

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

**Investigadores:
Erika Johanna Hernández Gutierrez
Laura Marcela Orozco Ortiz
Maricela Vallejo Labrada**

**COLEGIO ODONTOLOGICO COLOMBIANO
AREA DE EDUCACION CONTINUADA Y AVANZADA
POSTGRADO DE PROSTODONCIA
BOGOTA D.C, Junio 2006**

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

Investigadores:

**Erika Johanna Hernández Gutierrez
Laura Marcela Orozco Ortiz
Maricela Vallejo Labrada**

Asesor científico:

**Dr. Andrés Guzmán Duran
OD. Especialista en Prostodoncia
Magíster en Biomateriales Dentales**

Asesor Metodológico:

**Dra. Sonia Bravo OD. Magíster en Epidemiología
Dra. Claudia Hurtado OD.**

Asesor Estadístico:

Dra. Mónica Pachón Rodríguez

**COLEGIO ODONTOLÓGICO COLOMBIANO
AREA DE EDUCACIÓN CONTINUADA Y AVANZADA
POSTGRADO DE PROSTODONCIA
BOGOTA D.C Junio 2006**

AGRADECIMIENTOS

La realización de éste trabajo de investigación fue posible gracias a Dios, al apoyo incondicional de nuestros padres y a la sabia orientación de nuestros asesores, quienes nos ayudaron siempre en la consecución de éste objetivo.

TABLA DE CONTENIDO

	Pag.
RESUMEN	
1. Planteamiento del problema	1
1.1. Introducción	1
1.2. Justificación	1
1.3. Propósito	1
2. Marco Teórico	2
3. Objetivos	12
3.1. Objetivo General	12
3.2. Objetivos Específicos	12
4. Hipótesis	13
4.1. Hipótesis Nula	13
4.2. Hipótesis Alternativa	13
5. Metodología	14
5.1. Tipo de Estudio	14
5.2. Población Experimental	14
5.3. Criterios de Selección	14
5.3.1. Criterios de Inclusión	14
5.3.2. Criterios de Descontinuación	14
5.4. Grupo Control	14
5.4.1. Grupos Experimentales	15
5.5. Variables de estudio	16
5.6. Procedimiento	17
5.7. Consideraciones Éticas	21
5.8. Análisis Estadístico	21
6. Resultados	22
6.1. Prueba de carga continua	22
6.2. Análisis de elementos finitos	24
7. Discusión	26
8. Conclusiones	28
9. Recomendaciones	30
10. Aspectos Técnicos y Administrativos	31
ANEXOS	
Referencias Bibliográficas	

1. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

El principal problema reportado en estudios y observaciones clínicas propias de las restauraciones totalmente cerámicas, ha sido la fractura que registra la porcelana feldespática de recubrimiento, frente a las condiciones de carga ejercidas en la cavidad oral. Debido a esta desventaja, y teniendo en cuenta, que la cofia influye en gran medida sobre las propiedades físicas de una restauración cerámica, es importante establecer ¿Cuál diseño de cofia, fabricada en alúmina densamente sinterizada con tecnología CAD-CAM, constituye la mejor alternativa para la restauración con coronas totalmente cerámicas?

1.2. JUSTIFICACIÓN

Este estudio es importante porque permite evaluar la resistencia a la fractura que ofrecen diferentes diseños de cofias fabricadas en alúmina densamente sinterizada con tecnología CAD-CAM, y establecer cuál constituye la mejor alternativa para la restauración con coronas totalmente cerámicas.

1.3. PROPÓSITO

Este estudio pretende evaluar la resistencia a la fractura que ofrecen diferentes diseños de cofias fabricadas en alúmina densamente sinterizada con tecnología CAD-CAM; mediante una prueba de carga continua y un análisis de elementos finitos, para ofrecer al paciente y al profesional, la posibilidad de acceder a tratamientos más eficaces, en la restauración con coronas totalmente cerámicas.

2. MARCO TEORICO

El surgimiento de materiales cerámicos se remonta al año 1000 a. de C. en la cultura China, pero fue sólo hasta 1717 cuando D'Entrecolles reveló el proceso de manufacturación de la porcelana, gracias al cual se dio inicio a la aplicación de éste material en el campo de la odontología; y desarrollos como los llevados a cabo por Duchateau, Chemont, Fouchard y Fanci entre otros, condujeron al advenimiento del uso de éste material en múltiples condiciones clínicas para la rehabilitación de pacientes que han perdido sus condiciones estéticas y funcionales óptimas. **(Castellani, 1994).**

El incremento en el uso de restauraciones totalmente cerámicas se debe a la facilidad que ofrecen éstas para imitar las propiedades ópticas de los dientes naturales y satisfacer así las demandas estéticas que aumentan progresivamente con el transcurso de los años, y que no se logran de igual manera cuando se usa una subestructura metálica. Los requerimientos exigidos para el uso de una restauración incluyen la manipulación de la luz, la resistencia, la prediscibilidad, el éxito clínico a largo plazo y la biocompatibilidad. Los sistemas cerámicos ofrecen máxima estética debido a su capacidad de transmitir la luz, una reducción dentaria ligeramente menor que la necesaria para restauraciones metal-cerámicas y una buena respuesta tisular al contacto con los tejidos. **(McLaren et al., 2002).**

El principal problema reportado en estudios y observaciones clínicas propios de las restauraciones totalmente cerámicas ha sido desde sus inicios la menor resistencia a la fractura que ofrecen estos materiales frente a las condiciones de carga ejercidas en el ámbito de la cavidad oral, al ser comparadas con las restauraciones que combinan una subestructura metálica con recubrimiento cerámico. Con el fin de mejorar esta condición desfavorable se han desarrollado cerámicas infiltradas por vidrio que ofrecen una distribución más homogénea y un tamaño más fino de las partículas de cristal que las cerámicas feldespáticas lo que se ha traducido en una mejor resistencia a las fuerzas flexurales. **(McLaren et al., 2002).**

La preparación dentaria, la cementación y el selle marginal son factores muy importantes en la longevidad de restauraciones cerámicas debido a su influencia sobre la resistencia a la fractura. 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, duplicar el color de los dientes naturales y resistir los ataques mecánicos y químicos del medio oral por un periodo prolongado de tiempo. 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 ellos se puede lograr una uniformidad micro estructural, mejor densidad, menor porosidad y disminución de fuerzas residuales. **(McLaren et al., 2002)**. 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 por tecnología CAD/CAM, los parámetros son más cuantificables, y el uso de test de elementos finitos es de gran ayuda para determinar las distribuciones de tensión. **(Jager et al., 2005)**.

En la actualidad muchos de los fenómenos físicos pueden ser descritos o expresados de forma matemática o con ecuaciones. El test 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 podrán ser comprobados en estudios futuros que sigan la misma línea de investigación. Este método es una herramienta de cálculo numérico que permite simular tensiones en modelos matemáticos bi o tridimensionales, reproduciendo estructuras complejas como el esmalte, la dentina, el ligamento periodontal o el hueso alveolar. El principio básico de ésta técnica es la visualización de la estructura, ensamblada en un número finito de elementos estructurales a un número finito de puntos y en el cual, el software analiza mediante un computador compatible las características del modelo. **(Duret y col. 1996)**.

Desde inicios de 1990, se han buscado cerámicas dentales con los resultados estéticos, resistencia, precisión y calidad necesarios. Aunque las cerámicas con base de sílice permitieron lograr resultados estéticos satisfactorios y pronosticables, difícilmente alcanzaron los requerimientos ISO 6872 de fuerza flexural. Por lo tanto se ha ido desarrollando un material cerámico que tenga valores más altos de fuerza flexural para mejorar las propiedades mecánicas enfocándose en el uso de alúmina. McLean y Hugles (1965), reportaron que la fuerza de la porcelana feldespática aumentaría con la adición de polvo de alúmina. Vita® produjo una cofia hecha en óxido de aluminio (con una concentración del 70%) infiltrada por un vidrio, obteniendo valores de fuerza flexural casi 4 veces más altos que los obtenidos anteriormente. Los discos de aluminio puro son mucho más fuertes que la porcelana regular (casi 8 veces) y se han propuesto como biomaterial en diversas aplicaciones clínicas. **(Fradeani, 2005)**.

El incremento en el interés por la estética en la odontología ha generado que incursionen a la práctica clínica las restauraciones totalmente cerámicas, y el mercado esta lleno de sistemas que aseguran color, longevidad y compatibilidad. IPS Empress, por ejemplo, es una cerámica prensada que

usa la técnica de cera perdida, es una combinación de porcelana feldespática con cristales de leucita. Después de encerar la corona a su forma y contorno adecuados, se reviste en un recipiente especial, y de un cilindro cerámico y prensado al vacío se obtiene la estructura. **(Josephine y col., 2001).**

Las restauraciones totalmente cerámicas están influenciadas no solo por la resistencia a la fractura de los materiales componentes sino por la geometría de la prótesis además del tamaño y localización de los defectos. Es por tanto imperativo un estudio que compare la resistencia a la fractura de los sistemas totalmente cerámicos usando una geometría reproducible y sencilla de la muestra. La necesidad de introducir materiales y técnicas nuevos para la fabricación de restauraciones cerámicas estéticas con adaptación marginal y resistencia mejorada ha cobrado gran importancia especialmente para las áreas posteriores de la boca donde las fuerzas son más altas que en la región anterior y pueden alcanzar valores de hasta 522 Nw. **(Pallis y col., 2004).**

A comienzos de los años 50, las cerámicas empleadas en coronas convencionales de porcelana, fueron porcelanas feldespáticas sinterizadas a altas temperaturas. Debido a la fuerza relativamente baja de esta clase de porcelana, McLean desarrollo un material de porcelana reforzado con alumina para la fabricación de coronas y carillas, las cuales proveen mejores condiciones estéticas para los dientes anteriores que las coronas metal cerámicas, pero presentan una fuerza flexural mas baja que limita su uso en los dientes posteriores. **(Rizkalla y col., 2004).**

Desde 1980 se ha usado el sistema CAD-CAM en aplicaciones odontológicas. La ADA exige que este tipo de sistemas tengan una técnica exacta de recolección de datos, sistematización adecuada para procesar y diseñar las restauraciones y un sistema preciso de elaboración. Se han usado varios métodos para recoger los datos tridimensionales del diente preparado por medio de cámaras ópticas, digitalización por contacto y exploración láser. En el sistema de producción CAD/CAM, el tamaño y forma total del diente preparado se registran y almacenan electrónicamente, y mediante el desarrollo de algoritmos ciertos parámetros de la preparación se pueden calcular. Muchos tipos de coronas cerámicas se han creado durante los últimos 10 años. **(Andersson y col., 2003).** Los sistemas CAD-CAM incluyen: Cerec 3D e Inlab® (desarrollado por Mormann y Brandestini), President DSS®, Procera®, Lava®, Cercon Smart Ceramics®, Everest®, Denzirt®, Denta CAD®, Evolution D4D®. Estos sistemas permiten la automatización de los procedimientos en poco tiempo y con buena calidad minimizando las inexactitudes. **(Liu, 2005).**

Los materiales restaurativos para CAD-CAM incluyen alumina sinterizada o zirconia en combinación con cerámicas diseñadas especialmente para satisfacer la demanda de coronas posteriores y PPF. Dicor® y Vita2® se han usado con éxito pero no son tan fuertes para soportar la carga oclusal cuando se usan en restauraciones posteriores, por esta razón el uso de alumina y zirconia en los sistemas CAD-CAM. Los sistemas CAD/CAM se pueden aplicar a las restauraciones que requieran cofias metálicas al igual que para la fabricación de pilares y barras de sobre dentaduras para implantes. Cerec® 1 y 2 utiliza un scanner óptico del diente preparado por medio de una cámara que genera una imagen digital tridimensional en el monitor y luego la restauración se diseña y se trabaja. Con Cerec® 3D el operador registra imágenes múltiples en segundos ayudando a preparar varios dientes en el mismo cuadrante creando un colado virtual. La restauración se diseña y se transmite a una unidad remota de trabajo para su fabricación, el software puede colocar la restauración en la estructura virtual para proporcionar el contacto adyacente mientras se diseña la siguiente restauración. Una evaluación in Vitro de coronas cerámicas CAD-CAM que compara la adaptación marginal entre Cerec® 2 y Cerec® 3D concluyó que este último fue significativamente mayor. (Liu, 2005).

El sistema Cerec Inlab® es una evolución del Cerec® 3 que se utiliza para elaborar estructuras en una sola visita. El bloque se coloca en el sistema y se escanea ópticamente. En el monitor se visualiza y se diseña la cofia por medio del software, luego el bloque se trabaja hasta convertirlo en una cofia a la que se le infiltra un vidrio especial para colocar en el horno a 1100°C, donde el vidrio se funde y por acción capilar llena los espacios intersticiales entre los granos del material. La fase cerámica y la de vidrio forman una malla continua de interconexión. (McLaren y col., 2002).

