la mecanobiología de tejidos fue Alan Turing, quien descubrió en los años 50 patrones biológicos repetitivos en los tigres y leopardos (rayas), estas características pueden ser descritas mediante ecuaciones de reducción y difusión, por ello se propuso que estos patrones eran originados por morfógenos los cuales trabajan juntamente como inhibidores y activadores para estimular el crecimiento de tejidos y órganos (Landinez, Garzón, & Bek, 2011) (Vanegas & Landinez, 2009).

Gracias a la experimentación mediante sistemas esqueléticos y el mejoramiento del campo computacional en 1983 Oster y Murray hablaron sobre el modelo mecanobiológico el cual fusiono al modelo de reacción y difusión con cargas mecánicas lo que permitió entender y explicar procesos como la formación de los tumores, vasos sanguíneos y formación de extremidades (Cano, Campo, Palacios, & Bascones, 2007)

Vanegas y cols en el campo odontológico en el 2013 establece que la mecanobiología permite el desarrollo de modelos matemáticos los cuales explican los procesos de osteointegración alrededor de los implantes, permitiendo observar las tasas de distribución y densidad ósea establecidas por las cargas masticatorias comparadas con tratamientos mediante el uso de postes, indicando resultados muy acercados a la realidad teniendo en cuenta que los modelos del estudio fueron virtuales (Vanegas & Landinez, 2009).



#### **3.2.6.4 Mecanismo del mef (modelos de elementos finitos)**

Los modelos de elementos finitos se basan en un trabajo virtual, cuya finalidad es imitar a los elementos de un organismo real, de manera que se puede imitar el comportamiento que puede presentar una pieza dental ante la presencia de una fuerza extrema de oclusión (Mantilla, 2008).

El manejo del elemento finito consiste en la representación de un cuerpo con la ayuda de un ensamble o subdivisiones, estos elementos se encuentran conectados por puntos denominados nodos, los cuales son una agrupación de puntos que se localizan entre cada elemento, siendo estos los que sufren un desplazamiento de un lugar a otro cuando actúa una fuerza aplicada en la zona, teniendo en cuenta que al retirar esta fuerza debe regresar al lugar de origen (Pezzoti, 2008).

Lo que hace el MEF es transformar la naturaleza del cuerpo que se encuentra en estudio obteniendo un modelo discreto de aproximación denominado discretización del modelo (Pezzoti, 2008).

#### **Figura de discretización**

El MEF permite un análisis del comportamiento de aparentemente una simple estructura, la cual está constituida por millones de elementos (Pezzoti, 2008).

#### **3.2.6.5 Elemento finito**

Consiste en una unidad la cual está adherida para formar una sola estructura, dichas unidades corresponden a figuras geométricas como un triángulo, cuadrado etc. En los bordes de cada figura se encuentran los nodos quienes permiten que se conecten entre sí permitiendo formar los elementos (Fornóns, 1982).

### 3.2.6.6 Nodos

Consisten en unos puntos que se localizan en los extremos y bordes de cada elemento, con la unión de dichos elementos permiten la formación de una malla (Fornóns, 1982)

Debemos entender que cada nodo permite la simulación de un átomo real, a su vez se considera a dichos nodos como la ecuación que permite determinar el comportamiento que presenta cada material. De esta manera cada nodo deberá ser asignado con las propiedades que presente el material ante las fuerzas que son ejercidas en la región de estudio (Nieto, 2003)

### 3.2.6.7 Tipos de elementos en mef

Los tipos de elementos son:

**Elementos lineales:** aquellos que permiten introducir rigidez, transmitiendo un esfuerzo de compresión y tracción, vienen a ser barras, resortes y vigas.

**Elementos planos:** pueden ser hidrodinámicos, los cuales van a ser utilizados para aquellos estudios en los cuales pretendemos interpretar la interacción entre fluidos y sólidos, se consideran las membranas y placas.

**Elementos sólidos:** consiste en el elemento que es sólido y tridimensional (Pezzoti, 2008).

### 3.2.6.8 Malla

Se conoce como malla al conjunto de elementos finitos los cuales se encuentran relacionados entre sí, por medio de los nodos, para formar la estructura que va a ser el motivo del estudio, esta malla se caracteriza porque actúa como una telaraña en donde presenta un canal en cada nodo que se dirige al nodo contiguo. Además por medio de este canal permite la comunicación y transmisión de información de nodo a nodo (Fornóns, 1982).

### 3.2.6.9 Proceso de análisis de MEF

Es fundamental seguir el análisis mediante los siguientes pasos:

#### **Modelado geométrico**

Es preciso indicar que el diseño de los modelos biológicos sin duda es algo complejo, puesto que se debe determinar las propiedades mecánicas como por ejemplo el módulo de Young, de elasticidad, y es entendible que entre cada individuo existe una variación de los mismos. Por esta razón normalmente se debe simplificar la respuesta mecánica de los tejidos dentales y óseos para obtener un manejo más fácil de los cálculos (McNiell, 2005).

Es por ello que como el primer paso se deberán diseñar todos los elementos para posteriormente poderlos unir y formar un solo cuerpo, por ejemplo, en nuestra área lo primero será es diseñar la carilla, el cemento y el sustrato dental, de manera individual para que después con la ayuda del software se produzca la unión y forme una sola estructura.

#### **Modelado de elementos finitos**

En esta etapa se debe dividir nuevamente la estructura para asignarles las respectivas propiedades de los materiales, es decir se deben subdividir de la forma geométrica compleja en elementos de menor tamaño, permitiendo crear la red o malla (McNiell, 2005).

#### **Mallado**

Esto se realiza gracias a la utilización del software generador de mallado en el pre proceso donde se deben realizar los cálculos, es aquí donde los nodos se agrupan permitiendo la formación del cuerpo de estudio (Fornóns, 1982).

Esta malla se encuentra programada para obtener las propiedades del material, los cuales serán el modulo elástico y el coeficiente de Poisson, dichas

propiedades son los que determinan el comportamiento de la estructura ante las situaciones que sufran estos materiales (Srirekha & Bashetty, 2010).

### **Definición del ambiente**

Consiste en la unión de las unidades, de esta forma obtenemos el cuerpo de estudio, en donde se aplicarán las fuerzas en la zona donde el operador desee para simular el ambiente de la operación (Navarro, 2011).

### **Análisis y corroboración de resultados**

Todo resultado que se obtiene tras un análisis de elementos finitos son importantes puesto que nos dan una perspectiva de la manera que las cargas se van a distribuir en la superficie, además se puede apreciar los cambios que pueden provocar dichas cargas y afectar al patrón de distribución de las mismas (McNiell, 2005).

Los resultados de las deformaciones, tensiones y desplazamientos deben ser computados permitiendo tener en cuenta el análisis que el programa realice, con estos datos entra en un proceso de clasificación y los ordena. Continúa con la verificación del equilibrio y se calcula el factor de seguridad, permitiendo trazar la forma de la estructura deformada, lo que permite la observación del comportamiento del cuerpo obteniendo un código de colores (McNiell, 2005).

Para concluir se deben comparar los resultados, siempre teniendo en cuenta los criterios de diseño. Cabe resaltar que como cualquier estudio siempre presenta un margen de error por lo que no siempre indica resultados exactos y va a depender del criterio del operador para obtener un resultado coherente (Pezzoti, 2008).

### **Solución del problema**

Siempre se debe tener en cuenta que al aplicar una determinada fuerza el cuerpo sufre un desplazamiento, entonces la cantidad de este desplazamiento depende directamente de la elasticidad que posee la muestra (Parra, 2013).

Además, Cada elemento difiere en cuanto al material y cada material se comporta de distinta manera, por lo que los resultados serán exactos cuando se conozca el tipo de material con el que está formado cada elemento, entonces si tenemos un material con una capacidad elástica, los nodos que lo forman y que reciben la carga son desplazados de un lugar a otro y cuando la fuerza es retirada vuelven al punto de inicio. La solución del problema radica en determinar cuánto es el desplazamiento que sufren dichos nodos para poder comprender las deformaciones que presentan en los cuerpos que estamos estudiando (Pezzoti, 2008).

#### **3.2.6.10 Software solidworks**

Consiste en un programa el cual facilita el diseño, calculo, y el análisis del comportamiento de diferentes estructuras mediante simulaciones que se acercan a la realidad lo que permite obtener resultados que se interpretan y de esta manera se pueden aplicar. (James & Timoshenko, 1998).

La ventaja que presenta este software radica en la capacidad de estudio de elementos no lineales lo que permite realizar el análisis de un cuerpo en tres dimensiones. (James & Timoshenko, 1998).

#### **3.2.6.11 Aplicaciones generales de mef en el campo de la odontología**

- MEF junto con otros métodos morfométricos como el elemento del macro o el de la ecuación integral vienen siendo utilizados para la evaluación de cambios complejos de formas (Silva, y otros, 2009).
- MEF es utilizado para la descripción de los cambios que sufren las estructuras biológicas, especialmente en el crecimiento y desarrollo (Srirekha & Bashetty, 2010).
- MEF se considera realmente útil para entender algo que es potencialmente complicado como los materiales homogéneos inherentes y los implantes dentales (Srirekha & Bashetty, 2010).

- Por medio de este análisis se permitió conocer los valores fisiológicos de tensiones alveolares, la cual proporciona una referencia para el diseño de implantes junto con la remodelación ósea (Schlichting, 2016)
- Permite analizar las tensiones que se producen en el ligamento periodontal cuando este se somete a fuerzas en los tratamientos de ortodoncia (Srirekha & Bashetty, 2010).
- Sin duda ayuda notablemente para conocer las tensiones de las piezas dentales con diferentes diseños de preparaciones (Srirekha & Bashetty, 2010).
- Permite poder optimizar un determinado diseño de restauraciones dentales (Srirekha & Bashetty, 2010).
- También es utilizado para saber la redistribución de tensiones en la pieza dental con una determinada preparación del lecho dentario (Srirekha & Bashetty, 2010).
- Se pudo conocer como consiste la biomecánica del movimiento dentario por lo que se puede evaluar con una mayor precisión el desenvolvimiento de nuevos sistemas y materiales (Srirekha & Bashetty, 2010).

#### **3.2.6.12 Ventajas y limitaciones del MEF**

Sin duda los estudios mediante elementos finitos para investigaciones del campo odontológico ofrecen varias ventajas:

Permite el cambio de variables de manera fácil, puesto que la simulación se puede hacer sin que exista material humano, permitiendo obtener una buena estandarización del procedimiento, podemos observar el punto de tensión máxima y el desplazamiento que sufre el material, pero no podemos dejar de lado que no es algo fácil el predecir el fallo en figuras geométricas complejas realizadas con diferentes materiales.

Así mismo MEF puede disminuir o no tener pruebas de laboratorio, permitiendo ofrecer soluciones con una mayor exactitud y con una lógica razonable, puesto que en la actualidad las industrias requieren procedimientos mucho más rápidos para superar un problema con un material.

Es preciso indicar que también existen limitaciones como por ejemplo que el programa de no permite simular de una manera precisa la dinámica biológica del diente junto con la estructura de soporte

## **4. Objetivos**

### **4.1 Objetivo General**

Comparar mediante el análisis de elemento finito la resistencia a la fractura de carillas de disilicato de litio con tres diferentes preparaciones en el sector incisal

### **4.2 Objetivo Específicos**

- Determinar mediante el estudio de elemento finito cuál de las tres opciones de modelación de carillas en el sector incisal ofrece un mejor comportamiento respecto a las fuerzas verticales.
- Establecer mediante la ayuda del análisis de elemento finito que preparación ofrece un comportamiento adecuado ante la presencia de fuerzas horizontales en el sector incisal
- Analizar mediante las pruebas de elemento finito si la confección de una carilla cerámica permite mejorar la resistencia ante esfuerzos verticales y horizontales

## **5. Hipótesis**

Dada las ventajas que ofrece un tratamiento en base al uso de carillas de disilicato de litio en el sector anterior y por las características y propiedades del material que está siendo usado, junto con el análisis de MEF la mejor terminación

para resistir a la fractura de la carilla cerámica será la que compromete el desgaste del tercio incisal acompañada de la terminación palatina en chaflán.

## 6. Metodología

### 6.1 Tipo de investigación

Corresponde a un estudio:

**Experimental:** puesto que se enfoca en observar, medir y analizar determinadas variables mediante un simulacro computarizado, determinando cuál de las terminaciones estudiadas ofrece un aumento en la resistencia de la carilla de disilicato de litio.

**Comparativo:** porque permite evaluar la distribución de esfuerzos de la zona incisal de una preparación para carillas entre 3 situaciones diferentes: terminación vis a vis, terminación con reducción incisal de 1mm, y terminación en chaflán en la cara palatina.

**Analítico:** puesto que se dirige a investigar el comportamiento de las terminaciones incisales sometidas a una fuerza vertical y horizontal, donde podemos ver su relación con la fractura de la restauración de disilicato de litio, expresando una analogía causa efecto y de esta manera diferenciar el comportamiento de las fuerzas en cada preparación.

### 6.2 Población y muestra

La muestra se divide en muestras reales y virtuales

#### 6.2.1 Muestra (REAL)

Tres dientes incisivos centrales superiores humanos elegidos al azar, que cumplan con los criterios de inclusión citados más adelante, estas piezas



dentales serán escogidos para que a partir de estos se puedan realizar los simulacros mecánicos en un software computarizado.

### **Criterios de inclusión (Dientes in Vitro)**

- Incisivos centrales superiores sin desgaste incisal
- Que en el examen radiográfico no presente alteraciones estructurales
- Dientes con una raíz sin curvas
- Coronas intactas, sin fracturas ni presencia de caries

### **Criterios de exclusión**

- Piezas con desgaste incisal severo
- Piezas que presenten raíces curvas
- Coronas que demuestren caries o fracturas
- Corona sin tendencia a ser cúbica

### **6.2.2 Muestras virtuales**

Este estudio se basará en cuatro simulacros de la pieza dentaria virtual. Este simulacro se basa en una preparación independiente y diferente e de la zona incisal. Los cuatro incisivos centrales virtuales serán diseñados en el Software solidworks

### **Criterios de inclusión de muestras virtuales**

- Modelo virtual con las dimensiones obtenidas según la figura 7 para la pieza dental intacta.
- Diámetros estándar para la reducción de la cara vestibular de 0.7mm acompañado de la terminación vis a vis, seguido de la terminación con reducción del borde incisal de 1mm y por último la terminación que presenta una reducción incisal junto con una terminación palatal a manera de chaflán.

- Propiedades mecánicas del material de restauración (Disilicato de Litio), los cuales fueron reportados de estudios previos en la literatura que fueron revisados por el autor, a través de instrucciones de uso, fichas técnicas y de seguridad.

#### **Criterios de exclusión de muestras virtuales:**

- El análisis que se realiza con la ayuda del Software Solidworks establece unos resultados a manera de datos muy precisos, constando como algo ideal para poder realizar estudios en el campo odontológico, sin embargo, el proceso de creación y modelado matemático en un MEF introduce errores que no se pueden evitar las cuales se tornan difíciles de controlar por ser un proceso gestionado y dirigido por una aplicación, pero afortunadamente son muy pequeños si se presentan.
- Los modelos virtuales que no tengan una similitud a la realidad clínica o que no tengan en cuenta las características o propiedades de los materiales.
- Resultados con alteraciones que no interpreten a los parámetros habituales, ya que la solución con el MEF permite obtener una respuesta del modelo estudiado y todas las simplificaciones realizadas en dicho modelo pueden verse reflejadas en el resultado final, es por ello que es importante seleccionar bien el modelo.

Tabla 1

#### *Muestras Virtuales.*

<b>Simulacro</b>	<b>Diente Virtual</b>	<b>Estado que se encuentra el diente virtual</b>
Simulacro A	Diente virtual A	Preparación incisal Vis a Vis
Simulacro B	Diente virtual B	Terminación con reducción incisal
Simulacro C	Diente virtual C	Terminación en chaflán en la cara palatina
Simulacro D	Diente virtual D	Diente intacto (Modelo control)

## 6.3 Conceptualización de las variables

### 6.3.1 Variables dependientes

**Software solidworks:** programa de simulación que se utiliza para realizar el análisis de elementos finitos el cual permite realizar el diseño, cálculo, y el análisis de las estructuras de una manera cercana a la realidad permitiendo obtener resultados lógicos que pueden interpretarse y utilizarse en el campo real

**Carillas de disilicato de litio:** Capa superficial o un acabado decorativo, el cual reviste y protege a la estructura dental, confeccionada de un material biocompatible, estético y funcional, el cual necesita de una cierta preparación del lecho dentario:

- Terminación Vis a Vis
- Reducción incisal de 1 mm
- Reducción incisal con terminación en chaflán en la cara palatina

### 6.3.2 Variables independientes

**Resistencia a la fractura:** consiste en el estudio de los sólidos deformables mediante modelos simplificados para buscar su capacidad para resistir esfuerzos y fuerzas aplicadas sin romperse

**Distribución de los esfuerzos:** consiste en los esfuerzos generados por la energía de deformación por distorsión siendo catalogado como el mejor y más exacto estimador de falla de materiales, de esta manera se puede determinar el comportamiento que presentan dichas fuerzas sobre una determinada zona.

### 6.3.3 Operacionalización de variables

Tabla 2

*Operacionalización de variables.*

Variables	Concepto	Dimensión	Indicador	Escala
<b>Software solidworks</b>  <b>Dependiente</b>	Programa de simulación que se utiliza para realizar el análisis de elementos finitos permitiendo facilitar el diseño, cálculo y análisis	Estudia el comportamiento de estructuras mediante ambientes muy cercanos a la realidad permitiendo obtener resultados lógicos que pueden interpretarse el cual nos entregara datos en unidades de presión (MPa) para el correcto análisis de distribución de cargas	Comportamiento de esfuerzos obtenidos y factor de seguridad en el análisis de elementos finitos	
<b>Carillas de disilicato de litio</b> <b>Dependiente</b>	Capa superficial o acabado decorativo, el cual reviste y protege a la estructura dental, confeccionada de un material biocompatible, estético y funcional	Tipo de terminación en el sector incisal	Terminación Vis a Vis Reducción incisal de 1 mm Reducción incisopalatal con terminación a manera de chaflán en la cara palatina	
<b>Fractura</b>  <b>Independiente</b>	Estudio de los sólidos deformables mediante modelos simplificados para buscar su capacidad para resistir esfuerzos y fuerzas aplicadas sin romperse	Se realiza la pruebas de los cuerpos de estudio de las muestras reales, con los datos obtenidos se somete al análisis de elementos finitos (Solidworks 2015)	Resultados de fractura de las muestras vitales	<b>Cuantitativa Continua</b>
<b>Distribución de esfuerzos</b>	Permite establecer la intensidad de	Con la ayuda del programa de elemento finito	Modelado y aplicación de fuerza en el	<b>Cuantitativa</b>

<b>Independiente</b>	las fuerzas que son distribuidas sobre una determinada sección.	establecemos el comportamiento de los esfuerzos generados en una determinada zona tras aplicar una fuerza, dicha fuerza se obtiene de la prueba de las muestras in vitro. Estos resultados se obtienen en unidades de presión (MPa)	software solidworks	
----------------------	---	---	---------------------	--

## 6.4 Materiales y métodos

### 6.4.1 Descripción del método

Este estudio se divide en dos fases, la fase real in vitro y la fase virtual

### 6.4.2 Fase real in vitro

Una vez obtenidas las muestras de estudio fueron colocadas en saliva artificial para permitir la humectación de las piezas dentales.



