



BENEMÉRITA UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE PUEBLA

**FACULTAD DE ESTOMATOLOGÍA
MAESTRÍA EN ESTOMATOLOGÍA
TERMINAL EN ENDODONCIA**

**TÉSIS PRESENTADA PARA OBTENER EL TÍTULO DE: MAESTRÍA EN
ESTOMATOLOGÍA TERMINAL EN ENDODONCIA**

**“COMPARACIÓN DE RESISTENCIA A LA FRACTURA DE ÓRGANOS DENTARIOS INCISIVOS
INFERIORES CON ACCESOS ENDODÓNTICOS; CONVENCIONAL, BIOMIMÉTICO E INCISAL POR
MEDIO DE APLICACIÓN DE FUERZA CON INSTRON Y VALIDACIÓN DE DATOS POR MEDIO DE
ANÁLISIS DE ELEMENTO FINITO”**

(ESTUDIO *IN VITRO*)

PRESENTA:

L.E. ROSARIO JIMÉNEZ FLORES

DIRECTOR RESPONSABLE

M.E.I. GUILLERMO FRANCO ROMERO

DIRECTOR DISCIPLINARIO

C.D.E.E. ALEJANDRO GERARDO MARTÍNEZ GUERRERO

DIRECTOR METODOLÓGICO

M.S.P. ROSENDO CARRASCO GUTÉRREZ

FECHA DE IMPRESIÓN

ABRIL DE 2016

ÍNDICE

1. INTRODUCCIÓN.....	2
2. MARCO TEÓRICO.....	4
2.1 Antecedentes generales.....	4
2.2 Antecedentes específicos.....	8
3. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.....	13
3.1 Pregunta de investigación.....	13
4. HIPÓTESIS.....	14
4.1 Hipótesis de trabajo.....	14
4.2 Hipótesis alterna.....	14
4.3 Hipótesis nula.....	14
5. OBJETIVOS.....	15
5.1 Objetivo general.....	15
5.2 Objetivo específico.....	15
6. JUSTIFICACIÓN.....	17
7. MATERIALES Y MÉTODOS.....	18
7.1 Diseño del estudio.....	18
7.2 Ubicación, espacio y tiempo.....	18
7.3 Estrategias de trabajo.....	18
7.4 Muestreo.....	19
7.5 Definición de la población de estudio.....	19
7.6 Definición de la población muestral.....	19
8. CRITERIOS DE SELECCIÓN.....	20
8.1 Criterios de inclusión.....	20
8.2 Criterios de exclusión.....	20
8.3 Criterios de eliminación.....	20

9. DEFINICIÓN DE VARIABLES.....	22
10. MÉTODO DE RECOLECCIÓN DE DATOS.....	22
11. FUENTES DE INFORMACIÓN.....	25
12. BIOÉTICA.....	25
12.1 Consideraciones éticas.....	25
13. ESTRATEGIAS DE TRABAJO.....	25
13.1 Organización y procedimientos.....	25
13.2 Métodos.....	26
14. RESULTADOS.....	36
14.1 Gráficas.....	37
14.2 Tablas estadísticas.....	38
14.3 Resultados por medio de FEA.....	39
15. DISCUSIÓN.....	41
16. CONCLUSIONES.....	45
17. ANEXOS.....	48
18. BIBLIOGRAFÍA.....	58

1. INTRODUCCIÓN

El acceso cameral es la primera maniobra del tratamiento endodóntico, que tiene como objetivo primordial la localización del sistema de conductos, facilitar la instrumentación y evitar el estrés de los instrumentos endodónticos.

La preparación del acceso endodóntico involucra la remoción de estructura cariada, esmalte y dentina afectada, disminuyendo la capacidad de absorción de cargas tangenciales y compresivas sobre las estructuras y sobre el eje longitudinal del órgano dentario.

Uno de los principios de conformación de un acceso endodóntico, de acuerdo con los parámetros de conveniencia es; la remoción de estructura dentaria y tejido pulpar facilitando la entrada de instrumentos, acto operatorio que puede llevar al sacrificio de estructura dentaria sana, causando el debilitamiento, resultando a largo plazo la producción de micro fracturas.

Otro aspecto importante es la compensación de la estructura dentaria removida durante el tratamiento endodóntico, ésta es sustituida por núcleos de biomateriales que posteriormente serán protegidos con una restauración on-lay, o incluso con una corona total, proporcionando protección cúspidea de dicho órgano dentario, en lugar de colocar una resina compuesta, causando un efecto económico adverso al paciente.

El avance tecnológico en el campo de la odontología, ha mejorado, la calidad, estética, durabilidad y sellado, así como la preservación de la estructura dentaria.

Específicamente en el área endodóntica, los avances científicos también, han alcanzado incrementar la calidad de los tratamientos.

Varios autores de numerosos estudios de sistemas rotatorios endodónticos, así como casas comerciales, sustentan científicamente que los sistemas pueden abordar los conductos, con una adecuada preparación, desinfección y obturación, aún con una limitada entrada al sistema de conductos, lo que favorece una mayor conservación de estructura sana de esmalte y dentina, cumpliendo con los objetivos principales de un acceso endodóntico, con lo que se podría modificar el diseño de un acceso convencional por diseños más conservadores, donde no se sacrifique estructura dentaria.

Hay investigaciones de restauración en órganos dentarios con tratamiento endodóntico que demuestran que el debilitamiento de la estructura dentaria es proporcional a la cantidad de dentina remanente.

No existen muchos estudios de un nuevo diseño conservador de accesos endodónticos que demuestren que la eliminación de estructura remanente implica la posibilidad de micro fracturas en el órgano dentario, así como una restauración extensa de la pieza dentaria, haciendo más costoso el tratamiento.

El uso de softwares de simulación virtual permite la reproducción de situaciones cercanas a la realidad, el análisis de elementos finitos (FEA) ha sido utilizado repetidamente en el área de la industria y diseño, es una herramienta indispensable en la aplicación de pruebas físicas y mecánicas en modelos diseñados por computadora que se extrapolan al objeto real.

Recientemente se ha empleado el uso de FEA en el área odontológica, mediante pruebas aplicadas a materiales e instrumental dental, proporcionando confiabilidad en los resultados obtenidos ya que se reproducen las características físicas del objeto, así como de las fuerzas; compresivas y direccionales que sufre dicho objeto en la realidad.

No se han registrado estudios que determinen la distribución de fuerzas ya sea por medio de un software o de algún modelo físico de aplicación de fuerzas mecánicas, con máquinas universales de pruebas en un órgano dentario que será tratado endodónticamente con un acceso cameral previo.

El presente estudio compara por medio de pruebas mecánicas compresivas con una máquina universal de pruebas INSTRON y el análisis de elementos finitos, la distribución de cargas a través del eje longitudinal y paredes del órgano dentario, en una pieza dentaria con un diseño de acceso endodóntico convencional, biomimético e incisal, con el objetivo de determinar cuál de los tres diseños distribuye balanceadamente las cargas oclusales y cuales son las zonas que presentan mayor absorción de cargas.

2. MARCO TEÓRICO

2.1 Antecedentes generales

Para el acceso en incisivos se corta horizontalmente de 45 a 90° a través del cíngulo, tras lo cual se reorienta verticalmente cuando se llega a la dentina secundaria ó a la pulpa. ¹

De acuerdo con Yury Kuttler en 1980, el acceso endodóntico es el acto operatorio de hacer los cortes necesarios del esmalte y de dentina o de algún material de obturación, para obtener un correcto acceso a la cavidad endodóntica, Kuttler considera cinco accesos: Cuatro endodónticos y uno metaendóntico:

1. El primer acceso es la trepanación de la corona para la amputación de la pulpa cameral.
2. Entrada al conducto.
3. Entrada al tercio medio.
4. Entrada al tercio apical.
5. Acceso metaendodóntico: foramen fisiológico del conducto radicular. ²

Los objetivos de un acceso endodóntico según Cohen en el 2008 son:

- A. Conseguir acceso en línea recta hasta el foramen apical o hasta la curvatura inicial del conducto. De esta manera se consigue una irrigación, conformación, limpieza completa y obturación de calidad.
- B. Localizar todos los orificios de entrada a los conductos radiculares
- C. Conservar la estructura dental sana. ³

Los principios de la preparación de accesos endodónticos según Ingle en el 2002 son:

A. Diseño de la cavidad: El diseño de la cavidad endodóntica debe tener la forma y posición correctas que permitan el acceso completo de la instrumentación desde el margen de la cavidad hasta el agujero apical y basarse en la anatomía interna del diente

B. Forma de conveniencia: La forma de conveniencia hace más conveniente y precisa la preparación, así como la obturación del conducto, logrando cuatro importantes beneficios:

1. Acceso sin obstrucción al orificio del conducto.
2. Acceso directo al foramen apical.
3. Expansión de la cavidad para ajustarse a las técnicas de obturación.
4. Dominio completo del instrumento empleado para el ensanchamiento.

C. Eliminación de la dentina cariosa remanente (y de restauraciones defectuosas)

D. Limpieza de la cavidad. ⁴

En casos donde existe pérdida coronaria por caries o por el acceso al sistema de conductos se empleará la protección cúspidea o coronas totales. Sin embargo en otros casos en los que no se pierda tanta estructura dentaria, la restauración será menos invasiva con composites estéticos o amalgamas. ⁵

Vire señala, que el origen de fracaso de dientes tratados endodónticamente es en un 59.4%, de los casos protésicos, esto principalmente por fractura, un 32% periodontal y solo un 8% de origen endodóntico. ⁵

Los movimientos masticatorios son de carácter multidireccional y cíclico, los que básicamente según su dirección pueden estar dados por fuerzas transversales (se cree que estas destruyen la integridad de la unidad coronal), por fuerzas tensionales (en sentido vertical) y de torsión (giro sobre su eje). ⁶

Existen varios tipos de tensión, una es la tensión compresiva, esta se produce cuando una carga tiende a comprimir un cuerpo y la tensión por flexión se presenta en fuerzas tangenciales. Las tensiones por comprensión y flexión que se generan sobre el diente están relacionadas con la angulación bucolingual que presentan dichas piezas. ⁷

La fractura coronaria recibe cada vez más atención como causa principal de fracaso en el tratamiento de conductos. ⁸

El uso de herramientas para determinar la resistencia a la tensión y compresión como la máquina universal de pruebas INSTRON en órganos dentarios y biomateriales dentales proporciona nuevos conocimientos en el área odontológica.⁹

Hedge determinó por medio de resistencia a la compresión, con la máquina universal de pruebas INSTRON, que Vitremer presenta mayor resistencia a la compresión frente a la exposición en saliva artificial, sin presentar diferencias significativas a mayor tiempo de exposición, por lo que se comportará mejor en restauraciones clase 1 y 2 donde el principal esfuerzo masticatorio es la compresión.⁹

Crespo y col., encontraron por medio de carga compresiva (INSTRON) que premolares sin tratamiento endodóntico pueden llegar a soportar fuerzas hasta de 1,310 N, con un promedio de 807 N, los dientes con poste de fibra de vidrio presentaron valores hasta de 1,130 N, con un promedio de 640 N, mientras que los dientes sin poste de fibra de vidrio presentaron valores máximos de 716 N, con un promedio de 562 N.¹⁰

En un estudio similar realizado por Bolay, se encontró que los dientes restaurados con resina directa sin poste resistieron desde 414 N hasta 810 N. Y en los grupos de dientes rehabilitados con poste se reportaron valores de hasta 763.5 N, valor semejante al encontrado en estudios previos.¹¹

Por otra parte, en un estudio retrospectivo realizado por Sorensen y Martinoff en 1984, donde se estudiaron 1,273 dientes con endodoncia, se concluyó que no había un incremento a la resistencia de la fractura cuando se colocaba un endo-poste.¹²

Ojeda y col., evaluaron la resistencia a la fractura, después de recibir fuerzas de tensión o compresión de dientes unirradiculares tratados endodónticamente y restaurados con postes vaciados o prefabricados, por medio de una máquina universal de pruebas, sus conclusiones fueron que los postes vaciados necesitaron menor fuerza de compresión que los postes prefabricados para fracturar el diente, lo que puede ser como resultado del desgaste de la estructura remanente que sufre para recibir el poste.¹³

Los avances en la tecnología nos ofrecen nuevas alternativas y tendencias, como es la reciente aplicación del FEA en el área de odontología para la investigación de los materiales dentales.¹⁴

En algunos estudios bidimensionales de elementos finitos, el diente se modela como una simplificación de la configuración rectangular y conoide; actualmente, se han desarrollado técnicas de imagen digital, que ofrecen métodos más eficientes para el desarrollo de modelos anatómicamente exactos. ¹⁵

El primer artículo en odontología de Análisis con Elementos Finitos fue publicado por Farah y col., en 1973. ¹⁶

Ausiello et al., llevó a cabo un estudio utilizando 3D-FEA para identificar el espesor del forro adhesivo y flexibilidad. Llegaron a la conclusión que la aplicación de una capa delgada de adhesivo más flexible (bajo módulo elástico) conduce al mismo alivio del estrés, no como en capas gruesas de adhesivo menos flexible (módulo de alta elasticidad). ¹⁷

Coelho et al., llevó a cabo otro estudio para probar la hipótesis de que los valores de fuerza de adhesión micro-tracción son inversamente proporcionales al espesor de la capa-dentina-adhesivo a través de pruebas mecánicas y de laboratorio FEA. ^{18, 19}

Mantilla, menciona que es mejor en un diente tratado endodónticamente, que se restaure directamente y con menor cantidad de resina. Se concluye que el diente restaurado con la técnica directa después de un tratamiento endodóntico presenta una adecuada distribución de las tensiones, y que por el contrario, el diente restaurado con la técnica indirecta después de un tratamiento endodóntico presenta una deficiente distribución de las tensiones. ¹⁴

2.2 Antecedentes específicos

Uno de los principales objetivos del acceso endodóntico es: La identificación de la entrada a los conductos, obteniendo un acceso en línea recta hasta el tercio apical y al mismo tiempo buscando la conservación de la estructura dental. Los accesos en los incisivos inferiores, históricamente se ha realizado por lingual, debido a razones estéticas y restauradoras.²

Anatómicamente un incisivo mandibular presenta un desafío en un acceso lingual, debido a la presencia de 2 conductos. Benjamín y Dowson, han informado de la prevalencia de 2 conductos en incisivos inferiores es de 41,4%.²⁰

Con un acceso lingual, el conducto lingual es difícil de localizar e instrumentar. Al hacer un acceso lingual en incisivos inferiores el cingulo no permitirá el completo desbridamiento del conducto lingual, por lo que la dentina pericervical se sacrificaría en los incisivos inferiores.²⁰

Janik, sugirió extender el acceso lingual más hacia el cingulo para ayudar en la localización y desbridamiento pulpar del conducto lingual.²¹

LaTurno y Zillich, trazaron un acceso en línea recta usando 50 incisivos inferiores. Ellos encontraron que el 84% de estos dientes con acceso en Incisal lograban un acceso en línea recta.²²

Clements y Gilboe, describieron un acceso endodóntico incisal y labial en incisivos inferiores como un medio para mantener y conservar la estructura dental en estos dientes cuando se indican para poste y corona.²³

A pesar de las variaciones anatómicas presentes en las configuraciones de las cámaras pulpaes, el sistema pulpar se encuentra generalmente en el eje longitudinal del diente. La desviación de esa ruta y la falta de atención en el grado de inclinación axial de un diente, en relación con los dientes vecinos y al hueso alveolar, provoca la eliminación excesiva de estructura dental originando desgastes excesivos o perforaciones de la corona o raíz en varios niveles.²⁴

Mauger, en 269 incisivos inferiores sugirió que el diseño de acceso incisal es el ideal para alcanzar el foramen apical en línea recta, encontrando que coincide el acceso con la constricción apical en un 72.4% y un 27.6% con una ligera inclinación hacia incisal.²⁵

Para el acceso incisivo se debe cortar en paralelo al eje longitudinal del diente, en dientes desgastados a través del cingulo o cerca del borde incisal.²⁵

El uso de un acceso en línea recta desde el borde incisal preserva la dentina en la zona del cingulo, haciéndolo el diente más resistente a la fractura. En dientes con desgaste incisal se pueden utilizar este, como guía para el acceso, en dientes sin desgaste incisal el acceso se puede posicionar ligeramente hacia lingual.

