

**ODONTOLOGÍA ESTÉTICA: REHABILITACIÓN
CORONARIA CON ENDOPOSTES
SUBTÍTULO: FUNDAMENTOS, CONCEPTOS Y
MÉTODOS.**

Autora Dra. Laura Marcela Bessone

Co-autores

Prof. Dr. ENRIQUE FERNÁNDEZ BODEREAU (h)

Prof. Dra. Gabriela Inés Cabanillas

AGRADECIMIENTOS:

A la Facultad de Odontología de la Universidad Nacional de Córdoba.

Al Dr. Enrique Fernández Bodereau, porque con su ejemplo y experiencia nos estimula a seguir estudiando.

A la Dra. Gabriela Cabanillas y al Lic. Juan Pablo Ortega, por sus valiosos aportes.

A los que, de alguna manera, colaboraron con este trabajo.

ÍNDICE

Dedicatoria	3
Agradecimientos	4
Certificaciones	5
Resumen	19
Summary	21
1-Introducción	23
2-Antecedentes- Marco teórico	29
2.1- Postes. Clasificación.	29
2.2-Postes muñones colados:	30
2.2.1- Ventajas.	31
2.2.2- Desventajas.	31
2.3-Postes preformados metálicos	32
2.4-Postes cerámicos	32
2.5-Postes reforzados con fibras:	32
2.5.1- Matriz.	33
2.5.2- Fibras.	35
2.5.3- Unión.	35
2.5.4- Superficie.	36
2.5.5- Morfología de los postes de fibra	37
2.6- Material de núcleo	37
2.7- Medios cementantes.	38
2.8- Adhesión	39
3- Fundamentación	43
4- Objetivos generales.	47
5- Objetivos específicos	49
6- Implicancia clínica.	51
7- Infraestructura	53
8-Materiales y Métodos:	55

Evaluación de diferentes sistemas de endopostes estéticos en caninos superiores:
análisis in vitro y con método de elementos finitos

8.1- Antecedentes del Método de elementos finitos:	55
8.1.1- Fundamento del método	55
8.1.2- Metodología de trabajo	56
8.2- Análisis de elementos finitos	57
8.2.1. Modelos geométricos	57
8.2.2. Modelos de elementos finitos	62
8.2.3- Cargas y condiciones de contorno	62
8.3. Test experimental de resistencia a la fractura	80
8.3.1. Preparación de las muestras	80
8.3.2. Aplicación de las cargas	100
8.3.3. Evaluación del nivel de fractura	104
8.4-Evaluación de la microfiltración	104
9- Resultados	113
9.1- Análisis de elementos finitos	113
9.1.1- Diente natural	113
9.1.2- Modelos con postes	113
9.2- Resistencia a la compresión	131
9.3- Nivel de fractura	133
9.4-Microfiltración	137
10- Discusión	147
10.1- Análisis con método de elementos finitos	147
10.2- Resistencia a la compresión	149
10.3- Microfiltración	152
11-Conclusiones	160
12- Bibliografía	163

RESUMEN

Esta investigación se llevó a cabo para estudiar el modo en que los materiales de endopostes intrarradiculares prefabricados afectan el comportamiento biomecánico de los elementos dentarios restaurados así como también el efecto de la utilización de diferentes materiales (fibra de vidrio, fibra de cuarzo y titanio), con significativos y diversos módulos de elasticidad, sobre elementos dentarios caninos superiores puesto que por su funcionalidad, son los más representativos del sector anterosuperior de la cavidad bucal.

Los Métodos utilizados fueron una combinación de análisis virtuales con experimentales. En primer término se utilizó el Método de elementos finitos con la finalidad de desarrollar modelos de los elementos dentarios restaurados y observar la distribución de tensiones sobre los mismos bajo cargas externas.

Luego se realizó un estudio experimental de resistencia a la fractura, se evaluó el nivel de las fracturas y se analizó la microfiltración posterior a la aplicación de una carga no destructiva sobre las muestras, establecida previamente con el Método de elementos finitos.

Los Resultados demostraron que los elementos restaurados con sistemas de postes de fibra de vidrio y coronas metálicas mostraron más resistencia a la compresión, niveles de fractura más favorables y menos microfiltración que el resto de los elementos comparados. La distribución de tensiones estimada confirmó un bajo comportamiento biomecánico para las muestras de sistemas de postes de titanio.

Concluimos que, los elementos dentarios caninos superiores con tratamiento endodóntico y restaurados con diferentes sistemas de postes y restauraciones coronarias definitivas, donde el módulo elástico del

endoposte es similar al de la dentina y muñón, tienen una mejor performance biomecánica.

El estudio experimental corroboró las estimaciones del método de elementos finitos, validando los modelos. Todo ello conduce a sostener que este método virtual es una herramienta útil para el estudio del comportamiento biomecánico de diferentes sistemas de restauraciones dentarias.

1- INTRODUCCIÓN

Los elementos dentarios con tratamiento endodóntico sufren consecuencias significativas tales como pérdida de estructura dental y variaciones tanto de sus propiedades físicas como estéticas.

La restauración de los elementos tratados endodónticamente representa un desafío para el profesional, especialmente en el momento de seleccionar los materiales a utilizar. En la longevidad y el éxito del tratamiento, las fracturas de postes y raíces, la caries recurrente o la descementación de los pernos tienen una significativa influencia(1).

El tratamiento de conducto de un elemento intacto reduce su resistencia a la fractura en un 5%, en un 20% en los casos de preparaciones oclusales, y en un 63% en cavidades MOD (2). El empleo de una restauración a perno con anclaje en la raíz y la reconstrucción del remanente coronario como soporte de una restauración coronaria total es la secuencia de la rehabilitación de estos elementos (3).

El tratamiento endodóntico tiene tres consecuencias relevantes sobre el diente (4):

- La pérdida de tejido, con un debilitamiento relativo de la estructura dentaria.
- La alteración de las características físico mecánicas del diente.
- La variación de las características estéticas de la dentina y el esmalte residual.

También hay que tener en cuenta la pérdida –relacionada con la caries– del techo de la cámara pulpar, estructura fundamental de relación entre las cúspides, que distribuye las fuerzas masticatorias y funcionales sobre toda la superficie del diente.

La deshidratación dentinaria debido a la pérdida de irrigación, junto con la variación de la disposición de las fibras de colágeno, serían responsables de un debilitamiento del 14%, más pronunciado en la arcada inferior.

Los pernos radiculares son estructuras destinadas a la conexión de la porción radicular y la restauración coronaria y, a la hora de rehabilitar una pieza dentaria con tratamiento de conducto, participan también en el traslado de fuerzas a las áreas de soporte, zonas de contacto con el hueso alveolar (5).

En general, no se acepta que refuercen mecánicamente al remanente coronario en el momento de rehabilitarlo; por el contrario, se cree que si se los empleara, se debilitaría en mayor o menor medida a la pieza dentaria (6). Este fenómeno está relacionado con la pérdida de sustancia que acompaña la preparación del diente para insertar un poste. Por esta razón, su empleo sólo se recomienda cuando no sea posible asegurar la retención o estabilización estructural de la reconstrucción coronaria por otro medio (7).

La idea de utilizar al conducto radicular como anclaje para reponer la corona perdida tiene sus antecedentes históricos en Japón (1603-1867), donde se colocaban espigas de madera(8).

En Francia se encontraron espigas de plata que datan del siglo XVIII (8). Pierre Fouchard desarrolló (1670-1746) los pernos metálicos como soporte de coronas y puentes. Sus ideas tuvieron vigencia por mucho tiempo, incluso algunas se mantienen hasta el presente.

En 1878 se introdujo la corona Richmond, que consistía en el perno y la corona en una sola pieza. El desarrollo posterior de los pernos muñones colados fueron la lógica evolución de la corona tipo Richmond(9).

En la bibliografía se presentan trabajos donde se comprueba que las causas de los fracasos experimentados a través de muchos años de utilización de los pernos colados podrían ser la microfiltración, el descementado, la fractura de la raíz y la corrosión metálica(1).

Hacia los años 60 surgen los pernos prefabricados de 1ª generación- metálicos roscados activos-, y luego los de 2ª generación, los postes metálicos pasivos, en los cuales se introducen metales como el titanio.

Los pernos libres de metal, de 3ª generación, han sido presentados por la literatura (8) desde comienzos de 1960, aunque recién en los últimos años la disponibilidad comercial de estos productos ha llevado a su reconocimiento y empleo clínico.

Los postes reforzados por fibras pueden ser descriptos de acuerdo con el tipo de fibra de composición, con su orientación y con la presencia o no de pre-impregnación con resina.

Los endopostes de fibra de carbono fueron descriptos por Duret y Reynaud en Francia, y estuvieron comercialmente disponibles a partir de 1992 (9,10). Poseen un módulo de elasticidad bajo, similar al de la dentina, lo que le permite absorber y disipar las cargas, las que se transfieren a la dentina sin producir fracturas radiculares. Algunos autores sugieren que tienen una resistencia a la fractura superior a la de los metales (22).

A partir de 1993 se desarrollaron distintos sistemas de endopostes capaces de cumplir con los requerimientos necesarios para el éxito clínico, gracias a la introducción de técnicas alternativas que incluyen materiales estéticos como el zirconio, fibra de vidrio o de cuarzo.

Se cree que los materiales utilizados para la fabricación de estos postes de última generación tienen diferentes propiedades físicas, lo que les permitiría disipar las cargas de manera uniforme, disminuyendo la incidencia en fracturas dentarias. Además, la restauración corono-radicular debería proteger al diente de las cargas aplicadas sobre él. Según la bibliografía, las cargas oblicuas son más nocivas que las axiales, por eso las reproducimos en este trabajo.

La hipótesis de la presente investigación sostiene que los endopostes de fibra distribuyen en forma más adecuada las tensiones en elementos

dentarios caninos superiores con restauraciones coronarias definitivas, funcionan como un verdadero sistema, permitiendo de esta forma, disminuir las fracturas dentarias irrecuperables y la microfiltración.

Para su verificación, nos concentramos en los caninos superiores, puesto que son los elementos dentarios más representativos del sector anterior y superior de la cavidad bucal, por su actividad tan importante no sólo en función sino también en parafunción, y utilizamos dos tipos de análisis diferentes: uno teórico, virtual y otro experimental.

Además, comparamos los resultados de ambos métodos, lo que permitirá establecer si son complementarios, o si puede utilizarse uno de ellos, la simulación, sin necesidad de realizar el test in Vitro.

Las variables cuantitativas e independientes que se introdujeron fueron:

- Distintos sistemas de postes prefabricados:

- **Postes de titanio**

- **Postes de fibra de vidrio.**

- **Postes de fibra de cuarzo.**

- Distintos valores de cargas:

- de 420 a 490 N: luego de aplicada la carga fue evaluada la microfiltración

- 550 N: que se consideró la carga de inicio de fractura de la dentina.

No existe en la bibliografía investigaciones similares que den cuenta del comportamiento estructural de caninos superiores restaurados con estos sistemas de endopostes de última generación y coronas metálicas. Por esta razón, consideramos importante realizar esta investigación con el propósito de proporcionar al odontólogo esta información, necesaria para el desarrollo de sus actividades profesionales con técnicas actualizadas y comprobadas científicamente.

2-ANTECEDENTES. MARCO TEÓRICO

Para la reconstrucción del diente con tratamiento endodóntico se tiene en cuenta la siguiente clasificación:

2.1- Postes:

- *POSTES MUÑONES COLADOS* (en distintas aleaciones: NOBLES O NO NOBLES)

-*POSTES PREFABRICADOS*: METÁLICOS { TITANIO
ALEACIONES

-NO METÁLICOS { DE BASE ORGÁNICA
DE BASE CERÁMICA

-*POSTES DE BASE ORGÁNICA*

A-FIBRA DE CARBONO EN MATRIZ EPÓXICA

B-FIBRA DE CARBONO REVESTIDO CON CUARZO

C-FIBRA DE VIDRIO EN MATRIZ DE RESINA

D-FIBRA DE CUARZO EN MATRIZ-EPÓXICA opacos-translúcidos

- *POSTES DE BASE CERÁMICA*

-ZIRCONIO

De esta clasificación, nos detendremos en la descripción sólo de los postes que consideré más significativos para esta investigación

2.2- Postes muñones colados

Tradicionalmente se emplearon aleaciones metálicas de tipo II y III de la ADA (American Dental Association) que corresponden a las utilizadas para vaciado.

Las aleaciones nobles tipo III se caracterizan por su alta resistencia mecánica y a la corrosión, su fácil manipulación y por su ductilidad y maleabilidad. Fueron, desde un comienzo, las ideales como material de confección; sin embargo, su elevado costo las fue relegando y fueron reemplazadas por aleaciones semi nobles compuestas por plata paladio, con similares propiedades a las anteriores, pero aún con elevados costos. Esta es la razón por la cual se recurrió a las llamadas aleaciones no nobles.

Dentro de este grupo están las de cromo-níquel. La mayoría de los productos disponibles poseen entre un 67% y un 80% de níquel y un 12 % de cromo. Además contienen aluminio, molipdeno, carbono, manganeso y silicio.

Anteriormente, las proporciones del perno muñón clásico tomaban dos tercios de la longitud radicular, un tercio de su diámetro y debían quedar como mínimo a 4mm del ápice, además de tener retención y fricción a las paredes del conducto(12).

Sorensen y col. propusieron el uso del efecto férula, para evitar el posible efecto de cuña, y sostuvieron que un mínimo de 1mm de estructura coronaria residual del hombro aumentaba la resistencia a la fractura(13).

En la actualidad, con el uso de cementos adhesivos, la longitud del poste puede ser igual o ligeramente mayor que la del muñón clínico y el diámetro reproducir sólo la morfología de la preparación endodóntica.

2.2.1-Ventajas (14)

- Historia: Los postes de metal han establecido a través del tiempo éxitos y fracasos, porque han sido estudiados retrospectivamente, lo que no ha podido, realizarse aún con los pernos preformados, puesto que, son relativamente “nuevos” comparados con los anteriores.

- Adaptabilidad: los postes colados con muñones colados pueden compensar las disparidades entre la angulación de la raíz y la corona planificada.

- Retención del muñón: los pernos colados no tienen la potencial separación o ruptura que puede ocurrir entre los postes prefabricados y sus muñones.

- Resistencia: los metales colados tienen más resistencia en delgadas secciones que el composite de los postes de fibra.

2.2.2-Desventajas

- Fracturas radiculares: La incidencia de fracturas de las raíces fue significativa con el uso de esto de tipo de postes.

- Estética: Un poste metálico altera la transmisión de la luz a través del diente y puede mostrarse a través de la raíz. Este efecto puede verse cuando los gingivales son delgados.

- Muchas técnicas fueron descritas para ocultar el muñón de metal pero esto todavía no se ha logrado.

- Remoción del poste: Remover un largo poste metálico puede ser difícil, si no imposible, y puede resultar en una fractura radicular.

- Biocompatibilidad: Los metales no nobles muestran corrosión dentro de la raíz y pueden pasar a través de la dentina.

2.3-Postes preformados metálicos

Están constituidos por titanio, diferentes aleaciones de titanio y de acero. Presentan una superficie lisa, espiras o una roca retentiva para el cemento, pero en ningún caso existe un contacto ínfimo entre el perno y la superficie radicular.

No posee una retención activa en el interior del conducto real y se pueden utilizar con cualquier tipo de cemento (15).

Tienen algunas ventajas sobre los postes colados porque conservan mayor estructura dentaria, mayor retención, mejores propiedades mecánicas y un ahorro de tiempo y costos.

Pero, con el uso de estos endopostes, también se generan tensiones en la raíz dentaria, haciéndola proclive a la fracturas o fisuras y surgen problemas como corrosión y transparencias del color, lo que lleva a los investigadores a estudiar el uso de postes sin metal.

2.4-Postes cerámicos

Los pernos de base cerámica (zirconio) son estéticos pero muy rígidos. Hay investigaciones que establecen que su resistencia a la fractura (16,17) es de 36,8 N, mientras que para los pernos de fibra mencionados es de 83,5 N. Es decir, son más rígidos y esto se traduce en fracturas radiculares, a pesar de su ventaja estética. (23,24).

2.5 Postes reforzados con fibra

Están formados por una matriz de resina que contiene diferentes fibras de refuerzo.

Su microestructura se basa en el diámetro de las fibras individuales (8mm), en su densidad, en la calidad de la adhesión entre la fibra y la matriz de resina y en la de la superficie externa del perno.

Esto se controla mediante MEB que permite la evaluación cualitativa y cuantitativa de los pernos (Fig 1, 2,3 y 4).

El método de fabricación industrial precisa una tecnología sofisticada, que incluye el uso de moldes preformados en los cuales las fibras son pretensionadas. Se inyecta la resina a presión para rellenar los espacios entre las fibras y así cohesionarlos. Otros fabricantes utilizan técnicas más simples que comparten la inmersión de la fibra en la matriz misma(18).

2.5.1-Matriz

El 36% - de su peso es una resina epoxi o sus derivados, la cual se une mediante radicales libres comunes a la resina de BISGMA del cemento adhesivo. Su composición está resguardada por un secreto industrial.

De hecho, cabe esperar que los postes con más imperfecciones en la matriz presentan una estructura menos compacta y uniforme, más débil y menos resistente a la carga.

Entre los defectos, es posible encontrar macroporosidades, visibles a simple vista o con el microscopio óptico así como microburbujas o espacios detectables dentro de la matriz mediante MEB.

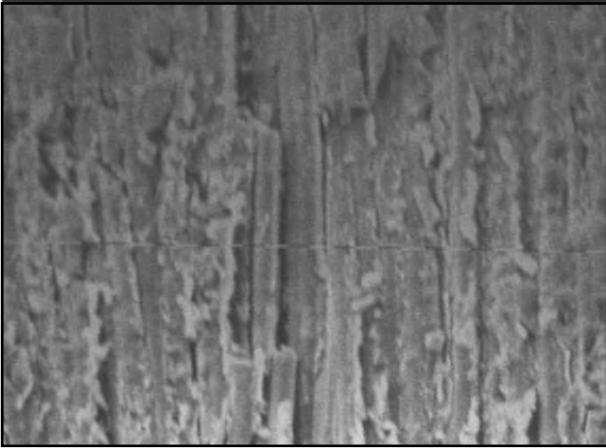


Fig. 01: Análisis mediante microscopía electrónica de barrido de poste de fibra de cuarzo, en un corte longitudinal.

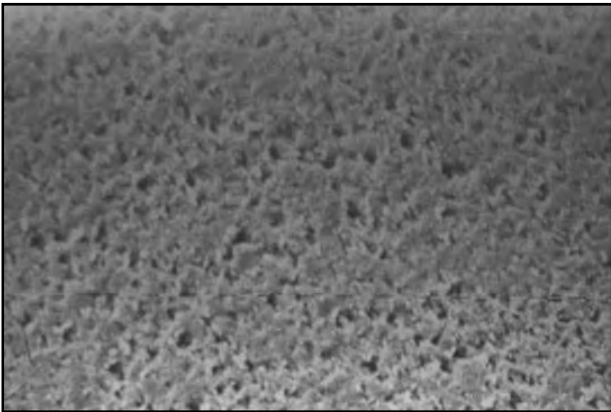


Fig. 02: Corte transversal de poste de fibra de cuarzo. (microburbujas de la matriz)

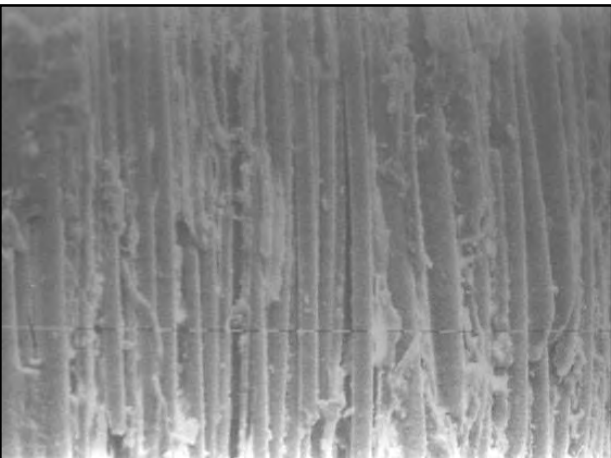


Fig. 03: Imagen de microscopía electrónica de barrido de poste de fibra de vidrio.

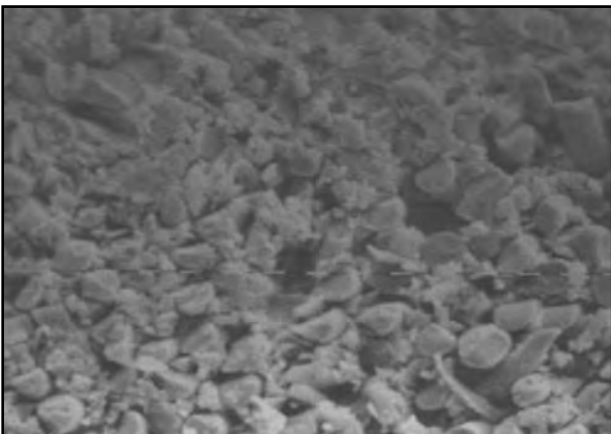


Fig. 04: Macroporosidades de la matriz en corte transversal de poste de fibra de vidrio.

2.5.2-Fibras

Pueden ser:

- De vidrio: compuestas en su mayor parte por sílice(50 ó 60 %).
- De carbono: poseen buenas propiedades mecánicas pero son antiestéticas.
- De cuarzo: presentan resistencia a la tensión; es decir que (unir con lo siguiente)no se deforman antes de romperse.

El aumento de las propiedades mecánicas es directamente proporcional a la densidad de las fibras introducidas y a su unión de la interfase con la matriz.

Las tensiones elevadas en la interfase fibra/resina son responsables de un comportamiento anelástico progresivo, que surge como consecuencia de separaciones de la interfase, deformaciones plásticas de la matriz y formación de microcracking en la resina.

Por eso, los pernos que contienen más densidad de fibras son más resistentes.

Los pernos de fibra, en general, poseen sus fibras, pretensionadas, paralelas al eje longitudinal, para reducir la transferencia de la tensión a la matriz, existen también postes de fibra de vidrio que poseen las fibras dentro de la resina epoxi entrelazadas formando una malla estrecha.

2.5.3- Unión

Las fibras presentan, en algunos casos, una superficie rugosa o bien son tratadas con un agente de unión de composición desconocida para favorecer la adhesión entre dos compuestos.

Sin embargo, la resistencia de su unión no es elevada y resulta insuficiente para impedir el deshilachado de los pernos por separación de las

fibras de la matriz, sobre todo cuando se los talla con pieza de mano o turbina(19).

2.5.4- Superficie

Macroscópicamente parece lisa, aunque al análisis ultraestructural se observa que poseen microrretenciones mecánicas, producto de la sección de la fibra entre la parte coronal y apical del perno. El adhesivo del cemento se une a estas retenciones mecánicas.

Los primeros postes de fibra fueron de carbono (COMPOSIPOSTS), luego aparecieron los de carbono recubiertos por fibras de cuarzo (AESTHETI-POST).

Recientemente se introdujeron al mercado otros postes estéticos (Aestheti-plus-post, BISCO) constituidos por fibras de cuarzo (62,5%) de alta performance, que le confieren excelentes propiedades mecánicas. Están dispuestas en forma unidireccional, en una matriz de resina epóxica, con un módulo de elasticidad semejante a la dentina(18,6 GPa), lo que, se supone, favorece también la distribución de las fuerzas a lo largo del poste y resulta beneficioso para la estructura dentaria.

Existen pernos de fibra de cuarzo translúcidos, poseen 70% de su peso en fibras ópticas lo que le confiere su apariencia y facilita, aparentemente, el paso de la luz de fotocurado a una distancia razonable con mínimo de dispersión, mejorando de esta manera, según el fabricante su adhesión a la dentina (D-T Light-Posts, BISCO, USA). Estos postes son óptimamente translúcidos pero radiopacos, a diferencia de los Aestheti-plus que son radiolúcidos.

Surgen, además, para mejorar la adaptación al conducto ya que poseen doble taper, es decir, se asemejan a las medidas de los conductos. Esto minimiza la remoción de estructura dentinaria en la porción apical, logrando una delgada y uniforme capa de cemento.

La tecnología de refuerzo con fibra de vidrio es similar, a lo que describimos como postes de fibra en general. Se basa en fibras dispuestas unidireccionalmente o en forma de malla estrecha embebidas en matrices orgánicas de BIS-GMA. Presentan un 61,5% en peso de fibra de vidrio, porcentaje que puede variar según la marca comercial.

El módulo de elasticidad se encuentra entre los 20 y 22 Gpa de promedio, semejante a dentina. Por su alta resistencia a la flexión y a la tracción es una alternativa al metal, duradera(9).

2.5.5-Morfología de los postes de fibra (19)

- **Protésica:** presentan una parte apical de diámetro reducido que estabiliza al perno. Son semirretentivos o pasivos a todos los efectos.

Son cilíndricos, con conicidad de doble sección en la parte apical terminal.

-**Endodóncica:** con conicidad fija, de 0,02 y diámetro ISO. Es el más conservador para la estructura radicular.

-**Doble conicidad:** se corresponden con la morfología del conducto después del tratamiento endodóntico. Se adaptan a conductos preparados con la técnica de Step-back, Crown Down y al empleo de instrumental rotatorio. Permite una preparación del conducto más conservadora, con menor eliminación de dentina.

2.6-Material de núcleo

Los materiales de elección para la reconstrucción del remanente coronario son las resinas compuestas(20).

Los composites modernos contienen rellenos que aumentan la resistencia y el módulo elástico, reducen la contracción de polimerización, el coeficiente de expansión térmica y la absorción de agua.

Las resinas compuestas poseen la desventaja de la contracción de polimerización durante la conversión de monómero a polímero del componente resinoso. Esta contracción de polimerización genera fuerzas sobre la adhesión entre el diente y el material de restauración coronal, dando como resultado, con frecuencia, fallas en la unión. Pero, a mayor cantidad de relleno del material, menor contracción. Pueden ser activadas por luz o químicamente.

Por otra parte, se ha estudiado que las resinas fotopolimerizables generan mayor stress de polimerización que sus análogas resinas de curado químico.

2.7-Medios cementantes

En la práctica clínica diaria se emplean cementos del tipo tradicional - fosfato de zinc para los endopostes colados-, y en los últimos tiempos se promueve el empleo de los cementos resinosos para los postes prefabricados de titanio o aleaciones y postes de fibra.

En trabajos recientes, el cemento de fosfato de zinc (21) obtuvo mejores resultados en la retención de postes colados metálicos en comparación con los cementos adhesivos.

Algunas investigaciones realizadas que comparan cementos resinosos con cemento de fosfato de zinc, con ionómeros vítreos(22), muestran resultados muy variados. Esto demuestra que deben realizarse estudios específicos del comportamiento de cada cemento en particular, y no es posible generalizar encuadrando los resultados como favorables para todo el grupo de cementos adhesivos resinosos.

Sin embargo, para los postes de fibra, el cemento de elección es el adhesivo.

El cementado de los postes con un cemento a base de BISGMA permite obtener una estructura homogénea que se interpone entre el perno y los tejidos dentarios residuales.

El módulo de elasticidad de la resina cargada de BISGMA es de 20 GPa, lo que lo convertiría en el medio de unión ideal entre el perno y el tejido dental. El espesor amortiguador de la resina conecta el poste al tejido del conducto preparado y sustituye mecánicamente a la dentina.

Algunos autores sostienen que el cemento debería actuar como un rompefuerza y redistribuir las tensiones sobre la dentina radicular. Por lo tanto, el módulo ideal de elasticidad debería ser de 7-8 GPa para ser el componente menos rígido del sistema(25).

Hay investigaciones que detectaron que las fallas en la adhesión a los endopostes orgánicos fueron adhesivas a la superficie del endoposte en todos los casos (26).

Los estudios in vivo han demostrado que el establecimiento de fuerzas de unión confiable en las interfases tales como tejido dentario radicular-endoposte y material de núcleo, son críticas para el éxito clínico de este tipo de restauraciones (27).

Pero, es importante saber dónde se da el fallo adhesivo, ya que su consecuencia inmediata es la microfiltración. Es decir que el uso de sistemas adhesivos a base de resinas pareciera ser beneficioso. Sin embargo, sus desventajas son una tendencia a la microfiltración y una baja estabilidad dimensional (1).

2.8-Adhesión

Un elemento fundamental en la técnica de cementado de los endopostes con medios cementantes resinosos es la adhesión a los tejidos dentarios a partir de los fenómenos de adhesión a la dentina, en mayor medida porque se trata del tejido que rodea al endoposte en su totalidad.

La dentina es un sustrato biológico que actúa como adherente. Es un tejido vivo muy complejo y variable, que, debido a sus peculiaridades histológicas y morfológicas condiciona la aplicación de los sistemas adhesivos.

La alteración estructural de la dentina luego de un tiempo de haber realizado el tratamiento endodóntico (28) se presenta de la siguiente manera:

La matriz colágena se degrada volviéndose menos densa después de tres a cinco años, perdiendo integración estructural después de seis a nueve años y desapareciendo parcialmente tras diez a doce años.

Esta alteración estructural del colágeno de la dentina puede disminuir la eficacia de la adhesión.

Se debería procurar colocar el poste o la corona inmediatamente después de realizado el tratamiento de conducto a fin de trabajar sobre dentina con menos alteración

Los mecanismos de adhesión a dentina demuestran que se trata de un tejido complejo donde intervienen varios factores para lograr una adecuada adhesión de los agentes cementantes resinosos que, además, sufren por su naturaleza una contracción de polimerización en una cavidad como es la superficie del conducto poco favorable, por lo que, se le debe prestar atención durante su preparación, para lograr una adhesión adecuada.

También es conveniente destacar que el tipo de corona que utilizamos es importante, ya que los nuevos endopostes “estéticos” están indicados para el sector anterior como soporte de restauraciones coronarias de porcelana pura, y surgen como alternativa, ya que los metálicos generan inconvenientes de translucidez en este tipo de restauraciones.

Es importante destacar que el elemento dentario reconstruido soporta, durante sus funciones, distintos tipos de cargas lo cual podría generar cambios en el sistema así constituido que pueden originar microfiltración.

Existe escasa investigación en cuanto a los postes estéticos, uno de los objetivos del presente estudio, sobre todo si atendemos a la existencia en el mercado de numerosas opciones que exceden el conocimiento del odontólogo clínico al respecto y a la necesidad de profundizar en el tema.

3- FUNDAMENTACIÓN

La restauración de elementos con tratamiento endodóntico debería incrementar su resistencia a la fractura.

Los últimos estudios confirman observaciones clínicas realizadas en casos de elementos restaurados con postes que sufren diferentes tipos de fracturas y terminan con la extracción del elemento dentario.

Los postes de metales fuertes causan concentración de fuerzas en la raíz, que es menos rígida lo cual termina en una fractura radicular.

Cuando un sistema con componentes de distinta rigidez es sometido a una fuerza, el componente más rígido es capaz de resistirla sin distorsión y es transferida al componente de menor rigidez. Debido a esto, algunos autores han enfatizado la necesidad del uso de endopostes con propiedades similares a las de los tejidos naturales, como la dentina, lo que favorecería una mejor distribución de las tensiones y resultaría beneficioso para el elemento dentario (31,32).

En la siguiente tabla podemos observar los distintos módulos de elasticidad según los materiales de los postes(39).