*Figura 1.* Almacenamiento de muestras.

Con la ayuda de fresas troncocónicas de extremo redondeado de diferente grano se realizó las preparaciones de acuerdo a cada grupo de muestra



*Figura 2.* Instrumentos de corte dental y terminaciones a manera de vis a vis, reducción incisal de 1mm y reducción inciso palatal con terminación en chaflán de la cara palatina.

En el laboratorio se realizó la confección de las carillas de disilicato de litio



*Figura 3.* Encerado y colocación de revestimiento para la técnica de cera perdida.

Una vez obtenidas las carillas se realizó la cementación siguiendo el siguiente protocolo:

Preparación de carillas:

- Ácido fluorhídrico de 5% 15 segundos
- Lavado por 90 segundos
- Secado
- Silanizado 3 min
- Aire

- Colocación del agente cementante
- Eliminación del material excedente
- Polimerización de 120, divididos en las 4 caras de la restauración (Rinke, Lange, Ziebolz, 2013)

#### Estructura dental:

- Limpieza de la zona con cepillo profiláctico
- Grabado ácido por 15 seg
- Lavado de la superficie por 30 seg
- Secado de una forma ligera con papel
- Colocación del agente de unión
- Aplicación de la carilla junto con el agente cementante (Green, Sederstrom, McLaren, White, 2014)



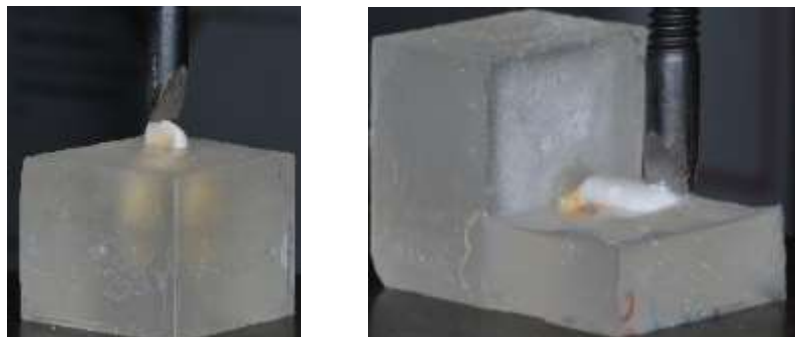
*Figura 4:* Acondicionamiento de la restauración de disilicato de litio.

Una vez con las muestras cementadas las restauraciones se construyó la base de acrílico para cada muestra, esta permitirá la colocación de la muestra en la máquina de ensayos universales



*Figura 5.* Muestras en bases acrílicas

La prueba se realiza con cada uno de las muestras permitiendo la fractura de cada uno de los especímenes, de esta manera se obtiene los resultados de resistencia con cada terminación.



*Figura 6. Fractura de las muestras.*

Fuerza vertical con respecto al eje dentario.

Tabla 3

*Valores de fractura para las fuerzas verticales en N.*

Diente intacto	851 N
Terminación Vis a Vis	1336 N
Desgaste incisal de 1mm	3018 N
Terminación en chaflán de la cara palatina	2565 N

Fuerza horizontal respecto al eje dentario.

Tabla 4

*Valores de fractura para las fuerzas horizontales en N.*

Diente intacto	794 N
Terminación Vis a Vis	1200N
Desgaste incisal de 1mm	2730 N
Terminación en chaflán de la cara palatina	2796 N

Para poder reproducir de forma virtual se tuvo que realizar en cada diente humano real, los procedimientos que sirvieron para obtener mediciones y valores los cuales fueron utilizados para ser colocados en el programa y poder reproducir virtualmente las condiciones reales. Dichas condiciones fueron puestas a



consideración al Ingeniero responsable para poder trasladar los datos al programa, y mediante el uso del software SOLIDWORKS, se diseñó una por una las estructuras que conformaran los cuatro modelos de estudio, los incisivos centrales superiores independientemente.

Los Incisivos centrales # 1, 2, 3 y 4 con sus respectivas preparaciones se los usó como modelos de referencia para tomar las medidas necesarias y así diseñar los cuatro dientes virtuales que se analizaron en este estudio.

Estos dientes usados como referencia para realizar los gráficos 3D fueron estudiados posteriormente en el software tras ser sometidos a ciertas características

Medición de estructuras externas de los incisivos

Para poder estandarizar las medidas de las muestras se utilizó los resultados del de un estudio, en el cual permiten establecer un promedio de medida de las estructuras de las piezas en una determinada población

Diente	Longitud corona	Longitud raíz	Mayor diámetro mesio-distal corona	Diámetro mesio-distal cervical	Mayor diámetro vestibulo-lingual corona	Diámetro vestibulo-lingual cervical	Diámetro vestibulo-lingual oclusal (incisal)
<b>Dientes superiores (maxilares)</b>							
Incisivo central	10,0	12,5	9,0	6,3	7,0	6,0	1,0

*Figura 7.* Dimensión de los incisivos centrales superiores.

Tomado de Kraus & Leonard, 1972.

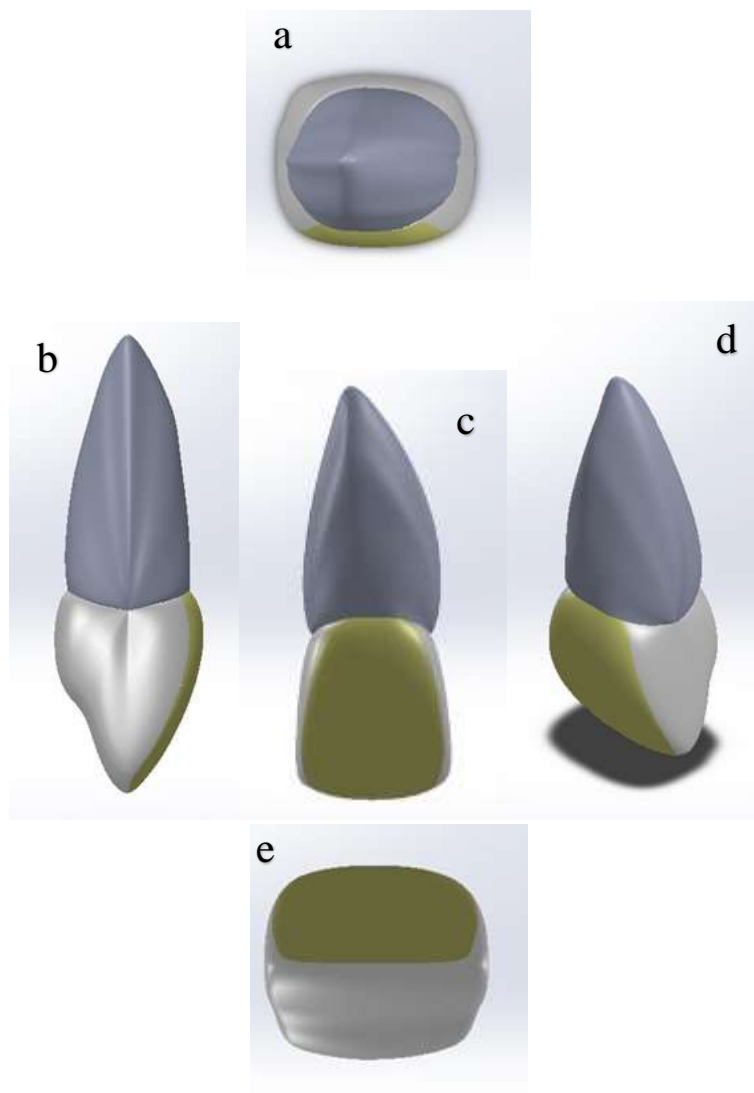
### 6.4.3 Fase virtual

Se realizó el diseño de los cuatro dientes incisivos centrales con la ayuda de un software, por medio de esta herramienta virtual se creó las piezas dentales que serán necesarias para el estudio.

En este análisis se utilizó el Software Solidworks 2015 para obtener los resultados que se necesitan interpretar y ver cómo se comporta un incisivo central en sus distintos tipos de restauraciones.

### Diseño Geométrico

Se lo realizó mediante el diseño de cada material involucrado en la pieza dental de forma individual y después procediendo a ensamblar las piezas para que formen un solo cuerpo.

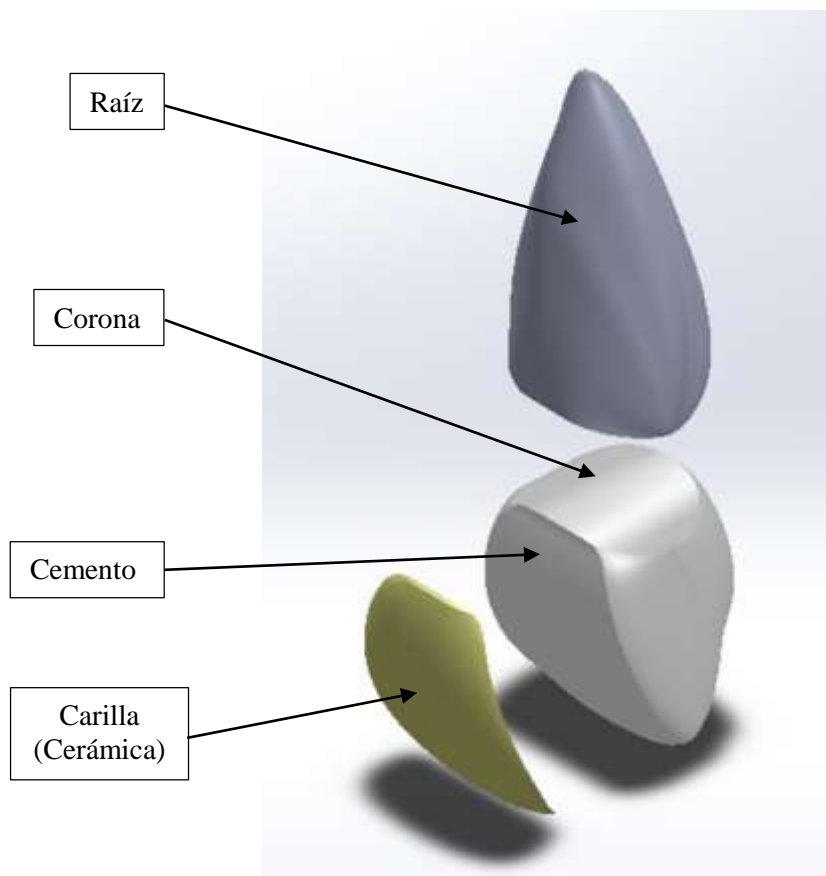


**Figura 8.** Diferentes vistas del incisivo central solo con borde incisal.

- a Vista superior.
- b Vista lateral izquierda.
- c Vista frontal.
- d Vista Isométrica.
- e Vista Inferior.

En el dibujado es necesario plasmar cada elemento por sus distintas propiedades mecánicas de los materiales para luego obtener un conjunto de materiales unidos entre sí formando un solo cuerpo como se aprecia en la Fig. 8

Se definen las distintas vistas en la Fig. 8 para que se pueda apreciar de forma general la pieza dental en 3D, se eligió un incisivo central con carilla porque de aquí lo que varía en los distintos estudios son los tipos de carillas y con esto se puede tener una idea de cómo sería con los otros casos. De igual manera se va a definir una vista explotada del incisivo con carilla para que se vean los distintos tipos de materiales que se involucran en este.



*Figura 9.* Diferentes partes que conforman el incisivo en una vista explosionada.

### **Restricciones Geométricas para el Análisis:**

Las restricciones geométricas son los casos especiales o puntuales que se necesita que cada pieza dental de forma total o parcial se diferencie en el análisis

para tener una evaluación comparativa en las distintas partes que en este caso son 4.

#### **Incisivo central solo con borde incisal de vis a vis**



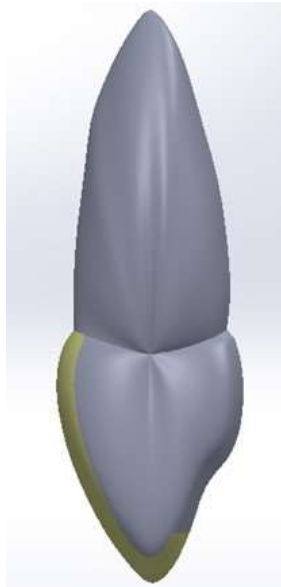
*Figura 10.* Vista Mesial de un incisivo central con una carilla de espesor 0.7 mm en la cara vestibular y con terminación de chaflán en la unión con la raíz.

#### **Incisivo central con borde y reducción incisal**



*Figura 11.* Vista Mesial de un incisivo central con una carilla de espesor 0.7 mm en la cara vestibular con terminación de chaflán en la unión con la raíz y tercio incisal con reducción de 1 mm

### **Incisivo central con borde, reducción incisal y chaflán**



*Figura 12.* Vista Mesial de un incisivo central con una carilla de espesor 0.7 mm en la cara vestibular con terminación de chaflán en la unión con la raíz y tercio incisal con reducción de 1 mm seguido de un chaflán de 1mm.

### **Incisivo central intacto no restaurado**



*Figura 13.* Vista Mesial de un incisivo central intacto de forma natural sin ninguna restauración.

## Procedimiento de Análisis de Elementos Finitos:

1. El programa Solidworks viene incluido bibliotecas de materiales de construcción y para este tipo de análisis se requiere ingresar de forma manual los datos de cada propiedad mecánica de cada uno de los materiales involucrados, para eso se detalla una tabla con los materiales que involucra cada material.

Tabla 5

*Materiales de las diferentes piezas dentales de un incisivo central superior.*

MATERIAL	MODULO ELASTICO (MPa)	COEFICIENTE DE POISSON
ENAMEL (CORONA)	84100	0,33
DENTINA	14700	0,31
CEMENTO	6000	0,3
CERAMICA (CARILLA)	67000	0,22

Tomado de Pérez, 2017.

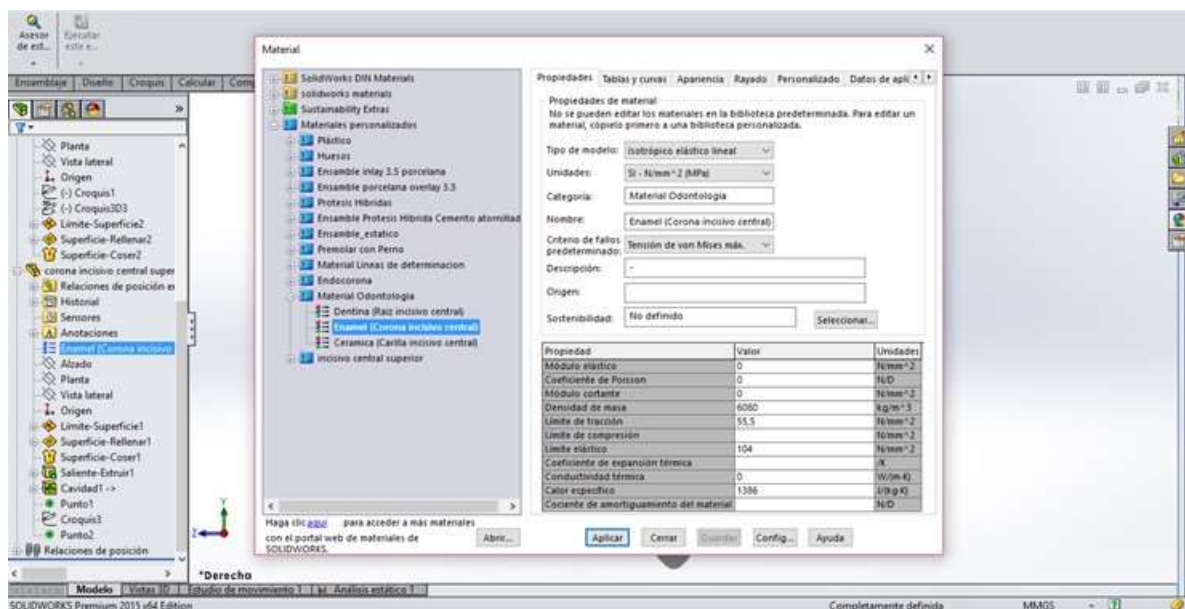


Figura 14. Propiedades mecánicas ya ingresadas a la librería de Solidworks.

Tomado de Software Solidworks, s.f.

2. El análisis del elemento finito o también FEA (Finite Element Analysis) es un método que intervienen ecuaciones diferenciales, por medio de este método se divide a la pieza ensamblada en partes muy pequeñas de elementos por el programa.
3. Construcción del Modelo FEA: Una vez ya definido lo detallado queda por definir las restricciones geométricas y la fuerza con la que se va a analizar en el estudio luego de eso se procede a generar el mallado para así obtener los resultados y poder interpretar.

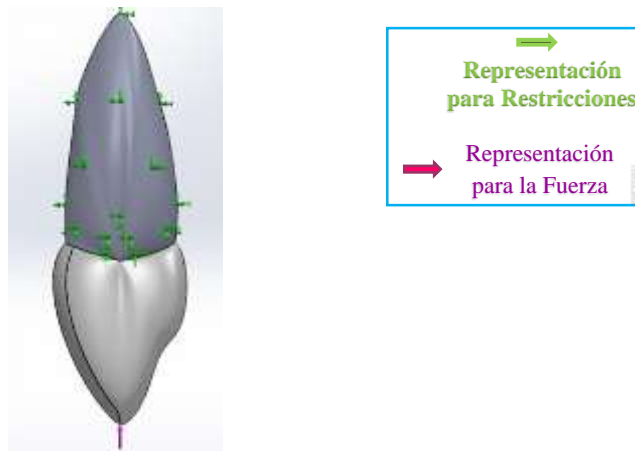


Figura 15. Definición de Cargas y Restricciones.

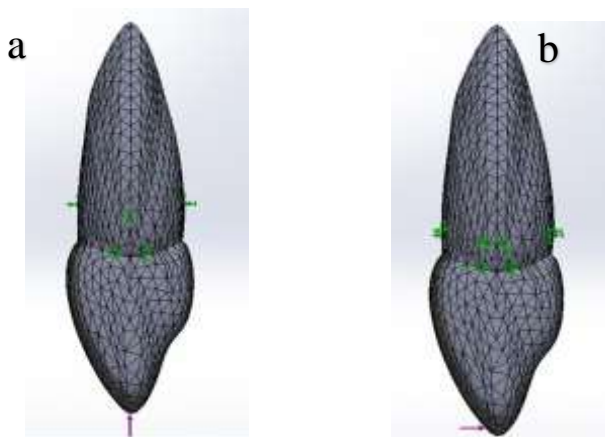


Figura 16. Mallado en la cual se subdivide a todo el conjunto armado en pequeñas partes.

- a) con Fuerza Vertical
- b) con Fuerza Horizontal.

