

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

Ibarra E\*, Parra D\*\*, Mayorga J\*\*\*, Rodríguez J\*\*\*, Sierra C\*\*\*

**Resumen:** La terapéutica implantológica utilizada para el reemplazo de estructuras dentales en el área de prostodoncia, debe considerar factores como una condición sistémica estable, equilibrio oclusal y la disponibilidad ósea, que por la anatomía del sector antero-superior, requiere de mayor planeación y detalle. La angulación del implante tendrá consecuencias biomecánicas y estéticas en la supra-estructura de la restauración final, especialmente en el tornillo de fijación y la cerámica de recubrimiento. **Objetivo:** Evaluar las concentraciones de esfuerzos y deformaciones en los elementos protésicos de coronas individuales y prótesis parciales fijas atornilladas en el sector antero superior con angulación del conducto de acceso a 15 grados a cargas axiales en puntos incisal, medio y cervical, mediante un análisis de elementos finitos. **Materiales y Métodos:** Estudio experimental por simulación de elementos finitos, cuya población de estudio fueron cuatro modelos maxilares: dos simulaban coronas individuales con conductos de acceso a 0° y 15°. Se diseñaron las coronas individuales y prótesis parciales fijas digitalmente para las respectivas y por medio del sistema Axis de Phibo se realizó la corrección de angulación de del conducto de acceso. Se evaluó la concentración de esfuerzos y deformaciones en las estructuras protésicas (tornillo de fijación, cobalto-cromo y cerámica de recubrimiento) con una carga axial de 200N en la cara palatina en los puntos cervical, medio e incisal. **Resultados:** La concentración de esfuerzos y deformaciones entre las angulaciones de 0° y 15° no tuvo diferencia significativa. Cuando se comparó la deformación para los materiales entre sí se encontró diferencia significativa. **Conclusiones:** La angulación del conducto de acceso de las restauraciones atornilladas a 15° es una opción protésica viable para utilizar en los casos que se requiera. **Palabras Clave:** Coronas y prótesis parciales fijas atornilladas, sistema axis, concentración de esfuerzos, deformaciones, sector anterosuperior.

**Abstract:** Therapeutic implant is used for replacement of dental structures in the area of prosthodontics, but certain factors must be considered as a stable systemic condition, occlusal equilibration and availability of bone, that the anatomy of the anterior superior sector requires more planning and detail. Improper positioning of the implant biomechanics and aesthetics will result in the final restoration promoting component failure of the supra structure especially in the screw and the ceramic coating. **Objective:** To assess the concentration of stress and strain in the prosthetic elements of individual crowns and fixed partial denture screwed into the upper anterior sector angulation through access to 15 degrees axial loads in incisal, middle and cervical points. **Materials and Methods:** Experimental study by finite element simulation, the study population was four maxillary models, two simulated individual crowns with access ducts at 0 ° and 15 °. individual crowns and fixed partial dentures for the respective digitally and through Axis system Phibo angulation correction duct access was designed. the concentration of stresses and strains in the prosthetic structures (screw, cobalt chrome and ceramic coating) with an axial load of 200N on the palatal face in the cervical, middle and incisal points assessed. . **Results:** The concentration of stresses and strains between the angles of 0 ° and 15 ° had no significant difference. **Conclusions:** The angulation duct access screw restoration at 15 ° seems to be a viable option to be used in cases requiring prosthetic option.

**Key Words:** Crowns and fixed partial dentures screwed, axis system, concentration of stress, strain, antero-superior sector.

\*Odontóloga. Especialista en Rehabilitación Oral - Docente clínico de la Institución Universitaria Colegios de Colombia, UNICOC. Asesor científico.

\*\* Odontóloga. Asesora Metodológica. Investigador Centro de Investigación Colegio Odontológico Bogotá UNICOC.

\*\*\*Odontólogos. Residentes del Programa de Especialización del Postgrado de Prostodoncia, Bogotá. Institución Universitaria Colegios de Colombia, UNICOC.

## INTRODUCCIÓN

En la práctica odontológica se presentan condiciones clínicas como ausencias dentales por caries, enfermedad periodontal, trauma, alteraciones en el desarrollo o dientes no restaurables desde el punto de vista protésico que requieren el uso de coronas y/o prótesis fija implanto-soportadas. Sin embargo, es necesaria una evaluación detallada de algunos factores como la disponibilidad ósea, condiciones sistémicas y factores socioeconómicos que limitan el tratamiento. Por medio de la terapia implantológica actual se busca garantizar a los pacientes función y estética, reportando tasas de éxito para este tipo de tratamiento mayores al 90%.<sup>1</sup>

La disponibilidad ósea deficiente (Seibert tipo II y/o III o clasificación de Ham Lay Wan H-M o L)<sup>2</sup> en pacientes parcialmente edéntulos impide que los implantes sean colocados en una posición ideal, generando un impacto estético negativo para la prótesis final<sup>3,4</sup>.

