

# **RESISTENCIA A LA FRACTURA DE CORONAS CERAMICAS CAD-CAM DEPENDIENDO DEL DISEÑO DE LA COFIA APLICANDO UNA PRUEBA DE CARGA CONTINUA Y UN ANÁLISIS DE ELEMENTOS FINITOS**

COLEGIO ODONTOLOGICO COLOMBIANO. ESPECIALIZACION EN REHABILITACION ORAL  
Orozco L<sup>1</sup> \*, Vallejo M \*\*, Hernández E \*\*, Guzmán A \*\*\*, Jaramillo F\*\*\*\*, Bravo S\*\*\*\*\*

## **INTRODUCCION**

El incremento de la demanda estética en la odontología actual, ha generado un aumento en el uso de las restauraciones totalmente cerámicas. Una restauración ideal debe ser capaz de usarse en diferentes situaciones clínicas y no estar limitada sólo a la restauración de dientes anteriores, por lo tanto debe resistir fuerzas de masticación y fuerzas parafuncionales. Además, debe duplicar el color de los dientes naturales y resistir los ataques mecánicos y químicos del medio oral por un periodo prolongado de tiempo<sup>1</sup>. Aunque las cerámicas feldespáticas permiten lograr resultados estéticos, satisfactorios y predecibles, difícilmente alcanzan los requerimientos de resistencia flexural estipulados por la ISO 6872 para la restauración con coronas totalmente cerámicas<sup>2</sup>. El desarrollo de materiales cerámicos con mejores propiedades mecánicas a través del uso de cofias fabricadas en alúmina o zirconia, ha generado valores de resistencia flexural casi cuatro veces más altos en coronas fabricadas con cofias en óxido de aluminio (concentración del 70%), cuando se compararon con los resultados obtenidos en coronas fabricadas con cerámica feldespática.<sup>3</sup>

Los avances en los materiales cerámicos y en los procesos técnicos de fabricación han facilitado el desarrollo y aplicación de cerámicas con propiedades físicas superiores, como las utilizadas en los sistemas CAD/CAM (Diseñadas y Manufacturadas por computador). Con ellas se puede lograr una uniformidad micro estructural, mejor densidad, menor porosidad y disminución de fuerzas residuales.

El sistema Procera®, basado en la tecnología CAD-CAM, fue introducido en 1994 por Andersson y Oden en cooperación con la compañía Nobelpharma y está indicado para coronas totalmente cerámicas de dientes únicos anteriores y posteriores. Los valores de resistencia a la fractura de los sistemas generados por medio de ésta tecnología, han mostrado valores significativamente mayores (iguales o mayores a los 600Mpa) que los sistemas totalmente cerámicos, hoy, convencionales. Este mejoramiento significativo de los sistemas de alúmina y zirconia densamente sinterizadas, permite pensar que pueden ser utilizados de manera satisfactoria y predecible para los segmentos posteriores de la cavidad oral.

Aunque la tasa de fractura es baja en los estudios clínicos controlados realizados sobre coronas cerámicas de alta resistencia, las pruebas de laboratorio indican que varias características en las preparaciones, así como el grosor del material de la cofia, y la línea terminal pueden ser de gran importancia en la resistencia a la fractura<sup>4</sup>.

Comparadas con los metales, las cerámicas presentan distribución de esfuerzos de forma asimétrica, mientras que los valores de esfuerzo para los materiales metálicos se distribuyen uniformemente. Una restauración cerámica tiene la probabilidad finita de fallar en valores cercanos a 0, es decir, bajo tensiones muy pequeñas que ocurren bajo la fabricación o cementación de la restauración, y por lo tanto las cerámicas fabricadas de forma industrial son más fiables estructuralmente.<sup>5</sup>

---

<sup>1</sup> Investigadora principal, Odontóloga residente último semestre de postgrado de prostodoncia, del Colegio Odontológico Colombiano. Bogotá

\*\* Residentes último semestre de postgrado de prostodoncia, del Colegio Odontológico Colombiano. Bogotá

\*\*\* Asesor científico, Odontólogo especialista en Prostodoncia y Magíster en Biomateriales, Universidad de Indiana, USA.

\*\*\*\* Asesor de ingeniería, Ingeniero Mecánico, Universidad Nacional.

\*\*\*\*\* Asesora metodológica, OD. Magíster en Epidemiología.

La forma convencional para evaluar la resistencia a la fractura de materiales cerámicos es por medio de pruebas de resistencia flexural, utilizando especímenes cilíndricos con medidas estandarizadas. Sin embargo, los resultados de éste tipo de pruebas no pueden ser extrapolados directamente a la práctica clínica. Por lo tanto, una prueba de resistencia a la fractura que utilice coronas completamente estandarizadas, reproduce más fielmente una determinada situación clínica. Si adicionalmente se realiza un análisis de elementos finitos, se pueden localizar los sitios de mayor concentración de esfuerzos permitiendo corroborar los resultados que se obtengan en las pruebas de carga continua.

Para coronas fabricadas manualmente por los sistemas convencionales, es difícil predecir la debilidad del diseño, debido a que la forma y tamaño de las capas cerámicas son generadas dependientemente del operador. Sin embargo, para las restauraciones fabricadas con tecnología CAD/CAM, los parámetros son más cuantificables, y el uso de análisis de elementos finitos es de gran ayuda para determinar las distribuciones de tensión.

El análisis de elementos finitos, es un método utilizado para analizar la magnitud de una fuerza en aplicaciones dentales específicas teniendo como ventaja que los datos obtenidos pueden ser comprobados en estudios futuros que sigan la misma línea de investigación. El principio básico de ésta técnica es la visualización de la estructura, ensamblada en un número finito de elementos estructurales, y en el cual, el software analiza las características del modelo.

Dentro de los avances alcanzados para mejorar la resistencia intrínseca a la fractura de los materiales cerámicos, se incluyen, la generación de fuerzas compresivas residuales en la superficie, la interrupción de la propagación de líneas de fractura a través de una fase cristalina y el uso de cerámicas que modifiquen su reticulado espacial. El diseño protectivo de la cofia cerámica es importante, debido a que su fabricación puede generar refuerzos para la cerámica feldespática de recubrimiento en zonas de mayor concentración de fuerza masticatoria. Por lo tanto, un estudio que evalúe la relevancia en resistencia a la fractura, de cofias con refuerzos en ciertas áreas es altamente deseable. Adicionalmente, evaluar diferentes diseños de cofias en términos de resistencia a la fractura, es clínicamente significativo.

El propósito del presente estudio fue evaluar la resistencia a la fractura, que ofrecen diferentes diseños de cofias en alúmina densamente sinterizada con tecnología CAD-CAM, para la restauración con coronas totalmente cerámicas de cubrimiento completo, mediante una prueba de carga continua y un análisis de elementos finitos tridimensional.

## **MATERIALES Y METODOS**

En este estudio experimental in Vitro se fabricaron 40 cofias que fueron divididas en 4 grupos de 10 (Tabla 1).

Se tuvieron en cuenta los siguientes criterios de discontinuación: fracturas de la cofia antes de realizar las pruebas de carga, desadaptación marginal y fracturas o grietas evidentes en la cerámica de recubrimiento. La resistencia a la fractura fue asumida como la variable dependiente y el diseño de la cofia como la variable independiente.

Fueron tomados como criterios de inclusión los cilindros y las cofias que cumplieran con los parámetros establecidos a continuación:

**Diseño de los cilindros:** Se utilizaron 40 estructuras cilíndricas en acero con bajo contenido de carbono, fabricados en una máquina de torno con buriles de desgaste, cuyas dimensiones fueron: una base de 8mm. de diámetro y 12mm de alto; la parte correspondiente a la representación de la preparación dentaria fue fabricada con una altura cérvico-oclusal (CO) de 5mm, un diámetro de 6 mm., un hombro en los 360° de 1mm de espesor, un ángulo de convergencia oclusal de 16° y una razón CO/ Vestíbulo-Palatina (VP) de 0,4. (Gráfico 1, Fotografía 1a).