Ya se definió materiales a cada pieza, fuerzas en sus distintos casos (Vertical y Horizontal) y el mallado para cada caso según ya lo especificado. Ahora queda definir los resultados de cada estudio e interpretar cuales son los resultados que se están mostrando dependiendo de caso que se esté analizando.

4. Solución del Modelo: El modelo matemático es discretizado en un modelo FEA, esto completa la fase de proceso y luego el modelo es resuelto por alguno de los métodos numéricos de Solidworks Simulation.

## 7. Resultados

### 7.1 Análisis y resultados

Antes de pasar a los resultados que nos dio el programa Solidworks con su extensión Simulation es importante describir que criterios de diseño de fallas se utilizaron para analizar los resultados obtenidos de los cuales son 2 que son: Fallas resultantes de carga estática y Factor de Seguridad (FOS siglas en ingles).

#### Fallas Resultantes de Carga Estática

Estas fallas se dividen en dos que son: Materiales Dúctiles (Criterio de Fluencia) y para Materiales Frágiles (Criterio de Fractura) (Richard, Budyas, & Kcith, 2006)

Se conoce como Material Dúctil a la propiedad mecánica de algunos elementos, quienes bajo la acción de un determinado esfuerzo ( $\sigma$ ) pueden cambiar de forma, sin romperse, aunque también llegan a fallar este tipo de materiales bajo el esfuerzo adecuado lo cual produce grandes deformaciones. (Richard, Budyas, & Kcith, 2006)

Para entender mejor todo el explicado anteriormente en la Figura 17 está la Grafica que demuestra Deformación vs Esfuerzo de un material dúctil (a) y un material frágil (b). El Material dúctil presenta un rango elástico es el área bajo la



curva desde el origen  $O$  hasta la deformación  $\epsilon_y$  y el rango plástico es el área bajo la curva desde  $\epsilon_y$  hasta  $\epsilon_f$  donde  $\epsilon_y$  es la deformación del punto de fluencia ( $y$ ) y  $\epsilon_f$  es la deformación del punto fractura del material (Richard, Budyas, & Kcith, 2006)

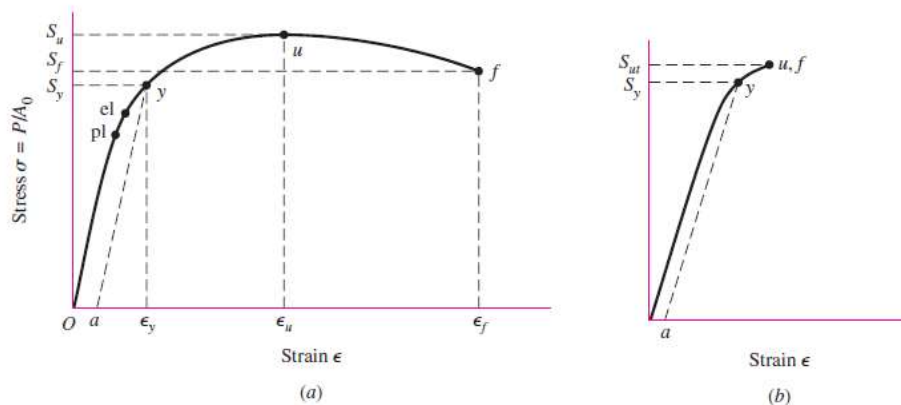


Figura 17. Ensayo de Tracción para un material dúctil.

Tomado de Richard, Budyas, & Kcith, 2006

a y un material frágil.

b en donde  $\sigma$  es el esfuerzo  $\epsilon$  la deformación, y punto de fluencia u punto de rotura y f el punto de fractura con sus respectivos esfuerzos y deformaciones.

Para este caso el modelo contiene propiedades mecánicas dúctiles y se profundizará en la teoría de falla para este tipo de materiales.

Los Criterios de Falla para Materiales Dúctiles son:

- Esfuerzo Cortante Máximo (Tresca o Guest)
- Energía de la Distorsión o Von Mises
- Coulomb – Mohr (Fricción Interna)

De los cuales el que interesa analizar es la Energía de la Distorsión o Von Mises

### Energía de la Distorsión (Von Mises)

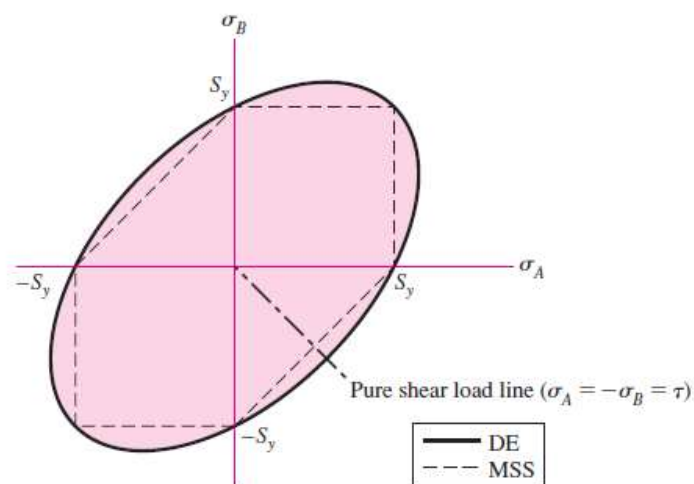
La teoría de Von Mises permite predecir la falla por fluencia, es decir si se producirá cuando la energía de distorsión total de volumen debida a los esfuerzos máximos absolutos en el punto sea igual o mayor a la energía de

distorsión por unidad de volumen de una probeta en el ensayo de tracción en el momento de producirse la fluencia (Richard, Budyas, & Kcith, 2006).

En nuestro caso esta es la hipótesis que estamos ocupando cumple con los requisitos 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 (Richard, Budyas, & Kcith, 2006)

Para el caso bidimensional, en el plano  $\sigma_1 - \sigma_3$ , la teoría de Von Mises se representa gráficamente como:



*Figura 18.* Teoría de energía de distorsión (ED) y Teoría de Tresca (MSS) para estados de esfuerzos biaxiales. Esta es una gráfica real de puntos obtenidos mediante la ecuación 10.

Tomado de Richard, Budyas, & Kcith, 2006.

La falla se generará en el momento que el punto establecido por los esfuerzos  $\sigma_1$  y  $\sigma_3$  estén fuera del área coloreada de la figura 18, Una línea llena determina

el lugar del fallo según Von Mises, las líneas entrecortadas interiores nos indican el lugar del fallo de acuerdo con Tresca (Richard, Budyas, & Kcith, 2006)

Según la figura 18 indica que la teoría de Von Mises presenta una mayor área, en donde no generará un falla de acuerdo con Tresca, por ello la teoría de esfuerzo cortante viene a ser la de elección permitiendo realizar una serie de cálculos conservadores que demuestren falla, lo que permite tener una certeza mayor que no se establecerá una falla (Richard, Budyas, & Kcith, 2006).

### **Factor de Seguridad (FOS):**

El factor de seguridad (Failure Of Security en inglés) consiste en la relación entre el esfuerzo que se aplica a un determinado material o un esfuerzo admisible y el esfuerzo que soporta un material (Richard, Budyas, & Kcith, 2006).

El elemento estructural debe ser diseñado de manera que su última carga sea mayor que la carga que llevará al elemento a unas condiciones de uso normales. La carga menor consiste en la carga admisible, y en ocasiones la carga de diseño o de trabajo (Richard, Budyas, & Kcith, 2006).

El valor o el rango que pueden presentar el FOS que permiten determinar si las aplicaciones son viables depende de un buen juicio del ingeniero, el cual debe basarse en las siguientes condiciones (Richard, Budyas, & Kcith, 2006):

- Tener en cuenta las posibles variaciones de las propiedades de los materiales, como la resistencia, dimensiones, su composición y la temperatura de trabajo (Richard, Budyas, & Kcith, 2006).
- El tipo de carga que se toma en cuenta al momento del diseño, es necesario en tender que son estimados ingenieriles la mayor parte de cargas de diseño. Sin olvidarnos que los cambios que pueden venir a futuro pueden provocar alteraciones o cambios en el modo de la carga (Richard, Budyas, & Kcith, 2006).

- Tipo de falla: todo material frágil falla sin previo aviso, los materiales con excelentes propiedades dúctiles permiten tener unas deformaciones altas antes de fallar, a esto se denomina fluencia, de esta manera nos advierte que existe una carga excesiva (Richard, Budyas, & Kcith, 2006).
- Incertidumbre de los métodos de análisis: en donde es fundamental comprender que todos los métodos se encuentran basados en hipótesis lo que indica que todos los esfuerzos calculados son aproximaciones de los esfuerzos que se demuestran realmente (Richard, Budyas, & Kcith, 2006).
- Deterioro que puede ocurrir en el futuro por mantenimiento deficiente o por causas naturales no prevenibles: el factor de seguridad alto se necesita en zonas en donde la decadencia y la oxidación son condiciones con una gran dificultad para controlar (Richard, Budyas, & Kcith, 2006).

Por esta razón para la gran parte de máquinas y aplicaciones estructurales el factor de seguridad es establecido por especificaciones de códigos y diseños descritos por comités de profesionales que trabajan con agencias federales o industriales. La certificación de dichas especificaciones en nuestro país está marcada en los códigos AISC y ASME (American Institute of Steel Construction).

Entre los rangos de aceptación del factor de Seguridad están los siguientes:

Inaceptable – 0 a 1

Aceptable – 1.27 a 2

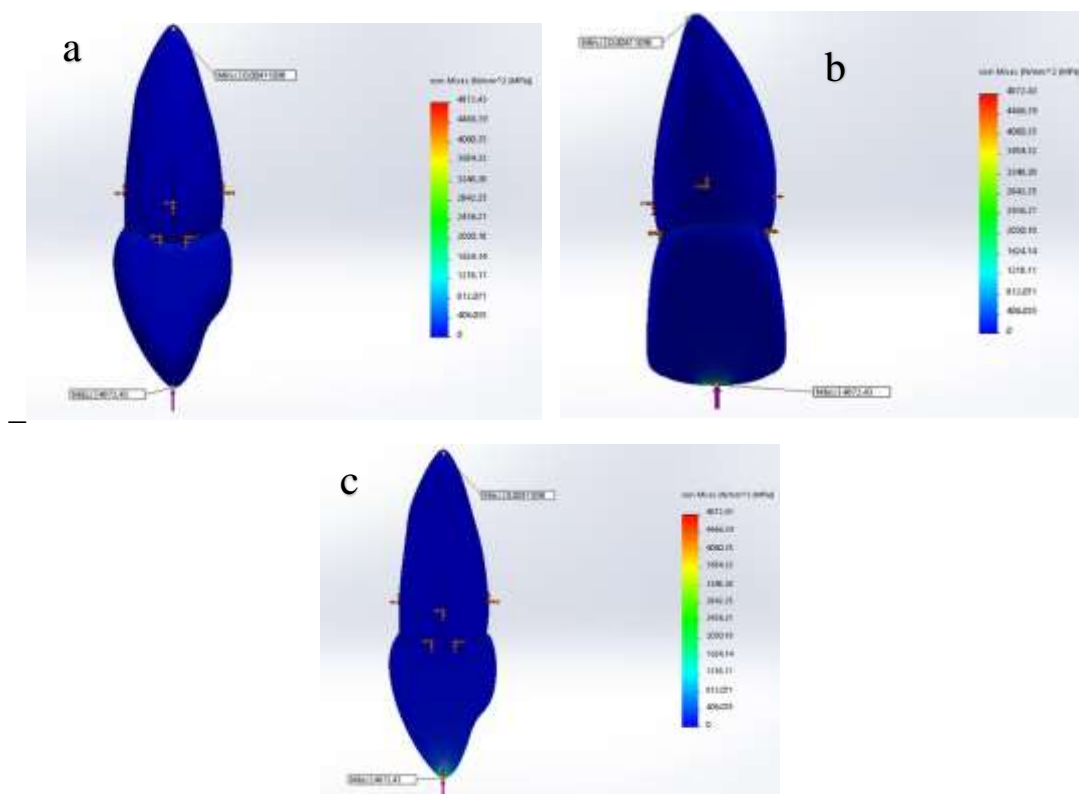
Muy aceptable o Sobre dimensionado: mayor que 3.

## **Resultados**

Para este punto se procederá a mostrar e interpretar los resultados que se obtuvo del programa Solidworks.

Para eso se va a empezar con cada modelo que se obtuvo en los análisis después de eso mediante la dirección de la fuerza aplicada y por ultimo por sus

métodos de falla obtenidos. La fuerza aplicada para cada modelo se la obtuvo mediante ensayos en laboratorio en las cuales en cada Figura estará detallada la fuerza a la cual se simuló cada incisivo dependiendo de la dirección de la misma.



*Figura 19.* Valores del criterio de falla de Von Mises con una fuerza vertical de 1336 N.

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

Se puede ver que en donde se concentran los esfuerzos en el área donde se ubica la fuerza y en esta misma área es donde se tiene el máximo valor de esfuerzo (4872.43 MPa) al que está sometido la pieza dental con la carilla determinada. Además, se puede ver que la forma de la carilla tiene buena adaptación a la corona por el hecho que hace que el esfuerzo se distribuya tanto a la carilla como a la corona.

## Factor de seguridad

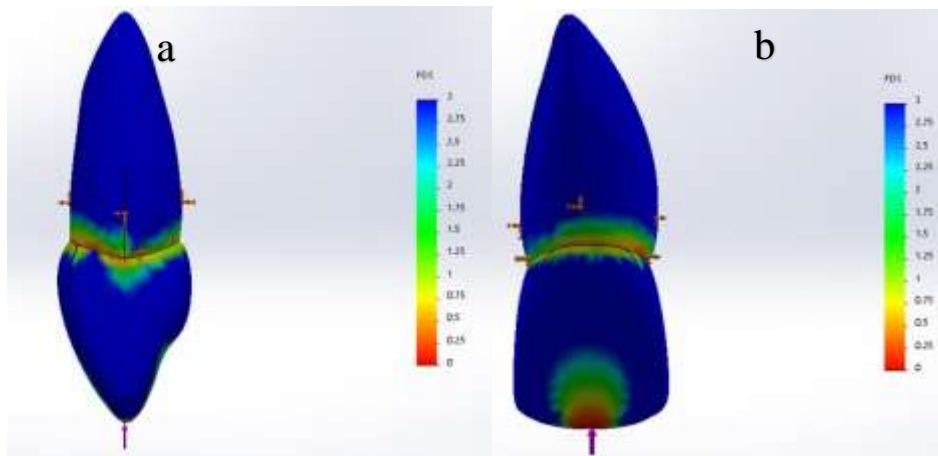


Figura 20. Resultados de Factor de Seguridad con fuerza vertical de 1336N.

a Vista Mesial.

b Vista Vestibular.

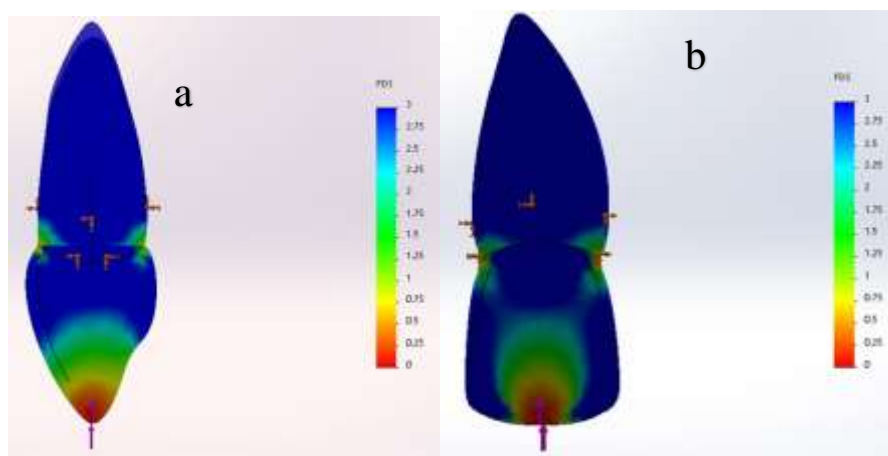


Figura 21. Resultados de Factor de Seguridad con fuerza vertical de 1336N con corte por la mitad.

a Vista Mesial.

b Vista Vestibular.

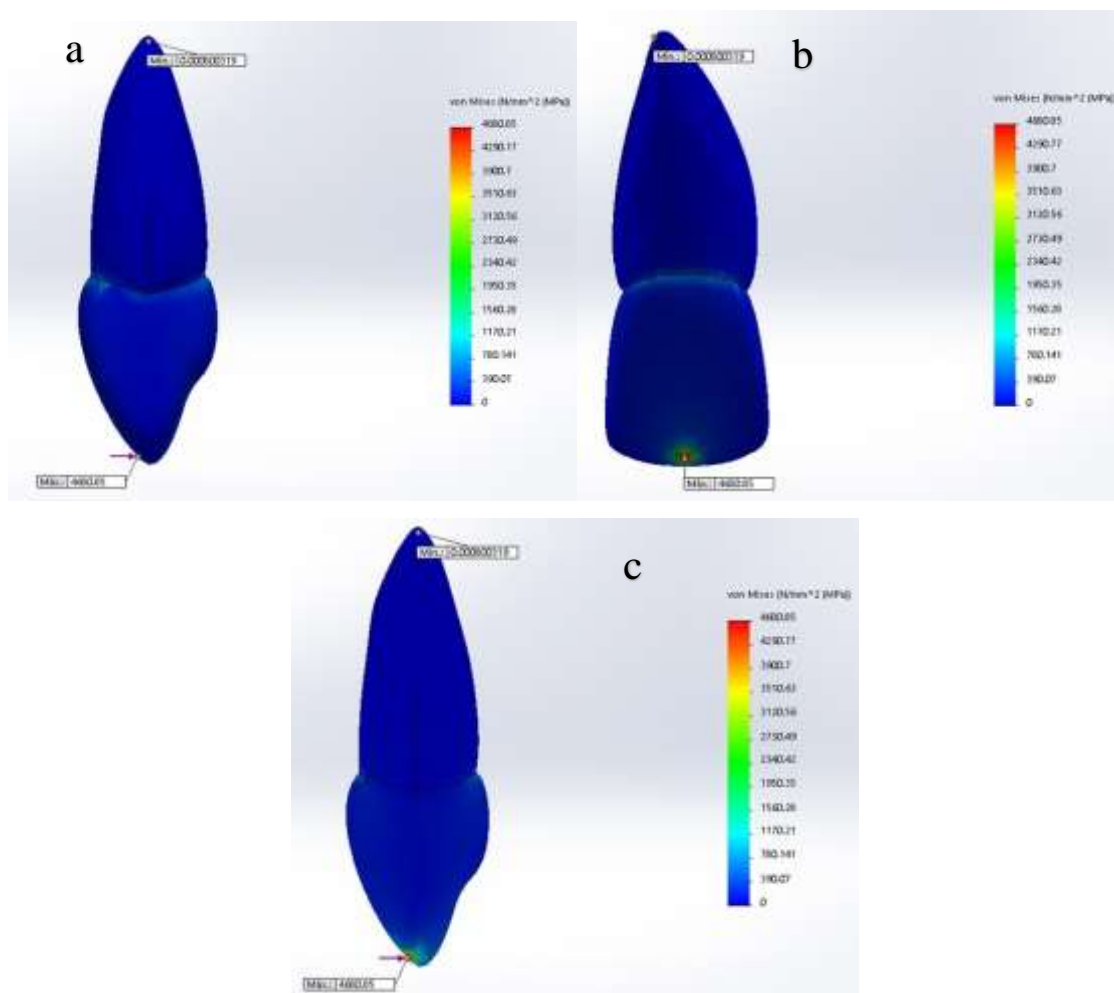
El contacto entre la corona con la carilla y la raíz es muy bueno porque se puede ver en sus uniones que existe distribución de esfuerzos en ella ayudando a dispersarlos hacia toda la pieza dental, en la Fig. 21 a se puede ver que la unión de la carilla es muy buena con la corona porque los esfuerzos se distribuyen

uniformemente en esa área tanto en la corona como en la carilla y de esa manera los esfuerzos se los comparte entre los dos elementos dando así un buen comportamiento ente materiales.