Material	Módulo de Young (Gpa)
Acero	210
Zirconio	170
Oro	98-120
Fibra de Carbono	120
Fibra de Vidrio	22,2
Fibra de cuarzo	18,6
Dentina	18,6

Tabla 01: Módulos de elasticidad de diversos materiales.

El módulo elástico del poste tiene gran importancia en varios aspectos que hacen al desempeño clínico más adecuado y semejante a la estructura dentinaria radicular natural.

Algunos autores afirman que el fracaso de restauraciones con endopostes de fibra comienza con una fisura en el cemento que es impredecible clínicamente; las coronas aparecen intactas pero presentan micro movimientos que las desplazan del margen dentario(33).

Además, es una ventaja de estos endopostes utilizar medios adhesivos tanto en el cementado como en la reconstrucción del núcleo, constituyendo al elemento con tratamiento endodóntico como una unidad estructural formada por el elemento dentario-poste-material de reconstrucción coronaria (34,35).

En los endopostes colados y también en los prefabricados de titanio, cuando la restauración coronaria transmite fuerzas al perno, este, al ser rígido, transmite tensiones a los tejidos dentales, donde, en un primer momento, se disipan con deformación elástica, pero cuando superan el límite elástico y fuerza de cohesión del tejido, la raíz se rompe.

En los endopostes preformados de fibra, donde existe una amplia interfase de cemento entre el perno y la dentina, el pronóstico puede ser mejor para la raíz ya que aquel cede primero, provocando la separación del perno(36).

El cemento y la interfase adhesiva ceden poco a poco con el tiempo, sin mostrar necesariamente ningún signo clínico, donde la adaptación marginal de la restauración coronaria parece normal, pero en realidad, ha sufrido cambios, este proceso puede llevar años(37).

En esta investigación también nos centramos en la interfase generada en la terminación marginal de las restauraciones coronarias –cemento-tejido dentario.

No existen estudios comparativos de la microfiltración, es decir, de la penetración de fluidos que se produce en los elementos dentarios restaurados con estos postes estéticos de última generación y restauraciones definitivas luego de ser sometidos a cargas compresivas de menor intensidad que aquellas que generan su fractura.

La finalidad de emplear el Método de elementos finitos en este trabajo es realizar un diseño de las muestras que luego se utilizarán en el test experimental, evaluando las deformaciones y las tensiones que se generan en algún punto del modelo.

Además se procura establecer una carga no destructiva para el elemento dentario restaurado evidenciando las áreas de mayor concentración de las tensiones y comparar las dos pruebas, el test teórico con el test in vitro.

Además, se estudian dos tipos de postes de fibras (cuarzo y vidrio) y se introduce la comparación con los postes preformados de titanio, porque de esta manera se utilizan las mismas condiciones en cuanto a preparación de los conductos, cementado y reconstrucción de muñones.

4- OBJETIVOS GENERALES

- Realizar un diseño previo del aspecto experimental de esta investigación , mediante el Método de Elementos finitos, analizando la distribución de tensiones
- Establecer manera las cargas que se aplicarán a las muestras de acuerdo con las características de diferentes sistemas de restauración.
- Comparar los resultados de los dos métodos, el virtual y el experimental y evaluar si es correcto utilizarlos de manera independiente.
- Realizar una investigación in vitro, de carácter descriptivo y comparativo, para evaluar la resistencia a la compresión y el nivel de fractura de elementos restaurados con diferentes sistemas de endopostes y coronas definitivas.
- Evaluar, de forma experimental, la microfiltración que se produce en las muestras preparadas luego de la aplicación de una carga que supere la resistencia adhesiva del cemento de las coronas.

5- OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Determinar, mediante el método de elementos finitos, la carga de inicio de fractura en la dentina de elementos dentarios caninos superiores con postes de titanio, cuarzo y vidrio, muñón de resina y coronas metálicas y de porcelana.
- Determinar, mediante el método de elementos finitos, la carga de inicio de fractura de la dentina de caninos superiores sanos.
- Establecer como elemento control dientes caninos superiores sanos.
- Determinar, mediante el método de elementos finitos, una carga no destructiva que supere la resistencia adhesiva del cemento coronario y origine micromovimientos no visibles clínicamente.
- Evaluar in vitro la resistencia a la compresión y el nivel de fractura con respecto a la cresta ósea de elementos dentarios caninos superiores restaurados con postes de titanio, fibra de cuarzo, fibra de vidrio y restauraciones coronarias definitivas.
- Analizar, describir las características estructurales y evaluar las propiedades biomecánicas de diferentes tipos de postes estéticos reforzados por fibras.
- Evaluar si los endopostes de fibra estudiados se comportan de manera similar a los elementos dentarios caninos superiores sanos, frente a la aplicación de las cargas preestablecidas con el método de elementos finitos.
- Evaluar la microfiltración que se produce en elementos dentarios caninos superiores restaurados con postes de titanio, fibra de cuarzo y fibra de vidrio, y restauraciones coronarias definitivas luego de la aplicación de una carga no destructiva.

6 -IMPLICANCIA CLÍNICA

Las restauraciones coronarias en el sector anterior de la cavidad bucal han evolucionado, ganando popularidad las de cerámica pura. Para éstas es muy importante el tipo de perno-muñón coronario que se utiliza.

Actualmente los materiales cerámicos altamente translúcidos requieren el uso de endopostes estéticos que, además, presentan un comportamiento adecuado bajo las fuerzas de oclusión.

La alta resistencia a la fractura y el bajo módulo de elasticidad de estos nuevos sistemas de postes podría crear un enorme nivel de confianza en la longevidad y el éxito de este tipo de restauraciones.

Valoraremos, entonces, toda esta información de la cual disponemos para optar por el sistema más adecuado para cada caso en particular.

Este trabajo contribuye a dilucidar si el elemento dentario reconstruido con ciertos sistemas de postes preformados de fibras y coronas definitivas se comportan de manera similar a la del pilar de un elemento dentario natural reconstruido con coronas definitivas.

7- INFRAESTRUCTURA

Las muestras se prepararon en la Cátedra de Postodoncia V "A" Facultad de Odontología, Universidad Nacional de Córdoba.

El análisis de distribución de tensiones mediante el Método de los elementos finitos y los ensayos de aplicación de las cargas se aplicaron en el Centro de Investigación de Materiales y Metrología (Instituto Nacional de Tecnología Industrial, Córdoba).

La micro filtración se observó y se midió en el Área de Biología Oral, Facultad de Odontología, Universidad Nacional de Córdoba.

8 -MATERIALES Y MÉTODOS

8.1- Antecedentes del método de elementos finitos

Este método comenzó a utilizarse en el año 1940 para el análisis estructural de modelos simples y condiciones de carga limitadas(29).

En la actualidad es posible simular el comportamiento de una gran gama de procesos tecnológicos gracias a la aplicación de métodos numéricos en computadoras.

El programa ABAQUS, que es el que utilizamos en este trabajo, incluye la posibilidad de calcular, entre otros, el comportamiento plástico de los materiales, la fricción y problemas de contacto entre los distintos componentes analizados.

8.1.1-Fundamentos del método

El método se basa en considerar a la región o pieza para la cual se busca la solución como un ensamble de varias pequeñas regiones interconectadas entre sí, las cuales se denominan elementos finitos. Estos pueden ser representados mediante diferentes figuras geométricas (tetraedros, hexaedros) de acuerdo con el material en estudio y la unión de cada uno de ellos se denomina nodo.

En cada una de esas sub-regiones su comportamiento se aproxima en una manera simplificada y su formulación dependerá del problema de la física que se esté analizando. Al estudiar el comportamiento de toda la región se obtiene un conjunto de ecuaciones algebraicas simultáneas(30).

El hecho de que para encontrar la solución del problema aparezcan ecuaciones algebraicas simultáneas, a simple vista complicado, es resuelto satisfactoriamente por las computadoras. Si se quiere examinar alguna zona

más crítica de la pieza o región, se deben elaborar modelos con mayor cantidad de elementos, como se realizó en la presente investigación (submodelos de la zona de cierre marginal de las coronas)

Se debe tener en cuenta que el resultado que se obtiene no es la solución exacta del problema físico que se analiza, sino una aproximación a dicha solución.

8.1.2 -Metodología de trabajo

- DISEÑO PRELIMINAR: El prediseño de las muestras se realiza con un programa de CAD (CATIA, AUTOCAD).

- DEFINICIÓN DE LOS DATOS DE ENTRADA: se definen las características del material (densidad, módulo elástico, curva de comportamiento plástico) y del proceso (las fuerzas aplicadas).

- ANÁLISIS DE LOS RESULTADOS: los parámetros típicos estudiados son el estado tensional y las deformaciones de la muestra.

Con la finalidad de comparar entre sí el comportamiento estructural de elementos dentarios, se elaboraron modelos de elementos finitos de un canino superior con variantes de tratamiento. Dichas variantes consistieron en la utilización de un perno de titanio, un perno de material compuesto de fibra de vidrio y un perno de material de fibra de cuarzo, con muñón de resinas, restaurados con coronas metálicas y de porcelana pura. Además se consideró el caso adicional de un elemento dentario sin tratamiento.

8.2-Análisis de elementos finitos

8.2.1-Modelos geométricos

Se analizaron cuatro modelos geométricos sólidos tridimensionales de elementos dentarios caninos superiores con variantes de tratamiento: dientes naturales, dientes con pernos de titanio, con pernos de fibra de vidrio y de fibra de cuarzo, y restaurados con coronas, de porcelana pura y metálicas.

Las dimensiones de las muestras se determinaron realizando diferentes secciones en un elemento dentario y midiéndolas en un proyector de perfiles TAF 003.

La geometría del elemento dentario se determinó tras analizar el grupo de caninos superiores que luego se utilizaron para el test in vitro.

Sus diferentes secciones: diámetros vestibulo-palatino, mesio-distal y altura apico-coronal, se midieron con un calibre digital con el fin de buscar un elemento dentario promedio representativo de la anatomía del canino superior.

Además, se tomaron datos de medidas promedio de la bibliografía(40).

La configuración interna del diente seleccionado se determinó mediante la observación y medición de cortes longitudinales (vestibulo-platino) del mismo.

- I. Luego se realizó el dibujo del canino superior seleccionado mediante mediciones realizadas en un proyector de perfiles TAF 003 (Mitutoyo, Japan) (fig.05).
- II. Se colocó el diente de frente sobre el proyector y se obtuvieron las coordenadas X e Y de 36 puntos sobre el perímetro completo del elemento proyectado. Se obtuvo también el perfil, del diente de costado.
- III. En todo el elemento dentario, se realizaron sucesivos desgastes transversales por abrasión hasta obtener superficies planas, sobre

las que también se obtuvieron coordenadas de suficiente cantidad de puntos, para definir el perfil de cada corte. Posteriormente, se trazó una curva sobre dichos puntos y se obtuvieron doce perfiles (fig. 06).

- IV. Luego utilizando como referencia los perfiles obtenidos en II se colocaron en la posición correspondiente los 12 perfiles transversales de manera de obtener una malla.
- V. Se trazaron superficies sobre la malla, para obtener el volumen que representa al diente, el cual fue posteriormente transformado en el sólido utilizado como punto de partida para las simulaciones (fig. 07, 09,10,11 y 12).
- VI. Se efectuaron diversos cortes al sólido para separar al diente completo en sus componentes: dentina, esmalte, corona, conducto radicular, y también el hueso alveolar que lo rodea (fig. 08).
- VII. Se construyeron sub-modelos para observar la zona de la terminación marginal coronaria cuando se aplican las cargas.



Fig. 05:
proyector
de perfiles
TAF 003.

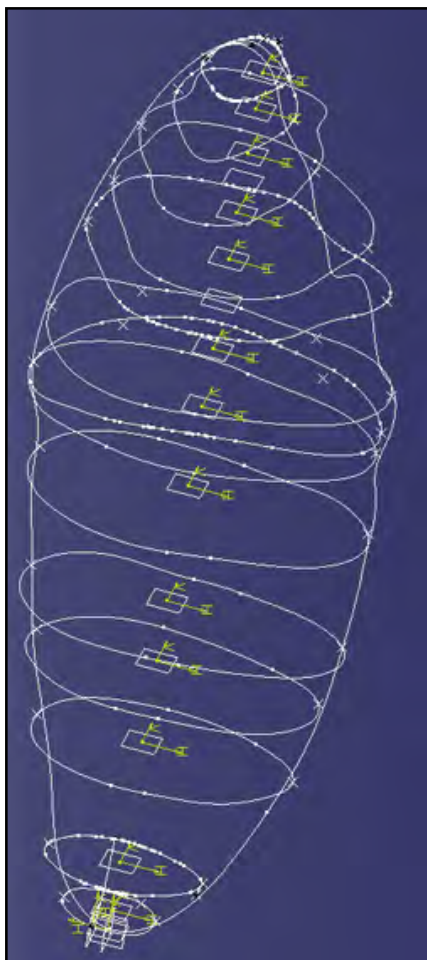


Fig. 06: malla elaborada con cortes de perfiles transversales, para luego confeccionar el modelo sólido.

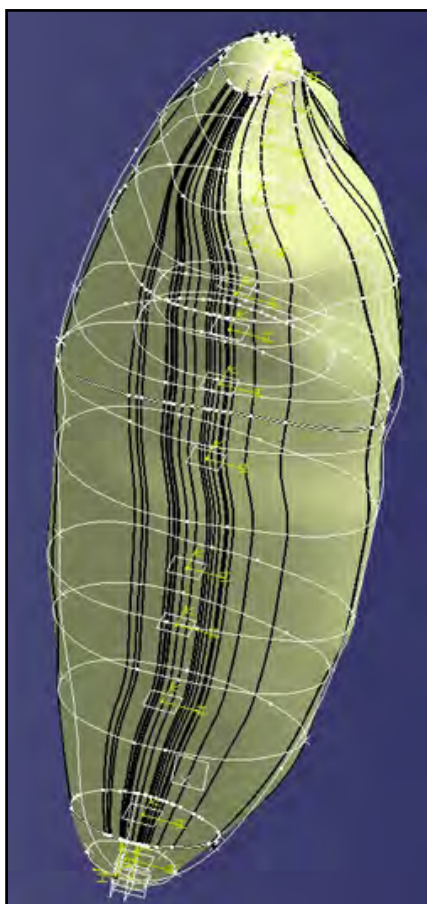


Fig. 07: superficies trazadas sobre la malla para obtener volumen que representa al diente .

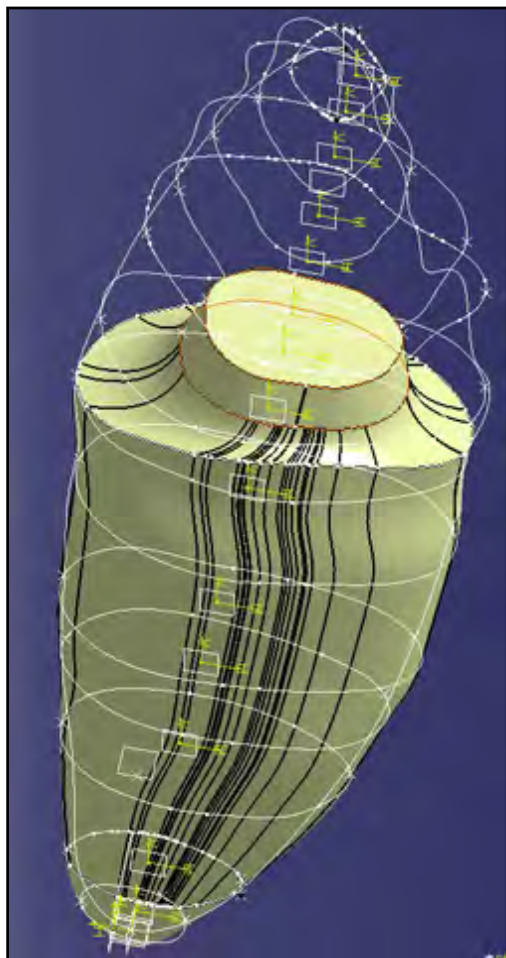


Fig. 08: cortes del sólido para separar al diente completo en sus componentes

8.2.2-Modelos de elementos finitos

Mediante la importación de la geometría a un programa generador de mallas, se realizaron los modelos de elementos finitos correspondientes. En dichos modelos fueron considerados los siguientes componentes:

- Dentina
- Esmalte
- Cemento
- Corona de porcelana
- Corona metálica
- Perno
- Muñón
- Soporte de hueso esponjoso

No se incluyó en los modelos la gutapercha debido a que su módulo de elasticidad es muy bajo comparado con los demás componentes, y por lo tanto no influiría significativamente en la solución (38).

8.2.3-Cargas y condiciones de contorno

A todos los modelos de elementos finitos se les aplicó una carga de 550 N. Además, a los modelos con pernos y coronas (diente con perno de fibra de vidrio y de cuarzo, y diente con perno de titanio) se les aplicó una carga compresiva creciente a 45° con respecto a su eje longitudinal a nivel del cingulum (tercio medio de la cara palatina), con el fin de determinar el valor de la carga que produciría en el cemento ubicado entre la dentina y la corona una tensión similar a su resistencia adhesiva, en otras palabras que

la despegue (tanto para coronas metálicas como para coronas de porcelana pura).

Para poder aplicar la carga de manera suave sobre el canino se utilizó un cilindro de 3mm de diámetro. Con la finalidad de determinar el estado de tensiones en el cemento producido por la carga aplicada, se utilizó la técnica de submodelos. Esta técnica es utilizada para estudiar, con una malla más densa, una pequeña zona del modelo general o global. Para ello se interpoló la solución obtenida en el modelo global con el fin de obtener la solución en el submodelo (fig. 21 y 22).

La utilización de este método permitió incluir una capa de 0,05mm (50 um) del cemento que vincula la dentina con la corona la cual, debido a su bajo espesor, no se consideró en el modelo general o global.

Se realizaron en total 10 modelos de elementos finitos; en todos ellos se utilizaron elementos sólidos de 4 y 8 nodos. Los distintos elementos fueron pegados entre sí mediante condiciones de vínculo adecuadas. En la siguiente tabla se muestra el detalle de los modelos realizados:

Modelos	Descripción	Elementos	Nodos	Ver
1	Diente natural	288777	60871	Fig.13 y 14
2.1	Perno fibra de cuarzo. Corona metálica	281971	62032	Fig 19 y 20.
2.2	Perno fibra de cuarzo. Corona de porcelana			
3.1	Perno fibra de vidrio. Corona metálica	281938	62952	Fig. 17 y 18.
3.2	Perno fibra de vidrio. Corona de porcelana			
4.1	Perno de titanio. Corona metálica	324957	70103	Fig.15 y 16.
4.2	Perno de titanio. Corona de porcelana			
5	Submodelo del modelo 2	6664	7875	Fig. 21 y 22
6	Submodelo del modelo 3	6664	7875	-
7	Submodelo del modelo 4	6664	7875	-

Tabla 02: Modelos y submodelos de elementos finitos.

Cuando aplicamos una carga sobre un material, a medida que se incrementa la carga, en proporciones constantes se obtiene una deformación también constante, hasta que se alcanza un punto en que dicha proporcionalidad se pierde.

Si se procede a dividir sucesivamente cada valor de tensión por el valor de la deformación que produce, se obtiene un valor constante que es el módulo de elasticidad o de Young, típico para cada material(39).

$$\text{MÓDULO DE ELASTICIDAD (E): } \frac{\text{TENSIÓN}}{\text{DEFORMACIÓN}}$$

Corona metálica: E: 200000 Mpa

Corona de Porcelana: E: 69000 Mpa

Si E más grande: **tensión mayor**

Siempre absorberá mayor tensión el elemento más rígido. Esto se ve claramente en la distribución de tensiones de los pernos de titanio. La resistencia a la tracción de la dentina indicada en distintos ensayos es aproximadamente de 85 Mpa. En tanto, su resistencia a la compresión es de 297 Mpa. La resistencia adhesiva del cemento considerado es igual o mayor que 20Mpa (38).

Para los distintos elementos analizados se consideraron los materiales y propiedades mecánicas indicados en la tabla 3.

	Modulo de elasticidad E (MPa)	Coefficiente de Poisson
Dentina	18000	0,31
Hueso esponjoso	1370	0,30
Corona metálica	200000	0,33
Corona de porcelana	69000	0,28
Perno de titanio	103400	0,33
Resina	18530	0,28
Esmalte	41000	0,30
Cemento	2700	

Tabla 03

En la cavidad bucal existen gran cantidad de fuerzas durante sus funciones. El promedio de la fuerza máxima de mordida en hombres en la región molar fue medida en 911N, y en la región incisal 569N (42). Estas fuerzas, ejercidas sobre los materiales situados dentro de ella, son potencialmente productoras de deformaciones, es decir, cambios dimensionales (longitudes, volúmenes) en la gran mayoría de los casos.

Este estudio se realizó considerando el criterio de tensiones tridimensional de Von Mises. Éstas relacionan la **resistencia** de un elemento sujeto a un estado complejo de tensiones con la misma propiedad (resistencia) del material, basándose en un ensayo simple de tracción. La selección de tensiones de tracción pura (S 33 en los resultados) fue realizada porque estas son responsables de los cracks .

Por otra parte, las tensiones de Von Mises muestran la localización de amplias áreas de tensión, donde no se puede determinar la naturaleza (tracción o compresión) de dicha tensión. Es decir, es un criterio indicador del nivel promedio de tensiones, donde el valor máximo indica la posibilidad de que ocurra una fractura(38).

Es importante aclarar, además, que el **coeficiente de Poisson** define la relación entre las **deformaciones** del material en la dirección que se aplica la **carga**(en este caso longitudinal) y de las otras direcciones (transversales) (41).

La estructura del material **independientemente** de su composición química, es decir, la disposición espacial de los componentes repartidos en su masa puede influir en su comportamiento frente a las cargas. En general, se puede afirmar que los materiales con estructura amorfa son MATERIALES ISOTRÓPICOS sus propiedades se miden en la dirección o sentido que sea, y se obtienen idénticos resultados(41). El titanio es un material Isotrópo.

Por el contrario, los materiales con estructura cristalina son MATERIALES ANISOTRÓPICOS las propiedades pueden medirse y dan resultados diferentes, según la dirección en que se mida u observe. El esmalte dentario es un ejemplo típico de éstos. Los postes compuestos de fibra de vidrio y cuarzo, entran dentro de este grupo.

En el siguiente cuadro, se muestran valores de constantes elásticas independientes como son el módulo de elasticidad en sentido longitudinal, transversal, y el coeficiente de Poisson, para los materiales Anisótropicos.

	Material	
	Fibra de vidrio / resina epoxi (43)	Fibra de cuarzo / resina epoxi
E11: módulo de elasticidad longitudinal (MPa)	40000	48200
E22: módulo de elasticidad longitudinal (MPa)	11000	8200
E33: módulo de elasticidad longitudinal (MPa)	11000	8200
G12: módulo de elasticidad transversal (MPa)	4200	3000
G13: módulo de elasticidad transversal (MPa)	4200	3000
G23: módulo de elasticidad transversal (MPa)	4100	1300
n12: Coeficiente de Poisson	0,26	0,32
n23: Coeficiente de Poisson	0,26	0,32
n13: Coeficiente de Poisson	0,32	0,4

Tabla 04: Módulos de elasticidad longitudinal, transversal y coeficiente de Poisson de los postes de fibra.

El método de análisis por elementos finitos no da una variabilidad de resultados sino que se limita al número de nodos y elementos usados en el modelo y las constantes elásticas atribuidas a dichos elementos.

Dado que las variables pueden ser manipuladas, con la precisión de la computadora se elimina la variación de probabilidad resultante del error de la muestra. El mismo método repetido varias veces va a llevar a los mismos resultados, los cuales son causados por la manipulación de las variables y no por el azar. Por esta razón, este método no incluye análisis estadístico.

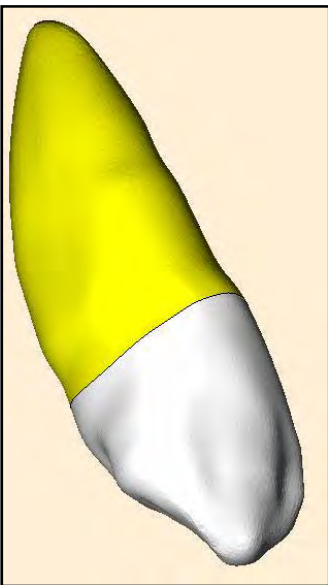


Fig. 09: Modelo sólido de canino superior.

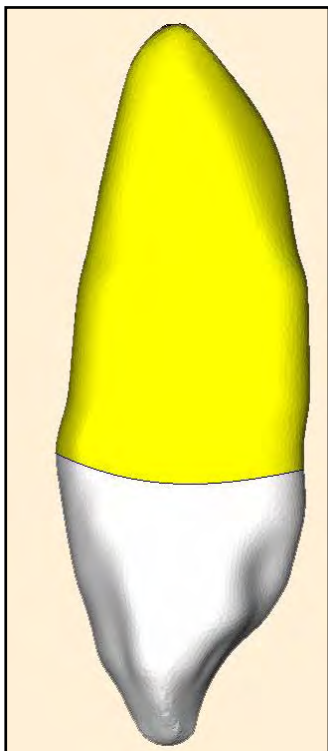


Fig. 10: Vista de perfil del mismo modelo.

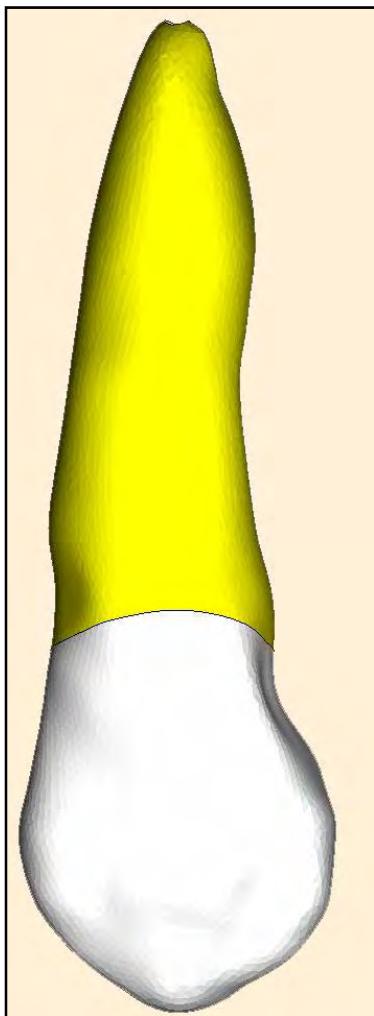


Fig. 11: Vista de frente.

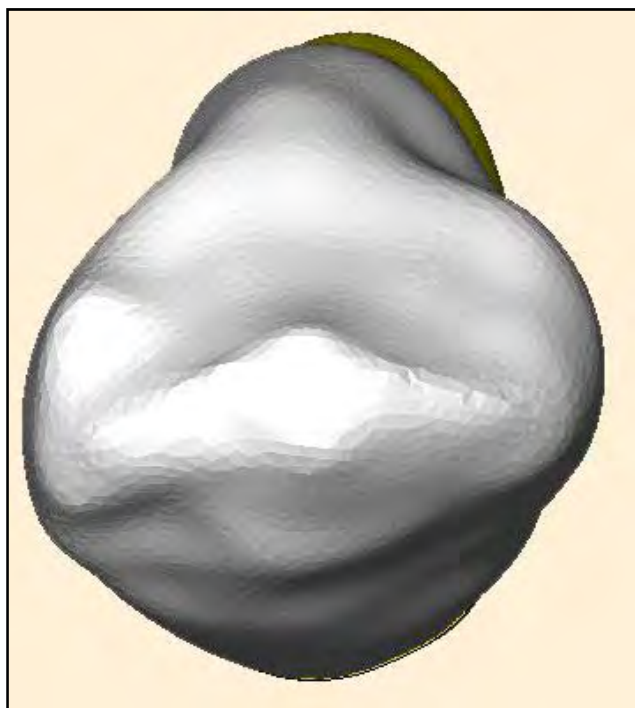


Fig. 12: Vista superior del modelo.

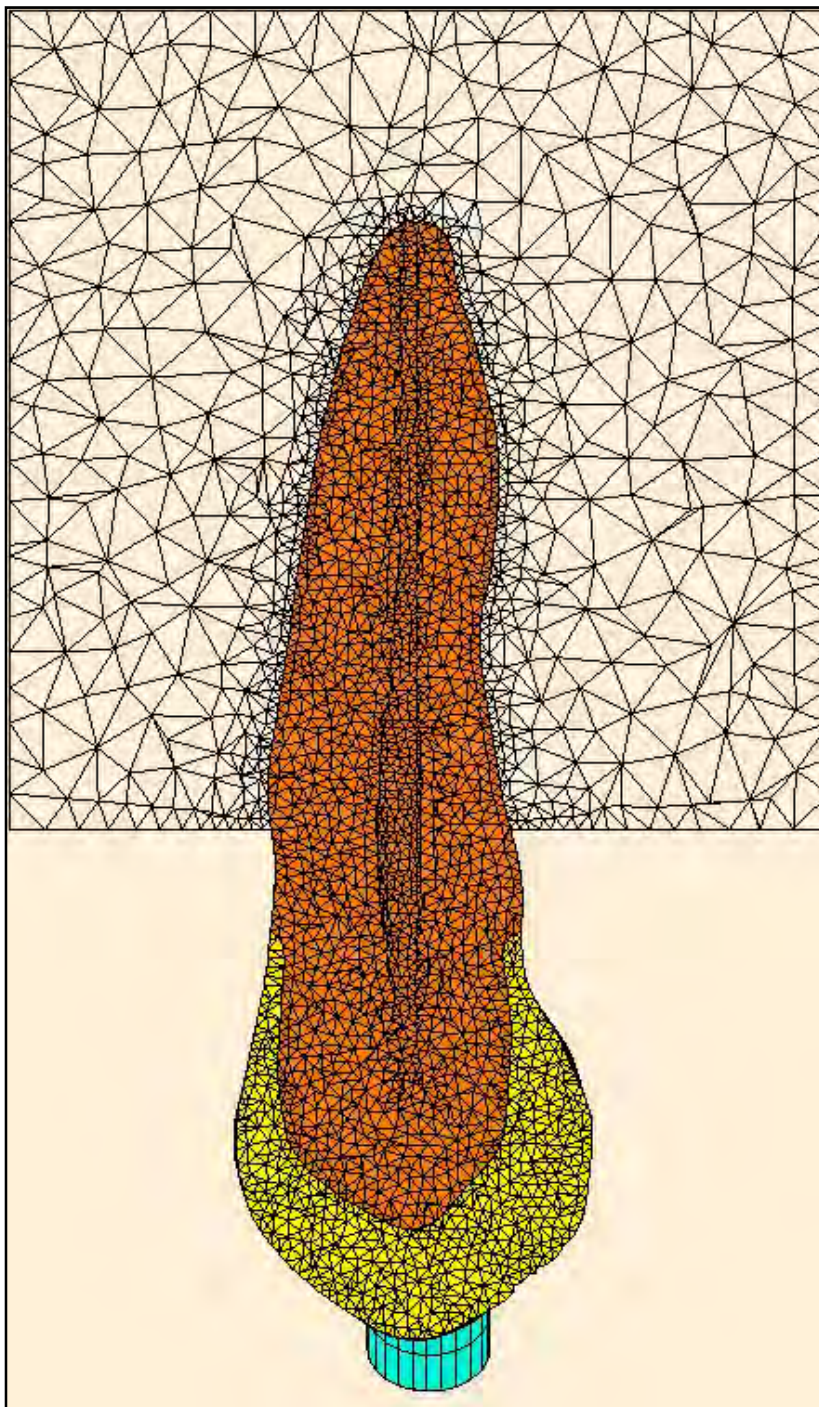


Fig. 13: Vista de frente del modelo de elementos finitos del elemento dentario sano.