**Diseño de la cofia:** Sobre cada uno de los cilindros se realizó un encerado correspondiente a cada diseño de acuerdo con la distribución de los grupos y que fue previamente estandarizado con la utilización de una matriz de silicona de polimerización por adición. Por medio del scanner Piccolo® del sistema Procera®, se obtuvieron los modelos tridimensionales, la lectura de la preparación se realizó con una punta activa de forma esférica en zafiro durante 3 a 5 minutos. El contorno externo se diseñó en 3D sobre la pantalla (CAD). Las mediciones se transfirieron a la estación de trabajo donde la tecnología CAM creó un dado amplificado entre un 15 y un 20% para compensar la contracción durante la sinterización de la cerámica a 1600°C, posteriormente el polvo de óxido de aluminio se prensó en el dado duplicado. Después de cinco días, las cofias fueron enviadas al laboratorio. Se inspeccionó el grosor de cada diseño, siendo éste de 0,6mm con refuerzos de 2,5mm según las especificaciones de cada grupo. (Gráfico 2, Fotografía 1b).

**Diseño de la corona:** Se realizó un encerado con la morfología correspondiente a un diente premolar superior. Se tomó una matriz en silicona de polimerización por adición, que sirviera como parámetro para la estandarización de la supraestructura en porcelana feldespática (Vitadur alpha®). Posteriormente, cada corona fue introducida en el horno para realizar el proceso de sinterización. Después del pulimento y glaseado, las restauraciones se limpiaron ultrasónicamente con agua destilada durante 10min, y fueron preparadas para la cementación con abrasión de la superficie interna con óxido de aluminio de 50µm durante 3sg.

**Diseño del espécimen:** Cada corona se cementó con presión digital (10Kg) en los cilindros, el agente cementante utilizado fue ionómero de vidrio modificado con resina (Fuji Plus®) y los excesos fueron removidos después del tiempo de cristalización.

**Diseño de la prueba de resistencia:** Para realizar la prueba de resistencia se utilizó una máquina universal de pruebas (Instron), la cual consta de dos prensas, una superior que para efectos de éste estudio, consistió de un cilindro con punta plana, con el que se aplicó una carga puntual continua sobre la cúspide V, a una velocidad de 1,3mm/min; y una prensa inferior en la cual se colocaron las muestras. Los especímenes se montaron sobre una base metálica en acero de bajo contenido de carbono previamente torneado con 6cm de diámetro y 4cm de alto, y un orificio en la parte central, en el cual encajaron los cilindros, permitiendo que quedaran inclinados 30 grados con respecto a la base. (Fotografía 1c).

**Análisis de elementos finitos:** Para la elaboración de la prueba de elementos finitos se tuvieron en cuenta las siguientes asunciones:

1. El material cerámico de las cofias, la dentina, el agente cementante y el material cerámico estético se asumieron como isotrópicos, y homogéneos lineal y elásticamente.
2. No se tuvieron en cuenta el ligamento periodontal ni la pulpa en la simulación de los especímenes.
3. La distribución de la temperatura durante el procesamiento de la corona se asumió como uniforme.
4. El módulo de elasticidad y la relación de Poisson se asumieron constantes durante el procesamiento de la corona.

Se elaboraron 4 modelos correspondientes con cada uno de los 4 grupos en los que se realizó la prueba de laboratorio, para tal fin se realizaron las siguientes actividades: El dimensionamiento se realizó tomando las medidas para definir la geometría de cada modelo. La elaboración de los modelos matemáticos se realizó con la geometría ya definida para cada grupo o diseño de cofia, se elaboraron cada una de las curvas y superficies de los sólidos de cada estructura definiendo los puntos, luego las líneas y áreas, y por último los volúmenes. Posteriormente se procedió a definir el número de divisiones de cada curva para generar los nodos y elementos de cada uno de los componentes de los especímenes. Para cada modelo se aplicó la carga máxima promedio con el fin de estimar el estado de esfuerzos y deformaciones justo antes de la fractura. La figura 1 indica como fue aplicada esta carga, sobre la superficie en verde que representa el área de contacto directo con la corona durante el ensayo.

Las propiedades de cada uno de los materiales involucrados en el análisis (Modulo de Elasticidad y la Relación de Poisson) fueron establecidas. (Tabla 3). De acuerdo a los ensayos físicos de los mismos diseños, evaluados en este estudio, se aplicó la fuerza de fractura. Finalmente se realizó la solución del modelo para calcular el estado de esfuerzos y deformaciones de cada diseño de cofia, y se realizó una escala de acuerdo a su capacidad de absorber la carga aplicada.

**Análisis estadístico:** Los datos fueron tabulados en el programa Excel de Microsoft y analizados en SPSS V13. Para determinar la resistencia a la fractura, según cada grupo experimental comparado con el grupo control, se realizó un análisis de Varianza (ANOVA a una Vía) con un nivel significancia de  $p=0,05$ .

## RESULTADOS

### PRUEBA DE CARGA CONTINUA

Existen diferencias estadísticamente significativas entre el grupo control y los experimentales ( $p=0.001$ ) ( $F=7,32$  y  $df= 3$ ). No se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre los grupos experimentales ( $p = 0.174$ ). (Tabla 4 y 5).

El promedio  $\pm$  la desviación estándar (DS) de la resistencia a la fractura del Grupo Control fue de  $1,81 \pm 0,75$ , Del Grupo 2 fue de  $2,81 \pm 0,72$ , Del grupo 3 fue de  $3,05 \pm 0,66$  y del Grupo 4 fue de  $3,00 \pm 0,55$ . (Gráfico 1).

### ANALISIS DE ELEMENTOS FINITOS

De acuerdo a los ensayos de laboratorio, fue posible obtener la carga máxima aplicada a cada una de los especímenes de cada grupo. La tabla 6 indica el promedio de fuerza máxima en Kilo-Newtons (KNw) aplicada justo antes de la fractura para cada grupo de especímenes, adicionalmente se incluyó el intervalo de confianza para una probabilidad del 95%.

Para este estudio se realizó la simulación con los cilindros hechos en acero, con el fin de recrear el ensayo de laboratorio, de la misma forma se realizaron simulaciones con los cilindros hechos en dentina, con el fin de dar una aproximación al comportamiento de cada diseño de cofia sobre un diente. Sin embargo sólo se anexan los modelos simulados sobre cilindros en dentina, debido a que los esfuerzos y deformaciones se distribuyeron de forma muy similar. (Gráficos 2, 3, 4 y 5).

La escala de Von Mises está representada por medio de una escala de colores en la cual, el rojo representa la zona de máxima concentración de esfuerzos y el azul la zona de mínima concentración de esfuerzos. (Figura 2).

En el modelo que representa el grupo control de la prueba de laboratorio se observa una concentración de esfuerzos puntual a nivel de la supraestructura que se va diseminando a lo largo de la cofia para concentrarse a nivel de la línea terminal de la estructura cilíndrica. Para el modelo que representa el grupo 2 se observa una mayor distribución a lo largo de la subestructura aluminica, pero en los grupos tres y cuatro ésta distribución es más uniforme y se propaga en una mayor proporción de la cofia. En los cuatro modelos se observa una concentración de esfuerzos a nivel de la línea terminal, pero para los modelos conformados por cofias con refuerzos la concentración de esfuerzos ocurre en mayor proporción en la estructura correspondiente a la cofia.

Se tabularon los esfuerzos máximos de Von Mises obtenidos para cada grupo. (Tablas 7 y 8). Sólo se realizó el análisis con base en éste tipo de esfuerzos, ya que su cálculo se realiza a través de los esfuerzos principales, y adicionalmente, facilita la comparación del esfuerzo máximo sometido con el esfuerzo de fractura, para así determinar el factor de seguridad de cada diseño (el factor de seguridad se puede asociar como la posibilidad de que una estructura se fracture o se deforme plásticamente en el punto de análisis)

Las tablas 7 y 8 indican los esfuerzos de Von Mises máximo obtenidos en los ensayos numéricos de cada grupo, adicionalmente, se calculó la suma de los esfuerzos de cada estructura con el fin de tener una valoración general de esfuerzo para cada grupo.

Debido a que cada grupo resistió una fuerza diferente, resultó indispensable encontrar un valor que fuera comparativo para todos. Por éste motivo, se calculó el índice de esfuerzo máximo para cada grupo, su resultado proviene de dividir el esfuerzo máximo de Von Mises de cada grupo y espécimen, entre la fuerza respectiva aplicada en KNw. Este índice se puede asociar a la eficiencia que tiene cada diseño para absorber la carga aplicada. Las tablas 9 y 10 indican que el grupo que genera mas esfuerzo o que puede absorber menos carga en cada una de sus estructuras debido a su diseño es el grupo control.