La parte crítica en este caso analizado en Von Mises y en factor de seguridad determinan que el área donde se ubica la fuerza y la más probable de donde vaya a empezar la falla por fractura.

## Fuerza horizontal

### Von mises



*Figura 22.* Valores del criterio de falla de Von Mises con una fuerza horizontal a 1 mm del borde incisal de 1200 N.

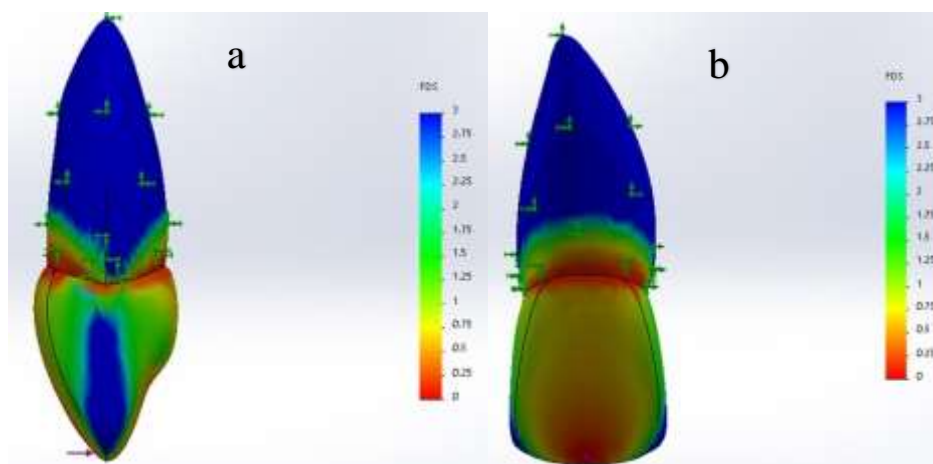
a Vista Mesial.

b Vista Vestibular.

c Vista Mesial con corte por la mitad.

Se observa que la concentración de los esfuerzos es en el área donde se aplica la fuerza como en el caso anterior generando el punto máximo de concentración de esfuerzos en esa área (4680.85 MPa) y distribuyéndola un poco hacia el lado de la corona en la misma dirección de la fuerza.

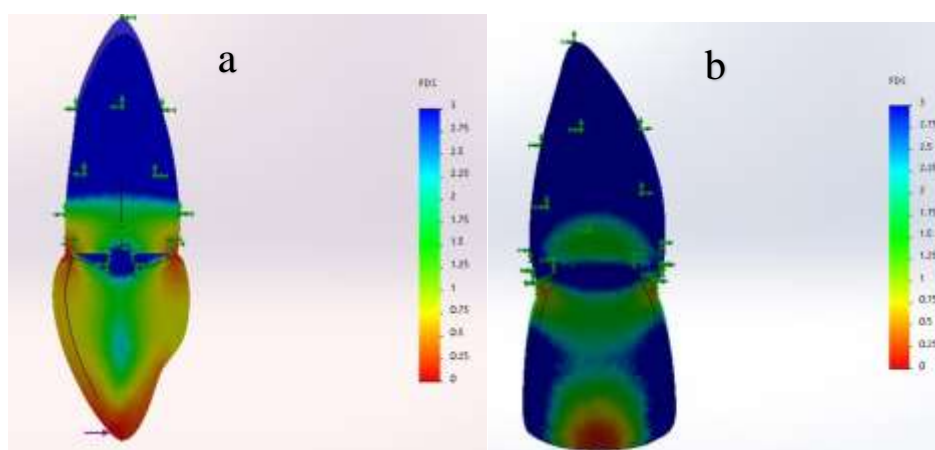
### Factor de seguridad



*Figura 23.* Resultados de Factor de Seguridad con fuerza horizontal a 1 mm del borde incisal de 1200 N.

a Vista Mesial.

b Vista Vestibular.



*Figura 24.* Resultados de Factor de Seguridad con fuerza horizontal a 1 mm del borde incisal de 1200 N con corte por la mitad.

a Vista Mesial.

b Vista Vestibular.



En fuerza vertical la probeta tiene un comportamiento totalmente distinto ya que tiene otro tipo de esfuerzos, aun así, su uniformidad al momento de distribuir los esfuerzos se mantiene y se puede ver que empieza desde la zona externa con una buena distribución desde la corona hasta la raíz, los esfuerzos penetran hacia dentro de la corona y estos a medida que avanzan se van atenuando. En la vista en corte se puede apreciar que los esfuerzos están muy bien distribuidos desde el área donde se aplica la fuerza hasta la raíz que es donde está ayudando a distribuir los esfuerzos.

### Análisis de la carilla en un incisivo central con borde y reducción incisal

#### Fuerza vertical

#### Von mises

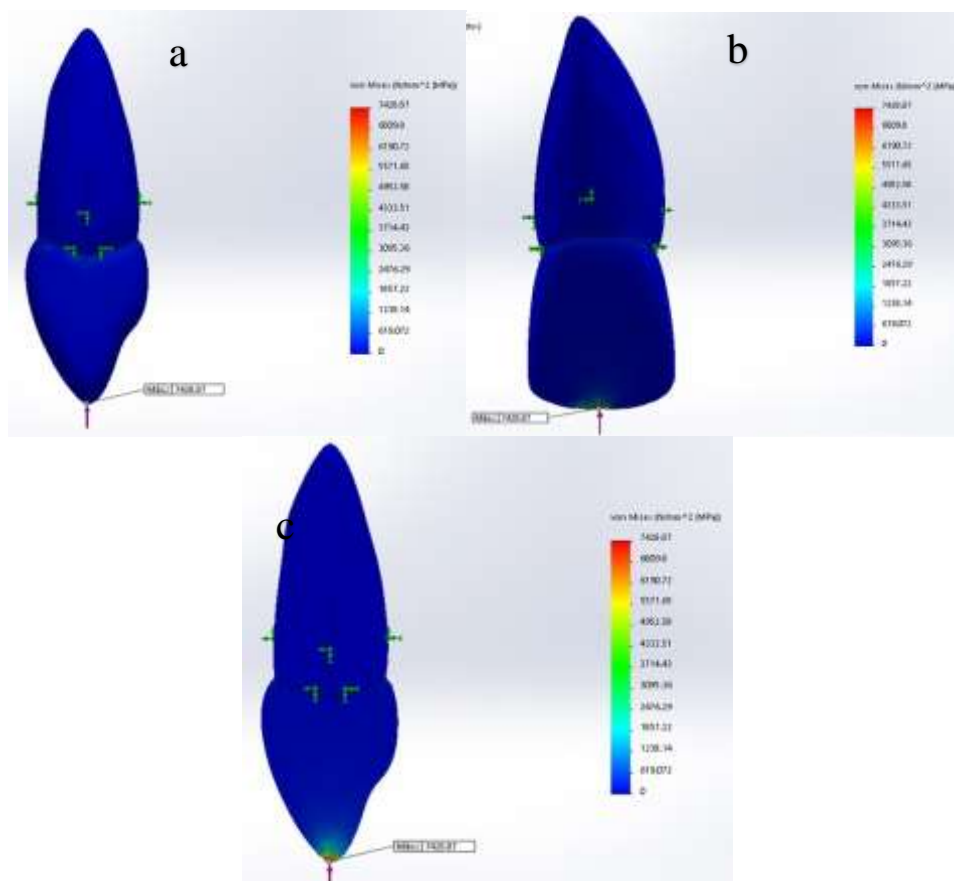


Figura 25. Valores del criterio de falla de Von Mises con una fuerza vertical de 3018 N.

a Vista Mesial.

b Vista Vestibular.

c Vista Mesial con corte por la mitad.

Von Mises con concentración de esfuerzos en el área donde se localiza la fuerza con un valor de esfuerzo máximo de 7428.87MPa.

### Factor de seguridad

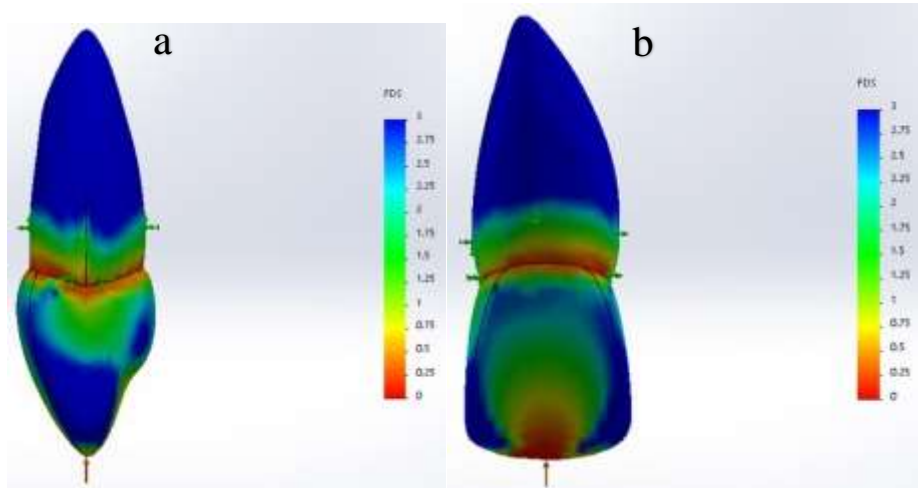


Figura 26. Resultados de Factor de Seguridad con fuerza vertical de 3018 N.

a Vista Mesial.

b Vista Vestibular.

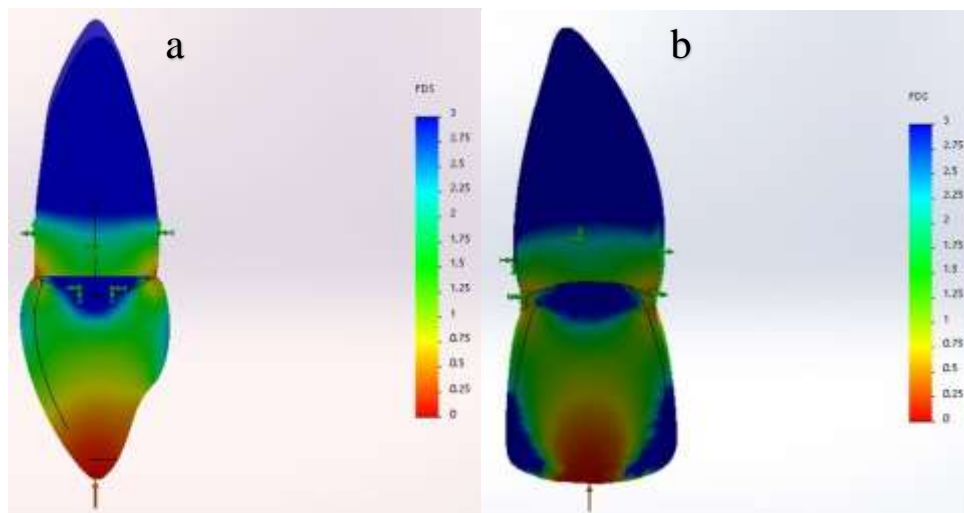


Figura 27. Resultados de Factor de Seguridad con fuerza vertical de 3018N con corte por la mitad.

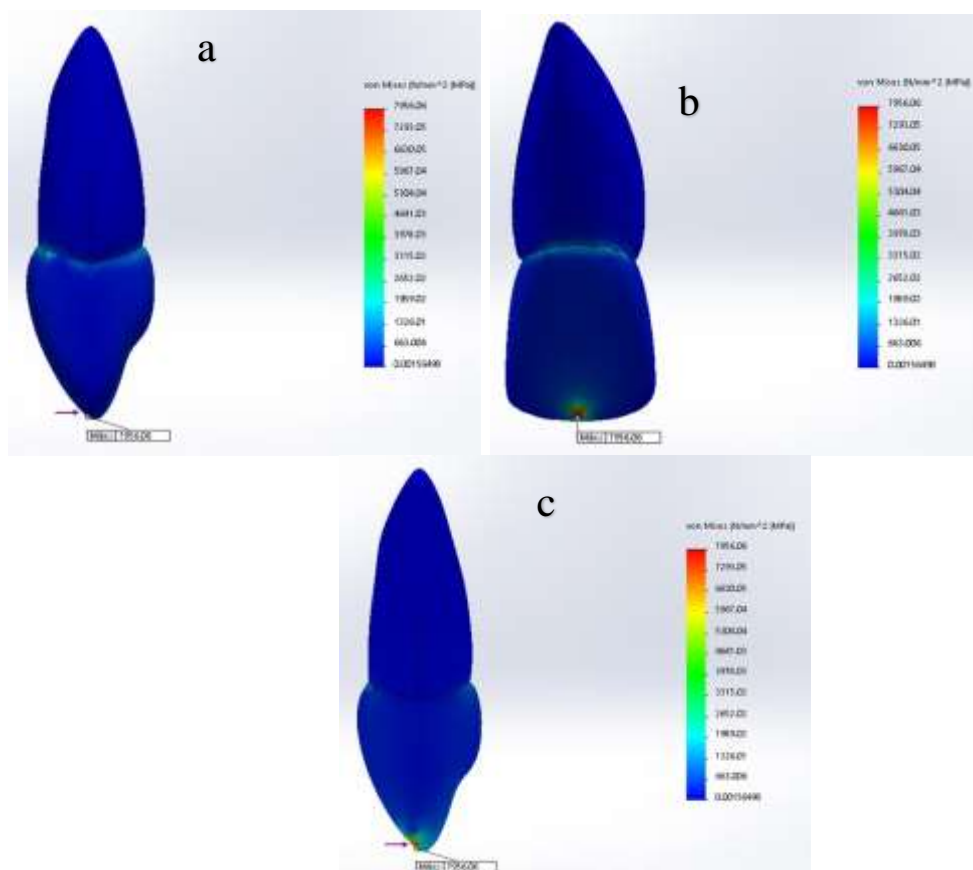
a Vista Mesial.

b Vista Vestibular.

Con esta terminación de la carilla la parte externa de la corona se ve que no se tensiona tanto, externamente se ve que la parte del perfil de la corona y de la carilla son los que distribuyen los esfuerzos hacia la raíz, en la cual en la carilla no se ve algún concentrador de esfuerzo lo cual indica que en la carilla no va a fallar. En la parte interna Fig. 27. Por otro lado, se ve que trabaja más en conjunto la corona con la carilla para distribuir los esfuerzos hacia la raíz dándole a la corona más participación para que distribuya los esfuerzos, en la raíz se ve que ayuda a distribuir los esfuerzos en su zona de contacto del perímetro de la corona que hace contacto con la raíz.

## Fuerza horizontal

### Von mises



*Figura 28.* Valores del criterio de falla de Von Mises con una fuerza horizontal a 1 mm del borde incisal de 2730 N.

a Vista Mesial.

b Vista Vestibular.

c Vista Mesial con corte por la mitad.

Esfuerzos se aprecian en el área de contacto entre la raíz y la corona además de eso con una concentración máxima de esfuerzos en el área donde se ubica la fuerza de 7956.06 MPa.

### Factor de seguridad

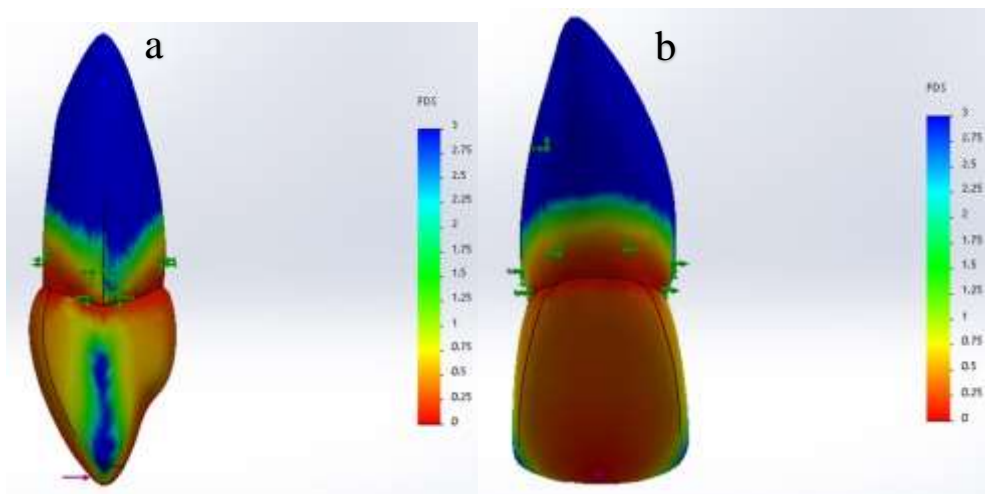


Figura 29. Resultados de Factor de Seguridad con fuerza horizontal a 1 mm del borde incisal de 2730 N.

a Vista Mesial.

b Vista Vestibular.

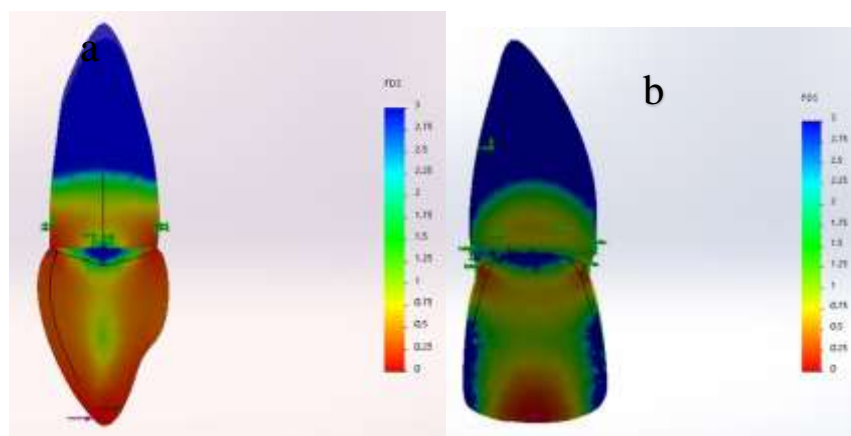


Figura 30. Resultados de Factor de Seguridad con fuerza horizontal a 1 mm del borde incisal de 2730 N con corte por la mitad.

a Vista Mesial.