En 1997 la introducción del Cerec 1® y el sistema Cerec 2® (Sirona®) ayudo a los usuarios de Cerec® a diseñar y trabajar coronas posteriores para sistemas totalmente cerámicos. Una cerámica modificada In Ceram Spinell® usa $MgAl_2O_4$ como fase cristalina para mejorar la traslucidez de la corona y por lo tanto la estética de la restauración final. Una desventaja es que su fuerza mecánica es mas baja comparada con In Ceram® alumina (283 Mp frente a 530 Mp). Según los resultados del estudio de Probst en 1996, la adaptación marginal aumento de 42 a 82% para coronas In ceram® alumina y de 58 a 63% para coronas Spinell®. Existen reportes del desempeño de las coronas In Ceram® alumina, en una evaluación clínica de coronas en anteriores y posteriores después de un periodo de servicio de 2.5 años, donde no se observo fractura completa. En el estudio de Haselton en el 2000, se evaluó el desarrollo clínico de 80 coronas in Ceram® alumina colocadas entre 1994 y 1997, en este caso una corona de un molar se fracturó a través del núcleo y la carilla. McLaren en el 2000 reportó la sobrevivencia de coronas In Ceram® alumina, 408 coronas en 107 pacientes

fueron controlados por periodos de 1 a 86 meses y se observaron 14 fracturas en 3 pacientes. In Ceram Spinell® tiene una resistencia mecánica menor que In Ceram alúmina. El uso de esta cerámica para coronas premolares y molares no se ha reportado en la literatura. A pesar de las fracturas, la calidad clínica de las coronas In Ceram® Alumina y Spinell generadas por computador es excelente. **(Bindl y col., 2002).**

Las cerámicas de oxido de aluminio In Ceram® son un material de alta resistencia que se ha usado con éxito en lugar del metal para las subestructuras de coronas. El sistema consiste en el empaque de partículas de oxido de aluminio dentro de un yeso refractario sometido a 1120°C durante 2 horas, la cofia resultante es una estructura porosa que luego se infiltra con vidrio lantano y que se somete a una segunda sinterización a 1100°C por 4 horas, la infiltración del vidrio lantano aumenta la resistencia de la cerámica alúmina. El efecto de fortalecimiento del vidrio inter penetrante y la estructura de alúmina, se basa principalmente en la limitación efectiva de la propagación de las líneas de fractura en la cerámica. Las mediciones de la fuerza flexural muestran que In Ceram® alumina es 3 a 4 veces mas fuerte que la cerámica feldespática. Las evaluaciones de resistencia a la fractura también documentan la fuerza de In Ceram® alumina. La cofia de In Ceram® se cubre con cerámica feldespática (Vitadur Alpha®) para restaurar la morfología del diente natural con adecuada función y estética. **(Bindl y col., 2002).**

En la técnica In Ceram®, el material logra su fuerza por infiltración de la microestructura de alúmina con el vidrio lantano. La fuerza flexural alta del material de alumina infiltrado depende de la fuerza de adhesión entre las partículas de oxido de aluminio y los poros del vidrio lantano. Las propiedades mecánicas de la alumina In Ceram® se pueden mejorar adicionando oxido de zirconia en un 33% aumentando la fuerza flexural hasta los 750 Mp. La cerámica de vidrio disilicato de litio prensado (IPS Empress 2®) tiene mejores propiedades mecánicas que la IPS Empress®, su fuerza flexural y resistencia a la fractura son de 440 mas o menos 0.4 Mp y 3.3 mas o menos 0.3 Mp respectivamente, valores comparables a los obtenidos por alumina In Ceram. **(Rizkalla y col., 2004).**

Lava introducido en el 2002, utiliza un sistema de láser óptico, la estructura se diseña un 20% más grande para compensar la contracción de polimerización. Dicho bloque es de zirconio semisinterizado de 8 colores diferentes. Everest se introdujo en el 2002, un modelo digital tridimensional es generado computando 15 fotografías puntuales, el diseño, se realiza en un software que incluye un movimiento de 5 ejes para generar la morfología precisa. Cercon® se conoce como un sistema CAM, se hace un patrón de encerado de 0.4mm de grueso, el sistema escanea el patrón y hace una cofia en zirconia que se sinteriza en el horno durante 6 a 8 horas. En este

sistema se utiliza una porcelana Cercon S® libre de leucita. La mayoría de las investigaciones concuerdan en que la discrepancia de la adaptación marginal no debe ser mayor de 50 a 100 micras. Los datos actuales indican que la mayoría de los sistemas CAD-CAM generan restauraciones con una adaptación aceptable de menos de 100 micras. (Liu, 2005).

El sistema Procera® basado en tecnología CAD/CAM se desarrolló inicialmente para estructuras de titanio en coronas y PPFs. Este sistema fue introducido en 1994 y desarrollado por Andersson y Oden en cooperación con Nobel, está indicado para coronas cerámicas de dientes únicos anteriores y posteriores. La tecnología CAD/CAM se usa para crear estructuras de óxido de aluminio. El óxido de aluminio cumple con los requerimientos ISO 6474 en cuanto a densidad, tamaño de la partícula y fuerza flexural. El sistema utiliza un computador compatible con IBM, con un escáner especial (Piccolo®) y un software. La lectura de la preparación se hace con una punta activa de forma esférica en zafiro durante 3 a 5 minutos. Se hacen 30000 mediciones usando movimientos en espiral. El contorno externo se diseña en 3D sobre la pantalla (CAD). Las mediciones se transfieren a la estación de trabajo donde la tecnología CAM crea un dado amplificado entre un 15 y un 20% para compensar la contracción durante la sinterización. El polvo de óxido de aluminio se prensa en el dado duplicado, resultando en una estructura muy densa, no porosa y homogénea. Antes de sinterizar, la forma externa de la cofia cerámica es trabajada bajo el control del computador durante unos minutos. Sinterizando a 1600°C la estructura se contraerá a sus dimensiones originales. Después de dos a tres días, las cofias se regresan al laboratorio. Se inspecciona el grosor (0,5mm). La cofia se recubre con cerámica compatible y se sinteriza a 925°C. (Ottl y col., 2000).

Para todos los sistemas totalmente cerámicos los requerimientos en la preparación dental para coronas metal-cerámica convencionales se basan en la experiencia clínica, estudios foto elásticos y medición de fuerza. La introducción de coronas totalmente cerámicas de alta resistencia ha seguido éstas recomendaciones, y ha utilizado los mismos principios de preparación, pero utilizando una línea terminal en chamfer (entre 0.4 y 0.6mm) en lugar de un hombro con inclinación de 90°. (Andersson y col., 2003). Una reducción axial de 1,0 a 1,2mm es suficiente, y una reducción oclusal o incisal de 2mm para lograr las necesidades estéticas y funcionales. Los bordes agudos se deben evitar por razones de concentración de stress y para facilitar el proceso de fabricación. Una preparación uniforme es prerequisite para el escaneo óptico y para el sellado marginal. (Ottl y col., 2000).

El ángulo de convergencia, la altura axial, la forma y el aspecto total de la preparación (superficie pulida) y las áreas retentivas son de gran importancia, no sólo por la retención sino además por la distribución total de las fuerzas

aplicadas a la restauración durante la carga oclusal. Aunque la tasa de fractura es baja en los estudios clínicos controlados en 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 en el margen cervical, y la línea terminal pueden ser de gran importancia en la resistencia a la fractura. Estudios clínicos prospectivos pueden dar respuesta a la importancia de estos parámetros, dado que la falla de las coronas se puede originar por fallas en la preparación inicial. **(Andersson y col., 2003).**

El sellado marginal es uno de los criterios más importantes para determinar el éxito a largo plazo de las restauraciones. La exactitud en la fijación se ha investigado ampliamente en la literatura. Una discrepancia marginal entre 50 y 120 μm es considerada aceptable para mantener la longevidad. La desadaptación de las coronas cerámicas puede afectar la resistencia a la fractura y reducir la longevidad. Diferentes diseños de líneas terminales han sido propuestos, pero aún no es claro cual puede ofrecer la mayor ventaja. Como el sistema Procera® requiere el duplicado de un dado maestro, es importante identificar la exactitud a la cual el diseño de la línea terminal puede duplicarse. La exactitud del selle marginal lograda por cofias Procera® se encuentra dentro de los rangos de aceptabilidad clínica, en promedio de 63 μm , y según los resultados de éste estudio la adaptación marginal no se ve influenciada por el tipo de línea terminal (chamfer u hombro con ángulo redondeado). **(Bindl y col., 2005).**

La discrepancia marginal de restauraciones cerámicas se define como la dimensión vertical desde la línea de terminación de la preparación hasta el margen de la restauración. El tamaño de la discrepancia marginal se afecta por muchos factores como el espesor de la capa de cemento, el diseño de la preparación, la fuerza de ubicación, la configuración marginal y la aspereza de la superficie. **(Kokubo, 2005).**

Una discrepancia marginal aumentada favorece la tasa de disolución del cemento y por lo tanto la microfiliación, lo que puede causar inflamación de la pulpa vital, retención de placa y cambio en la composición de la microflora subgingival indicando el inicio de enfermedad periodontal. Según los resultados arrojados en el estudio de Bindl y Mormann (2005), la discrepancia marginal comparando diferentes sistemas cerámicos fue superior para coronas Procera®. Una discrepancia marginal de 161 μm promedio se ha reportado para coronas cerámicas convencionales, comparado con éste valor, la amplitud del espacio marginal para coronas fabricadas con tecnología CAD/CAM es más baja, siendo en promedio de 44 $\pm$ 23 μm . **(Bindl y col., 2005).**

La sobrevivencia clínica de las restauraciones totalmente cerámicas esta controlada por la densidad, fuerza y localización de las líneas de fractura.

Bajo una carga crítica, las fuerzas residuales y la naturaleza corrosiva de los fluidos orales, posibilitan la propagación de las líneas de fractura ocasionando con el tiempo la fractura de la restauración bajo cargas normales. Comparado con los metales las cerámicas presentan distribución de la fuerza asimétrica mientras que los valores de fuerza para los materiales metálicos se distribuyen uniformemente. Sin embargo 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, por lo tanto las cerámicas preparadas de forma industrial son más fiables estructuralmente. **(Tinschert y col., 2000).**

Las rupturas microscópicas y poros están siempre presentes y son intrínsecos en el material ubicándose en los límites de las fases o durante la fabricación y pulimento de la cerámica. Kelly y Col (1990), y Thompson y Col (1994), recogieron y analizaron coronas In Ceram® clínicamente fallidas. El origen de la falla mas prevalente fue en la superficie de contacto entre el agente adhesivo y el núcleo del las coronas Dicor®, y en la superficie de contacto para las carillas Cerec Store®. Los sistemas restaurativos disponibles usan una variedad de procedimientos para preparar las superficies y para la aplicación de carillas y cementos adhesivos. Estos procedimientos pueden afectar el número de defectos en las superficies de contacto del material y alterar la longevidad de las prótesis. **(Pallis y col., 2004).**

Como las cargas fallidas de las coronas totalmente cerámicas están influenciadas no solo por la resistencia a la fractura de los materiales cerámicos sino por el método de prueba y la distribución de las fallas **(Griffith, 1920)**. Esto puede incluir fallas que ocurren en la superficie de contacto de los materiales que son producidos durante la fabricación de la restauración. En el estudio de Pallis (2004), cada sistema mostró una variedad de orígenes de falla, los más comunes se originaron entre la cofia cerámica y la capa del agente adhesivo, y en la superficie oclusal de la porcelana cerca de la altura cuspídea. Las muestras In Ceram zirconio® mostraron fracturas de volumen, originadas en los sitios mencionados anteriormente. IPS Empress® mostró fracturas originadas en la superficie de contacto entre la porcelana y la cofia cerámica. Algunas muestras presentaron fallas desde la superficie oclusal: 21% (IPS Empress 2®), 7% (In ceram Zirconio®), 27% (Procera All ceram®.) En este estudio las muestras In ceram® tenían las características de falla a la carga más altas y la variación mas baja en la carga a falla, las cargas verticales observadas fueron mucho mas altas que el promedio de cargas máximas que se habían medido clínicamente (189-522 Nw.), sin embargo, las fuerzas laterales son las mas dañinas. Cada sistema totalmente cerámico responde de modo diferente de acuerdo a la preparación del diseño. A pesar de esto los datos

indicaron que las cargas características a la falla para los sistemas de cerámica no fueron estadísticamente diferentes. **(Pallis y col., 2004).**

A pesar del avance tecnológico, la resistencia a la fractura es un limitante en estas restauraciones, y deben igualar la resistencia a la fractura y durabilidad de las coronas metálicas o metal-porcelana. La especificación N° 69 de la ADA se formuló para examinar las propiedades de las restauraciones cerámicas. En el estudio de Josephine, 2001, realizado sobre 10 muestras de porcelana, mediante la aplicación de fuerzas por medio de un Instron, y comparando los sistemas IPS Empress®, In-ceram® y Procera®, las fuerzas flexurales obtenidas fueron de 177Mpa, 323Mpa y 464Mp respectivamente. La ADA N° 69 permite un límite mínimo de fuerza flexural de al menos 100Mp, y aunque todos los sistemas superan ampliamente este nivel, Procera®, según los resultados arrojados por éste estudio, demuestra una mejor fuerza flexural, debido a que tiene un muy alto contenido de alúmina (99%), lo cual explica la superior resistencia a la fractura frente a los otros sistemas cerámicos. **(Josephine y col., 2001).**

Wagner y Chu (1996), reportaron grandes diferencias en la fuerza flexural del material Procera AllCeram ®(687Mpa) cuando se compara con In-Ceram ® (352Mpa). Aún usando un grosor reducido de la cofia (0,4mm), la fuerza flexural mantiene valores altos (450Mpa). En un estudio en el cual se rehabilitaron 123 dientes con coronas Procera®, la tasa de sobrevivencia a 5 años fue de 96,7% para coronas anteriores y 95,15% para coronas posteriores, demostrando por tanto una baja tasa de falla clínica (3,7%). Los resultados clínicos de éste estudio fueron satisfactorios. La modalidad de fractura parece favorable en comparación con los otros sistemas cerámicos, de hecho la mitad de las coronas que fallaron mostraron fracturas con un comportamiento similar a las restauraciones metal-porcelana. **(Fradeani, 2005).**