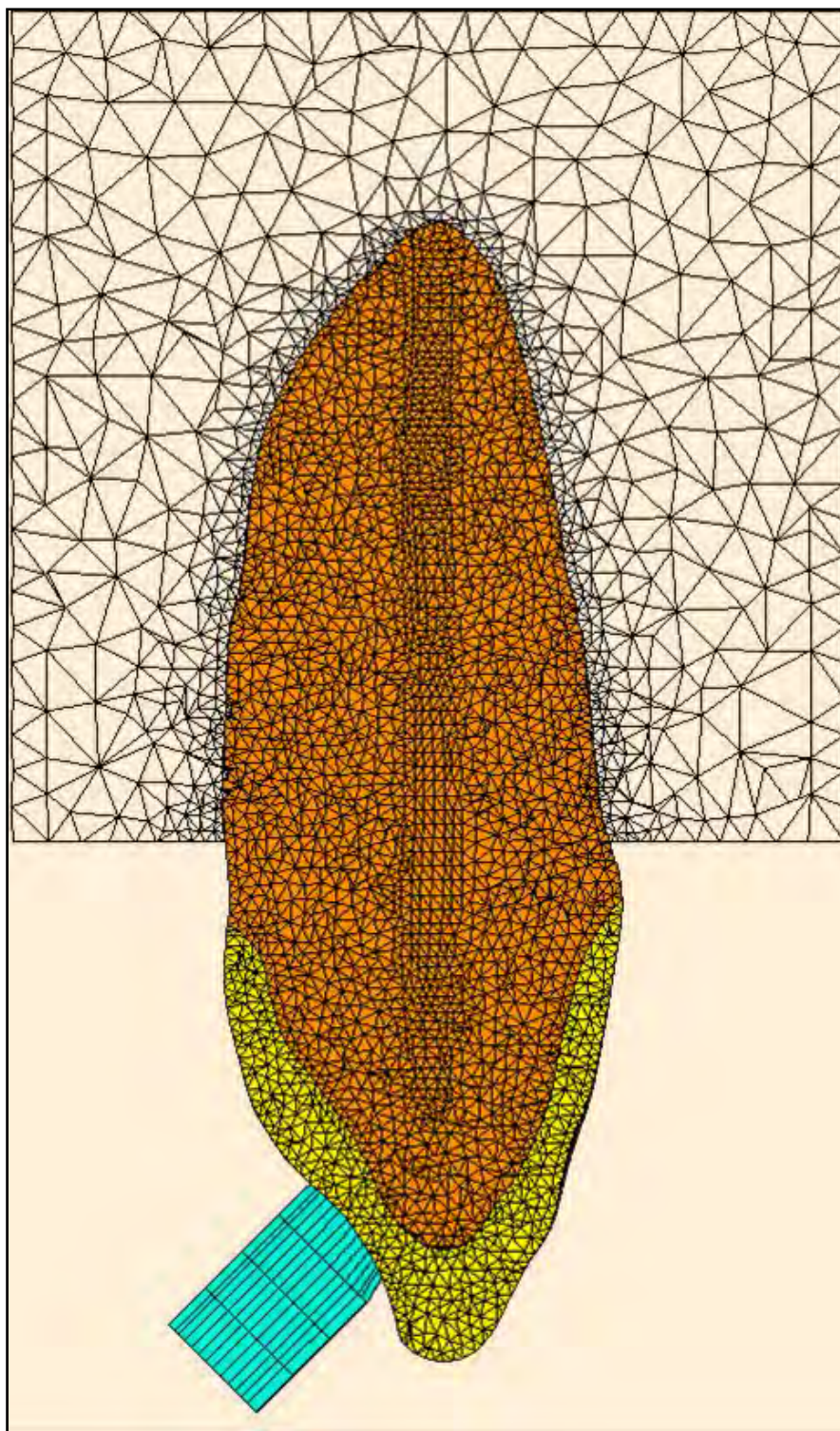


Fig. 14:Modelo de elementos finitos de diente natural.Vista de perfil.

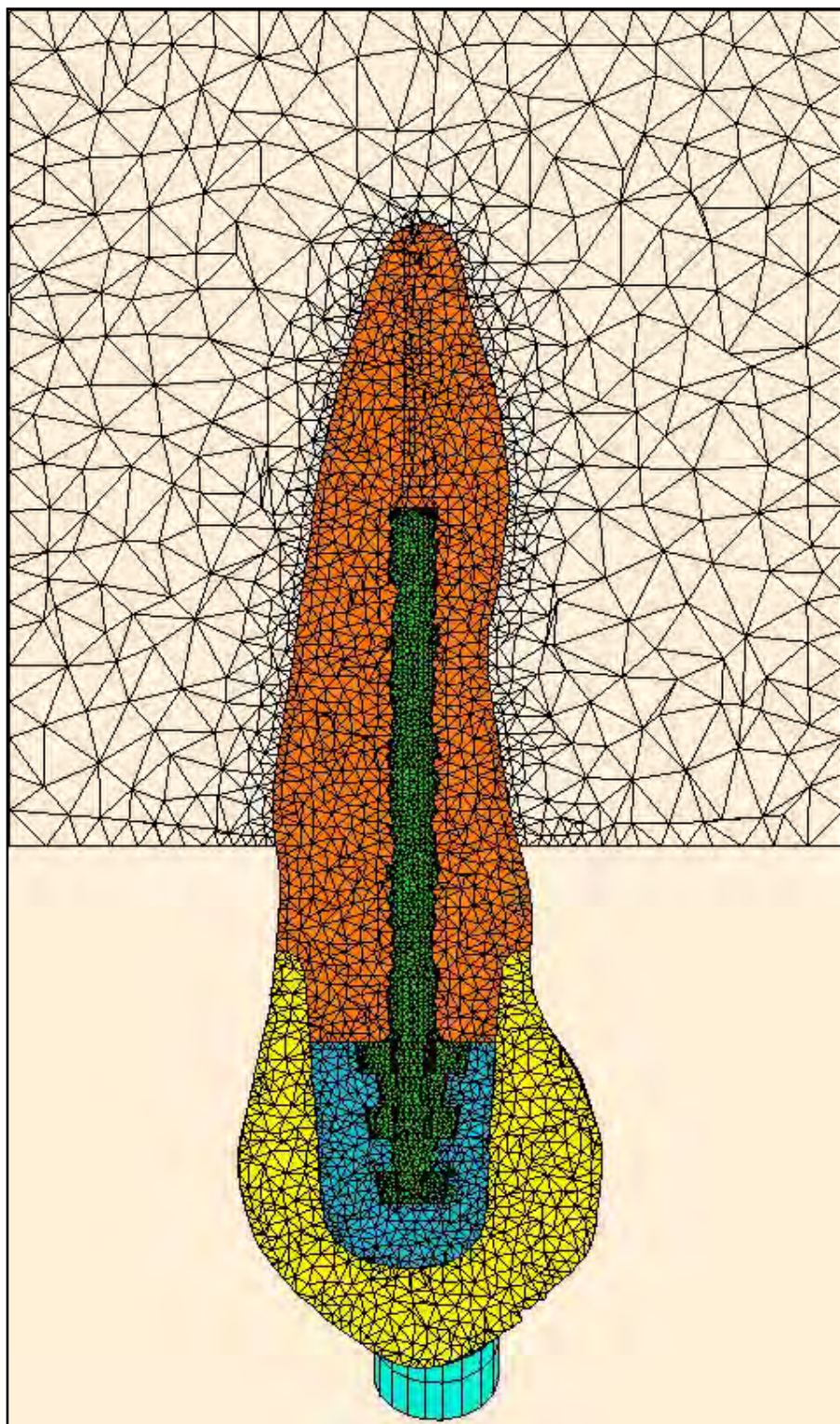


Fig. 15: Vista de frente del modelo de elementos finitos del diente con poste de titanio

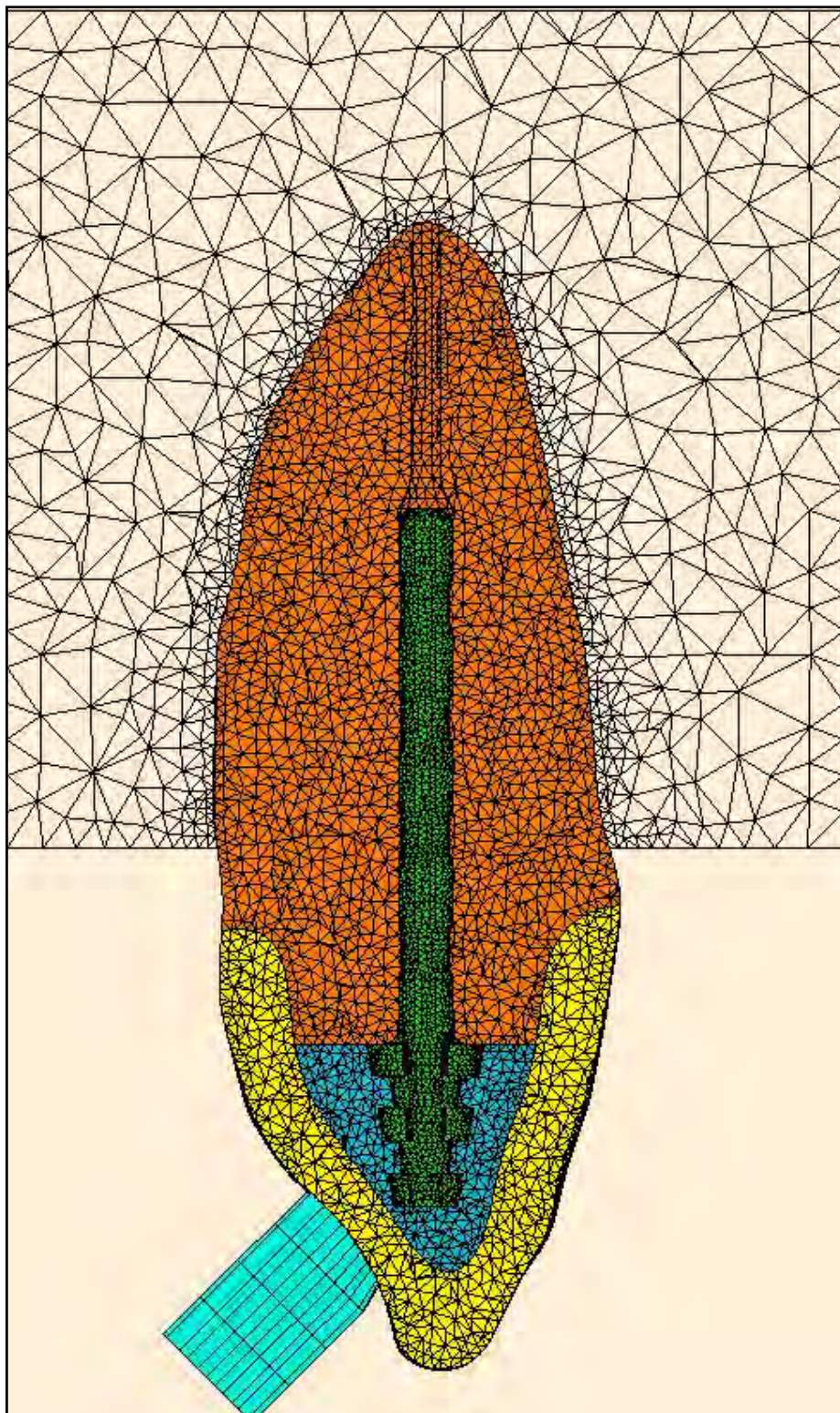


Fig. 16: Vista de perfil.
Obsérvese la reproducción de todos sus componentes. Incluso el hueso alveolar.

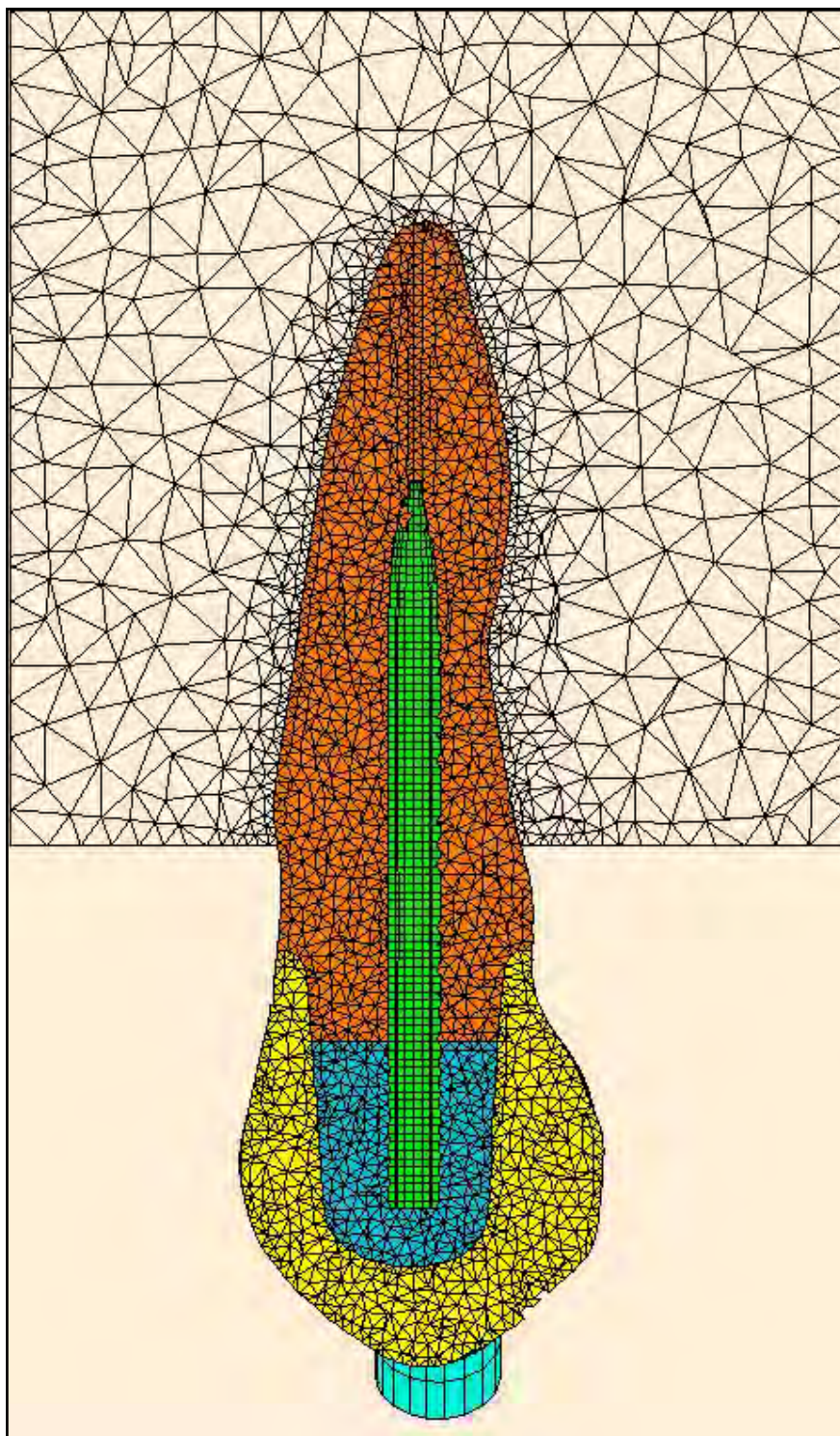


Fig. 17: Modelo de elementos finitos con postes de fibra de vidrio. Vista de frente.

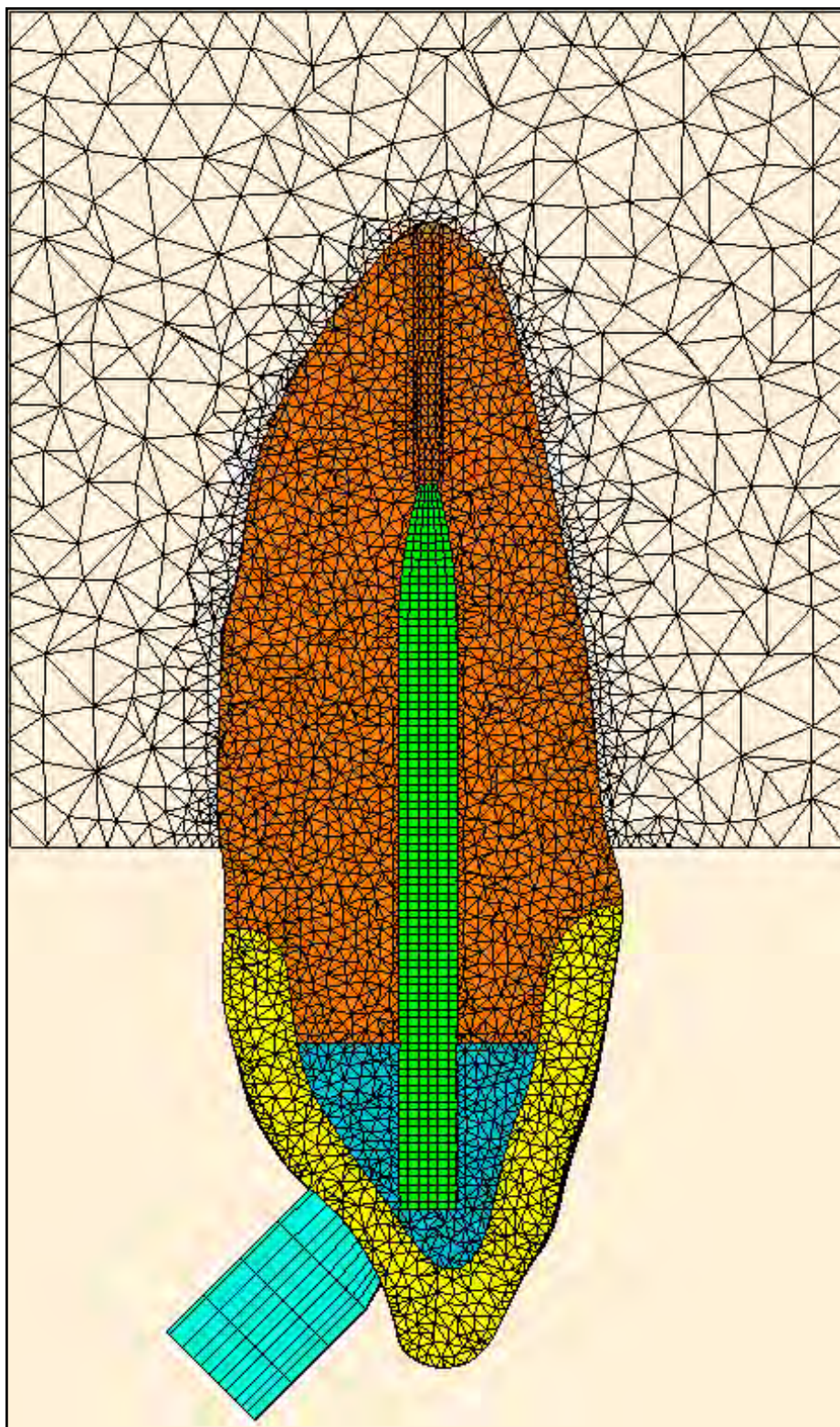


Fig. 18: Modelo de elementos finitos del modelo con postes de fibra de vidrio. Vista de perfil.

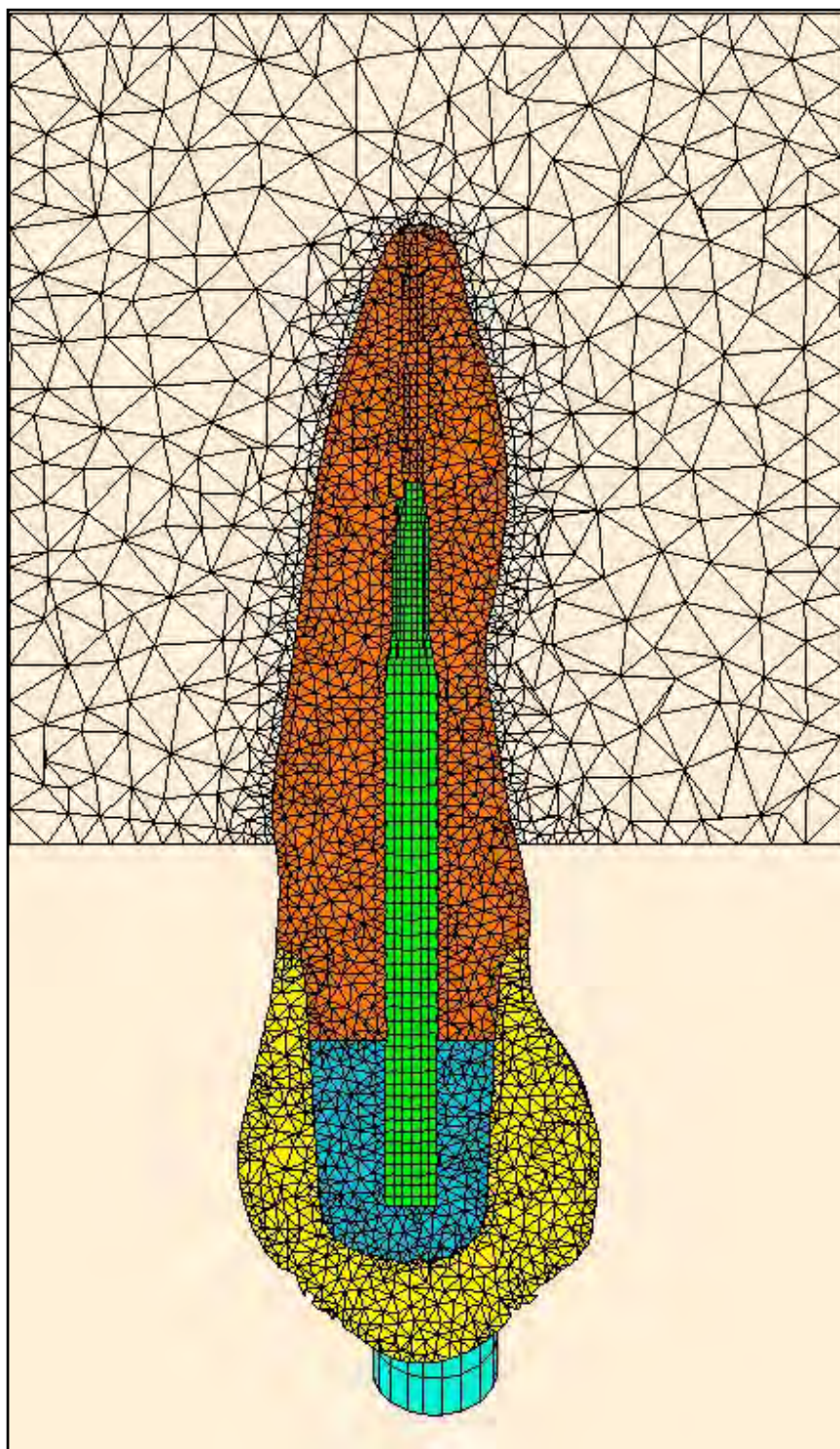


Fig. 19: Vista de frente. Modelo con poste de fibra de cuarzo.

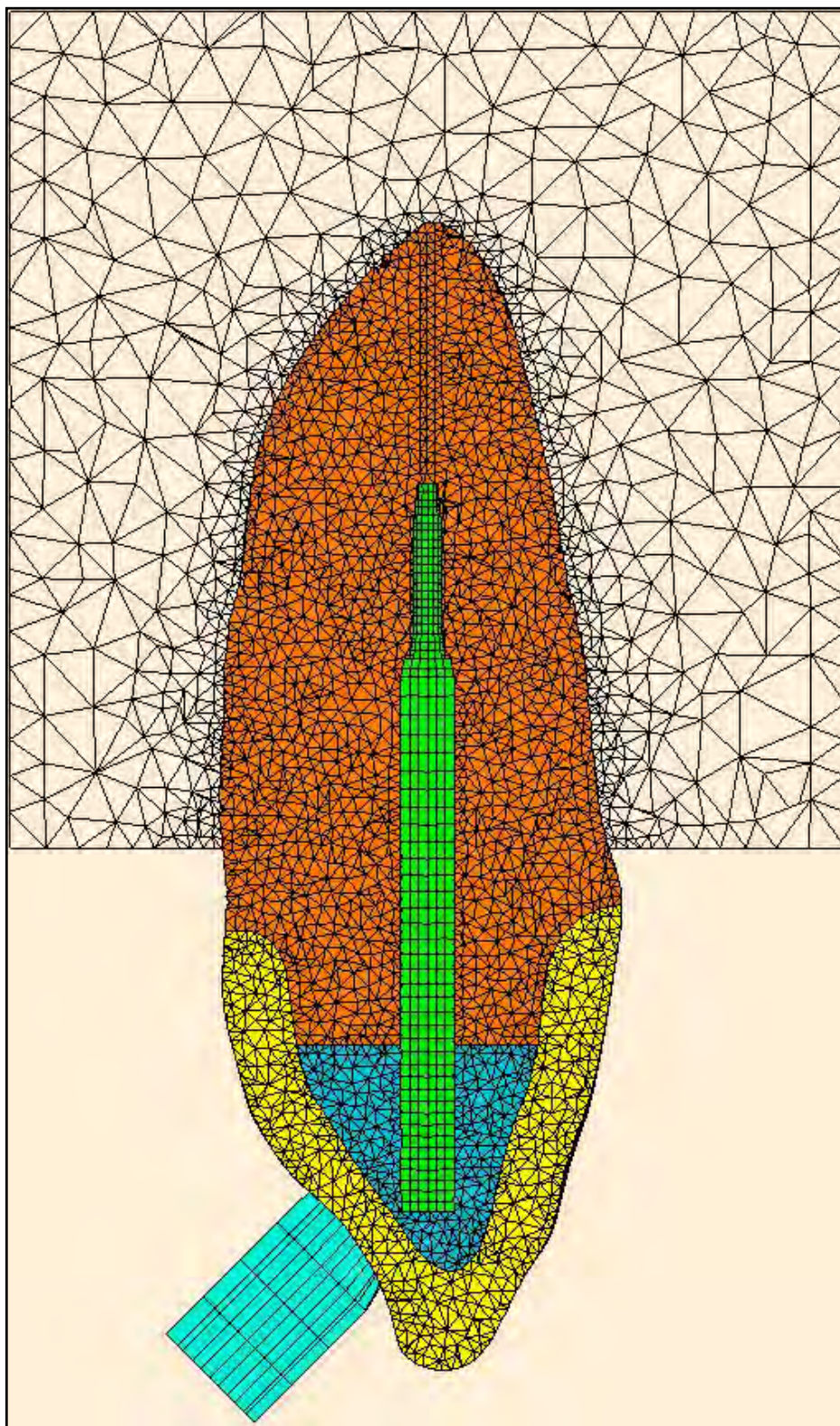


Fig. 20:
Modelo de
elementos
finitos con
poste de fibra
de cuarzo.
Vista de perfil.

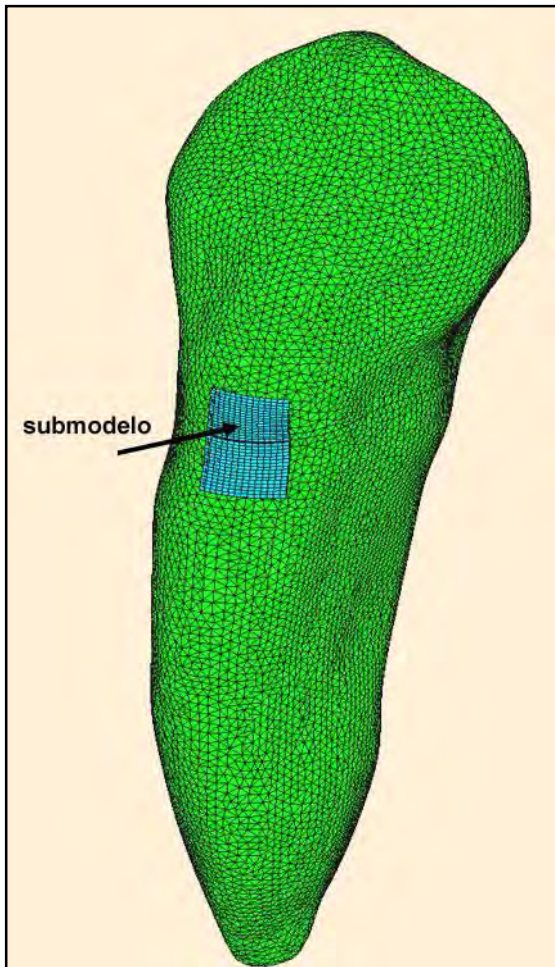


Fig. 21: Lugar de donde se obtuvieron los submodelos.

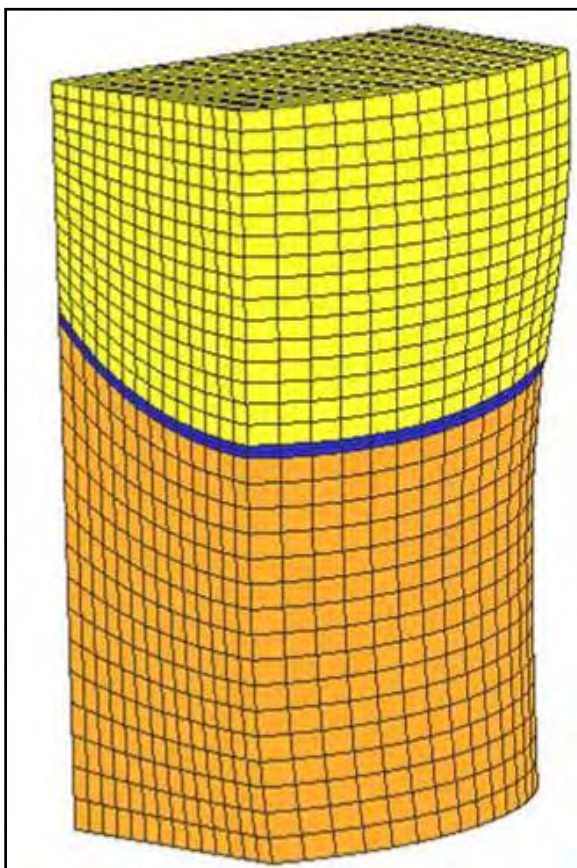


Fig. 22: Submodelo de la zona de cierre marginal de las coronas, cara palatina, capa de cemento.

8.3-Test experimental de resistencia a la fractura

8.3.1- Preparación de las muestras

Se seleccionaron noventa elementos dentarios caninos superiores recientemente extraídos por razones periodontales en individuos varones adultos cuyas edades oscilan entre los 35 y 50 años (fig.23).

Los dientes recolectados fueron cuidadosamente observados con una lupa y un transiluminador; se excluyeron aquellos que presentaron fisuras, microfractura, reabsorciones y caries.