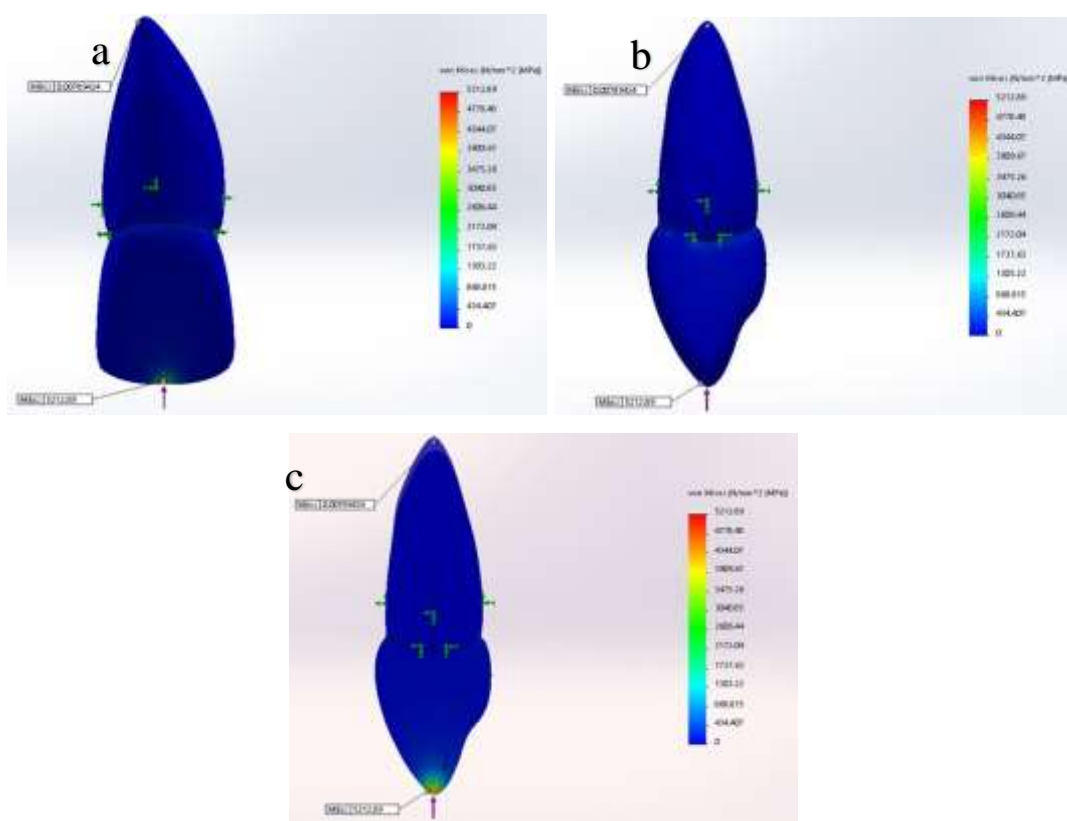
b Vista Vestibular.

Su distribución de esfuerzos es muchísimo mejor porque logra abarcar mucha más área en la raíz, pero a su vez tensionando demasiado a la corona y a su vez a la carilla. Tanto interna como externamente el comportamiento de los esfuerzos es muy similar dando más participación a la raíz, pero tensionando demasiado a la carilla.

## Análisis de la carilla en un incisivo central con borde reducción incisal y chaflán

### Fuerza vertical

### Von mises



*Figura 31.* Valores del criterio de falla de Von Mises con una fuerza vertical de 2565 N.

a Vista Mesial.

b Vista Vestibular.

c Vista Mesial con corte por la mitad.

Se puede ver que los esfuerzos son un poco mas en la zona de contacto entre la raíz y la corona y manteniendo la tendencia de su concentracion de esfuerzos en la zona de la fuerza aplicada con una valor máximo de 5212.89 MPa.

### Factor de seguridad

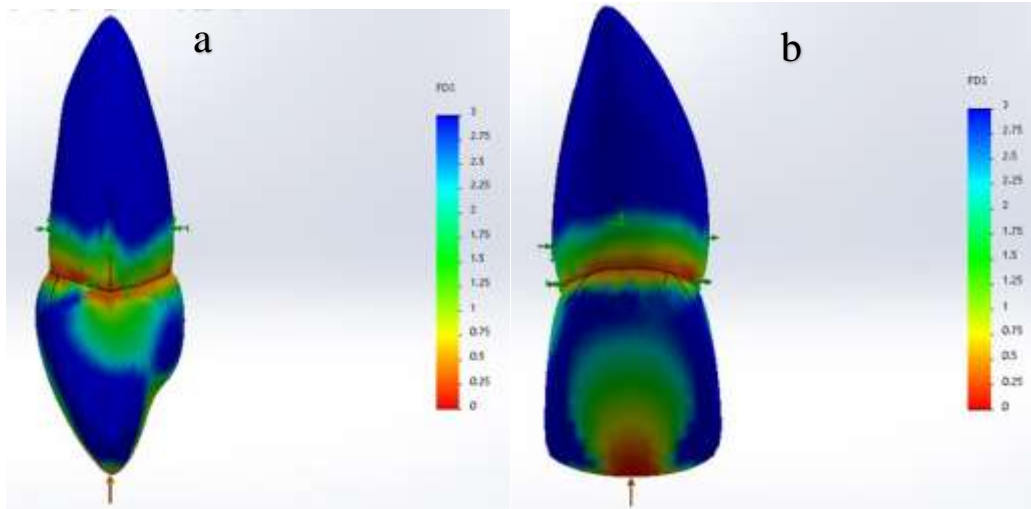


Figura 32. Resultados de Factor de Seguridad con fuerza vertical de 2565 N.

a Vista Mesial.

b Vista Vestibular.

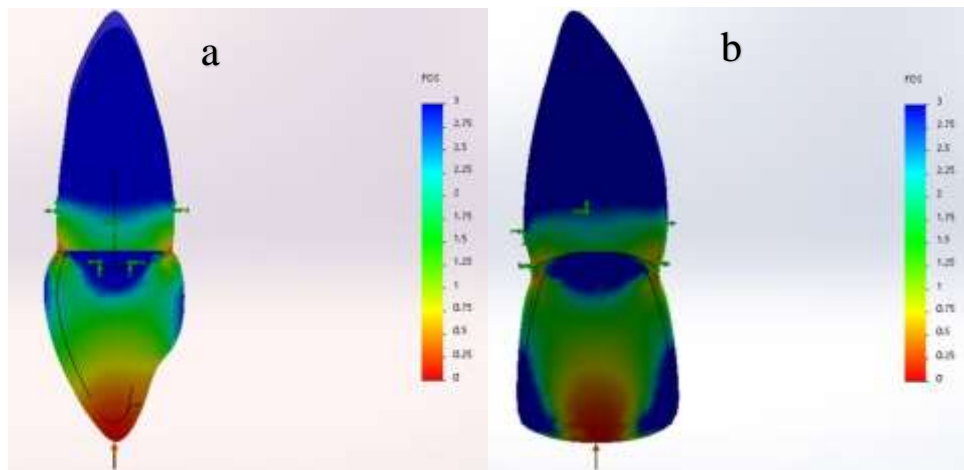


Figura 33. Resultados de Factor de Seguridad con fuerza vertical de 2565 N con corte por la mitad.

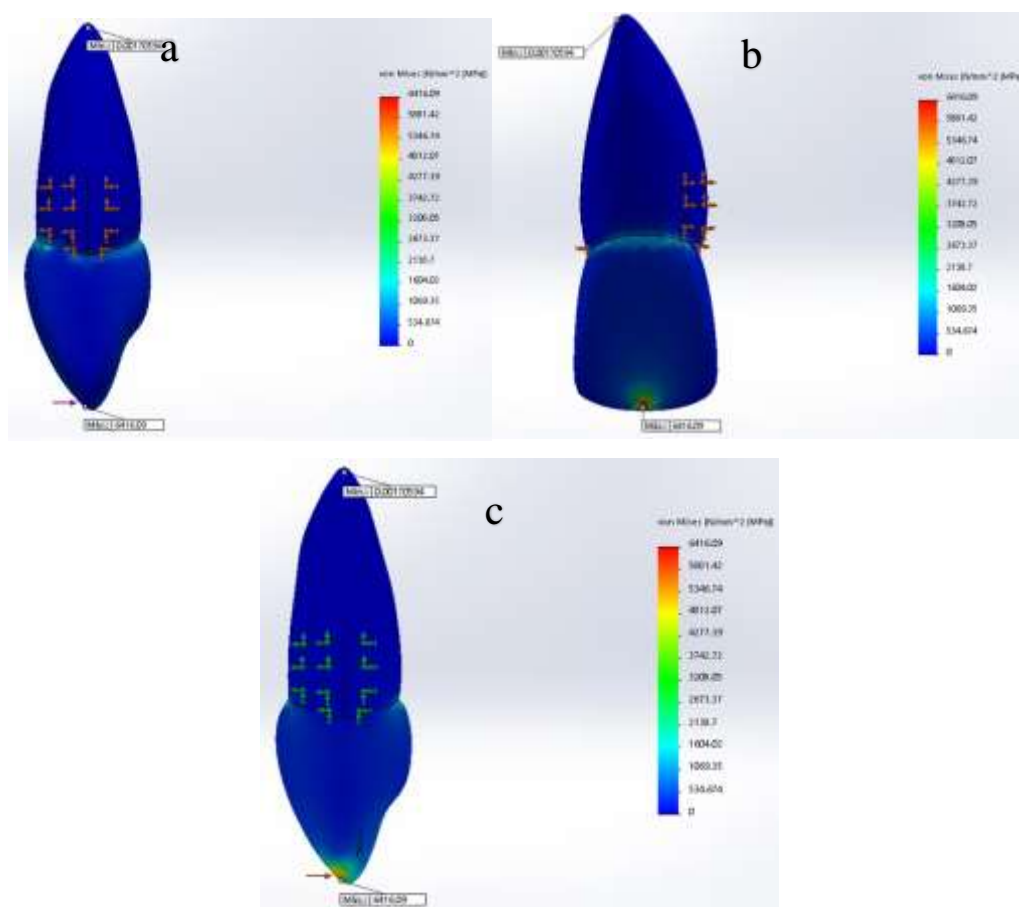
a Vista Mesial.

b Vista Vestibular.

Distribuye muy bien los esfuerzos en la probeta dando una distribución externa del perímetro de la corona y de la carilla hacia la raíz muy buena y en la parte interna con un poco más de participación de la corona, aunque se puede ver que justo en la terminación del chaflán hay más concentración de esfuerzos lo cual es posible área de factura de la pieza dado su geometría en esa parte.

## Fuerza horizontal

### Von mises



*Figura 34.* Valores del criterio de falla de Von Mises con una fuerza horizontal a 1 mm del borde incisal de 2796 N.

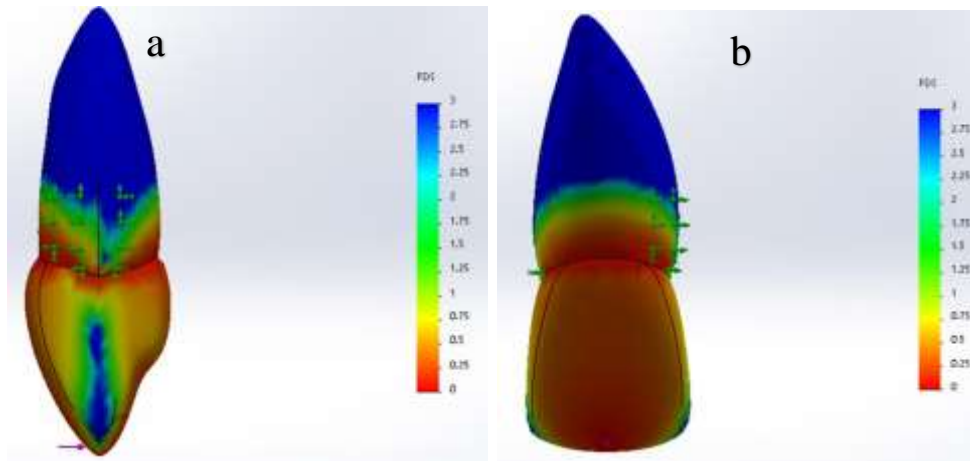
a Vista Mesial.

b Vista Vestibular.

c Vista Mesial con corte por la mitad.

Se ve una pequeña concentración de esfuerzos en la zona de contacto de la corona y la raíz y adicional manteniendo el esfuerzo máximo en la ubicación donde se aplica la fuerza con un valor de 6416.09 MPa.

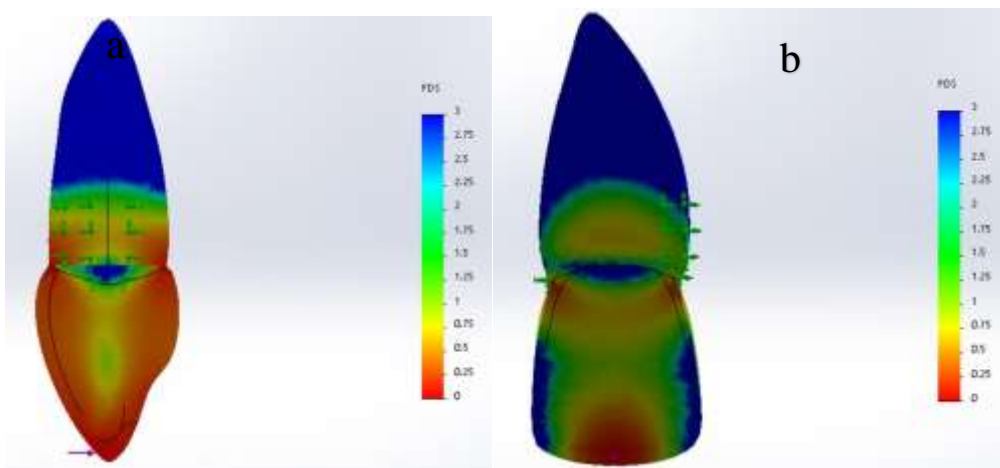
### Factor de seguridad



*Figura 35.* Resultados de Factor de Seguridad con fuerza horizontal a 1 mm del borde incisal de 2730 N.

a Vista Mesial.

b Vista Vestibular.



*Figura 36.* Resultados de Factor de Seguridad con fuerza horizontal a 1 mm del borde incisal de 2796 N con corte por la mitad.

a Vista Mesial.

b Vista Vestibular.

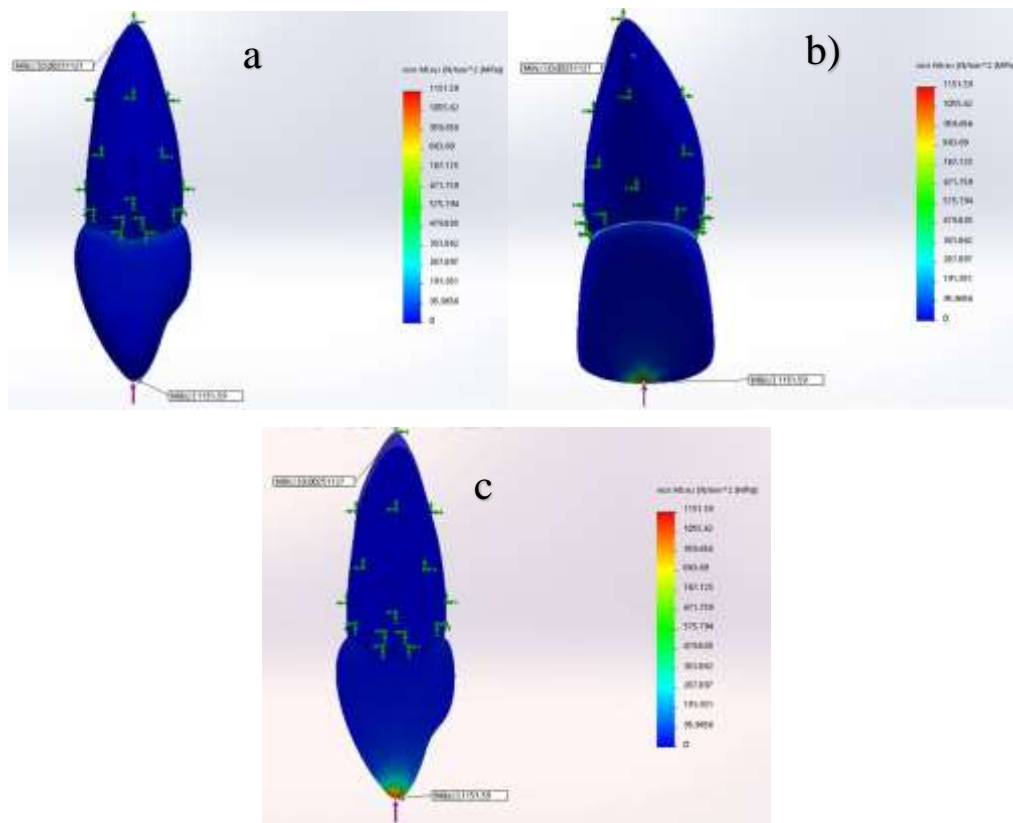


La distribución de esfuerzos hacia la raíz es muy buena tanto externa como internamente, se puede determinar que los esfuerzos se distribuyen claramente desde afuera hacia adentro de la pieza dental y a su vez desde la corona hacia la raíz, en la carilla se ve una concentración de esfuerzos, pero se logra distribuir hacia la raíz, dando un mejor ajuste para que no se produzca tan rápido la falla por fractura en la zona de la carilla.

## Análisis de un incisivo central natural

### Fuerza vertical

### Von mises



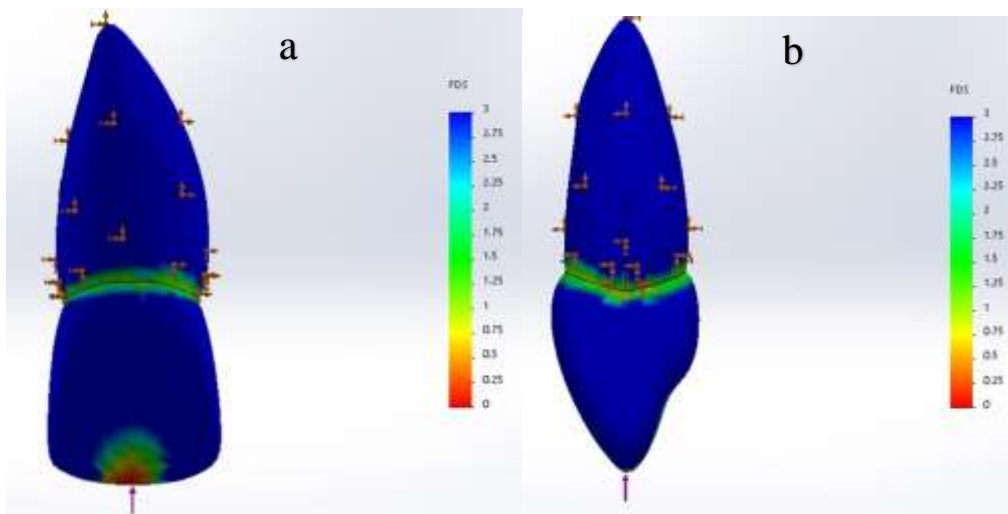
*Figura 37.* Valores del criterio de falla de Von Mises con una fuerza vertical de 851 N, la Concentración de esfuerzos de Von Mises en la zona de contacto de la corona y la raíz y también en la zona de la aplicación de la fuerza con un valor de esfuerzo máximo de 1151.59 Mpa.

a Vista Mesial.

b Vista Vestibular.

c Vista Mesial con corte por la mitad.