Oden y col. (1998), evaluaron la función clínica de 97 coronas Procera®, y demostraron que el 97% se encontraron en condiciones excelentes o aceptables. Un estudio multicéntrico (Odman P. y Andersson B, 2001), evaluó 87 coronas Procera® en un periodo de 5 a 10 años. La tasa de éxito fue de 97,7% y 92,2% respectivamente. McLaren y White(2000) reportaron un porcentaje de sobrevivencia de 97,7% para dientes anteriores, 97,9% para premolares y 93,5% para molares en coronas Procera estudiadas por 3 años. Moffa y col. (1988), reportaron una falla del 3,5% a tres años. Sjogren y col. (1999), reportaron una tasa de fractura de 12% en incisivos y caninos, y Erpenstein y Kerschbaum demostraron un 4% de fracturas en dientes anteriores. Comparando los resultados arrojados por estudios con los de Leempoel (1985), donde se estimó un éxito del 95% a 11 años para coronas anteriores y un 5% menos para dientes posteriores, se puede asumir que las coronas Procera® registran un riesgo de pérdida por fractura similar al reportado para coronas metal-cerámicas en dientes anteriores, pero en lo

referente a zonas posteriores o restauraciones múltiples, éste índice de éxito disminuye. **(Fradeani, 2005).**

Los sistemas cerámicos presentan bajas fuerzas flexurales 100-150 Mp que están considerablemente por debajo de las aleaciones de oro usadas para la adhesión a cerámica y por lo tanto están en alto riesgo de falla cuando se usan para la construcción de PPF o coronas posteriores. La naturaleza frágil de las cerámicas exige un margen más grande de seguridad para resistir las fuerzas que el requerido con los metales. Todas las cerámicas dentales tienden a fallar en el mismo esfuerzo crítico del orden de 0.1%. **(Rizkalla y col., 2004).**

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. Comparadas con los metales, las cerámicas presentan distribución de las fuerzas en una forma asimétrica, mientras que los valores de fuerza 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. En un estudio de resistencia en el que utilizaron coronas fabricadas mediante el sistema Procera, fue recomendado que el espesor del material de la cofia sea maximizado, y que el espesor de la porcelana de recubrimiento sea minimizado, con el fin de mejorar las propiedades físicas que contrarresten la posibilidad de fractura de éste tipo de restauraciones. Este estudio concluyó que el incremento del espesor de la cofia cerámica disminuye los esfuerzos tensiles en la cofia, en la porcelana de recubrimiento y en la dentina. **(Webber y col, 2003).**

3. OBJETIVOS

3.1. OBJETIVO GENERAL

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.

3.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS

Evaluar:

- **La resistencia a la fractura que ofrece una cofia en alúmina densamente sinterizada con tecnología CAD-CAM, diseñada siguiendo el contorno de la preparación sin ningún tipo de refuerzo, para la restauración con coronas totalmente cerámicas de cubrimiento completo, aplicando una prueba de carga continua.**
- **La resistencia a la fractura que ofrece una cofia en alúmina densamente sinterizada con tecnología CAD-CAM diseñada siguiendo el contorno de la preparación con refuerzo meso-distal (MD) para la restauración con coronas totalmente cerámicas aplicando una prueba de carga continua.**
- **La resistencia a la fractura que ofrece una cofia en alúmina densamente sinterizada con tecnología CAD-CAM diseñada siguiendo el contorno de la preparación con refuerzo vestibulo-palatino (VP) para la restauración con coronas totalmente cerámicas aplicando una prueba de carga continua.**
- **La resistencia a la fractura que ofrece una cofia en alúmina densamente sinterizada con tecnología CAD-CAM diseñada siguiendo el contorno de la preparación con refuerzo en todas las superficies oclusales (MDVP), para la restauración con coronas totalmente cerámicas aplicando una prueba continua.**
- **Determinar la zona de mayor concentración de esfuerzos en los cuatro diseños descritos, a través de un análisis de elementos finitos tridimensional.**

4. HIPOTESIS

4.1. HIPOTESIS NULA

No existen diferencias estadísticamente significativas, entre la resistencia a la fractura que ofrecen cuatro diferentes diseños de cofias en alúmina densamente sinterizada con tecnología CAD-CAM, para la restauración con coronas totalmente cerámicas.

4.2. HIPOTESIS ALTERNA

Existen diferencias estadísticamente significativas entre la resistencia a la fractura que ofrecen cuatro diferentes diseños de cofias en alúmina densamente sinterizada con tecnología CAD-CAM, para la restauración con coronas totalmente cerámicas.

5. METODOLOGIA

5.1 TIPO DE ESTUDIO

Experimental in Vitro, debido a que se realizó una asignación por aleatorización, y una manipulación de la variable de interés en tres grupos correspondientes a cada diseño con refuerzos y se seleccionó como grupo control el diseño sin refuerzos.

5.2. POBLACION EXPERIMENTAL

40 cofias en alúmina densamente sinterizada.

5.3. CRITERIOS DE SELECCIÓN

5.3.1. CRITERIOS DE INCLUSION

- Espesor de la cofia de 0,6mm.
- Refuerzo con un espesor de 1,5mm.
- Dimensiones de cada cilindro:
 - Representación de la preparación: 5mm de altura, 6mm de diámetro, hombro de 1mm, ángulo de convergencia oclusal de 16° y relación CO/VP de 0,4.
 - Base: 8mm de diámetro y 12mm de alto.
- Dimensiones de la corona completa
 - Altura de 9mm por vestibular y 8mm por palatino
 - Ancho MD 8mm.
 - Ancho VP de 10mm.

5.3.2. CRITERIOS DE DESCONTINUACION

- Fracturas de la cofia antes realizar las pruebas de carga.
- Desadaptación marginal
- Fracturas de la porcelana de recubrimiento

5.4. GRUPO CONTROL

- Grupo 1: 10 Cofias fabricadas en alúmina densamente sinterizada con tecnología CAD-CAM diseñadas siguiendo el contorno de la preparación sin ningún tipo de refuerzo, recubiertas con cerámica feldespática, cementadas con ionómero de vidrio modificado con resina, y a las cuales se les aplicó una prueba de carga continua.

5.4.1. GRUPOS EXPERIMENTALES

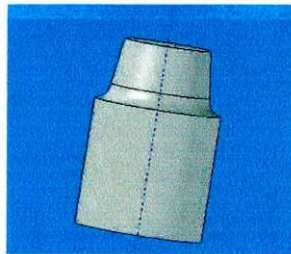
- Grupo 2: 10 Cofias fabricadas en alúmina densamente sinterizada con tecnología CAD-CAM diseñadas siguiendo el contorno de la preparación con refuerzo MD, recubiertas con cerámica feldespática, cementadas con ionómero de vidrio modificado con resina y a las cuales se les aplicó una prueba de carga continua.
- Grupo 3: 10 Cofias fabricadas en alúmina densamente sinterizada con tecnología CAD-CAM diseñadas siguiendo el contorno de la preparación con un refuerzo VP, recubiertas con cerámica feldespática, cementadas con ionómero de vidrio modificado con resina y a las cuales se les aplicó una prueba de carga continua.
- Grupo 4: 10 Cofias fabricadas en alúmina densamente sinterizada con tecnología CAD-CAM diseñadas siguiendo el contorno de la preparación con refuerzo en todas las superficies oclusales (MDVP), recubiertas con cerámica feldespática, cementadas con ionómero de vidrio modificado con resina y a las cuales se les aplicó una prueba de carga continua.

5.5. VARIABLES DE ESTUDIO

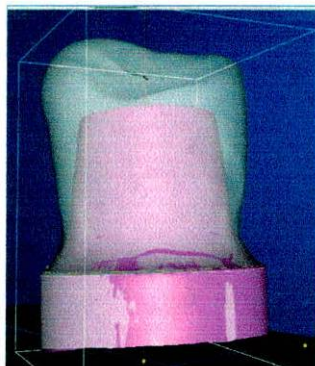
NOMBRE DE LA VARIABLE	DEFINICIÓN	OPERACIONALIZACION	ESCALA DE MEDICIÓN	CATEGORIZACION	RELACION DE VARIABLES	INSTRUMENTO
RESISTENCIA A LA FRACTURA	Respuesta interna de un cuerpo cuando es sometido a una carga externa que sobrepase su deformación plástica.	Kilogramos/Fuerza (Kg)	Continua	Cuantitativa	Dependiente	INSTRON
		Escala de Von Misses	Nominal	Cualitativa	Dependiente	Análisis FEA
DISEÑO DE LA COFIA	Es la forma o contorno de la base o centro que le da soporte a una estructura (a las coronas totalmente cerámicas).	➤ Sin refuerzo ➤ Refuerzo M y D. ➤ Refuerzo V y P ➤ Refuerzo M,D,V y P.	Nominal	Cualitativa	Independiente	Visual

5.6 PROCEDIMIENTO

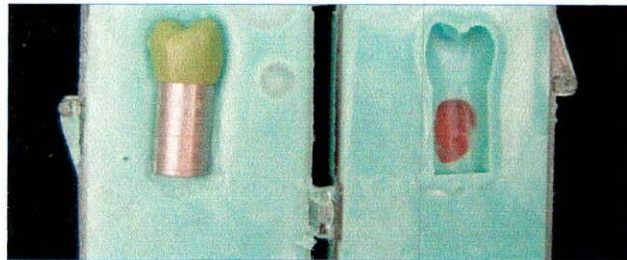
Diseño de los cilindros: Se utilizaron 40 estructuras cilíndricas en acero con bajo contenido de carbono, fabricados en una maquina de torno con buriles de desgaste, cuyas dimensiones fueron: una base de 8mm. de diámetro y 12mm de alto; la parte correspondiente a la representación de la preparación dentaria fue fabricada con una altura céntrico-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.



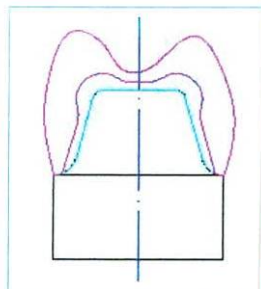
Diseño de la cofia: Sobre cada uno de los cilindros se realizó un encerado correspondiente a cada diseño de acuerdo con la distribución de los grupos y previamente estandarizado con la utilización de una matriz de silicona de polimerización por adición. Por medio del scanner Piccolo® del sistema Procera® (Tabla 1), 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. El polvo de óxido de aluminio se prensó en el dado duplicado. Antes de sinterizar, la forma externa de la cofia cerámica es trabajada bajo el control del computador durante unos minutos. Sinterizando a 1600°C la estructura se contrae a sus dimensiones originales. Después de cinco días, las cofias fueron enviadas al laboratorio. Se inspeccionó el grosor de cada diseño, siendo éste de 0,6mm y con un refuerzo de 2,5mm según las especificaciones de cada grupo.



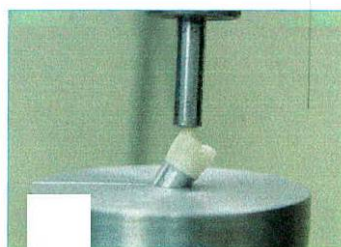
Diseño de la corona: Se realizó un encerado con la morfología correspondiente a un diente premolar superior. Se tomó una matriz en silicona de condensación por adición, que sirviera como parámetro para la estandarización de la superestructura en porcelana feldespática (Vita Duralpha)®. Posteriormente,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



Diseño del espécimen: Cada corona se cementó con presión digital en los cilindros con cemento de ionómero de vidrio modificado con resina (Fuji Plus) y los excesos fueron removidos.



Diseño de la prueba de resistencia: Para realizar la prueba de resistencia se utilizó una maquina universal de pruebas Instron, la cual consta de dos prensas, una superior que sostiene una aguja cuya punta fue un cilindro de punta plana con el que se aplicó una carga puntual continua y compresiva; y una prensa inferior en la cual se colocaron las muestras. Los especimenes se montaron sobre una base metálica en acero de bajo contenido de carbono previamente torneado, cuyas dimensiones fueron 6cm de diámetro por 4 cm de alto, esta base fue fabricada con un orificio en la parte central, en el cual encajaron los cilindros permitiendo que estos, al momento de llevarlos al Instron, quedaran inclinados 30 grados con respecto a la base. Posteriormente se recogieron los datos arrojados por la máquina de pruebas.



Análisis de elementos finitos:

Para llevar a cabo el estudio, se realizaron las siguientes actividades:

- **Dimensionamiento de las probetas:**
Toma de medidas para definir la geometría de cada modelo, de acuerdo a cada diseño de cofia.
- **Elaboración de modelos:**
Con la geometría ya definida se desarrolló el modelo de cada grupo o diseño de cofia.
- **Selección de materiales:**
Se definieron las propiedades de cada uno de los materiales involucrados en el análisis. Para el presente estudio solo se requiere el Modulo de Elasticidad y la Relación de Poisson.
- **Carga a aplicar:**
De acuerdo a ensayos físicos de los mismos diseños evaluados en este estudio, se aplicó la fuerza de rotura de las probetas.
- **Obtención de resultados:**
Se realizó la solución del modelo para calcular el estado de esfuerzos y deformaciones de cada diseño de cofia.
- **Análisis de resultados:**
Se realizó una escala de cada diseño de cofia de acuerdo a su capacidad de absorber la carga aplicada.

Para realizar los modelos matemáticos de cada grupo de prueba se elaboró cada una de las curvas y superficies de los sólidos de cada estructura. Primero se definieron los puntos, luego las líneas y áreas, y por ultimo los volúmenes. A continuación se procedió a definir el número de divisiones de cada curva para generar los nodos y elementos de cada uno de los componentes de las probetas.