## DISCUSION

Los sistemas diseñados para la fabricación de restauraciones totalmente cerámicas, han mostrado comportamientos favorables en cuanto a biocompatibilidad, estética, función y éxito clínico<sup>7</sup>. Sin embargo, las características inherentes que hacen frágil éste material, generan la necesidad de buscar alternativas que compensen ésta debilidad, y que proporcionen herramientas para el mejoramiento en la sobrevivencia y predescibilidad de las restauraciones totalmente cerámicas, especialmente para su utilización en zonas posteriores o en Prótesis Parciales Fijas (PPF)<sup>8</sup>.

Los resultados de este estudio indican que el diseño de la cofia influye significativamente en la resistencia a la fractura de las coronas totalmente cerámicas, y la inclusión de refuerzos, proporciona a éste tipo de restauraciones, la posibilidad de resistir mayores condiciones de carga. Lo anterior puede generarse como resultado de la menor cantidad de cerámica de recubrimiento que queda sin soporte, a causa del refuerzo que proporciona la fabricación de subestructuras con mayor espesor en las zonas más vulnerables a la carga, lo que permite contrarrestar las fallas físicas que se registran a nivel de la cerámica feldespática.

A pesar de que las diferencias reportadas, entre los diferentes grupos diseñados con zonas de refuerzo no fueron estadísticamente significativas, es importante analizar que clínicamente, estas diferencias si pueden tener implicaciones. Al momento de restaurar dientes posteriores, los vértices cuspidéos y los rebordes marginales se constituyen en zonas vulnerables a la carga, por lo tanto, el material subyacente a éstas áreas debe ser en mayor proporción, el material con mejores propiedades mecánicas, como las inherentes a los materiales cerámicos de alta tecnología fabricados en la actualidad.

El diseño de la cofia influye significativamente en la resistencia a la fractura de una restauración totalmente cerámica, generar refuerzos le proporciona a éste tipo de restauraciones la posibilidad de resistir más eficazmente las condiciones de carga que suceden en la cavidad oral mejorando así su sobrevivencia clínica.

Toda corona totalmente cerámica CAD-CAM debe ser fabricada con una cofia diseñada con refuerzos para así aumentar la resistencia de toda la restauración y mejorar la distribución de esfuerzos sobre ella. La línea de terminación de una corona CAD-CAM debe tener un espesor adecuado y homogéneo y debe ser lo mas pulida posible, debido a que es uno de los sitios de mayor concentración de esfuerzos y por lo tanto de mayor probabilidad de fractura.

No han sido publicados estudios que comparen la influencia de diferentes diseños en la resistencia a la fractura de coronas totalmente cerámicas, por lo tanto no es posible realizar un análisis comparativo con los resultados reportados en éste estudio. Sin embargo, estudios como el de Proos y col. en el 2003, en el que a través de un análisis de elementos finitos, compararon diferentes espesores de cofias de coronas totalmente cerámicas, concluyeron que aumentar el espesor de la cofia mejora significativamente la resistencia a la fractura de éste tipo de restauraciones, además a través de éste análisis, a pesar de que las cargas aplicadas fueron axiales y no tangenciales como en la presente investigación, la zona de mayor concentración de esfuerzos se ubicó en las superficies oclusales de las subestructuras o cofias. A pesar de las

limitaciones que aplican a ésta investigación, como lo son, que las fuerzas aplicadas sobre los especímenes hasta que ocurriera la falla, fueron fuerzas continuas y no cíclicas, y que las condiciones de humedad y temperatura incluidas en el diseño de la prueba de laboratorio no son las mismas que se presentan en la cavidad oral; la comparación realizada con el análisis de elementos finitos, constituye un adecuado soporte para la validez de los resultados arrojados.

## **CONCLUSIONES**

1. Los grupos con diseño protectorio de la cofia mostraron valores significativamente más altos de resistencia a la fractura que el grupo control.
2. En el análisis de elementos finitos no se observaron diferencias sustanciales al comparar los modelos realizados sobre cilindros en acero y los realizados sobre cilindros en dentina, sin embargo, permitieron observar que el menor módulo elástico de la dentina, disipa las cargas más eficazmente.
3. El diseño de cofia con refuerzo VP, ofrece una capacidad superior de absorber cargas, con respecto a los otros diseños.
4. Los modelos con refuerzo mostraron una distribución de esfuerzos más uniforme a nivel de la subestructura, comparados con el modelo sin diseño.
5. La línea terminal de la preparación fue uno de los sitios de mayor concentración de esfuerzos en los cuatro modelos.
6. El análisis de elementos finitos y la prueba de carga, mostraron resultados similares, lo que aumenta la validez de los resultados.

## **RECOMENDACIONES**

1. Realizar un estudio experimental sobre coronas utilizando carga cíclica
2. Realizar un estudio experimental utilizando carga axiales sobre la restauración para simular esfuerzos sobre rebordes marginales
3. Realizar un estudio que incluya el diseño de un diente anterior con su respectiva carga

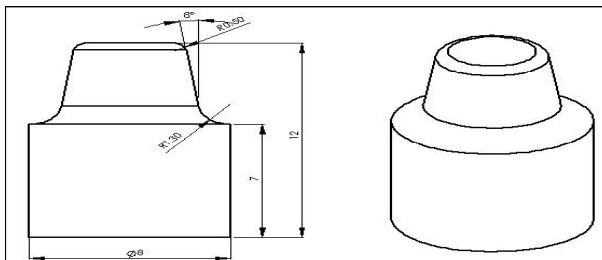
[lauraorozco017@hotmail.com](mailto:lauraorozco017@hotmail.com)

## ANEXOS

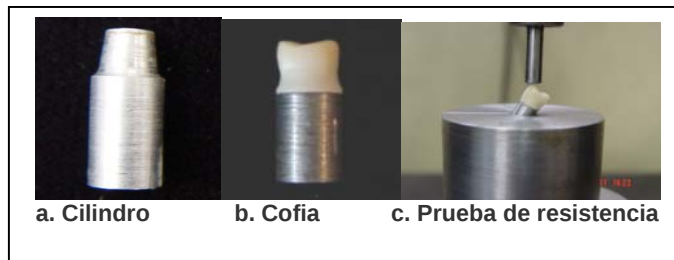
**Tabla 1. Grupos de estudio**

| GRUPO     | SIN<br>REFUERZO | REFUERZO<br>MD | REFUERZO VP | REFUERZO<br>MDVP |
|-----------|-----------------|----------------|-------------|------------------|
| Control 1 | x               |                |             |                  |
| 2         |                 | x              |             |                  |
| 3         |                 |                | x           |                  |
| 4         |                 |                |             | x                |

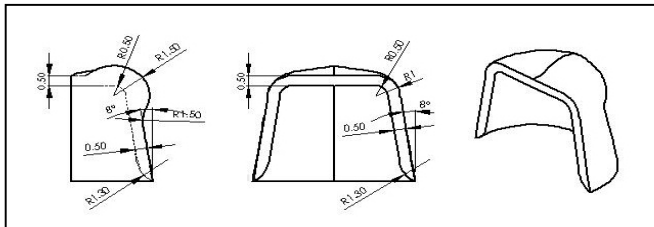
**Gráfico 1. Cilindro base**



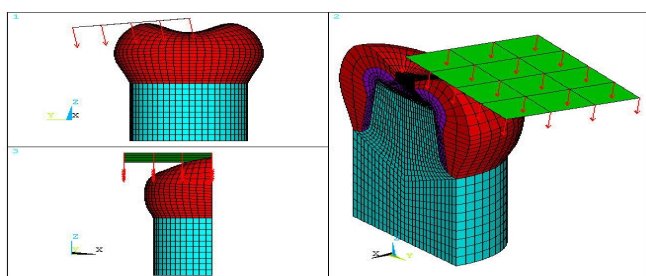
**Fotografía 1. Diseño del espécimen**



**Grafico 2. Diseño de cofia.**



**Figura 1.** Aplicación de la carga



**Tabla 3.** Propiedades mecánicas de los materiales y componentes

| MATERIAL          |                                | MODULO DE ELASTICIDAD (Gpa) | RELACION DE POISSON |
|-------------------|--------------------------------|-----------------------------|---------------------|
| CILINDRO          | Acero                          | 200                         | 0,3                 |
|                   | Dentina                        | 18,6                        | 0,31                |
| COFIA             | Alúmina densamente sinterizada | 418                         | 0,22                |
| CORONA            | Cerámica feldespática          | 70                          | 0,28                |
| AGENTE CEMENTANTE | Ionómero de vidrio             | 1,1                         | 0,32                |

