



**ANÁLISIS DE ELEMENTOS FINITOS EN CORONAS Y PRÓTESIS PARCIALES
FIJAS ATORNILLADAS CON ANGULACIÓN EN SU CONDUCTO DE ACCESO.**

**PRESENTADO A:
DRA. DIANA PARRA
METODOLOGIA DE LA INVESTIGACION
DRA. ELIANA IBARRA
ASESORA CIENTÍFICA**

**PRESENTADO POR:
JOHANNA MAYORGA MOLINA
JAIME RODRIGUEZ CHARRY
CARLOS SIERRA GAVIRIA
PROSTODONCIA IV**

BOGOTA, JULIO DE 2016

TABLA DE CONTENIDO

1. Planteamiento del Problema	4
2. Pregunta de Investigación	4
3. Justificación	5
4. Propósito	5
5. Objetivo General	5
5.1. Objetivos Específicos	5
6. Aspectos Teóricos Científicos	
6.1. Complicaciones Biomecánicas	7
6.2. Clasificación Ósea	10
6.3. Estudios de elementos finitos	10
6.3.1. Historia de los elementos finitos	11
6.3.2. Procedimiento	13
6.3.2.1. Pre-procesamiento	13
6.3.2.1.1. Obtención de la geometría	13
6.3.2.1.2. Propiedades del material	13
6.3.2.1.3. Generación del enmallado	13
6.3.2.1.4. Condiciones de contorno	14
6.3.2.2. Procesamiento	15
6.3.2.2.1. Análisis de coherencia	15
6.3.2.3. Post-procesamiento	15
6.3.2.3.1. Validación los resultados	15
7. Aspectos Metodológicos	15
7.1. Tipo de Estudio	15
7.2. Variables Independientes	15
7.3. Variables Dependientes	15
7.4. Unidades de Medida	16
7.5. Tamaño de la Muestra .	16
7.6. Operacionalización de variables	
7.7. Hipótesis	16
8. Propuesta Metodológica	17
9. Estadística	18

10. Resultados	19
11. Discusión	26
12. Conclusiones	28
13. Recomendaciones	28
14. Bibliografía	29

ANÁLISIS DE ELEMENTOS FINITOS EN CORONAS Y PRÓTESIS PARCIAL FIJA ATORNILLADAS CON ANGULACIÓN EN SU CONDUCTO DE ACCESO.

1. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

En la odontología contemporánea ha surgido la necesidad de buscar nuevas opciones terapéuticas que ofrezcan a los pacientes función y estética, por lo cual se ha introducido la terapia de implantes dentales, encontrando altas tasas de supervivencia y predictibilidad en coronas individuales y prótesis fija¹⁻⁴.

Las prótesis atornilladas se han convertido en una opción terapéutica cuando las condiciones anatómicas y restaurativas son óptimas, sin embargo, las prótesis atornilladas presentan fallas biomecánicas como el aflojamiento y fractura del tornillo de fijación, desalajo o fractura de la restauración protésica, movilidad o fractura del implante, debido a la aplicación de fuerzas oclusales máximas cuya intensidad dependerá de la posición del implante en el hueso, hábitos funcionales y para funcionales de cada individuo y naturaleza de la dentición opuesta⁵.

La inclinación inadecuada de los implantes, dificulta la realización de prótesis atornilladas. Se ha evidenciado que el comportamiento biomecánico y estructural de la restauración protésica depende de factores como la angulación del implante; ésta situación está dada a su vez por la calidad y cantidad ósea que determinará la probable localización del implante y su posterior rehabilitación, esto dará como resultado distintos niveles de estrés en los elementos protésicos.

En aquellas situaciones clínicas en donde el conducto de acceso coincide con la cara vestibular por la posición del implante se requiere de la angulación de éste para lograr el objetivo de una restauración protésica estética y funcional, por ello, es necesario la confección de nuevos sistemas que garanticen dicho resultado y una restauración longeva.

2. PREGUNTA DE INVESTIGACION

¿Dónde se producen los mayores niveles de concentración de esfuerzos y deformación en coronas individuales y prótesis parcial fija atornilladas en el sector antero superior con una angulación de 15 grados en el conducto de acceso?

3. JUSTIFICACION

El principio que propuso Branemark⁶ desde el nacimiento de la implantología es insertar y retirar las estructuras protésicas sobre los implantes puestos en los maxilares gracias al ajuste del tornillo de fijación. En la planificación de la rehabilitación fija con implantes osteointegrados hay que considerar diversos factores tales como el diseño protésico, el tipo de retención protésica, entre otros, para obtener buenos resultados en el tratamiento⁶.

A pesar del éxito reconocido, existen fallas mecánicas asociadas a los elementos protésicos en restauraciones de un solo implante que representan un desafío para los odontólogos, siendo la falla más frecuente reportada en la literatura el aflojamiento del tornillo⁷. Además existen casos clínicos en los que la colocación axial del implante no es posible y es necesario colocarlo de forma angulada⁸, para corregir esta situación se utilizan pilares que dependiendo de la casa comercial se elaboran en diferentes angulaciones, siendo las más aceptadas las de 15 a 20 grados⁹⁻¹⁰. Sus principales ventajas radican en que permite corregir inclinaciones y aunque con éstas se aumente el estrés de dichos componentes éste factor se puede manejar utilizando esquemas oclusales adecuados para disminuir las tensiones sobre estos.

4. PROPÓSITO

Se pretende conocer el comportamiento biomecánico y estructural de las coronas individuales y prótesis parcial fija atornilladas metal-cerámicas que presenten angulación del conducto de acceso de 15 grados para corregir los defectos estéticos de un implante angulado y así poder identificar las posibles fallas que puedan presentarse para que éstas sirvan como base para realizar las respectivas modificaciones en el diseño protésico y mitigar dichos efectos que comprometan la viabilidad de la restauración.

5. OBJETIVO GENERAL

Evaluar la concentración de esfuerzos y deformaciones en los elementos protésicos de coronas individuales y prótesis parcial fija atornillada de cuatro unidades en el sector antero superior con angulación del conducto de acceso a 0° y 15°, ante cargas axiales, mediante un análisis de elementos finitos.

5.1. OBJETIVOS ESPECIFICOS

- Determinar la concentración de esfuerzos y deformación generado por la angulación de 0° del conducto de acceso en la estructura de cobalto cromo, cerámica de recubrimiento feldespática y el tornillo de fijación de una corona atornillada antero superior, con puntos de carga incisal, medio y cervical.

- Determinar la concentración de esfuerzos y deformación generado por la angulación de 15° del conducto de acceso en la estructura de cobalto cromo, cerámica de recubrimiento feldespática y el tornillo de fijación de una corona atornillada antero superior, con puntos de carga incisal, medio y cervical.
- Determinar la concentración de esfuerzos y deformación generado por la angulación de 0° del conducto de acceso en la estructura de cobalto cromo, cerámica de recubrimiento feldespática y los tornillos de fijación de una prótesis parcial fija atornillada de 4 unidades en el sector antero superior con puntos de carga incisal, medio y cervical.
- Determinar la concentración de esfuerzos y deformación generado por la angulación de 15° del conducto de acceso en la estructura de cobalto cromo, cerámica de recubrimiento feldespática y los tornillos de fijación de una prótesis parcial fija atornillada de 4 unidades en el sector antero superior con puntos de carga incisal, medio, cervical.
- Comparar la concentración de esfuerzos y deformación generado por la angulación de 0° vs 15° del conducto de acceso en la estructura de cobalto-cromo, cerámica de recubrimiento feldespática y los tornillos de fijación en la corona individual atornillada antero-superior, con puntos de carga incisal, medio y cervical.
- Comparar la concentración de esfuerzos y deformación generado por la angulación de 0° vs 15° del conducto de acceso en la estructura de cobalto-cromo, cerámica de recubrimiento feldespática y los tornillos de fijación de titanio en prótesis parcial fija de 4 unidades atornilladas antero-superior, con puntos de carga incisal, medio y cervical.

6. ASPECTOS TEÓRICO CIENTÍFICOS

Se ha comprobado una relación específica de la ausencia de dientes con el incremento de la edad y la existencia de dientes que se retienen más tiempo que otros¹¹. Se ha sugerido que la pérdida de dientes varía según la arcada, y que se pierden antes los dientes maxilares que los mandibulares. También se ha reportado que dentro de la misma arcada se pierden los dientes posteriores más rápidamente que los anteriores. Con bastante frecuencia los últimos dientes que permanecen en la boca son los mandibulares anteriores especialmente los caninos y es frecuente encontrarse con un maxilar edéntulo opuesto a una arcada mandibular con dientes anteriores¹²⁻¹³.

Al perder un diente la cresta residual ya no se beneficia del estímulo funcional y en consecuencia se produce una pérdida del volumen de la cresta tanto en altura como en ancho. Este hallazgo no es predecible en todos los individuos con

ausencia de dientes, porque los cambios anatómicos son muy variables dentro de los diversos grupos de pacientes¹⁴⁻¹⁷.

El impacto estético que ocasiona la pérdida de dientes puede alcanzar un gran significado, en ocasiones más lesivo psicológicamente para el paciente que para la propia pérdida de función. La sociedad actual generalmente percibe la ausencia de dientes visibles, especialmente los anteriores como un estigma social. Con la pérdida de los dientes y la disminución del reborde residual pueden aparecer cambios secundarios en las características faciales, como alteraciones del soporte labial y reducción de la altura facial como resultado de la disminución de la dimensión vertical. Restaurar la estética facial manteniendo un aspecto apropiado puede resultar conflictivo, si bien es un factor importantísimo a tener en cuenta en la restauración y la toma de decisiones protésicas^{18, 19}.