La tabla 2 indica las propiedades utilizadas para cada uno de los materiales incluidos en la simulación.

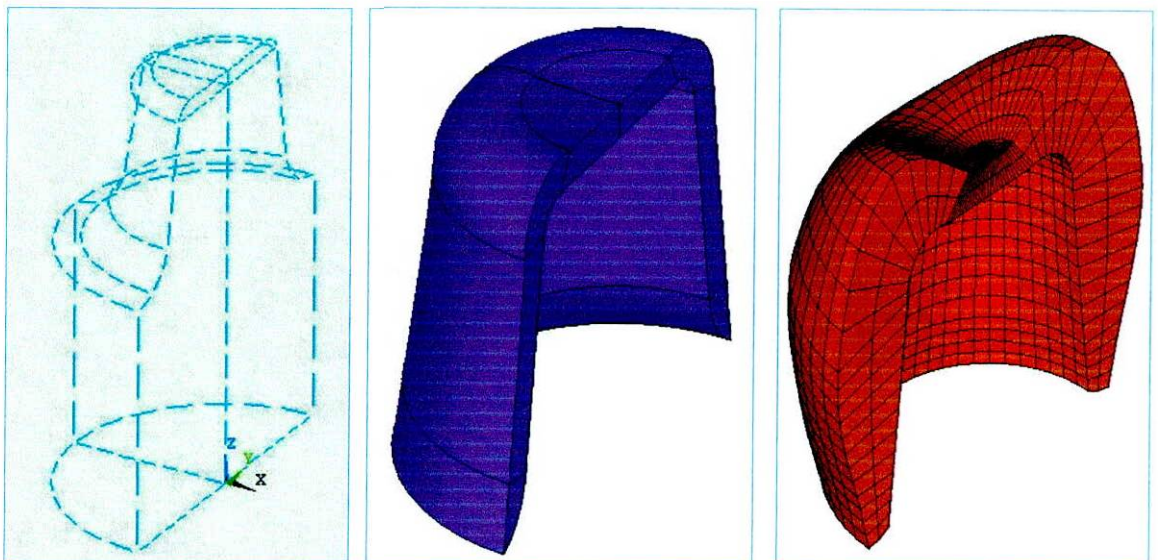


Tabla 2. Propiedades mecánicas de los materiales y componentes.

MATERIAL		MODULO DE ELASTICIDAD [GPa]	RELACIÓN DE POISSON
CILINDRO	ACERO	200	0.30
	DENTINA	18.6	0.31
COFIA	Alúmina densamente sinterizada	418	0.22
CORONA	Cerámica Feldespática	70	0.28
CEMENTO	Ionómero de Vidrio	1.1	0.32

De acuerdo a los ensayos de laboratorio, fue posible obtener la carga máxima aplicada a cada una de las probetas de cada grupo. La tabla 3 indica el promedio de fuerza máxima en kN aplicada justo antes de la fractura, para cada grupo de probetas, adicionalmente se incluyó el intervalo de confianza para una probabilidad del 95%.

Tabla 3. Fuerza Máxima en KNw

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

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 de la probeta

Con la información acerca de forma, materiales y carga fue posible obtener resultados a partir de la simulación de cada modelo. Para este estudio se realizó la simulación con los cilindros hechos en acero, procurando 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.

5.7 CONSIDERACIONES ETICAS

Al considerar los parámetros éticos se plantea que la investigación es sin riesgo debido a que es un estudio in Vitro. No se involucran variables biológicas, fisiológicas, psicológicas ni sociales de personas o seres vivos.

5.8. ANALISIS ESTADISTICO

Para el presente estudio 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 $p=0,05$.

6. RESULTADOS

6.1. PRUEBA DE CARGA CONTINUA

La tabla contiene los datos arrojados en la prueba de carga continua aplicada a los diez especímenes de cada grupo.

Tabla 4. Resultados prueba de carga continua

	GRUPO 1	GRUPO 2	GRUPO 3	GRUPO 4
Especímen 1	2	3,095	3,373	2,595
Especímen 2	1,881	1,546	2,966	1,889
Especímen 3	0,972	1,83	3,28	2,755
Especímen 4	3,422	2,945	3,527	3,936
Especímen 5	2,644	4,157	3,235	3,059
Especímen 6	1,235	2,686	1,222	3,006
Especímen 7	1,647	2,879	3,349	3,044
Especímen 8	0,969	2,962	3,373	3,592
Especímen 9	1,725	3,233	3,143	2,928
Especímen 10	1,634	2,806	3,034	3,226

Se analizó la variable resistencia a la fractura, medida en kilogramos fuerza, de acuerdo con el diseño de la cofia: Sin Refuerzo, Refuerzo M y D, Refuerzo V y P y Refuerzo M,D,V y P. Se encontraron diferencias significativas entre los grupos ($p=0.001$ –ANOVA, Tabla 4, Grafico 1) ($p = 0.174$, Anexo 1. Prueba de Normalidad de Kolmogorov-Smirnov).

Tabla 5. Análisis de varianza de la Resistencia a la Fractura

	SUMA DE CUADRADOS	df	PROMEDIO DE CUADRADOS	F	Sig.
ENTRE GRUPOS	10,108	3	3,369	7,32	0,001
DENTRO DE GRUPOS	16.551	36	0,46		
TOTAL	26.659	39			

6.2. ANALISIS DE ELEMENTOS FINITOS

Los resultados obtenidos en la prueba de elementos finitos corroboran resultados arrojados con la prueba de carga continua. No se observaron diferencias significativas al comparar los modelos realizados sobre cilindros en acero y los realizados sobre cilindros en dentina, sin embargo, se observó que el menor módulo elástico de la dentina, disipa las cargas más eficazmente. La zona de mayor concentración de esfuerzos se ubicó inmediatamente adyacente al punto de aplicación de la carga en los modelos realizados sobre las estructuras cilíndricas, y en el margen cervical cuando la simulación fue hecha sobre el cilindro en dentina.

A continuación se tabulan los esfuerzos máximos de VonMises 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 rotura, 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)

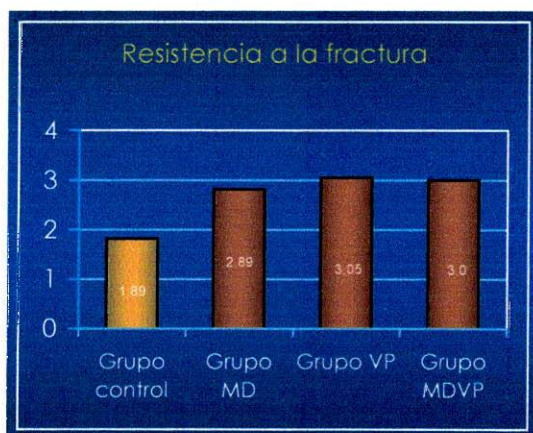
Tabla 7. Resumen de esfuerzos VonMises máximo y fuerza aplicada, Cilindros en acero

	ESFUERZO DE VONMISES				
GRUPO	ACERO	COFIA	CORONA	SUMA	FUERZA
SIN REFUERZO	1,57	16,80	97,11	115,48	1,895
REFUERZO VP	2,09	16,91	112,80	131,80	2,805
REFUERZO MD	1,77	5,77	128,86	136,40	3,253
REFUERZO MDVP	1,73	8,48	134,47	144,68	3,026

Tabla 8. Resumen esfuerzos de VonMises máximo y fuerza aplicada, Cilindros en dentina

	ESFUERZO DE VONMISES				
GRUPO	ACERO	COFIA	CORONA	SUMA	FUERZA
SIN REFUERZO	0,94	17,52	95,79	114,25	1,895
REFUERZO VP	1,07	16,81	111,06	128,94	2,805
REFUERZO MD	1,06	4,93	126,89	132,88	3,253
REFUERZO MDVP	1,10	7,49	132,36	140,95	3,026

Grafico 1. Resistencia a la fractura promedio según los tipos de cofia.



Existen diferencias significativas entre las cofias Sin Refuerzo y Con Refuerzo ($p=0.718$, Tabla 5. Student-Newman-Keuls, Grafico 1)

Tabla 6. Prueba de comparaciones múltiples Student-Newman Keuls

Grupos	N	Nivel de significancia= 0.5	
		1	2
1	10	1,81	
2	10		2,81
3	10		3,05
4	10		3
Sig.		0,001	0,174

El promedio $\pm$ la SD de la resistencia a la fractura del Grupo Control fue de $1,8129 \pm 0,7557$, Del Grupo 1 fue de $2,8139 \pm 0,7222$, Del grupo 2 fue de $3,502 \pm 0,6642$ y del Grupo IV fue de $3,0030 \pm 0,5524$. (Anexo 2, Gráfico 1).

Las tablas 7 y 8 indican el esfuerzo de VonMises máximo obtenido 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 en cada grupo se aplicó una fuerza diferente, resultó indispensable encontrar un valor que sea comparativo para cada grupo. Por éste motivo se calculó el índice de esfuerzo máximo para cada grupo, su resultado proviene de dividir el esfuerzo máximo de VonMises 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 cual es el grupo que genera menos esfuerzo o que puede absorber más carga en cada una de sus estructuras debido a su diseño.

Tabal 9. Índice de esfuerzo de VonMises con respecto a la fuerza aplicada en cada grupo usando cilindros en acero.

	INDICE DE ESFUERZO			
GRUPO	ACERO	COFIA	CORONA	GENERAL
SIN REFUERZO	0,83	8,87	51,25	60,95
REFUERZO VP	0,75	6,03	40,22	47,00
REFUERZO MD	0,54	1,77	39,61	41,93
REFUERZO MDVP	0,57	2,80	44,44	47,82

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

	INDICE DE ESFUERZO			
GRUPO	ACERO	COFIA	CORONA	GENERAL
SIN REFUERZO	0,50	9,25	50,56	60,30
REFUERZO VP	0,38	5,99	39,60	45,98
REFUERZO MD	0,33	1,52	39,00	40,84
REFUERZO MDVP	0,36	2,48	43,75	46,59

6. RESULTADOS

6.1. PRUEBA DE CARGA CONTINUA

La tabla contiene los datos arrojados en la prueba de carga continua aplicada a los diez especímenes de cada grupo.

Tabla 4. Resultados prueba de carga continúa

	GRUPO 1	GRUPO 2	GRUPO 3	GRUPO 4
Especímen 1	2	3,095	3,373	2,595
Especímen 2	1,881	1,546	2,966	1,889
Especímen 3	0,972	1,83	3,28	2,755
Especímen 4	3,422	2,945	3,527	3,936
Especímen 5	2,644	4,157	3,235	3,059
Especímen 6	1,235	2,686	1,222	3,006
Especímen 7	1,647	2,879	3,349	3,044
Especímen 8	0,969	2,962	3,373	3,592
Especímen 9	1,725	3,233	3,143	2,928
Especímen 10	1,634	2,806	3,034	3,226

Se analizó la variable resistencia a la fractura, medida en kilogramos fuerza, deacuerdo con el diseño de la cofia: Sin Refuerzo, Refuerzo M y D, Refuerzo V y P y Refuerzo M,D,V y P. Se encontraron diferencias significativas entre los grupos ($p=0.001$ –ANOVA, Tabla 4, Grafico 1) ($p = 0.174$, Anexo 1. Prueba de Normalidad de Kolmogorov-Smirnov).

Tabla 5. Análisis de varianza de la Resistencia a la Fractura

	SUMA DE CUADRADOS	df	PROMEDIO DE CUADRADOS	F	Sig.
ENTRE GRUPOS	10,108	3	3,369	7,32	0,001
DENTRO DE GRUPOS	16.551	36	0,46		
TOTAL	26.659	39			

7. DISCUSION

Los sistemas diseñados para la fabricación de restauraciones totalmente cerámicas, han mostrado comportamientos favorables en cuanto a biocompatibilidad, estética, función y éxito clínico. 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).

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 cuspídeos 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.

8. CONCLUSIONES

- 8.1. Los grupos con diseño protectivo de la cofia mostraron valores significativamente más altos de resistencia a la fractura que el grupo control.

1,89 KNw	2,89KNw	3,05KNw	3KNw
SIN REFUERZO	REFUERZO MD	REFUERZO VP	REFUERZO MDVP

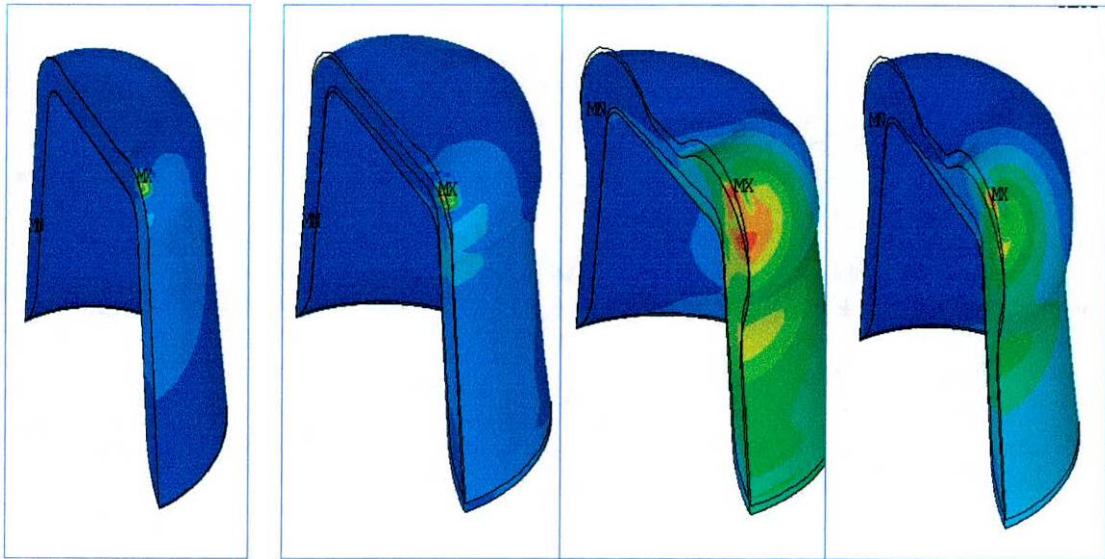
- 8.2. En el análisis de elementos finitos no se observaron diferencias significativas al comparar los modelos realizados sobre cilindros en acero y los realizados sobre cilindros en dentina, sin embargo, permitieron observar que el menor módulo elástico de la dentina, disipa las cargas más eficazmente.