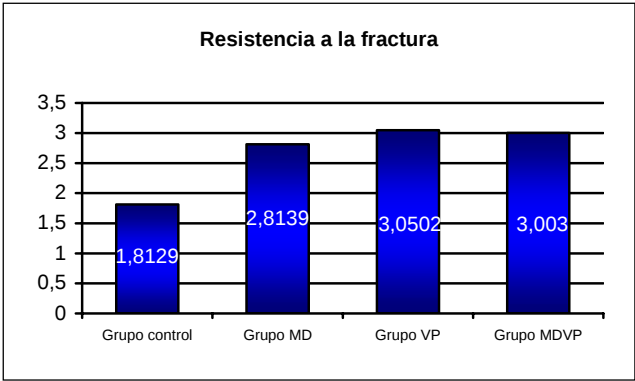
**Tabla 4.** Análisis de varianza de resistencia a la Fractura

|                      | SUMA DE CUADRADOS | df | PROMEDIO DE CUADRADOS | F     | Sig.  |
|----------------------|-------------------|----|-----------------------|-------|-------|
| ENTRE GRUPOS         | 10,108            | 3  | 3,369                 | 7,328 | 0,001 |
| DENTRO DE LOS GRUPOS | 16,551            | 36 | 0,46                  |       |       |
| TOTAL                | 26,659            | 39 |                       |       |       |

**Tabla 5.** Prueba de comparaciones múltiples Student-Newman Keuls

| GRUPOS               |   | N  | Nivel de significancia=.05 |       |
|----------------------|---|----|----------------------------|-------|
| Student-Newman-Keuls |   |    | 1                          | 2     |
|                      | 1 | 10 | 1,81                       |       |
|                      | 2 | 10 |                            | 2,81  |
|                      | 3 | 10 |                            | 3,05  |
|                      | 4 | 10 |                            | 3     |
| Sig.                 |   |    | 0,001                      | 0,174 |

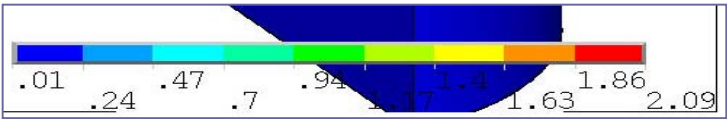
**Grafico 3.** Resistencia a la fractura promedio según los tipos de cofia



**Tabla 6.** Fuerza máxima en KNw

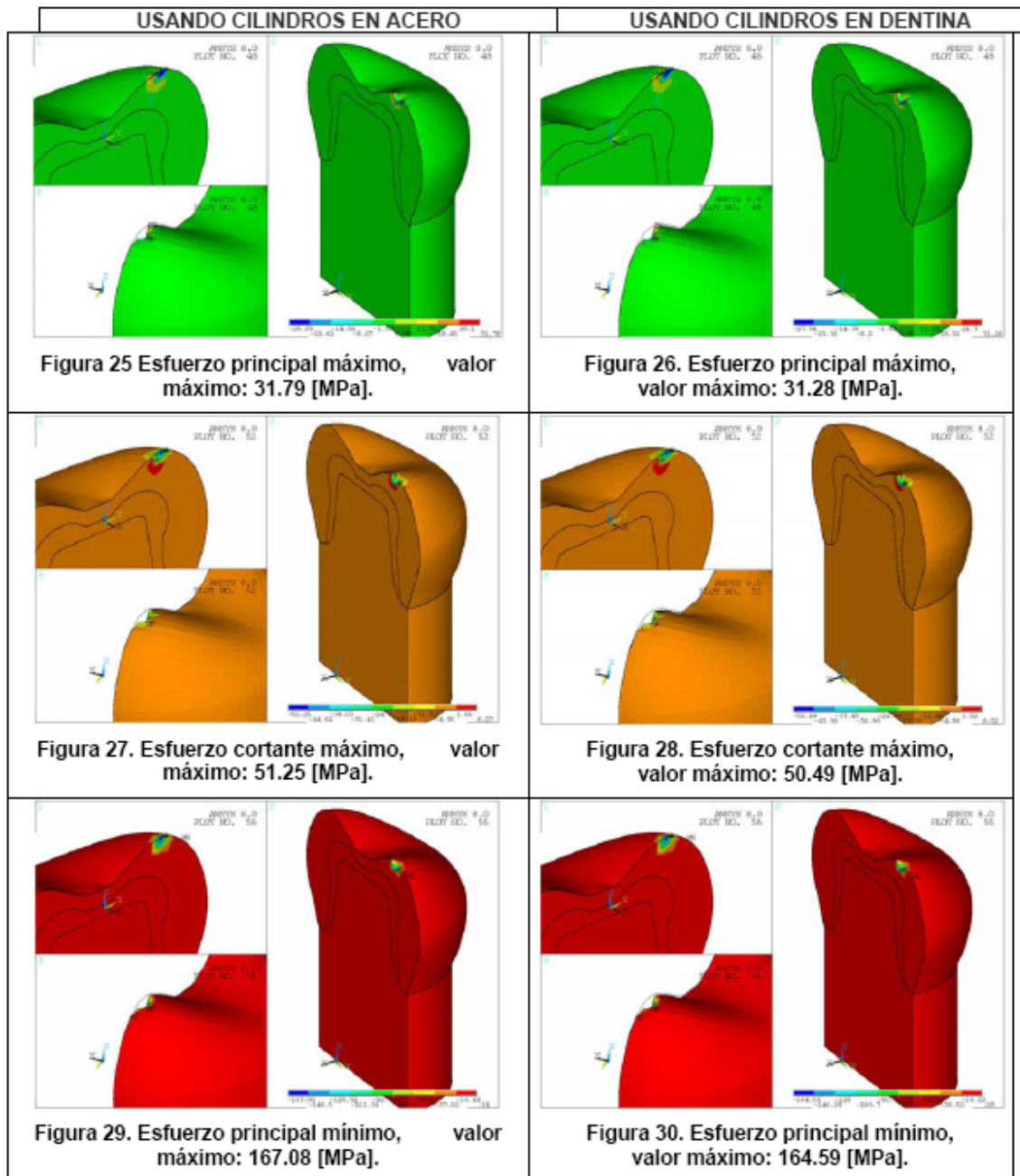
| GRUPO      | PROM  | DESV. EST. | Intervalo de confianza 95% |      |
|------------|-------|------------|----------------------------|------|
|            |       |            | MIN.                       | MAX. |
| 1 control  | 1.895 | 0.79       | 1.35                       | 2.44 |
| 2 experim. | 2.805 | 0.43       | 2.51                       | 3.10 |
| 3 experim. | 3.253 | 0.18       | 3.14                       | 3.37 |
| 4 experim  | 3.026 | 0.30       | 2.82                       | 3.23 |