Cuando los dientes muestran extenso o moderado desgaste incisal, el acceso debe hacerse en incisal en el 86.5% de las veces. ²⁵

Las fracturas de los dientes que son sometidos a una terapia endodóntica constituyen complicaciones que pueden evitarse en muchos casos, estas fracturas pueden producirse durante la realización del tratamiento de conductos o durante la masticación. ²⁶

Los dientes tratados endodónticamente no son más débiles que los vitales, como anteriormente lo asumía la profesión odontológica. Varias investigaciones demostraron que es la pérdida de estructura dentinaria remanente la causa del debilitamiento y de la poca resistencia a la fractura dental, y no la deshidratación o la pérdida de fluidos aportados por el tejido pulpar. ²⁷

En condiciones normales la dentina provee una base sólida para la restauración de dientes. La fuerza estructural depende de su cantidad así como su integridad y forma anatómica. ²⁸

Resultados que dejan claro que es la pérdida de estructura dentaria lo que debilita a los dientes y no el tratamiento endodóntico por sí mismo. ²⁹

Autores de diversos estudios concluyen que cualquiera que sea la causa, entre mayor sea la estructura dentaria perdida, es menor la resistencia estructural del diente y por lo tanto, mayor el riesgo a la fractura. ^{30, 31, 32.}

De igual manera, se ha demostrado que el acceso endodóntico, más los procedimientos de instrumentación, le restan al mismo un 5% de rigidez, mientras que una cavidad oclusal, le resta un 20%; una cavidad mesio-oclusal o disto-oclusal, un 46% y una cavidad mesio-ocluso-distal, un 63%.²⁸

En la práctica clínica, los dientes tratados endodónticamente presentan problemas para su restauración, frecuentemente asociada a la insuficiente cantidad de estructura coronal remanente. Esta pérdida puede ser resultado del tratamiento endodóntico que conlleva a la fractura dental.

En la mayoría de casos, el riesgo de fracaso aumenta porque la resistencia de esos dientes está directamente relacionada al espesor de dentina remanente. ³³

La preservación dentaria es el factor más importante para garantizar un buen pronóstico, independiente del tipo de rehabilitación seleccionado para cada situación.³³

Existe en el mercado una gran variedad de alternativas para la rehabilitación de estos dientes, por esta razón es importante conocer los factores previos a restaurar como: Variaciones anatómicas, remante coronal y radicular, función designada y posición en el arco, para seleccionar una adecuada alternativa que le permita restablecer la funcionalidad y estética.²⁸

Los dentistas presentan un multifacético desafío cuando se enfrentan a una diente tratado endodónticamente, que se complica por pérdida sustancial de la estructura coronal.³⁴

La rehabilitación oral puede ser especialmente difícil, adicionando las fuerzas funcionales y parafuncionales masticatorias, que resultan de respuestas estructurales muy complejas por parte de los tejidos orales.³⁵

La determinación de las tensiones resultantes se puede lograr; sólo con las técnicas de análisis de tensión adecuadas, y con la información suficiente de las características de la vía oral, tejidos y materiales de restauración.³⁶

Zarone et al., evaluaron por medio de un análisis en 3D de elemento finito la influencia del diseño en la preparación del diente, en la distribución de la tensión y la localización de los sitios críticos, en incisivos centrales superiores restaurados por medio de carillas de porcelana de alúmina bajo carga funcional. Los autores llegaron a la conclusión de que al restaurar un diente por medio de las carillas de porcelana, el chaflán con preparación palatina produce una mejor distribución natural de la tensión bajo carga.³⁷

Silva et al., analizaron por FEA la distribución de tensiones en incisivos centrales maxilares tratados endodónticamente que han sido restauradas con diferentes postes prefabricados: 4 postes metálicos y 1 poste de fibra de vidrio. Llegando a la conclusión de que los postes de fibra muestran una distribución homogénea de la tensión a diferencia de los postes metálicos.³⁸

Subramaniam et al., analizaron esfuerzos de flexión y torsión en 2 modelos simulados de instrumentos rotatorios de níquel-titanio (ProTaper y Profile), con el modelo de elementos finitos. Encontraron que con cargas iguales, el modelo Protaper mostró la distribución de tensiones uniforme y menor elasticidad en comparación con el sistema Profile.³⁹

Kim et al., compararon la distribución de la tensión simulada durante la conformación del conducto radicular, estimando la tensión residual para algunos instrumentos rotatorios de níquel-titanio utilizando un paquete de elementos finitos 3D, teniendo en cuenta el comportamiento mecánico no lineal de níquel -titanio. Llegaron a la conclusión de que el diseño original Protaper mostró la mayor tracción en dirección apical y cervical, mientras que Profile mostró menor tracción. La tensión residual fue mayor en Protaper seguido de, Protaper Universal y Profile.⁴⁰

Hong et al., analizaron por FEA las variaciones de tensión de la pared del conducto radicular que resultan de la compactación vertical y lateral. El estrés de la pared del conducto de la raíz causada por la compactación vertical era más alta, que la de condensación lateral en la misma condición de carga. Concluyendo que la condensación lateral no traerá directamente un efecto de fractura vertical de la raíz, pero una sobrecarga y operación inadecuada son peligrosas con cualquier método.⁴¹

Er et al., llevó a cabo un estudio para determinar la distribución, y el nivel de la temperatura, en un modelo de un canino superior, los tejidos periodontales adyacentes, y hueso circundante, durante una simulación con la técnica de obturación con System B usando un 3D-FEA. Concluyendo que la simulación de la técnica del System B no crea ningún nivel potencialmente dañino de temperatura en el modelo del canino superior.⁴²

En 1991, Goel et al., por medio de FEA, investigaron las tensiones que surgen en la unión amelodentinaria (DEJ) durante la función, y señaló que la forma de la DEJ era diferente bajo las cúspides de trabajo que de las cúspides de balance.

Los resultados de este estudio mostraron que la tracción de tensiones fueron más elevadas en dirección hacia el esmalte del tercio cervical, sitios donde el esmalte y la dentina son más débiles, por lo que son susceptibles a fisurarse y podría contribuir a caries cervical.⁴³

Ichim et al., utilizando una técnica no lineal para la propagación de fisuras pudieron predecir fallas mecánicas de varios biomateriales en diversas situaciones clínicas.⁴⁴

Los mismos autores, han investigado la influencia de la forma y profundidad de la lesión dental, así como la carga oclusal en restauraciones de cemento de ionómero de vidrio en el cuello dentario, los resultados de estos estudios indican que la profundidad de la lesión y la forma no tienen importancia en la restauración, para una mejor retención y evitar un desalojamiento de la restauración, los autores sugirieron reajuste oclusal de los contactos de los dientes.^{45,46}

Rees y col., utilizaron este concepto para estimar el efecto de las cargas repetidas sobre la restauración de cavidades cervicales. La hipótesis sugiere que la continua carga oclusal produce desplazamientos y tensiones bajo el esmalte y la dentina cervical vestibular, aumentando fisuras y falta de sellado en la restauración. ^{48,49}

Estudios adicionales FEM de estos autores demostraron que la dentina expuesta puede ser erosionada por el ácido del esmalte desmineralizado, causando más degradación del sellado de la interface diente-restauración. ^{47, 48, 49}

3. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

Los accesos extensos, comprometen la estructura dentaria, debilitando el órgano dentario con el riesgo de presentar fractura dentaria. Un acceso en un diente incisivo, a 45° y luego a 90° facilita un efecto de cuña sobre el diente involucrado.

Aunado a un acceso de mayores dimensiones, la rehabilitación requiere de preparaciones extensas y materiales más invasivos por lo que la restauración ya no será conservadora, su costo se elevará por la necesidad de un elemento reconstructor y en ocasiones de una corona total, además una restauración directa rígida, entre más grande el acceso, favorece a la fractura del diente.

La rigidez de las aleaciones metálicas de los instrumentos rotatorios endodónticos, y su gran masa de la sección transversal, favorecía que estos instrumentos se rompieran (separación), lo que implicó la necesidad de hacer los accesos más grandes, libres de retenciones para evitar la fatiga de los instrumentos.

No existen estudios previos acerca de la resistencia a la fractura o de la distribución de fuerzas en la estructura remanente en dientes incisivos inferiores con distintos diseños de accesos; convencionales, biomiméticos e incisales.

3.1 pregunta de investigación

¿Qué tipo de acceso provee mayor resistencia dentaria a la fractura y cómo es la distribución de fuerza, en los accesos endodónticos de tipo: convencional, biomimético o incisal al aplicar una carga compresiva?

HIPÓTESIS

Hipótesis de trabajo:

- El acceso biomimético tiene mayor resistencia a la fractura, en órganos dentarios incisivos inferiores que los accesos convencionales e incisales.

Hipótesis alterna:

- El acceso incisal tiene mayor resistencia a la fractura, en órganos dentarios incisivos inferiores que los accesos convencionales y biomiméticos.
- El acceso convencional tiene mayor resistencia a la fractura, en órganos dentarios incisivos inferiores que los accesos incisales y biomiméticos.

Hipótesis nula:

- El acceso biomimético no tiene mayor resistencia a la fractura, en órganos dentarios incisivos inferiores que los accesos convencionales e incisales.

5. OBJETIVOS

5.1 Objetivo general:

- Identificar que diseño de acceso endodóntico, presenta mayor resistencia a la fractura por medio de carga compresiva.

Objetivos específicos:

- Establecer la resistencia a la fractura, por medio de carga compresiva del diseño de acceso endodóntico convencional.
- Establecer la resistencia a la fractura, por medio de carga compresiva del diseño de acceso endodóntico biomimético.
- Establecer la resistencia a la fractura, por medio de carga compresiva del diseño de acceso endodóntico incisal.
- Evaluar el vector de fractura en el diseño de acceso endodóntico convencional.
- Evaluar el vector de fractura en el diseño de acceso endodóntico biomimético.
- Evaluar el vector de fractura en el diseño de acceso endodóntico incisal.
- Determinar el nivel de fractura en la estructura dentaria del diseño de acceso endodóntico convencional.
- Determinar el nivel de fractura en la estructura dentaria del diseño de acceso endodóntico biomimético.
- Determinar el nivel de fractura en la estructura dentaria del diseño de acceso endodóntico incisal.
- Validar los resultados de las pruebas mecánicas realizadas con la máquina universal de pruebas INSTRON, en el diseño de acceso endodóntico convencional por medio de análisis de elementos finitos.
- Validar los resultados de las pruebas mecánicas realizadas con la máquina universal de pruebas INSTRON, en el diseño de acceso endodóntico biomimético por medio de análisis de elementos finitos.
- Validar los resultados de las pruebas mecánicas realizadas con la máquina universal de pruebas INSTRON, en el diseño de acceso endodóntico incisal por medio de análisis de elementos finitos.

- Evaluar la distribución de carga en el diseño de acceso endodóntico convencional, por medio de análisis de elementos finitos.
- Evaluar la distribución de carga en el diseño de acceso endodóntico biomimético, por medio de análisis de elementos finitos.
- Evaluar la distribución de carga en el diseño de acceso endodóntico incisal, por medio de análisis de elementos finitos.
- Evaluar el comportamiento de deformación en el diseño de acceso endodóntico convencional, por medio de análisis de elementos finitos.
- Evaluar el comportamiento de deformación en el diseño de acceso endodóntico biomimético, por medio de análisis de elementos finitos.
- Evaluar el comportamiento de deformación en el diseño de acceso endodóntico incisal, por medio de análisis de elementos finitos.

6. JUSTIFICACIÓN:

La conformación de accesos convencionales, involucra la eliminación de estructura dentaria sana, debilitando las paredes del diente y sacrificando dentina pericervical innecesariamente, y en algunas ocasiones originando fracturas de su estructura. Los accesos convencionales se diseñaban con el principio de que los instrumentos endodónticos no sufrieran estrés (los instrumentos no poseían un alto grado de flexibilidad, resistencia a la torsión y a la fractura) y que al entrar en una forma más recta, se tenía una mejor conformación y desinfección del sistema de conductos y favoreciendo la instrumentación en las curvaturas agudas de los órganos dentarios.

Actualmente existen novedosos instrumentos endodónticos que permiten alcanzar una adecuada conformación, debido a sus propiedades de flexibilidad y torsión, agregando la desinfección química, como coadyuvante en la eliminación de restos de tejido pulpar y microorganismos del sistema de conductos, de esta forma se evita comprometer la estructura dentaria innecesariamente, preservando la mayor parte de tejido dentario, disminuyendo la posibilidad de fractura dentaria y de los instrumentos rotatorios. Al mismo tiempo, la restauración del órgano dentario será más conveniente para el rehabilitador al proveer una restauración con la suficiente fuerza y retención a fin de asegurar a largo plazo la vida útil de ese órgano dentario.

Los accesos conservadores preservan mayor estructura dentaria y al mismo tiempo su rehabilitación implicaría menor pérdida o compromiso de estructura dentaria, disminuyendo costo de rehabilitación para el paciente. Hoy en día se pretende un acceso modificado con abordaje incisal parece tener un alcance sencillo al sistema de conductos radiculares, así como una restauración más conservadora, por lo que sería una buena opción de accesos.

Sin embargo, no hay estudios que reporten el éxito del tratamiento endodóntico y el pronóstico del tratamiento restaurador en dientes con accesos biomiméticos, ó al ejercer carga directamente en el borde incisal, como en el caso de los accesos incisales, que se pueda comprometer la restauración de este, si no se comprenden los movimientos excéntricos del paciente ya que en este momento, es cuando reciben la mayor carga.

El abordaje paralelo al eje dentario, como en el caso del acceso incisal y uno de menor dimensión como es la configuración "biomimética", no involucra la remoción de estructura dentaria innecesaria, proporcionándole más soporte dentario así como mayor resistencia a las fuerzas fisiológicas de masticación, la implementación de alguno de los accesos conservadores favorece una rehabilitación conservadora y más estética, así como también la disminución de citas y costo para el paciente durante la rehabilitación.

7. MATERIALES Y MÉTODOS

7.1 Diseño del estudio

Cuasi experimental, analítico, prospectivo, transversal, *in vitro*.

7.2 Ubicación, espacio y tiempo

Facultad de Estomatología BUAP

Laboratorio de Biomateriales de la FEBUAP, bajo el cargo de la M.O. Ester Luminosa Soberanes de la fuente.

Máquina universal de pruebas mecánicas INSTRON.

La ejecución del proyecto de investigación se realizará en 2015-2016.

Estrategias de trabajo

Una vez aprobado y registrado el protocolo de investigación en la secretaría de estudios de Posgrado de la BUAP, se procedió a gestionar los permisos requeridos en los laboratorios y departamentos implicados en la metodología del presente estudio, aplicando el montaje de las muestras y la ejecución de las pruebas con los expertos calificados en la manipulación de la maquinaria y softwares empleados.

7.4 Muestreo

Muestreo no probabilístico por conveniencia de órganos dentarios, incisivos inferiores que cumplan con los criterios de inclusión.

7.5 Definición de la población de estudio o universo

Nuestro estudio tiene por objeto determinar la resistencia a la fractura de accesos convencionales, biomimético e incisales, el estudio se llevó a cabo in vitro con una población de 32 órganos dentarios incisivos inferiores con indicación de extracción a los que se les realizó dichos accesos.

7.6 Definición de la población muestral

Debido a que el estudio es la comparación de resistencia a la fractura en dientes incisivos inferiores, los órganos dentarios ocupados en el presente estudio fueron extraídos por indicaciones periodontales u ortodónticas, por lo que la muestra fue el mismo número de población y el tipo de muestreo no probabilístico por conveniencia de órganos dentarios; incisivos inferiores que cumplieran con los criterios de inclusión.