En las dos últimas décadas los implantes dentales han tenido éxito en el tratamiento para pacientes parcialmente edéntulos. Estos constituyen un tratamiento de gran aceptación por parte de los pacientes afectados por ausencia de los dientes. Sin embargo, las posibilidades de colocación de estos implantes en ocasiones se ve afectada por diversos factores como: La ubicación del piso de las fosas nasales, agujero naso palatino, las reabsorciones óseas y la fenestración de las tablas óseas vestibulares que se presentan debido a fracturas durante las exodoncias. La colocación del implante con cierto grado de angulación constituye una solución del cirujano para evitar estas estructuras y buscar mejor disponibilidad ósea. Sin embargo, esto afecta la colocación adecuada de la restauración protésica ya que no existiría el paralelismo de los dientes adyacentes afectando el factor estético. La utilización de los pilares angulados es una alternativa de gran validez en casos de difícil pronóstico estético y funcional, rectificando el disparelismo de los implantes y facilitando una adecuada rehabilitación protésica²⁰.

En un estudio realizado por Nancy Clelland et al (1993)²⁰, compararon el estrés y la tensión en pilares con diferentes angulaciones, reportando un aumento significativo de tensión en los pilares con angulación de 20° comparados con los de 0°, lo q probablemente conllevaría a una falla biomecánica en la restauración protésica²¹.

6.1. COMPLICACIONES BIOMECANICAS

Las restauraciones atornilladas presentan ventajas y desventajas, que se deben conocer muy bien para determinar con mayor exactitud la elección según sea el caso. Entre éstas se encuentran²²⁻³²:

VENTAJAS	DESVENTAJAS
<ul style="list-style-type: none"> • Posibilidad de retiro y mantenimiento. • Útiles en espacios inter-oclusales reducidos. • Posibilidad de apretamiento en caso de aflojamiento, particularmente en restauraciones únicas. • No hay remoción de cemento • Corrección de color y forma de la porcelana. • Menor discrepancia marginal. 	<ul style="list-style-type: none"> • Comprometen la estética oclusal. • El agujero del tornillo corresponde entre el 30% y 40% de la tabla oclusal.

“Es por esto que los riesgos biomecánicos son más fáciles de detectar y de manejar en prótesis atornilladas que en las cementadas”

Las complicaciones biomecánicas de los diferentes sistemas de implantes y los estudios de seguimiento a largo plazo han reportado fallas tales como: Aflojamiento del tornillo de fijación, fractura del tornillo de fijación, fractura del pilar, entre otras³³.

Aunque las prótesis sobre implantes han mostrado tasas de éxito a largo plazo, siguen siendo frecuentes las complicaciones, éstas pueden ser biológicas o mecánicas y el aflojamiento del tornillo de fijación es el suceso notificado con mayor frecuencia en la literatura respecto a las prótesis implanto-soportadas³³.

La pérdida o disminución de la retención de una prótesis atornillada, con el consiguiente aflojamiento de los tornillos, puede ser causada por diferentes factores como, la baja precarga inicial del tornillo, fallas en el apretamiento inicial y final generándose pérdida de torque, además de dificultades con el diseño geométrico, tipo de aleación, y la superficie del tornillo³³.

En el momento de escoger si una restauración sobre implante va a realizarse de manera atornillada o cementada, un punto de gran relevancia a tener en cuenta es el espacio interoclusal existente entre la superficie del implante y el plano oclusal, ya que este va a determinar la retención en términos de altura del abutment, por consiguiente cuando se tiene una altura de este menor a 5 mm se recomienda la confección de una corona atornillada³⁴.

El componente rotacional o anti-rotacional de las restauraciones juega también un papel importante en la distribución de esfuerzos y la supervivencia a largo plazo. Las prótesis realizadas con un sistema anti-rotacional restringe los movimientos que puede ser causados por las cargas masticatorias lo cual significa que la distribución de las fuerzas será uniforme a lo largo de los componentes protésicos. Por otro lado el sistema rotacional al tener libertad de movimiento del pilar genera mayor stress en la restauración protésica mostrando mayores tasas de pérdida del tornillo de fijación^{35,36}.

La estabilidad mecánica de las restauraciones implanto-soportadas puede mejorar a largo plazo y reducir al mínimo las complicaciones. La estabilidad de la conexión entre las diferentes partes del implante es importante para el éxito de la restauración, especialmente para las de dientes únicos. El aflojamiento del tornillo del pilar, ha sido un problema técnico que se produce durante los primeros 2 años de uso de la restauración, la estabilidad de la conexión entre el implante y el pilar ha sido mejorada mediante aleaciones del tornillo que por sus propiedades físicas permitan mitigar la pérdida de torque inicial (Nejer et al 2104)³⁷.

Los estudios que compararon las complicaciones del tornillo de fijación puso de manifiesto que la falla más frecuente estaba relacionada con el aflojamiento del mismo (8.7%)³⁸.

Junqueira et al (2013), reportaron una incidencia de aflojamiento del tornillo de fijación de 4,3% para los estudios a corto plazo y 10% para estudios a largo plazo³⁹.

Muchos estudios han planteado la influencia de la sobrecarga oclusal en este tipo de complicaciones y las precauciones que el profesional debe tener para evitar dicha situación³⁹. Una carga de 150 N en sentido vertical y en sentido tangencial a 45° es considerado como cercano al promedio de fuerzas oclusales fisiológicas (scoot 2007)⁴⁰.

La masticación induce principalmente, fuerzas verticales en la dentición y por ende sobre los implantes. Sin embargo, también ocurren fuerzas transversales por los movimientos excursivos del maxilar inferior y la inclinación cuspídea. Éstas fuerzas se transfieren a través de las prótesis al implante y de éste al tejido óseo, de tal modo que las cargas oclusales crean diferentes patrones de estrés que dependen de la configuración geométrica de la restauración⁴¹. Por ende, toda planeación implantológica debe partir de un diseño protésico.

En las restauraciones del sector anterior los materiales con los que están diseñados los elementos protésicos juegan un papel importante e influyen en el comportamiento biomecánico de la supra estructura⁴¹.

La disponibilidad ósea nos ayuda en la toma de decisiones en el momento de la planificación, contribuyendo a la posible localización de los implantes según sea conveniente para la rehabilitación. Las deficiencias en el soporte óseo en el sector anterior del maxilar conllevan a la ubicación de implantes con angulaciones que pueden darse en rangos de 20° hasta 50° grados con respecto al plano vertical, esto dará variaciones en los elementos protésicos que ayudarán a corregir dicha angulación y llevar a cabo una buena restauración. La literatura reporta buena aceptación biológica obteniendo valores promedios de pérdida ósea marginal de 0.4 mm a 0.92 mm de los implantes angulados versus una pérdida ósea marginal de 0.35 mm a 1.21 mm en implantes axiales⁴².

Las tasas de supervivencia encontradas en la literatura están del 92.1 % al 100% en un periodo de tiempo corto. Las complicaciones quirúrgicas no fueron relevantes por su poca incidencia pero hay factores extras como el tipo de oclusión, el tipo de carga, la calidad ósea y la para-función que influenciarán los resultados del tratamiento⁴².

6.2. CLASIFICACION OSEA (Leckolm y Zarb 1985)

Tipo I: Hueso compacto homogéneo. Región posterior de la mandíbula.

Tipo II: Amplia capa de hueso compacto rodea un núcleo de hueso trabecular denso. Región anterior de la mandíbula.

Tipo III: Fina capa de hueso cortical rodea un núcleo de hueso trabecular denso. Región anterior del maxilar superior.

Tipo IV: Fina capa de hueso cortical rodea un núcleo de hueso trabecular de baja densidad. Región posterior superior del maxilar superior.

6.3. ESTUDIOS SOBRE ELEMENTOS FINITOS

El análisis de elementos finitos (FEA) es un análisis computacional que simula la distribución de concentración de esfuerzos y tensión en los sitios de mayor estrés, que son los puntos más probables de inicio del fallo dentro de una estructura o material⁴³. Éste ha sido aplicado con éxito en muchas áreas de la ingeniería y Bioingeniería desde la década de 1950. Este análisis numérico computacional puede ser considerado el método más completo disponible actualmente para

calcular las complejas condiciones de distribución de estrés como por ejemplo el del sistema masticatorio⁴⁴.

El F.E.A consiste en la discretización de geometrías complejas en porciones más pequeñas (elementos finitos), se establecen relaciones matemáticas de equilibrio entre dichos elementos, a partir de las cuales se obtiene un resultado general del estado de tensiones y deformaciones para la estructura estudiada⁴⁴.

A partir de las simulaciones realizadas por ordenador, las conclusiones obtenidas son:

Mecánicas: El diseño geométrico y espacial tridimensional equilibrado de sus cuatro conexiones permite que el flujo de tensiones generadas se distribuya en la mayor cantidad de superficie disminuyendo los picos de tensión mecánica localizados. De este modo, se incrementa el tiempo de vida a la fatiga del material, acercándose a los requisitos, objetivo y función de un implante dental ideal en la fijación y soporte de piezas dentales⁴⁴.

Biomecánicas: El diseño optimizado de las conexiones y su macro geometría cónica asegura una interacción armónica y coherente del implante con el medio biológico de soporte. Se evita acumulación localizada de tensiones generadas por las cargas y fuerzas masticatorias, lo que permite una liberación de energía y transmisión de tensiones de una manera gradual a la interface hueso-implante⁴⁴.