	SIN REFUERZO	REFUERZO MD	REFUERZO VP	REFUERZO MDVP
CILINDROS EN ACERO	60,95	47	41,93	47,82
CILINDROS EN DENTINA	60,30	45,98	40,84	46,59

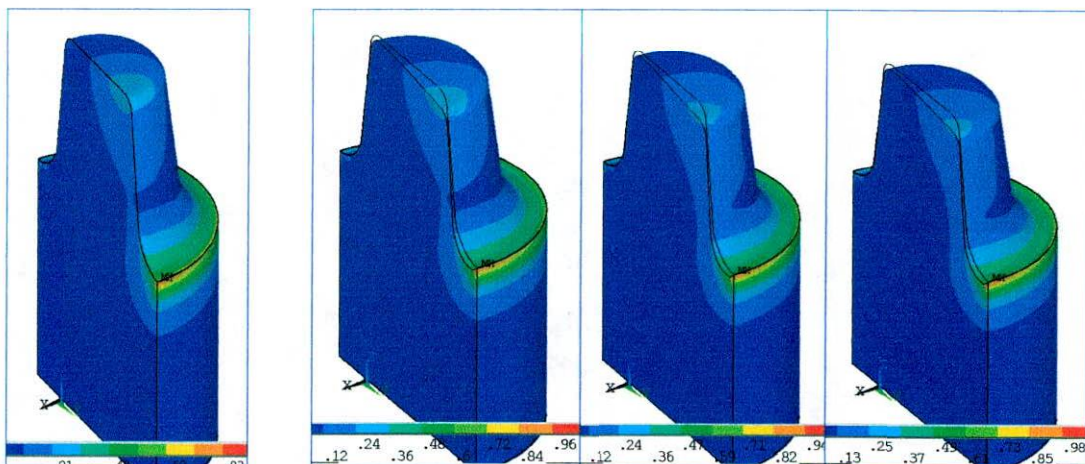
- 8.3. El diseño de cofia con refuerzo VP, ofrece una capacidad superior de absorber cargas, con respecto a los otros diseños.

SIN REFUERZO	REFUERZO MD	REFUERZO VP	REFUERZO MDVP
60,3 Mpa	45,98Mpa	40,84Mpa	46,59Mpa

- 8.4.** Los modelos con refuerzo mostraron una distribución de esfuerzos más uniforme a nivel de la subestructura, comparados con el modelo sin diseño.



- 8.5.** La línea terminal de la preparación fue uno de los sitios de mayor concentración de esfuerzos en los cuatro modelos.



- 8.6.** El FEA y la prueba de carga mostraron resultados similares, lo que aumenta la validez de los resultados.

9. RECOMENDACIONES

- 9.1.** Debido a la dificultad para disponer de las características mecánicas de los materiales empleados en las restauraciones totalmente cerámicas, es importante considerar la realización de ensayos de laboratorio para determinar sus propiedades, pruebas que igualmente, pueden ser útiles, como mecanismos de control de calidad.
- 9.2.** Por lo mencionado anteriormente respecto al espesor de los refuerzos, el desarrollo de un estudio teórico-práctico en éste aspecto puede ampliar el campo de aplicación de cada tipo de refuerzo.

10. ASPECTOS TECNICOS Y ADMINISTRATIVOS

Tablas del Presupuesto

Tabla 11. Presupuesto global de la propuesta por fuentes de financiación

RUBROS	TOTAL
PERSONAL	2.400.000
EQUIPOS	810.000
MATERIALES	5.000.000
MATERIAL BIBLIOGRÁFICO	100.000
TOTAL	8.310.000

Tabla 12. Descripción de los gastos de personal

Investigador/auxiliar	Formación académica	Función dentro del proyecto	Dedicación Horas/semana	Presupuesto
Ingeniero Germán Romero	Ingeniero Mecánico	Colaborador	3	300.000
Ingeniero Federico Jaramillo	Ingeniero Mecánico	Modelado de los diseños	2	2.100.000
TOTAL				2.400.000

Tabla 13. Descripción y cuantificación de los equipos de uso propio

Equipo	Valor
Instron	810.000
Scanner Piccolo	4.500.000
Torno	300.000
TOTAL	6.150.000

Tabla 14. Materiales y suministros

Materiales	Valor
Cerámica Feldespática	390.000
Acero de bajo contenido de carbono	150.000
Espátulas de cerámica	40.000
Cera	5.000
Guantes	9.500
Tapabocas	9.000
Cemento de ionómero de vidrio modificado con resina	150.000
Piedras para pulir porcelana	50.000
Pinceles	30.000
Resmas de papel	15.000
Cartucho de tinta para computador	15.000
Lapiceros	1.500
Fotocopias	100.000
Cofias en alúmina	4.500.000
TOTAL	5.500.000

Tabla 15. Bibliografía

Ítem	Justificación	Valor
Journals	Información actualizada	100.000
TOTAL		100.000

ANEXOS

CRONOGRAMA DE ACTIVIDADES

ACTIVIDAD / SEMESTRE ACADEMICO	I	II	III	IV
Elaboración de Instrumentos	X	X	X	
Selección y capacitación de recolectores de información		X	X	
Presentación del proyecto en las instituciones			X	
Prueba piloto				X
Análisis de información y ajuste de los instrumentos (prueba piloto)				X
Recolección de información				X
Digitación de la Información				X
Procesamiento y análisis de la información				X
Preparación de los informes de avance				X
Preparación informe final				X
Presentación y divulgación de los resultados				X
Elaboración de Artículo				X

GRAFICOS TEST DE ELEMENTOS FINITOS

GRUPO CONTROL

USANDO CILINDROS EN ACERO

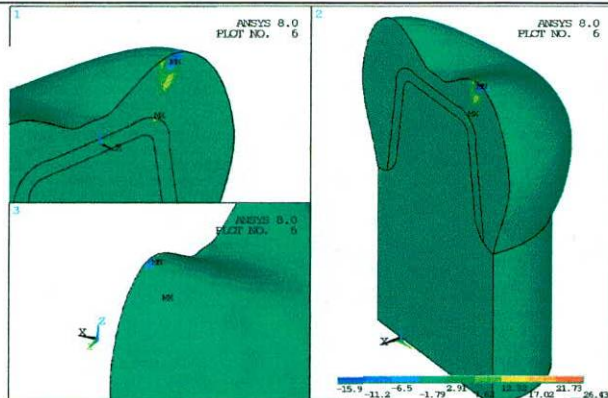


Figura 1. Esfuerzo principal máximo, valor máximo: 26.43 [MPa].

USANDO CILINDROS EN DENTINA



Figura 2. Esfuerzo principal máximo, valor máximo: 26.07 [MPa].

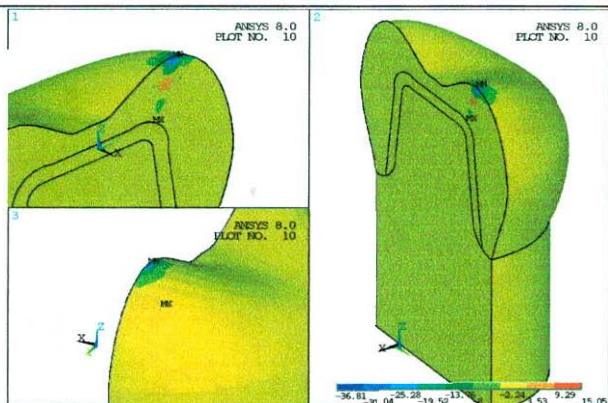


Figura 3. Esfuerzo cortante máximo, valor máximo: 36.81 [MPa].

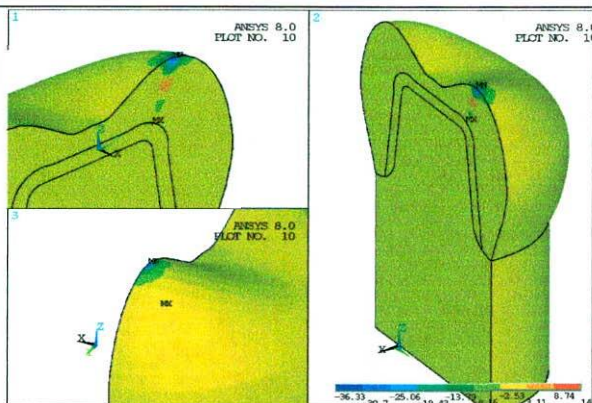


Figura 4. Esfuerzo cortante máximo, valor máximo: 36.33 [MPa].

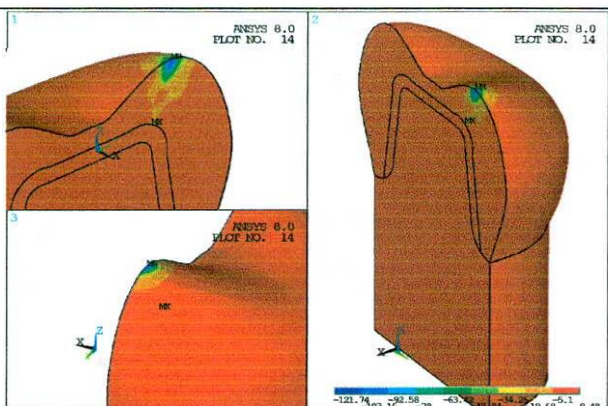


Figura 5. Esfuerzo principal mínimo, valor máximo: 121.74 [MPa].

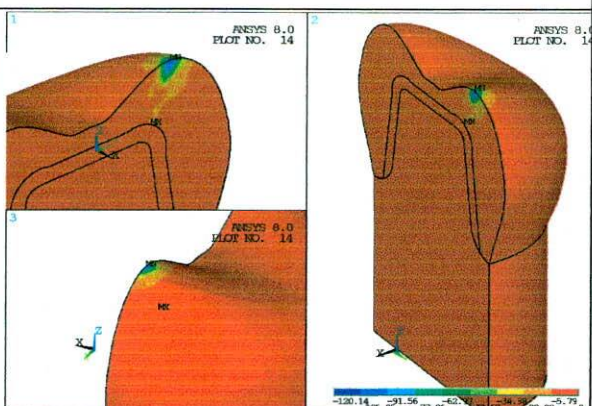


Figura 6. Esfuerzo principal mínimo, valor máximo: 120.14 [MPa].

USANDO CILINDROS EN ACERO

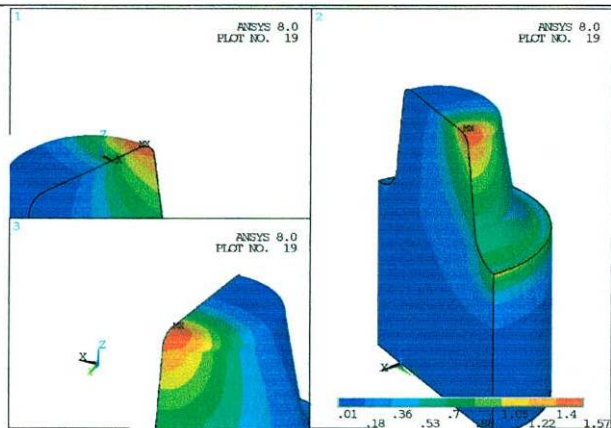


Figura 7. Esfuerzo de VonMises en cilindro, máximo valor: 1.57 [MPa].

USANDO CILINDROS EN DENTINA

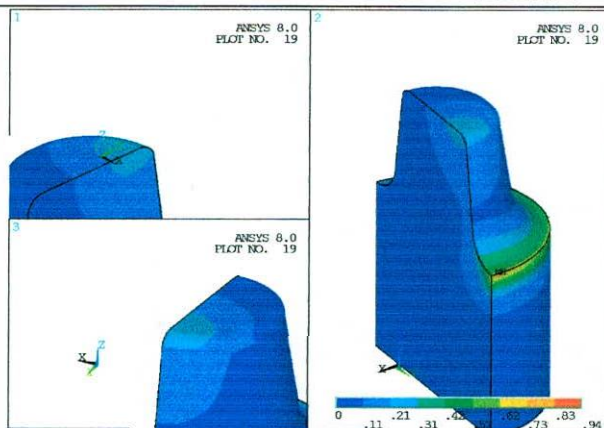


Figura 8. Esfuerzo de VonMises en cilindro, máximo valor: 0.94 [MPa].

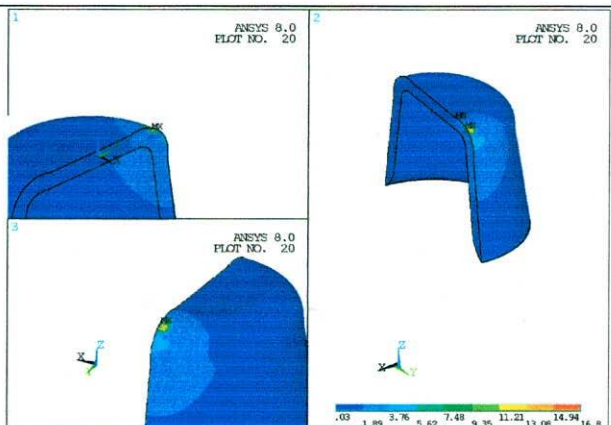


Figura 9. Esfuerzo de VonMises en cofia, máximo valor: 16.80 [MPa].