Descripción de Población Universo y población muestral.	8 O.d para accesos convencionales. 8 O.d. para accesos biomiméticos. 8 O.d para accesos incisales. 8 O.d para grupo control.
---	---

8. CRITERIOS DE SELECCIÓN

8.1 Criterios de inclusión:

- Órganos dentarios incisivos inferiores.
- Órganos dentarios incisivos inferiores con la corona clínica intacta.
- Órganos dentarios incisivos inferiores con raíz dentaria intacta.
- Órganos dentarios incisivos inferiores sin líneas de fracturas aparentes.
- Órganos dentarios incisivos inferiores sin presencia de caries.

8.2 Criterios de exclusión:

- Órganos dentarios incisivos inferiores que tengan comprometida la corona.
- Órganos dentarios incisivos inferiores que se encuentren obliterados o hipermineralizados.
- Órganos dentarios incisivos inferiores con aberraciones anatómicas del sistema de conductos que interfieran con la conformación mecánica del diente.
- Órganos dentarios incisivos inferiores con presencia de líneas de fracturas en su estructura.
- Órganos dentarios incisivos inferiores con presencia de caries.

8.3 Criterios de eliminación:

- Todo órgano dentario incisivo inferior que se fracturen antes de realizar la medición.
- Todo órgano dentario incisivo inferior que necesite instrumentación adicional.
- Todo órgano dentario incisivo inferior que sufra error de procedimiento (separación de instrumentos, escalones, errores de acceso, perforaciones, zipping, stripping).
- Todo órgano dentario incisivo inferior, que se deshidraten durante el procedimiento.

9. DEFINICIÓN Y ESCALA DE MEDICIÓN DE VARIABLES

Variables	Nivel de independencia	Definición conceptual	Definición operacional	Escala y categoría	Valor	Prueba estadística
Acceso endodóntico	Independiente	El acceso es la eliminación del techo de la cámara pulpar, y tiene como objetivo la localización de los conductos, para que el instrumento se deslice con facilidad y sin forzarlo durante la preparación.	Comparar el tipo de acceso endodóntico convencional versus biomimético e incisal.	Categórica Nominal Policotómica	-Acceso convencional -Acceso conservador -Acceso incisal.	Estadística descriptiva ANOVA
Resistencia a la fractura	Dependiente	Es la separación de un sólido bajo tensión en dos o más fragmentos sometidos a una fuerza de presión direccional.	Analizar la resistencia a la fractura en accesos convencionales versus biomiméticos e incisales.	Nominal Dicotómica	Si No	Estadística descriptiva ANOVA Chi2= dicotomizando las variables

10. MÉTODOS DE RECOLECCIÓN DE DATOS

Los datos se recolectaron a través del formato diseñado ex profeso, que consiste en una tabla de mediciones de longitudes y anchos de los órganos dentarios incluidos en cada grupo, donde se obtuvieron promedios de medidas en cada grupo experimental.

TABLAS DE CONCENTRADOS DE LONGITUDES, ANCHOS Y ESPESORES POR GRUPO EXPERIMENTAL

GRUPO CONTROL Número de muestra	Longitud corono-apical	Longitud mesio-distal	Máximo espesor (Cervical)	Máximo espesor (Incisal)
1	22.03 mm	6.13 mm	6.16 mm	1.86 mm
2	19.85 mm	3.84 mm	5.99 mm	3.00 mm
3	21.47 mm	5.98 mm	6.30 mm	2.74 mm
4	18.09 mm	5.42 mm	5.96 mm	1.75 mm
5	20.52 mm	5.01 mm	6.06 mm	2.19 mm
6	21.21 mm	5.51 mm	6.32mm	2.21 mm
7	21.85 mm	5.01 mm	6.15 mm	1.87 mm
8	21.92 mm	5.85 mm	6.54 mm	2.53 mm
Promedio=	20.86 mm	5.34 mm	6.18 mm	2.26 mm

TAB 1. Promedio de longitud, anchos y espesor de los órganos dentarios incluidos en el grupo control.

GRUPO CONVENCIONAL Número de muestra	Longitud corono-apical	Longitud mesio-distal	Máximo espesor (Cervical)	Máximo espesor (Incisal)
1	24.23 mm	8.33 mm	6.97 mm	1.61 mm
2	21.16 mm	8.36 mm	7.39 mm	2.86 mm
3	22.59 mm	5.78 mm	7.20 mm	4.24 mm
4	22.03 mm	5.74 mm	5.99 mm	2.60 mm
5	19.71 mm	5.33 mm	6.19 mm	2.02 mm
6	20.86 mm	5.15 mm	6.10 mm	1.87 mm
7	17.54 mm	5.27 mm	5.64 mm	2.18 mm
8	19.49 mm	5.62 mm	6.58 mm	2.70 mm
Promedio=	20.95 mm	6.19 mm	6.50 mm	2.51 mm

TAB 2 Promedio de longitud, anchos y espesor de los órganos dentarios incluidos en el grupo convencional.

GRUPO BIOMIMÉTICO Número de muestra	Longitud corono-apical	Longitud mesio-distal	Máximo espesor (Cervical)	Máximo espesor (Incisal)
1	20.40 mm	4.46 mm	4.87 mm	1.14 mm
2	19.34 mm	3.49 mm	5.25 mm	0.82 mm
3	20.83 mm	4.92 mm	6.02 mm	1.99 mm
4	16.52 mm	4.90 mm	5.67 mm	1.72 mm
5	20.50 mm	5.02 mm	6.52 mm	2.27 mm
6	21.28 mm	6.17 mm	5.98 mm	1.69 mm
7	21.04 mm	5.29 mm	6.18 mm	2.23 mm
8	22.04 mm	5.69 mm	6.05 mm	2.14 mm
Promedio=	20.24 mm	4.99 mm	5.817 mm	1.75 mm

TAB 3 Promedio de longitud, anchos y espesor de los órganos dentarios incluidos en el grupo biomimético.

GRUPO INCISAL Número de muestra	Longitud corono-apical	Longitud mesio-distal	Máximo espesor (Cervical)	Máximo espesor (Incisal)
1	24.33 mm	5.95 mm	6.72 mm	2.69 mm
2	24.02 mm	6.64 mm	6.60 mm	2.39 mm
3	22.69 mm	4.40 mm	6.50 mm	3.55 mm
4	20.70 mm	5.43 mm	6.36 mm	3.08 mm
5	21.17 mm	6.55 mm	6.50 mm	1.86 mm
6	21.00 mm	6.24 mm	6.62 mm	2.16 mm
7	19.38 mm	5.76 mm	6.22 mm	2.58 mm
8	21.30 mm	6.62 mm	6.85 mm	2.66 mm
Promedio=	21.82 mm	5.9 mm	6.54 mm	2.62 mm

TAB 4 Promedio de longitud, anchos y espesor de los órganos dentarios incluidos en el grupo incisal.

11. FUENTES DE INFORMACIÓN

11.1 Secundarias:

Información recabada por medio de la evaluación de carga compresiva en piezas muertas montadas en bloques de acrílico y documentada por medio de fotografías y radiografías durante la aplicación del método

12. BIOÉTICA

12.1 Consideraciones éticas

Por ser un estudio *in vitro*, no se requiere la aplicación de algún tratado o ley ética para éste.

13. ESTRATEGIAS DE TRABAJO

13.1 Organización y procedimientos.

Se gestionó la utilización de la máquina universal de pruebas INSTRON ubicada en el laboratorio de Biomateriales de la FEBUAP, a cargo de la M.O. Ester Luminosa Soberanes de la Fuente.

Se solicitó el asesoramiento del M.E.I. Guillermo Franco Romero, experto en la manipulación de la máquina universal marca INSTRON.

Se solicitó la colaboración del Doctor en Ciencias en Ingeniería Mecánica. Javier Flores Méndez, experto en Análisis de Elemento Finito (FEA)

13.2 Métodos.

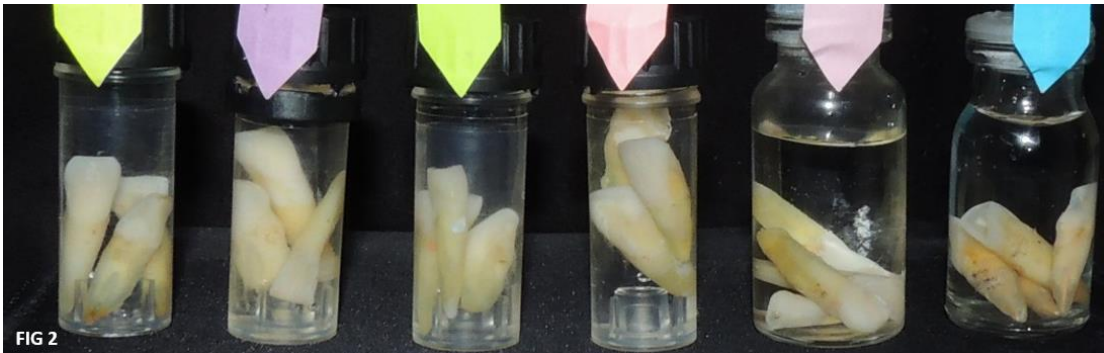
Se realizó la recolección de órganos dentarios incisivos inferiores que fueran extraídos por razones periodontales u ortodónticas y se seleccionaron los que cumplieran con los criterios de inclusión. **FIG. 1A y 1B**



El grupo control fue almacenado en solución salina durante el estudio hasta su montaje en acrílico y el momento de la ejecución de la prueba. **FIG. 1C**



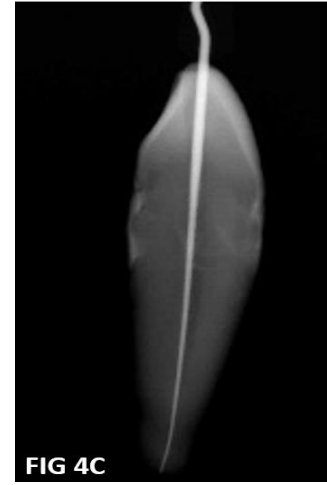
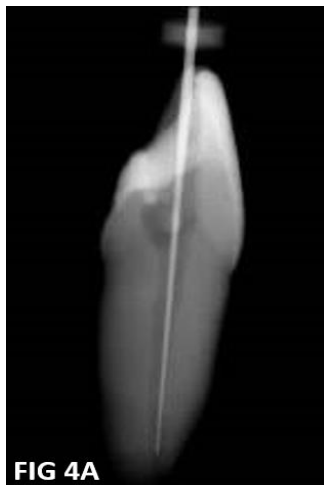
Todos los grupos permanecieron en humedad parcial durante la manipulación y humedad constante entre las etapas de la prueba. **FIG 2**



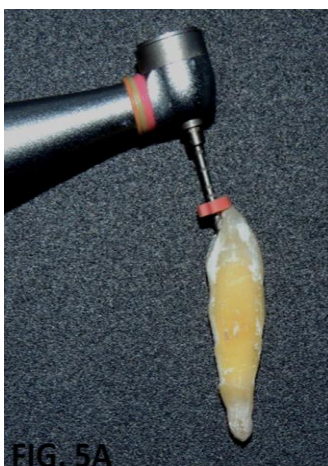
Se realizaron los 3 tipos de accesos endodónticos bajo microscopio a magnificación de 16X. Acceso convencional, **FIG 3A**, acceso biomimético **FIG.3B**, acceso incisal **FIG 3C**.



Se tomó longitud de trabajo radiográfica en los 3 grupos experimentales con limas tipo K, calibre 10 y se instrumentó manualmente hasta una lima calibre # 15. **FIG 4 A, 4B,4C**.



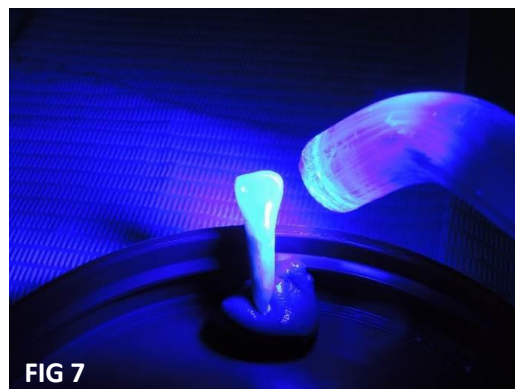
Todos los grupos se instrumentaron mecánicamente con el sistema rotatorio K3XF de Sybron endo, con técnica corono apical hasta una conicidad 35/04. **FIG 5A, 5B, 5C**.



Todos los grupos se obturaron con de técnica de compactación vertical y backfill con el sistema de OBTURA II. **FIGS 6A, 6B,6C.**



Se restauraron con resina compuesta, marca Filtek Z250 color A3, siguiendo la técnica de fotopolimerización de contracción guiada. **FIG 7**



Se diseñó un molde para la simulación de carga compresiva en la máquina universal de pruebas (INSTRON), los resultados se expresan en Newtons (N). **FIG 8**



Los órganos dentarios incisivos inferiores se colocaron en un molde diseñado con Polivinil siloxano, donde se llenaron deacrílico hasta la unión cemento-esmalte, para la posterior colocación en la máquina universal de pruebas INSTRON. **FIG 9**



FIG 9

Se colocaron las muestras en la máquina universal de pruebas INSTRON para ejecutar las pruebas de carga a una velocidad de 1cm x 1min, con una angulación de las muestras a 30°. **FIG 10A, 10B**