En el sector antero-superior, se plantea a este inconveniente la colocación del implante con cierto grado de angulación para conseguir la mayor disponibilidad ósea, obligando a la utilización de pilares angulados como solución protésica; no obstante, esta angulación actúa como un factor de riesgo de complicaciones y fallas biomecánicas como aflojamiento y fractura del tornillo de fijación, fractura del pilar, fractura de la cerámica y en el peor de los casos fractura y pérdida del implante<sup>5-6</sup>.

Una opción para corregir la angulación del pilar o de la estructura protésica es por medio del sistema CAD/CAM que permite una modificación del diseño del

conducto de acceso, en todas la direcciones; esta herramienta es útil en aquellos casos donde el conducto de acceso se sitúa en la cara vestibular con implicaciones estéticas.

En la biomecánica de la terapia implanto-soportada, la angulación de pilares o estructuras protésicas sobre los implantes fuera de su eje axial, genera fuerzas nocivas para el sistema protésico. El análisis numérico por elementos finitos es considerado el método más complejo disponible actualmente para calcular las condiciones de distribución de esfuerzos como por ejemplo el del sistema masticatorio.<sup>7-8</sup>

El análisis de elementos finitos, es un estudio computacional que simula la distribución de esfuerzos y tensiones en los sitios más probables del inicio de la falla dentro de una estructura o un material<sup>7-8</sup>. El proceso comienza dando lugar a las características propias de la estructura a diseñar (forma y propiedades del material que se va a simular).

Los resultados de esfuerzos son obtenidos mediante la escala de Von mises, los análisis de las tensiones son validados para confirmar que la respuesta general del modelo es realista.

Por lo tanto, la hipótesis nula es: "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°".

La hipótesis alterna es: "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°.

El objetivo de este artículo es evaluar las concentraciones de esfuerzos y deformaciones en los elementos protésicos de coronas individuales y prótesis parciales fijas atornilladas en el sector antero superior con angulación del conducto de acceso a 15 grados a cargas axiales en puntos incisal, medio y cervical, mediante un análisis de elementos finitos.

## MATERIALES Y MÉTODOS

Estudio experimental por simulación de elementos finitos, cuya población de estudio fueron 4 modelos maxilares. Se realizó un encerado diagnóstico de los dientes de la arcada superior con cera de la casa BEGO sobre un modelo desdentado, se tomaron impresiones con alginato (HYDROGUM 5 DE ZHERMACK), se realiza el vaciado y 4 duplicados en yeso tipo 3 (QUICKSTONE WHIPMIX) para confeccionar 4 guías quirúrgicas con placa de acetato 0.8. Previamente se retiran el diente 11 y los dientes 12-11-21-22.

Los implantes se colocaron sobre 4 modelos de simulación ósea tipo III

1-Implante (TSA PHIBO de 3.75 x 10 mm) para corona individual para conducto de acceso a 0°

2- Implante (TSA PHIBO de 3.75 x 10 mm) para corona individual para conducto de acceso a 15°

3-Implantes (TSA PHIBO de 3.75 x 10 mm) a nivel de 12 y 22 para prótesis parcial fija con conducto de acceso a 0°

4-Implantes (TSA PHIBO de 3.75 x 10 mm) a nivel de 12 y 22 para prótesis parcial fija con conducto de acceso a 15°.

Se realiza el escaneo (3SHAPE BY PHIBO) de los implantes, luego el diseño digital de las estructuras protésicas para la corona y prótesis parcial fija con sus respectivas angulaciones, aplicando el sistema AXIS de Phibo para los de 15°. (Imagen 1a-1b).

Dentro del proceso desarrollado para la realización de las simulaciones por elementos finitos, se adelantaron las siguientes etapas:

### 1. PRE-PROCESAMIENTO

**a.** Se prepararon las geometrías de los diferentes elementos que conforman los 4 modelos a simular:

En un programa CAD se reconstruyeron las geometrías correspondientes al implante, y los dos tornillos a partir de las mediciones de los mismos.

Partiendo de los archivos en SLT de las estructuras de Co-Cr, el tornillo de fijación y la cerámica, se procedió a la conversión de las geometrías a modelos sólidos. Posteriormente se generaron los 4 conjuntos utilizando los elementos individuales creados en los pasos anteriores.

**b.** Se importó cada uno de los modelos al programa ANSYS WORKBENCH en donde se asignaron las propiedades de los materiales, las condiciones de frontera y las cargas aplicadas. Adicionalmente se realizó la discretización de los elementos (enmallado), parte importante para la simulación. (Figuras 2a-2b-2c-2d-2e-2f-2h-2i-3a-3b)

## 2. PROCESAMIENTO

Este paso corresponde al cálculo numérico al interior del programa ANSYS WORKBENCH, que para este caso, son los esfuerzos y las deformaciones en cada componente de los modelos a analizar con el fin de obtener los resultados deseados.

## 3. POST PROCESAMIENTO

Consiste en la visualización de los resultados tanto del conjunto como de los elementos que los constituyen.

Los valores obtenidos se establecieron mediante la escala de Von mises; En esta escala se evidenciaron los valores de mayor esfuerzo en color rojo y así disminuirá en color Naranja, amarillo, verde, azul según se den los esfuerzos.