Se los conservó en solución fisiológica durante su preparación y, una vez listos para su utilización, se consideró además que la longitud de las raíces no fuese menor de 12mm y que al ancho buco lingual fuese semejante para agruparlos, desechando los de tamaño extremo. Para ello, se utilizó un calibre, midiendo a nivel del límite amelocementario(fig.24).

•Preparación endodóntica

La técnica endodóntica empleada fue la STEP-BACK (escalonada), con limas lisas tipo K (Myllefer) realizando preparaciones apicales mínimas. La conformación del tercio medio y cervical se realizó utilizando fresas de Gates Glidden (1 y 2 de Myllefer) y se irrigó con solución de hipoclorito de Na al 2,5%.

Los conductos se secaron con conos de papel absorbente de igual numeración que el último instrumento usado para obtener un canal deshumificado, lo que permitió la correcta adaptación del cono de gutapercha.

La técnica de obturación empleada fue la de condensación lateral con conos de guta percha (Dentsply, USA.) y cemento de resina Sealer 26(Dentsply, Latin América), evitando de esta manera la presencia de eugenol

del cemento de Grossman tradicional (que pudiese afectar la adhesión de los pernos a posteriori).

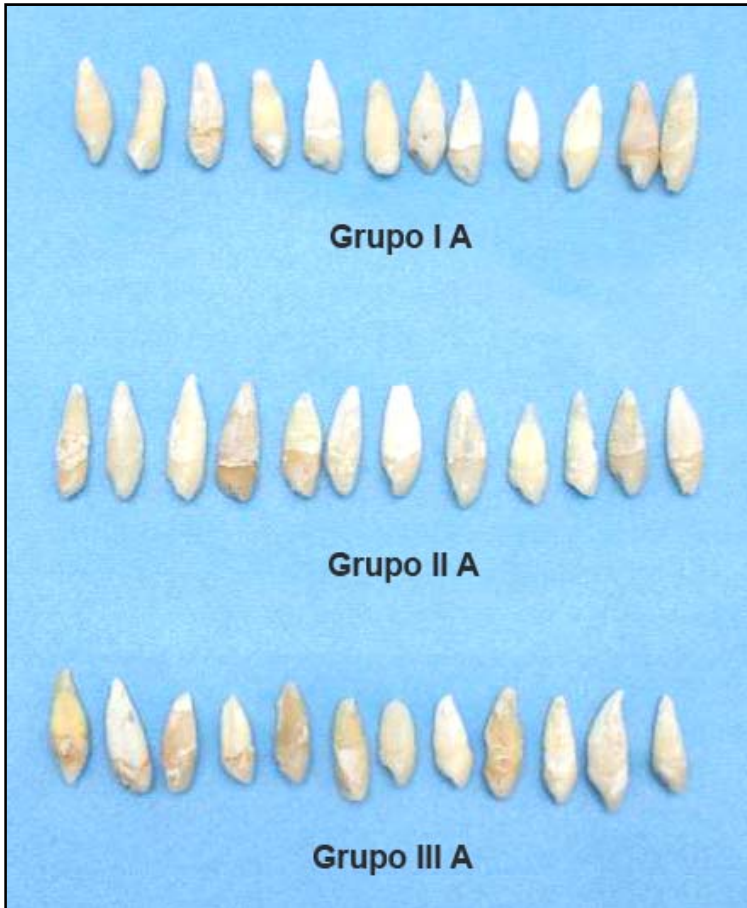


Fig. 23: Elementos dentarios Caninos superiores utilizados para las pruebas de Microfiltración. Cabe aclarar que luego se agregaron tres muestras mas como elementos control.

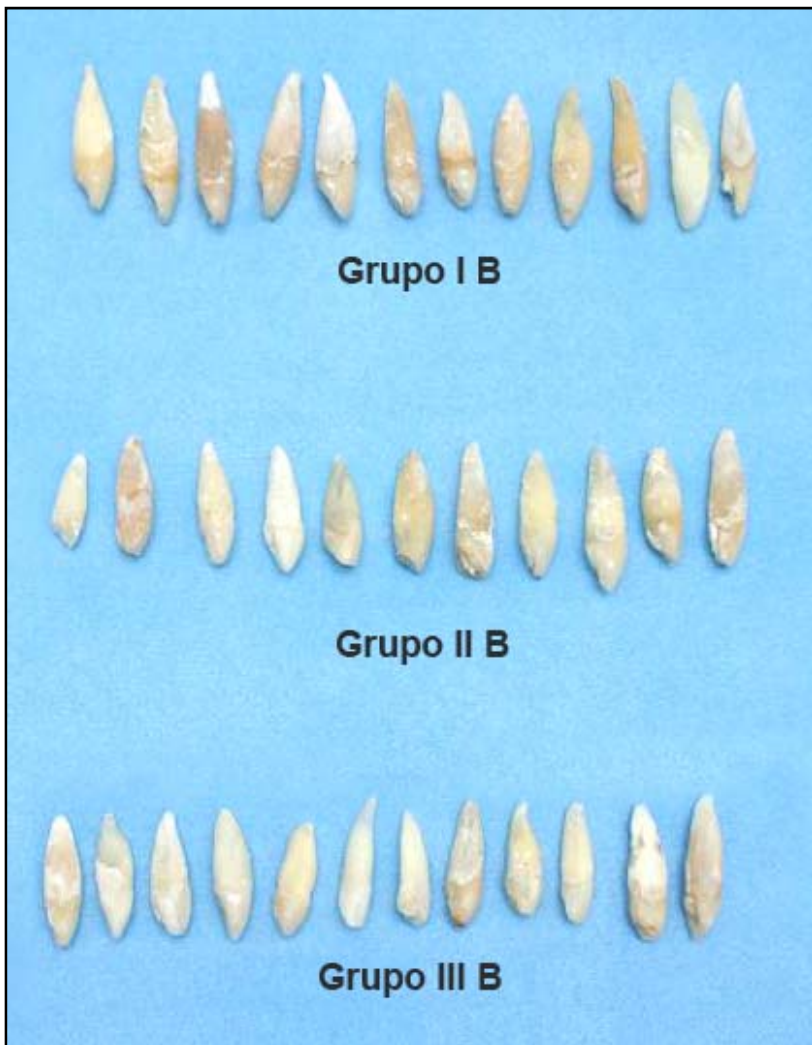


Fig. 24: Elementos dentarios caninos superiores utilizados para las pruebas in Vitro de resistencia a la fractura.



Fig. 25: Grupo control elementos dentarios caninos superiores sanos.
(prueba de resistencia a la fractura)

Se selló la cavidad coronaria con gutapercha en pasta y se colocaron las muestras en tubos con solución fisiológica.

El grupo control se conformó con un grupo de 12 muestras sin tratamiento endodóntico en las cuales sólo se realizó la preparación coronaria para recibir una corona metálica (fig.25).

•Preparación del conducto y cementado de los endopostes

A 78 elementos dentarios caninos superiores se los desgastó a 3mm del límite amelo-cementario con piedra y turbina con abundante refrigeración, dando lugar a una zona de protección (efecto férula) en torno a la preparación (fig.30 y 31).

Para retirar la gutapercha se utilizaron ensanchadores tipo peso (diámetros 1 y 2 de Myllefer) y luego se prepararon los conductos con las fresas proporcionadas por el fabricante de cada tipo de perno empleado (fig.26, 27,28 y 29).

En profundidad, la preparación se realizó hasta 10mm de largo (+-1mm) para que todos los postes tuviesen la misma longitud, respetando un mínimo de 4mm de obturación apical.

Los postes fueron seccionados a 17mm con piedra de diamante y abundante refrigeración dejando un excedente de 4mm hacia la preparación coronaria.

El cementado se realizó mediante el grabado ácido del conducto con ácido fosfórico al 32% (Unietch, Bisco, USA) por 15 segundos, lavado profuso mediante spray de agua por 30 segundos y secado (fig.32 y 33).

Luego se colocó en la pared del conducto el adhesivo One Step Plus,BISCO, USA, que es un adhesivo universal con relleno, de 5ª generación. El conducto se secó con aire por 5 segundos, aplicando luz halógena por 20 segundos (fig. 34 y 35).



Fig. 26: Endopostes de fibra de cuarzo, Aestheti-plus, Bisco, USA.



Fig. 27: Endopostes de fibra de vidrio, Glassix, Nordin.



Fig. 28: Los tres diferentes endopostes preformados que se utilizaron.



Fig. 29: Endopostes de titanio, largos pasivos, Komet.



Fig.30:
Preparación de
las muestras
para los postes
preformados
metálicos.



Fig.31: Tallado del remanente dentario
(3mm) en una muestra para poste metálico.



Fig.32: Ácido
grabador
Uni-Etch, Bisco.
Adhesivo One-
Step plus,
Bisco, USA.



Fig.33: Grabado con ácido del conducto y remanente dentario.



Fig.34: Aplicación del adhesivo.



Fig.35:
Fotopolimerización
del adhesivo con luz
halógena.



Fig.36: Aplicación
del cemento con
léntulo dentro del
conducto.



Fig.37: Cemento
C&B, Bisco, en
jeringa
automezclante.

Los postes de fibra se pincelaron en ese momento con el mismo adhesivo. El cemento de resina de auto curado (C & B Bisco) se introdujo con léntulo para, de esta manera, lograr una mejor distribución en las paredes de los conductos (fig. 36 y 37). Se ubicaron los pernos y se eliminaron los excesos con instrumental manual antes de su polimerización.

•Preparación coronaria

El muñón coronario se elaboró con resina de fotocurado (Enforce Core, Dentsply, USA) (fig.38). Para ello se grabó el remanente dentario con el mismo ácido fosfórico que se utiliza para el cemento del poste, lavado con spray de agua por 15 segundos y secado.

Se colocó el mismo adhesivo, se fotopolimerizó por 20 segundos y se confeccionó el muñón coronario con la resina, aplicándola por capas y fotopolimerizando con luz por 30 segundos cada capa (fig.39,40, 41 y 42).

Estas muestras fueron talladas con piedras de diamante, turbina y abundante refrigeración, dándole las mismas dimensiones y formas que al grupo de los dientes naturales (control).

El grupo de dientes fue tallado con piedras de diamante tronco-cónicas de extremo redondeado, marcando los surcos que determinaron espesores de 1,5mm por vestibular y proximal, 1,2mm por palatino, y 2mm por incisal. Estas medidas, al igual que el largo de los pilares, que fue de 7mm, se estandarizó, y de esta manera todas las restauraciones coronarias tuvieron las mismas dimensiones. Se realizó un hombro con bisel a todos los pilares para lograr la adaptación marginal del metal (fig.43 y 44).



Fig.30:



Fig.38: Resina para reconstrucción de muñones, Enforce-core, Dentsply.



Fig.39: Reconstrucción de muñón coronario de elemento con poste metálico.



Fig.40: Adaptación a los conductos de postes de fibra.



Fig.41: Muñones coronarios de las muestras de postes de fibra.



Fig.42: Grupo de muestra con postes de fibra.

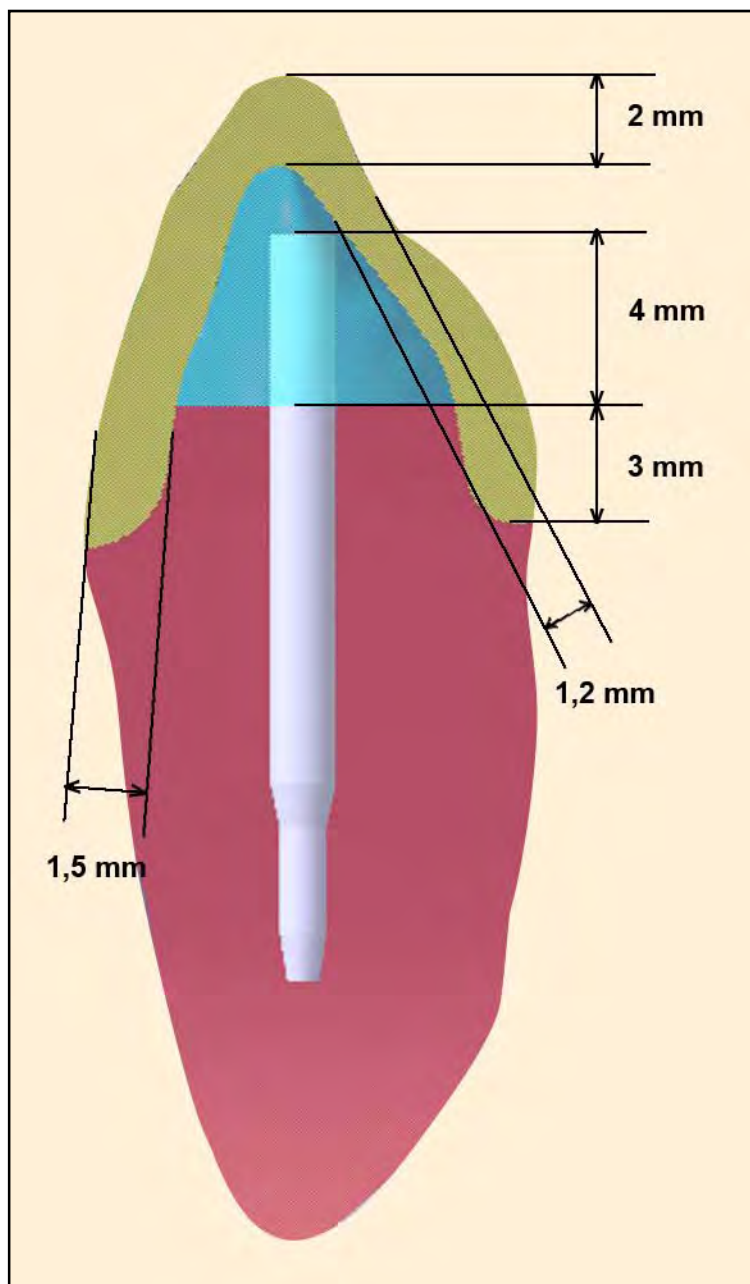


Fig.43: Reconstrucción con medidas estandarizadas.

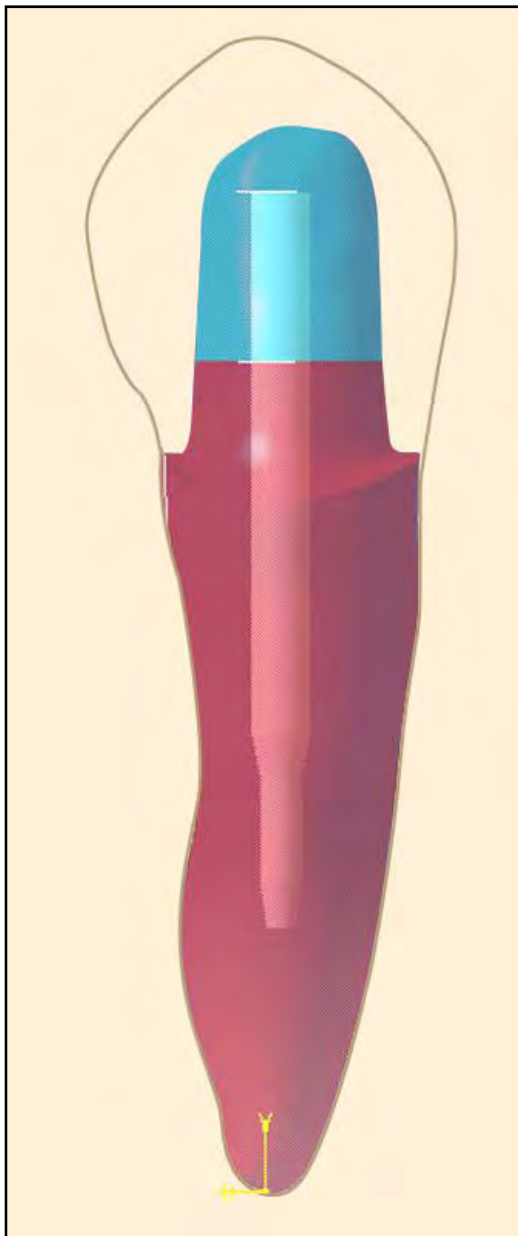


Fig.44: Reconstrucción coronaria, vista de frente.

Luego se confeccionaron las coronas metálicas coladas en aleación metálica no noble de cromo-níquel Vera Soft (Aalba Dent- Cordelia, California, USA) y fueron debidamente sometidas a un arenado con óxido de aluminio de 50 a 75 μm , y a una presión de 60 a 80 lbs/ pul² durante 4 a 6 seg, lavadas y secadas con aire. Según las indicaciones del fabricante, se realizó la imprimación del metal.

Las restauraciones coronarias fueron elaboradas directamente sobre las muestras de los pilares preparados de cada grupo. Previamente se colocó una capa de barniz espaciador Vita (para coronas de porcelana pura) puesto que era el único que aseguraba una capa de 25 a 50 μm , que luego sería el espacio para el cemento (fig. 45 y 46).

Se realizaron las pruebas de las mismas y se colocó nuevamente ácido grabador y el adhesivo sobre los pilares; se fotopolimerizó.

Se dosificó y preparó el cemento, se colocó en la superficie interna del borde cabo-periférico de la restauración coronaria. Luego se realizó el asentamiento manual de la misma previo movimiento de entrada y salida para que fluya el exceso de cemento. A la vez, se protegió la superficie externa del cemento con glicerina para evitar la inhibición de polimerización de contacto con oxígeno del medio resinoso (fig. 47).

•Preparación radicular

A las muestras de los Grupos I A, II A y III A se las pinceló con cianoacrilato desde 2mm por debajo del cierre marginal de las coronas hasta el ápice, y luego se les aplicó dos capas de barniz para uñas.



Fig.45: Muñones coronarios pincelados con laca de Vita que se utilizó como intermediario.



Fig.46: Calibre con el que se midió el espesor de las coronas.



Fig.47: Coronas metálicas definitivas cementadas.

A los fines de simular el ligamento periodontal, se procedió a la colocación de una cinta de teflón de 20 μm de espesor en 4 capas alrededor de la porción radicular hasta 2 mm de la terminación marginal de las coronas. Esto se realizó en todas las muestras, inclusive en el grupo de elementos dentarios naturales (fig.48).

Todas las muestras fueron incluidas en un taco de acrílico de autopolimerización hasta la misma altura en que se coloca la cinta de teflón, es decir, hasta una altura de 2mm desde la conexión amelocementaria al borde del acrílico para semejar el espesor biológico natural (fig. 49).

Esta inclusión en acrílico se realizó sobre el soporte que sostiene a las muestras para el test de carga compresiva, el cual consta de un cilindro torneado de acero con un tubo que presenta una inclinación de 45^{a} a la dirección de ejecución de la fuerza y por lo tanto la muestra se incluye siguiendo el eje largo de la misma y un paralelismo con dicho soporte (fig.50 y 51).



Fig.48: Colocación de cinta de teflón en la porción radicular.



Fig.49: Muestras del Grupo I B (postes de titanio) montadas en soporte de acrílico.



Fig.50: Soporte para muestras.



Fig.51: Soporte metálico con el taco de acrílico montado.

Los grupos de trabajo fueron conformados de la siguiente manera:

GRUPO I A: 14 elementos dentarios caninos superiores con pernos de titanio

(Komet, Brasseler, Germany), pasivos (diámetro 1.35) cemento de resina de autocurado (C& B, BISCO, USA), muñón de resina de fotocurado (Enforce-core, Dentsply, USA).

Grupo	Muestras	Postes	Cemento	Material de Muñón	Corona
IA	14	Titanio Pasivos (Komet, USA)	C&B (Bisco,USA)	Enforce core (Dentsply, USA)	Metálicas
IB	12				
IIA	14	Fibra de Cuarzo Aesthetiplus BISCO, USA	C&B (Bisco,USA)	Enforce core (Dentsply, USA)	Metálicas
IIB	12				
IIIA	14	Fibra de vidrio (Glassix, Nordin, Swiss made)	C&B (Bisco,USA)	Enforce core (Dentsply, USA)	Metálicas
IIIB	12				
IV	12	Dientes naturales tallados	C&B (Bisco,USA)		Metálicas

Tabla 05: grupos de trabajo.

GRUPO II A: 14 elementos dentarios caninos superiores con pernos de fibra de cuarzo (Aestheti-plus, BISCO, USA), (diámetro 1.4), cemento de resina de autocurado (C& B, BISCO, USA) muñón de resina de fotocurado. (Enforce-core, Dentsply, USA).

GRUPO III A: 14 elementos caninos superiores con perno de fibra de vidrio (GLASSIX, HNordin SA, Swiss made) (diámetro 1.5), cemento de resina de autocurado (C& B, BISCO, USA), muñón de resina de fotocurado (Enforce-core, Dentsply, USA).

GRUPO I B: 12 elementos, preparados de idéntica manera al grupo I A.

GRUPO II B: 12 elementos caninos superiores, IDEM al grupo II A.

GRUPO III B: 12 elementos caninos superiores, IDEM al grupo III A.

GRUPO IV: 12 elementos dentarios caninos superiores naturales.

Todos llevaron restauración coronaria completa metálica cementadas con cemento de resina de autocurado (C&B,BISCO,USA).

Los grupos IA, IIA y IIIA se emplearon para aplicar una carga compresiva menor a su ruptura y evaluar la microfiltración.

Los grupos IB,II B,III B y IV se utilizaron para evaluar la resistencia a la compresión llegando hasta la ruptura de alguno de sus componentes.

8.3.2-Aplicación de las cargas

Así preparadas las muestras se llevaron a una máquina INSTRON 4486 para realizar la aplicación de las cargas, en una dirección de 45^a con respecto al eje del elemento dentario en el dispositivo preparado para tal fin (fig.52 y 53).

Estas fueron de 420 a 490 N para los grupos I A, II A y III A. Es decir se aplicó una carga, establecida por el método de elementos finitos, que produjera cambios que no fueran visibles, para luego observar si de esa manera se vencía la resistencia adhesiva de cemento coronario y había microfiltración (fig. 57).

Para los grupos IB, IIB, III B y IV (control) se aplicaron cargas hasta producir la ruptura de alguno de los componentes del sistema y así comprobar la resistencia a la fractura (fig.54, 55 y 56).



Fig.52: Máquina Instron 4486.

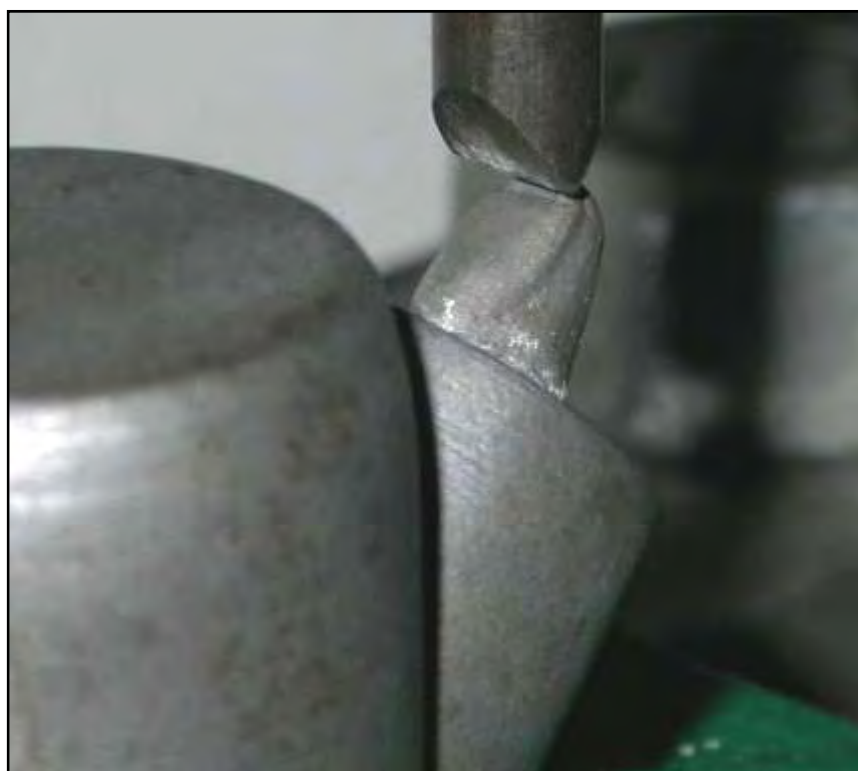


Fig.53: Muestra sometida a la carga compresiva.



Fig.54: Vista de frente de muestra V del grupo III B (poste de fibra de vidrio), test de resistencia a la fractura.



Fig.55: Vista de perfil de la misma. Obsérvese la línea de fractura.



Fig.56: Línea de fractura.



Fig.57: Aplicación de las cargas compresivas no destructivas.

8.3.3-Evaluación del nivel de fractura

Las muestras de los grupos I B, II B, III B y IV, una vez que fueron retiradas de la máquina INSTROM se colocaron en tinta negra (Pelikan) durante 24 hs., luego se incluyeron en una resina acrílica de autopolimerización y se desgastaron con discos de granulometría creciente hasta observar el nivel de fractura.

8.4-Evaluación de la microfiltración

La Microfiltración se define como el paso a la interfase entre dos sustratos(material-diente, material-material) de flúidos biológicos,gérmenes,residuos alimenticios,etc. procedentes del medio bucal.

En este trabajo, para evaluar la microfiltración, las muestras de los grupos I A, II A y III A fueron sometidas a la aplicación de las cargas no destructivas, pero que superen la resistencia adhesiva del cemento que une la corona al diente, establecidas en el AEF, excepto cuatro muestras de cada grupo preparadas de igual manera que las demás pero a las que no se las sometió a las cargas. Estos fueron los controles.

Se llevaron todas a frascos individuales con tintura de azul de metileno al 5% y a estufa a 37° por 72 hs (fig. 58,59,60 y 61) simulando la situación de la cavidad bucal(46,47).

Al retirarlas, se lavaron y se desgastaron con discos de papel de lija de granulometría creciente. Paso siguiente se realizó la evaluación de la MICROFILTRACIÓN marginal, es decir, a nivel del cierre marginal de las coronas, mediante el software IMAGE PRO-PLUS.



Fig. 58:
Tacos en
frascos, para
pruebas de
microfiltración.



Fig.59:
Colocación del
azul de
metileno.



Fig.60: Estufa para mantener la temperatura constante 37° por 72 horas, simulando las condiciones de la cavidad bucal.



Fig.61: Muestras en azul de metileno, en la estufa a temperatura constante.

Las muestras fueron fotografiadas por una cámara digital NIKON Coolpix 4500. Estas fotografías se transfirieron a un ordenador con Windows, para almacenarlas, organizarlas y medir la microfiltración sufrida por las piezas sometidas a las cargas y luego al colorante (fig.62 a).

Para esto se utilizó un software de imagen (Image Pro Plus, Media Cybernetic, Silver Springs, MD) con el que se midió tanto en la cara vestibular como palatina, la microfiltración de la interfase marginal corona-diente en forma lineal, en área, y se obtuvo un promedio de la densidad y su desviación estándar .

Éste método de medición es más exacto ya que nos permite repetir las mediciones tantas veces como sea necesario para corroborar lo observado (fig.65,66 y 67).

Una vez captada y almacenada la imagen del elemento dentario, se midió la tinta que penetró en la interfase dentina-cemento - corona, en forma lineal, tomando siempre como escala el mm.

Para medir el área de penetración del colorante se tomó la superficie correspondiente, siguiendo los canalículos dentinarios. Se considera el área desde la línea marcada primeramente y se mide en milímetros cuadrados (fig.63 y 64). En los sistemas digitales los colores se representan por números, de esta forma, en una imagen que contenga el negro y el blanco, podrá ser almacenado cada punto de color (pixel) con un número binario (adquieren valores 0 y 1 únicamente)(48,49). Para imágenes en grises, dichos colores son representados por un byte, o sea que puede adquirir 255 tonos de grises diferentes (fig. 62 b).

Para una mayor precisión en los colores representados, generalmente se agrega un canal más, correspondiente a la luminosidad, en una escala de grises(50,51).

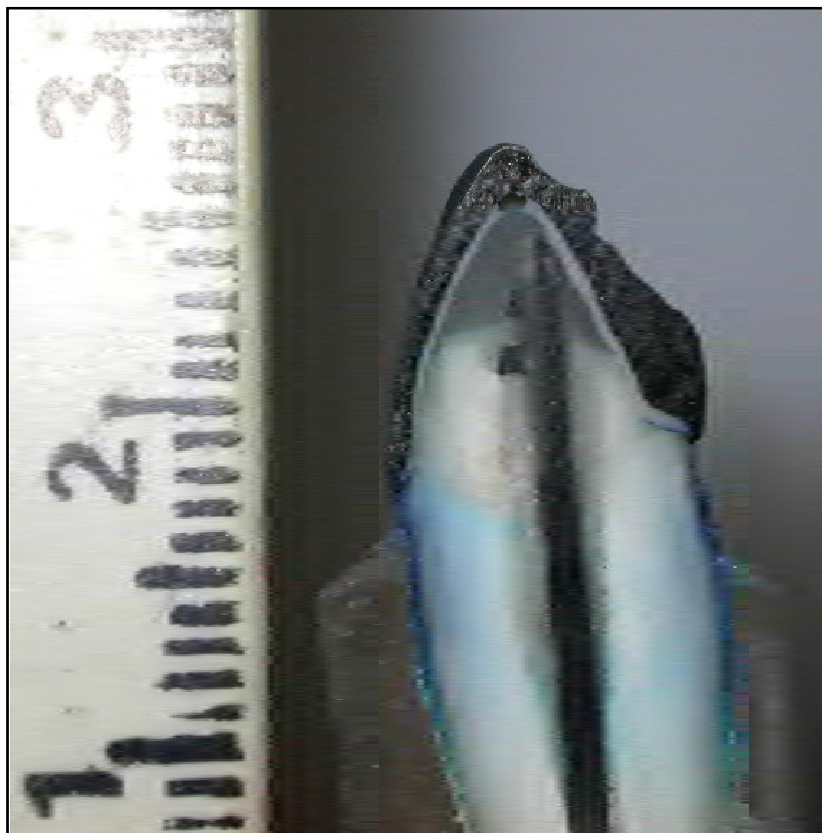
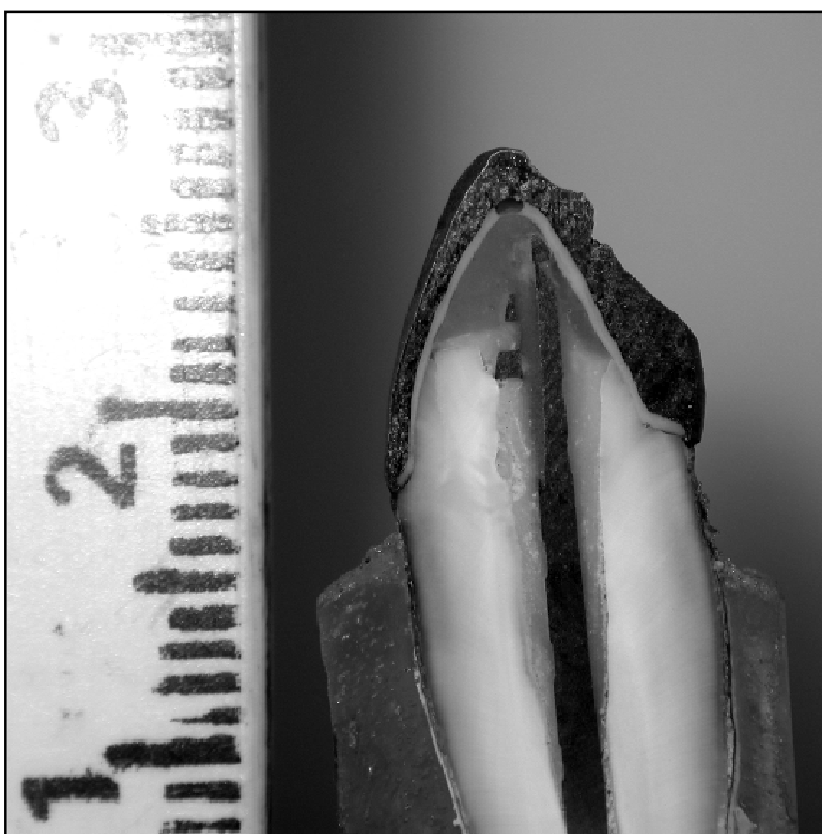


Fig.62 A y B:
Medición de la
Microfiltración.