FIG 10A

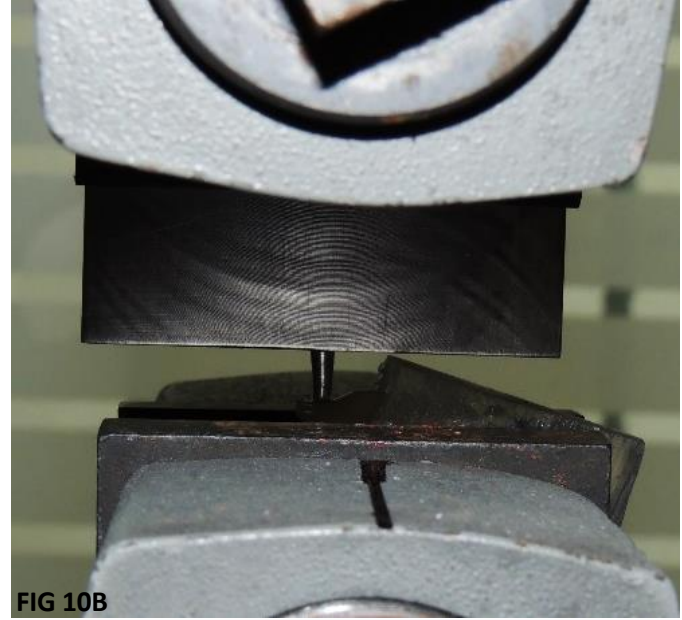
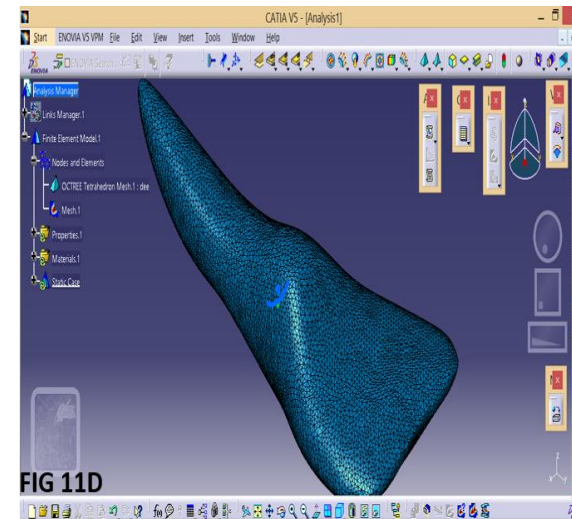
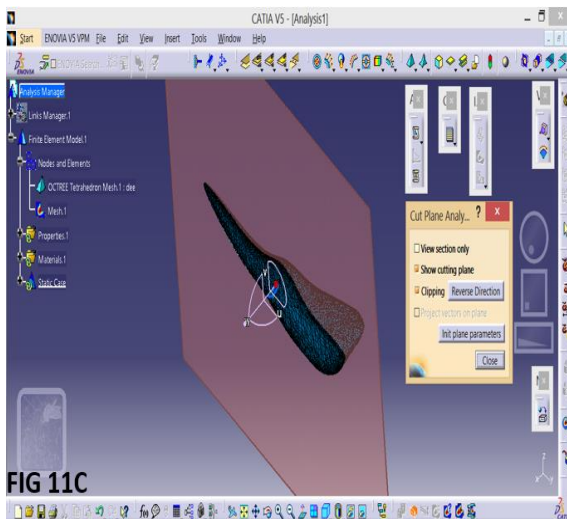
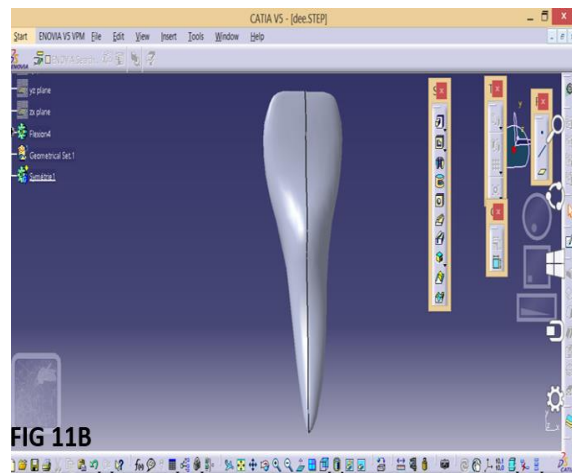
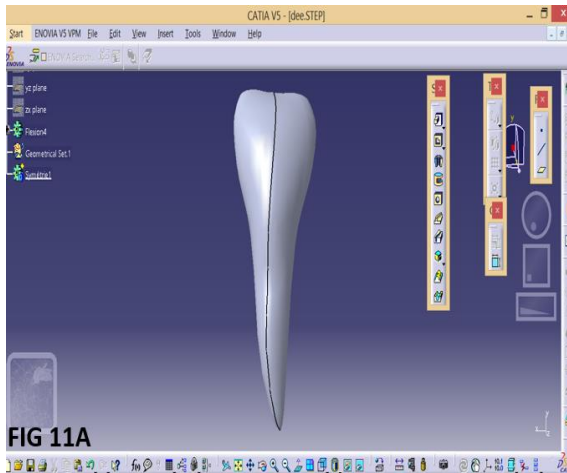


FIG 10B

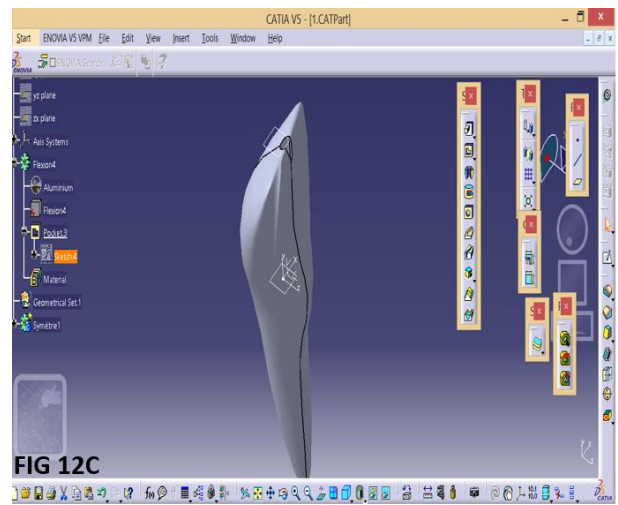
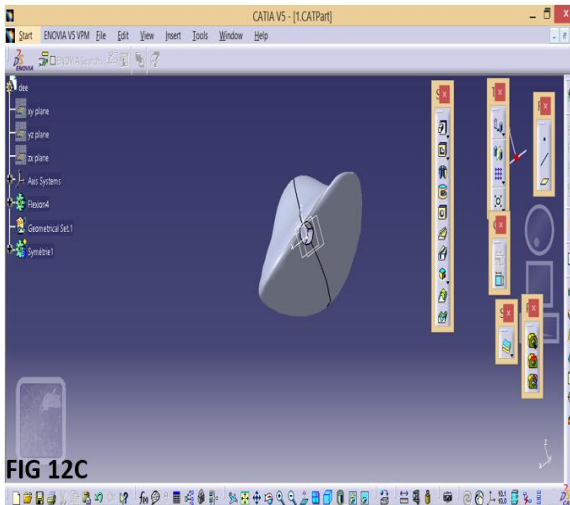
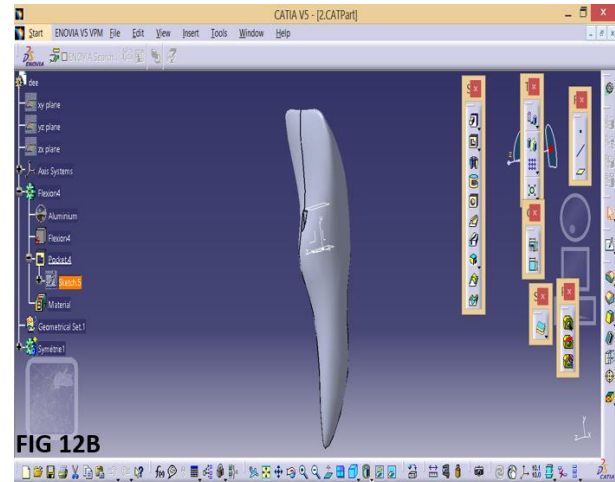
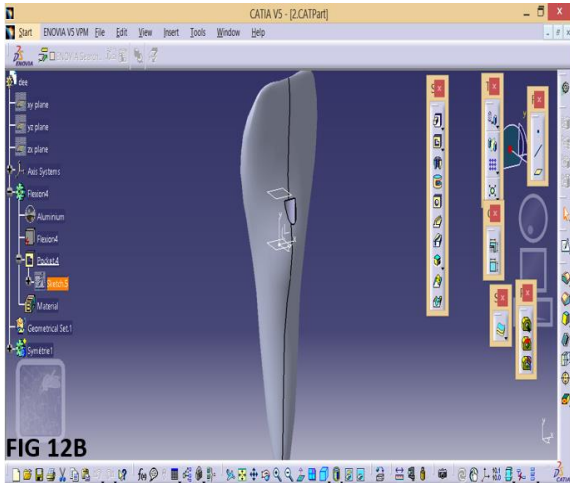
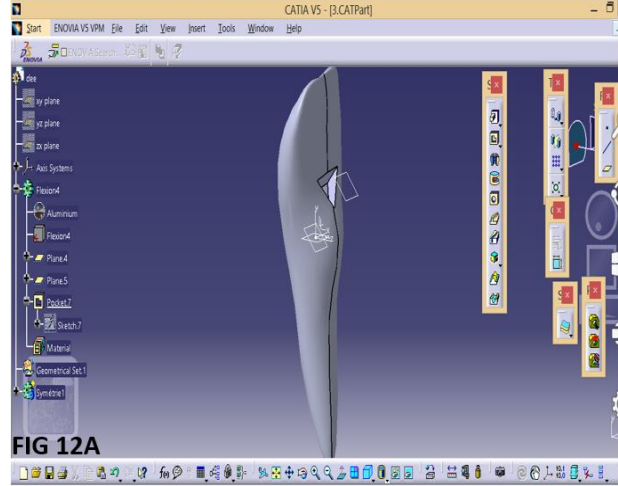
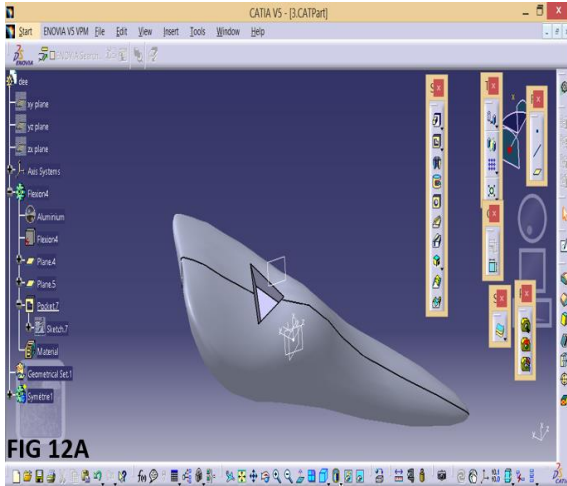
Se recolectaron y analizaron los datos, tablas y graficas recabados por la máquina universal de pruebas, INSTRON. (**ANEXO 1A, 1B, 1C, 1D**).

Con los datos proporcionados por la máquina universal de pruebas (INSTRON), se estableció un promedio de carga de fractura para los 3 diseños de accesos experimentales y el grupo control. **ANEXO 1 y TABLA 5.**

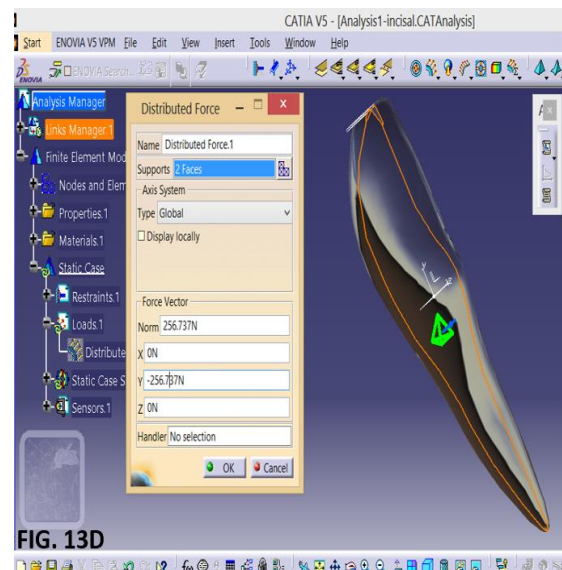
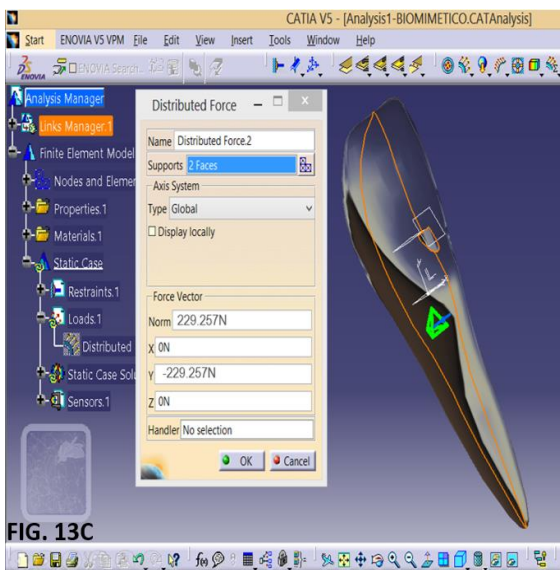
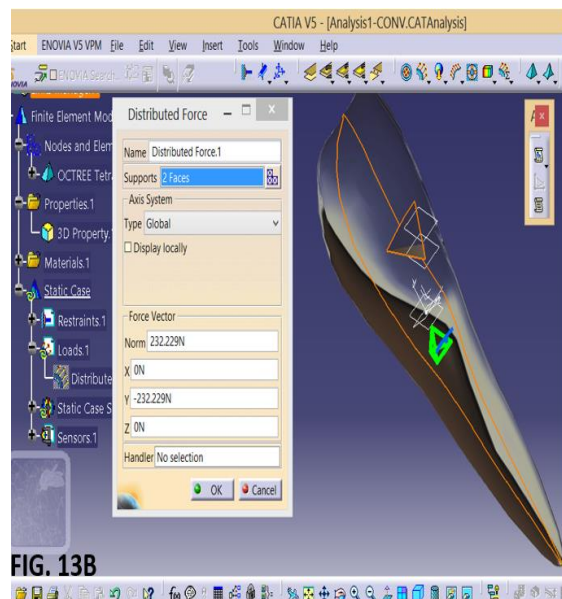
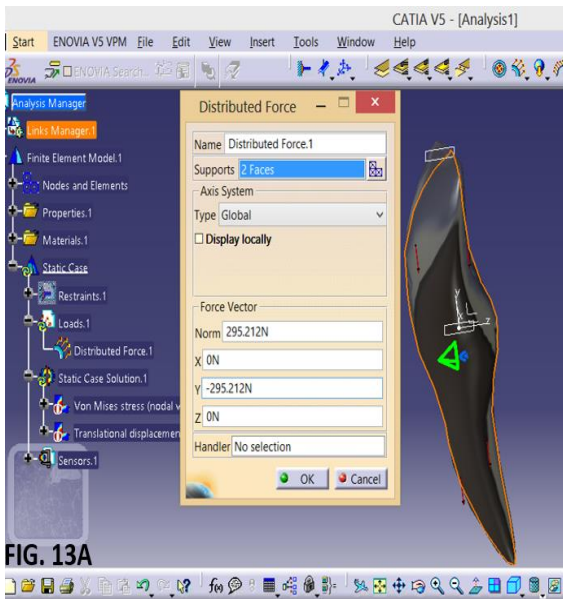
Se diseñó un modelo tridimensional con las medidas promedio de cada grupo experimental **FIG 11A, 11B, 11C, 11D**, con el software de Solid Works 2015, con la colaboración del Doctor en Ciencias en Ingeniería Mecánica; Javier Flores Méndez experto en análisis y vibraciones en elemento finito. Las propiedades de los modelos simulados fueron tomados de estudios previos. **ANEXO 2.**



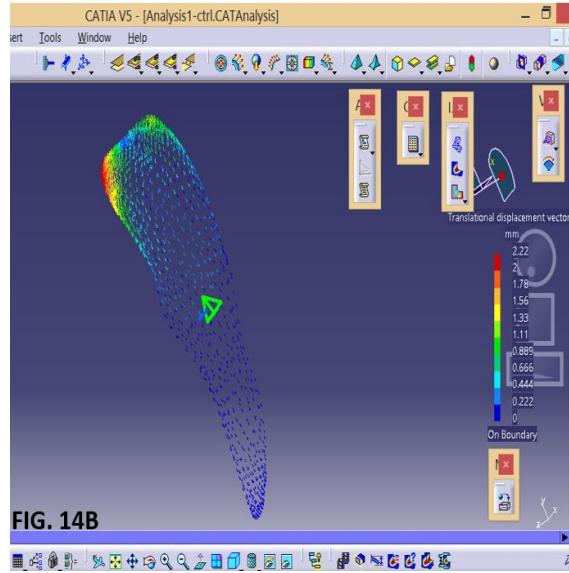
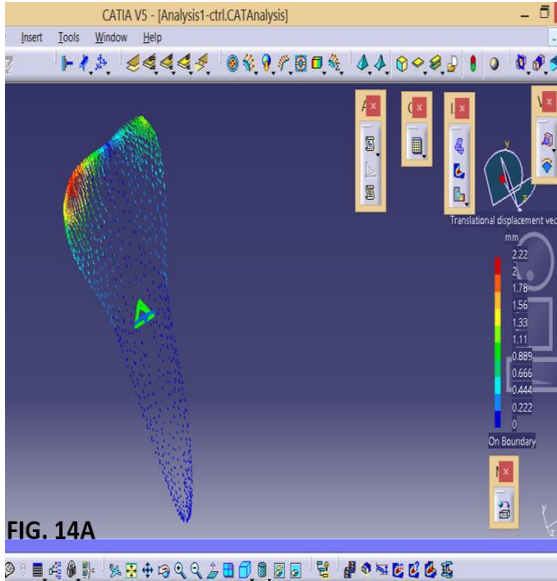
Se diseñó un modelo tridimensional con una muestra general de cada grupo experimental con el software de Solid Works 2015; acceso convencional **FIG 12A**, acceso biomimético, **FIG 12B** y acceso incisal. **FIG 12 C**