Las propiedades de los materiales fueron definidas según la Sociedad Americana para Pruebas y Materiales (ASTM), dentro de estos materiales se encuentran el cobalto-cromo (Co-Cr) para la estructura de la restauración, cerámica feldespática para el recubrimiento, titanio grado 5 para el tornillo de fijación, titanio grado 2 para el implante (implante TSA PHIBO de 3.75 x 10 mm), hueso cortical y trabecular. Las características específicas se observan en la Tabla 1

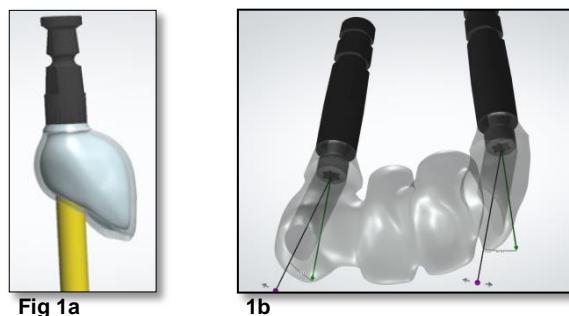
## ANÁLISIS ESTADÍSTICO

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,



**Imagen 1a y 1b.** Al lado izquierdo se observa diseño de la restauración con salida axial del conducto de acceso. Al lado derecho se observa diseño de la restauración con modificación a 15 grados de la salida del conducto de acceso.

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.

	ESTRUCTURA A SIMULAR	MODULO ESLASTICO	COEFICIENTE DE POISSON
<b>HUESO CORTICAL</b>	Hueso cortical	13.7 Gpa	0.3
<b>HUESO TRABECULAR</b>	Hueso trabecular	1.37 Gpa	0.3
<b>CO-CR</b>	Estructura protésica	210 Gpa	0.3
<b>TITANIO GRADO 5</b>	Tornillo de fijación	114 Gpa	0.3
<b>TITANIO GRADO 2</b>	Implante TSA PHIBO	103 Gpa	0.3
<b>CERAMICA FELDESPATICA</b>	Cerámica recubrimiento	63 Gpa	0.3

**TABLA 1.** Propiedades de los materiales

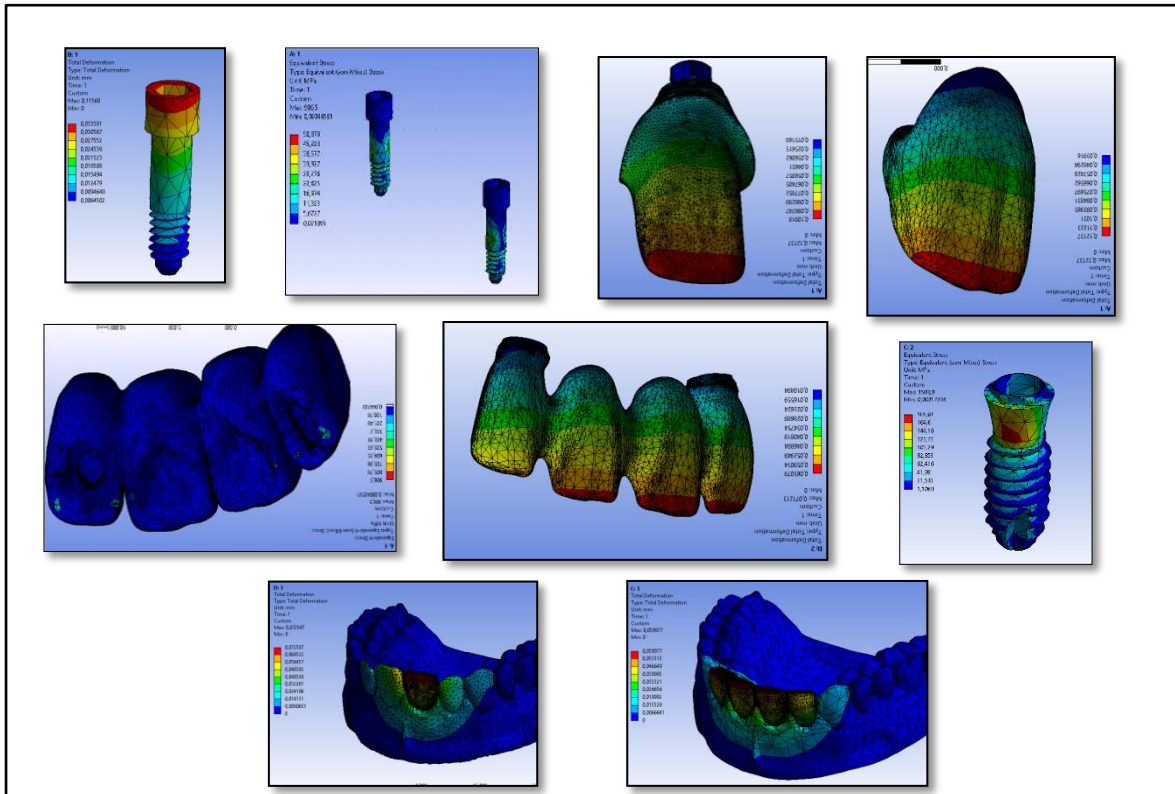


Imagen 2a-2b-2c-2d (superior de izquierda a derecha) 2e-2f-2g (medio de izquierda a derecha) 2h-2i (inferior de izquierda a derecha) Tornillo de fijación de la corona individual, tornillo de fijación de PPF, Estructura de cobalto cromo de corona individual, cerámica de recubrimiento de la corona individual, estructura de cobalto cromo de PPF, , cerámica de recubrimiento de la PPF, Implante TSA, modelo simulado para la corona individual, modelo simulado para la PPF

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%.