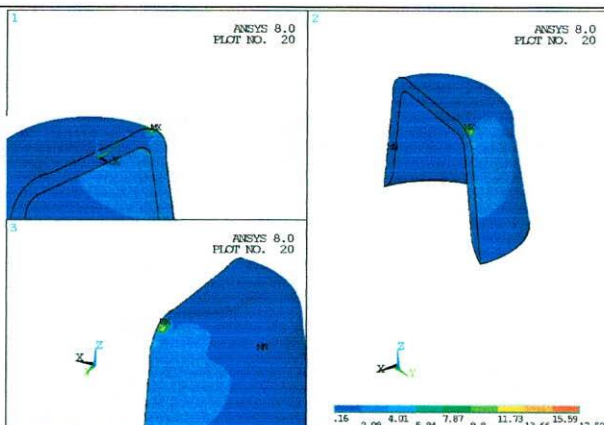


Figura 10. Esfuerzo de VonMises en cofia, máximo valor: 17.52 [MPa].

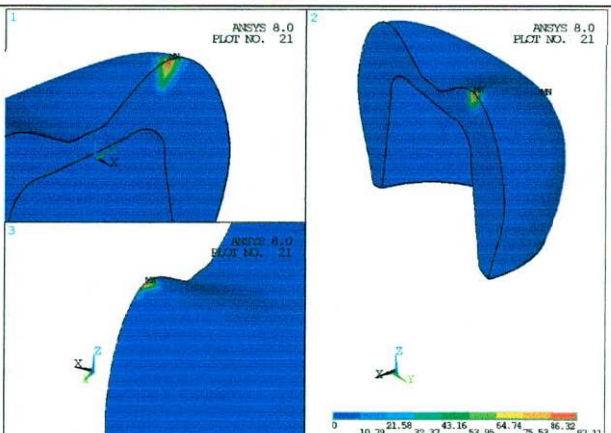


Figura 11. Esfuerzo de VonMises en corona máximo valor: 97.11 [MPa].

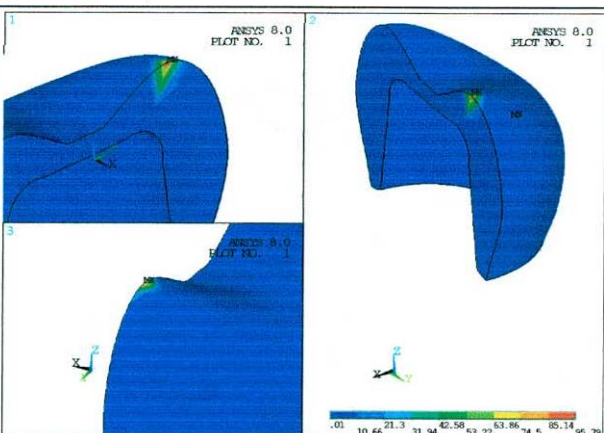


Figura 12. Esfuerzo de VonMises en corona máximo valor: 95.79 [MPa].

GRUPO 2

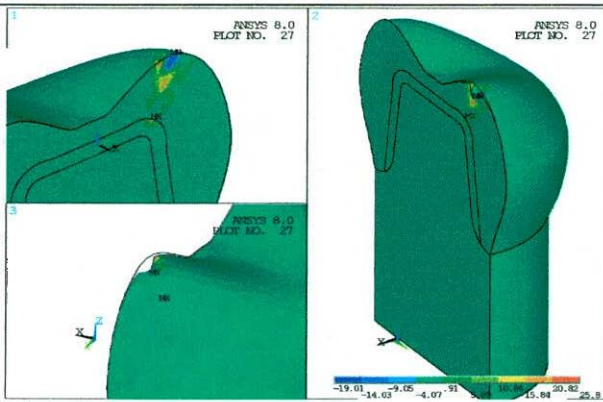


Figura 13. Esfuerzo principal máximo, valor máximo: 25.80 [MPa].

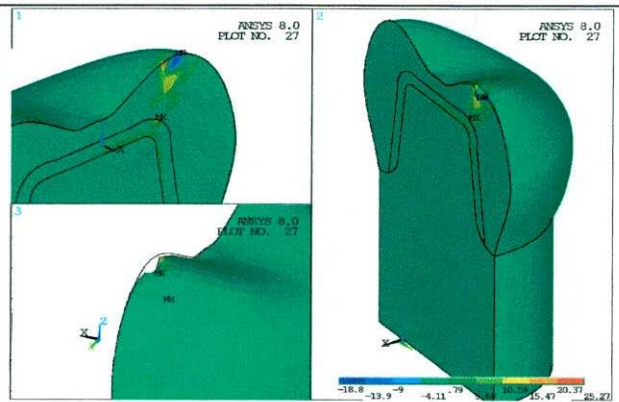


Figura 14. Esfuerzo principal máximo, valor máximo: 25.27 [MPa].

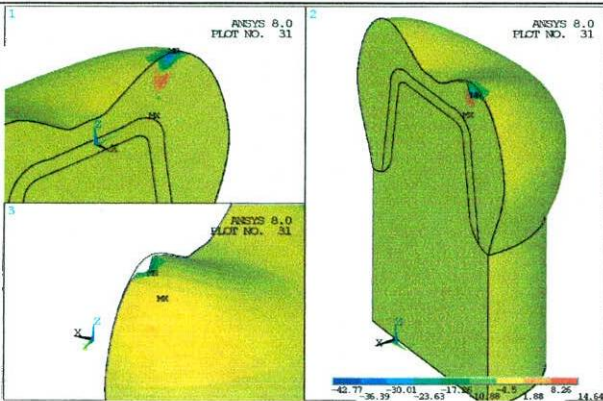


Figura 15. Esfuerzo cortante máximo, valor máximo: 42.77 [MPa].

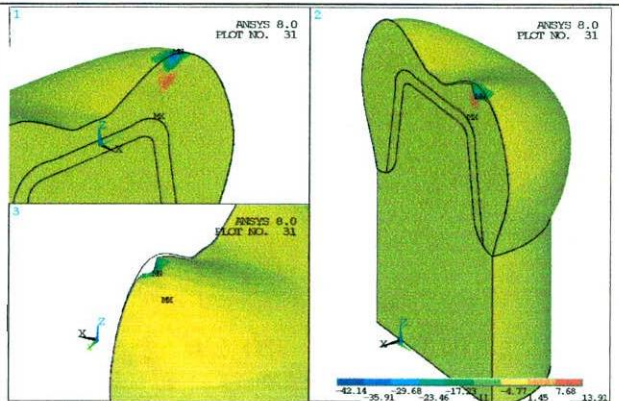


Figura 16. Esfuerzo cortante máximo, valor máximo: 42.14 [MPa].

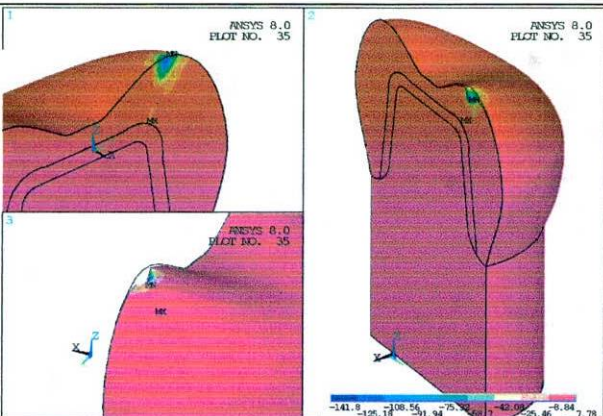


Figura 17 Esfuerzo principal mínimo, valor máximo: 141.80 [MPa].

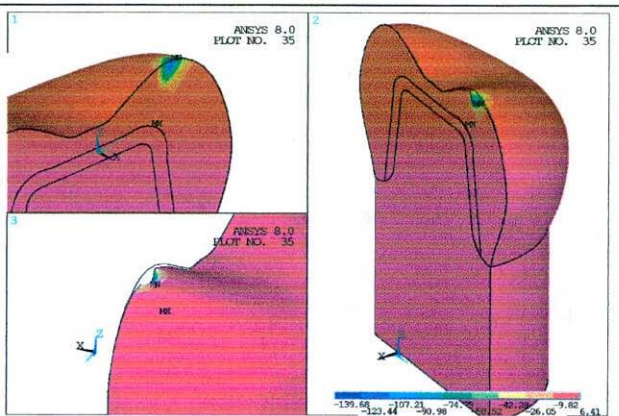


Figura 18. Esfuerzo principal mínimo, valor máximo: 139.68 [MPa].

USANDO CILINDROS EN ACERO

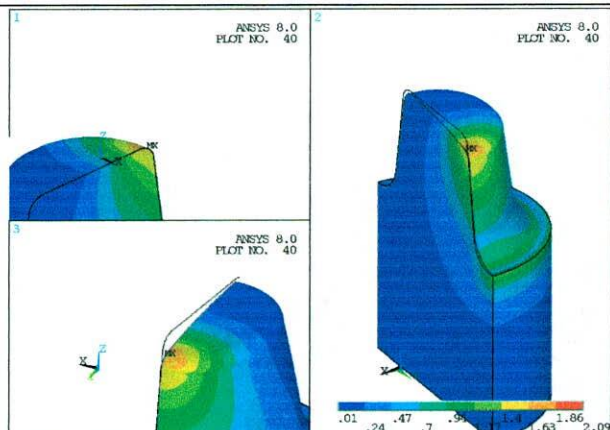


Figura 19. Esfuerzo de VonMises en cilindro, máximo valor: 2.09 [MPa].

USANDO CILINDROS EN DENTINA

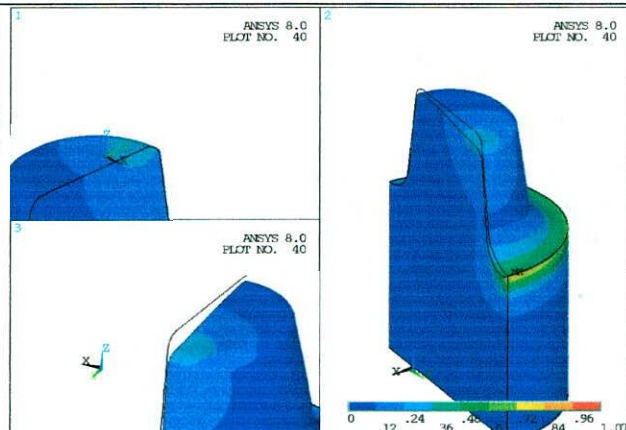


Figura 20. Esfuerzo de VonMises en cilindro, máximo valor: 1.07 [MPa].

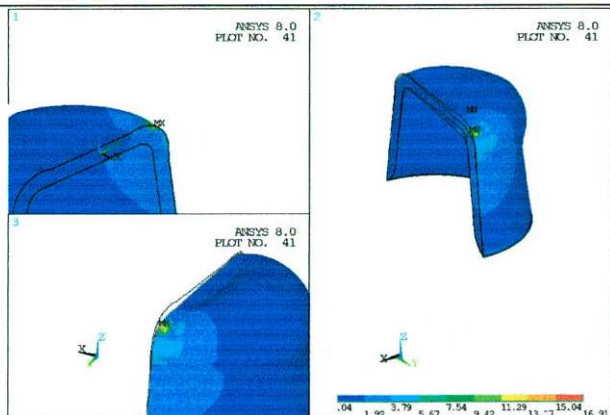


Figura 21. Esfuerzo de VonMises en cofia, máximo valor: 16.91 [MPa].

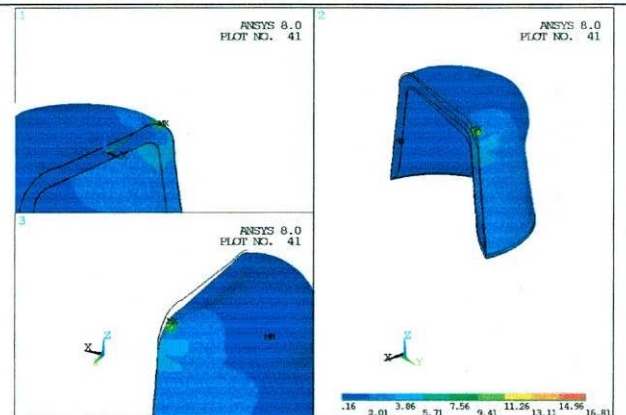


Figura 22. Esfuerzo de VonMises en cofia, máximo valor: 16.81 [MPa].

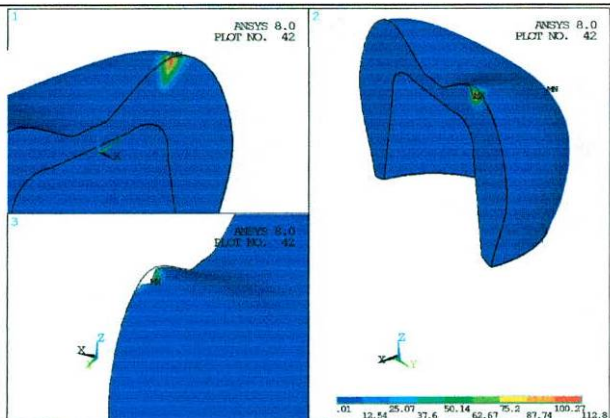


Figura 23. Esfuerzo de VonMises en corona máximo valor: 112.80 [MPa].