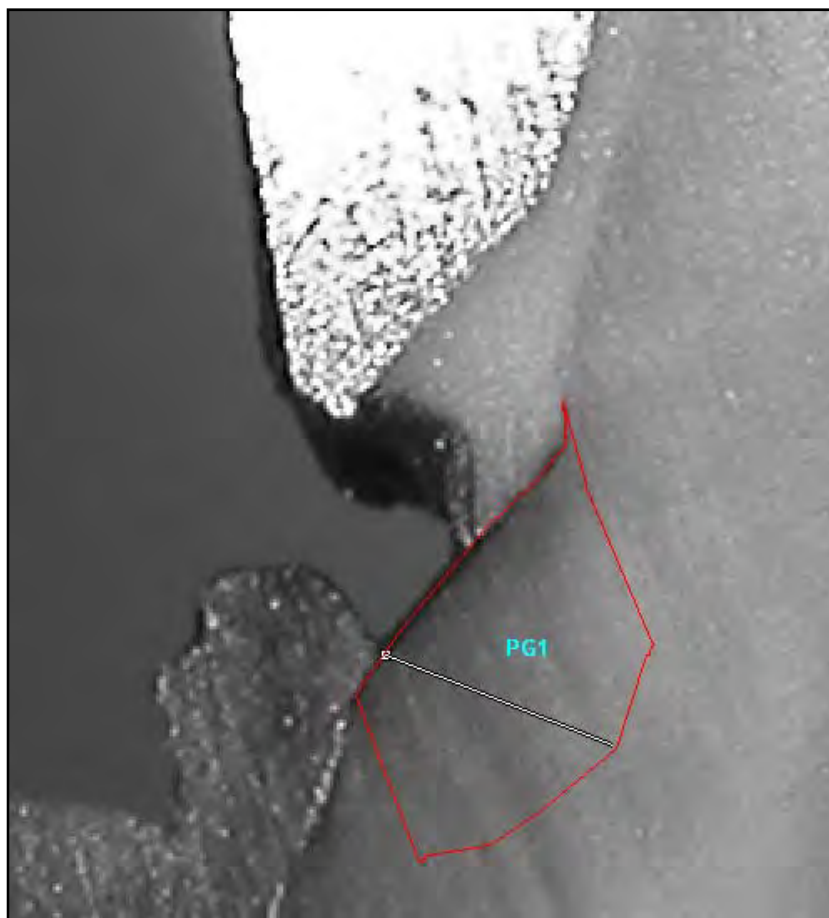


Fig.63: Evaluación de la densidad del colorante.



Fig.64: Penetración del colorante en área.

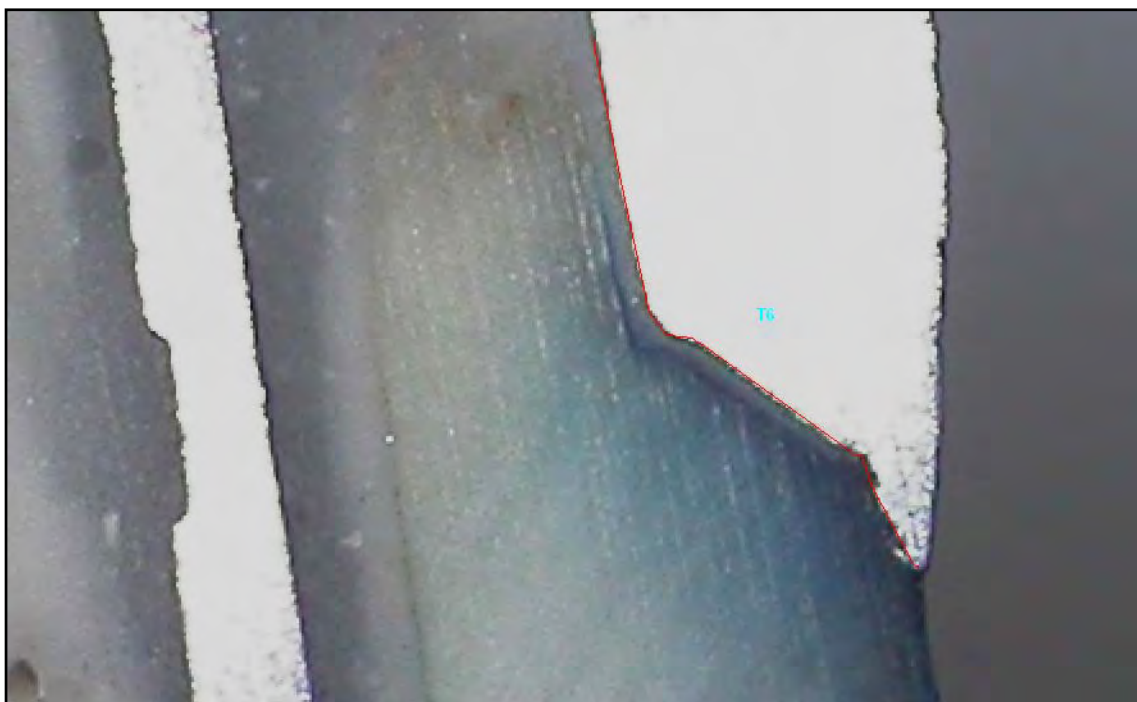


Fig.65: Pasos para la medición de la microfiltración lineal por palatino.

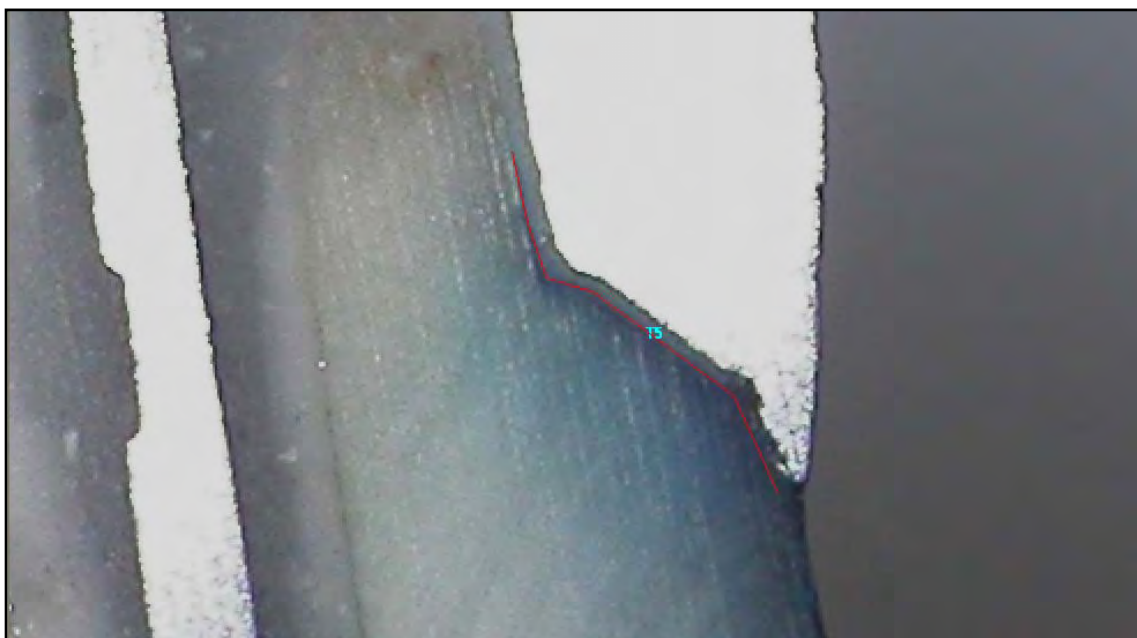


Fig.66: Medición de la microfiltración lineal en cara palatina

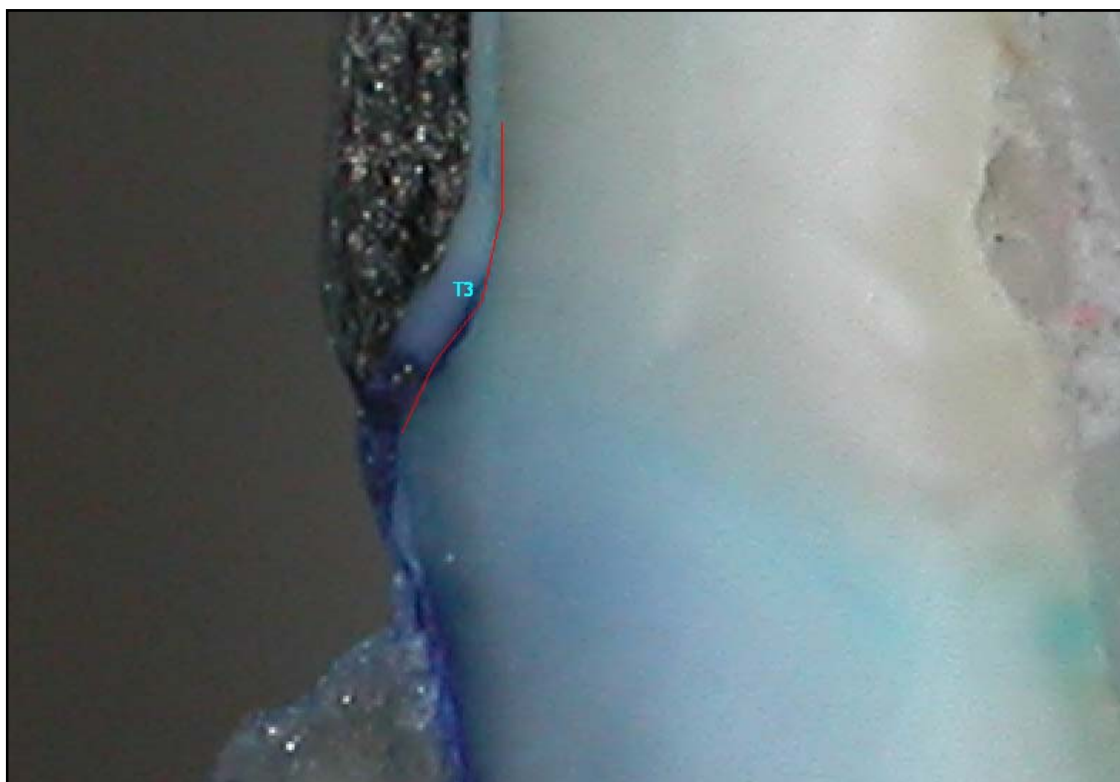


Fig.67:Medición de la microfiliación lineal en la cara vestibular.

9-RESULTADOS

9.1-Análisis de elementos finitos

Los resultados obtenidos se sintetizan en tablas a los fines de simplificar su explicación. Realizaremos, sin embargo, una breve descripción para facilitar su comprensión.

9.1.1-Diente natural

La máxima tensión equivalente de Mises que se dio en la dentina fue de 104,1 Mpa y estuvo ubicada en la zona de transición del soporte, tal como se muestra en la Figura 69.

La distribución de tensiones en la dirección del eje longitudinal del diente (S33) se muestra en la Figura 68, en la cual se observa que la máxima tensión de tracción por la carga aplicada fue de 81,4 Mpa, ubicada por palatino en la zona de unión con el hueso esponjoso.

Con respecto al desplazamiento del extremo superior del diente, este fue de 0,44mm. En la Figura 70 se muestra la distribución de dichos desplazamientos y la configuración deformada del modelo.

9.1.2-Modelos con postes

Con el fin de simplificar el análisis de los resultados, se define la siguiente nomenclatura para los pernos:

- Mises: Tensión equivalente de Mises
- S33: Componente de tensión en la dirección longitudinal del diente.
- U1: Desplazamiento horizontal del extremo superior del diente

MODELO 1: diente natural.

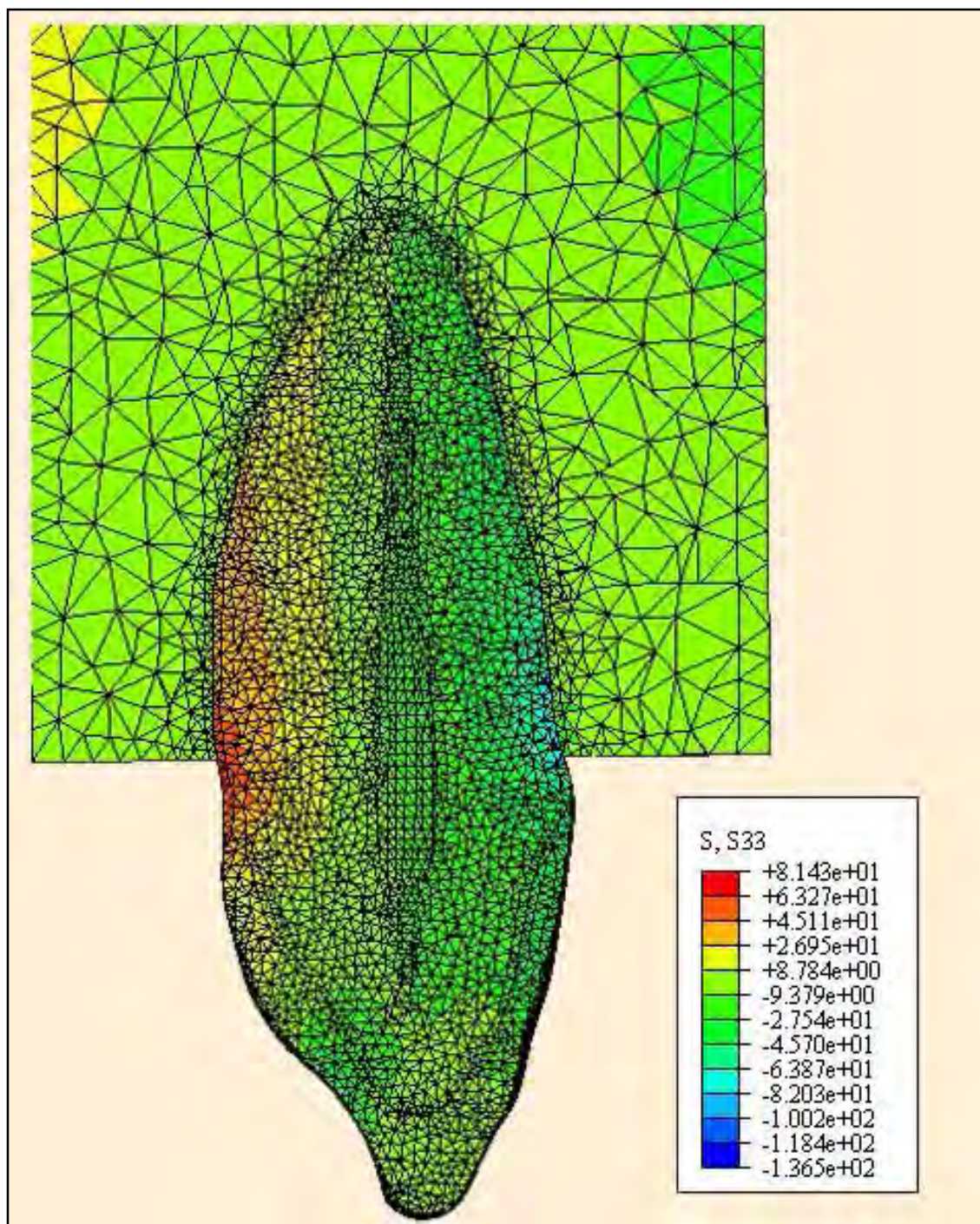


Fig. 68: Distribución de tensiones S 33.

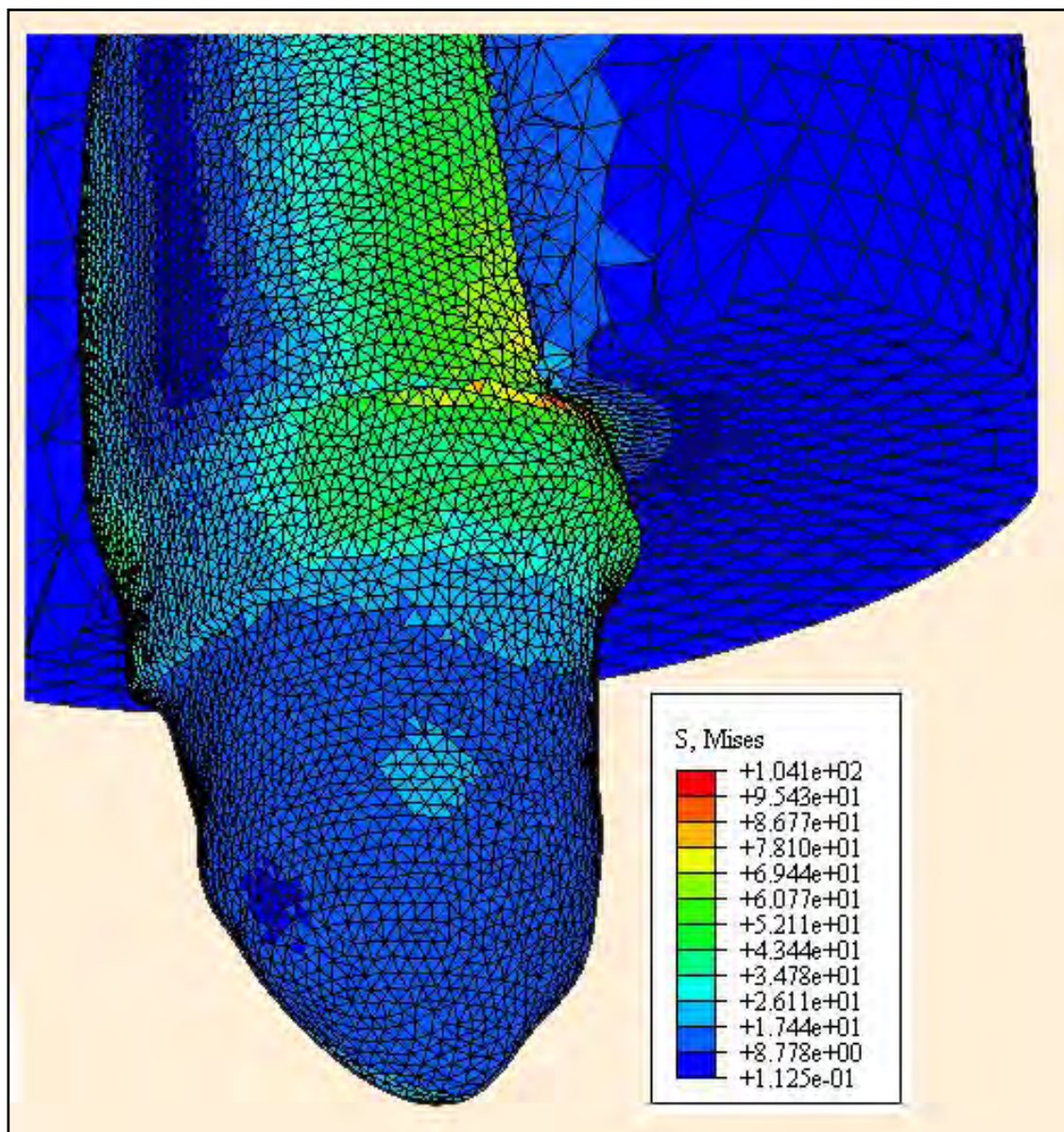


Fig. 69: Mises,dentina.

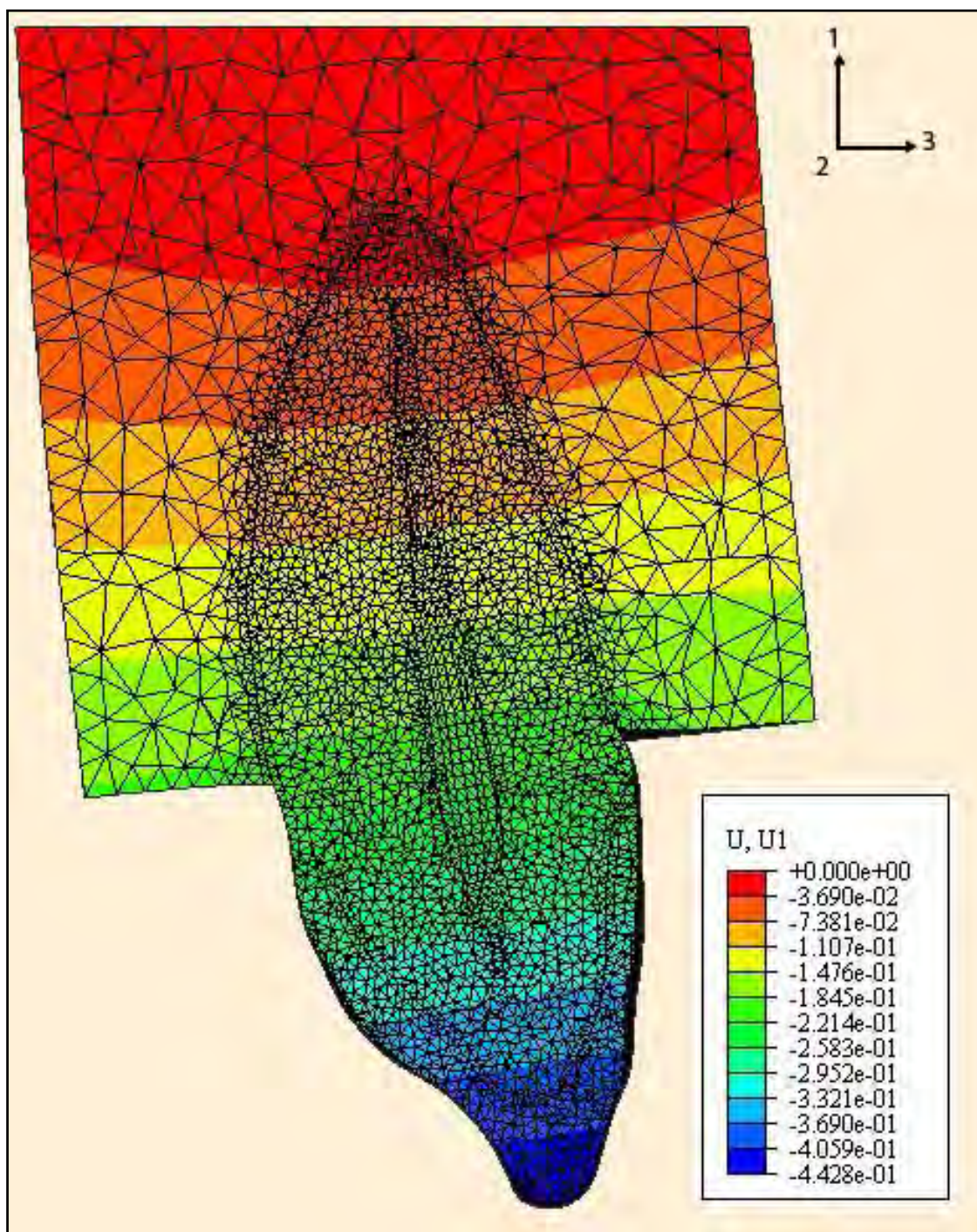


Fig. 70: Desplazamiento del diente natural. (U)

Modelo 2: diente con poste de fibra de cuarzo.

2.1- Con corona metálica.

2.2-Con corona de porcelana

Modelo	Fuerza (N)	Mises dentina (MPa)	Mises corona (MPa)	S33 dentina (MPa)	U1(mm)	Mises perno (MPa)	Ver
2.1	493,3	79,2	181,1	66,7	0,34	35,9	Fig.7 1,72 y 73
	550,0	99,9	232,8	84,2	0,43	47,5	
2.2	392,3	70,3	162,3	59,3	0,31	32,1	
	550,0	99,5	235,5	84,0	0,43	45,2	

Tabla 06

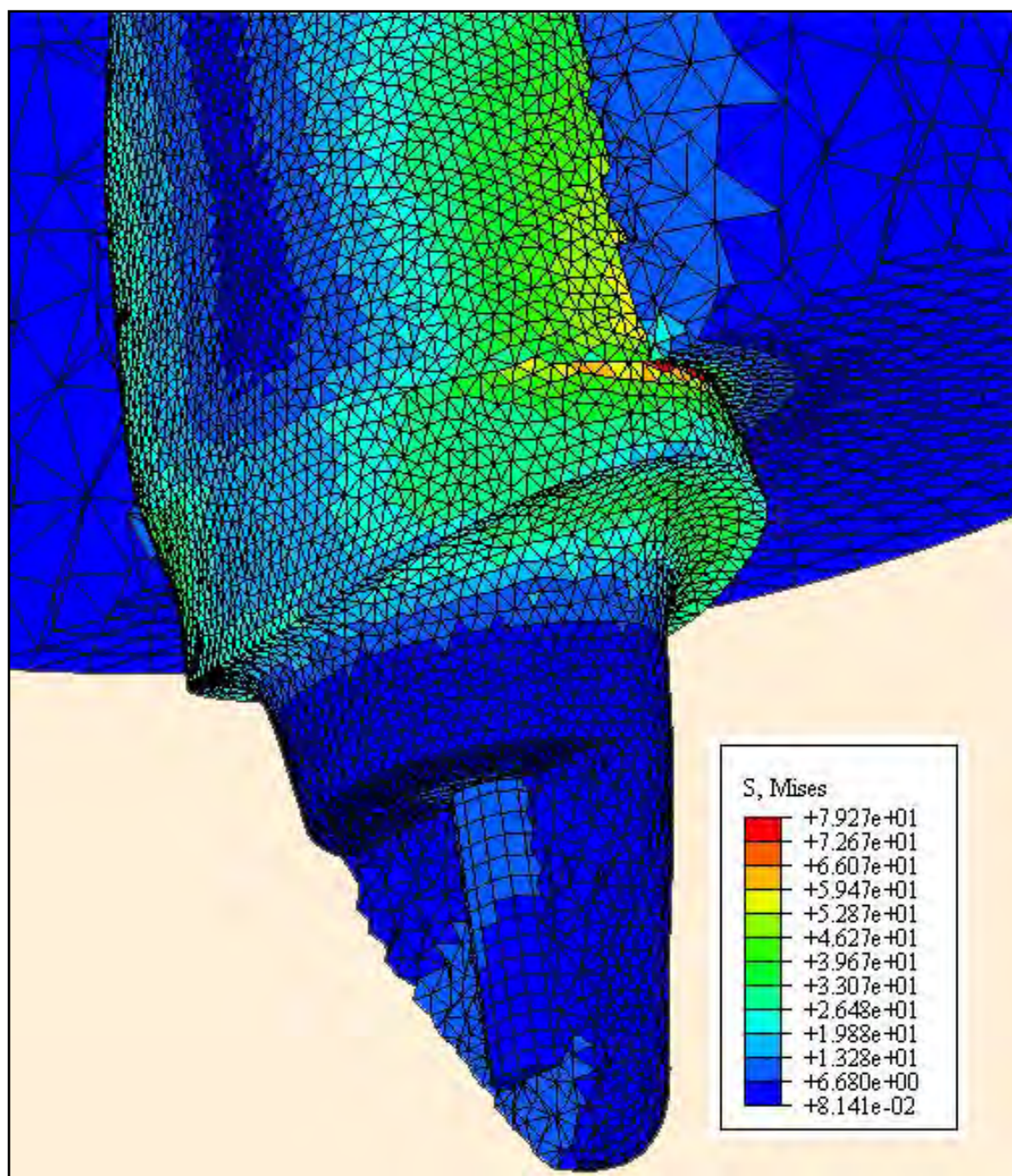


Fig. 71: Poste de fibra de cuarzo. Detalle en 3 D de distribución de tensiones de Mises, en dentina.

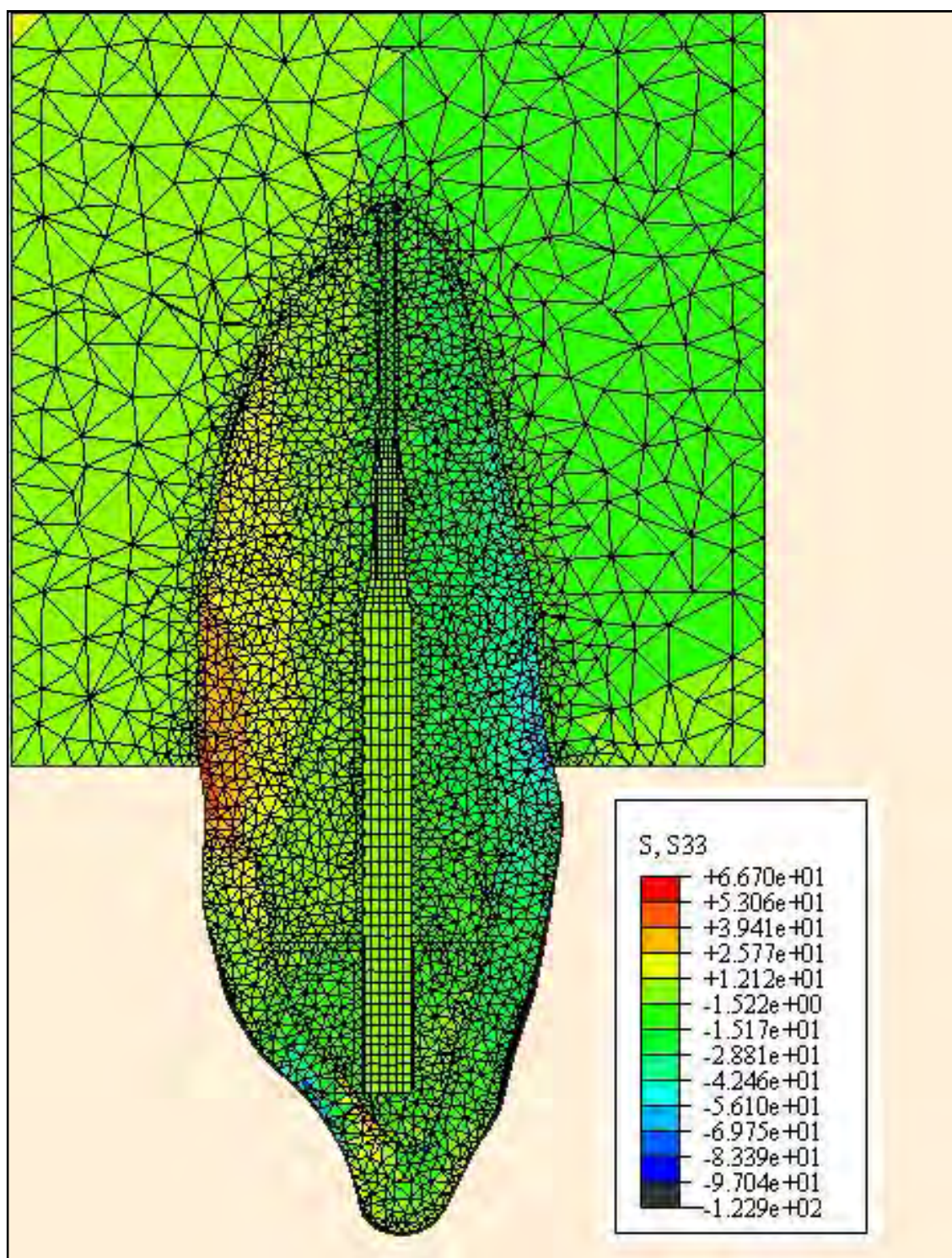


Fig. 72: Poste de fibra de cuarzo, corona metálica,S 33.