La cavidad oral es un sistema complejo donde intervienen procesos de masticación a través de una serie de movimientos y fuerzas que dan como resultado la transformación y procesamiento de los alimentos, por esto, la realización de estudios in vitro es obligatoria para observar la resistencia de los diferentes materiales utilizados en esta área de la salud, pero con una limitante y es que no se puede observar el comportamiento interno de las estructuras; aspectos que sí se pueden conocer mediante la utilización del análisis de elementos finitos, por lo cual la utilización de éstas dos técnicas (FEA y estudios IN VITRO) sería ideal para establecer un parámetro más cercano a la realidad del comportamiento de los materiales dentales⁴⁴.

6.3.1. HISTORIA DE LOS ELEMENTOS FINITOS EN ODONTOLOGIA

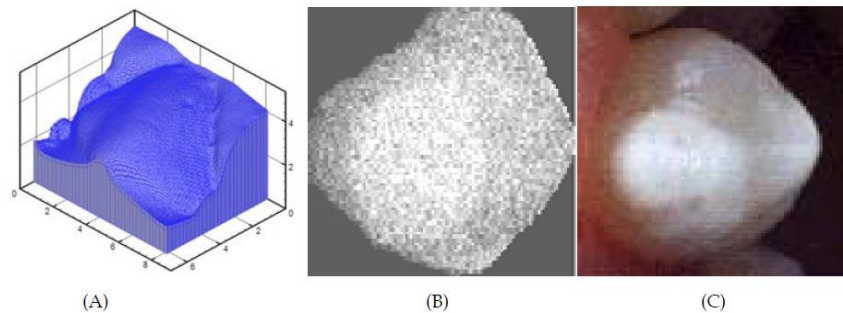
1970-1990: MODELADO EN 2D, ETAPA DE LA ILUSTRACION

Inicialmente los modelos creados en los elementos finitos eran en 2D lo cual a menudo presentaba limitaciones debido a la cantidad de cálculos que se necesitaban para obtener un resultado útil^{45,46}. En esta época se trabajaba simulando estructuras dentales en sí y diferentes sistemas de implantes con varios

diseños de roscas que a pesar de los pocos resultados que podían obtener, sirvieron como punto de partida para la mejora de esta técnica.

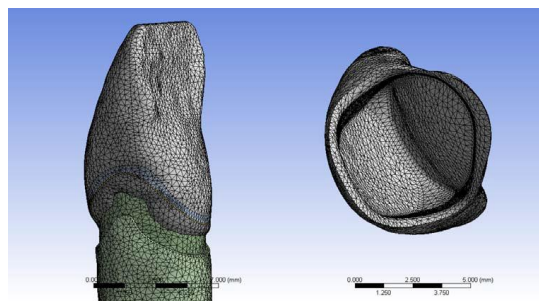
1970-1990: COMIENZO DE LA ETAPA DEL MODELADO EN 3D

Con los avances tecnológicos en la toma de imágenes diagnósticas a pacientes, el software de los elementos finitos podía recrear los modelos a partir de estas imágenes en 3D tomando registros multi-seccionales de mandíbulas humanas a la cual se le realizaba un enmallado manual o semiautomático para caracterizar los materiales a investigar⁴⁷⁻⁴⁹. Se empezaron a realizar estudios más complejos sobre implantes y restauraciones y lesiones cariosas por medio de fotografías con las cuales modelaban el objeto con mayor precisión y con una cantidad de cálculos que proveían mayor exactitud en lo resultados.



2000-2010: ERA DE LA PROLIFERACION, 3D CON CAD

La utilización de los diseños asistido por computador(CAD) ha permitido a los elementos finitos recrear estructuras anatómicamente más precisas, las cuales son obtenidas a través de imágenes de tomografías computarizadas, así mismo tienen en cuenta la configuración microscópica de las estructuras que son relevantes en el momento de realizar el enmallado lo cual permitirá resultados con gran exactitud. En el área de la odontología se utiliza para la reconstrucción de arcadas completas, implantología y para el área de restauración⁵⁰.



6.3.2. PROCEDIMIENTO

El procedimiento F.E.A consta de tres etapas: pre-procesamiento, procesamiento y post-procesamiento.

6.3.2.1. PRE-PROCESAMIENTO:

La construcción de un modelo Pre-tratamiento incluye la construcción de un modelo que consiste en:

1. La representación geométrica
2. La definición de las propiedades del material
3. La determinación de las cargas y restricciones

La construcción del modelo es a menudo difícil, porque las estructuras biológicas tienen formas irregulares, compuestas de diferentes materiales y las condiciones de carga exactas pueden tener un gran efecto en el resultado. Por lo tanto, la correcta construcción de un modelo para obtener resultados precisos de un F.E.A es muy importante. El desarrollo de modelos de elementos finitos puede seguir diferentes protocolos y la reconstrucción de los modelos puede realizarse según la complejidad del mismo, puede realizarse directamente en el software o puede realizarse un modelado de 2D y 3D de estructuras biológicas que son a menudo más complejos, y pueden ser realizadas con diseños CAD⁵⁰.

6.3.2.1.1. OBTENCIÓN DE LA GEOMETRIA

El modelado se realiza a través de imágenes de referencia del objeto que se va a modelar, ya sea en 2D o 3D. En el caso de estructuras biológicas se utiliza más las imágenes en 3D debido a la complejidad de la forma. Las imágenes en 2D pueden ser obtenidas de los cortes transversales para su configuración. (FOTOGRAFIA, RADIOGRAFIA, TOMOGRAFIA)⁵⁰.

6.3.2.1.2. PROPIEDADES DEL MATERIAL

Las propiedades de los materiales se pueden determinar por medio de ensayos mecánicos y se aplican para cualquier material con las mismas características siguiendo normas de ensayo acordadas por ASTM (Sociedad Americana para Pruebas y Materiales). Las propiedades mínimas requeridas para la mayoría de los análisis de elementos finitos lineales elásticos isotrópicos son el módulo elástico (Young) y el coeficiente de Poisson⁵⁰.

6.3.2.1.3. GENERACIÓN DEL ENMALLADO

En F.E.A todo el dominio está dividido en elementos más pequeños. La recaudación y distribución de estos elementos se denomina una malla. Los

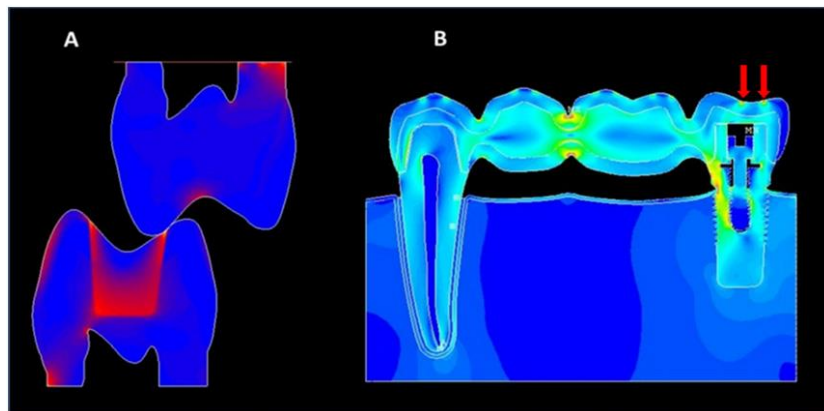
elementos están interconectados por los nodos, que son así los únicos puntos a través del cual los elementos interactúan unos con otros. El proceso de crear una malla de elementos se conoce como " desratización " del dominio del problema⁵¹. Hay muchos tipos diferentes de elementos. Una de las diferencias puede ser su forma básica, tales como triangular, tetraédrica, hexaedros, etc. Los elementos triangulares o elementos tetraédricos son los más utilizados mediante el enmallado automático ya que son más fáciles de desarrollar⁵¹.

6.3.2.1.4. CONDICIONES DE CONTORNO

Las condiciones de contorno definen las influencias externas sobre una estructura modelada, por lo general carga y limitaciones se asocian con seis grados de libertad. La combinación de todas las condiciones de contorno de un modelo F.E.A debe representar las condiciones de procedimiento en que la estructura real que se simuló está sometida. La elección y la aplicación de las condiciones de frontera son extremadamente importantes, ya que determinan el resultado de los análisis de elemento finitos⁵¹.

Las restricciones pueden resumirse como la imposición de desplazamientos y rotaciones en un modelo de elementos finitos, que puede ser nulo o tener valores fijos. Estas restricciones se refieren a tres rotaciones (alrededor de ejes X, Y, Z) y tres traslaciones (en dirección X, Y, Z). El análisis estático requiere fijación suficiente de un modelo para permanecer en el lugar, una fijación insuficiente dará lugar a la inestabilidad y la imposibilidad de llegar a una solución numérica en el análisis⁵¹.

La aplicación de cargas en un modelo F.E.A también debe representar las situaciones de carga externas al que se somete la estructura modelada. Estas cargas pueden ser a la tracción, compresión, cizalladura, torque, etc⁵¹.



6.3.2.2. PROCESAMIENTO

6.3.2.2.1. ANÁLISIS DE LA COHERENCIA

Todos los análisis de elementos finitos primero deben comprobar la coherencia. El primer paso de un análisis de coherencia es visualizar los desplazamientos y deformaciones para verificar que el modelo simulado se mueve en la dirección esperada. El segundo paso de un análisis de coherencia es analizar si las tensiones de distribución es la esperada⁵¹.