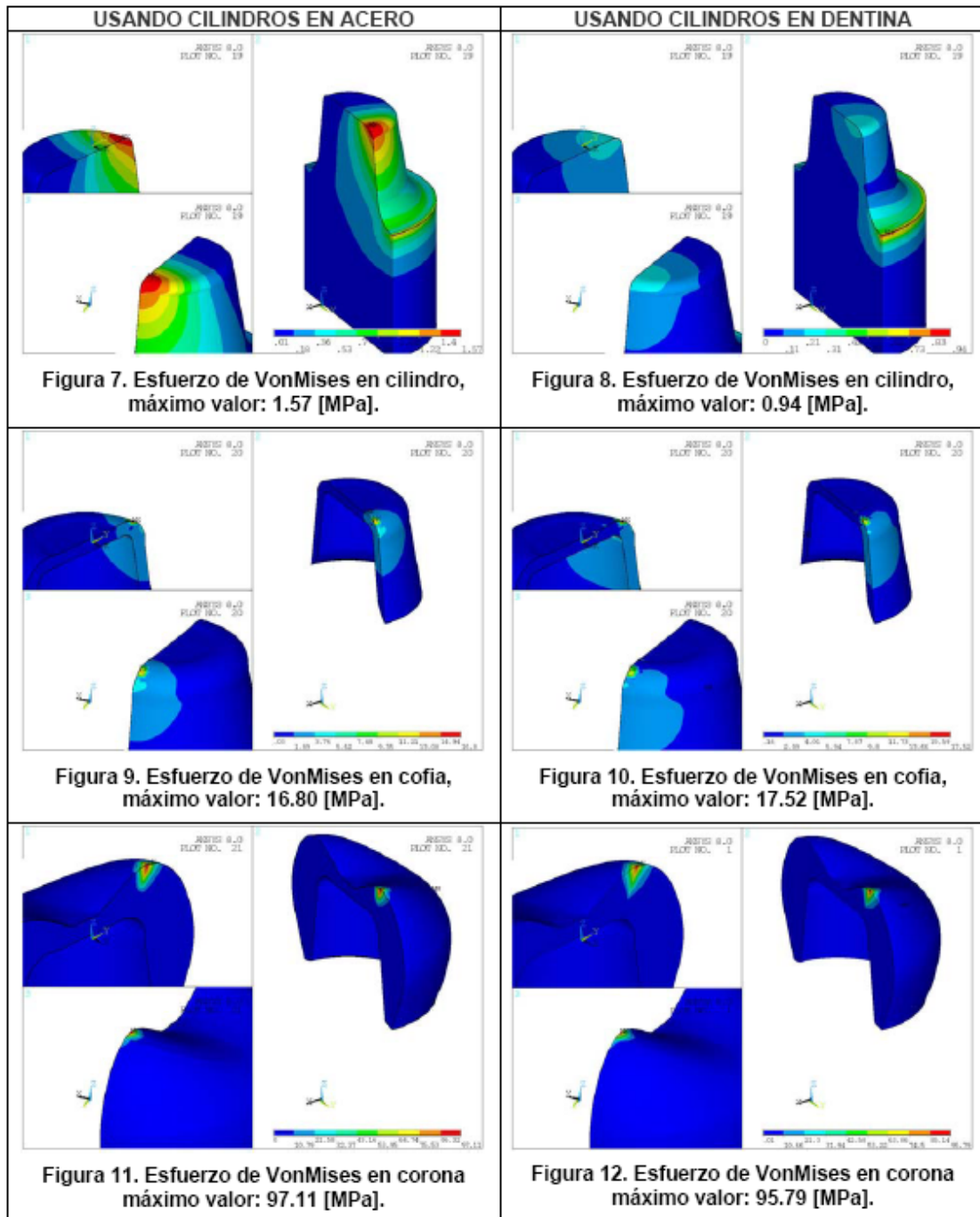
**Figura 2.** Escala de Von Mises



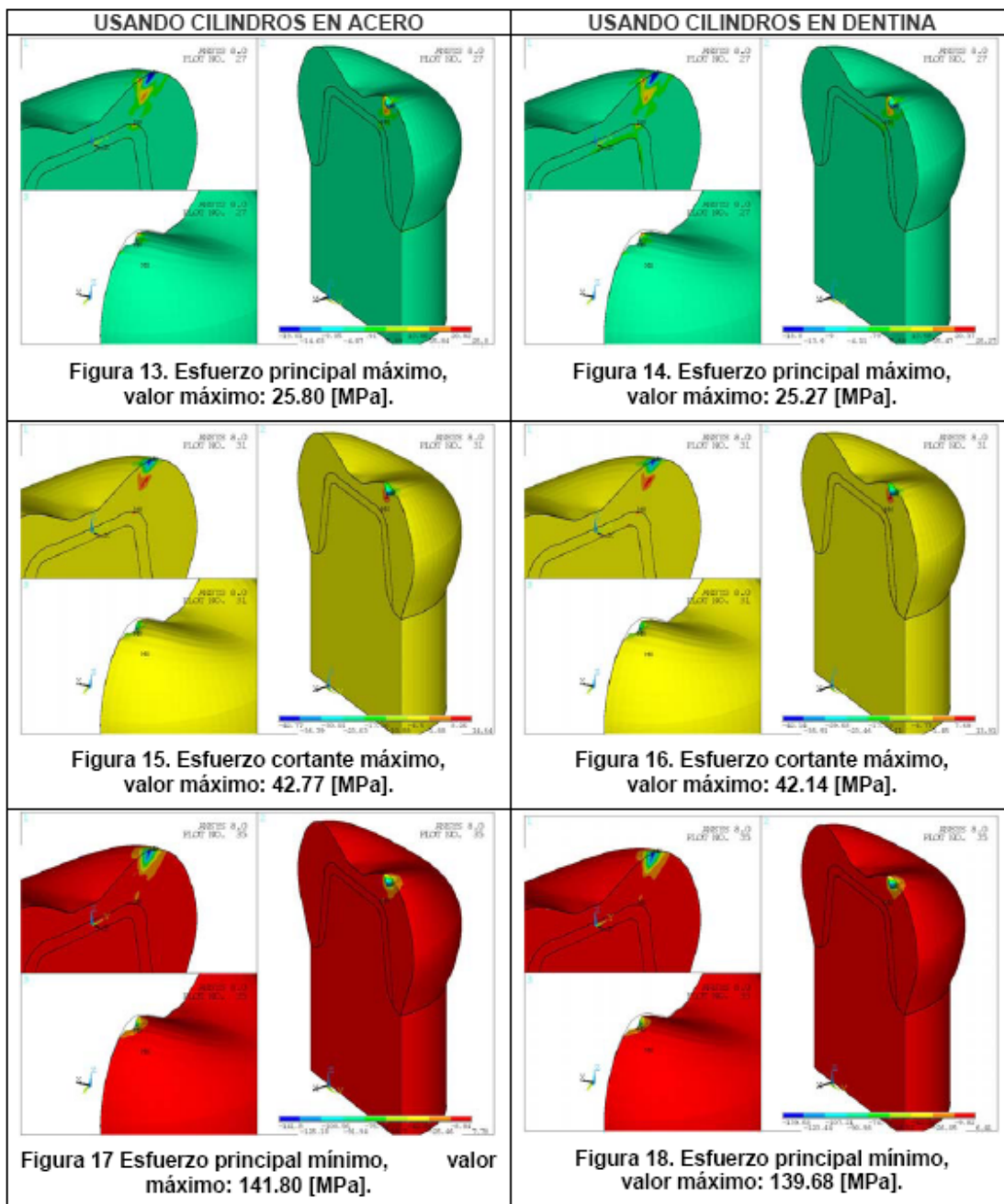
## GRAFICOS TEST DE ELEMENTOS FINITOS

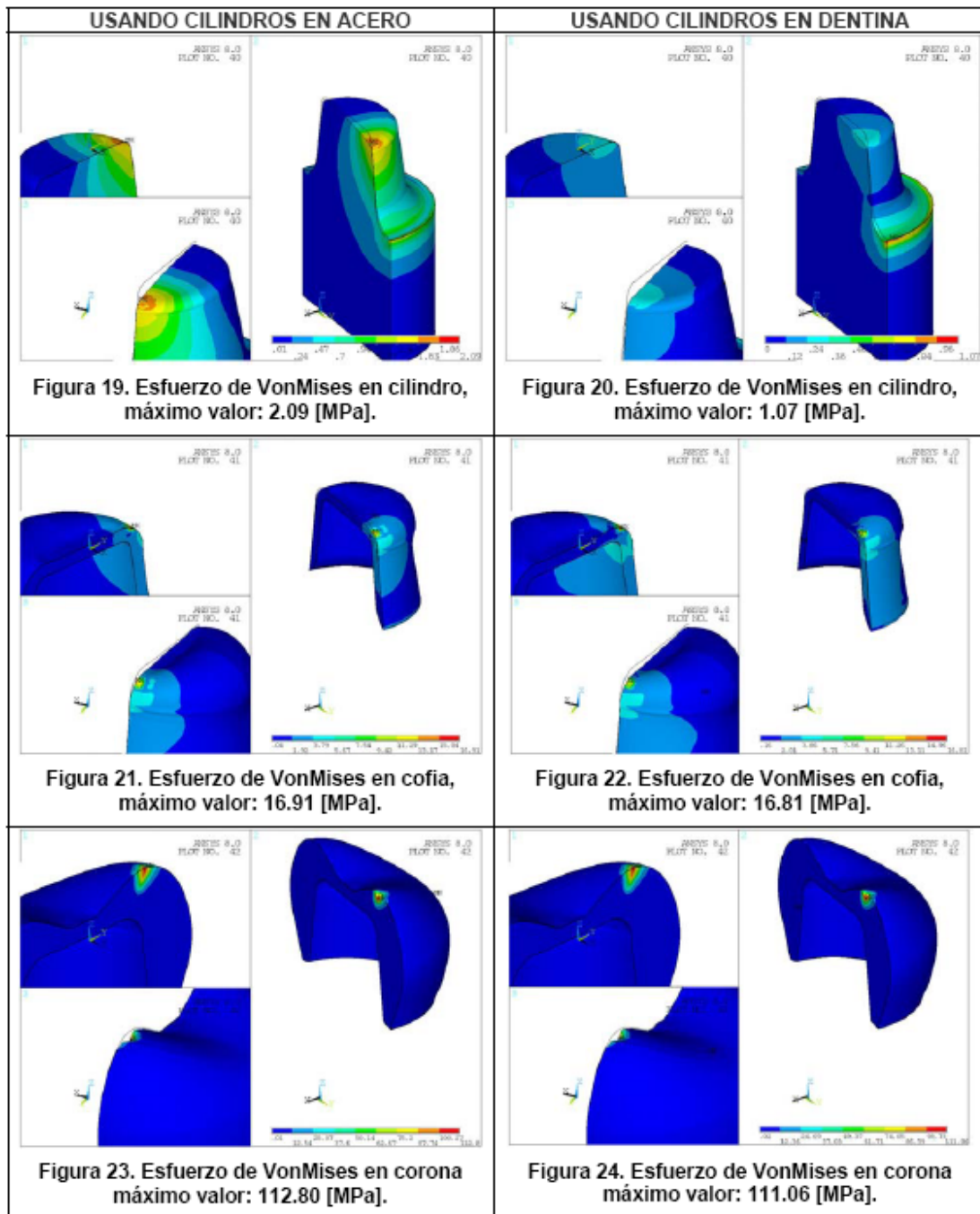
**Gráfico 4. GRUPO 1 (CONTROL)**



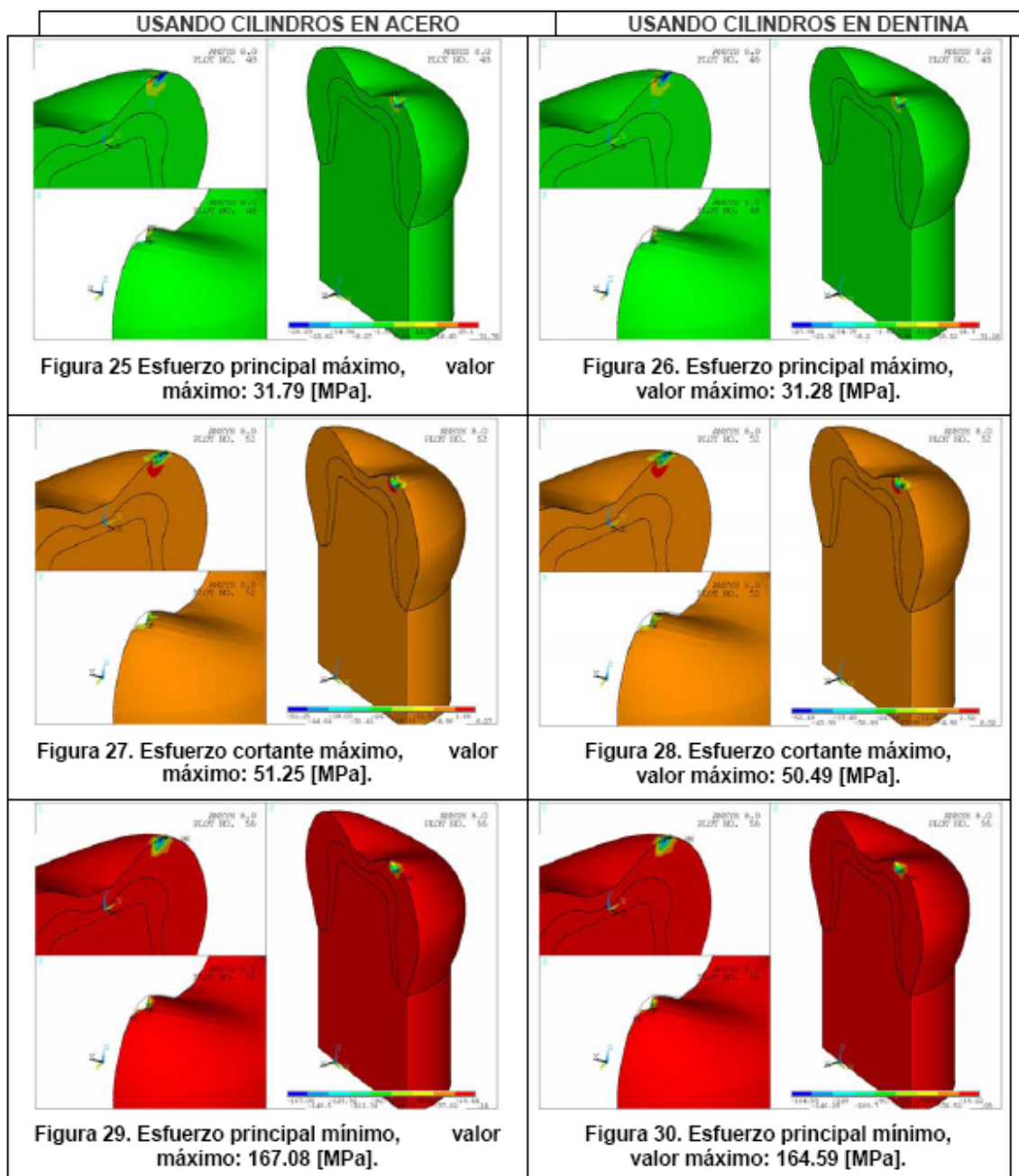