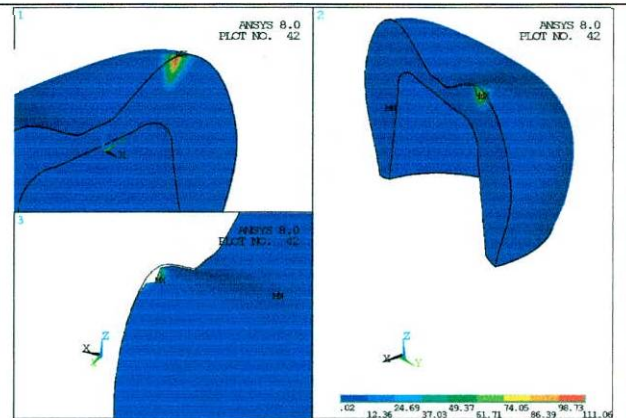


Figura 24. Esfuerzo de VonMises en corona máximo valor: 111.06 [MPa].

GRUPO 3.

USANDO CILINDROS EN ACERO

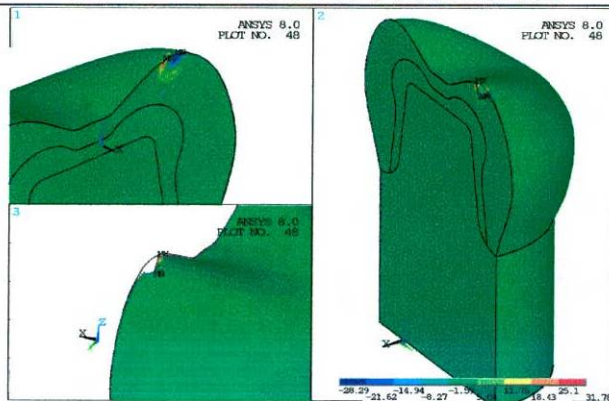


Figura 25 Esfuerzo principal máximo, valor máximo: 31.79 [MPa].

USANDO CILINDROS EN DENTINA



Figura 26. Esfuerzo principal máximo, valor máximo: 31.28 [MPa].

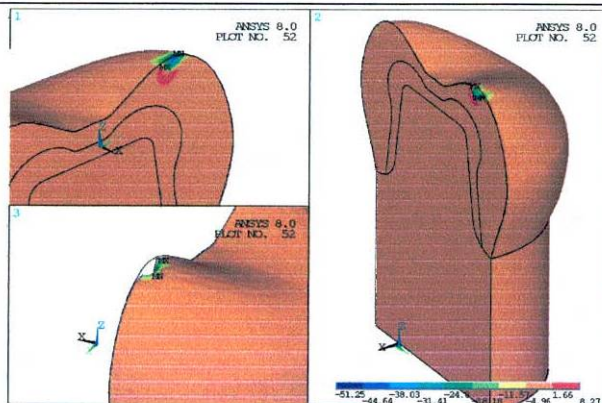


Figura 27. Esfuerzo cortante máximo, valor máximo: 51.25 [MPa].

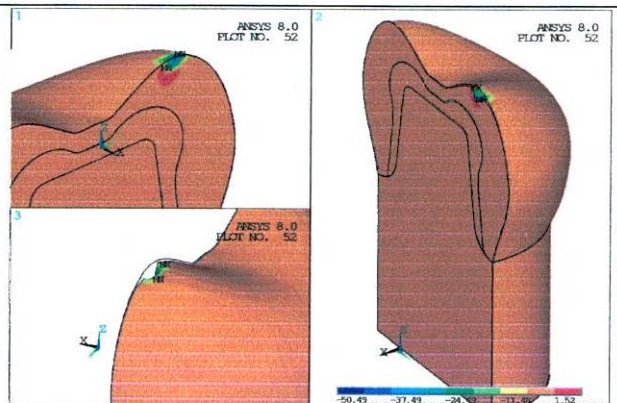


Figura 28. Esfuerzo cortante máximo, valor máximo: 50.49 [MPa].

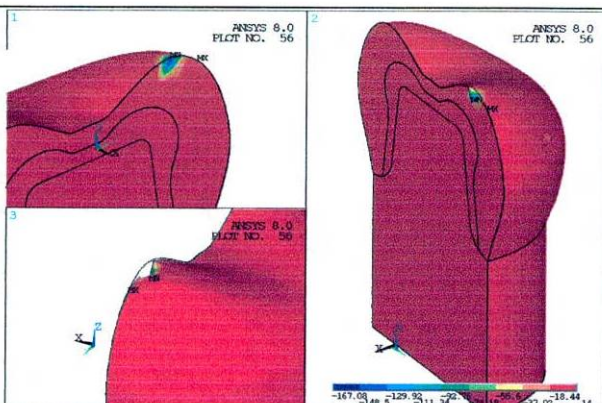


Figura 29. Esfuerzo principal mínimo, valor máximo: 167.08 [MPa].

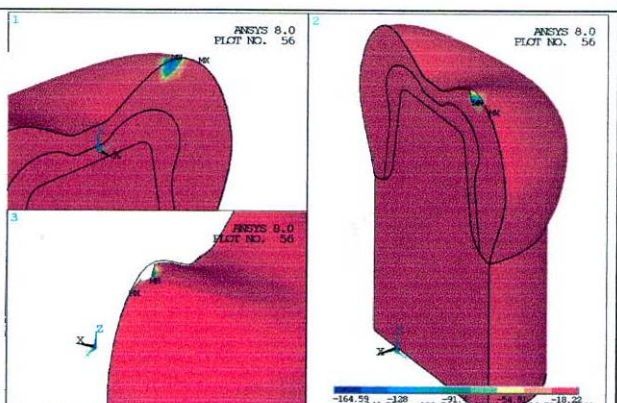


Figura 30. Esfuerzo principal mínimo, valor máximo: 164.59 [MPa].

USANDO CILINDROS EN ACERO

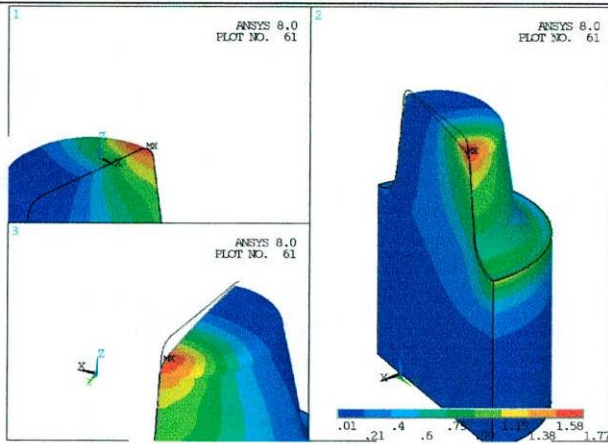


Figura 31. Esfuerzo de VonMises en cilindro, máximo valor: 1.77 [MPa].

USANDO CILINDROS EN DENTINA

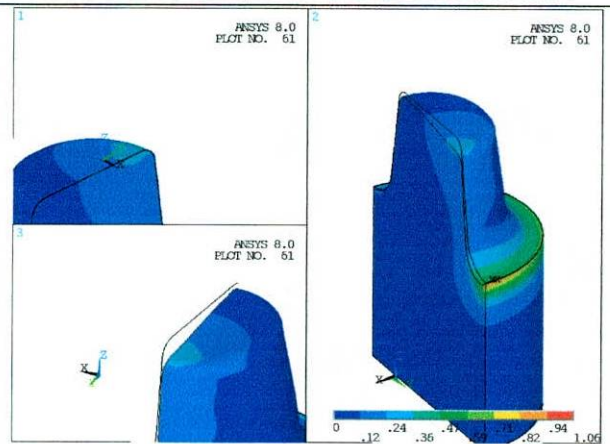


Figura 32 Esfuerzo de VonMises en cilindro, máximo valor: 1.06 [MPa].

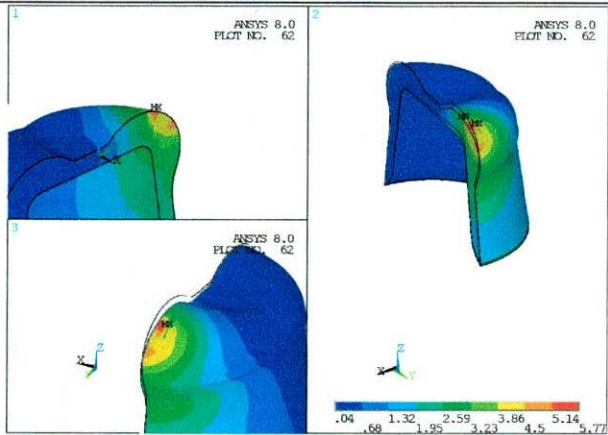


Figura 33. Esfuerzo de VonMises en cofia, máximo valor: 5.77 [MPa].

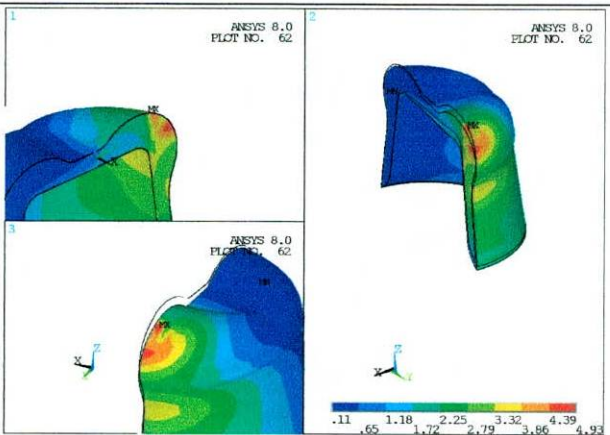


Figura 34. Esfuerzo de VonMises en cofia, máximo valor: 4.93 [MPa].

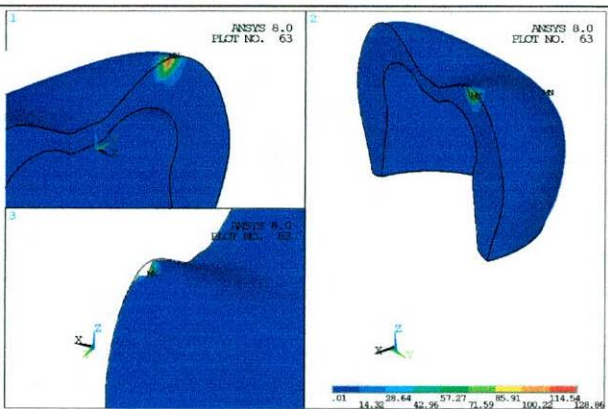


Figura 35. Esfuerzo de VonMises en corona máximo valor: 128.86 [MPa].

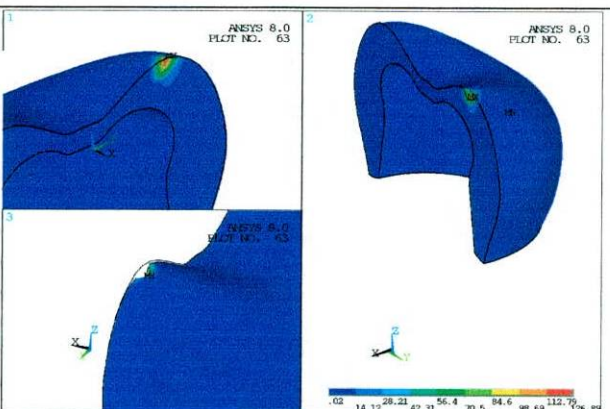


Figura 36. Esfuerzo de VonMises en corona máximo valor: 126.89 [MPa].

GRUPO 4.

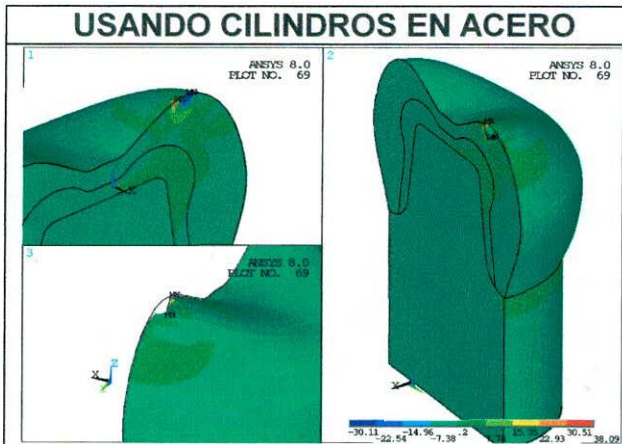


Figura 37. Esfuerzo principal máximo, valor máximo: 38.09 [MPa].

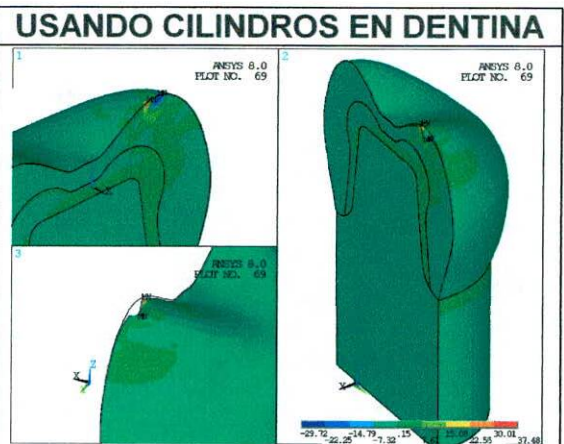


Figura 38 Esfuerzo principal máximo, valor máximo: 37.38 [MPa].