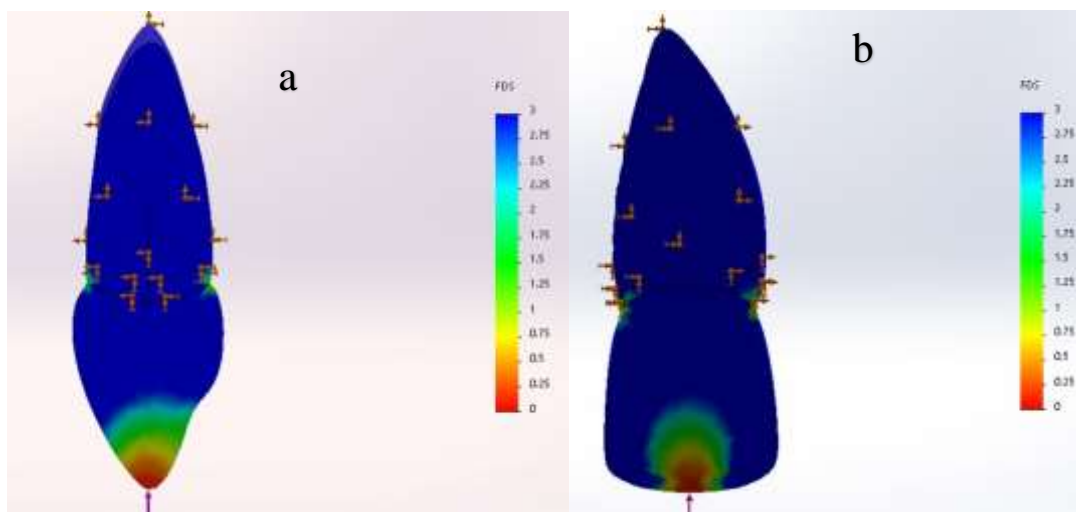
### Factor de seguridad



*Figura 38.* Resultados de Factor de Seguridad con fuerza vertical de 851 N.

a Vista Mesial.

b Vista Vestibular.



*Figura 39.* Resultados de Factor de Seguridad con fuerza vertical de 851 N con corte por la mitad.

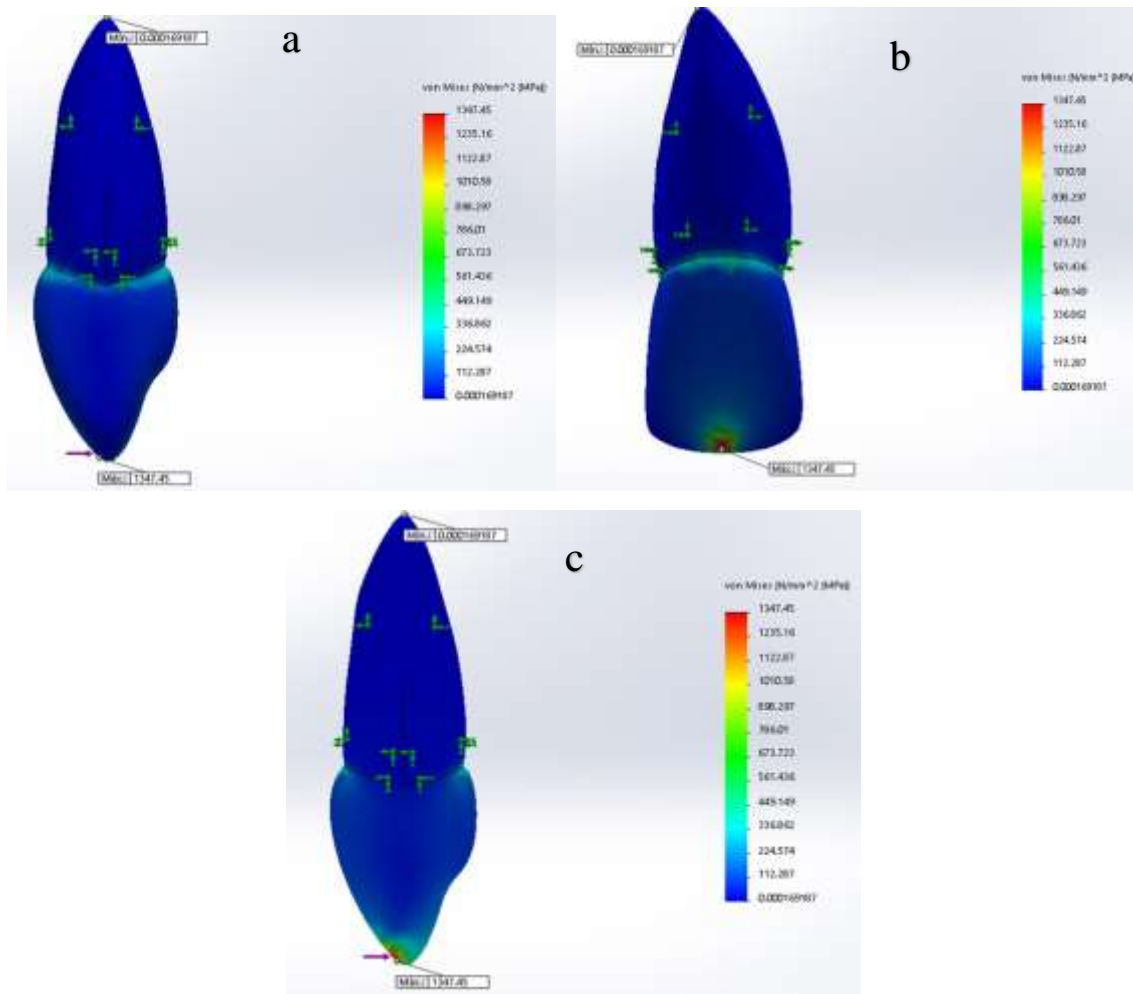
a Vista Mesial.

b Vista Vestibular.

Dos áreas claras donde se concentran los esfuerzos son en la zona de contacto entre la corona y la raíz y en la cúspide donde se localiza la fuerza, se evidencia que la zona mayormente impactada por esfuerzos es en el área donde se aplicó la fuerza dando como resultado que a esa fuerza la ruptura en el área va a ser inminente.

## Fuerza horizontal

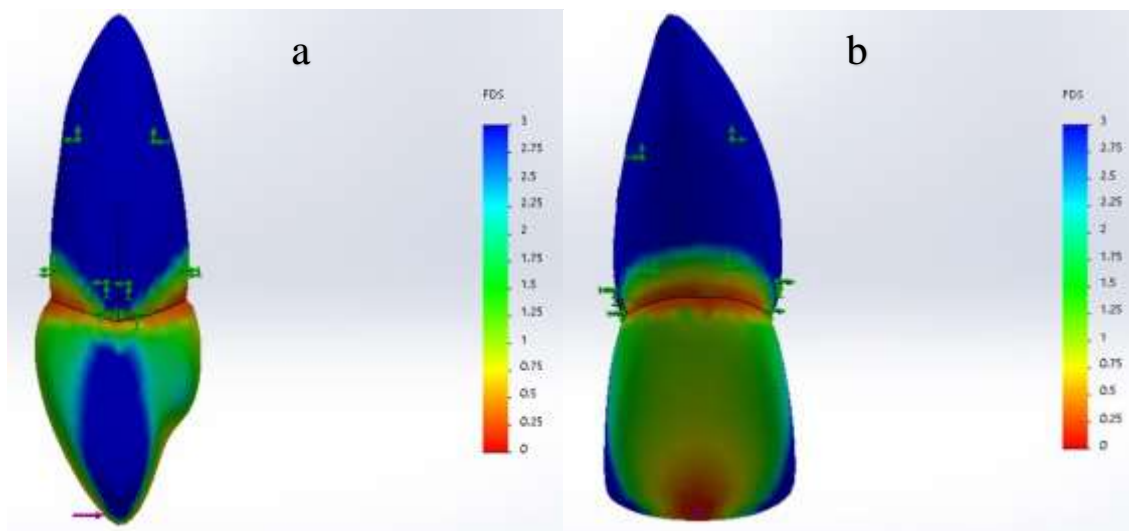
### Von mises



*Figura 40.* Valores del criterio de falla de Von Mises con una fuerza horizontal a 1 mm del borde incisal de 794 N.  
a Vista Mesial.  
b Vista Vestibular.  
c Vista Mesial con corte por la mitad.

Se ve mayor concentración de esfuerzos en el área donde se aplica la fuerza y alrededor del área de contacto entre la corona y la raíz con un valor máximo de esfuerzo de 1347.45 MPa.

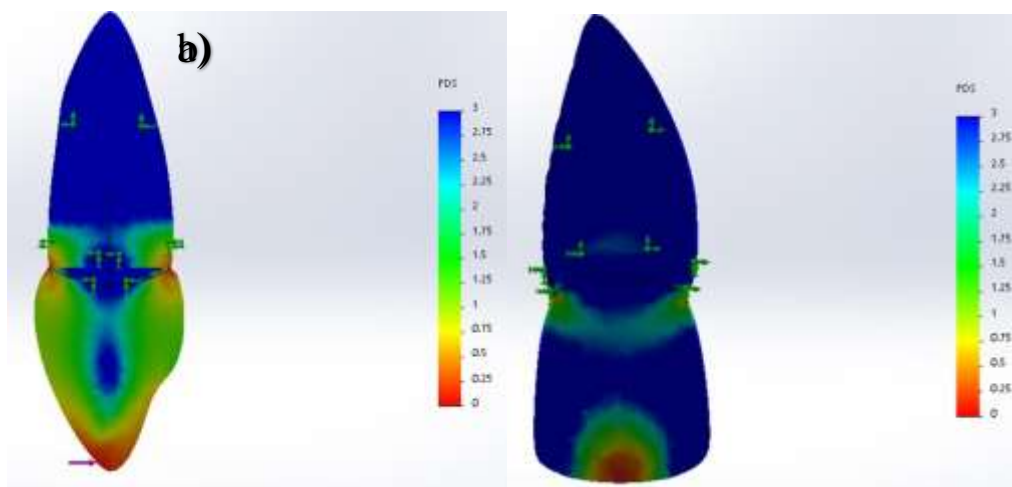
## Factor de seguridad



*Figura 41.* Resultados de Factor de Seguridad con fuerza horizontal a 1 mm del borde incisal de 794 N.

a Vista Mesial.

b Vista Vestibular.



*Figura 42.* Resultados de Factor de Seguridad con fuerza horizontal a 1 mm del borde incisal de 794 N con corte por la mitad.

a Vista Mesial.

b Vista Vestibular.

La configuración morfológica de la corona con la fuerza aplicada hace que los esfuerzos se concentren demasiado solo en áreas puntuales como en la zona

de contacto entre la corona y la raíz y en la zona donde está ubicada la fuerza. Dando esto como resultado que exista la posibilidad de rotura desde la cara vestibular del diente hacia el área lingual.

## 7.2 Informe del análisis

Según los datos obtenidos y analizados previamente se puede definir que la mejor de las terminaciones en carillas con fuerza vertical es para la carilla que presenta una terminación con reducción incisal de 1mm ya que la distribución de esfuerzos es mucho mejor que todas y esto ayuda a que no se concentren tanto los esfuerzos en áreas específicas que pueden resultar a que los materiales fallen más rápido por su geometría, material o morfología.

Aunque su valor de esfuerzo máximo es de 7428.87 MPa (el más alto de todos) por su distribución de esfuerzos más uniforme que todas es la terminación que mejor se puede comportar. El área donde se va a fracturar la pieza va a ser en el área donde tiene contacto la fuerza de aplicación es decir en el borde incisal de la pieza dental. El que mejor se comporta viene a ser la carilla con terminación que presenta una reducción del borde incisal, seguida de la que presenta una reducción incisal acompañada de un chaflán palatal, después la carilla que tiene una terminación vis a vis y luego la pieza sin restauración.

Los análisis mostrados aplicando una fuerza horizontal muestran que casi hay una similitud entre un incisivo central con la reducción del borde y la que a más de la reducción incisal presenta la terminación palatal, aunque el ultimo se destaca un poco mejor que el primero ya que ambos tienen el mismo comportamiento, pero la terminación en chaflán hace que ayude a distribuir de mejor manera los esfuerzos desviando un poco más hacia la raíz para que esta ayude a disipar dichos esfuerzos.

Además de eso concentra en menor magnitud los esfuerzos el que tiene la terminación en chaflán con el que no tiene, ya que el esfuerzo máximo con

chaflán es de 6416.09 MPa y el que no tiene es de 7956.06 MPa (Von Mises) aunque se localicen en la misma área. Entonces en orden siendo el primero el que mejor se comporta y el último el que peor lo hace es, incisivo con reducción del borde incisal, luego el incisivo con borde incisal y la terminación palatal, después incisivo con solo con reducción vestibular y por último el incisivo sin carilla.

Como se puede apreciar en cualquier que sea el caso la presencia de la carilla (cerámica) ayuda a soportar de mejor manera los esfuerzos de masticación comparando con una misma pieza dental intacta en su estado natural. Lo que determina entre las carillas cuál de ellas resulta mejor es en que parte se está aplicando la fuerza y la terminación de la carilla.

### 7.3 Análisis estadístico

### 7.4 Fuerzas verticales

Tabla 6

*Valores de fractura in vitro y esfuerzos establecidos en el análisis de elemento finito para las fuerzas verticales.*

Terminación incisal	Fractura Muestras Reales	Esfuerzo Muestras Virtuales
Diente con preparación incisal Vis a Vis	1336 N	4872, 43 MPa
Diente con terminación con reducción incisal	3018 N	7428,87 MPa
Diente con terminación en chaflán en la cara palatina	2565 N	5212,89MPa
Diente natural	851 N	1151,59 MPa

*Nota Prueba In vitro y análisis de elemento finito.*

## 7.5 Fuerzas horizontales

Tabla 7

Valores de fractura *in vitro* y esfuerzos establecidos en el análisis de elemento finito para las fuerzas horizontales.

Terminación incisal	Fractura Muestras Reales	Esfuerzo Muestras Virtuales
Diente con preparación incisal Vis a Vis	1200 N	4680,85 Mpa
Diente con terminación con reducción incisal	2730 N	7956,06 Mpa
Diente con terminación en chaflán en la cara palatina	2796 N	6416,09 Mpa
Diente natural	794 N	1347,45 MPa

Nota Prueba In vitro y análisis de elemento finito.

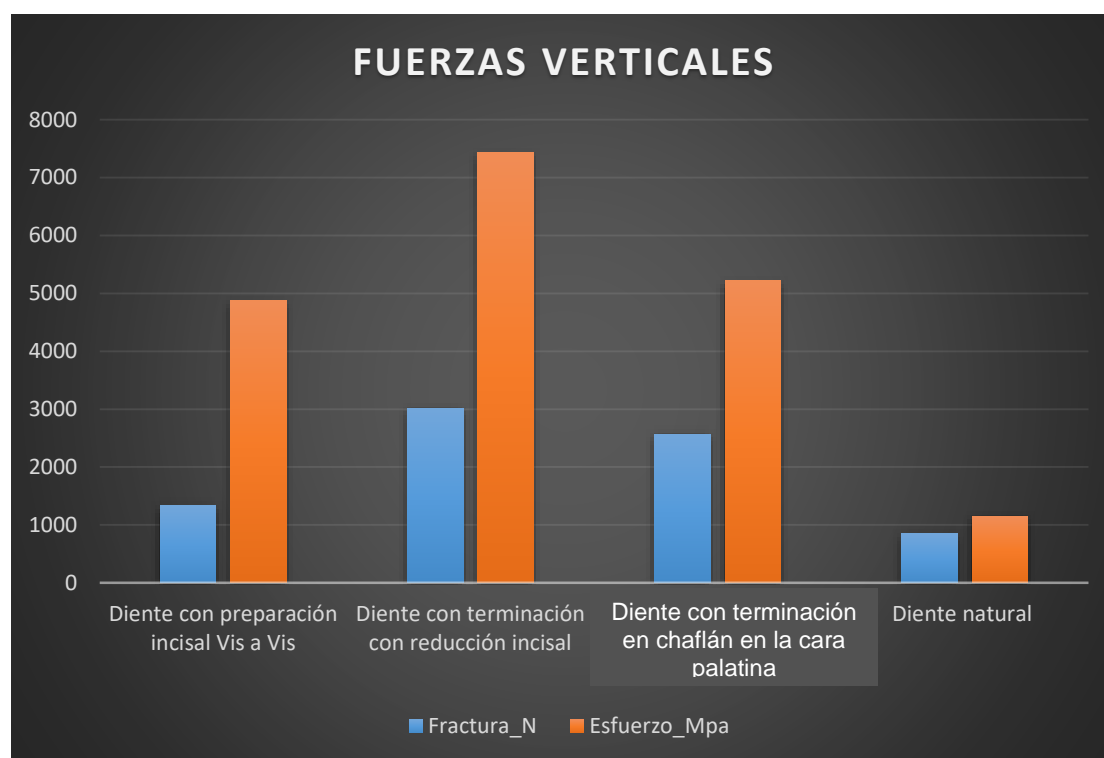
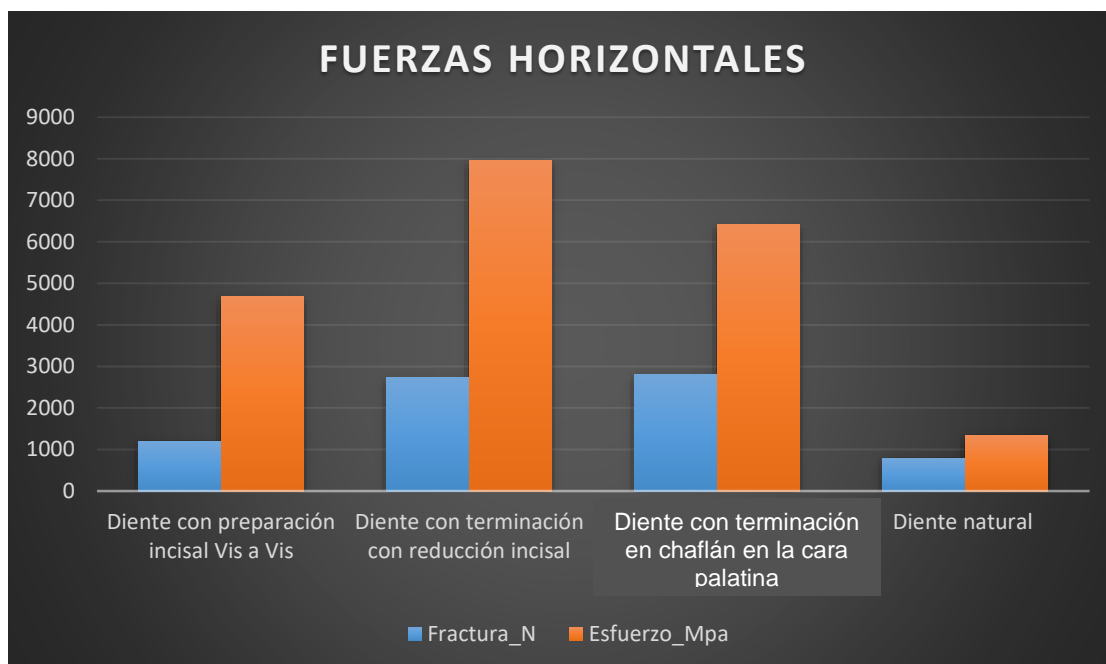


Figura 43. Valores fractura y distribución de esfuerzos para las fuerzas verticales.