6.3.2.3. POST-PROCESAMIENTO

6.3.2.3.1. VALIDACIÓN DE LOS RESULTADOS

Un análisis de elementos finitos es modelado basado en geometría, la propiedad y las condiciones de contorno, cada uno de los cuales puede haber requerido supuestos significativos o simplificaciones. El propósito de la validación es por lo tanto confirmar que la respuesta general del modelo sea aplicable a una realidad clínica⁵¹.

7. ASPECTOS METODOLÓGICOS

7.1. TIPO DE ESTUDIO:

Estudio experimental por simulación con elementos finitos.

7.2. VARIABLES INDEPENDIENTES

- Angulación del conducto de acceso de 0^a y 15°
- Carga (200N)

7.3. VARIABLES DEPENDIENTES

Niveles de concentración de esfuerzos y deformación en:

- Estructura de cobalto cromo, cerámica de recubrimiento feldespática y tronillo de fijación en titanio grado 5 de coronas individuales en el sector antero-superior.
- Estructura de cobalto cromo, cerámica de recubrimiento feldespática y tornillo de fijación en titanio grado 5 de prótesis parcial fija de 4 unidades en el sector antero-superior.

7.4. UNIDAD DE MEDIDA:

Según esfuerzos: Megapascales

Según Desplazamiento: Micras

Según Carga: Newtons

7.5. TAMAÑO DE LA MUESTRA

Cuatro modelos maxilares: dos modelos con coronas individuales con angulación del conducto de acceso a 0° y 15° y dos modelos con prótesis parciales fijas con angulación del conducto a 0° y 15°.

7.6. OPERACIONALIZACION DE VARIABLES

VARIABLE	TIPO	DEFINICION	NATURALEZA	NIVEL DE MEDICION	ESCALA O MEDIDA
Angulación del conducto de acceso	Independiente	Orificio de entrada protesica donde se atornilla la protesic a 30 Ncm localizado idealmente en la superficie palatina de la restauración	Cuantitativa	Discreta	0 ^o y 20 ^o
Carga	Independiente	Accion directa de una carga sobre la estructura protesica produciendo estados tensionales	Cuantitativa	Continua	Newtons
Esfuerzos	Dependiente	Es la resistencia que ofrece un área unitaria del material del que está hecho la estructura a una carga aplicada externa.	Cuantitativa	Continua	Megapascales
Deformacion	Dependiente	Es el cambio en el tamaño o forma de un cuerpo debido a esfuerzos internos producidos por una o más fuerzas aplicadas sobre el mismo	Cuantitativa	Continua	Micras

7.7. HIPÓTESIS

HIPÓTESIS NULA: Existe diferencia estadísticamente significativa en las concentraciones de esfuerzos y deformaciones de coronas y prótesis parciales fijas, cuando se compara la angulación del conducto de acceso de 0° y 15°.

HIPÓTESIS ALTERNA: No existe diferencia estadísticamente significativa en las concentraciones de esfuerzos y deformaciones de coronas y prótesis parciales fijas, cuando se compara la angulación del conducto de acceso de 0° y 15°.

8. PROPUESTA METODOLÓGICA:

El desarrollo del proyecto consta de tres fases: **Modelado matemático del tornillo de fijación, cromo cobalto, cerámica feldespática. Implementación computacional del modelo y aplicación de éstas tres estructuras.** Se desarrollará en Colombia en conjunto el ingeniero mecánico y la fase de **Modelado matemático del implante, corona individual, prótesis parcial fija y tornillo de fijación** cubre las siguientes actividades que se relacionan en el cronograma general del proyecto:

- 1.1. Descripción tensorial del implante, corona y tornillo de fijación
- 1.2. Planteamiento matemático las fuerzas que produce la masticación
- 1.3. Redacción del artículo de revisión donde se presenta el modelo matemático desarrollado

La **fase de implementación computacional del modelo**, desarrollando una rutina de usuario para software de elementos finitos en la que estén acopladas las ecuaciones producto de la fase anterior. Las actividades, relacionadas en el cronograma general del proyecto, son las siguientes:

- 2.1. Formulación por elementos finitos de las ecuaciones del modelo mecano-biológico
- 2.2. Programación de la formulación por elementos finitos a través de una rutina de usuario para software comercial de elementos finitos
- 2.3. Validación numérica de la implementación mediante modelos geométricos bidimensionales.
- 2.4. Preparación de registros de software

La última fase del proyecto, denominada **aplicación de modelo coronas individuales y prótesis parcial fija implanto-soportada**. En esta fase se realiza un acercamiento a los reportes científicos sobre las complicaciones biomecánicas que se pueden generar en las coronas y prótesis parcial fija atornilladas implanto-soportadas en el sector anterior con una angulación del conducto de acceso de 15°. Las actividades involucradas en esta fase, relacionadas en el cronograma general del proyecto, son las siguientes:

- 3.1. Reconstrucción digital tridimensional de implante, corona y tornillo de fijación
- 3.2. Predicción del tipo y grado esfuerzo.

3.3. Predicción de los posibles cambios degenerativos producto del estrés.

3.4. Redacción del artículo de investigación con los resultados finales

9. ESTADÍSTICA

Para la interpretación de los resultados obtenidos, se realizaron las siguientes pruebas estadísticas:

- Un análisis exploratorio de datos para describir la muestra.
- Se aplicó la prueba Shapiro Wilk para definir si los esfuerzos presentan una distribución normal.
- Una prueba F para determinar si los esfuerzos según el tipo de angulación de 0° y 15° presentan igualdad de varianza
- Prueba de Levene para determinar si los esfuerzos en los materiales de la supra-estructura, (cerámica de recubrimiento, cobalto-cromo y tornillo de fijación) presentan igualdad de varianza.
- Una prueba de supuestos de básicos para procesar la información de manera independiente tanto para los grupos de 0° y 15°, para los materiales de la supra-estructura de corona individual y prótesis parcial fija de 4 unidades
- Una prueba ANOVA para datos anidados de dos vías, una para la angulación del conducto de acceso (2 niveles: 0° y 15°) y otra para los materiales de la supra-estructura.
- Se utilizó un software libre R v3.2.5 de mayo de 2016 y Real Statistics V.4.8 junio de 2016. Las pruebas de significancia son realizadas al 5%.

10. RESULTADOS

CORONA INDIVIDUAL. PUNTO INCISAL

	0°	15°	Mean
CERÁMICA	688,54	778,02	733,28
CO-CR	210,68	489,04	349,86
TORNILLO	118,67	49,28	83,97
Mean	339,30	438,78	389,04

Tabla 2. Concentraciones de esfuerzos en coronas individuales, punto de carga incisal

Cuando se compararon las concentraciones de esfuerzos de los materiales entre sí se encontraron diferencias significativas ($p=0.03$) (fig. 1). Según la angulación no se encontraron diferencias estadísticamente significativas ($p=0.976$) (Fig. 2).

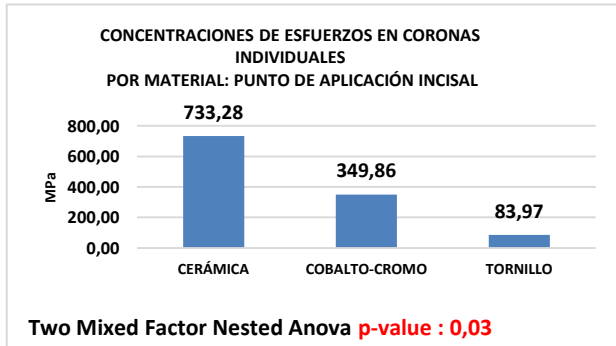


Figura 1.

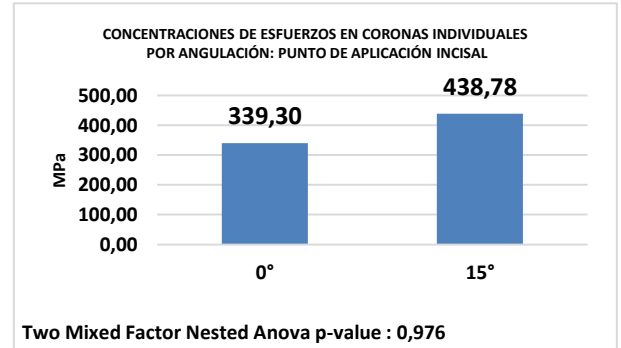


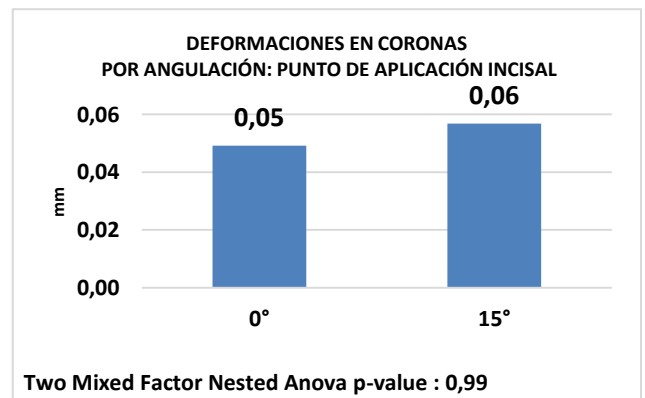
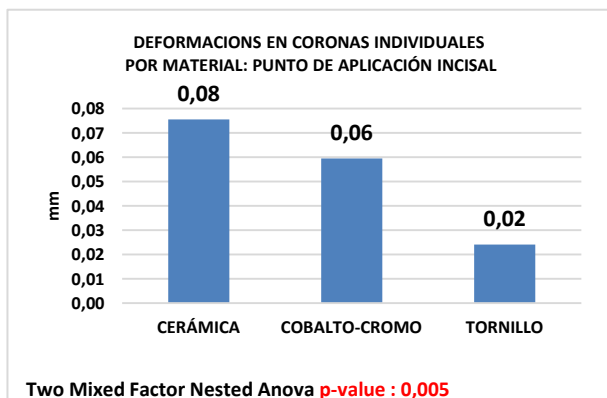
Figura 2

Tabla 3. Deformaciones en coronas individuales, punto de carga incisal

	0°	15°	Mean
CERÁMICA	0.07	0.08	0.08
CO-CR	0.06	0.06	0.06
TORNILLO	0.02	0.03	0.02
Mean	0.05	0.06	0.05

Cuando se compararon las deformaciones para los materiales entre sí se encontró diferencia significativa ($p=0.005$) (fig. 3); reportando mayor deformación a nivel de la cerámica de recubrimiento y menor en el tornillo de fijación.