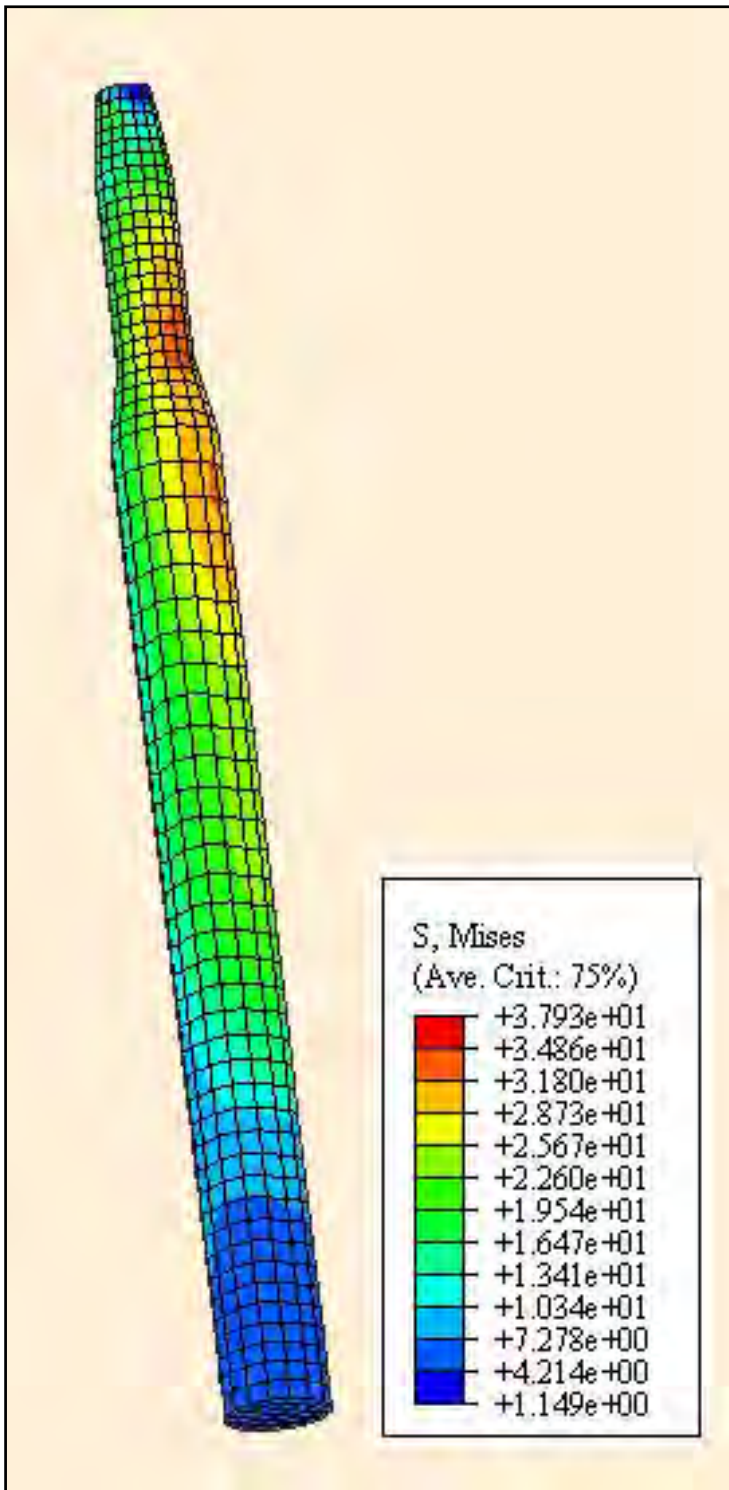


Fig. 73: Distribución de tensiones en poste de fibra de cuarzo.

Modelo 3: diente con perno de fibra de vidrio.

3.1-Con corona metálica.

3.2-Con corona de porcelana.

Modelo	Fuerza (N)	Mises dentina (MPa)	Mises corona (MPa)	S33 dentina (MPa)	U1(mm)	Mises perno (MPa)	Ver figuras
3.1	439,2	84,1	181,1	66,3	0,34	29,9	74,75 y 76
	550,0	105,8	232,6	83,7	0,43	37,5	
3,2	393,1	75,0	162,9	59,0	0,31	26,8	
	550,0	105,8	236,6	83,5	0,43	37,6	

Tabla 07

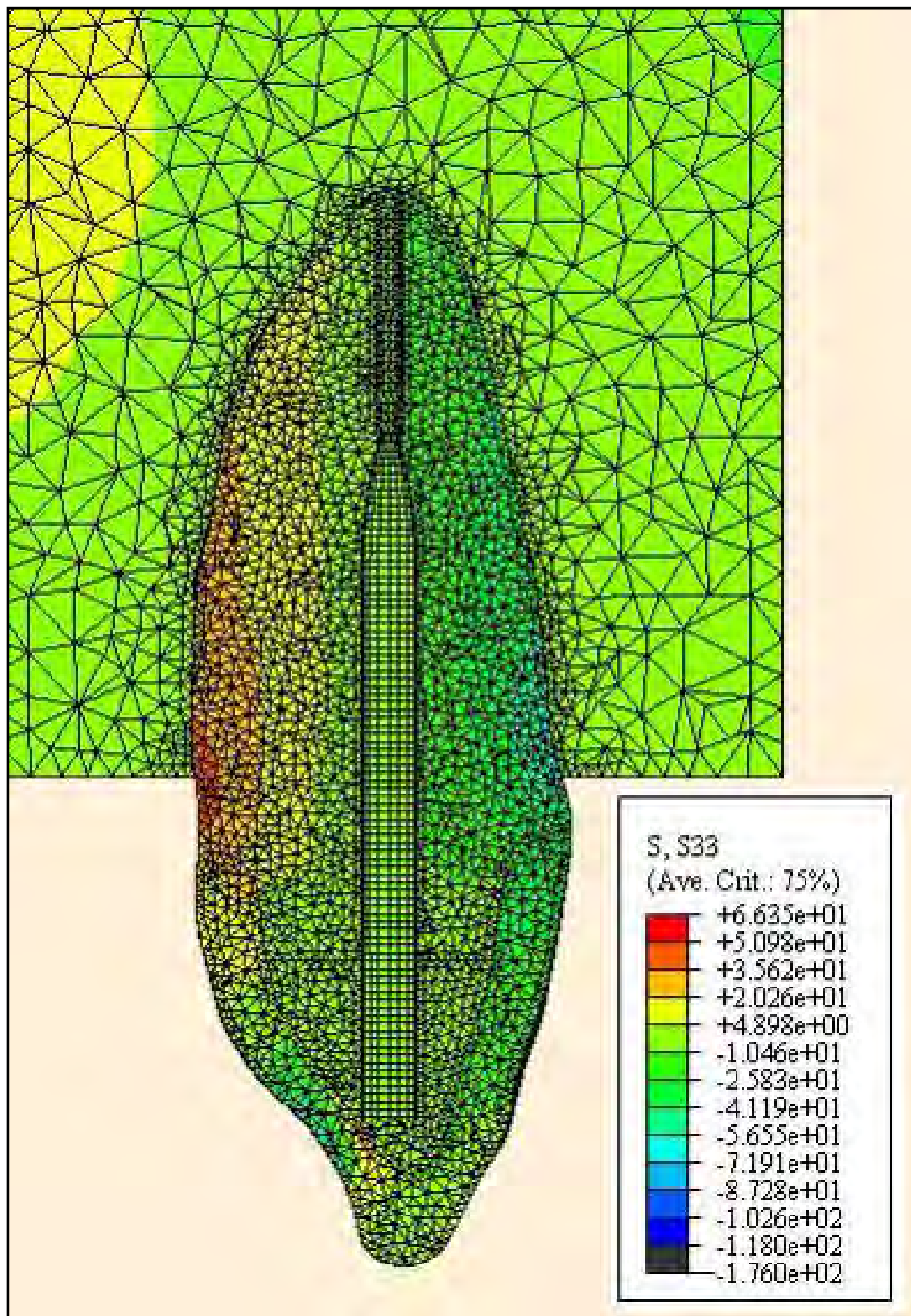


Fig. 74: poste de fibra de vidrio, corona metálica, S 33.

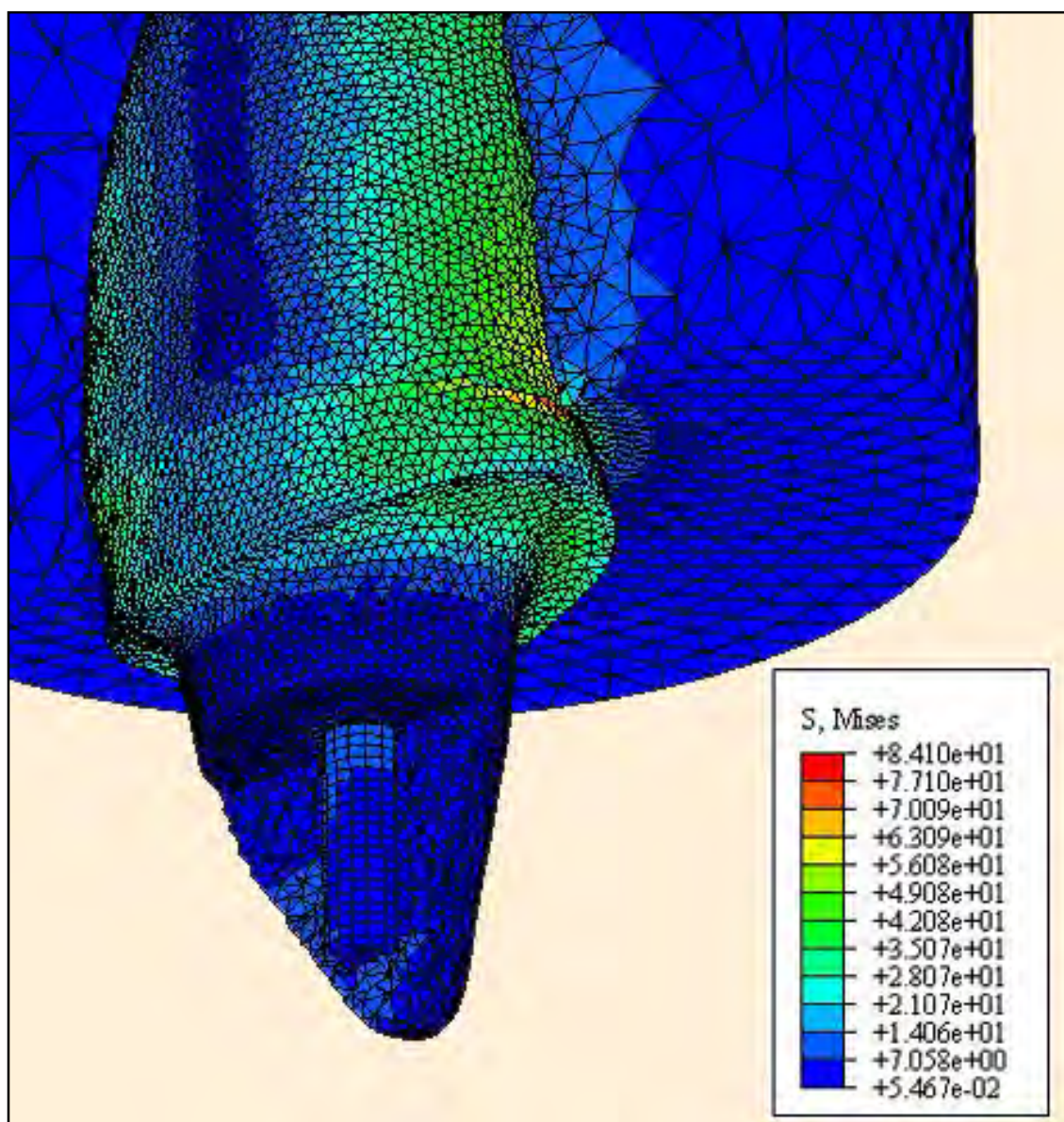


Fig. 75: Modelo en 3D de distribución de tensiones de Mises en dentina con poste de fibra de vidrio.

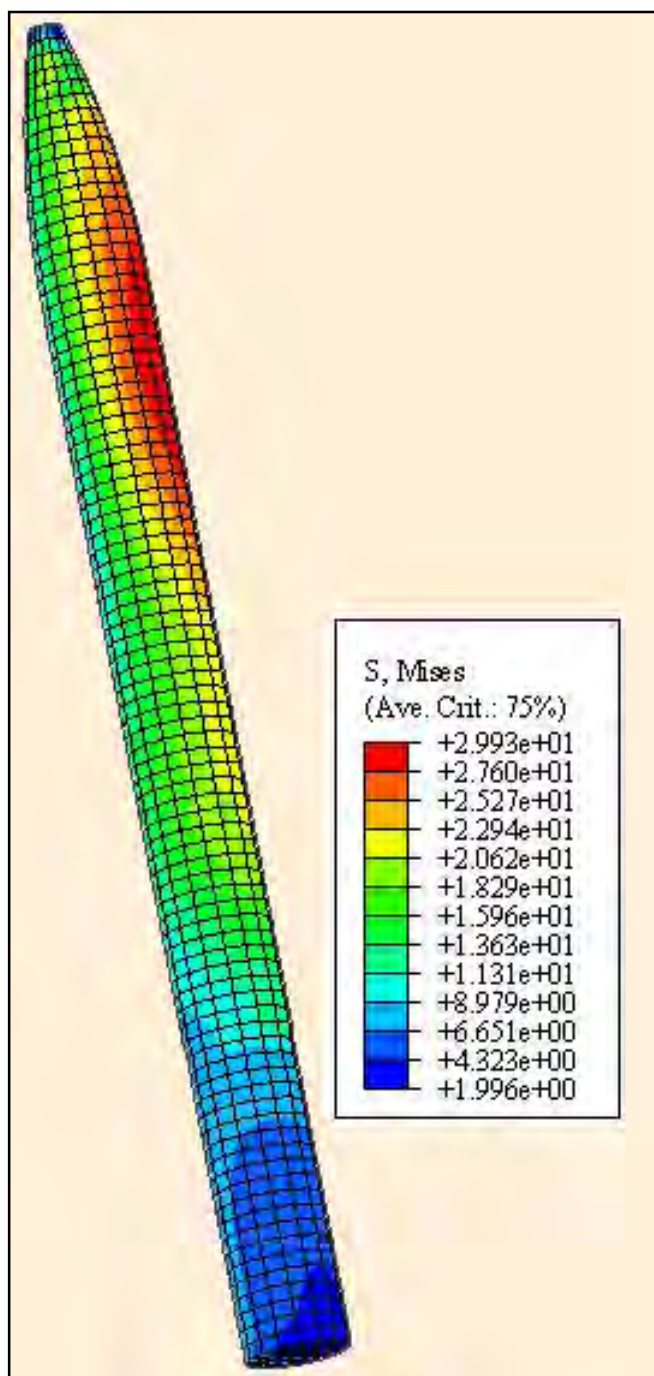


Fig. 76: Mises en poste de fibra de vidrio.

Modelo 4: diente con perno de titanio

4.1- Con corona metálica

4.2-Con corona de porcelana

Modelo	Fuerza (N)	Mises Dentina (MPa)	Mises Corona (MPa)	S33 Dentina (MPa)	U1(mm)	Mises Perno (MPa)	Ver figuras
4.1	422,8	74,2	172,9	54,1	0,32	89,7	77,78 y 79
	550,0	97,1	231,6	84,2	0,43	116,7	
4.2	387,3	67,7	159,6	58,4	0,30	104,3	
	550,0	96,9	232,5	83,9	0,43	119,0	

Tabla 08

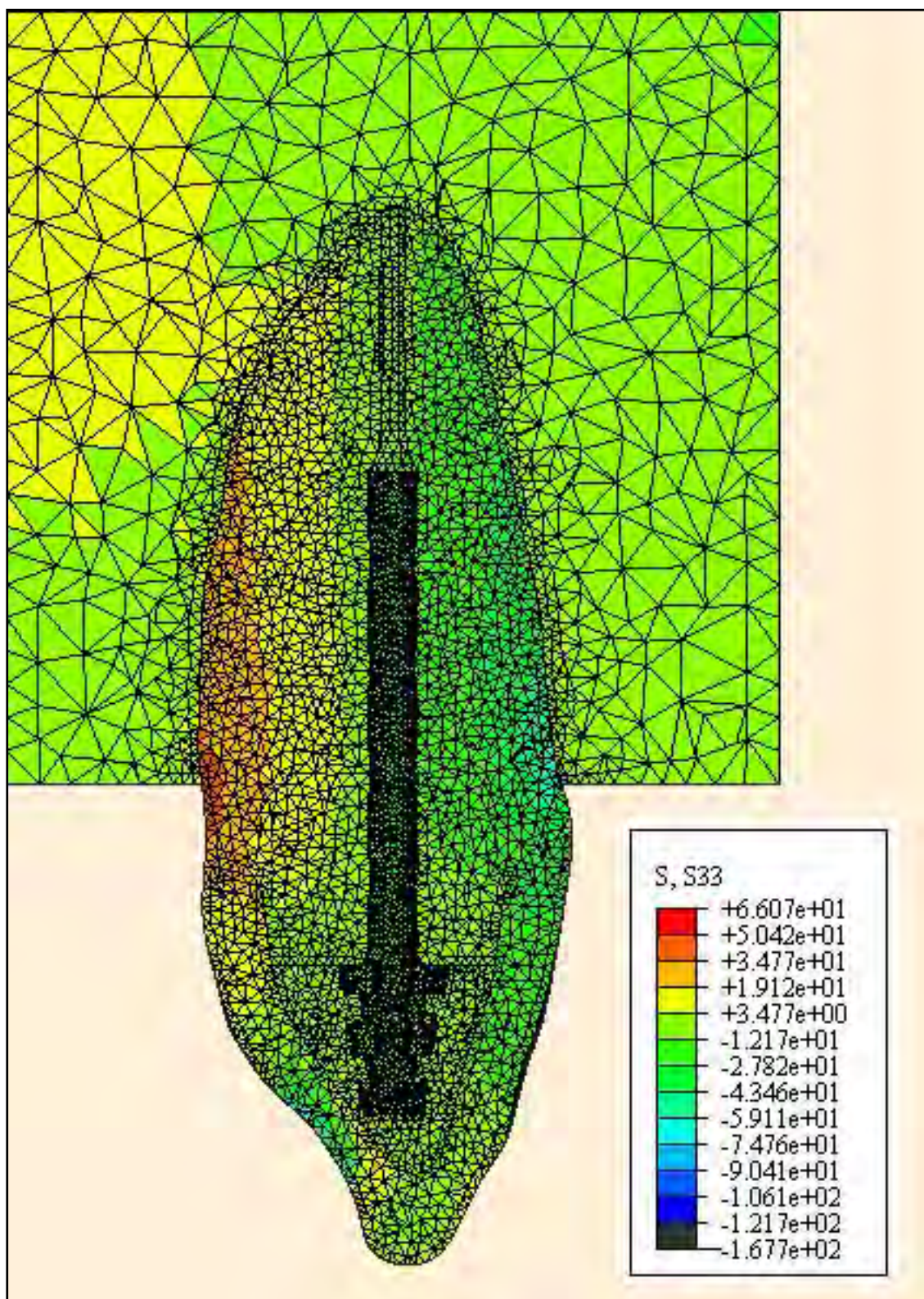


Fig. 77: poste de titanio, corona metálica, S 33.

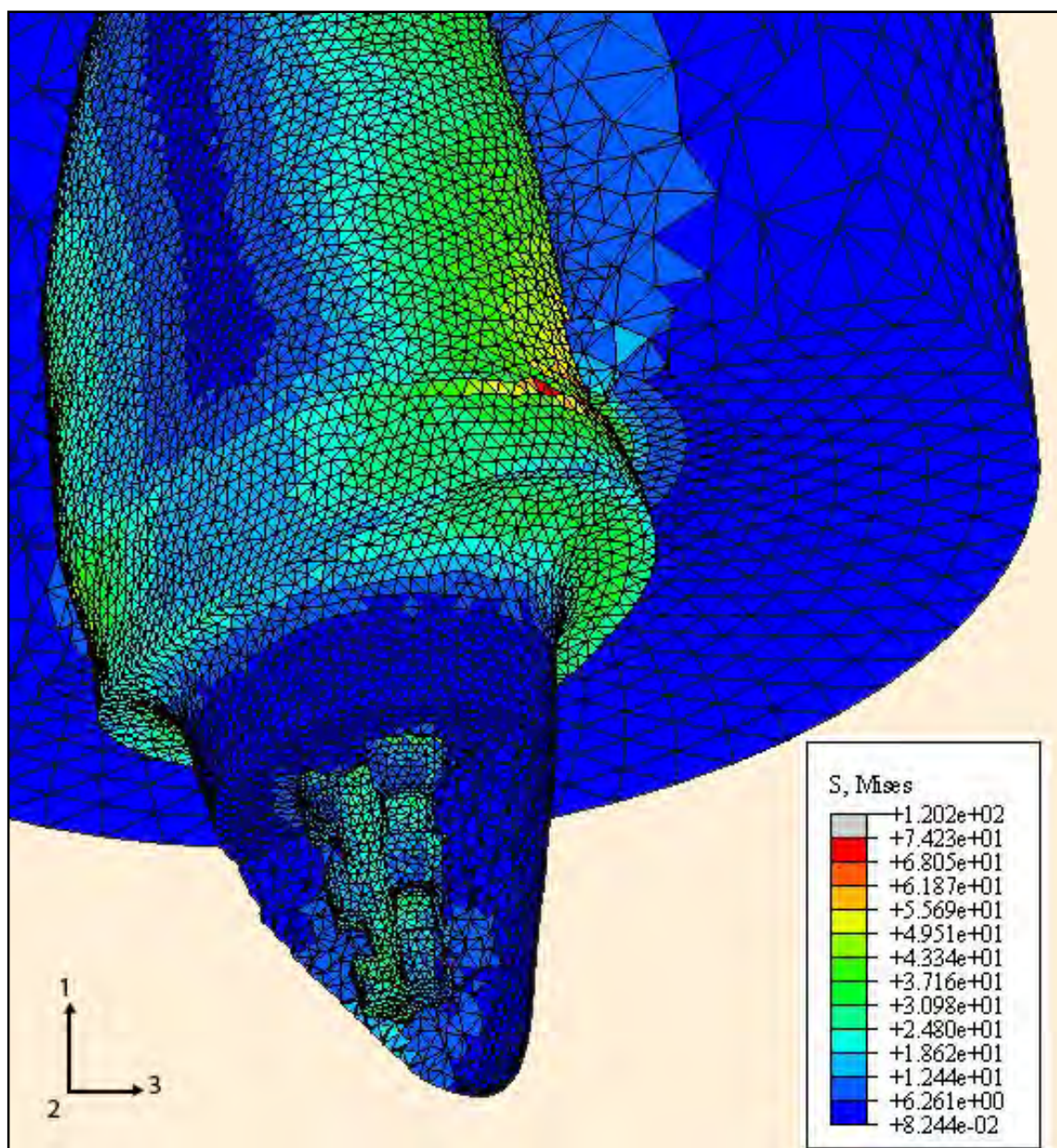


Fig. 78: Mises en dentina en 3 D con postes de titanio.

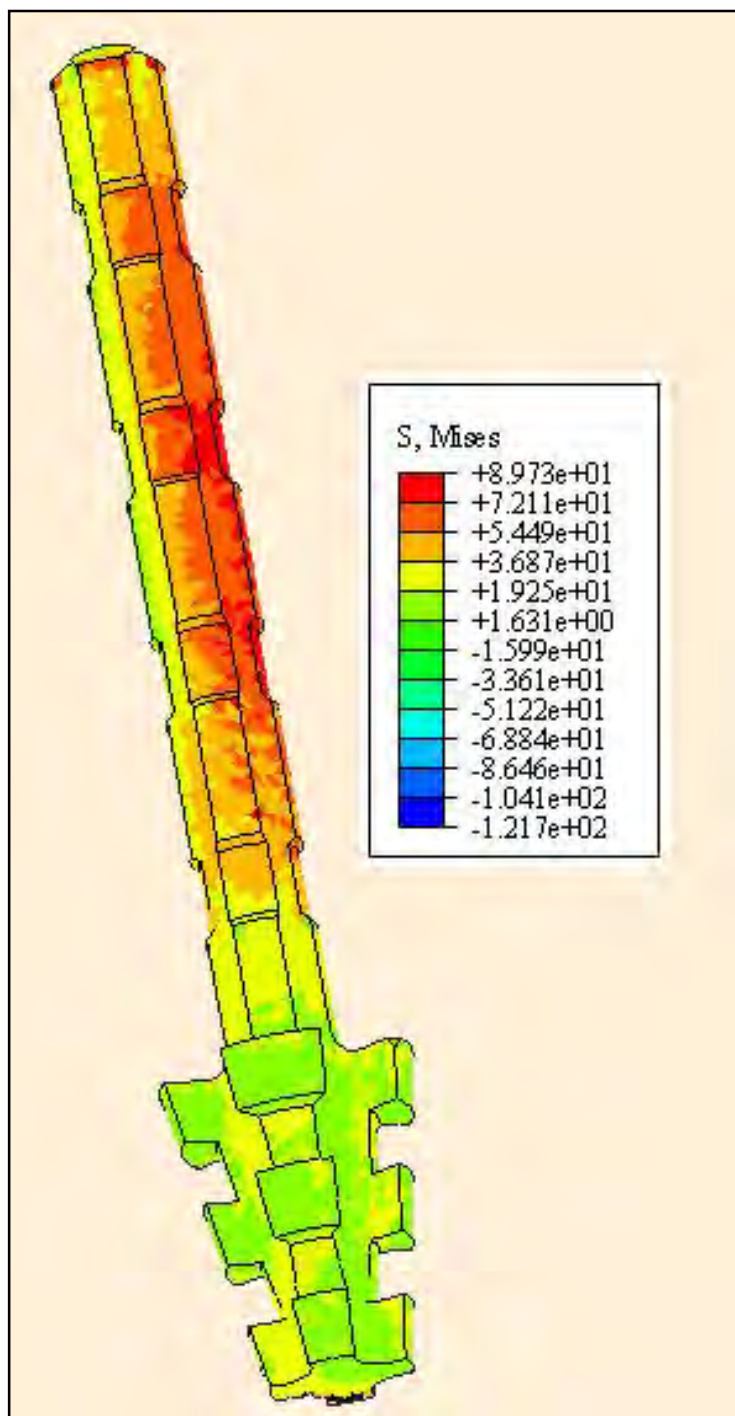


Fig. 79: Poste de titanio. Distribución de tensiones de Mises.

Sub modelo: capa de cemento

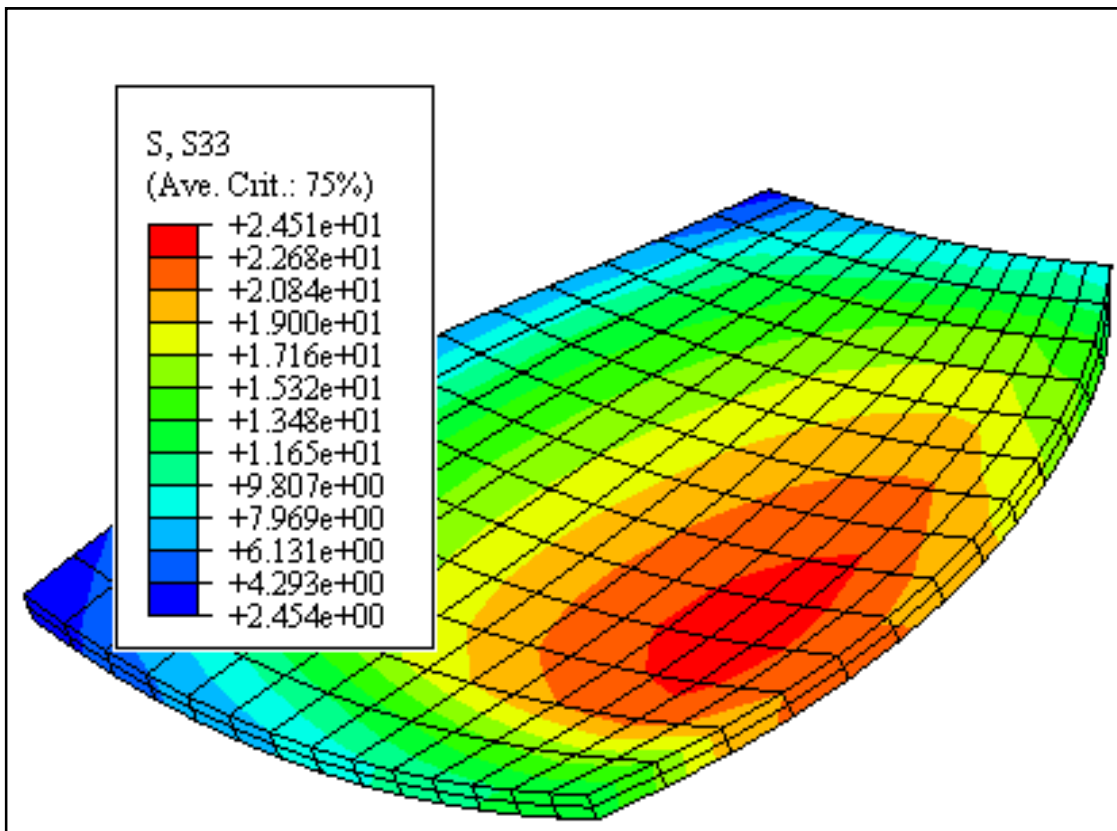


Fig. 80: Distribución de S 33: en submodelo.

1-Se requiere la aplicación de una carga mayor sobre los modelos con pernos de fibra de cuarzo y sobre las coronas metálicas que sobre los demás modelos para generar el desplazamiento de las mismas y superar la resistencia adhesiva a la dentina. Esto traería como consecuencia microfiltración a nivel del margen coronario, y, por consiguiente, a la interfase perno dentina.

2- En los sistemas de pernos de fibra la concentración de tensiones se da a nivel del margen cervical de la corona casi en la unión con el hueso alveolar. Esto se puede deber a que el material del muñón tiene un módulo de elasticidad relativamente bajo comparado con los materiales circundantes (metal o porcelana de la corona).

En el caso de los pernos metálicos, estos tienen similar rigidez a los materiales de las coronas por lo que la zona cervical tendría menos stress(52).

3- En cuanto a la concentración de tensiones que se generan en los pernos bajo una carga de compresión de 550N, hay una mayor zona de tensión en la unión del tercio medio y apical de los postes en general y del elemento dentario, absorbiendo la mayor tensión el perno de titanio, y la menor concentración de tensiones para el modelo con perno de fibra de vidrio. Esto podría traducirse en fallas en la dentina o en la interfase (perno-cemento).