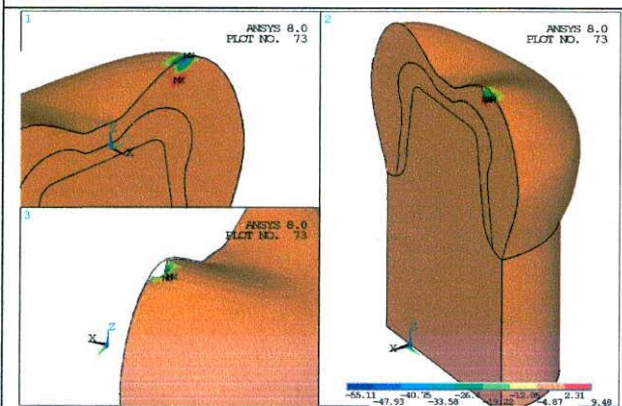


Figura 39. Esfuerzo cortante máximo, valor máximo: 55.11 [MPa].

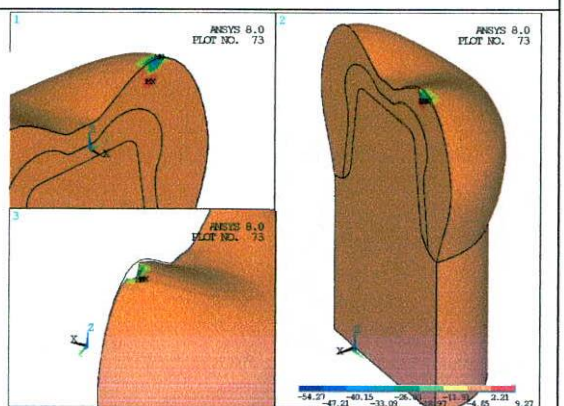


Figura 40. Esfuerzo cortante máximo, valor máximo: 54.27 [MPa].

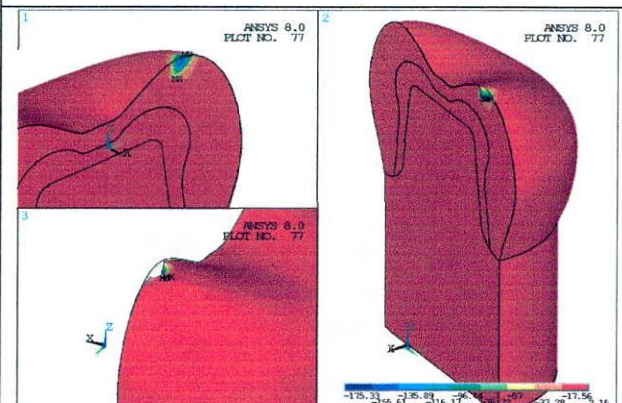


Figura 41 Esfuerzo principal mínimo, valor máximo: 175.33 [MPa].

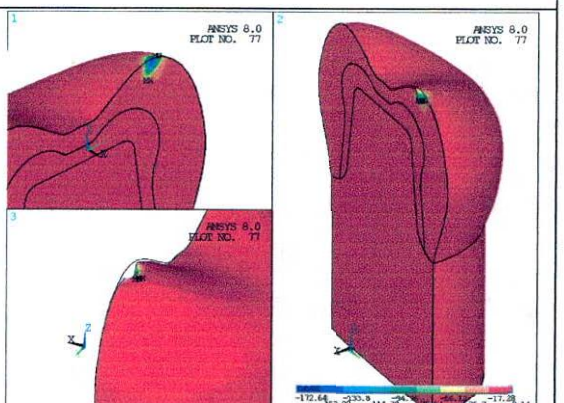


Figura 42 Esfuerzo principal mínimo, valor máximo: 172.64 [MPa].

USANDO CILINDROS EN ACERO

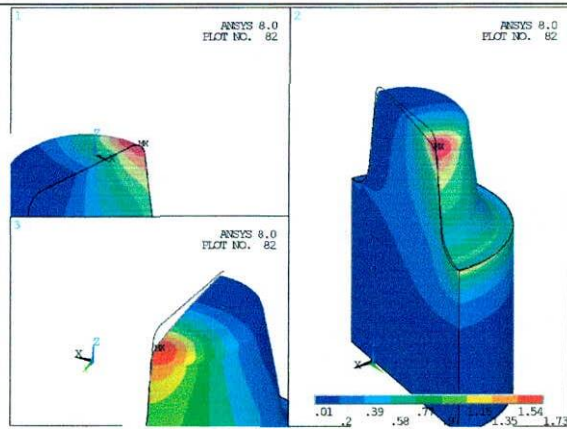


Figura 43 Esfuerzo de VonMises en cilindro, máximo valor: 1.73 [MPa].

USANDO CILINDROS EN DENTINA

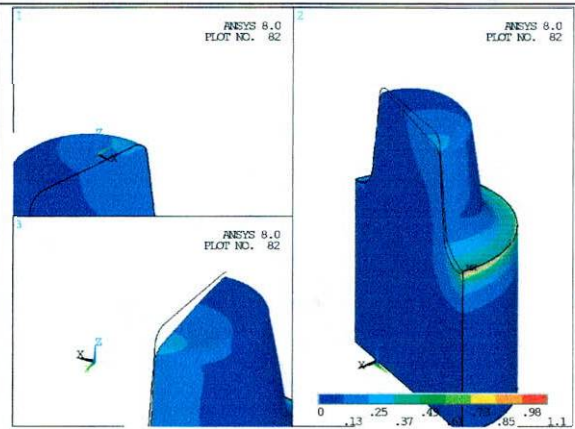


Figura 44. Esfuerzo de VonMises en cilindro, máximo valor: 1.10 [MPa].

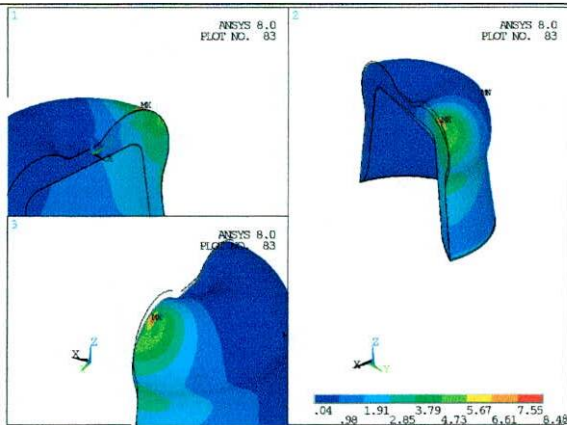


Figura 45 Esfuerzo de VonMises en cofia, máximo valor: 8.48 [MPa].

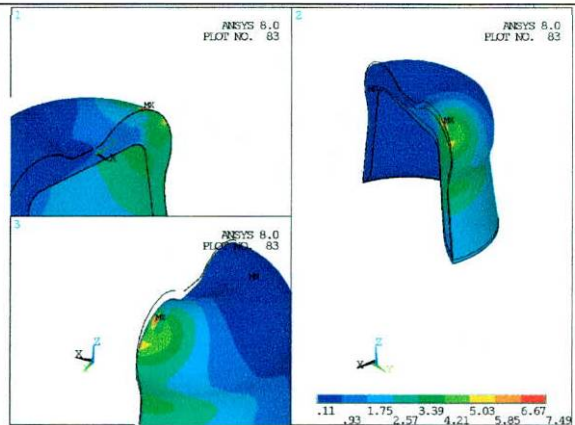


Figura 46. Esfuerzo de VonMises en cofia, máximo valor: 7.49 [MPa].

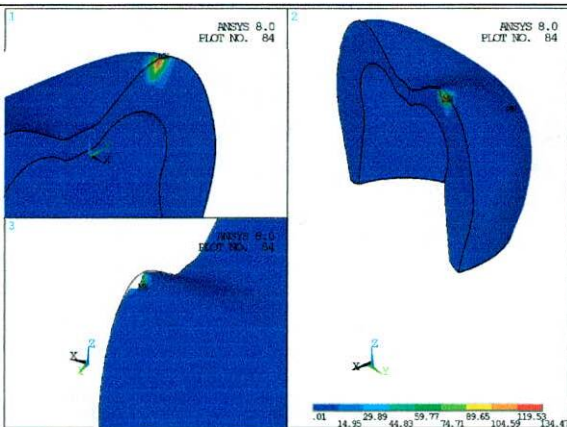


Figura 47 Esfuerzo de VonMises en corona máximo valor: 134.47 [MPa].

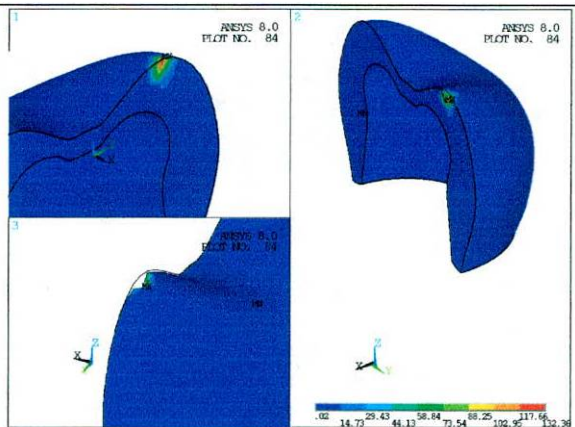


Figura 48. Esfuerzo de VonMises en corona máximo valor: 132.36 [MPa].

REFERENCIAS

1. Fradeani M, Damelo M, Redemagni M, CORRADO M. Five-year follow-up with Procera all-ceramic crowns. *Quintessence Internacional* 2005;36(2):105-13.
2. Jager N, Pallav P, Feilzer A. The influence of design parameters on the FEA-determined stress distribution in CAD-CAM produced all-ceramic dental crowns. *Dental Materials* 2005;(21):242-51.
3. Liu P. A Panorama of Dental CAD/CAM Restorative Systems. *Compendium* 2005;26 (7):507-18.
4. 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.
5. 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.
6. 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.
7. Pallis K, Griggs J, Woody R, Guillen G, Miller A. Fracture resistance of three all-ceramic restorative systems for posterior applications. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 2004 Jun;91(6):561-69.
8. 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.
9. 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.
10. 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
11. 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
12. Webber B, McDonald A. An in vitro study of the compressive load at fracture of Procera all-ceram crowns with varying thickness of veneer porcelain. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 2003;89(2):154-60
13. Imanishi A, Nakamura. 3-D Finite Element analysis of all-ceramic posterior crowns. *Journal of Oral Rehabilitation* 2003;(30):818-22.
14. 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.
15. 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.

16. Ulosoy M, Toksavul S. Fracture resistance of five different metal framework designs for metal-ceramic restorations. *The International Journal Prosthodontic* 2002;(15):571-74.
17. Josephine F, Chai J, Sansano S, Shonberg D. Resistance to Staining, Flexural Strength, and Chemical Solubility of Core Porcelains for All-Ceramic Crowns. *The International Journal of Prosthodontics* 2001;14 (3).
18. The Glossary of prosthodontics terms. *The Journal of prosthetic dentistry*;94 (1):1-88.
19. Tinschert J, Zwez D, Marx R, Anusavice K.J. Structural reliability of alumina-, feldspar-, leucite-, mica-and zirconia-based ceramics. *Journal of Dentistry* 2000;(28):529-35.
20. 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.
21. Boening K, Wolf B, Schmidt A, Kastner K, Walter M. Clinical fit of Procera Allceram crowns. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 2000;84(4).
22. Ottl P, Piwowarczyk A, Lauer H, Hegenbarth E. The Procera AllCeram System. *The International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry* 2000;20(2).
23. Brunton PA, Smith P, McCord JF, Wilson HF. Procera all-ceramic-crowns: a new approach to an old problem? 1999;(186):430-34.
24. Odén A, Andersson M, Magnusson D. Five-year clinical evaluation of procera All Ceram crowns. *The Journal of prosthetic Dentistry* 1998;(80): 450-456.
25. Strub JR, Beschmidt SM. Fracture Strength of 5 different all-ceramic system. *Interantional Journal Prosthodontic* 1998;(11):602-609.
26. 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.
27. Wagner WC, Chu TM. Apparent flexural strength of porcelain veneered all-ceramic core materials. *Journal Dental Restorative* 1995;(75):284.
28. Giordano RA, Pelletier L, Campbell S. Flexural strength of an infused ceramic, glass ceramic and feldespathic porcelain. *The journal Prosthetic Dentistry* 1995;(73):411-18.
29. Yoshinari M, Derant T. Fracture strength of all-ceramic crowns. *International Journal Prosthodont* 1994;(7):329-38.
30. Thompson JY, Anusavice KJ, Morris HF. Fracture surface characterization of clinically failed all-ceramic crowns 1994;73(12):1824-32.
31. Andersson M, Odén A. A New all-ceramic crown. *Acta odontology Scandinava* 1993;(51):59-64.
32. kaarel A, Proos B, Michael V, Jim I. Influence of Core Thickness on a Restored crown of a First Premolar Using Finite Element Analysis. *The International Journal of prosthodontics* 2003;16(5): 474-80.

33. Zarone F, Apicella D, Sorrentino R, Ferro V. Influence of tooth preparation design on the stress distribution in maxillary central incisor restored by veneers of alumina porcelain veneers: A 3D-finite element analysis. *Dental Materials* 2005;(21):1178-88.
34. Tamai E y Col. Physical properties of proprietary light cured lining materials. *Journal Operative Dentistry* 1991;(16): 210.
35. Andersson M, Razzoog ME, Oden A, Hegenbarth EA. Procera: A new way to achieve an all-ceramic crown. *Quintessence Int* 1998;(29):285-96.