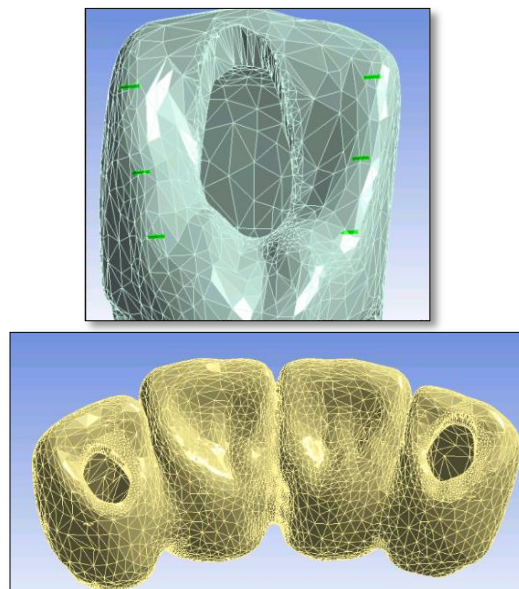


Imagen 3a-3b. Puntos de aplicación de la carga en coronas individuales y PPF

## 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).

	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

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

Cuando se compararon las **deformaciones** para los material entre sí se encontraron diferencias significativas ( $p=0.005$ ) (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).

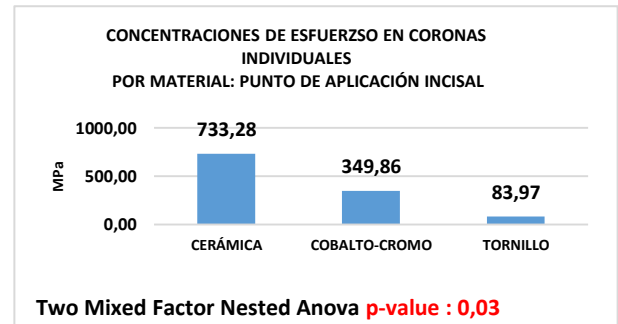


Figura 1.

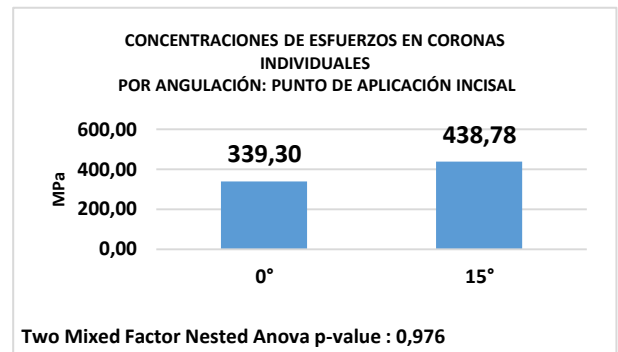


Figura 2

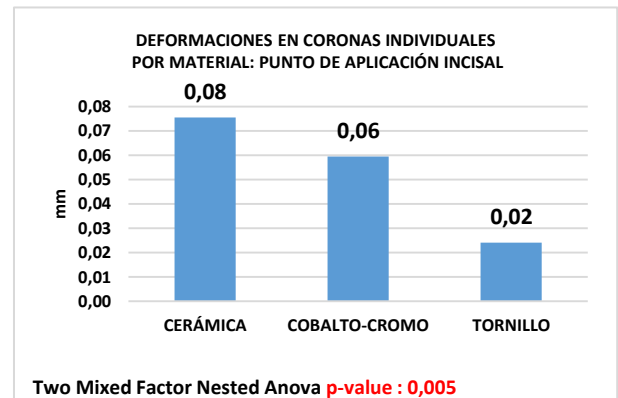


Figura 3

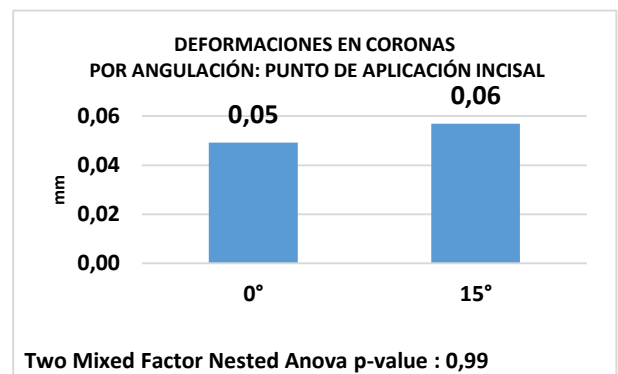


Figura 4

## 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 la **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).

	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 la **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).