Según la angulación del conducto de acceso no se encontró diferencia estadísticamente significativa ($p=0.99$) (fig. 4).



PUNTO MEDIO

	0°	15°	Mean
CERÁMICA	754,46	728,11	741,28
CO-CR	166,82	379,18	273,00
TORNILLO	97,10	38,75	67,92
Mean	339,46	382,01	360,74

Tabla 4. **Concentraciones de esfuerzos** en coronas individuales, punto de carga medio

Cuando se compararon las concentraciones de esfuerzos de los materiales entre sí se encontraron diferencias significativas ($p=0.01$) (fig. 5). Cuando se compararon los valores según la angulación no se encontró diferencia significativa. ($p=0.98$) (Fig. 6).

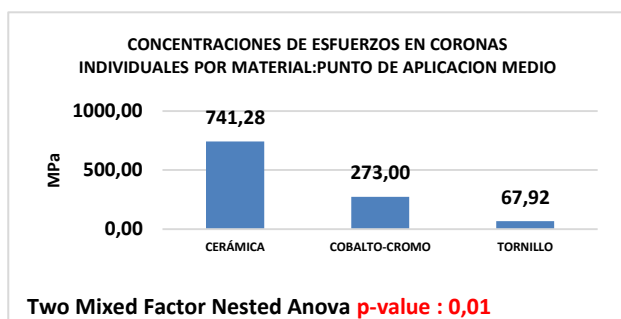


Fig. 5

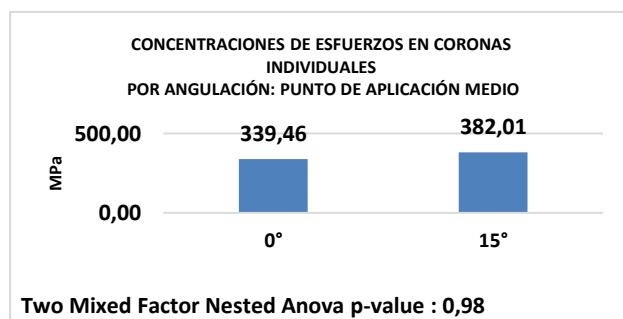


Fig. 6

	0°	15°	Mean
CERÁMICA	0,06	0,06	0,06
CO-CR	0,05	0,05	0,05
TORNILLO	0,02	0,03	0,02
Mean	0,04	0,05	0,04

Tabla 5. **Deformaciones** en coronas individuales, punto de carga medio

Cuando se compararon las deformaciones para los materiales entre sí, se encontró diferencia estadísticamente significativa ($p=0.002$) (fig. 7). Según la angulación del conducto de acceso no se encontró diferencia estadísticamente significativa ($p=0.99$) (fig. 8).

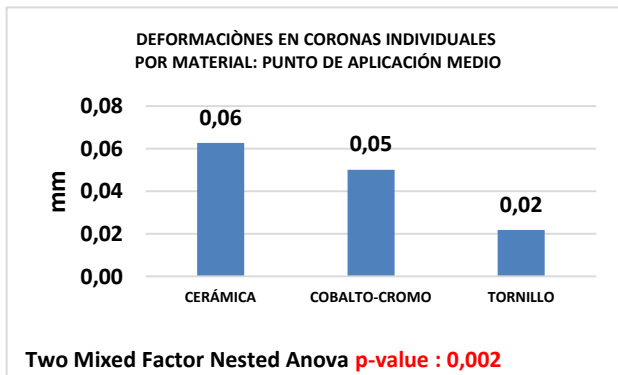


Figura 7

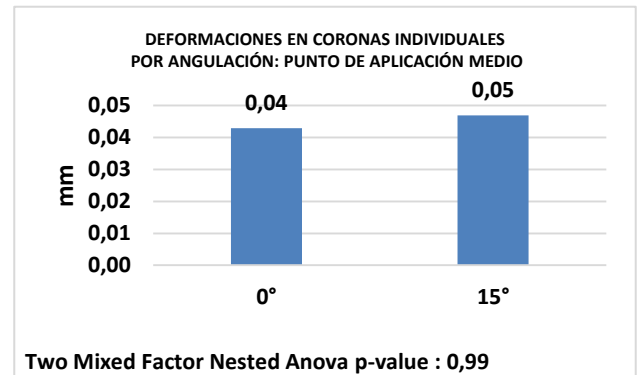


Figura 8

PUNTO CERVICAL

	0°	15°	Mean
CERÁMICA	713,00	768,60	740,80
CO-CR	107,08	283,91	195,50
TORNILLO	63,89	30,22	47,06
Mean	294,66	360,91	327,79

Tabla 6. **Concentraciones de esfuerzos** en coronas individuales, punto de carga cervical

Cuando se compararon las **concentraciones de esfuerzos** para los material entre sí en el punto cervical, se encontró diferencia significativa, ($p=0.006$) (fig. 9). Cuando se compararon los valores de esfuerzo de las coronas individuales según la angulación, no se encontró diferencia significativa. ($p=0.99$) (Fig. 10)

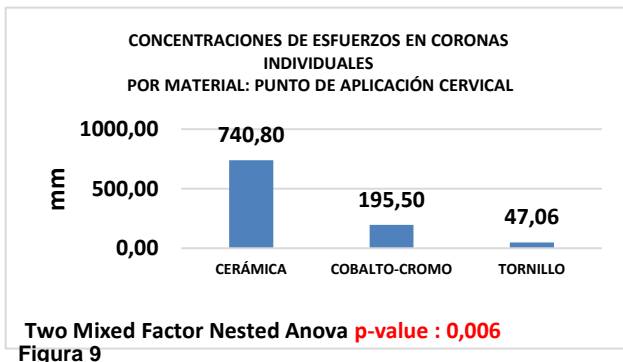


Figura 9

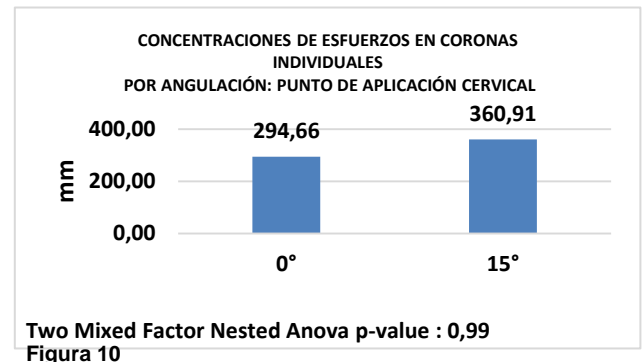


Figura 10

	0°	15°	Mean
CERÁMICA	0,047	0,052	0,049
COBALTO-CROMO	0,038	0,042	0,040
TORNILLO	0,017	0,023	0,020
Mean	0,034	0,039	0,036

Tabla 7. Deformaciones en coronas individuales, punto de carga cervical

Cuando se compararon las deformaciones de los materiales entre sí, se encontró diferencia significativa, ($p=0.008$) (fig. 11). Según la angulación del conducto de acceso no se encontró diferencia estadísticamente significativa ($p=0.99$) (fig. 12).

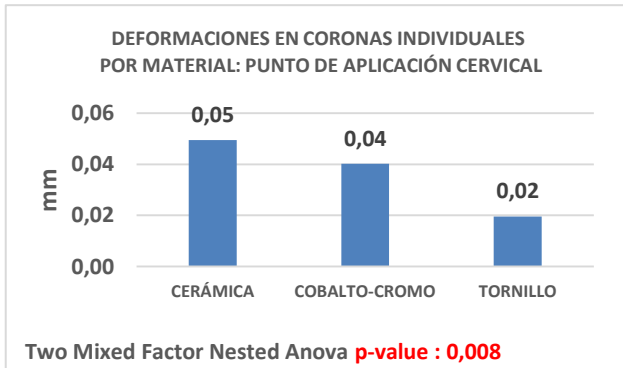


Figura 11

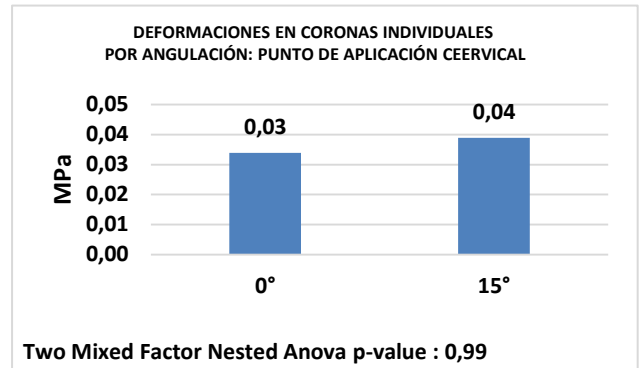


Figura 12

PRÓTESIS FIJA. PUNTO INCISAL

	0°	15°	Mean
CERÁMICA	453,27	397,49	425,38
CO-CR	248,21	147,62	197,91
TORNILLOS	25,45	178,44	101,94
Mean	242,31	241,18	241,75