La carilla de reducción incisal de 1mm ofrece un mejor comportamiento respecto a las fuerzas verticales, ya que la misma es menos propensa a una fractura (aplicando una fuerza de 3018 N con un nivel de resistencia de 7428,87 MPa), en este caso la carilla de reducción incisal con terminación en chaflán en la cara palatina llega a una fractura de 2565 N - aplicando una fuerza de 5212,89 MPa (resistente).



*Figura 44.* Valores fractura y distribución de esfuerzos para las fuerzas horizontales.

La carilla de reducción incisal con terminación en chaflán en la cara palatina ofrece un buen comportamiento respecto a las fuerzas horizontales, ya que la misma es menos propensa a una fractura (aplicando una fuerza de 2796 N con un nivel de resistencia de 6416,09 MPa), considerando que la carilla de reducción incisal de 1mm es más resistente ante una fractura (aplicando una fuerza de 2730 N con un nivel de resistencia 7956,06 Mpa), en este caso se aplicó una fuerza menor pero existe un rango más amplio entre la fractura y el esfuerzo obteniendo así es por esto que la carilla de reducción incisal de 1mm ofrece un mejor comportamiento respecto a las fuerzas horizontales.



## 8. Discusión

Al referirnos como un fracaso al hablar sobre las carillas dentales de disilicato de litio nos referimos a la posible fractura o desprendimiento de las misma, en donde la oclusión desfavorable y la articulación juegan un papel importante. Es por ello que el margen cervical y la terminación incisal son consideradas como las regiones que están más comprometidas ante el posible fallo (Li, Yang, Zuo, Meng 2014)

Durante mucho tiempo se ha venido estudiando la posibilidad de realizar varias terminaciones a nivel incisal en las piezas dentales que van hacer restauradas mediante carillas de porcelana dental, en las cuales se ha podido observar el desempeño de cada una de ellas es por esta razón que según Rinke y colaboradores en el 2013 realizan un estudio en donde indican que la cantidad de estructura dentaria y la preparación presentan una relación significativa en los resultados obtenidos en la compresión de las muestras, dato que podemos aseverar mediante el análisis realizado con la ayuda del elemento finito, además en dicho estudio se propuso que el uso de un margen de chaflán palatal aumenta la resistencia a la carga a diferencia de las muestras que presentaban una preparación en hombro (Rinke, Lange, Ziebolz, 2013), sin duda es entendible el mejor comportamiento de una terminación en chaflán frente al estrés generado en cuanto a la presencia de un hombro como terminación. Morales 2017

Debemos señalar también que si se escoge solo una ligera preparación sin importar el borde incisal puede dar lugar a una limitación de la carilla en cuanto al material que se pueda utilizar, además la contracción que sufre el material de cementación ocasiona la formación de grietas las cuales por el estrés generado en esa zona provoca el desprendimiento o la fractura en la porción incisal, siendo esto corroborado puesto que mediante el análisis realizado las carillas con una terminación vis a vis son las que peor se comportan ante las fuerzas de compresión verticales y horizontales, es por ello que para mejorar la resistencia

se describe un desgaste en la porción incisal al momento de realizar la preparación la cual permite aumentar la unión superficial y proporcionar una mejor distribución de carga. También se determina que la extensión a la cara palatina y la terminación en chaflán no proporciona una mayor resistencia para la porcelana, puesto que genera una delgada extensión de material en un área que está expuesta a una tensión máxima. De esta forma mediante el análisis de elemento finito de la preparación que presento una terminación palatal en chaflán tenía un mejor manejo del estrés según Rinke. Sin embargo el resultado de nuestro estudio demuestra que las cargas que resiste una preparación palatina son de 5212,89 MPa de esfuerzo para las fuerzas verticales, mientras que la terminación que presenta la reducción incisal presenta un esfuerzo de 7428.87 MPa y para las fuerzas horizontales, la preparación que exige una terminación palatal es de 6416,09 MPa y la terminación con la reducción incisal de un mm 7956,06 MPa, indicándonos de esta forma que la terminación que ofrece una mayor resistencia a la carilla de disilicato será la que presenta una reducción incisal. Pero debemos entender que no siempre la que mayor resiste es la que mejor se comporta. (Rinke, Lange, Ziebolz, 2013).

Sin duda una de las determinantes para el éxito mediante la utilización de carillas es los factores relacionados con el material, esto fue mencionado en el estudio presentado por Rinke, en el cual se establece un éxito de 95,1% en un tiempo de 36 meses, en él se considera al tratamiento a base de carillas un componente significativo en la odontología estética, existiendo literatura que habla de la tasa de fracaso que va de 0 a 5% respecto a los periodos entre 1 y 5 años (Rinke, Lange, Ziebolz, 2013). En este estudio la preparación de las muestras se realizó de tres maneras la primera la cual consistía con un desgaste homogéneo en la cara vestibular y a nivel incisal presentaba un bisel o una terminación en vis a vis, la segunda preparación se realizó con un desgaste a nivel incisal de 0.3 milímetros y la tercera consistía en el desgaste vestibular homogéneo, en los tres casos y se caracterizaba por la presencia de una terminación palatal manera de chaflán, ese porcentaje tan elevado de éxito concuerda con nuestro análisis ya que con los resultados obtenidos se pudo observar el aumento de la

resistencia ante la fractura de las carillas frente a la aplicación de fuerzas a una pieza natural intacta, independientemente la terminación que se tenga. En cuanto al fracaso del diente intacto es provocado porque no fue capaz de transferir las tensiones mediante interfaces entre una estructura dental y restauraciones, según Castelnuovo. (Castelnuovo, Tjan, Phillips, Nicholls, Kois 2000)

En el mismo estudio el diseño con el chaflán palatino se desempeña de mejor manera frente a la terminación en hombro, y estos beneficios del chaflán se pueden explicar mecánicamente y adhesivamente. Mecánicamente tiene que ver la cantidad de material que se extiende sobre la terminación, el cual actúa como una llave de cizalla manteniendo la carilla al diente, durante la aplicación de la carga y adhesivamente presenta una mayor exposición de prismas de esmalte permitiendo obtener una interface más fuerte que ayuda a la unión de la carilla (Rinke, Lange, Ziebolz, 2013). Sin embargo, es cuestionada por Castelnuovo porque el demuestra que cuando se exponen a estas fuerzas el diseño no cumple con los estándares de supervivencia que necesitan estas preparaciones. Se cree que el fracaso radica en la formación de grietas a nivel del límite de la carilla en la terminación, esta grieta permite un comportamiento inadecuado al momento de transmitir las fuerzas de tensión, o a su vez el deterioro del agente cementante lo que da como resultado la formación de espacios en la interface que fomenta a la posible fractura. (Castelnuovo, Tjan, Phillips, Nicholls, Kois 2000), que concuerda con el análisis realizado en nuestro estudio.

El estudio que realizó Li y colaboradores mediante un análisis de elemento finito en donde se buscó determinar que terminación permite controlar mejor el estrés generado en la zona incisal respecto a las funciones que debe realizar la estructura dental establece que la resistencia máxima se dio la carilla de porcelana que se asentó en una terminación de chaflán palatino, mientras que la que manejó el estrés generado en movimientos de protrusión de mejor manera era la carilla de composite con una terminación de junta o tope, estableciendo la diferencia de comportamiento de cada carilla frente a la acción de las diferentes

fuerzas involucradas (Li, Yang, Zuo, Meng 2014), por esta razón se dijo anteriormente que no siempre la carilla de disilicato de litio que más resiste a la fractura es la que mejor se comporta en cuanto a disipar las fuerzas de mejor manera.

Varios estudios in vitro han determinado si la fuerza de resistencia tiene que ver con la reducción incisal o no, es por ello que unos hablan de que la concentración de estrés se redujo cuando existe una reducción incisal, cuando la estética es mejorada mediante la reducción de dicha zona, mientras que la superposición de material sobre la zona incisal acompaña de una terminación palatina nos habla del refuerzo que se logra en la carilla. Otra investigación establece que no existe diferencia significativa entre las dos. (Li, Yang, Zuo, Meng 2014)

Sin embargo, Meijering demostró que la preparación de la pieza dental no influye en el tiempo de supervivencia en un estudio de 2.5 años entre el desgaste vestibular y la superposición incisal, (Meijering, Creugers, Roeters, Mulder J. 1998) al igual que Magne no observó una diferencia significativa en la supervivencia comparando la reducción incisal con un chaflán palatal a un tiempo de 4.5 años (Magne, Perroud, Hodges, Belser 2000).

El estudio a base de elemento finito por parte de Li et al. 2014 demostró que la terminación en chaflán de la cara palatina permitía una distribución más uniforme en el área incisal cuando es sometido a una carga direccionada de manera horizontal, mientras que la carilla con un desgaste incisal presentaba un mejor comportamiento ante las fuerzas verticales, permitiendo una mejor distribución de las fuerzas a la estructura dental. (Li, Yang, Zuo, Meng 2014) siendo estos resultados los que más concuerdan con nuestro estudio puesto que la terminación que soporta de mejor manera los esfuerzos generados por una fuerza horizontal y vertical corresponde a la terminación incisal con reducción del borde incisal.

Además, Li y colaboradores indica que el desgaste vestibular puede producir una posible fractura de la restauración mientras que el desgaste incisal o el recubrimiento del borde incisal con una terminación palatal permite al laboratorista la conformación de la carilla y al odontólogo facilita la vía de inserción (Li, Yang, Zuo, Meng 2014)

De esta forma con todo lo expuesto podemos decir que nuestra hipótesis no fue la correcta porque la terminación que ofrece mayor resistencia a la fractura ante las Fuerzas verticales (3018 N) corresponde a la terminación con reducción incisal de 1mm mientras que ante la Fuerza Horizontal (2796 N) es la que presenta una terminación palatal, pero la primera terminación nombrada será la que tenga una mejor distribución de los esfuerzos en cada caso de acuerdo con el análisis de elemento finito realizado.

## **9. Conclusiones y recomendaciones**

### **9.1 Conclusiones**

Con la ayuda del simulacro virtual y el análisis de elemento finito se pudo determinar que la terminación que ofrece un comportamiento adecuado por la distribución de las fuerzas verticales fue la terminación de la pieza dental que presento un desgaste incisal de 1mm.

Se pudo establecer con la ayuda del estudio de elemento finito que la terminación que presenta un comportamiento idóneo ante la presencia de las fuerzas horizontales es la que presenta un desgaste incisal de 1mm.

Realizado el estudio de elementos finitos podemos determinar que el recubrimiento de una pieza dental mediante carillas de disilicato de litio permite aumentar la resistencia de una pieza natural y comportarse de mejor manera ante la presencia de esfuerzos verticales y horizontales

### **9.2 Recomendaciones**

Es recomendable incluir el análisis de elementos finitos en futuras investigaciones en el campo odontológico puesto que presenta una alta seguridad para detectar problemas que son complicados de determinar y para que pueda aumentar la base científica existente en diversos temas o procedimientos odontológicos.

El aporte de nuestro estudio podría ser complementado investigando si existe relación entre la fractura de una carilla dental y las fuerzas generadas durante las parafunciones, las cuales pueden ser establecidas y analizadas con la ayuda de MEF.

Es importante tener en cuenta para una futura investigación el papel que desempeña los tejidos de soporte de la pieza dental a la hora de valorar las fuerzas que establecen un peligro a la restauración.

## Referencias

- Alkadi, L., & Ruse, N. (2016). *Fracture toughness of two lithium disilicate dental glass ceramics*. Recuperado el 14 de enero del 2017 de [http://www.thejpd.org/article/S0022-3913\(16\)00150-5/fulltext?showall=true](http://www.thejpd.org/article/S0022-3913(16)00150-5/fulltext?showall=true)
- Amer, R., Kürklü, D., & Johnston, W. (2015). *Effect of simulated mastication on the surface roughness of three ceramic systems*. Recuperado el 3 de febrero del 2017 de [http://www.thejpd.org/article/S0022-3913\(15\)00121-3/fulltext?showall=true%3D](http://www.thejpd.org/article/S0022-3913(15)00121-3/fulltext?showall=true%3D)
- Bandar, M., Abdul, A., & Abu-Hassan, M. (2010). *Biaxial flexural strength of TurkomCera core compared to two other all-ceramic systems*. Recuperado el 14 de agosto del 2016 de <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3881768/>
- Baratieri, N. (2009). *Soluciones Clínicas, fundamentos y técnicas*. Recuperado el 17 de enero del 2017 de (MarcadorDePosición1)
- Barguil, J., Chica, E., & Latorre, F. (2009). *Distribución de esfuerzos en tres tipos de elementos intraradiculares con diferentes longitudes*. Recuperado el 16 de enero del 2017 de [https://www.researchgate.net/publication/277753257\\_Distribucion\\_de\\_los\\_esfuerzos\\_en\\_tres\\_tipos\\_de\\_elementos\\_intraradiculares\\_con\\_diferentes\\_longitudes](https://www.researchgate.net/publication/277753257_Distribucion_de_los_esfuerzos_en_tres_tipos_de_elementos_intraradiculares_con_diferentes_longitudes)
- Barizon, K., Bergeron, C., Vargas, M., Qian, F., Cobb, D., Gratton, D., & Geraldeli, S. (2014). *Ceramic materials for porcelain veneers: part II. Effect of material, shade, and thickness on translucency*. Recuperado el 5 de diciembre del 2016 de <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24969410>
- Basmadjian, D. (2003). *Mathematical modeling of physical system*. Recuperado el 13 de diciembre del 2016 de <http://www.karger.com/Article/Abstract/89927>



- Beer, F., & Johnston, R. (2001). *Mecánica de materiales*. Recuperado el 22 de enero del 2017 de <https://www.freelibros.org/ingenieria-de-materiales/mecanica-de-materiales-5ta-edicion-ferdinand-p-beer.html>
- Bertoldi, A. (2012). *Rehabilitacion posendodontica. Base racional y consideraciones esteticas*. Recuperado el 22 de agosto del 2016 de <http://www.medicapanamericana.com/Libros/Libro/4348/Rehabilitacion-Posendodontica.html>
- Bottino, M. (2001). *Estetica en Rehabilitacion Oral Metal Free*. Recuperado el 4 de febrero del 2017 de <http://www.axon.es/Axon/LibroFicha.asp?Libro=51289>
- Cacciacane, O. (2013). *Protesis Bases y Fundamentos*. Recuperado el 23 de enero del 2017 de <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22197634>
- Cano, J., Campo, J., Palacios, B., & Bascones, A. (2007). *Mecanobiología de los huesos maxilares. Conceptos Generales*. Recuperado el 14 de marzo del 2017 de <http://scielo.isciii.es/pdf/odonto/v23n6/original1.pdf>
- Caparros, C., & Duque, J. (2010). *Cerámicas y sistemas para restauraciones CAD-CAM: una revisión*. Recuperado el 18 de septiembre del 2016 de <https://aprendeonline.udea.edu.co/revistas/index.php/odont/article/view/2379>
- Carvalho, C., Rodrigues, R., Silva, A., Simamoto, J., Paulo, C., Soares, C., Novais, R. (2015). *Degree of Conversion and Mechanical Properties of Resin Cements Cured Through Different All-Ceramic Systems*. Recuperado el 22 de septiembre del 2016 de [http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S0103-64402015000500484](http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0103-64402015000500484)
- Castelnuovo, J., Tjan, A., Phillips, K., Nicholls, J. & Kois, I., (2000). *Fracture load and mode of failure of ceramic veneers with different preparations*. Recuperado el 4 de febrero del 2017 de <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10668029>
- Cunha, L., Reis, R., Santana, L., Romanini, J., Carvalho, R., & Furuse, A. (2007). *Ceramic veneers with minimum preparation*. Recuperado el 26 de

enero del 2017 de <http://www.eurjdent.com/article.asp?issn=1305-7456;year=2013;volume=7;issue=4;spage=492;epage=496;aulast=d>  
a

- Chen, X; Hong, G; Xing, W; Wang, Y. (2015). *The influence of resin cements on the final color of ceramic veneers*. Recuperado el 18 de enero del 2017 de [http://www.journalofprosthodonticresearch.com/article/S1883-1958\(15\)00012-2/references](http://www.journalofprosthodonticresearch.com/article/S1883-1958(15)00012-2/references)
- Cho, S. H., & Nagy, W. (2015). *Labial reduction guide for laminate veneer preparation*. Recuperado el 7 de enero del 2016 <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/m/pubmed/25979445/>
- D'Arcangelo, C., Vanini, L., Rondoni, G., & De Angelis, F. (2016). *Wear properties of dental ceramics and porcelains compared with human enamel*. Recuperado el 4 de julio del 2016 de <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/26553254>
- Da Cunha, L., Mukai, E., Hamerschmitt, R., & Correr, G. (2015). *Fabrication of lithium silicate ceramic veneers with a CAD/CAM approach: A clinical report of cleidocranial dysplasia*. Recuperado el 2 de febrero del 2017 de <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25682532>
- Da Cunha, L., Pedroche, L., Gonzaga, C., & Furuse, A. (2014). *Esthetic, occlusal, and periodontal rehabilitation of anterior teeth with minimum thickness porcelain laminate veneers*. Recuperado el 12 de enero del 2017 de [https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed?cmd=Link&LinkName=pubmed\\_pubmed&from\\_uid=23853471](https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed?cmd=Link&LinkName=pubmed_pubmed&from_uid=23853471)
- Figueiredo, C., Patasb, N., Canhotob, J., Cláudioa, R., Olheroc, S., Serrod, S., Ferroe, A. (2015). *Tribological behaviour of unveneered and veneered lithium disilicate dental material*. Recuperado el 14 de septiembre del 2016 de <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22197634>
- Figueroa, R., Cruz, G., Leite, F., Chavez, & M. (2014). *Rehabilitación de los dientes anteriores con el sistema cerámico disilicato de litio*. Recuperado el 13 de febrero del 2016 de <http://www.scielo.cl/pdf/ijodontos/v8n3/art23.pdf>