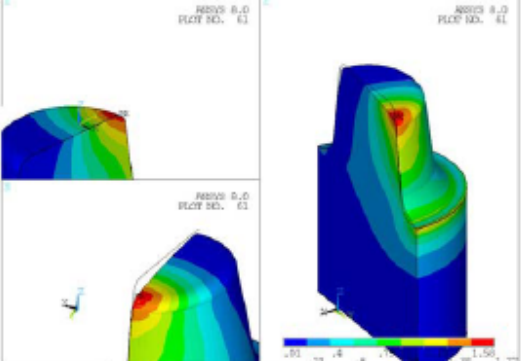
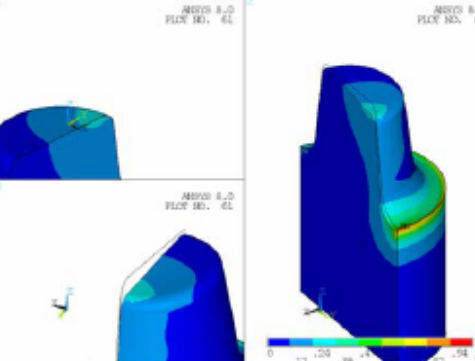
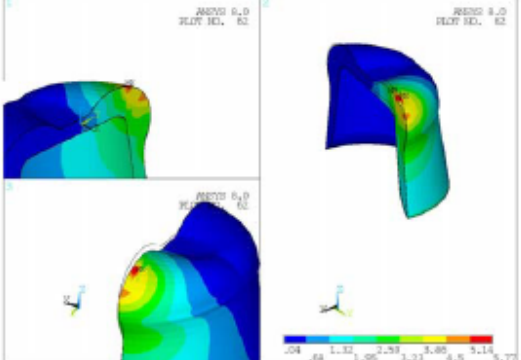
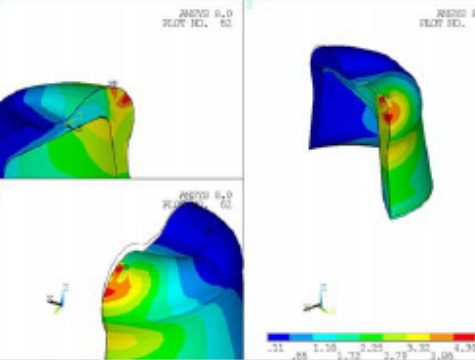
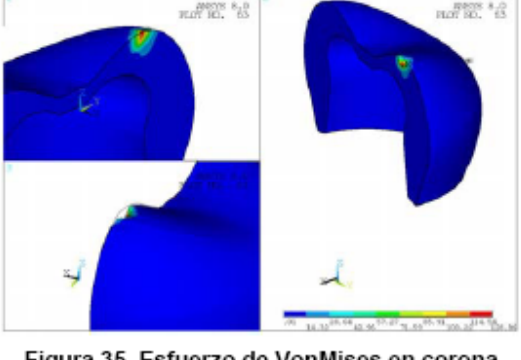
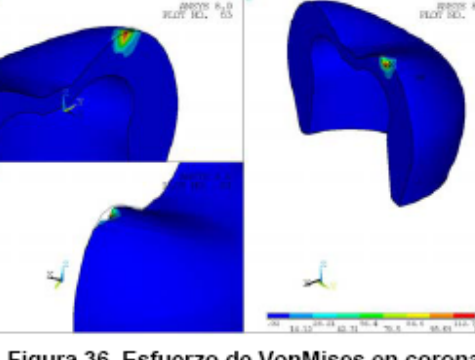
**Gráfico 5. GRUPO 2**