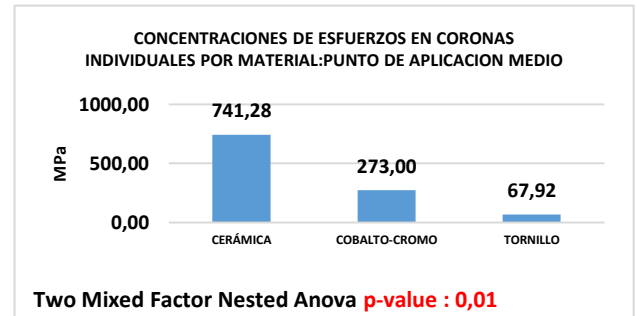


Figura 5

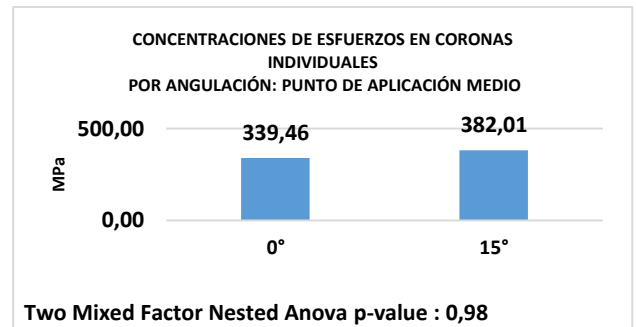


Figura 6

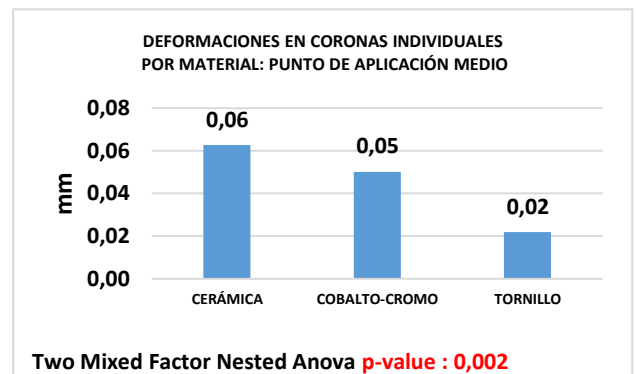


Figura 7

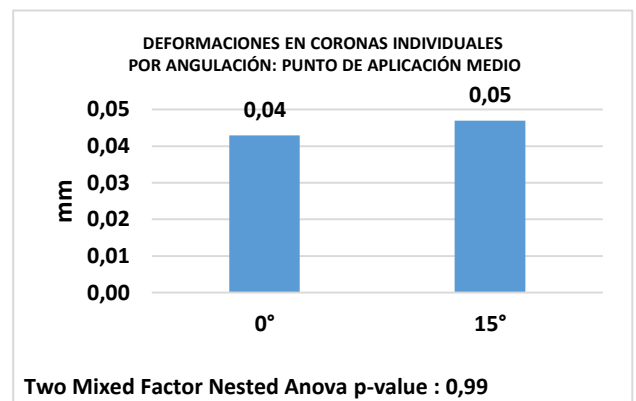


Figura 8

## 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 la **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)

	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).