- Fons, A., Solá, M., Granell, M., Labaig, C., & Martínez, A. (2011). *Selección de la cerámica a utilizar en tratamientos mediante frentes laminados de porcelana*. Recuperado el 18 de agosto del 2017 de [http://scielo.isciii.es/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S1698-69462006000300017](http://scielo.isciii.es/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1698-69462006000300017)
- Fornóns, J. (1982). *El método de elementos finitos en la ingeniería de las estructuras*. Recuperado el 15 de febrero del 2016 de [https://books.google.com.ec/books/about/El\\_M%C3%A9todo\\_de\\_los\\_elementos\\_finitos\\_en\\_l.html?id=OcR9vG8oe9QC&redir\\_esc=y](https://books.google.com.ec/books/about/El_M%C3%A9todo_de_los_elementos_finitos_en_l.html?id=OcR9vG8oe9QC&redir_esc=y)
- Furuse, A., Soares, J., Cunali, R., & Gonzaga, C. (2016). *Minimum intervention in restorative dentistry with V-shaped facial and palatal ceramic veneers: A clinical report*. Recuperado el 6 de junio del 2016 de <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/26774321>
- Gare, J., & Goodno, B. (2009). *Mecánica de materiales*. Recuperado el 12 de diciembre del 2016 de <https://www.freelibros.org/ingenieria-de-materiales/mecanica-de-materiales-7ma-edicion-james-m-gere.html>
- Garzón, D., Roa, M., Cortés, C. (2004). *Análisis por Elementos Finito del proceso de regeneración ósea*. Recuperado el 12 de enero del 2017 de <http://www.bdigital.unal.edu.co/27884/1/25792-90349-1-PB.pdf>
- Glauco, F. (2009). *Restauraciones estéticas indirectas en dientes posteriores*. Recuperado el 13 de agosto del 2016 de <http://www.axon.es/Axon/LibroFicha.asp?Libro=92667&T=PROTESIS.+BASES+Y+FUNDAMENTOS>
- Görücü, J. (2008). *Fracture resistance of class II preformed ceramic insert and direct composite resin restorations*. Recuperado el 3 de agosto del 2016 de <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/labs/articles/12615024/>
- Green, C., Sederstrom, C., McLaren, D., & White, S. (2014). *Effect of porcelain and enamel thickness on porcelain veneer failure loads in vitro*. Recuperado el 2 de septiembre del 2016 de <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24439106>

- Gresnigt, M., & Ozcan, M. (2011). *Esthetic rehabilitation of anterior teeth with porcelain laminates and sectional veneers*. Recuperado el 12 de agosto del 2016 de <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22067068>
- Guzmán-Armstrong, S., & Maia, R. (2016). *Conservative treatment planning in veneer replacement*. Recuperado el 28 de agosto del 2016 de <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/26602148>
- Harada, K., Raigrodski, A., Chung, K., Flinn, B., Dogan, S., & Mancl, L. A. (2016). *A comparative evaluation of the translucency of zirconias and lithium disilicate for monolithic restorations*. Recuperado el 6 de octubre del 2016 de <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/26994676>
- Hekimoğlu, C., Anil, N., & Yalçın, E. (2004). *A microleakage study of ceramic laminate veneers by autoradiography: effect of incisal edge preparation*. Recuperado el 22 de diciembre del 2016 de <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15025660>
- Hickey, Boucher, & Hughes. (July de 2015). *Glossary of prosthodontic terms*. Recuperado el 15 de enero del 2017 de <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3732724/>
- James, M., & Timoshenko, S. (1998). *Mecánica de los materiales*. Recuperado el 15 de enero del 2017 de <http://cj000528.ferozo.com/cordoba/taller1/DEtaller1timoshendo.pdf>
- Jankar, A., Kale, Y., Kangane, S., Ambekar, A., Sinha, M., & Chaware, S. (2014). *Comparative evaluation of fracture resistance of Ceramic Veneer with three different incisal design preparations - An In-vitro Study*. Recuperado el 15 de enero del 2016 de <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24653603>
- Jonathon, S., Andrew, C., Johnsonb, Tantbirojnc, D., & Versluis, A. (2015). *Fracture strength of ultrathin occlusal veneer restorations made from CAD/CAM composite or hybrid ceramic materials*. Recuperado el 15 de diciembre del 2016 de <https://www.uthsc.edu/dentistry/documents/postgraduate/publications/2014/pros-2014-egbert-versluis-article.pdf>

- Kern, M. (2005). *Técnica asistida por ordenador para coronas y puentes con nuevas perspectivas*. Recuperado el 4 de noviembre del 2016 de [http://eprints.sim.ucm.es/23966/1/B%C3%81RBARA\\_MIEGIMOLLE.pdf](http://eprints.sim.ucm.es/23966/1/B%C3%81RBARA_MIEGIMOLLE.pdf)
- Kern, M., & Ahlers, M. (2015). *Controlling the depth of ceramic veneer preparations by using a color marker in the depth grooves*. Recuperado el 15 de diciembre del 2016 de <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/26372631>
- Kraus, B., & Leonard, J. (1972). *Anatomía dental y oclusión: un estudio del sistema masticatorio*. Recuperado el 14 de enero del 2017 de [https://books.google.com.ec/books?id=Knp4PQAACAAJ&hl=es&site\\_sec=reviews](https://books.google.com.ec/books?id=Knp4PQAACAAJ&hl=es&site_sec=reviews)
- Kumar, G., Poduval, T., Reddy, B., Reddy, S. (2014). *A study on provisional cements, cementation techniques, and their effects on bonding of porcelain laminate veneers*. Recuperado el 26 de agosto del 2016 de <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3935056/>
- Kursoglu, P., Motro, P., & Kazazoglu, E. (2015). *Translucency of ceramic material in different core-veneer combinations*. Recuperado el 23 de octubre del 2016 de <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25277036>
- Landinez, N., Garzón, D., & Bek, B. (2011). *Una introducción a la mecanobiología computacional*. Recuperado el 12 de enero del 2017 de <http://www.bdigital.unal.edu.co/39470/1/05500579.2013.pdf>
- Lazari, P., Sotto-Maior, B., Rocha, E., Camargos, G., & Cury, A. (2014). *Influence of the veneer-framework interface on the mechanical behavior of ceramic veneers: A nonlinear finite element analysis*. Recuperado el 3 de octubre del 2016 de [http://repositorio.unicamp.br/bitstream/REPOSIP/290812/1/Lazari%20C%20Priscilla%20Cardoso\\_M.pdf](http://repositorio.unicamp.br/bitstream/REPOSIP/290812/1/Lazari%20C%20Priscilla%20Cardoso_M.pdf)
- Li, Z., Yang, Z., Zuo, L., & Meng, Y. (2014). *A three-dimensional finite element study on anterior laminate veneers with different incisal preparations*. Recuperado el 12 de agosto del 2016 de <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24513425>

- Magne, P., Perroud, R., Hodges, J., & Belser, C. (2000). *Clinical performance of novel-design porcelain veneers for the recovery of coronal volume and length*. Recolectado el 4 de agosto del 2016 de <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11203582>
- Mantilla, A. (2008). *Distribución de tensiones mediante análisis de elementos finitos en dientes restaurados directa e indirectamente después de un tratamiento endodóntico*. Recuperado el 27 de enero del 2017 de <http://bases.bireme.br/cgi-bin/wxislind.exe/iah/online/?IsisScript=iah/iah.xis&src=google&base=LILACS&lang=p&nextAction=lnk&exprSearch=619775&indexSearch=ID>
- Masioli. (2013). *Odontología Restauradora de la A a la Z*. Recuperado el 12 de febrero del 2017 de [https://issuu.com/editoraponto/docs/livro\\_masioli\\_es/5](https://issuu.com/editoraponto/docs/livro_masioli_es/5)
- McNiell, C. (2005). *Fundamentos científicos y aplicaciones prácticas de la oclusión*. Recuperado el 15 de enero del 2017 de <http://www.quintessence.es/autores/charles-mcneill/fundamentos-cientificos-y-aplicaciones-practicas-de-la-oclusion.html>
- Meijering, A., Creugers, N., Roeters, F., Mulder, J. (1998). *Survival of three types of veneer restorations in a clinical trial: a 2.5-year interim evaluation*. Recuperado el 2 de agosto del 2016 de <https://bda.org/dentists/education/sgb/Documents/Bonded%20comp%20osites%20versus%20ceramic%20veneers%20.pdf>
- Mormann, W., & Bindl, A. (2002). *Cerec3. Un salto espectacular en restauraciones asistidas por ordenador: resultados clínicos iniciales*. Recuperado el 19 de noviembre del 2016 de <http://eprints.ucm.es/10619/1/T31522.pdf>
- Nieto, C. (2003). *Sacramento La biblia de la Física y la Química*. Recuperado el 26 de enero del 2017 de [http://catalogobibliografico.ug.edu.ec:82/pmb/opac\\_css/index.php?lvl=author\\_see&id=10141](http://catalogobibliografico.ug.edu.ec:82/pmb/opac_css/index.php?lvl=author_see&id=10141)

- Niu, E., Agustin, M., & Douglas, R. (2013). *Color match of machinable lithium disilicate ceramics: Effects of foundation restoration*. Recuperado el 5 de julio del 2017 de [https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed?db=pubmed&cmd=link&linkname=pubmed\\_pubmed&uid=21262405](https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed?db=pubmed&cmd=link&linkname=pubmed_pubmed&uid=21262405)
- Oliveira, A. (2014). *Comprender, Planificar, Ejecutar: El universo de las restauraciones ceramicas esteticas*. Recuperado el 15 de enero del 2017 de <http://www.amolca.com/publicaciones/comprender-planificar-y-ejecutar/>
- Panadero, A., Rodríguez, R., Wilson, M., Solá Ruiz, M., & Fons, A. (2014). *Zirconia in fixed prosthesis*. Recuperado el 22 de enero del 2017 de <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24653603>
- Parra, A. (2013). *Análisis de distribución de esfuerzos en premolares inferiores uniradiculares mediante la técnica de elementos finitos*. Recuperado el 15 de enero del 2017 de <http://repositorio.usfq.edu.ec/handle/23000/2139>
- Pedro, V., André, C., & Zsolt, K. (2012). *The papillary veneers concept: An option for solving compromised dental situations*. Recuperado el 22 de septiembre del 2016 de [http://jada.ada.org/issue/S0002-8177\(14\)X6080-0](http://jada.ada.org/issue/S0002-8177(14)X6080-0)
- Peralta, C. (2007). *Comparación de la resistencia de unión de cerámica adherida a estructura dentaria, después de utilizar diferentes modos de fotopolimerización*. Recuperado el 4 de julio de 2016 de <http://eprints.ucm.es/5418/>
- Peumans, M., Van Meerbeek, B., Lambrechts, P., & Vanherle, G. (2000). *Porcelain veneers: a review of the literature*. Recuperado el 22 de diciembre del 2016 de <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10709338>
- Pezzoti, V. (2008). *Introducción a la teoría de elementos finitos*. Recuperada el 22 de enero del 2017 de <http://www.aero.ing.unlp.edu.ar/catedras/archivos/Introduccion%20a%20la%20Teoria%20de%20Elementos%20Finitos%20-%202008.pdf>

- Re, D., Augusti, R., Amato, M., Riva, G., & Augusti, D. (2014). *Esthetic Rehabilitation of Anterior Teeth with Laminates Composite Veneers*. Recuperado el 22 de septiembre del 2017 de <https://www.hindawi.com/journals/crid/2014/849273/>
- Reza, A., Babak, F., Mohadese, A., Farzad, A., Nima, D., Aisooda, A., & Minu, M. (2015). *Microleakage of Four Dental Cements in Metal Ceramic Restorations With Open Margins*. Recuperado el 8 de octubre del 2016 de <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4696128/>
- Richard, G., Budyas, G., & Kcith, N. (2006). *Shigley's Mechanical Engineering Desig*. Recuperado el 22 febrero del 2017 de <https://bayanbox.ir/view/6320070210061283751/mechanical-disgin-shigley.pdf>
- Rinke, S., Lange, K., & Ziebolz, D. (2013). *Retrospective Study of Extensive Heat-Pressed Ceramic Veneers after 36 Months*. Recuperado el 12 de feberero del 2017 de <https://insights.ovid.com/esthetic-restorative-dentistry/jerd/2013/02/000/retrospective-study-extensive-heat-pressed-ceramic/8/01445450>
- Roman, J., Martinez, A., Sola, M., Casas, J., & Bruguera, A. (2006). *Resolución de un caso clínico con frentes laminados de porcelana feldespática tras un tratamiento de ortodoncia*. Recuperado el 26 de enero del 2017 de [http://scielo.isciii.es/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S1698-69462006000300017](http://scielo.isciii.es/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1698-69462006000300017)
- Rosenstiel, S., Land, M., & Fujimoto, J. (2009). *Protesis Fija Contemporanea*. Recuperado el 14 de diciembre del 2016 de <https://bda.org/dentists/education/sgb/Documents/Bonded%20comp osites%20versus%20ceramic%20veneers%20.pdf>
- Saavedra, R. (2014). *Clasificación y significado clínico de las diferentes formulaciones de las cerámicas para restauraciones dentales*. Recuperado el 22 de de juliodel 2016 de <http://www.actaodontologica.com/ediciones/2014/2/art-20/>



- Sasse, M., Krummel, A., Klosa, K., & Kern, M. (2015). *Influence of restoration thickness and dental bonding surface on the fracture resistance of full-coverage occlusal veneers made from lithium disilicate ceramic.* Recuperado el 15 de octubre del 2016 de <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/26051232>
- Schlichting, L., Resende, T., Reis, K., & Magne, P. (2016). *Simplified treatment of severe dental erosion with ultrathin CAD-CAM composite occlusal veneers and anterior bilaminar veneers.* Recuperado el 8 de octubre del 2016 de <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/27132785>
- Schmidt, K., Chiayabutr, Y., Phillips, K., & Kois. (2011). *Influence of preparation design and existing condition of tooth structure on load to failure of ceramic laminate veneers.* Recuperado el 14 de julio del 2016 de <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/labs/articles/21640238/>
- Silva, N., Castro, C., Santos, P., Silva, G., Campos, R., & Soares, P. (2009). *Influence of deferente post desing and composition on stress distribution in maxillary central incisor: Finite element analysis.* Recuperado el 13 de febrero del 2017 de <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19553714>
- Sola, M., Labaig, C., & Suarez, M. (1999). *Cerámica para puentes de tres unidades sin estructura metálica: sistema IPS-Empress 2.* Recuperado el 15 de octubre del 2016 de <http://www.gacetadental.com/propiedades-y-caractersticas-de-los-materiales-empleados-en-la-confeccin-de-puentes-totalmente-cermicos-31379/>
- Srirekha, A., & Bashetty, K. (2010). *Infite to finite: An overview of finite element analysis.* Recuperado el 24 de enero del 2017 de <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20930357>
- Suarez, M., Gonzalez, P., Pradies, G., & Lozano, J. (2003). *Ajuste marginal de las coronas de Procera AllCeram.* Recuperado el 17 de septiembre del 2016 de [http://eprints.ucm.es/23966/1/\\_DE\\_B%C3%81RBARA\\_MIEGIMOLL E.pdf](http://eprints.ucm.es/23966/1/_DE_B%C3%81RBARA_MIEGIMOLL E.pdf)

- Sulaiman, T., Delgado, A., & Donovan, T. (2015). *Survival rate of lithium disilicate restorations at 4 years: a retrospective study*. Recuperado el 6 de octubre del 2016 de <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/26050028>
- Tsalouchou, E., & Cattell, M. (2008). *Fatigue and fracture properties of yttria partially stabilized zirconia crown systems*. Recuperado el 29 de octubre del 2016 de <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17681371>
- Vafiadis, D., & Goldstein, G. (2011). *Single visit fabrication of a porcelain laminate veneer with CAD/CAM technology: a clinical report*. Recuperado el 5 de febrero del 2017 de <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21821159>
- Valencia, P. (2012). *Estudio Comparativo in vitro del comportamiento de las cerámicas de recubrimiento según el núcleo: óxido de circonio y metal*. ¿Recuperado el 3 de febrero del 2017 de [http://www.tdx.cat/bitstream/handle/10803/401337/%C3%B1o\\_Hern%C3%A1ndez.pdf?sequence=1&isAllowed=y](http://www.tdx.cat/bitstream/handle/10803/401337/%C3%B1o_Hern%C3%A1ndez.pdf?sequence=1&isAllowed=y)
- Vanegas, J., & Landinez, N. (2009). *Análisis de Inestabilidad de Turing en modelos biológicos*. Recuperado el 22 de enero del 2017 de <http://www.scielo.org.co/pdf/dyna/v76n158/a12v76n158.pdf>
- Villarreal, E., Sanchez, L., Masip, S., & Espia, A. (2007). *Dióxido de circonio en odontología: un camino hacia la búsqueda del material ideal*. Recuperado el 2 de octubre del 2016 de [https://www.researchgate.net/publication/237573642\\_Dioxido\\_de\\_circonio\\_en\\_odontologia\\_un\\_camino\\_hacia\\_la\\_búsqueda\\_del\\_material\\_ideal](https://www.researchgate.net/publication/237573642_Dioxido_de_circonio_en_odontologia_un_camino_hacia_la_búsqueda_del_material_ideal)
- Vivadent., I. (2013). *e.max Press HT A1: Instrucciones de uso*. e.max Press. Recuperado el 12 de febrero del 2017 de <http://www.ivoclarvivadent.es/es-es/p/todos/productos/ceramica-sin-metal/ips-emax-system-tecnico-dental/ips-emax-press>
- Whoi Ku, C., Won Park, S., & So Yang, H. (2002). *Comparison of the fracture strengths of metal-ceramic crowns and three ceromer crowns*. Recuperado el 13 de febrero del 2016 de <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12397244>

- Young, J., Sun Lee, W., Hwan Kim, J., Young Kim, H., & Chul Kim, W. (2015). *Evaluation of shear bond strength of veneering ceramics and zirconia fabricated by the digital veneering method*. Recuperado el 14 de octubre del 2016 de <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20379023>
- Zandinejad, A., Metz, M., Stevens, P., Lin, W., & Morton, D. (2015). *Virtually designed and CAD/CAM-fabricated lithium disilicate prostheses for an esthetic maxillary rehabilitation: a senior dental student clinical report*. Recuperado el 3 de agosto del 2016 de [http://www.thejpd.org/article/S0022-3913\(14\)00526-5/references](http://www.thejpd.org/article/S0022-3913(14)00526-5/references)
- Zandparsa, R., El Huni, R., Hirayama, H., & Johnson, M. (2016). *Effect of different dental ceramic systems on the wear of human enamel: An in vitro study*. Recuperado el 8 de agosto del 2016 de <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/26548885>
- Zimmer, D., Gerds, T., & Strub, J. (2004). *Survival rate of IPS- empress 2 all-ceramic crowns and bridges: three year's results*. Recuperado el 14 de enero del 2017 de [https://www.researchgate.net/publication/6143464\\_Five-year\\_clinical\\_results\\_of\\_zirconia\\_frameworks\\_for\\_posterior\\_fixed\\_partial\\_dentures](https://www.researchgate.net/publication/6143464_Five-year_clinical_results_of_zirconia_frameworks_for_posterior_fixed_partial_dentures)