En los postes de fibra de cuarzo hay más tensión donde cambia su forma(2).

4- La fuerza compresiva estática de 550 N que se aplica origina tensiones de compresión por vestibular y tracción por palatino a nivel de la unión con el hueso alveolar. La compresión que se genera por vestibular alcanza valores alejados a la resistencia a la compresión de la dentina (297 Mpa), por lo que esa fuerza de tracción que se genera por palatino, cuando se aplica la carga, supera la resistencia a la tracción de la dentina natural (85

Mpa) y podría ser la responsable del inicio de fractura de la dentina del elemento dentario. Esto ocurre en todos los modelos estudiados de manera similar.

5- En general, los postes de fibras se comportan de manera similar al elemento dentario natural, distribuyendo mejor las tensiones sobre este, a diferencia del sistema de endoposte metálico, que las concentra, pudiendo afectar no solo la interfase, sino también producir la fractura del elemento dentario a ese nivel(52).

9.2-Resistencia a la compresión

Los resultados obtenidos en las pruebas de resistencia a la compresión en los grupos de trabajo, elementos dentarios caninos superiores reconstruidos con tres tipos diferentes de endopostes y coronas metálicas y elementos dentarios caninos superiores sanos, tallados con coronas metálicas, se pueden observar en la tabla que se presenta a continuación, en la que se incluyen los valores mínimo, máximos, las medias y medianas y la desviación estándar.

Se utilizó la metodología estadística no paramétrica para el caso de comparación de dos grupos denominada prueba de la U de Mann-Whitney para variables independientes. Para la evaluación de tres o más variables independientes se utilizó la prueba de Kruskal-Wallis. Los resultados de todos los ensayos in Vitro fueron analizados con los métodos estadísticos de Kruskal- Wallis, y test de Mann- Whitney.

PRUEBA DE KRUSKALL WALLIS: una vez obtenida la medición, se puede usar este test para comprobar si se han sacado grupos independientes de muestras de la misma población o de poblaciones idénticas. Por tanto, esta prueba está destinada a detectar cualquier tipo de

diferencia entre los grupos, tales como ubicación, dispersión, forma o los tres.

Las únicas suposiciones necesarias para tal prueba son: las muestras se sacan en forma aleatoria e independiente de sus respectivas poblaciones; el fenómeno aleatorio fundamental de interés es continuo; los datos observados constituyen, cuando menos, una escala ordinal de medición, dentro y entre las muestras.

Todos los datos se consideran estadísticamente significativos si p es menor o igual a 0,05.

Variable	N	Media	D.E	Min	Máx	Mediana
Grupo 1b	12	1439,25	591,58	631	2778	1440
Grupo 2b	12	1240,73	187,77	976	1558	1212
Grupo 3b	12	1563,58	643,44	467	2616	1578
Grupo 4	12	1595,17	482,72	584	2209	1582

Tabla 09: Resultados Estadísticos de las pruebas de Resistencia a la Compresión.

1 b vs 4: $p < 0,6$

2 b vs 4 : $p < 0,05$

3 b vs 4 : $p < 0,6$

1 b vs 2b : $p < 0,10$

2 b vs 3b : $p < 0,10$

Mediante estos análisis estadísticos, se pudo comprobar que los resultados fueron estadísticamente significativos ($p < 0,05$) cuando comparamos las muestras preparadas con postes de fibra de cuarzo con los dientes sanos (grupo control).

El más resistente a la compresión fue el grupo de los dientes naturales con coronas metálicas. El grupo de muestras con postes de fibra de vidrio obtuvo valores semejantes a los de los dientes naturales (ver gráficos).

9.3- Nivel de fractura

Las muestras de los grupos I B, II B, III B y IV que habían sido sometidas a un ensayo de compresión hasta lograr su ruptura, fueron luego colocadas en tinta china color negro (Pelikan), para poder observar con mayor nitidez la línea de fractura.

Las clasificamos de acuerdo con el nivel de la fractura con respecto al nivel de la cresta ósea, lo que implica la posibilidad de recuperar esos dientes y conservar el espesor biológico (fig.81).

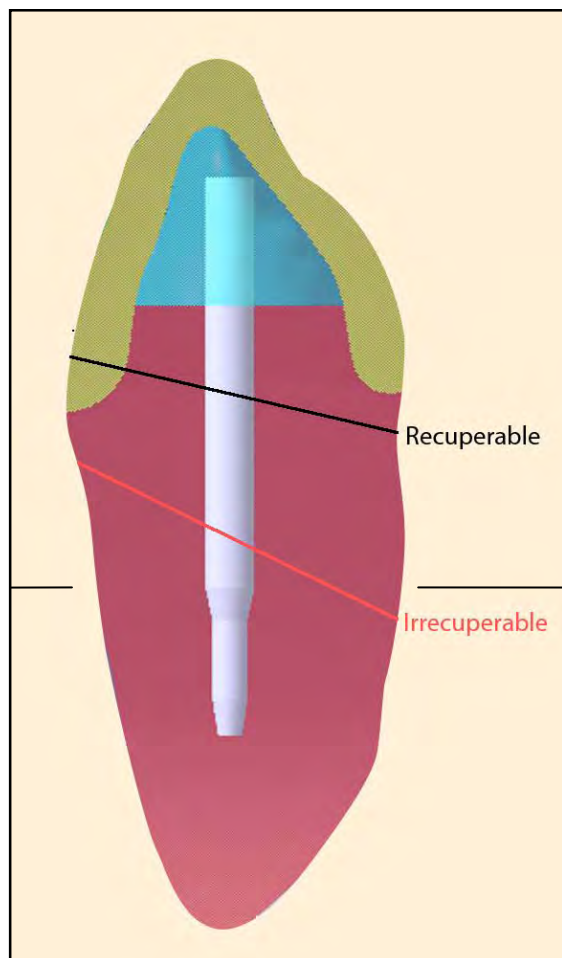


Fig. 81: Clasificación del nivel de fractura

Nivel de la cresta ósea alveolar

Clasificación del nivel de fractura

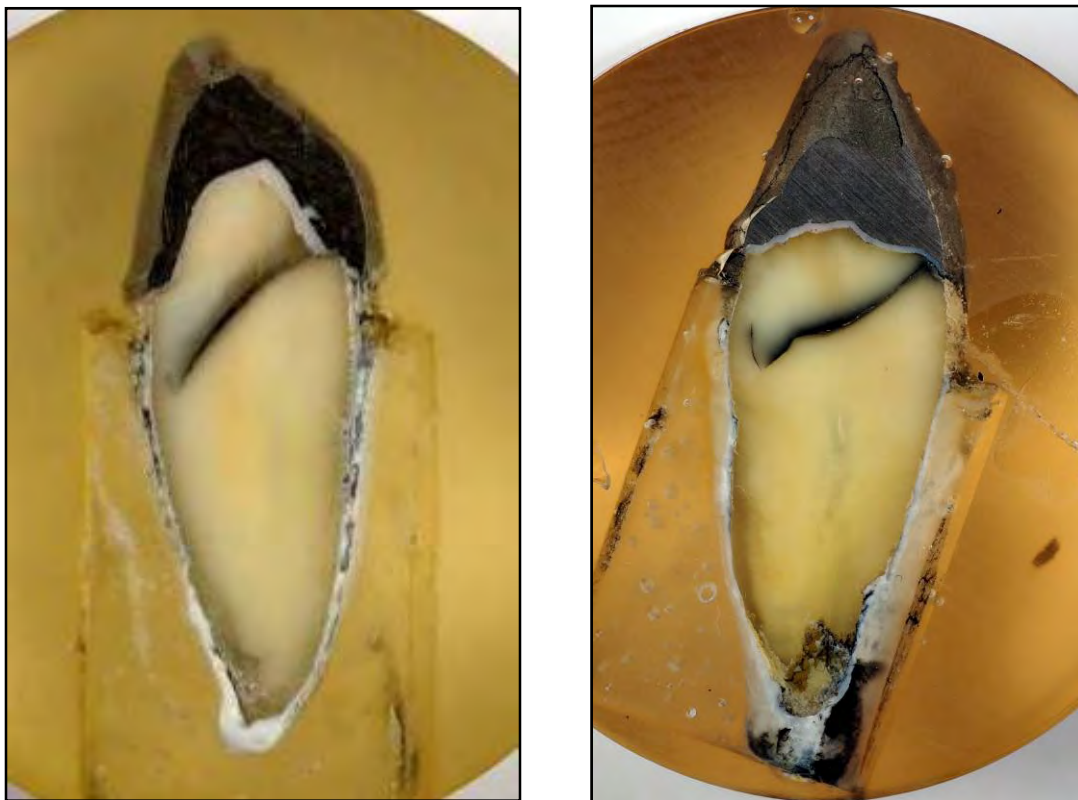


Fig. 82 A y B: Muestras desgastadas hasta observar el nivel de fractura.

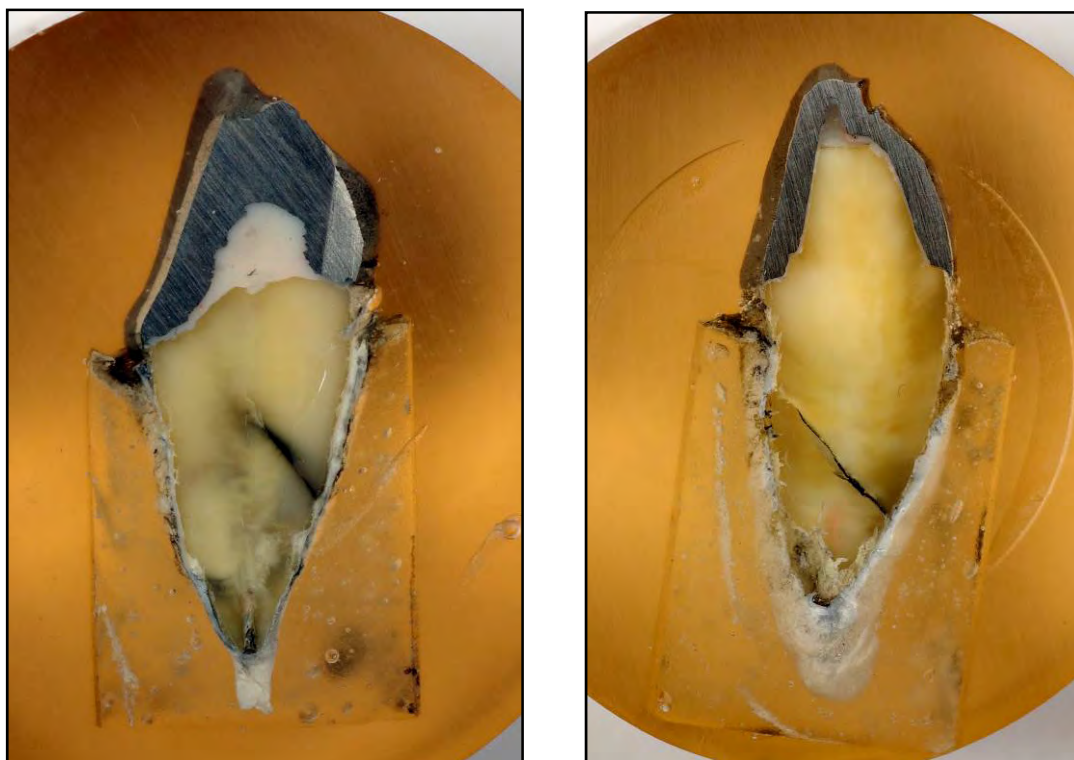


Fig. 83 A y B: Niveles de fractura irrecuperables.

Se clasificaron en fracturas supracrestales e infracrestales, según el nivel delacrílico de los tacos y el nivel del hueso crestal, considerándose a las primeras recuperables y las segundas no recuperables(52).

Esto significa que pueden volver a utilizarse, siempre que se puedan retirar los postes, y volver a colocar uno nuevo, por ejemplo, para los postes de fibra vienen kits con fresas especiales para retirar del conducto los pernos que hayan fracasado, y se pueda realizar una nueva corona, reubicar el margen gingival, conservando el espesor biológico (fig. 82 a y b, 83 a y b).

Grupos	Recuperables- supracrestales	No recuperables- infracrestales
I A (titanio)	3	9
II A (cuarzo)	6	6
III A (vidrio)	8	4
IV(control)	9	3

Tabla 10: Resultados de la clasificación de las muestras según nivel de fractura.

En estos resultados se pudo observar que en las muestras con pernos de titanio y coronas metálicas, hubo 3 muestras recuperables; en las 9 restantes el nivel de las fracturas fue en el tercio medio y apical de la raíz, por debajo de la cresta ósea.

En los grupos de muestras con postes de fibra de vidrio y los dientes sanos, por el contrario, hubo mayor cantidad de fracturas recuperables, es decir por encima del hueso crestal, comportándose de manera similar.

En las muestras con endopostes de fibra de cuarzo y coronas definitivas, hubo la misma cantidad de fracturas supra que infracrestales.

9.4-Microfiltración

Los resultados de las pruebas de microfiltración se obtuvieron midiendo la penetración del colorante en la interfase diente-cemento-corona, tanto en la cara vestibular como en la palatina y luego de la aplicación de una carga compresiva establecida a través del Análisis de Elementos Finitos.

Se evaluó cuánto filtró el colorante linealmente y en área, obteniéndose también el promedio de la densidad y la desviación estándar de la misma.

Se analizaron los resultados obtenidos individualmente en la cara vestibular y en la cara palatina para luego estudiarlos en conjunto y considerar así el largo total, el área total, la densidad promedio y la desviación estándar del promedio de la densidad de la microfiltración.

Los resultados de las mediciones de la microfiltración se muestran en las siguientes tablas, y se expresa la penetración del colorante en forma lineal en milímetros. La medición del área se realizó en milímetros cuadrados.

También podemos observar que hubo algunas fisuras en las muestras, dos en los elementos restaurados con postes de titanio, una en los de fibra de cuarzo y ninguna en los de fibra de vidrio, fundamentando nuestra

afirmación en que los elementos dentarios restaurados con postes de fibra de vidrio funcionan como un sistema y ceden ante las cargas, sin fracturar al elemento dentario(ver tablas).

Se utilizaron también las pruebas no paramétricas de comparación de grupos para variables independientes de Kruskal-Wallis, y el test de la U de Mann Wittney para analizar los resultados estadísticamente.

Al comparar los resultados obtenidos en la microfiltración en forma lineal, en área y la densidad; entre la cara vestibular y la palatina, no hubo diferencias significativas, debido a que hubo deformación en ambas caras de las muestras luego de la aplicación de las cargas.

Ya sea por tracción o compresión, hubo desplazamientos o micromovimientos, no visibles clínicamente pero que produjeron cambios en el interior de las muestras.

En cuanto a los resultados de este ensayo en cara vestibular se observa que la penetración del colorante en forma lineal fue estadísticamente significativa cuando comparamos las muestras con postes de titanio, con las de cuarzo y las de vidrio; no fue significativo cuando comparamos cuarzo con vidrio.

Grupo	Vestibular				Palatino			
	Lineal	Area	Densidad Media	DS	Lineal	Area	Densidad Media	DS
1 A 1	1,62	0,26	75,26	12,32	1,87	0,28	93,00	12,81
1 A 2	1,04	0,13	63,45	16,07	0,43	0,50	185,18	4,65
1 A 3	3,66	0,98	135,22	26,12	3,05	2,06	113,68	14,50
1 A 4	2,28	0,44	123,66	28,37	3,57	0,63	106,03	19,61
1 A 5	1,63	0,19	104,54	5,37	2,53	2,60	107,85	24,84
1 A 6	5,76	3,35	154,06	23,37	2,49	0,88	89,73	11,30
1 A 7	4,48	3,40	125,54	12,45	2,50	2,30	134,78	11,20
1 A 8	1,46	1,00	104,59	22,16	4,42	NA	NA	Na
1 A 9	1,89	0,47	99,81	9,24	0,79	1,17	122,92	13,27
1 A 10	3,85	1,50	90,80	17,77	3,48	1,20	177,20	20,00
1 A 11	4,57	0,23	119,46	2,73	2,94	0,98	140,67	19,22
1 A 12	1,28	0,33	86,79	12,20	0,27	0,03	87,61	4,46
1 A 13	1,77	0,50	75,09	0,15	1,55	0,68	85,02	14,82
1 A 14	0,02	0,04	----	-----	0,05	0,08	-----	-----
1 A 15	0,20	0,06	----	----	0,09	0,07	-----	-----

Tabla 11: Resultados de la medición de la microfiltración. Grupo I A.

Grupo	Vestibular				Palatino			
	Lineal	Area	Densidad Media	DS	Lineal	Area	Densidad Media	DS
2 A 1	1,12	0,54	79,25	16,32	1,78	1,24	96,20	20,1
2 A 2	1,55	0,63	80,05	12,54	4,21	2,56	102,40	31,82
2 A 3	1,11	1,30	120,56	23,99	2,23	1,30	96,66	19,46
2 A 4	1,86	1,23	82,95	15,42	3,11	3,24	71,15	11,63
2 A 5	1,17	0,35	90,50	10,60	1,75	0,71	75,93	13,90
2 A 6	1,38	0,71	95,54	5,62	2,50	2,77	79,55	25,04
2 A 7	1,23	0,61	94,51	18,93	1,74	0,99	77,01	9,74
2 A 8	1,39	0,75	103,30	30,67	1,64	0,25	125,95	27,71
2 A 9	1,80	1,29	81,64	16,64	2,91	1,26	77,19	9,94
2 A 10	1,43	1,76	81,57	23,56	2,54	5,54	118,00	31,64
2 A 11	3,06	5,52	98,68	15,22	1,14	0,49	86,71	11,99
2 A 12	0,10	0,15	-----	-----	0,00	0,08	-----	-----
2 A 13	0,00	0,03	-----	-----	0,11	0,00	-----	-----
2 A 14	0,00	0,12	-----	-----	0,05	0,02	-----	-----
2 A 15	1,12	0,54	79,25	16,32	1,78	1,24	96,20	20,1

Tabla 12: Resultados de la microfiltración. Grupo II A.

Grupo	Vestibular			Palatino				
	Lineal	Area	Densidad Media	DS	Lineal	Area	Densidad Media	DS
3 A 1	1,12	1,70	80,03	11,53	1,33	1,25	93,20	15,80
3 A 2	1,32	1,10	73,15	12,40	1,50	0,55	98,75	11,60
3 A 3	1,10	0,75	63,40	10,50	2,10	1,00	75,90	12,20
3 A 4	1,80	0,53	90,50	10,40	1,75	1,50	78,50	17,04
3 A 5	1,25	1,34	92,43	10,60	1,15	2,10	86,70	12,00
3 A 6	2,05	1,90	85,05	15,35	1,28	0,75	97,66	15,20
3 A 7	1,91	0,77	74,07	17,43	1,66	0,97	61,43	25,45
3 A 8	2,82	2,24	81,60	16,50	3,22	3,24	75,80	16,40
3 A 9	1,38	0,75	80,40	15,50	1,17	2,48	79,50	18,30
3 A 10	1,40	1,34	95,15	17,30	1,85	2,05	85,72	13,02
3 A 11	2,39	0,31	93,10	15,30	1,23	1,14	106,71	31,94
3 A 12	0,09	0,00	0,00	0,00	0,00	-----	0,00	0,00
3 A 13	0,00	0,07	-----	-----	0,00	0,08	. -----	-----
3 A 14	0,00	0,15	-----	-----	0,00	0,07	-----	-----
3 A 15	1,12	1,70	80,03	11,53	1,33	1,25	93,20	15,80

Tabla 13: Resultados de la microfiltración. Grupo III A.

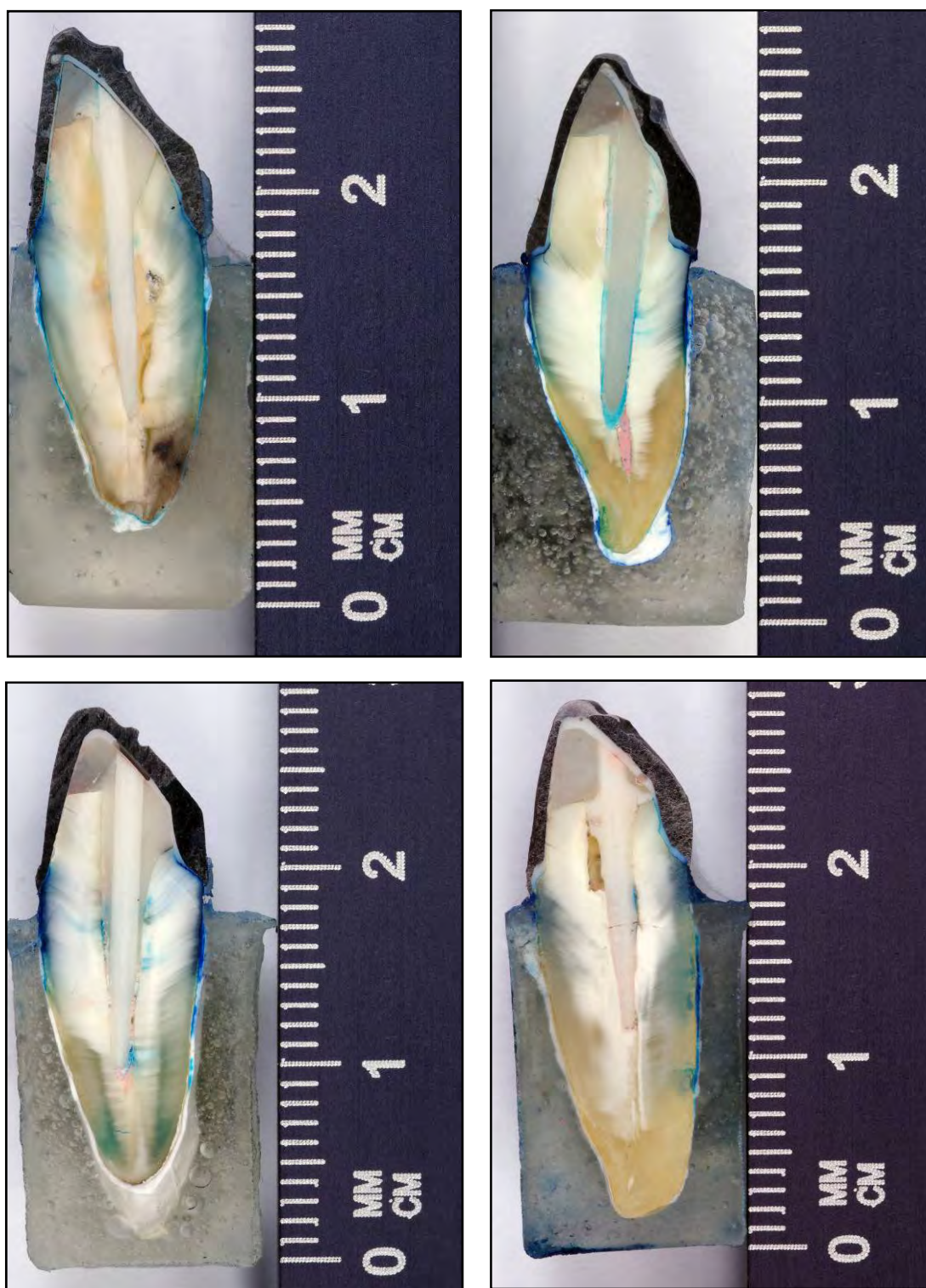


Fig. 84 : Evaluación de la microfiliación.

Debo mencionar que en algunos de los elementos controles, cuatro de cada grupo, penetró mínimamente el colorante, probablemente debido a pequeñas fisuras en las muestras o a desadaptaciones marginales del metal de las restauraciones coronarias.

Los resultados demuestran que filtró más colorante en forma lineal en cara vestibular en titanio, luego en los de vidrio, y luego en los de cuarzo.

Al evaluar la filtración en área y densidad entre estos grupos no hubo diferencias estadísticamente significativas en cara vestibular (fig.84).

Vestibular vs Palatino	
Lineal titanio:	NS
Lineal cuarzo:	NS
Lineal vidrio:	NS
Área titanio:	NS
Área cuarzo:	NS
Área vidrio:	NS
Densidad titanio:	NS
Densidad cuarzo:	NS
Densidad vidrio:	NS

Tabla 14: Resultados Estadísticos de la microfiltración, comparando cara Vestibular con Palatina.

En el análisis de los resultados en la cara palatina fue estadísticamente significativa la filtración lineal entre titanio y vidrio, y no significativa entre titanio y cuarzo; tampoco entre vidrio y cuarzo.

Mayor filtración se observó en los grupos con postes de titanio, luego cuarzo y finalmente vidrio.

En cuanto a la filtración en área, fue mayor en los postes de fibra de cuarzo, luego en los de vidrio y finalmente en los de titanio (estadísticamente significativo entre titanio y cuarzo y entre titanio y vidrio).

La densidad fue estadísticamente mayor en los de titanio, luego en los de cuarzo, y finalmente en los de vidrio.

Estadísticamente significativo entre titanio y cuarzo y titanio y vidrio.

En la siguiente tabla, se observan los resultados estadísticos de la Microfiltración, en forma lineal, en área y la densidad en la cara palatina, teniendo en cuenta, media, medianas, desviación estandar y los valores mínimos y máximos.

	Variable	N	Media	D.E.	Mín	Máx	Mediana
1)	Lineal titanio	11	2,55	1,18	0,43	4,42	2,53
2)	Lineal cuarzo	11	2,32	0,86	1,14	4,21	2,23
3)	Lineal vidrio	11	1,66	0,6	1,15	3,22	1,5
4)	Área titanio	10	1,26:	0,79	0,28	2,6	1,08
5)	Área cuarzo	11	1,84	1,56	0,25	5,54	1,26
6)	Área vidrio	11	1,55	0,83	0,55	3,24	1,25
7)	Dens.titanio	10	117,18	28,24	85,18	177,98	110,77
8)	Dens. cuarzo	11	91,52	18,15	71,15	125,95	86,71
9)	Dens.vidrio	11	85,44	12,98	61,43	106,71	85,72

Tabla 15: Valores Estadísticos de la microfiltración en la cara Palatina.

1 vs 2: NS;

1 vs 3: P < 0,05;

2 vs 3: NS

4 vs 5: p < 0,05; 4 vs 6 NS; 5 vs 6: NS

7 vs 8: p < 0,05;

7 vs 9: p < 0,01;

8 vs 9: NS

En esta tabla, se muestran los valores estadísticos de la microfiltración lineal, en área, y la densidad en la cara vestibular de las muestras.

	Variable	N	Media	D.E.	Mín	Máx	Mediana
1)	Lineal titanio	11	2,93	1,59	1,04	5,76	2,28
2)	Lineal cuarzo	11	1,55	0,56	1,11	3,06	1,39
3)	Lineal vidrio	11	1,69	0,56	1,1	2,82	1,4
4)	Área titanio	11	1,09	1,21	0,13	3,4	0,47
5)	Área cuarzo	11	1,34	1,45	0,35	5,52	0,75
6)	Área vidrio	11	1,16	0,61	0,31	2,24	1,1
7)	Dens. titanio	11	108,76	26,43	63,45	154,06	104,59
8)	Dens.cuarzo	11	91,69	12,69	79,25	120,56	90,5
9)	Dens. vidrio	11	82,63	9,88	63,4	95,15	81,6

Tabla 16: Valores Estadísticos de la microfiltración en la cara Vestibular.

1 vs 2: $p < 0,02$; 1 vs 3: $p < 0,02$;

2 vs 3: NS

4 vs 5: NS; 4 vs 6: NS; 5 vs 6: NS

7 vs 8: NS; 7 vs 9: NS; 8 vs 9: NS

10-DISCUSIÓN

10.1-Análisis con método de elementos finitos

Todos los análisis estructurales y de diseños requieren un conocimiento de las fuerzas que serán aplicadas y de las propiedades mecánicas de los materiales que deben soportar esas fuerzas. En la rehabilitación oral esto es dificultoso porque las cargas funcionales y parafuncionales que ocurren dentro de la boca resultan extremadamente complejas, así como la respuesta de los tejidos orales(33).

Cabe señalar que las cargas, tanto en este análisis como en el estudio in Vitro, son estáticas, a diferencia de lo que ocurre en la masticación en la que las cargas son intermitentes y continuas.

La determinación de las fuerzas resultantes es, en este caso, completada solamente con análisis de cargas apropiadas y suficiente información de las características de los tejidos orales y los materiales restauradores(53).

En este estudio, el uso de técnicas virtuales y experimentales nos permite la comparación que puede ser de utilidad al clínico en la selección de un diseño que provea mejor pronóstico y longevidad.

En el análisis de elemento finito las cargas son presentadas en términos de Von Mises, y como en el mismo no se puede llegar a la fractura total del modelo, valores altos de carga en Von Mises significan una indicación de posibilidad de fractura.

En los sistemas de pernos de fibra la concentración de tensiones se da a nivel del margen cervical de la corona, casi en la unión con el hueso alveolar, lo que puede deberse a que el material del muñón tiene un módulo de elasticidad relativamente bajo comparado con los materiales circundantes (metal o porcelana de la corona)(54).

En el caso de los pernos metálicos, estos tienen similar rigidez a los materiales de las coronas por lo que la zona cervical tendría menos stress.

Ekstascioglu y col, en un estudio similar, observaron que las tensiones se acumulaban dentro de los postes metálicos, y que esto era una ventaja para las estructuras dentarias y los tejidos de soporte pero una desventaja para el tercio apical y coronario(33).

Cuando los postes de fibra, en dicho estudio, fueron evaluados, se observó que el stress se acumuló en la región cervical y a lo largo del hueso vestibular, pero hubo menos concentración de stress en la estructura del poste.

KO y col. indicaron que los postes cambiaban las tensiones en la dentina bajo cargas verticales de compresión(55).

Mi investigación confirmó estos resultados, por lo tanto podemos afirmar con seguridad que los postes afectan la distribución de las cargas en la dentina.

En cuanto a la concentración de tensiones que se generan en los pernos bajo una carga de compresión de 550N, se comprobó en la presente investigación que hay una mayor zona de tensión en la unión del tercio medio y apical de los postes en general y del elemento dentario, absorbiendo la mayor tensión el perno de titanio, y la menor concentración de tensiones en el modelo con perno de fibra de vidrio, lo cual podría traducirse en fallas en la dentina o en la interfase (perno-cemento-dentina)(33).

En los postes de fibra de cuarzo hay más tensión donde el mismo cambia su forma. La fuerza compresiva estática de 550 N que se aplica origina tensiones de compresión por vestibular y tracción por palatino a nivel de la unión con el hueso alveolar. La compresión que se genera por

vestibular logra valores alejados a la resistencia a la compresión de la dentina, por lo que se concluye que la tracción que se genera por palatino, en todos los modelos con pernos de manera similar, supera la resistencia a la tracción de la dentina natural y podría ser la responsable de la ruptura del elemento dentario a ese nivel.

En general, los postes de fibras se comportan de manera similar al elemento dentario natural, distribuyendo mejor las tensiones sobre este, a diferencia del sistema de endoposte metálico, que las concentra, pudiendo afectar no solo la interfase, sino también producir la fractura del elemento dentario a ese nivel.

Cuanto mayor es la diferencia entre los módulos de Young de la dentina y el anclaje intra conducto, menos homogénea es la distribución de las tensiones sobre la superficie dentinaria, con la formación sobre la dentina de zonas de concentración del stress(56).