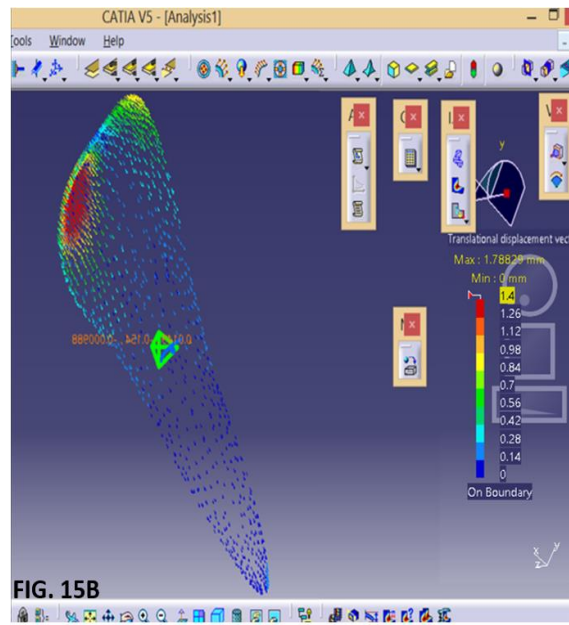
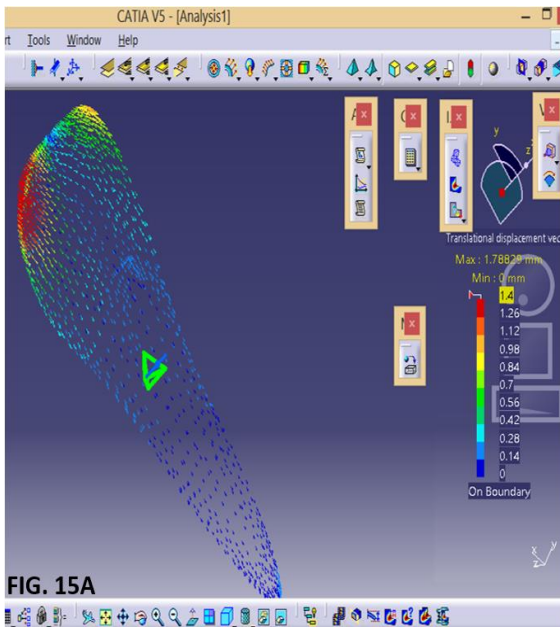
Se ingresaron los promedios de carga resultante de la prueba mecánica con la máquina universal de pruebas INSTRON para realizar la validación por medio de análisis de elemento finito en el software CATIA versión 5R21, en cada grupo experimental; Grupo control **FIG 13A**, Grupo convencional **FIG 13B**, Grupo biomimético **FIG 13C**, Grupo incisal **FIG13D**.



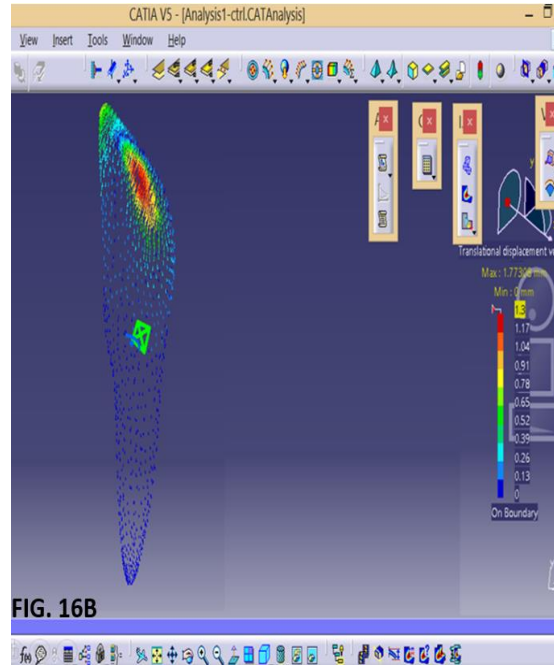
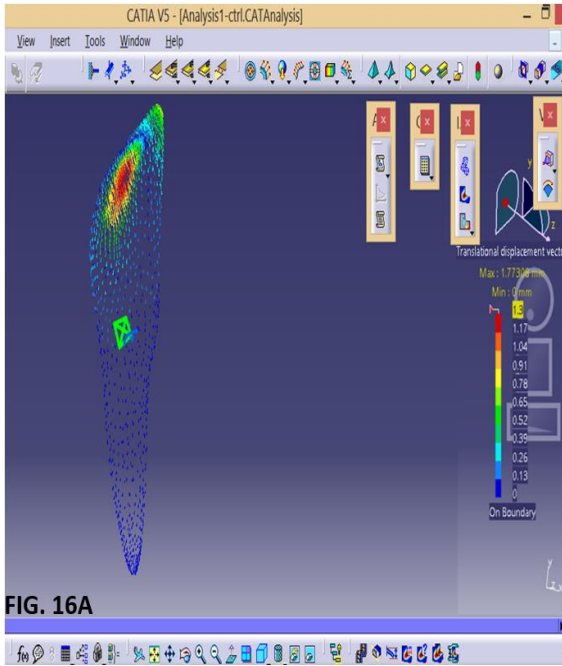
Comportamiento de deformación del grupo control.



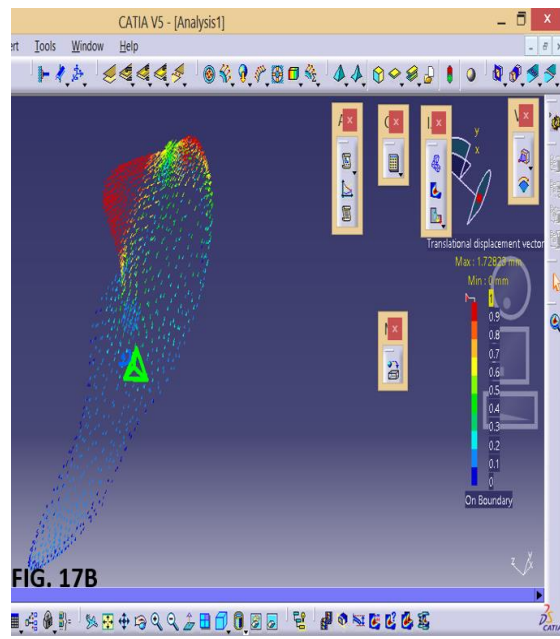
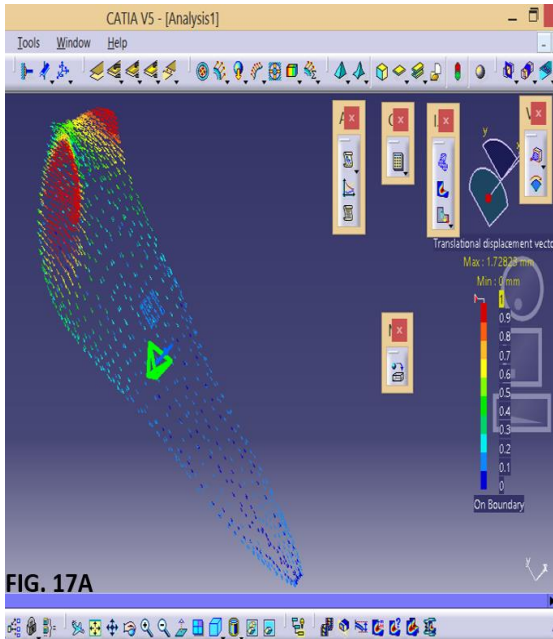
Comportamiento de deformación del acceso convencional.



Comportamiento de deformación del acceso biomimético.



Comportamiento de deformación del acceso incisal.



Se determinó el comportamiento de la distribución de estrés de carga en los modelos simulados grupo control **FIG. 18**, grupo convencional **FIG. 19**, grupo biomimético **FIG. 20**, grupo incisal **FIG. 21**, por medio de análisis de elemento finito.

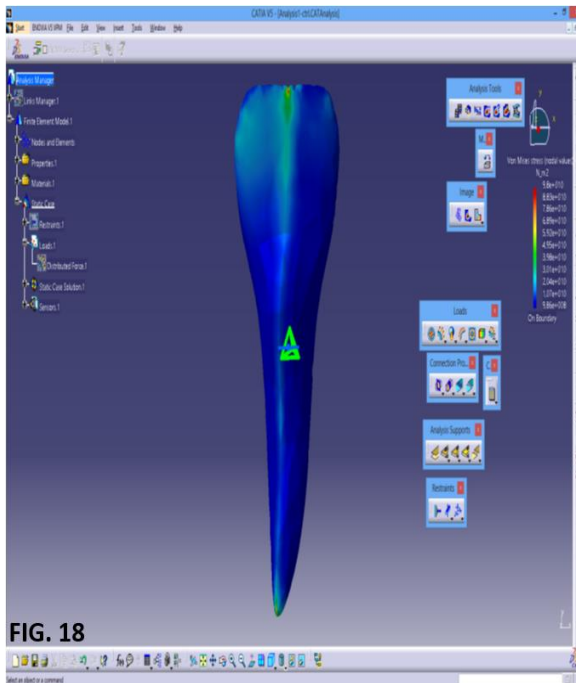


FIG. 18

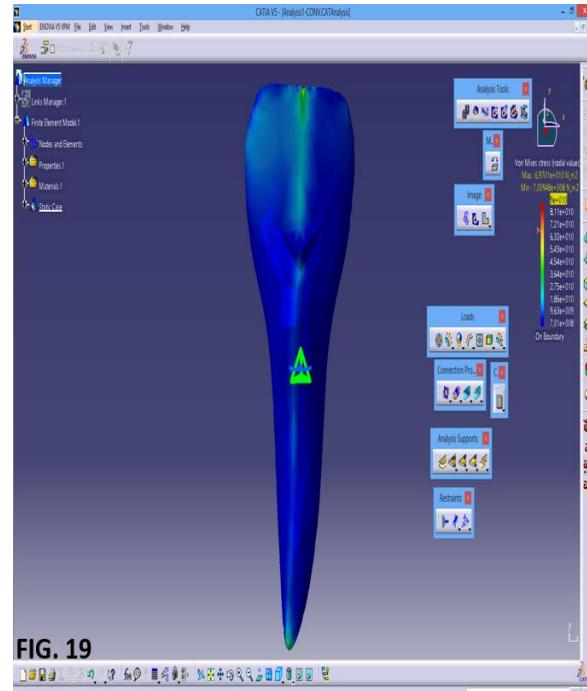


FIG. 19

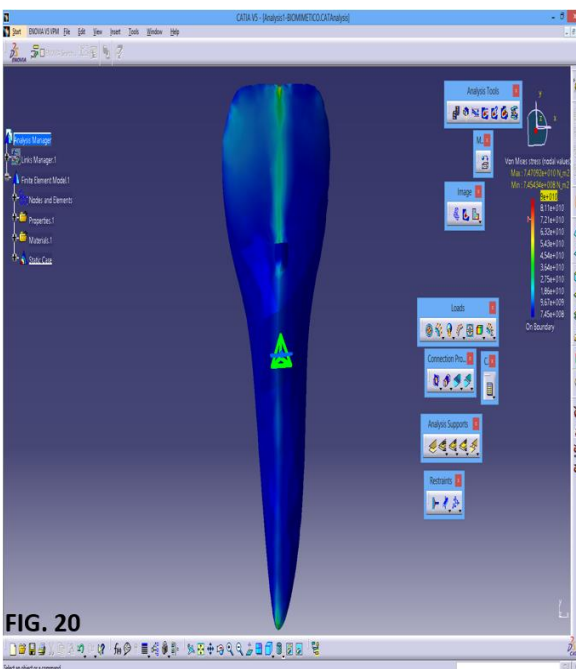


FIG. 20

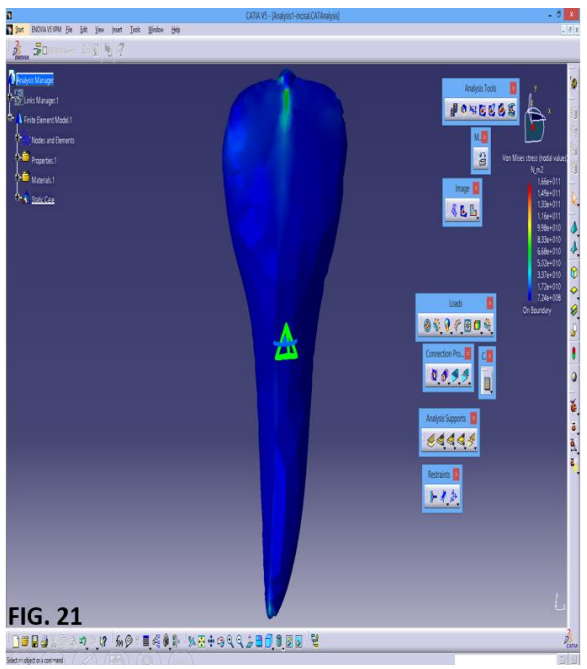


FIG. 21

Se realizó la evaluación del patrón de fractura de los grupos experimentales, por diseño ciego con la aportación de 2 especialistas en endodoncia, 2 especialistas en rehabilitación y un estomatólogo general, que evaluaron fotografías y radiografías de los distintos grupos **ANEXO 3**.

Se les proporcionó a los participantes un formato de criterios de evaluación protésica **ANEXO 4**.

Los observadores desconocieron los grupos experimentales durante el estudio y realizaron la evaluación individualmente. **ANEXO 5**.

Se realizó un concentrado general de las evaluaciones **ANEXO 6**, para formular las conclusiones de cada grupo y comparar los resultados con el comportamiento de la distribución de cargas proporcionado por FEA.

14. RESULTADOS

GRUPO CONTROL		GRUPO INCISAL		GRUPO CONVENCIONAL		GRUPO BIOMIMÉTICO	
1	449.70	1	141.60	1	185.20	1	441.80
2	421.80	2	213.60	2	205.60	2	192.10
3	236.90	3	374.60	3	134.10	3	241.90
4	256.70	4	420.40	4	58.13	4	254.00
5	135.60	5	245.60	5	268.70	5	88.06
6	441.20	6	192.80	6	152.10	6	209.50
7	166.60	7	339.10	7	536.40	7	198.10
8	253.20	8	126.20	8	317.60	8	208.60
PROM	295.21N	PROM	256.73N	PROM	232.22N	PROM	229.25N

Tabla 5. Promedios de fractura de grupos experimentales y grupo control.

El análisis descriptivo demostró que el grupo control fue en donde se presentó la mayor resistencia a la fractura, en contraste, el grupo biomimético, presentó la menor resistencia (Tabla N° 5).

Tabla 6. Estadística descriptiva de la resistencia a la fractura entre grupos experimentales y grupo control.

	<i>Recuento</i>	<i>Promedio</i>	<i>Desviación Estándar</i>	<i>Coficiente de Variación</i>	<i>Mínimo</i>	<i>Máximo</i>	<i>Rango</i>
Grupo control	8	295.212	125.282	42.4379%	135.6	449.7	314.1
Grupo convencional	8	232.229	146.59	63.1229%	58.13	536.4	478.27
Grupo biomimético	8	229.257	99.3203	43.3226%	88.06	441.8	353.74
Grupo incisal	8	256.737	109.434	42.6247%	126.2	420.4	294.2
Total	32	253.359	118.525	46.7815%	58.13	536.4	478.27

Fuente: Propia

La diferencia entre los grupos tuvo poca variabilidad, (gráfico N° 1 y N°2), dado que algunos datos no presentaron distribución normal, la significancia estadística se obtuvo por la prueba ANOVA para contrastar las medias y la prueba Kruskal Wallis para contrastar las medianas, en ambas pruebas se demostró que las diferencias entre los grupos no fue estadísticamente significativa, $p > 0.05$ con un nivel del 95.0% de confianza. (Tablas 7 y 8).