Tabla 8. Concentraciones de esfuerzos en PPF, punto de carga incisal

Cuando se compararon las concentraciones de esfuerzos de los materiales entre sí, se encontró diferencia significativa $p=0.053$ (fig.13). Cuando se compararon las prótesis según la angulación no hubo diferencia estadísticamente significativa, ($p=0,970$) (fig. 14)

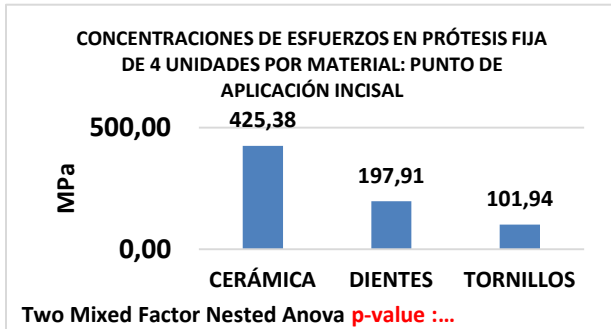


Figura 13

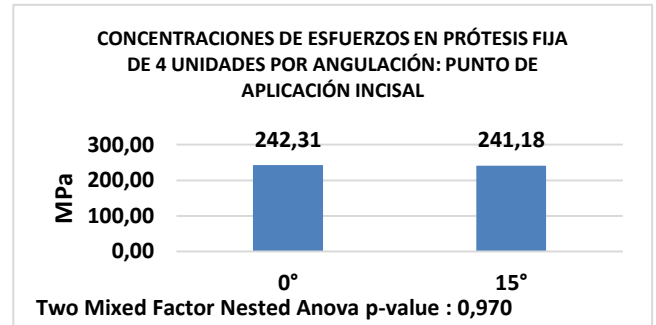


Figura 14

	0°	15°	Mean
CERÁMICA	0,030	0,046	0,038
CO-CR	0,027	0,043	0,035
TORNILLOS	0,011	0,018	0,015
Mean	0,02	0,04	0,03

Tabla 8. Deformaciones en PPF, punto de carga incisal

Cuando se compararon las **deformaciones** para los materiales entre sí y la angulación del conducto de acceso, no se encontró diferencia estadísticamente significativa, ($p=0.16$) (fig. 15) ($p=0.91$) (fig. 16).

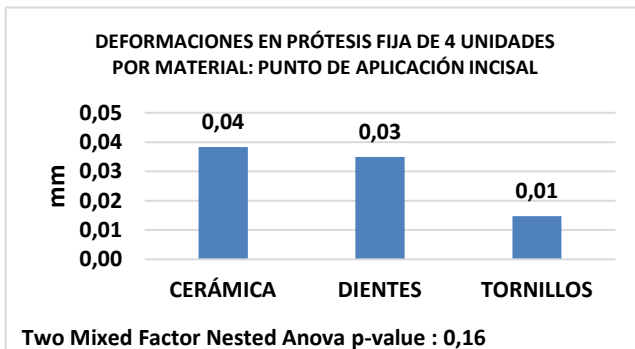


Figura 15

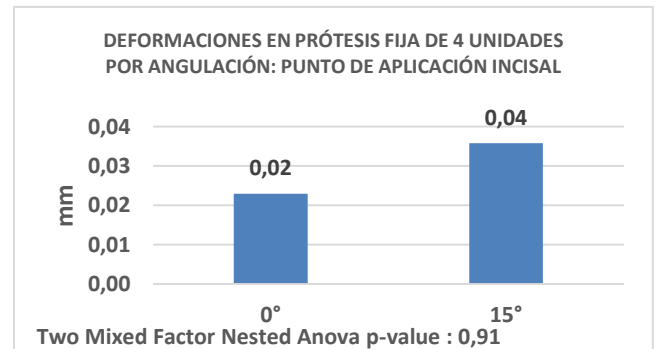


Figura 16

PUNTO MEDIO

	0°	15°	Mean
CERÁMICA	405,21	443,54	424,37
CO-CR	208,55	118,67	163,61
TORNILLOS	20,17	165,78	92,98
Mean	211,31	242,66	226,99

Tabla 10. Concentraciones de esfuerzos en PPF, punto de carga medio

Cuando se compararon las concentraciones de esfuerzos en los materiales se encontraron diferencias significativas ($p=0.037$) (fig. 17). Cuando se compararon las prótesis según la angulación no hubo diferencia estadísticamente significativa ($p=0,974$) (fig. 18)

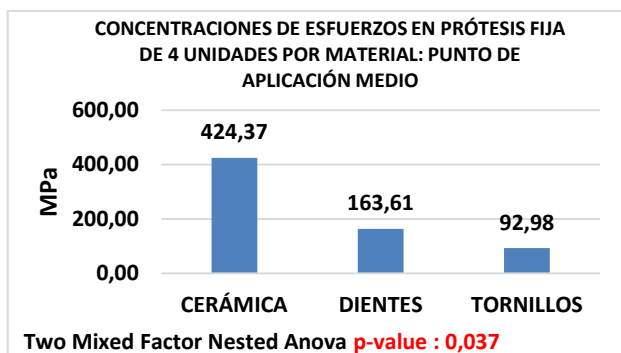


Figura 17

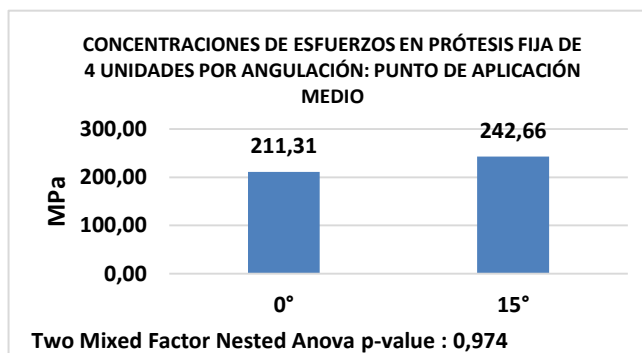
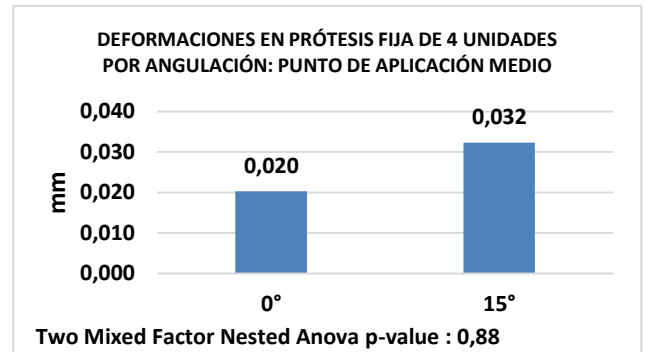
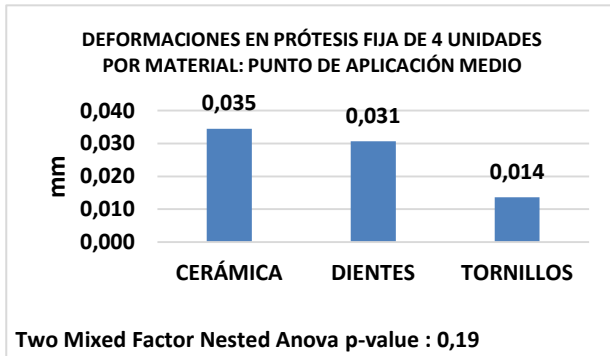


Figura 18

	0°	15°	Mean
CERÁMICA	0,027	0,042	0,035
CO-CR	0,024	0,038	0,031
TORNILLOS	0,011	0,017	0,014
Mean	0,020	0,032	0,026

Tabla 11. Deformaciones en PPF, punto de carga medio

Cuando se compararon las deformaciones para los materiales entre sí y la angulación del conducto de acceso, no se encontró diferencia estadísticamente significativa ($p=0.19$) (fig. 19) ($p=0.88$) (fig. 20).

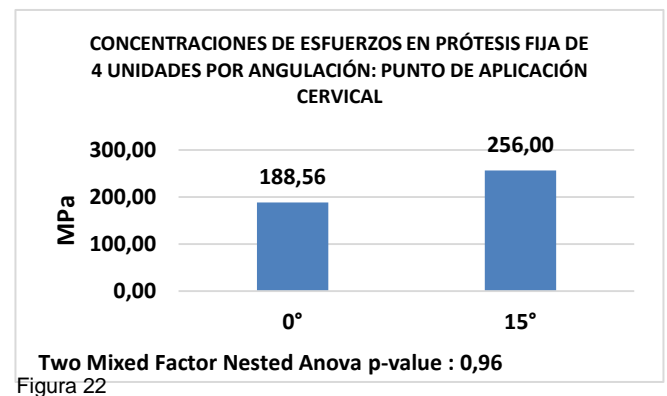
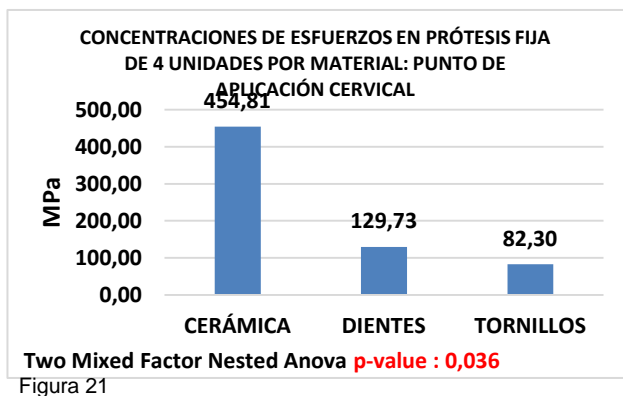


PUNTO CERVICAL

	0°	15°	Mean
CERÁMICA	387,16	522,45	454,81
CO-CR	162,69	96,77	129,73
TORNILLOS	15,84	148,77	82,30
Mean	188,56	256,00	222,28

Tabla 12 concentraciones de esfuerzos en PPF, punto de carga cervical.