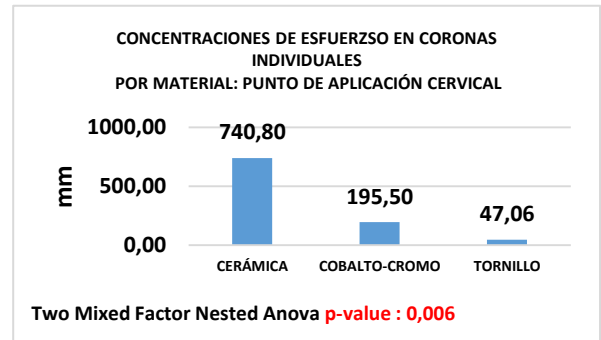


Figura 9

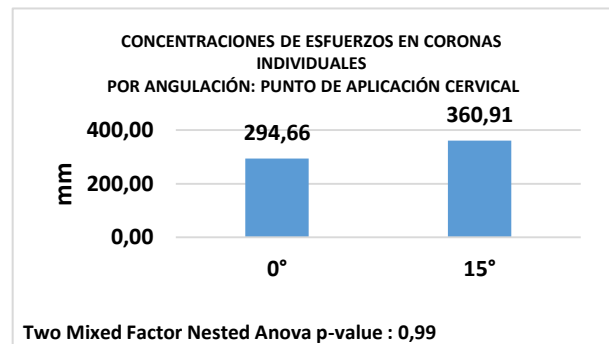


Figura 10

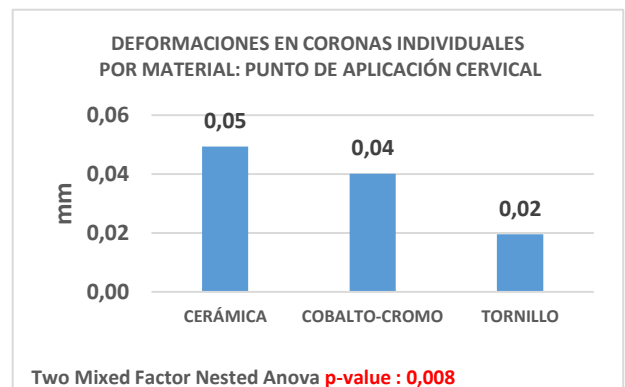


Figura 11

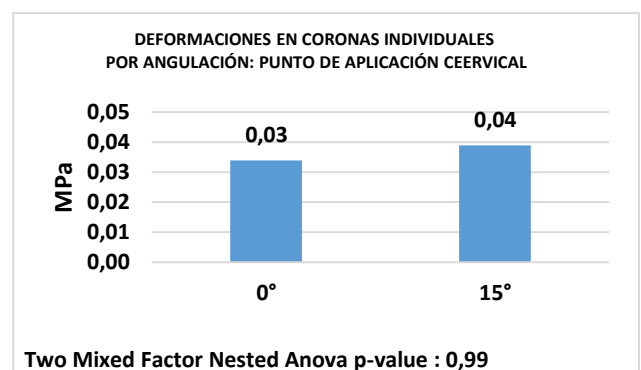


Figura 12

## 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)

	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 9. 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).

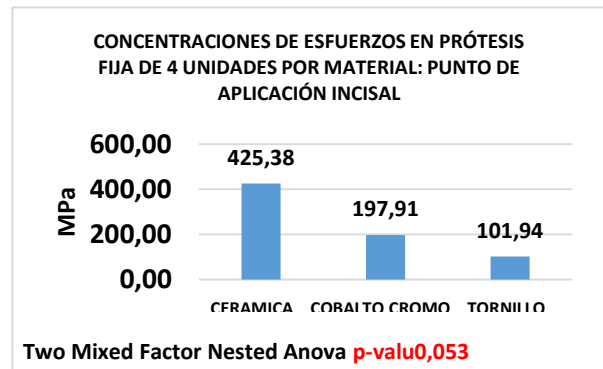


Figura 13

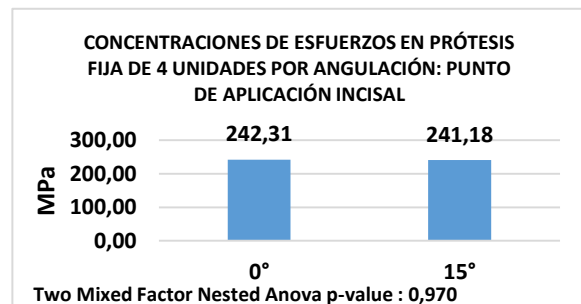


Figura 14

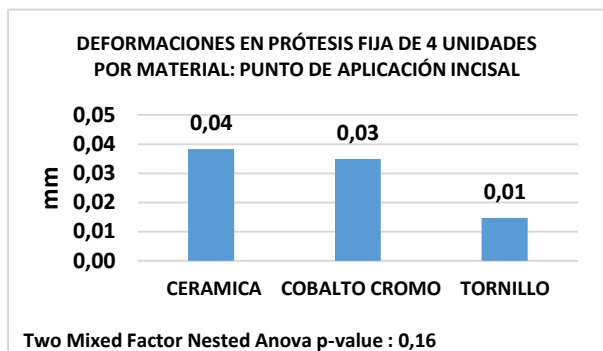


Figura 15

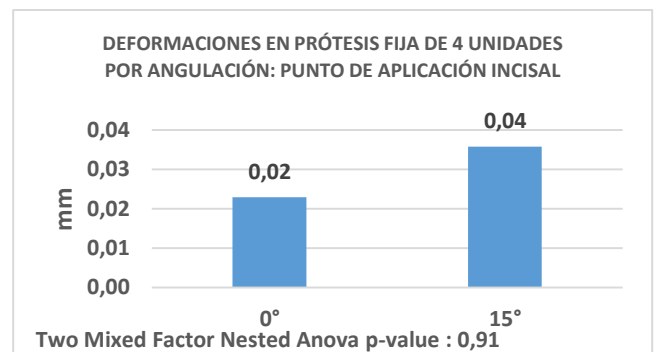


Figura 16

## 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)

	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 la **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)