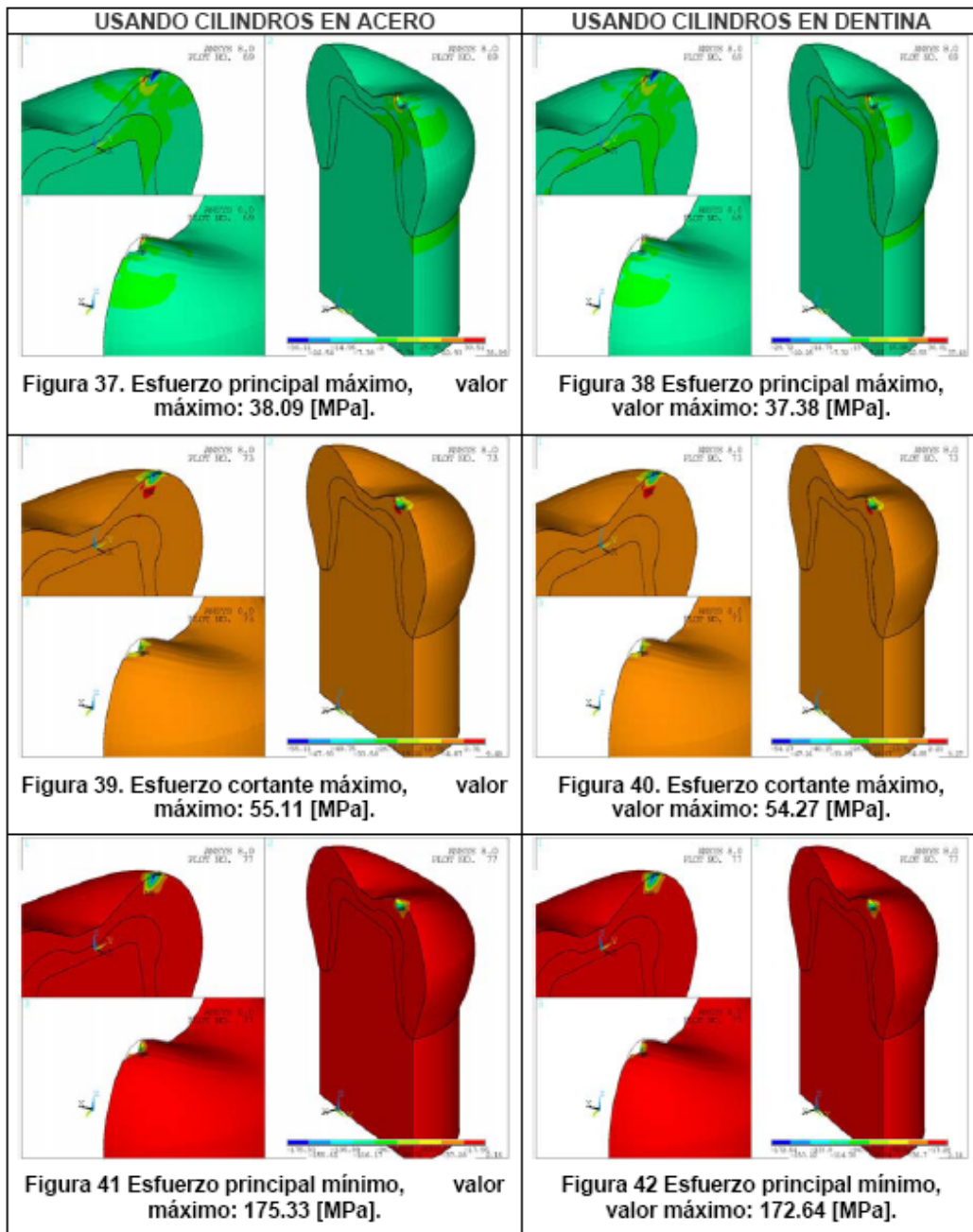


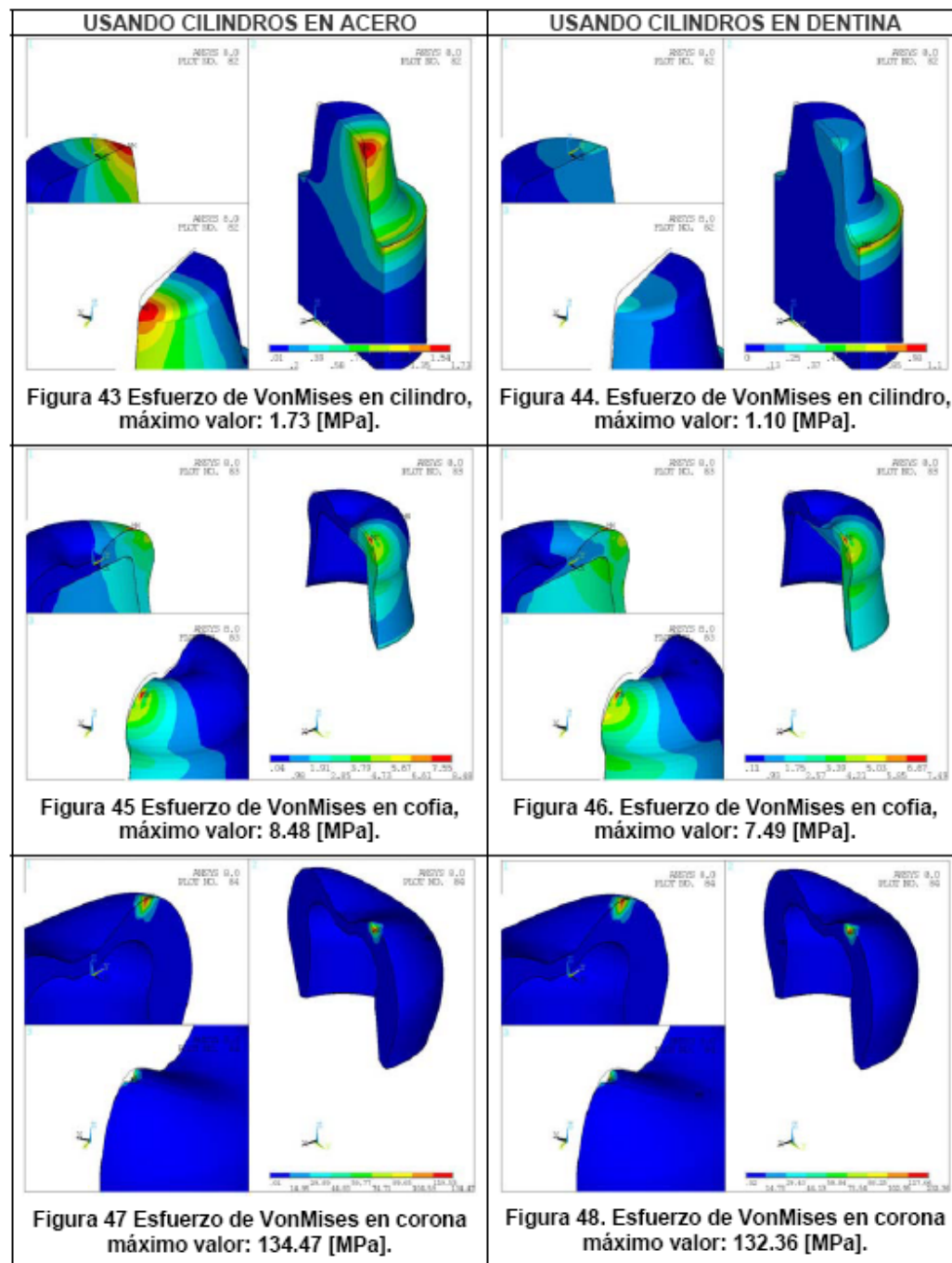
**Gráfico 6 GRUPO 3**



| USANDO CILINDROS EN ACERO                                                           | USANDO CILINDROS EN DENTINA                                                          |
|-------------------------------------------------------------------------------------|--------------------------------------------------------------------------------------|
|    |    |
| <p>Figura 31. Esfuerzo de VonMises en cilindro, máximo valor: 1.77 [MPa].</p>       | <p>Figura 32 Esfuerzo de VonMises en cilindro, máximo valor: 1.06 [MPa].</p>         |
|   |   |
| <p>Figura 33. Esfuerzo de VonMises en cofia, máximo valor: 5.77 [MPa].</p>          | <p>Figura 34. Esfuerzo de VonMises en cofia, máximo valor: 4.93 [MPa].</p>           |
|  |  |
| <p>Figura 35. Esfuerzo de VonMises en corona máximo valor: 128.86 [MPa].</p>        | <p>Figura 36. Esfuerzo de VonMises en corona máximo valor: 126.89 [MPa].</p>         |