Cuando se compararon las concentraciones de esfuerzos en los materiales entre sí hubo diferencias significativa ($p=0.036$) (fig. 21). Cuando se comparan las prótesis con respecto a la angulación de 0° y 15° , no hubo diferencias estadísticamente significativas ($p=0.974$) (fig. 22)



	0°	15°	Mean
CERÁMICA	0,02	0,04	0,03
CO-CR	0,02	0,03	0,03
TORNILLOS	0,01	0,02	0,01
Mean	0,02	0,03	0,02

Tabla 13. **Deformaciones** en PPF, punto de carga cervical

Cuando se compararon las deformaciones para los materiales entre si y la angulación del conducto de acceso, no se encontró diferencia estadísticamente significativa., (p=0.21) (fig. 23) (p=0.86) (fig24)

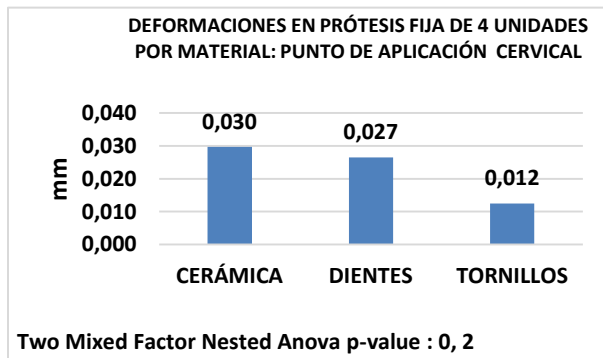


Figura 23

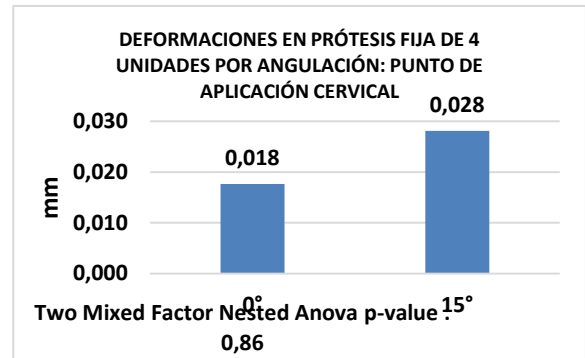


Figura 24

11. DISCUSIÓN

El método de elementos finitos ha sido ampliamente utilizado por los investigadores con el fin de predecir fenómenos biomecánicos clínicos en coronas individuales, prótesis parcial fija e implantes dentales, 7-8 consiguiendo con esto validar resultados con otros estudios de elementos finitos y/o in vitro.

La fuerza de mordida, el tipo de oclusión y el esquema oclusal son factores a tener en cuenta ya que dependiendo de éstas, la supra-estructura va a tener un comportamiento diferente.

Estudios previos donde se reportaron fuerzas de mordida en el sector anterior de 100 a 240 N se tomaron como base para establecer la carga a aplicar en el presente estudio que fue de 200 N aplicada en 3 sitios (incisal, medio y cervical), que corresponde a diferentes momentos durante el desplazamiento en la guía anterior.9(imagen 3a)

La restauración debe preservar la biología peri-implantar y la opción atornillada, además de facilitar su reemplazo en caso de alguna falla mecánica, no requiere de la utilización de cemento, tiene menos interfaces y da mejor comportamiento con el medio oral¹⁰.

En un estudio realizado por Clelland et al, compararon los esfuerzos en pilares con diferentes angulaciones, reportando un aumento significativo en los pilares angulados a 20° comparados con los de 0°, lo que conllevaría a una falla biomecánica en la restauración. ⁴

De acuerdo a los resultados obtenidos, no hay diferencias significativas en los valores de distribución de esfuerzos y deformaciones entre las angulaciones, pero sí se observó mayor concentración de esfuerzos en la cerámica de recubrimiento, por ser el primer contacto con la arcada antagonista y por un bajo módulo elástico, (63 Gpa) lo cual lo hace más frágil. Esto es coincidente con lo que reporta Wittneben et al en el 2013, donde la primera complicación técnica es la fractura y/o chipping de la cerámica en un 20.31% a 10.75 años. ¹¹ Otros estudios mostraron una tasa de fractura o chipping de la cerámica de 2.7%, 4% 13.5% en un seguimiento a 5 años respectivamente. ¹²⁻¹³⁻¹⁷

Por otro lado, Jung RE et al(2012), Sailer I et al (2009), Berglundh T et al (2002), reportaron que la complicación técnica más común es el aflojamiento del tornillo de fijación 4,6%¹²⁻¹³⁻¹⁴. En el presente estudio se estableció que la concentración de esfuerzos en el tornillo es menor en coronas individuales a 15° mientras que en las prótesis fijas se observó menor concentración de esfuerzos en el tornillo a 0° (fig. 13,17 y 21).

El componente rotacional o anti-rotacional de la restauración es importante en la distribución de estrés y la supervivencia a largo plazo. Las prótesis realizadas con un sistema anti rotacional restringen el micro-movimiento que puede ser causado por las cargas masticatorias, lo que significa que la distribución de las fuerzas será uniforme a lo largo de los componentes protésicos.

Por otro lado el sistema rotacional al tener libertad de movimiento del pilar genera mayor acumulación de esfuerzos en el tornillo de fijación como se observó en el presente estudio¹⁵.

Se reportan factores del aflojamiento y fractura del tornillo, como torque insuficiente, pérdida de la precarga, Gap vertical y horizontal, propiedades del material del tornillo y por último las fuerzas oclusales que generan fatiga durante la función, ¹⁶⁻¹⁷ afectando con mayor frecuencia la cabeza y cuello del tornillo¹⁹.

Se recomienda respetar los espesores mínimos de los materiales de la restauración en el diseño para asegurar una adecuada resistencia; aunque no existe un consenso protésico, este espesor depende del diente a reemplazar y del espacio inter-oclusal²⁰.

12. CONCLUSIONES

Comparada con los otros materiales, la cerámica de recubrimiento presentó la mayor concentración de esfuerzos y deformación en los tres puntos de aplicación de la carga en coronas individuales y PPF independiente de la angulación del conducto de acceso, lo que explica el concepto de delaminación y/o chipping que puede presentarse por su bajo módulo de elasticidad, factores oclusales y ausencia de soporte de la estructura.

La concentración de esfuerzos en la estructura de cobalto-cromo de la PPF a 15° en los tres puntos de carga es menor comparado con los otros materiales; por una mayor área de superficie que distribuye favorablemente las cargas

El componente rotacional de las PPF se asocia a la mayor concentración de esfuerzos y deformación en el tornillo de fijación

El módulo de elasticidad, tipo de oclusión, esquema oclusal y el diseño de la restauración protésica se encuentran directamente relacionada con el comportamiento biomecánico y la longevidad de la restauración final.

La angulación del conducto de acceso de las restauraciones atornilladas a 15° es una opción protésica viable para ser utilizada en los casos que se requiera, por ello, la opción ideal, será una prótesis atornillada que permita el mantenimiento y estabilidad del tejido peri implantar y favorezca el resultado estético por medio de la corrección de angulación del conducto de acceso de la cara vestibular a la palatina.

13. RECOMENDACIONES

Es necesario realizar investigaciones in vitro sobre restauraciones atornilladas con este tipo de angulaciones para comparar y verificar los resultados obtenidos en este estudio de elementos finitos.

Se sugiere realizar una investigación in vitro considerando las mismas variables del presente estudio bajo cargas estáticas y dinámicas.