14.1 Gráficas.

Gráfico 1. Gráfica de líneas de la resistencia a la fractura de los 3 grupos experimentales y grupo control

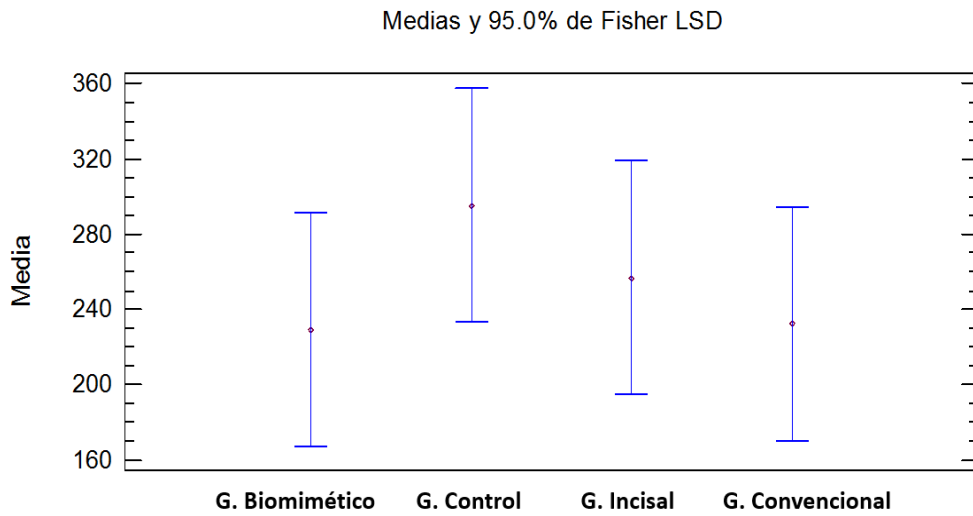
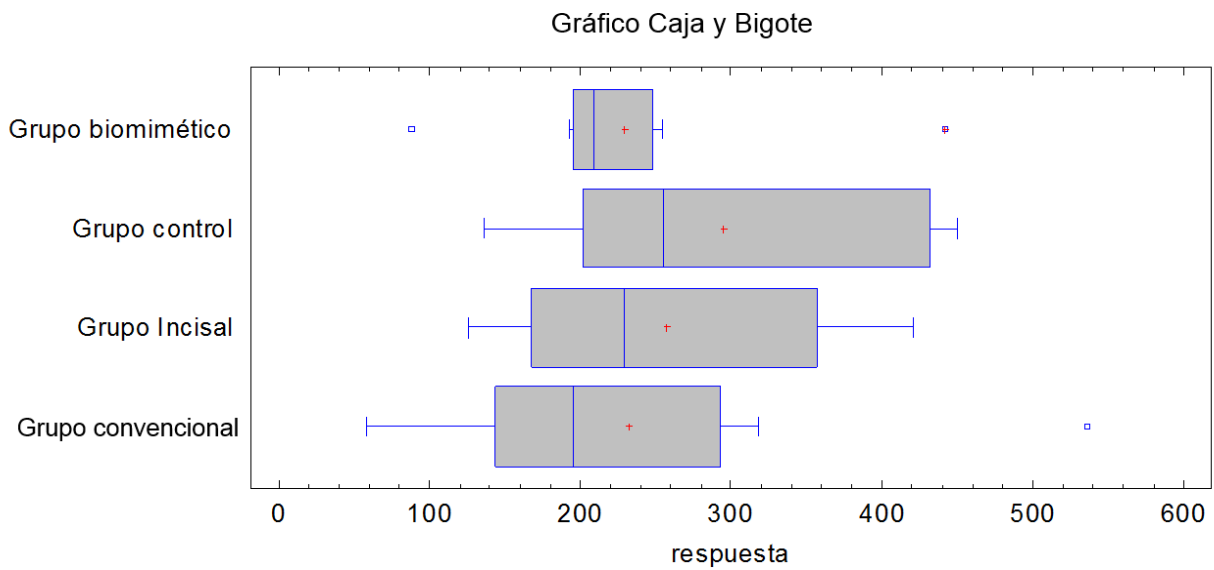


Gráfico 2. Gráfica de caja y bigote de la resistencia a la fractura de los 3 grupos experimentales y grupo control.



14.2 TABLAS ESTADÍSTICAS

Tabla 7. ANOVA Para determinar diferencia entre los grupos de acuerdo a las medias.

<i>Fuente</i>	<i>Suma de Cuadrados</i>	<i>Gl</i>	<i>Cuadrado Medio</i>	<i>Razón-F</i>	<i>Valor-P</i>
Entre grupos	22324.0	3	7441.33	0.50	0.6824
Intra grupos	413170.	28	14756.1		
Total (Corr.)	435494.	31			

Tabla 8. Kruskal-Wallis Para determinar diferencia entre los grupos de acuerdo a las medianas.

	<i>Tamaño de Muestra</i>	<i>Rango Promedio</i>
Grupo control	8	20.0
Grupo convencional	8	14.125
Grupo biomimético	8	15.25
Grupo incisal	8	16.625

Estadístico = 1.76989 Valor-P = 0.621507

14.3 Resultados del comportamiento de deformación y distribución de estrés de carga por medio de análisis de elemento finito (FEA).

Grupo Control.

El análisis determina, que la deformación máxima para este grupo es de 2.22 mm y con un mínimo de 0 mm, concordando con los gráficos recabados por la prueba mecánica (**Anexo 1A**), con puntos de mayor deformación y estrés en una de las caras proximales y ángulo incisal de dicha cara proximal, distribuyendo uniformemente hacia toda la superficie de la corona, deteniéndose el estrés en la unión cemento-esmalte.

Grupo Convencional.

La deformación máxima fue de 1.773mm y una mínima de 0 mm, concordando con los gráficos recabados por la prueba mecánica (**Anexo 1B**), con mayor deformación en el ángulo incisal de una de las caras proximales, con dirección de estrés hacia la raíz por debajo de la línea cemento-esmalte, el estrés se distribuye hacia todas las caras del órgano dentario, presentando un patrón de fractura muy desfavorable para el órgano dentario.

Grupo Biomimético.

La deformación máxima para este grupo experimental fue de 1.788 y una mínima de 0 mm, concordando con los gráficos recabados por la prueba mecánica (**Anexo 1C**), con mayor deformación en el ángulo incisal de una de las caras proximales, el estrés y deformación se distribuyen hasta la línea de unión cemento-esmalte. Contribuyendo a un mejor pronóstico de rehabilitación post fractura que el grupo de accesos convencionales.

Grupo Incisal.

La deformación máxima según el análisis de FEA fue de 1.72 mm y un mínimo de 0 mm, concordando con los gráficos recabados por la prueba mecánica (**Anexo 1D**), donde la mayor deformación se presentó en los ángulos de ambas caras proximales, la distribución del estrés de carga se distribuyó uniformemente hacia toda la raíz del órgano dentario, absorbiendo las cargas de masticación por el eje longitudinal dentario y por los tejidos periapicales circundantes.

15 DISCUSIÓN

De acuerdo con Yury Kuttler, el acceso endodóntico es el acto operatorio donde se realizan los cortes necesarios de esmalte y dentina, para obtener un correcto acceso a la cavidad endodóntica. En el presente estudio se realizaron 3 grupos experimentales y un grupo control, con el objetivo de determinar cuál de los 3 presenta mayor resistencia a la fractura, por medio de la evaluación realizada bajo una máquina universal de pruebas INSTRON y cuál es la distribución de las cargas compresivas en cada uno de los grupos incluyendo el grupo control, mediante la validación de datos de análisis de elemento finito FEA. En nuestro estudio, encontramos que el grupo experimental que presentó mayor resistencia a la fractura por medio de pruebas mecánicas, fue el grupo del diseño de acceso convencional y el que presentó menor resistencia a la fractura fue el grupo biomimético.

Uno de los objetivos de los accesos endodónticos según Cohen, incluye conseguir un acceso en línea recta hasta el foramen apical o hasta la curvatura inicial del conducto, de esta manera se consigue una irrigación, conformación, limpieza completa y una correcta obturación.

Otro de los objetivos de Cohen, establece el conservar la estructura dental sana, dentro de este estudio se realizó un acceso con diseño incisal el cual cumple con ambos objetivos de un acceso endodóntico.

Así mismo, también cumple con el principio de la preparación de accesos endodónticos según INGLE, en el cual el diseño de la cavidad endodóntica debe tener la forma y posición correctas que permitan el acceso completo de la instrumentación, desde el margen de la cavidad hasta el foramen apical. Sin embargo durante el estudio, observamos que si se realizan en biotipos incisales delgados, este tipo de accesos compromete la superficie vestibular de los órganos dentarios.

Históricamente los accesos endodónticos en incisivos inferiores se han realizado por lingual, debido a razones estéticas y restauradoras. Anatómicamente un incisivo inferior presenta desafíos en cuanto a la anatomía del sistema de conductos.

Benjamín y Dowson han informado la presencia de 2 conductos en incisivos inferiores, en un 41.4%. Un acceso lingual dificultará el desbridamiento del conducto lingual, la instrumentación rotatoria de dicho acceso también será complicada y la dentina pericervical se sacrificaría, siendo esta, una estructura importante en la resistencia de dicho órgano dentario.

Gutman establece en varias investigaciones que es la pérdida de estructura dentaria remanente, la causa del debilitamiento y de la poca resistencia a la fractura dental y no a la deshidratación o pérdida de fluidos aportados por el tejido pulpar, concordamos con Gutman y además consideramos, que no solo es la pérdida de estructura dentaria lo que debilita al órgano dentario y lo hace más susceptible a la fractura, sino también el punto en el cuál se realiza el abordaje hacia la cámara pulpar, los resultados del presente estudio demuestran, que el acceso de diseño convencional (**FIG 3A**), presentó mayor resistencia a la fractura que el acceso biomimético (**FIG 3B**), a pesar de que en el diseño del acceso biomimético se remueve menor estructura dentaria, el diseño se realiza a nivel del cíngulo, siendo un punto crítico de resistencia a la fractura, donde las fuerzas de compresión no son adecuadamente distribuidas y se genera un mayor estrés en las paredes dentarias, provocando una menor resistencia, también observamos que en el grupo de accesos incisales, donde se preserva mayor estructura dentaria, la resistencia a la fractura fue mayor que el resto de los grupos experimentales y solo fue superado por el grupo control, el cual no fue debilitado con ningún tipo de acceso.

Janik fue el primero que sugirió en 1985 extender el acceso lingual, más hacia el cíngulo para ayudar en la localización y desbridamiento del conducto lingual, sin embargo, un acceso hacia lingual incluyendo el cíngulo, como en el caso del acceso convencional y del biomimético, debilita la estructura dentaria provocando un punto de fractura con respecto a una menor carga como lo demuestran nuestros resultados (**TABLA 5, GRAFICOS 1 Y 2**).

Un punto importante que encontramos en el estudio, es que no solo es importante la carga que resiste cada diseño de acceso, sino que el patrón de fractura es decisivo para la extracción o la posible rehabilitación de dicho órgano dentario post fractura.

LaTurno y Zilich, en 1985 encontraron un 84% de 50 incisivos inferiores, que el acceso en incisal lograba un acceso en línea recta, nuestro estudio también analizó el patrón del acceso incisal por medio de radiografías en el grupo experimental, corroborando que es un abordaje a la cámara pulpar y foramen apical paralelo al eje longitudinal del órgano dentario (**FIG 4C**), en contraste con los otros grupos experimentales, en donde radiográficamente los instrumentos manuales y rotatorios sufren cierto grado de torsión, estrés y deformación. (**FIG 4A, 4B**).

Concordamos con el estudio de Mauger en que, el uso de un diseño en línea recta desde el borde incisal preserva la dentina en la zona del cíngulo, haciendo que los incisivos inferiores presenten mayor resistencia a la fractura como lo comprueban nuestros resultados (**TABLA 5, ANEXO 1D**), donde el diseño de acceso incisal presentó mayor resistencia a la fractura, después del grupo control.

También estamos de acuerdo con los argumentos de Mauger, en utilizar el desgaste incisal como una guía para el acceso endodóntico, el análisis de resultados de deformación por medio de FEA (**FIG 17A-B**), así como las fotografías y radiografías (**ANEXO 3**), nos demuestran que la deformación sobre las paredes es mayor en este tipo de acceso, distribuyendo uniformemente hacia la raíz y tejido periapicales, absorbiendo la carga de masticación inclusive mayor que en el grupo convencional, por lo que se recomienda que cuando no hay desgaste incisal, el diseño del acceso endodóntico sea biomimético, que a pesar de que resisten menos a la fractura que el convencional, el patrón de fractura es más favorable para una posible restauración post fractura.

Con los resultados presentados en el grupo control, donde resistió a la fractura con una carga promedio de 295.257 N, concordamos con los estudios de Vallejo y Martínez, en los cuales en condiciones normales, la dentina provee una base sólida para la restauración dental, la fuerza estructural depende de su cantidad así como su integridad y forma anatómica.

Zarone et al. Evaluaron por medio de un análisis en 3D de elemento finito, la influencia del diseño en la preparación del diente, en la distribución de la tensión y la localización de los sitios críticos en incisivos centrales superiores con carillas de porcelana de alúmina, nuestro estudio analiza por medio de FEA la validación de los datos obtenidos durante la aplicación de fuerza en Newtons, para lograr la fractura y al mismo tiempo, la distribución de carga y la deformación, en los 3 grupos experimentales y el grupo control (**FIGS 13A-D**).

Los gráficos de la distribución del esfuerzo por medio de FEA, es compatible con los patrones de fractura reportados en las fotografías tomadas después de la ejecución de la prueba de carga, (**ANEXO 3**), donde el grupo más desfavorable para una restauración después de una fractura, es el grupo de accesos convencionales, concordando con Gutman que establece, que es la pérdida de estructura dentaria remanente la causa del debilitamiento y de la poca resistencia a la fractura dental.

Se realizó una evaluación cualitativa para evaluar que patrón de fractura era el más desfavorable para una posterior rehabilitación después de la fractura, esto se realizó por medio de fotografías y radiografías de los 4 grupos sometidos a la fractura (**ANEXOS 3-6**). El diseño de la evaluación fue ciego, con la evaluación de 2 especialistas en endodoncia, 2 rehabilitadores y 1 estomatólogo general; a los cuales se les proporcionó por separado las fotografías con las radiografías de cada grupo experimental, desconociendo el diseño de acceso endodóntico. (**ANEXOS 3-6**).

Se recolectaron los resultados cualitativos, mediante un formato de evaluación con los criterios de los órganos dentarios a restaurar (**ANEXO 5**), y se realizó un concentrado general entre observadores y por grupo (**ANEXO 6**), si existía discrepancia o indecisión de los grupos, los observadores llegaban a un acuerdo en los resultados, con el fin de realizar una conclusión, en cuanto al pronóstico restaurador de los dientes experimentales fracturados.

16. CONCLUSIONES

Los resultados del presente estudio comprueban, que el remanente dentinario esta asociado a la producción de fracturas dentarias, así como el diseño del acceso endodóntico y los puntos críticos de abordaje que debilitan la estructura dental.

La metodología y resultados, lograron cumplir el objetivo general que fue identificar que diseño de acceso endodóntico, presenta mayor resistencia a la fractura por medio de carga compresiva, así también se cumplieron los objetivos específicos.

A continuación resumimos la información recabada en el presente estudio, incluyendo las conclusiones estadísticas, fotográficas, radiográficas y validación por medio de análisis de elemento finito (FEA), determinando el comportamiento de deformación y de distribución de estrés de 3 diseños de accesos endodónticos; convencional, biomimético e incisal, también incluyendo el grupo control. Serán descritos de acuerdo al grupo que cumpla de las mejores, a las peores características endodónticas y protésicas.

Grupo Control.