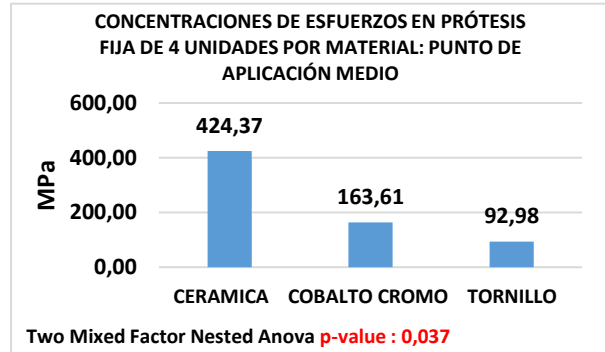


Figura 17

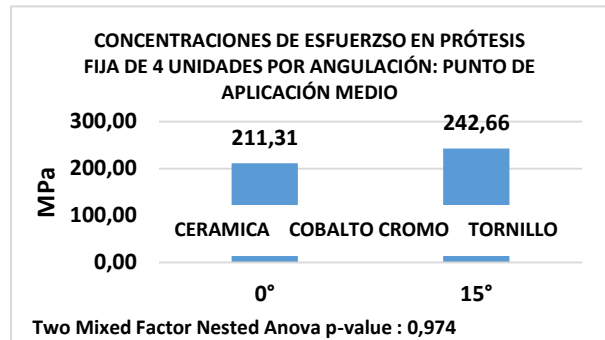


Figura 18

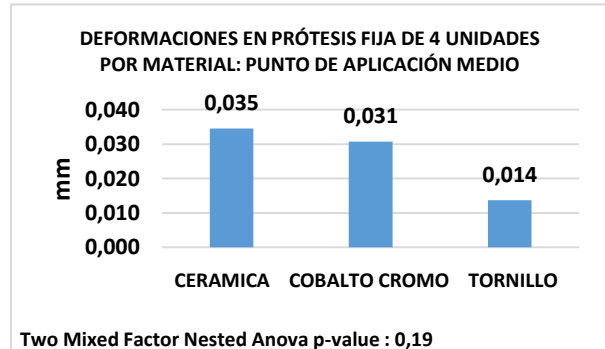


Figura 19

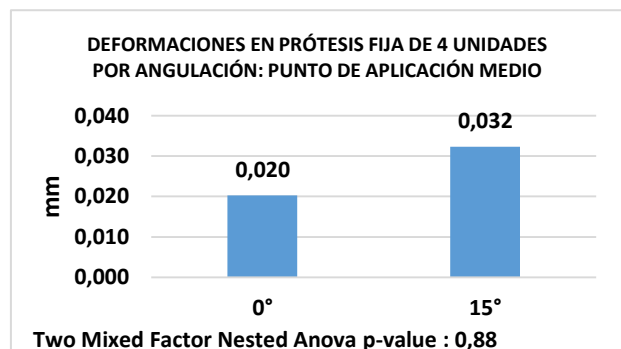


Figura 20

## 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 la **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)

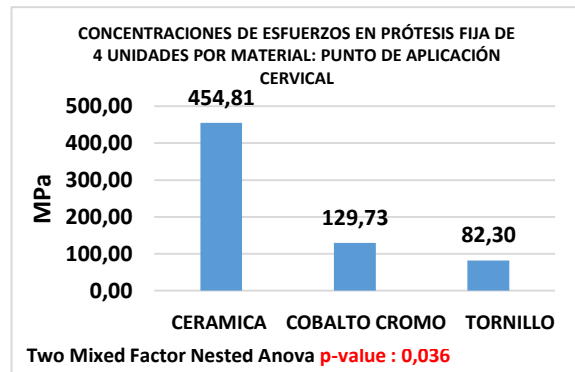


Figura 21

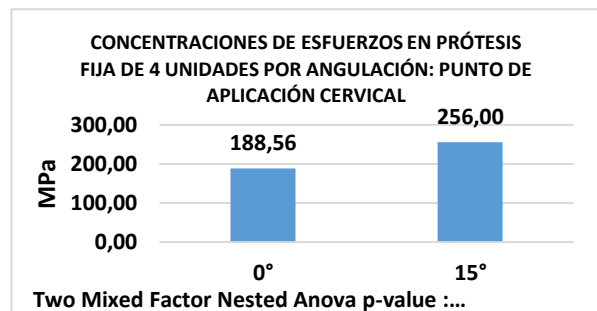


Figura 22

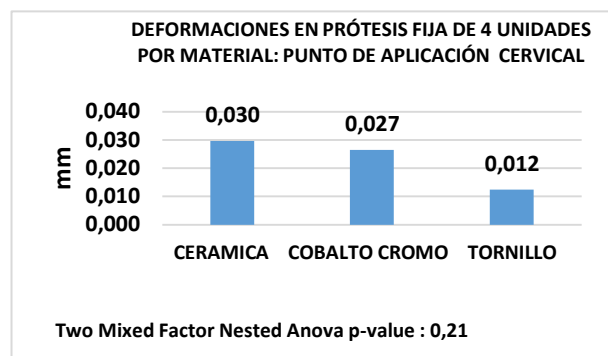


Figura 23

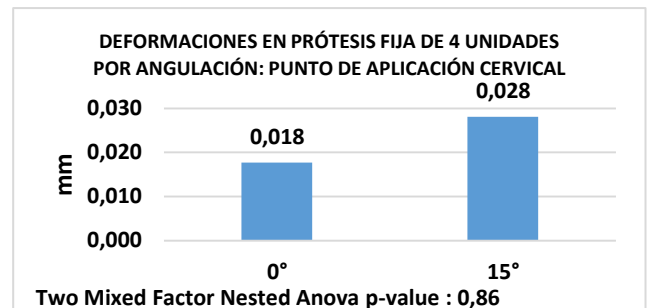


Figura 24

## 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,<sup>7-8</sup> 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 esta, 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.<sup>9</sup>(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 de mejor comportamiento con el medio oral.<sup>10</sup>

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.<sup>4</sup>

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<sup>11</sup>, 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<sup>12-13-17</sup>.