14. BIBLIOGRAFIA

1. Pjetursson BE, Tan K, Lang NP, Brägger U, Egger M, Zwahlen M. A systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures (FDPs) after an observation period of at least 5 years. *Clin Oral Implants Res* 2004;15(6):625-642.
2. Kreissl ME, Gerds T, Muche R, Heydecke G, Strub JR. Technical complications of implant-supported fixed partial dentures in partially edentulous cases after an average observation period of 5 years. *Clin Oral Implants Res* 2007;18 (6):720-726.
3. Krennmair G, Seemann R, Weinländer M, Wegscheider W, Piehslinger E. Implant-prosthetic rehabilitation of anterior partial edentulism: a clinical review. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2011 Sep-Oct;26(5):1043-50.
4. García-Bellosta S, Bravo M, Subirá C, Echeverría JJ. Retrospective study of the long-term survival of 980 implants placed in a periodontal practice. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2010 May-Jun;25(3):613-9.
5. George Tawil, Nadim Aboujaoude, Roland Younan. Influence of prosthetic parameters on the survival and complications rates of short implants. *The international journal of oral and maxillofacial implants*, volume 21, number 2, 2006
6. Bränemark, Per Ingvar; Zarb, George, A; Albrektsson, Tomas. *Prótesis Tejido – Integradas. La oseointegración en la Odontología Clínica*. Berlin: Quintessence publishing Co; 1985. 11-76.
7. Buser D, Mericske-Stern R, Bernard JP, Behneke A, Behneke N, Hirt HP, Belser UC, Lang NP. Long-term evaluation of non-submerged ITI implants. Part 1: 8-year life table analysis of a prospective multi-center study with 2359 implants. *Clin Oral Implants Res* 1997 Jun;8 (3):161-72.
8. Nancy L. Clelland, Amos Gilat, Edwin A. McGlumphy et al, A Photoelastic and Strain Gauge Analysis of Angled Abutments for an Implant System, *international journal of maxillofacial implants*, (541-548) may 1993
9. Sutton DM, Lewis BRK, Patel M. changes in facial form relative of progressive atrophy of the edentulous jaw *International Oral Maxillofacial Surgery*. 2004; 33: 676-682
10. Nancy L. Clelland, Amos Gilat, Edwin A. McGlumphy et al, A Photoelastic and Strain Gauge Analysis of Angled Abutments for an Implant System, *international journal of maxillofacial implants*, (541-548) may 1993
11. Buser D, Mericske-Stern R, Bernard JP, Behneke A, Behneke N, Hirt HP, Belser UC, Lang NP. Long-term evaluation of non-submerged ITI implants. Part 1: 8-year life table analysis of a prospective multi-center study with 2359 implants. *Clin Oral Implants Res* 1997 Jun;8 (3):161-72.
12. Lekholm U, Gunne J, Henry P, Higuchi K, Linden U, Gergstrom, C, and van Steenberghe, K Survival of the Branemark implant in partially edentulous jaws: a

- 10 year prospective multicenter study. 1999. *International Journal of Oral And Maxillofacial Implants* 14; 639-645.
13. Naert I, Duyck J, Hosny M, Quirynen M, Jacobs R And Van Steenberghe D Biologic outcome of implant supported restorations in the treatment of partial edentulism. 2002. *Clinical Oral Implants Research* 13 381-389.
14. Hosny, M, Duyck, J, Van Steenberhe, D and Naert I within subject comparison between connected and no connected tooth to implant fixed prostheses up to 14 years follow up study. 2000 *International Journal of Prosthodontics* 13 340-346.
15. Naert I., Duyck J, Hosny M, Quirynen M and Van Steenberghe, freestanding and tooth-implant connected prostheses in the treatment of partially edentulous patients. Part II and up to 15 years radiographic evaluation. 2001 *Clinical Oral Implants Research* 12 245-251.
16. Sullivan, D. Prosthetic considerations for the utilization of osseointegrated fixtures in the partially edentulous arch . *International Journal Of Oral And Maxillofacial Implants*. 1986; 1:39-45.
17. Naert, I. E.:Naert I.E, van Steenberghe D, and Worthington, P, eds. Prosthetic aspects of implant supported prostheses osseointegration in Oral Rehabilitation, 1993; 23: 105-122.
18. Hirschfeld I, Wasserman B. A long term survey of tooth loss in 600m treated periodontal patients. *Journal Periodontology*. 1978; 49: 225-237.
19. Sutton DM, Lewis BRK, Patel M. changes in facial form relative of progressive atrophy of the edentulous jaw *International Oral Maxillofacial Surgery*. 2004; 33: 676-682
20. Nancy L. Clelland, Amos Gilat, Edwin A. McGlumphy et al, A Photoelastic and Strain Gauge Analysis of Angled Abutments for an Implant System, *international journal of maxillofacial implants*, (541-548) may 1993.
21. George Tawil, Nadim Aboujaoude, Roland Younan. Influence of prosthetic parameters on the survival and complications rates of short implants. *The international journal of oral and maxillofacial implants*, volume 21, number 2, 2006.
22. Misch CE. Principles of cement-fixed prosthodontics and implant dentistry 1993. 23:104-112.
23. Keith SE, Miller B H, Woody RD, Higginbottom FL. Marginal discrepancy of screw-retained and cemented metalceramic crowns on implant abutments. *Int J oral Maxillofac Implants*, 1999. 43:234-245.
24. Agar JR, Cameron SM, James C. Cement removal restorations luted to titanium abutments with simulated subgingival margins. *J Prosthet Dent*, 1997. 8:102-46.
25. De Boever AL, Keersmaekers K, Vanmaele G, Kerschbaum T, Theuniers G, De Boever JA. Prosthetic complications in fixed endosseous implant-borne reconstructions after an observations period of at least 40 months. *J Oral Rehabil*. 2006 Nov;33(11):833-9.

26. Duncan JP, Nazarova E, Vogiatzi T, Taylor TD. Prosthodontic complications in a prospective clinical trial of single-stage implants at 36 months. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2003;18:561-565.
27. Rola Shadid, A Comparison Between Screw- and Cement-Retained Implant Prostheses. A Literature Review, *Journal of Oral Implantology*, 298.307, Vol. XXXVIII/No. Three/2012
28. Irena Sailer, Cemented and screw-retained implant reconstructions: a systematic review of the survival and complication rates, *Clin. Oral Implants Res*. 23(Suppl. 6), 2012, 163–201
29. Julia-Gabriela Wittneben, Complication and Failure Rates with Implant-Supported Fixed Dental Prostheses and Single Crowns: A 10-Year Retrospective Study, *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, Volume *, Number *, 2013,pag (1-9).
30. Sami Sherif, A Systematic Review of Screw- versus Cement-Retained Implant-Supported Fixed Restorations, *Journal of Prosthodontics* 23 (2014) 1–9.
31. Bjarni E. Pjetursson, Improvements in Implant Dentistry over the Last Decade:Comparison of Survival and Complication Rates in Older and Newer Publications, *Int J Oral Maxillofac Implants* 2014;29(suppl):308–324
32. Anja Zembic, Systematic Review of the Survival Rate and Incidence of Biologic, Technical, and Esthetic Complications of Single Implant Abutments Supporting Fixed Prostheses, *int j oral maxillofac implants* 2014;29(suppl):99–116.
33. Juliana Ribeiro Pala Jorge, DDS, MSc, PhD1/Valentim Adelino Ricardo Barão; *Int J Oral Maxillofac Implants* 2013;28:415–422.
34. W. Chee and S. Jivraj; Screw versus cemented implant supported restorations; *british dental journal* 2006; volume 201 no. 8 oct 21
35. Paul Binon,the effect of implant/abutment hexagonal misfit on screw joint stability. *Int j prosthodont* 996;9:149-160
36. Marco Aurelio Carvalho, et al,effect of platform connection and abutment material on stress distributions in single anterior implant –supported restauration: A nonlinear 3 dimensional finite element analysis. (*J Prosthet Dent* 2014;112:1096-1102)
- 37.Nejer H, the effect of two torques values on the screw preload of implant-supported prostheses whit passive fit or misfit, *Int J Oral Maxillofac Implants* 2014;29:1058–1063
38. Bjarni E. Pjetursson, Improvements in Implant Dentistry over the Last Decade:Comparison of Survival and Complication Rates in Older and Newer Publications, *Int J Oral Maxillofac Implants* 2014;29(suppl):308–324
39. Marcela C. Junqueira, Abutment Rotational Freedom Evaluation of External Hexagon Single-Implant Restorations after Mechanical Cyclingcid_430 927..933, *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, Volume 15, Number 6, 2013

40. Petrie C, Williams j. Probabilistic analysis of peri-implant strain predictions as influenced by uncertainties in bone properties and occlusal forces. *Clinical Oral Implant Research* 2007; 18: 611-61.
41. Carvalho M, Sotto-Maior B, Del Bel Cury A, Pessanha Henriques G ,Effect of platform connection and abutment material on stress distribution in single anterior implant supported,restorations: A nonlinear 3-dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent* 2014;112:1096-1102
42. Peña.rrocha-Oltra D, Candel-Marti E,Ata-Ali J, Peñarrocha-Diago M,Rehabilitation of the Atrophie Maxilla With Tilted mplants: Review of the Literature. *Journal of oral implantology* Vol. XXXIX/No. Five/2011
43. Soares C, Versluis A, et al, Finite element analysis in dentistry-improving the quality of oral health care, Cap 2, finit elemet analysis-from biomedical aplications to industrial developments, march 2012.
44. Ching-Chang Ko, et al, Past, present and future on finite elements analysis in dentistry, Cap 1 finit elemet analysis-from biomedical aplications to industrial developments, march 2012.
45. Martínez-González JM, Cano J, Campo J, Martínez MJS, García-Sabán F. Diseño de los implantes dentales: Estado actual. *Av Periodon Implantol* 2002; 14: 129-36
46. Versluis A, Tantbirojn D. Filling cavities or restoring teeth? *J Tenn Dent Assoc.* 2011;91(2):36-42; quiz 42-3.
47. Soares CJ, Soares PV, Santos-Filho PC, Armstrong SR. Microtensile specimen attachmentand shape--finite element analysis. *J Dent Res.* 2008 Jan;87(1):89-93.
48. Farah JW and Craig RG. Distribution of stresses in porcelain-fused-to-metal and porcelainjacket crowns. *J Dent Res.* 1975; 54:225-261.
49. Peter MCRB, Poort HW, Farah JW, Craig RG. Stress analysis of tooth restored with a postand core. 1983; 62(6):760-763.
50. Reinhardt RA, Krejci RF, Pao YC, Stannarrd JG. Dentin stress in post-reconstructed teeth with diminished bone support. *J Dent Res.* 1983; 62(9):1002-1008.
51. Thresher RW and Saito GE. The stress analysis of human teeth. *J Biomech.* 1973; 6:443-449.