El análisis estadístico informa que no existe diferencia estadísticamente significativa entre los grupos, sin embargo, el grupo control presentó la mayor resistencia a la fractura con un promedio de 295.212 N, (**ANEXO 1A, TABLA 5, GRÁFICO 1 Y 2**) esto lo atribuimos a que no hay debilitamiento de la estructura dentaria, ya que no se realizó ningún procedimiento en este grupo de dientes, como lo muestran las (**FIG 11A, 14A-B**), de FEA, fotografías y radiografías del (**ANEXO 3**).

La distribución del estrés es uniforme en la porción coronal, limitándose hasta la unión cemento-esmalte, (**FIG 18**), región vulnerable a la fractura en cualquier órgano dentario, el comportamiento de deformación ocurre solo en el ángulo incisal de una de las caras proximales. (**FIG 14A-B**).

Grupo de accesos incisales.

Este grupo experimental, fue el que presentó mayor resistencia a la carga de fractura, con un valor de 256.73 N, comparándolo con los accesos biomiméticos (ANEXO 1D, TABLA 5, GRÁFICO 1 Y 2).

El acceso incisal, permite un abordaje paralelo al eje longitudinal del órgano dentario, evita la torsión, deformación y estrés de los instrumentos endodónticos (FIG 4C, 5C), la irrigación y desinfección es efectiva, debido a que la aguja de irrigación alcanza una longitud ideal para el intercambio del irrigante, la obturación por medio de técnica de compactación vertical no presenta complicaciones. (FIG. 6C).

El análisis FEA, proporciona el comportamiento máximo de deformación de 1.72 mm, la deformación es uniforme, distribuida hacia la raíz del órgano dentario, absorbiendo las cargas equitativamente por el eje longitudinal del órgano dentario y tejidos periodontales adyacentes (LP y hueso alveolar), protegiendo al diente de una fractura desfavorable. (FIG 17A-17B). El patrón de estrés se distribuye hacia ambos ángulos incisales de las caras proximales, resultando en un patrón de fractura oblicuo en tallo, limitándose a la corona y protegiendo la porción radicular, (FIG 21) concluimos, que este tipo de acceso es el que mejor protege al órgano dentario con un mejor pronóstico para una rehabilitación post fractura (ANEXO 3 Y 6).

Sin embargo recomendamos que este tipo de accesos, solo se realice en incisivos inferiores con desgaste incisal o un biotipo incisal grueso, debido a que se puede comprometer la superficie vestibular, en bordes incisales delgados sugerimos que se realicen accesos biomiméticos.

Grupo de accesos biomiméticos.

Este grupo, fue el que presentó menor resistencia de carga a la fractura, con un valor de 229.25 N, concordando con la hipótesis nula. El acceso biomimético no tiene mayor resistencia a la fractura, en órganos dentarios incisivos inferiores, que los accesos convencionales e incisales. (ANEXO 1C, TABLA 5, GRÁFICO 1 Y 2). Este tipo de accesos presenta ciertas limitaciones en su diseño, ya que el abordaje al sistema de conductos es reducido, los instrumentos endodónticos sufren estrés y deformación (FIG.4B, 5B), el intercambio de los irrigantes es insuficiente, por lo que una limpieza y desinfección se ven comprometidas. La obturación por medio de una técnica de compactación vertical también se dificulta, por el espacio reducido para realizar una adecuada compactación (FIG.6B).

Sin embargo el análisis por medio de FEA, proporciona un máximo de comportamiento de deformación de 1.73 mm (**FIG. 16A-B**) y un patrón de estrés limitado a la unión cemento-esmalte (**FIG. 20**), representando un patrón de fractura en forma de “V”, (**ANEXO 3**), favorable para una rehabilitación post-fractura, aunque involucre tratamientos restauradores adicionales. (**ANEXO 4 Y 6**).

Grupo de acceso convencional.

Resistió más a la carga de fractura con un valor de 232.22 N, aceptado la segunda hipótesis alterna. El acceso convencional tiene mayor resistencia a la fractura, en órganos dentarios incisivos inferiores que los accesos incisales y biomiméticos. (**ANEXO 1B, TABLA 5, GRÁFICO 1 Y 2**)

El acceso convencional es amplio, evitando forzar los instrumentos endodónticos, (**FIG. 4B, 5B**), la limpieza y desinfección es facilitada por las amplias dimensiones del acceso, la obturación por técnica de compactación vertical no presentó inconvenientes. **FIG. 6B**.

El análisis de elemento finito (FEA), presentó un comportamiento de deformación máxima de 1.78 mm (**FIG 15A-B**) y un patrón de estrés de carga por debajo de la unión cemento-esmalte (**FIG 19**), traduciéndose en un patrón de fractura desfavorable para una posible rehabilitación post-fractura, la validación por medio de FEA, concuerda con las evidencias fotográficas y radiográficas (**ANEXOS 3-6**), así como con los gráficos recabados con la INSTRON (**ANEXO 1B**), por lo que concluimos que este tipo de diseño de acceso es el que compromete, desfavorablemente a estructura dentaria remanente, condenándola a la extracción después de sufrir una fractura, sin posibilidad de rehabilitación. (**ANEXO 3**)

Resumimos que no solo es importante la resistencia a la carga que soportan los órganos dentarios a la fractura, sino también la distribución de la carga y el patrón de fractura para poder realizar una rehabilitación post fractura.

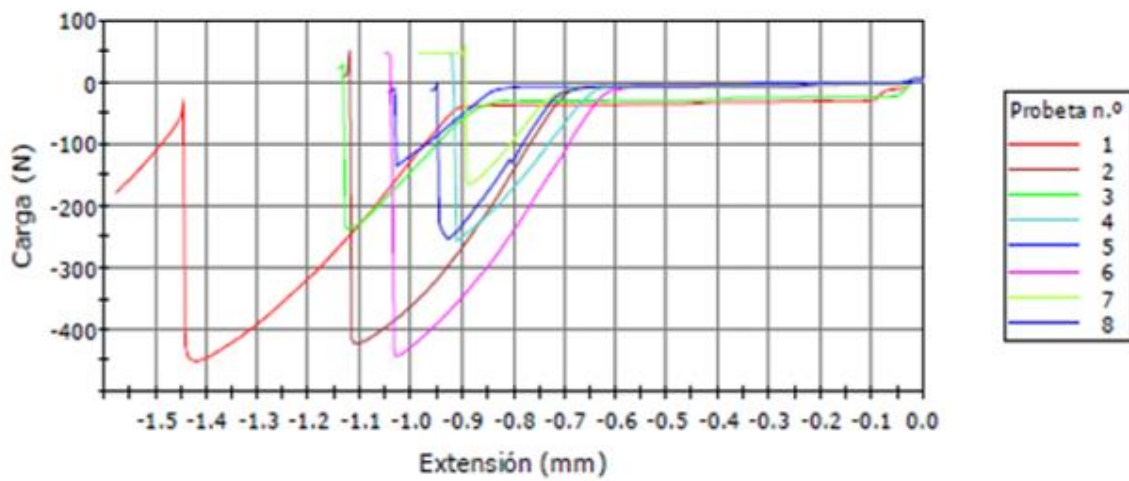
17. ANEXOS

ANEXO 1A

Grupo: Acceso control

LAB. BIOMATERIALES FEBUAP

Probeta 1 a 8

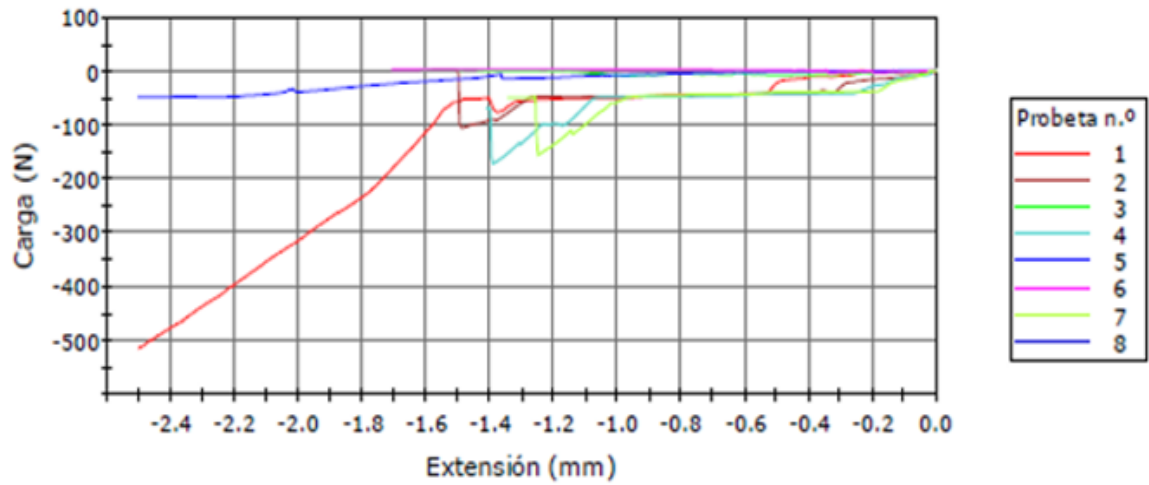


	Carga en Carga de pico de la máquina (N)	Máximo Carga (N)
1	-449.700	0.130
2	-421.800	51.140
3	-236.900	26.970
4	-256.700	45.770
5	-135.600	5.100
6	-441.200	46.040
7	-166.600	56.370
8	-253.200	0.000
Coefficiente de variación	-42.438	83.225
Máximo	-135.600	56.370
Media	-295.212	28.940
Mediana	-254.950	36.370
Mínimo	-449.700	0.000

ANEXO 1B

LAB. BIOMATERIALES FEBUAP **Grupo: Acceso Convencional**

Probeta 1 a 8

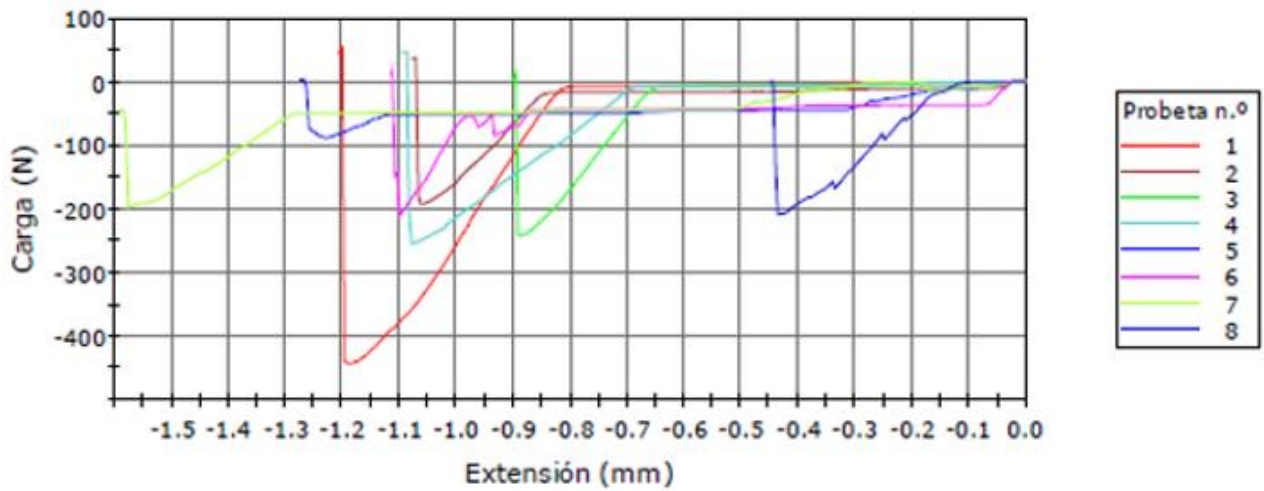


	Carga en Carga de pico de la máquina (N)	Máximo Carga (N)
1	-185.200	49.120
2	-205.600	8.180
3	-134.100	0.000
4	-58.130	2.010
5	-268.700	0.130
6	-152.100	0.130
7	-536.400	0.000
8	-317.600	14.090
Coefficiente de variación	-63.123	183.766
Máximo	-58.130	49.120
Media	-232.229	9.208
Mediana	-195.400	1.070
Mínimo	-536.400	0.000

Grupo: Acceso Biomimético

LAB. BIOMATERIALES FEBUAP

Probeta 1 a 8

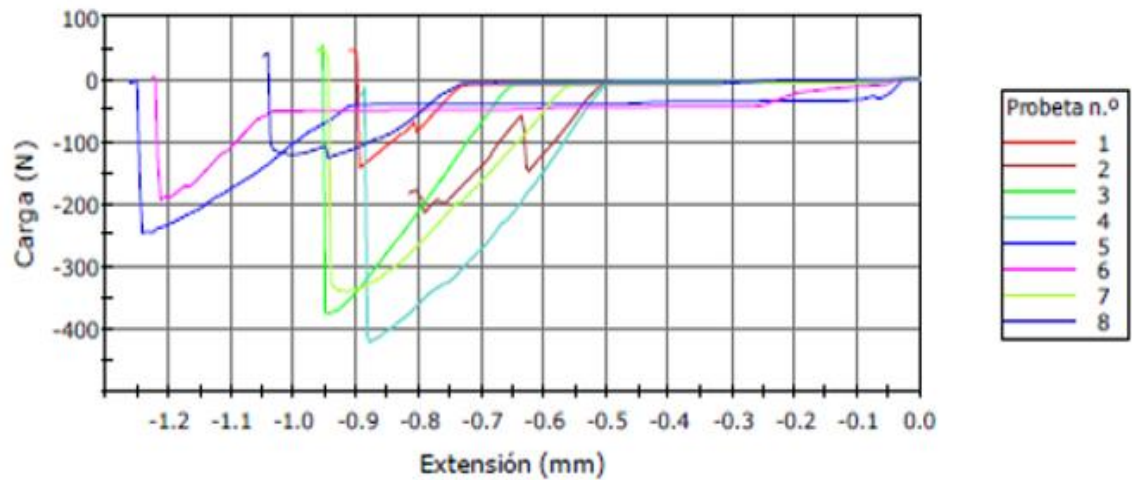


	Carga en Carga de pico de la máquina (N)	Máximo Carga (N)
1	-441.800	52.610
2	-192.100	37.440
3	-241.900	14.220
4	-254.000	46.170
5	-88.060	2.810
6	-209.500	17.710
7	-198.100	0.000
8	-208.600	0.800
Coefficiente de variación	-43.323	98.615
Máximo	-88.060	52.610
Media	-229.257	21.470
Mediana	-209.050	15.965
Mínimo	-441.800	0.000

Grupo: Acceso Incisal

LAB. BIOMATERIALES FEBUAP

Probeta 1 a 8



	Carga en Carga de pico de la máquina (N)	Máximo Carga (N)
1	-141.600	45.900
2	-213.600	0.000
3	-374.600	51.940
4	-420.400	0.130
5	-245.600	0.130
6	-192.800	3.480
7	-339.100	46.170
8	-126.200	41.200
Coefficiente de variación	-42.625	103.500
Máximo	-126.200	51.940
Media	-256.737	23.619
Mediana	-229.600	22.340
Mínimo	-420.400	0.000

ANEXO 2.

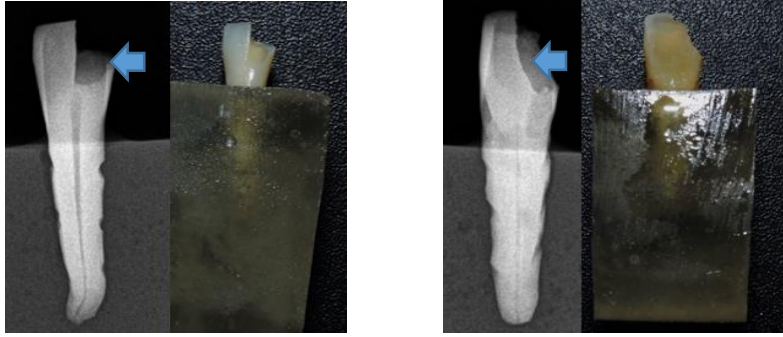
Table 1: Mechanical properties of the materials used in the analysis.