**Gráfico 5. GRUPO 4**





**Tabla 7.** Resumen de esfuerzos Von Mises máximo y fuerza aplicada, Cilindros en acero en Mpa.

| ESFUERZO DE VON MISES |       |       |        |        |        |
|-----------------------|-------|-------|--------|--------|--------|
| GRUPO                 | ACERO | COFIA | CORONA | SUMA   | FUERZA |
| 1                     | 1,57  | 16,8  | 97,11  | 115,48 | 1,89   |
| 2                     | 2,09  | 16,91 | 112,8  | 131,8  | 2,8    |
| 3                     | 1,77  | 5,77  | 128,86 | 136,4  | 3,25   |
| 4                     | 1,73  | 8,48  | 134,47 | 144,68 | 3,02   |

**Tabla 8.** Resumen esfuerzos de Von Mises máximo y fuerza aplicada, Cilindros en dentina en Mpa.

| ESFUERZO DE VON MISES |         |       |        |        |        |
|-----------------------|---------|-------|--------|--------|--------|
| GRUPO                 | DENTINA | COFIA | CORONA | SUMA   | FUERZA |
| 1                     | 0,94    | 17,52 | 95,79  | 114,25 | 1,89   |
| 2                     | 1,07    | 16,81 | 11,06  | 128,94 | 2,8    |
| 3                     | 1,06    | 4,93  | 126,89 | 132,88 | 3,25   |
| 4                     | 1,10    | 7,49  | 132,36 | 140,95 | 3,02   |

**Tabla 9.** Índice de esfuerzo de Von Mises con respecto a la fuerza aplicada en cada grupo usando cilindros en acero.

| INDICE DE ESFUERZO |       |       |        |         |
|--------------------|-------|-------|--------|---------|
| GRUPO              | ACERO | COFIA | CORONA | GENERAL |
| 1                  | 0,83  | 8,87  | 51,25  | 60,95   |
| 2                  | 0,75  | 6,03  | 40,22  | 47      |
| 3                  | 0,54  | 1,77  | 39,61  | 41,93   |
| 4                  | 0,57  | 2,8   | 44,44  | 47,82   |

**Tabla 10.** Índice de esfuerzo de Von Mises con respecto a la fuerza aplicada en cada grupo usando cilindros en dentina.

| INDICE DE ESFUERZO |         |       |        |         |
|--------------------|---------|-------|--------|---------|
| GRUPO              | DENTINA | COFIA | CORONA | GENERAL |
| 1                  | 0,50    | 9,25  | 50,56  | 60,30   |
| 2                  | 0,38    | 5,99  | 39,60  | 45,98   |
| 3                  | 0,33    | 1,52  | 39,00  | 40,84   |
| 4                  | 0,36    | 2,48  | 43,75  | 46,59   |

## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> Fradeani M, Damelo M, Redemagni M, Corrado M. Five-year follow-up with Procera all-ceramic crowns. *Quintessence Internacional* 2005;36(2):105-13.
- <sup>2</sup> Oilo G. Flexural strength and internal defects of some dental porcelains. *Acta Odontolig Scand* 1988;46:313-322.
- <sup>3</sup> Bindl A, Mormann W. An up to 5-Year Clinical Evaluation of Posterior In-Ceram CAD/CAM Core Crowns. *The International Journal of Prostodontics* 2002;(5):451-56.
- <sup>4</sup> Thompson JY, Anusavice KJ, Morris HF. Fracture surface characterization of clinically failed all-ceramic crowns 1994;73(12):1824-32
- <sup>5</sup> Guazzato M, Albakry M, Ringer S, Swain M. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. *Dental Materials* 2004;(20):441-48
- <sup>6</sup> Proos KA, Swain MV, Ironside J, Steven GP. Finite element analysis studies of an all-ceramic crown on a first premolar. *International Journal Prostodontic* 2004:404-12
- <sup>7</sup> Potiket N, Chiche G, Finger I. In vitro fracture strength of teeth restored with different all-ceramic crown system. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 2004 Nov;92(5):491-94
- <sup>8</sup> Liu P. A Panorama of Dental CAD/CAM Restorative Systems. *Compendium* 2005;26 (7):507-18
9. Bindl A, Mormann W. Marginal and internal fit of all-ceramic CAD/CAM crown-copings on chamfer preparations. *Journal of Oral Rehabilitation* 2005;(32):441-47.
10. Kokubo Y, Ohkubo C, Tsumita M, Miyashita A, Steyern P, Fukushima S. Clinical marginal and internal gaps of Procera AllCeram crowns. *Journal of Oral Rehabilitation* 2005;(32):526-30.
11. Proos KA, Swain MV, Ironside J, Steven GP. Finite element analysis studies of an all-ceramic crown on a first premolar. *International Journal Prostodontic* 2004:404-12.
12. Pallis K, Jason A, Guillermo E. Fracture resistance of three all-ceramic restorative systems for posterior applications. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 2004;91(6):261-269
13. Oilo G, Tornquist A, Durling D, Andersson M. All-Ceramic Crowns and Preparation Characteristics: A Mathematic Approach. *The international Journal of Prosthodontics* 2003;16(3):301-6
14. Imanishi A, Nakamura. 3-D Finite Element analysis of all-ceramic posterior crowns. *Journal of Oral Rehabilitation* 2003;(30):818-22.
15. Bindl A, Mormann W. An up to 5-Year Clinical Evaluation of Posterior In-Ceram CAD/CAM Core Crowns. *The International Journal of Prostodontics* 2002;(5):451-56.
16. Chong KH, Chai J, Takahashi Y. Flexural strength of In-Ceram alumina and In Ceram zirconia core materials. *The International Journal Prosthodontic* 2002;(15):183-88.
17. Ulosoy M, Toksavul S. Fracture resistance of five different metal framework designs for metal-ceramic restorations. *The International Journal Prosthodontic* 2002;(15):571-74.
18. The Glossary of prosthodontics terms. *The Journal of prosthetics dentistry*;94 (1):1-88.
19. Chai J, Takahashi Y, Sulaiman F, Chong K, Lautenschlager E. Probability of Fracture of All-Ceramic Crowns. *The International Journal of Prosthodontics* 2000;13(5):420-24.
20. Ottl P, Piwowarczyk A, Lauer H, Hegenbarth E. The Procera AllCeram System. *The International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry* 2000;20(2).
21. Brunton PA, Smith P, McCord JF, Wilson HF. Procera all-ceramic-crowns: a new approach to an old problem? 1999;(186):430-34.
22. Oden A, Andersson M, Magnusson D. Five-year clinical evaluation of procera All Ceram crowns. *The Journal of prosthetic Dentistry* 1998;(80): 450-456.
23. Strub JR, Beschnidt SM. Fracture Strength of 5 different all-ceramic system. *Interantional Journal Prosthodontic* 1998;(11):602-609.
24. Castellani D, Bacetti T, Giovannoni A, Bernardini UD. Resistance to fracture of metal ceramic and all-ceramic crowns. *International Journal Prostodontic* 1997;(7):149-54.
25. Wagner WC, Chu TM. Apparent flexural strength of porcelain veneered all-ceramic core materials. *Journal Dental Restorative* 1995;(75):284.

26. Giordano RA, Pelletier L, Campbell S. Flexural strength of an infused ceramic, glass ceramic and feldspathic porcelain. *The Journal Prosthetic Dentistry* 1995;(73):411-18.
27. Yoshinari M, Derant T. Fracture strength of all-ceramic crowns. *International Journal Prosthodont* 1994;( 7):329-38.
28. Andersson M, Odén A. A New all-ceramic crown. *Acta Odontology Scandinava* 1993;(51):59-64.
29. Andersson M, Razzoog ME, Oden A, Hegenbarth EA. Procera: A new way to achieve an all-ceramic crown. *Quintessence Int* 1998;(29):285-96.
30. Zarone F, Apicella D, Sorrentino R, Ferro V. Influence of tooth preparation design on the stress distribution in maxillary central incisor restored by means of alumina porcelain veneers: A 3D-finite element analysis. *Dental Materials* 2005;(21):1178-88.
31. Taml E y Col. Physical properties of proprietary light cured lining materials. *Journal Operative Dentistry* 1991;(16): 210.