Lanza y col. utilizaron el análisis de elementos finitos y compararon pernos de carbono(57), cuarzo y acero, cargando con una fuerza de 10N, a 125 elementos incisivos superiores: el perno de acero ($E= 200$ Gpa) es el que más tensiones transmite a la raíz, el de cuarzo el que menos tensión transmite y el de carbono se encuentra próximo al de cuarzo.

Los resultados del análisis de elemento finito coinciden en algunos aspectos, con el método experimental en mi investigación, al igual que estos estudios similares que mencioné(33,52).

10.2-Resistencia a la compresión

La revisión de la bibliografía nos permite afirmar que los postes tienen como función retener el material de relleno del remanente coronario, lo cual es necesario cuando se ha producido una pérdida externa de tejido coronario por trauma o caries. En estas circunstancias, los pernos proveen la estructura

rígida necesaria para retener el material restaurador por lo que su indicación aumenta en relación inversa a la cantidad de tejido coronario remanente.

Por otro lado deben cumplir con la misión de transmitir las fuerzas hacia los tejidos de soporte. Hay autores coincidentes en manifestar que no existe en Odontología restauradora, una técnica que pueda ser aplicada en todos los casos clínicos, por lo tanto dentro del espectro de indicaciones de restauración de la pieza dentaria desvitalizada con postes, existe un porcentaje de casos en los que se podrá elegir entre la instalación de un poste metálico o uno de fibra(58).

El grupo más resistente a la compresión, en el presente trabajo, fue el de los dientes naturales con coronas metálicas. Es decir que el grupo control, como se demuestra en la mayoría de las investigaciones similares a esta, obtuvo resultados de resistencia mayores que el resto de los grupos, demostrando la importancia de la conservación del remanente dentinario.

El grupo de muestras con postes de fibra de vidrio obtuvo valores semejantes a los de los dientes naturales; los postes de titanio trabajaron con poca diferencia, en cuanto a resistencia a la compresión.

En cambio, los elementos dentarios con postes de fibra de cuarzo, obtuvieron los valores más bajos de resistencia .

Newman y col.(59) también compararon dientes anteriores con diferentes formas de conductos restaurados con pernos de fibra de vidrio Fibrekor, Luscent Anchor, Ribbond Posts y acero inoxidable. Sometidos a cargas de compresión, concluyeron que la resistencia a la fractura de los pernos metálicos fue mayor a la de los postes de fibra estudiados. Sin embargo, el modo de fractura de los postes reforzados con fibras son menos perjudiciales para la estructura dentaria remanente. No hubo fracturas de las raíces en ninguno de los grupos experimentales con pernos de fibra. En los metálicos hubo 3 fracturas en 10 raíces. Pero estos investigadores no

pusieron coronas a las muestras, las cargas se aplicaron directamente sobre los muñones coronarios.

También para Hayashi y col.(60) la resistencia a la fractura de los postes muñones metálicos fue mayor que la de los postes de fibra, pero su conclusión fue que la combinación de postes de fibra y muñón de resina con coronas metálicas es más favorable para la estructura dentaria remanente.

Sidoli y col.(61) realizaron un estudio comparativo sobre dientes anteriores incisivos y caninos de resistencia a la fractura de distintos sistemas de endopostes de fibra de carbono, acero, postes colados y grupo control sin endoposte. Los resultados mostraron que los elementos restaurados con endoposte de fibra de carbono presentan menos resistencia que los metálicos de acero y colados.

Maccari y col. (62) determinaron, en una investigación comparativa entre endopostes de fibra de vidrio, carbono revestido con cuarzo y cerámicos, valores de resistencia mayores y semejantes entre sí para los de base orgánica y menores para los de cerámica.

Cormier y col. (63) compararon la resistencia a la fractura y el tipo de fracaso de los postes de fibra, cerámica, colados y metálicos prefabricados sometidos a distintos tipos de carga. En este trabajo los postes fueron sometidos a una carga a 90° luego del cementado, pero sin reconstruir el muñón y después de la colocación de una corona sobre el mismo muñón. Los postes de fibra mostraron ventajas sobre los postes metálicos y cerámicos, ya que en las muestras correspondientes a los postes más rígidos, el tipo de fractura era irrecuperable.

Mientras que era posible recuperar la raíz, se colocó un poste de fibra. Además, los límites de fractura fueron similares y sólo los Fibrekor fueron más resistentes que los demás.

La idea es que un perno rígido como zirconio o titanio o colado desplaza el stress más a apical, lo que provoca fracturas radiculares de difícil solución si no es con la extracción.

Gordon y col. (64) indicaron que, debido a las propiedades de la interfase fibra-resina de los postes y a su relativa flexibilidad, ocurren mínimos cracks en la estructura del poste. Y esto minimiza además la propagación de los microcraks en la raíz del elemento dentario.

El uso de cementos de resina que amortiguaron las cargas recibidas por las estructuras dentarias, también podría colaborar en estas afirmaciones, ya que contribuye a que estas restauraciones, se comporten como una verdadera unidad estructural.

Los resultados nos sugieren que la diferencia entre los módulos de elasticidad de poste- muñon- dentina podría ser el origen de las concentraciones de tensiones en la interfase poste-muñón-cemento que rompen al diente restaurado.

En cuanto a los niveles de fractura en nuestro trabajo se comprobó que los postes de fibra de vidrio fueron los que presentaron fractura casi perpendiculares al eje del elemento dentario y en la unión corono-radicular, supracrestales, siendo esto más favorable a la hora de recuperar un elemento dentario con estas características.

10.3 -Microfiltración

Al comparar los resultados obtenidos en la microfiltración en forma lineal, en área y la densidad entre la cara Vestibular y Palatina, no hubo diferencias significativas, debido a que hubo deformación en ambas caras de las muestras luego de la aplicación de las cargas. Ya sea por tracción o compresión hubo desplazamientos o micromovimientos, no visibles clínicamente, pero que produjeron cambios en el interior de las muestras.

En cuanto a los resultados de este ensayo encontrados en cara vestibular, la filtración en forma lineal fue estadísticamente significativa cuando comparamos las muestras con postes de titanio, con las de cuarzo y las de vidrio; no fue significativo cuando comparamos cuarzo con vidrio.

Es decir que, ante una carga no destructiva, cede más el poste de fibra, permitiendo menor microfiltración que el de titanio que es más rígido.

Los resultados demuestran que filtró más colorante en forma lineal en cara vestibular en titanio, menos en los de vidrio y menos aún en los de cuarzo.

En cara vestibular, al analizar la filtración en área y densidad entre estos grupos no hubo diferencias estadísticamente significativas.

En el análisis de los resultados en la cara palatina, la filtración fue mayor en los grupos con postes de titanio y menor en cuarzo y vidrio. En cuanto a la filtración en área, fue superior en los postes de fibra de cuarzo, luego en los de vidrio y finalmente en los de titanio (estadísticamente significativo entre titanio y cuarzo y entre titanio y vidrio). La densidad fue estadísticamente más alta en los de titanio, luego en los de cuarzo, y finalmente en los de vidrio.

La integración poste-diente-restauración coronaria va a estar condicionada no sólo con la posibilidad de adherir adecuadamente ese poste a la dentina radicular, sino también la restauración al muñón coronario.

En esta adhesión puede haber factores que la dificulten, inherentes a:

- Terreno o sustrato adhesivo; es importante obtener una dentina limpia con EDTAC o hipoclorito de Na al 2%(65).

- Cemento: a fin de lograr la adhesión más adecuada del poste o de la corona se utilizan medios cementantes resinosos, con su respectiva técnica de adhesión para generar entre las distintas superficies uniones químicas y/o micromecánicas.

La selección del tipo de adhesivo también es importante.

Hay que tener en cuenta:

- El rendimiento adhesivo del sistema seleccionado.
- Posibles interferencias con la polimerización de la resina cementante
- La activación del adhesivo.

Coincidiendo con Gómez y Kina (67), preferimos prescindir de la luz para activar la polimerización del cemento y utilizar los de activación química.

Con estos medios cementantes resinosos se logran rendimientos adhesivos adecuados ya que no existe la problemática de la fotoactivación.

Habría que determinar si la luz que llega al adhesivo es suficiente para su polimerización. En una investigación, Teixeira y col, con el objetivo de evaluar la retención in Vitro, y la transmisión de la luz de diferentes tipos de postes, compararon postes de fibra de vidrio paralelos, con taper y de fibra de cuarzo con doble taper, translúcidos, cementados con cementos de resinas duales, y demostró que los postes translúcidos tienen limitaciones en la transmisión de la luz, los postes de paredes paralelas obtuvieron la mayor retención.(68)

Otra situación a considerar es la preparación del conducto que genere máxima adaptación del poste a las paredes del conducto.

Si bien el bajo módulo de elasticidad de los postes puede ser una ventaja, hay situaciones donde podría no serlo.

Macchi y col. (69) consideran que en las situaciones donde el esfuerzo oclusal se concentre directamente sobre el poste, la mayor deformación que se produce genera tensiones traccionales exageradas que no son absorbidas por el diente y, a partir de esto, se puede fracturar el remanente, el poste o

bien desprenderse al generar fallas adhesivas o cohesivas en la estructura cohesiva del cemento.

También es importante el material de muñón utilizado, el cual, entre sus propiedades biomecánicas, debe tener un módulo elástico similar a los tejidos remanentes y que sea adherible a esos tejidos y al poste.

Estos requisitos sólo permiten el empleo de resinas compuestas para esta función, con la complejidad que el empleo de ese material implica en cuanto a técnicas de adhesión (70).

En este trabajo, las muestras con pernos de fibra actuaron integrados con el material de muñón y la restauración coronaria, bajo las cargas de compresión que se aplicaron permitiendo menos filtración que los postes de titanio, que al ser más rígidos ocasionaron más cracks y microfracturas en el cemento, lo que permitió más microfiltración.

En una investigación Feilzer y col. (71), concluyeron que los cementos resinosos poseen la mayor resistencia a la compresión y a la flexión.

Manocci, Ferrari y col. (72) concluyeron que todos los cementos adhesivos filtraron menos que el cemento de fosfato de zinc.

Manocci, Innocenti y col. (73), establecieron que la presencia de un buen sellador en la interfase dentina-resina de los muñones de composite usados para reconstruir dientes tratados endodónticamente es un paso fundamental para prevenir la penetración bacteriana, caries recurrente, descementación y fracturas radiculares.

Además Manocci, Sheriff y col. (74) concluyen que los adhesivos tienen la capacidad de penetrar en la matriz de los postes de fibra y establecer una buena unión entre poste-cemento y muñón de composite.

Reid y col. (75) realizaron un trabajo en el que se evaluó un sistema no destructivo, y en el que se testeó fatiga y microfiltración.

Se utilizaron muestras con pernos de titanio con cemento de fosfato de zinc, postes de fibra de carbono, fibra de carbono revestidos con cuarzo y

fibra de vidrio cementados con resinas. Se les aplicó una carga de 55 N a 100000 impactos. Luego de 60000 impactos, se termociclaron. La integridad de las muestras y la microfiltración fue evaluada cada 100000 impactos.

Las muestras no mostraban aparentemente desplazamientos de ninguno de los muñones, pero el grupo de postes metálicos mostró estadísticamente más microfiltración que el de los pernos no metálicos.

Bachicha y col. (76), con otro sistema, compararon la microfiltración entre postes de acero y de fibra de carbono, con varios cementos.

El análisis estadístico demostró que había diferencias significativas en la microfiltración en los sistemas de postes cementados con fosfato, mientras que los cementados con C&B Metabond, mostraron menos microfiltración. No hubo diferencias significativas entre los postes de acero o los de fibra. O sea que ambos postes exhibieron menos microfiltración cuando se los cementó con cementos resinosos.

La microfiltración tiene particular importancia en Odontología, porque no sólo se trata de unir materiales entre sí o a tejidos biológicos, con mejor o peor resistencia. El grado de unión o adaptación de la superficie de un material contra la de otro, o la superficie de un material contra la superficie dentaria, puede permitir que exista o no un espacio entre ambas.

La presencia de estos espacios es siempre una importante dificultad ya que la comunicación de ese espacio con la cavidad bucal va a dar lugar al fenómeno de la microfiltración, con la aparición de diferentes tipos de manifestaciones de deterioro.

Cuando la parte coronal del diente reconstruido con un perno es sometida a una fuerza, los distintos materiales de los cuales está completo el perno pueden soportar distintas tensiones según sus distintas proporciones al eje nuestro por lo que nunca podrá reforzar la raíz dentaria, en el mejor de los casos se comporta de forma neutra. Hay que tener en

cuenta el principio bien conocido que un diente endodonciado es más resistente cuanto más tejido dental conserve (77).

Para sostener adecuadamente el muñón es necesario un perno resistente. Si las fuerzas oclusales sobrepasan el módulo elástico del perno, toda la carga repercute sobre la interface muñón-dentina, sin importar lo resistente que sea el material del muñón, Se puede afirmar que cuanto más bajo es el módulo de elasticidad del perno, mayor es la posibilidad de la restauración de ceder y más posibilidad de sobrevivencia de la misma. Si el perno tiene un módulo más alto, ocurre lo contrario.

Lo que puede alterar esta relación, es el diámetro del perno, la cantidad de dentina coronaria residual, la adhesión de las distintas interfaces, la resistencia y rigidez del material del muñón, la presencia de un collar de contención creado por la estructura protésica y la dirección principal de la fuerza que actúan en la restauración.

Un perno es más eficiente en la prevención de fracturas radiculares nocivas o irrecuperables cuanto más se iguale su deformación a la de la raíz y el cemento.

Es decir que los test experimentales corroboraron lo establecido por el método de elementos finitos. Los modelos propuestos podrían ser una herramienta útil para estudiar la influencia de distintos diseños de postes en el comportamiento biomecánico de los dientes restaurados, realizando sólo su simulación.

Si comparamos los resultados obtenidos por los dos test teórico y experimental se puede corroborar que:

- Los elementos dentarios con endopostes y coronas metálicas comienzan a sufrir fisuras o craks luego de la aplicación de fuerzas mayores de 550N;

- La ruptura de la dentina se realiza por tracción y comienza en el lado palatino de las muestras, cerca de la unión con el hueso esponjoso donde había mayor concentración de tensiones en el MEF.

En las muestras que no llegaron a la fractura se comprobó que hubo cambios que permitieron la microfiltración marginal coronaria y, en las muestras con postes de titanio fue mayor la microfiltración lineal y en densidad, con una carga menor que para los demás postes.

11- CONCLUSIONES

El análisis de los resultados de esta investigación conduce a elaborar las siguientes conclusiones:

En el AEF se estableció que:

- En los modelos con endopostes de fibra de cuarzo se requiere una carga mayor (490 N) que sobre los demás modelos con postes de fibra de vidrio y de titanio(440 N y 420N) para superar la resistencia adhesiva del cemento de la corona metálica al muñón por palatino.
- En los sistemas de postes de fibra hubo mayor concentración de tensiones a nivel cervical en la unión del diente con el hueso alveolar.
- En cuanto a la concentración de tensiones que se generan bajo cargas, hay más tensión acumulada a nivel del tercio medio y apical en el modelo de elementos dentarios con postes de titanio.
- Los postes, afectaron la distribución de las cargas en la dentina, y esto está directamente relacionado con el módulo de elasticidad de los mismos.
- Los postes de titanio, por su rigidez, absorben mayor tensión, lo que puede ser una ventaja para los tejidos de soporte, pero es una desventaja para el tercio apical del elemento dentario restaurado.
- Bajo una carga aplicada a 45 ° con respecto al eje largo del elemento dentario canino superior, se originan zonas de compresión por vestibular y tracción por palatino en la unión con el hueso alveolar, donde se comienza a fisurar la dentina.
- La carga de inicio de fractura de la dentina, en todos los modelos analizados, se estableció en 550 N.

- Los postes de fibra de vidrio, se comportan de manera similar al elemento dentario natural, distribuyendo mejor las tensiones sobre éste, a diferencia del endoposte de titanio, que las concentra y puede afectar no sólo la interfase sino también producir la fractura del elemento dentario a nivel del tercio medio y apical, corroborando nuestra hipótesis.

En los test in Vitro se pudo comprobar que:

- Las muestras con postes de fibra de vidrio tuvieron mayor resistencia a la fractura que los demás y se comportaron, al respecto, de manera similar a los dientes naturales.
- El nivel de fracturas fue favorable o recuperable en las muestras con postes de fibra de vidrio y en los dientes naturales (por encima de la cresta ósea alveolar).
- En las pruebas de microfiltración hubo mayor penetración de colorante en las muestras con postes de titanio, con menores valores de cargas, es decir, penetró más colorante, luego de la aplicación de una carga menor que la que se aplicó a las demás muestras.

En consecuencia, y tras la investigación, con dos métodos de estudio, uno sólo a través de la simulación y el otro experimental, in Vitro, es posible afirmar que:

- El AEF puede ser utilizado para predecir el comportamiento biomecánico de los elementos dentarios con diversas variables.

12-BIBLIOGRAFÍA

1. Diestchi D, Romelli M, Goretti A: Adaptation of adhesives posts and cores to dentin after fatigue testing. *Int J Prosthodont*, 1997; 10: 498-507.
2. Reeh ES, Messer HA, Douglas WH.: Reduction in tooth stiffness as resulto of endodontic and restorative procedures. *Journal of Endodontics*. 1989; V5: 152.
3. Fernandez Bodereau Enrique: "Restauraciones de elementos tratados endodónticamente" en *Prótesis Fija e implantes. Práctica clínica.- Ediciones Avances Médico-Dentales*. España: 1996; p. 123-167.
4. Becciani R, Castelucci A. La biomeccánica del dente trattato ndodonticamente. Implicazioni cliniche. *Dental Cadmos*, 2002;1:15-35.
5. Angobaldo, A.S: Factores biomecánicos de resistencia de la dentina del diente endodónticamente tratado. *Revista Mundo odontológico (Perú)* 1999; 37:40-4.
6. Fernandez Bodereau, E.(h); Ibanez, C.: Pernos de última generación para coronas cerámicas libres de metal. *Rev. Asoc. Odontol. Argent.*2000; Vol.88: 445-452.
7. Schillimburg, H y col: "Restauración de dientes muy destruidos", en *Fundamentos de Prostodoncia fija* Editorial la Prensa Médica Mejicana. México: 1990.p. 127-142.
8. Duret B, Reynaud M, Duret F: Un nouveau concept de reconstitution corono-radicaire: le Composipost (1) *Chir Dent FR*; 1990; 60: 131-41.
9. Du ret B, Reynaud M, Duret F: A new concept of readicular reconstruction: the Composipost (2) *Chir Dent FR*;1990; 60:69-77.
10. TorbjornerA, Karlsson S, Syverud M, Hensten-Pettersen A. Carbon fiber reinforced root canal posts. Mechanical and cytotoxic properties. *Eur J Oral Sci*; 1996; 104: 605-11.

11. Ricker J, B, Lautenschlager EP, Greener EH. Mechanical properties of post and core systems, Dent. Mater. 1986; 2: 63-6.
12. Schillimburg H.T., Kessler JC. Restoration of endodontically treated teeth. Dent Clin North Am. 1992; 36: 631-48.
13. Sorensen JA, Martinoff JF. Intracoronal reinforcement and coronal coverage: a study of endodontically treated teeth. J Prosthet Dent. 1984; 51: 780-784.
14. Stewardson, D. Non metal posts systems, Dent. Update. 2001; 28:326-336.
15. Bertoldi Hepburn, A.: Nuevos enfoques en la rehabilitación coronaria del diente endodónticamente tratado. Rev. Asoc. Odont. Argentina. 2002; Sept/oct/nov/dic.90 (4):266-75.
16. Manocci F, Sheriff M, Watson TF. Three-point bending test of fiber posts. J Endon. 2001; 27: 758-61.
17. Al Harbi F.A, Nathanson D. In Vitro assessment of retention of four esthetic dowels to resin core foundation and teeth. J Prosthet Dent. 2003; 90: 547-55.
18. Casanellas Bassols JB, Gil Mur FX. Aplicación de los plásticos reforzados con fibras para la reconstrucción de dientes endodonciados. Rev. Act. Odontoestomatol Esp. 1995; 7-37.
19. Scotti R, Ferrari M., "Pernos de fibra. Bases teóricas y aplicaciones clínicas". En: Composición, microestructura y morfología de los pernos. Cap. IV. Malferrari S, Mónaco C, Editorial Masson, SA. Barcelona, España. 2004; p. 25-36.
20. Fortín D, Vargas MA. The spectrum of composites: new techniques and materials. J Am Dent Assoc Special ISSUE. 2000; 131:26S-30S.

21. Ertugrul HZ, Ismail YH. An in vitro comparison of cast metal dosel retention using various luting agents and tensile loading. *J Prosthet Dent.* 2005; 93:446-52.
22. Mendoza D, Eakle S. Retention of posts cemented with various dentinal bonding cements. *J Prosthet Dent.* 1994; 72:591-4.
23. Maccari P, Conceicao E, Nunes M. Fracture resistance of endodontically treated teeth restored with three different prefabricated esthetic posts. *J Esthet Restor Dent.* 2003; 15:25-31.
24. Purton DG, Love RM, Chandler NP. Rigidity and retention of ceramic root canal posts. *Oper Dent* 2000; 25: 223-227
25. Scotti R., Ferrari M. "Pernos de Fibra. Bases teóricas y aplicaciones clínicas". Cap.V: Propiedades mecánicas y evaluación in Vitro. P. Baldissara. Editorial Masson, S.A. Barcelona, España. 2004; p. 49-50.
26. Salmadi S, Demirel F, Saygili G. Comparison of in vivo tensile bond strengths of luting cements to metallic and tooth colored posts. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2004; 24: 256-263.
27. Monticelli F, Grandini S, Goracci C, Ferrari M. Clinical behaviour of translucent fiber posts: a 2 year prospective study. *Int J of Prosthodontics.* 2003; 16: 593-6.
28. Ferrari M, Mason PN, Goracci C, Pashley DH, Tay FR. Collagen degradation in endodontically treated teeth after clinical function. *J Dent Res.* 2004; May; 83(5): 414-9.
29. Hartley Grandin JR. *Fundamentals of the Finite Element Method.* New York, USA: Mac Millan Publishing Company. 1986.
30. Zienkiewicz O.C. *The Finite Element Method.* London UK: McGraw Hill. 1986.

31. Manocci F, Ferrari M, Watson TF. Intermittent loading of teeth restored using quartz fibere, carbon quartz fiber, and zirconium dioxide ceramic rootcanl posts. *Journal of adhesive dentistry*. 1999; 1:153-58.
32. Malferrari S, Mónaco C, Scotti R. Clinical evaluation of teeth restored with quartz-fiber reinforced epoxy resin posts. *Int J Prosthodont*. 2003; 16(1) 39-44.
33. Ekstacigliou G, Belli S, Kalkan M. Evaluation of two posts core systems using two different methods (fracture strengths test and a finite elemental analysis). *J. Endodontics*. 2002; 28(9):629-33.
34. Boschian Pest L, Cavalli G, Bestini P, Cagliari M. "Adhesive post endodontic restorations with fiber posts". En: *Arte y Ciencia de los materiales odontológicos*. Editorial Avances: Madrid, España. 2003; p.49-57.
35. José M Vega del Barrio. "Sistemas adhesivos". En: *Materiales en Odontología*. Ediciones Avances: Madrid, España 1996; p. 315-332.
36. Libman WJ, Nicholls JI. Load fatigue of teeth restored with cast post and core and complete crowns. *Int J Prosthodontics*. 1995; 8:155-61.
37. Langer B, Stein SD, Wagenberg B. Evaluation of root resection. A 10 year study. *J Periodontol*. 1981; 52:719-22.
38. Pegoretti A, Frambri L, Zappini G, Bianchetti M. Finite Element Analysis of a glass fiber reinforced composite endodontic post. *Biomaterials* 23.2002; p. 2667-82.
39. Vega del Barrio, José: "Cementos en Odontología". En: *Materiales en Odontología*. Ediciones Avances, Madrid. 1996; p. 405-419.
40. Cohen, S; Burns, R.: "Morfología dentaria y cavidades de acceso". En *Endodoncia. Los caminos de la pulpa*. Editorial Médica Panamericana, Mexico, 1993; p.161.

41. Vega del Barrio, José :”Propiedades físicas mecánicas de los materiales odontológicos(II)”, en Materiales en Odontología, Ediciones Avances, Madrid, España,1996,p.179.
42. Craig RG.:In restorative dental material. Ed 6,St. Louis,1980,CV Mosby,p 60.
43. Waltimo A,Nystrom M, Konomen M. Bite force and dentofacial morphology in men with severe dental attrition. Scand.J.Dent.Res.1994,Apr;102(2):92-6.
44. Asmussen E,Peutzfeldt A, Sahafi A,Finite element analysis of stresses in endodontically treated ,dowel-restored teeth, J Prosthet Dent 2005; 94:321-9
45. Genovese K, Lamberti L,Pappalettere C. Finite element analysis of a new customized composite post system for endodontically treated teeth. J of Biomechanics. 2005; 38:2375-89.
46. Manocci F, Ferrari M, Watson. Microleakage of endodontically treated teeth restored with fiber posts and composite cores alter cyclic loading: a confocal microscopic study. J Prosthet Dent. 2001; 85:284-91.
47. Freeman M, Nichols J, Kydd W, Harrington G. Leakage associated with load fatigue induced preliminary failure of full crowns placed over three different posts and cores of endodontics. vol24, n°1, 1998; 26-30.
48. Koo KT, Polimeni G, Albanda JM, Wikesjo UM. Hystometric analisis of haeling in supra-alveolar periodontal defects. Dental Res. 2003; 25-287.
49. Svanaes DB, Moyslad A, Larheim TA. Approximal caries depth assessment with storage phosphor versus film radiography. Caries Res. 2000; 34: 448-453.
50. Smith RH, Brook AH, Elcock C. The quantification of dental plaque using an image analysis system: reliability and validation. Journal of Clinical Periodontology vol 28, 2001; 112-115.

51. Deliperi S, Bardwell DN, Papathanasious A, Perry R. Microleakage of resin-base liner materials and condensable composites using filled and unfilled adhesives. *Am J Dent.* 2003; 16: 351-355.
52. Barjau Escribano A, Sancho-Bue JL, Torner Navarro L, Rodríguez Cervantes PJ, Perez Gonzalez A, Sanchez Marín FT. Influence of prefabricated post material on restored teeth: fracture strength and stress distribution. *Operative Dentistry.* 2006: 31-1; 47-54.
53. Albuquerque R de C, Polleto LT, Fontena RH. Stress analysis of an upper central incisor restored with different posts. *J Oral Rehab.* 2003; sep, 30(9) 936-43.
54. Ho M.H., Lee S Y, Chen HH, Lee MC. Three dimensional finite element analysis of the effect of posts on stress distribution in dentin. *J Prosthet Dent* 1994; Oct, 72(4): 367-72.
55. Ko CC, Chu CS, Chung KH, Lee MC. Effects of posts on dentin stress distribution in pulpless teeth. *J Prosthet Dent.* 1992; 68:421-7.
56. Duret B, Duret F, Reynaud M. Long life physical property preservation and postendodontic rehabilitation with the Composipost. *Compend Contin Educ. Dent Supl.* 1996;(20) 550-556.
57. Lanza A, Aversa R, Rengo S, Apicella D, Apicella A. 3D FEA of cemented steel, glass and carbon posts in a maxillary incisor; *Dental Materials,* 2005; 21,709-715.
58. Miguez, D.: Reconstrucción de la pieza desvitalizada con pernos preformados. *Revista Asociación Odontológica Argentina.* 1997. Vol.85,5:515-520.
59. Newman MP, Yaman P, Dennison J, Rafter M, Billi E. Fracture resistance of endodontically treated teeth restored with composite posts. *J Prosthet Dent.* 2003; 89:360-7.

- 60-Hayashi M, Takahashi Y, Imazato S,Elisu S. Fracture resistance of pulpless teeth with posts cores and crowns, *Dental Materials*. 2006; 22,477-485.
61. Sidoli GE, King PA, Setchell DJ.An in vitro evaluation of a carbon fiber based post and core system.*J Prosthet Dent*. 1997; 78:5-9.
- 62-. Maccari PC, Conceiao E, Nunes M. Fracture resistance of endodontic treated teeth restored with three different prefabricated esthetic posts.*J Esthet Restor Dent*. 2003;15:25-31.
- 63- Cormier CJ, Burns DR, Moon P. In vitro comparison of the fracture resistance and failure mode of fiber, ceramic and conventional post systems at various stages of restoration. *J Prosthodont*. 2001;10:26-36.
- 64-. Gordon JE. The new science of strong materials or why you don't fall trough the floor. Princeton: University Press, 1984.
- 65-. Bertoldi Hepburn,A. Incrustaciones de resinas compuestas; consideraciones generales. *Rev Asoc Odont Arg*. 2004;junio-julio 92(3):253-64.
- 66- Goldberg,Frajlich, Balzano y otros "Estudio comparativo de la limpieza de las preparaciones para anclaje intrarradicular inmediatas y mediatas". *R AOA*. 2004; enero-marzo. Vol. 92 #1.
- 67- Gómez JC, Kina S. "La adhesión en Prostodoncia Fija". En: *Adhesión en Odontología Restauradora*, Cap. IV. Editor Gilberto Hemostroza Haro Maio, Curitiba: Paraná, Brasil; 2003.
- 68- Teixeira EC, Teixeira F, Plasick J,Thompson J. An in vitro assessment of prefabricated fiber post systems, *J American Dental Association*, 2006, Vol.137:1006-12.
- 69-Macchi RL, y Macchi E. "Postes de base orgánica y resistencia del remanente dentario:modelo experimental", *R AOA* . Vol 89. 2001; N 4. Julio-Agosto.p. 383-6.

- 70-Manocci F, Bertelli E, Watson TF, Ford TP. Resin dentin interfaces of endodontically treated restored teeth. *Am J Dent*. 2003; feb. 16 (1): 28-32.
- 71- Feilzer AJ, de Gee AJ, Davidson CA. Increased wall to wall curing contraction in thin bonded resin layers. *J Dent Res* 1989;68:48-50
- 72-Manocci F, Ferrari M, Watson T, Microleakage of endodontically treated teeth restored with fiber posts and composites cores after cyclic loading: a confocal microscopy study. *J Prosthet Dent* 2001;85:284-91.
- 73- Manocci F, Innocenti M, Ferrari M, Watson T. Confocal and scanning microscopic study of teeth restored with fiber posts, metal posts, and composite resins. *J of Endodontics*; 1999, Vol.25, N 12:789-94
- 74-Manocci F, Sheriff M, Watson T, Vallitu PK, Penetration of bonding resins into fibre-reinforced composite posts: a confocal microscopic study. *Int Endodontic J*, 2005, 38:46-51
- 75- Reid L, Reza K, Meiers J. Effect of fatigue testing on core integrity and post microleakage of teeth restored with different post systems. *J of Endodontics*, vol 29, n° 2. 2003; 125-31.
- 76- Bachicha W, Difiore P, Miller D, Lautenschlager E, Pashley D. Microleakage of endodontically treated teeth restored with posts. *J of Endodontics*, 1998, Vol.24, N 11:703-8
- 77- Fernández E, Méndez S, Torassa D, “Sistemas de endopostes estéticos” *Rev. Bibliográfica. Rev. Int. De Prot. Estomatológica*. 2002; 4 (3): 183-190.