Material	Modulus of elasticity (MPa)	Poisson's ratio	Reference
Dentin	18600	0.31	9
Cementum	18600	0.31	7
PDL	68.9	0.45	15
Cortical bone	13700	0.3	15
Spongy bone	1370	0.3	15
Gutta-percha	0.96	0.45	15
Ceramic	69500	0.28	12
Composites resin	16600	0.24	16
Titanium	112000	0.33	20
Stainless steel	200000	0.33	9

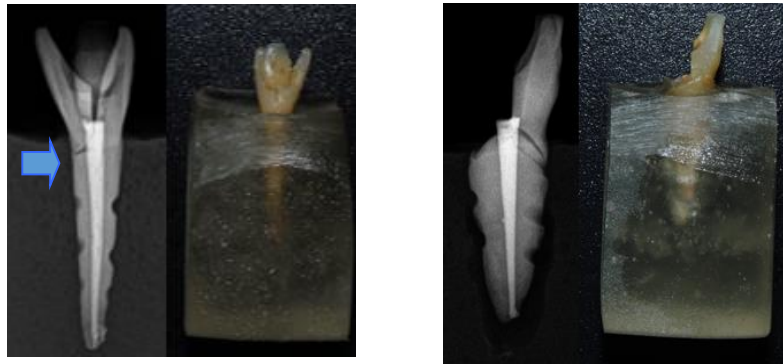
Nota: Propiedades mecánicas tomadas de: Bilan M, Wailld N, Finite elemnt stress analysis of endodontically treated teeth restored by prefabricated post. In J. Bagh College Dentistry, Vol. 17 (3),2005.

ANEXO 3

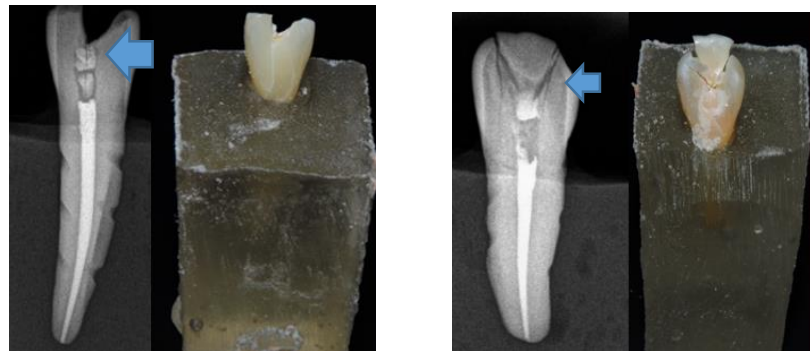
GRUPO CONTROL



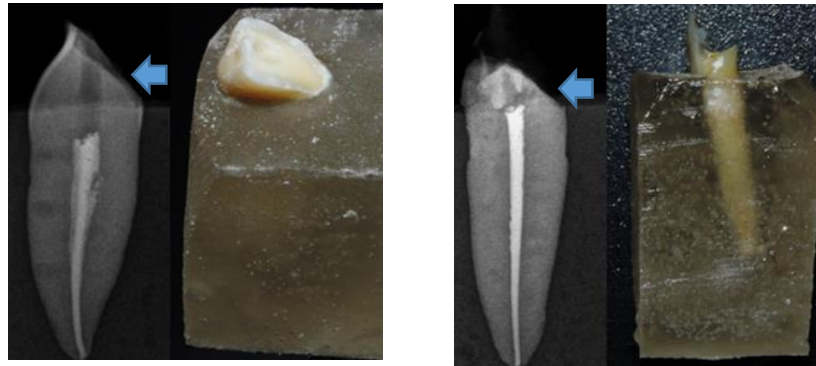
GRUPO CONVENCIONAL



GRUPO BIOMIMÉTICO



GRUPO INCISAL



ANEXO 4

Los

siguientes formatos se realizaron exclusivamente para la evaluación cualitativa del tipo de fracturas, de acuerdo a criterios clínicos y radiográficos por 5 observadores ciegos 2 especialistas en endodoncia, 2 especialistas en rehabilitación oral y 1 estomatólogo general.

CRITERIOS DE EVALUACIÓN DE FRACTURAS DENTARIAS DESPUÉS DE APLICACIÓN DE CARGA COMPRESIVA	
A	Diente restaurable únicamente con resina.
B	Diente restaurable con poste y corona.
C	Diente restaurable con alargamiento de corona, poste y corona.
D	Diente ya NO es restaurable.
NOTA: Asignar calificación a cada órgano dentario de cada grupo.	

ANEXO 5

EVALUACIÓN DE OBSERVADOR 1									
	1	2	3	4	5	6	7	8	
GRUPO 1	C	B	B	D	B	B	C	C	C
GRUPO 2	B	B	B	B	D	D	C	C	B
GRUPO 3	C	C	B	C	B	B	B	B	B
GRUPO 4	B	D	B	B	C	D	C	C	C

EVALUACIÓN DE OBSERVADOR 2									
	1	2	3	4	5	6	7	8	
GRUPO 1	B	B	A	D	A	C	C	C	C
GRUPO 2	A	D	D	C	D	D	C	C	D
GRUPO 3	D	C	B	D	B	B	D	B	B
GRUPO 4	C	D	A	C	D	D	C	C	C

EVALUACIÓN DE OBSERVADOR 3									
	1	2	3	4	5	6	7	8	
GRUPO 1	A	A	B	D	A	B	C	C	A
GRUPO 2	D	B	D	B	D	D	D	D	D
GRUPO 3	B	B	C	C	C	B	B	C	B-C
GRUPO 4	C	C	B	C	C	D	C	C	C

EVALUACIÓN DE OBSERVADOR 4									
	1	2	3	4	5	6	7	8	
GRUPO 1	B	A	A	C	A	B	D	D	A
GRUPO 2	D	B	D	B	D	D	D	B	D
GRUPO 3	B	B	B	D	D	B	B	B	B
GRUPO 4	B	D	B	D	D	D	D	D	D

EVALUACIÓN DE OBSERVADOR 5									
	1	2	3	4	5	6	7	8	
GRUPO 1	B	A	A	C	A	A	C	C	A
GRUPO 2	C	A	A	B	B	D	D	D	D
GRUPO 3	B	B	C	C	A	B	A	C	B-C
GRUPO 4	A	C	A	B	B	C	C	C	C

ANEXO 6

RESUMEN DE EVALUACIÓN DE LOS OBSERVADORES

OBSERVADOR	GRUPO 1 CONTROL	GRUPO 2 CONVENCIONAL	GRUPO 3 BIOMIMÉTICO	GRUPO 4 INCISAL
1	C	B	B	C
2	C	D	B	C
3	A	D	B-C	C
4	A	D	B	D
5	A	D	B	C

17. BIBLIOGRAFÍA

1. Clark D. Las nuevas formas de acceso endodóntico DENTAL TRIBUNE Hispanic & Latin America, no 4, 2011.
2. Kuttler, Yury. FUNDAMENTOS DE ENDO-METAENDODONCIA PRÁCTICA. 2a ed. Ed. Méndez Oteo. México D.F. 1980. 254 pp.
3. Cohen, Stephen & Hargreaves, Kenneth M. VÍAS DE LA PULPA. 9ª. Edición. Editorial Elsevier Mosby. Madrid.2008. Capítulo 7. Págs. 152 a 238.
4. Ingle, John I. ENDODONCIA. 5a ed. Ed. McGraw Hill Interamericana. México D.F. 2002. Capítulo 10. Págs. 409-580.
5. Vire DE. Failure of endodontically treated teeth: clasification and evaluation. Journal of Endodontics 1991; 17 (7): 338- 342.
6. Cohen B, Pagnillo MK, Newman I, Musikant BL, Deutsch A. Retention of three endodontic post cemented with five dental cements. J Prost Dent 1998;79:520-5.
7. Ho M, Lee S. Three dimensional finite element analysis of the effects of post on stress distribution in dentin. J Prosthet Dent 1994; 72:367-72.
8. Ray HA, Trope M. Periapical status of endodontically treated teeth in relation to the technical quality of the root filling and the coronal restoration. International Endodontic Journal 1995; 28: 12-18.
9. Hegde MN, Hegde P, Bhandary S, Deepika K. An evaluation of compressive strength of newer nanocomposite: An in vitro study. J Conserv Dent, 2011; 14(1): 36-39.
10. Crespo M E. In vitro comparison of resistance to compressive forces of healthy teeth, with direct endodontics and reconstruction; and rehabilitated with a dental fiberglass posts cylindrical through the universal testing machine. Revista facultad de odontología de la Universidad de Antioquia. 2008; 24 – 37.
11. Bolay, S., Ozturk, E., Tuncel, B., & Ertan, A. Fracture resistance of endodontically treated teeth restored with or without post systems. Journal of Dental Sciences. 2012; 7:148 - 153.
12. Sorensen, J., & Martinoff, J. Intracoronal reinforcement and coronal converge. Journal of Prostodontic Dentistry. 1984; 1:780-785.
13. Ojeda F, Puente Francella, Goldaracena M, An in vitro study of fracture resistance in endodontically-treated teeth restored using two different post systems. Revista ADM /Noviembre-Diciembre 2011/vol .LXVIII. NO.6. PP. 290-97.

14. Mantilla F y Malaga J. Distribution of strains by finite element analysis in directly and indirectly restored teeth after endodontic treatment. *Kiru* 2008, Vol4, N°1.
15. Pérez R. Elementos finitos; artículo original. Universidad de Ingeniería del Perú. 2008:3-20.
16. Farah J, Craig R, Sikarskie D. Photoelastic and finite element stress analysis of a restored axisymmetric first molar. *J Biomech* 1973; 6:11-20.
17. Ausiello P, Apicella A, Davidson CL. Effect of adhesive layer properties on stress distribution in composite restorations: A 3D finite element analysis. *Dent Mater* 2002;18: 295-303.
18. Coelho PG, Calamia C, Harsono M, Thompson VP, Silva NR. Laboratory and FEA evaluation of dentin-to-composite bonding as a function Finite element analysis Sreekha and Bashetty Indian *J Dent Res*, 21(3), 2010 432.
19. Coelho PG, Calamia C, Harsono M, Thompson VP, Silva NR. Adhesive layer thickness. *Dent Mater* 2008; 24: 1:297-303.
20. Benjamin KA, Dowson J. Incidence of two root canals in human mandibular incisor teeth. *Oral Surg* 1974; 38:122-6.
21. Janik JM. Access cavity preparation. *Dent Clin North Am* 1984; 28: 809 -18.
22. LaTurno SAL, Zillich RM. Straight-line endodontic access to anterior teeth. *Oral Surg* 1985; 59:418-9.
23. Clements RE, Gilboe DB. Labial endodontic access opening for mandibular incisors. Endodontic and restorative considerations, *J Canadian Dent. Assoc*, 1991; 57:587.
24. Torabinejad M. Accidentes de procedimiento. En: Walton RE, Torabinejad M, editores. *Endodoncia. Principios y práctica clínica*. Philadelphia, Pennsylvania, 1991:317-33.
25. Mauger MJ, Waite RM, Alexander JB, Schindler WG: Ideal endodontic access in mandibular incisors, *J Endod*, 1999; 25(3):206.
26. Lasala A. *Endodoncia*. 4ta ed. México, Salvat, 1993.
27. Gutmann JL. The dentin root complex: Anatomic and biologic considerations in restoring endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent*. 1992; 67:458-67.
28. Vallejo M, Maya C, Martínez N, Resistencia a la fractura de dientes con raíces debilitadas usando postes con y sin relleno radicular. Revisión sistemática, *Revista Odontológica Mexicana*, Vol. 19, No. 3 July-September 2015 pp 145-150.
29. Messer S, Messer HH. Are endodontically treated teeth more brittle?. *J Endodon*. 1992; 18:332-5.

30. Mondelli J, Steagall L, Ishikiriama A, Navarro MF, Soares FB. Fracture strength of human teeth with cavity preparation. *J Prosthet Dent* 1980; 43(4):419-422.
31. Sornkul E, Stannard JG. Strength of roots before and after endodontic treatment and restoration. *J Endod* 1992; 18(9):440-443.
32. Marchi GM, Mitsui FH, Cavalcanti AN. Effect of remaining dentine structure and thermal-mechanical aging on the fracture resistance of bovine roots with different post and core systems. *Int Endod J* 2008; 41(11):969-976.
33. Yoldas O, Akova T, Uysal H. An experimental analysis of stresses in simulated flared root canals subjected to various post-core applications. *J Oral Rehabil.* 2005; 32:427-32.
34. Baraban DJ. The restoration of endodontically treated teeth: an update. *J Prosthet Dent* 1988; 59: 553-8.
35. Motta AB, Pereira LC, da Cunha AR. Finite element analysis in 2D and 3D models for sound and restored teeth. *ABAQUS Users' conference*, 2006. p.329-43.
36. Eskitascioglu G, Belli S, Kalkan M. Evaluation of two post core systems using two different methods (fracture strength test and a finite elemental stress analysis). *J Endod* 2002; 28:629-33.
37. Zarone F, Apicella D, Sorrentino R, Ferro V, Aversa R, Apicella A. Influence of tooth preparation design on the stress distribution in maxillary central incisors restored by means of alumina porcelain veneers: A 3D-finite element analysis. *Dent Mater* 2005; 21:1178-88.
38. Silva NR, Castro CG, Santos-Filho PC, Silva GR, Campos RE, Soares PV, *et al.* Influence of different post design and composition on stress distribution in maxillary central incisor: Finite element analysis. *Indian J Dent Res* 2009; 20:153-8.
39. Subramaniam V, Indira R, Srinivasan MR, Shankar P. Stress distribution in rotary nickel titanium instruments: A finite element analysis. *J Conserv Dent* 2007; 10:112-8.
40. Kim HC, Cheung GS, Lee CJ, Kim BM, Park JK, Kang SI. Comparison of forces generated during root canal shaping and residual stresses of three nickel-titanium rotary files by using a three-dimensional finite element analysis. *J Endod* 2008; 34:743-7.
41. Hong J, Xia WW, Xiong HG. Analysis of the effect on the stress of root canal wall by vertical and lateral condensation procedures. *Shanghai Kou Qiang Yi Xue* 2003; 12:359-61.

42. Er O, Yaman SD, Hasan M. Finite element analysis of the effects of thermal obturation in maxillary canine teeth. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2007; 104:277-86.
43. Goel VK, Khera SC, Ralson JL, Chang KH. Stresses at the dentino-enamel junction of human teeth: A finite element investigation. *J Prosthet Dent* 1991; 66: 451-9.
44. Ichim IP, Schmidlin PR, Li Q, Kieser JA, Swain MV. Restoration of non-carious cervical lesions Part II. Restorative material selection to minimize fracture. *Dent Mater* 2007; 23:1562-9.
45. Ichim I, Schmidlin PR, Kieser JA, Swain MV. Mechanical evaluation of cervical glass-ionomer restorations: 3D finite element study. *J Dent* 2007; 35:28-35.
46. Ichim I, Li Q, Loughran J, Swain MV, Kieser J. Restoration of non-carious. *Dent Mater*. 2007 Dec; 23(12):1553-61. Epub 2007 Mar 27.
47. Rees JS. The role of cuspal flexure in the development of abfraction lesions: A finite element study. *Eur J Oral Sci* 1998; 106:1028-32.
48. Rees JS, Jacobsen PH. The effect of cuspal flexure on a buccal class-V restoration: A finite element study. *J Dent* 1998; 26:361-7.
49. Rees JS, Jacobsen PH. Cervical lesions Part I. Modeling of restorative fracture. *Dent Mater* 2007; 23:1553-61.
50. Bilan M, Wailld N, Finite elemt stress analysis of endodontically treated teeth restored by prefabricated post. In *J. Bagh College Dentistry*, Vol. 17 (3),2005.