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%<sup>12-13-14</sup>. 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 restringe 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 stress en el tornillo de fijación como se observó en el presente estudio.<sup>15</sup>

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<sup>16-17</sup> afectando con mayor frecuencia la cabeza y cuello del tornillo.<sup>19</sup>

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 interoclusal<sup>20</sup>.

## 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° son 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.

## 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.

## BIBLIOGRAFIA

1. Pjetursson BE, Brägger U. Comparison of survival and complications rates of tooth supported fixed dental prostheses and implant-supported and single crowns. Clin Oral Implants Res. 2007 Jun;18 Suppl 3:97-113.
2. Wang HL, Al-Shammari K. HVC. Ridge Deficiency Classification: A Therapeutically Oriented. Int J Periodontics Restorative Dent. 2002 Aug;22(4):335-43.
3. Buser D, Mericske-Stern R, Bernard JP. 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.
4. Clelland NL, Gilat A, McGlumphy EA, Brantley WA. A Photoelastic

- and Strain Gauge Analysis of Angled Abutments for an Implant System. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1993;8(5):541-8.
5. Balshi TJ, Ekfeldt A, Stenberg T, Vrielinck L. Three-year evaluation of Branemark implants connected to angulated abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1997 Jan-Feb;12(1):52-8.
  6. Pjetursson BE, Asgeirsson AG, Zwahlen M, Sailer I. 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:308-24.
  7. Soares C, Versluis A, et al. Finite element analysis in dentistry-improving the quality of oral health care, Cap 2, finite element analysis-from biomedical applications to industrial developments, 2012 Mar; 25-56.
  8. Ching-Chang Ko, et al. Past, present and future on finite elements analysis in dentistry, Cap 1 finite element analysis-from biomedical applications to industrial developments, 2012 Mar; 1-23.
  9. Hsu ML, Chen FC, Kao HC, Cheng CK. Influence of Off-Axis Loading of an Anterior Maxillary Implant: A 3-dimensional Finite Element Analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2007 Mar-Apr;22(2):301-9.
  10. Keith SE, Miller B H, Woody RD, Higginbottom FL. Marginal discrepancy of screw-retained and cemented metal ceramic crowns on implant abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999 May-Jun; 14(3): 369-78.
  11. Wittneben JG1, Buser D, Salvi GE. Complication and Failure Rates with Implant-Supported Fixed Dental Prostheses and Single Crowns: A 10-Year Retrospective Study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2014 Jun; 16(3): 356-64.
  12. Jung RE, Zembic A, Pjetursson BE, Zwahlen M, Thoma DS. Systematic review of the survival rate and the incidence of biological, technical, and aesthetic complications of single crowns on implants reported in longitudinal studies with a mean follow-up of 5 years. *Clin Oral Implants Res* 2012; 23(suppl 6): 2–21.
  13. Sailer I, Philipp A, Zembic A, Pjetursson BE, Hammerle CH, Zwahlen M. A systematic review of the performance of ceramic and metal implant abutments supporting fixed implant reconstructions. *Clin Oral Implants Res* 2009; 20 (suppl 4): 4–31.
  14. Berglundh T, Persson L, Klinge B. A systematic review of the incidence of biological and technical complications in implant dentistry reported in prospective longitudinal studies of at least 5 years. *J Clin Periodontol* 2002; 29 (suppl 3): 197–212.
  15. Marcela C. Junqueira et al. Abutment rotational freedom evaluation of external hexagon single implant restorations after mechanical cycling. *Clin Implant Dent Relat Res* 2013 Dec; 15(6): 927-33.
  16. Jung RE, Pjetursson BE, Glauser R, Zembic A, Zwahlen M, Lang NP. A systematic review of the 5-year survival and complication rates of implant-supported single crowns. *Clin Oral Implants Res* 2008; 19: 119–130.
  17. Amilcar C. Freitas Jr et al. Reliability and failure modes of anterior single-unit implant

- supported restorations; Clin. Oral Implants Res 2012; 23: 1005-11.
18. Pjetursson BE1, Thoma D, Jung R, Zwahlen M, Zembic A. A systematic review of the survival and complication rates of implant-supported fixed dental prostheses (FDPs) after a mean observation period of at least 5 year. Clin Oral Implants Res 2012 Oct; 23 Suppl 6: 22-38.
  19. Jorge JR, Barao VA, Delben JA. The Role of Implant/Abutment System on Torque Maintenance of Retention Screws and Vertical Misfit of Implant-Supported Crowns Before and After Mechanical Cycling. Int J Oral Maxillofac Implants 2013; 28: 415–22.
  20. Wismeijer D, Brägger U, Evans C. Consensus statements and recommended clinical procedures regarding restorative materials and techniques for implant dentistry. Int Journal of Maxillofac Implants 20014; 29: 137-40.
- .