



Universidad  
Nacional  
de Córdoba



**UNIVERSIDAD NACIONAL DE CÓRDOBA**

**FACULTAD DE ODONTOLOGÍA**

**ESCUELA DE POSGRADO**

**“ANÁLISIS POR ELEMENTOS FINITOS DE PRIMEROS  
PREMOLARES SUPERIORES RESTAURADOS CON  
SISTEMAS DE ENDOPOSTES”**

TESISTA:

**OD. MARÍA ANDREA BAINO**

DIRECTOR:

**Prof. Dr. ENRIQUE FERNÁNDEZ BODEREAU (h)**

**CÓRDOBA, 2007**



Esta obra está bajo una [Licencia Creative Commons Atribución-  
NoComercial-CompartirIgual 4.0 Internacional](https://creativecommons.org/licenses/by-nc-sa/4.0/).



**Universidad Nacional  
de Córdoba**



**Facultad de Odontología**

**ESCUELA DE GRADUADOS**

**ANÁLISIS POR ELEMENTOS FINITOS DE PRIMEROS PREMOLARES  
SUPERIORES RESTAURADOS CON SISTEMAS DE ENDOPOSTES**

Trabajo de Tesis para optar al Título de

**DOCTORA EN ODONTOLÓGIA**

Doctorando:

**Od. MARÍA ANDREA BAINO**

Director de Tesis:

**Prof. Dr. ENRIQUE FERNÁNDEZ BODEREAU (h)**

Córdoba, Diciembre de 2007

**DOCTORANDO:**

Od. María Andrea Baino

**DIRECTOR DE TESIS:**

Prof. Dr. Enrique Fernández Bodereau (h)

**COMISIÓN DE DOCTORADO:**

Prof. Dr. Juan Carlos Albera

Prof. Dra. Elba Gladis Priotto

Prof. Dr. Ricardo Cabral

**DEDICATORIA:**

- *A mi madre Helia, por su permanente cariño, colaboración y apoyo.*
- *A mis familiares, quienes continuamente me alentaron y apoyaron.*

## **AGRADECIMIENTOS:**

- *Al Prof. Dr. Enrique Fernández Bodereau (h), Director de Tesis, por su constante asesoramiento para la concreción de este trabajo.*
- *Al Ing. Alejandro Domínguez, por su generosa y esencial contribución para la realización de este estudio.*
- *Al Prof. Dr. Oscar Pablo David, por su desinteresado apoyo y colaboración.*
- *Al Prof. Dr. José Atilio Palma, por su desinteresado aporte científico.*
- *A todas aquellas personas que me enseñaron y formaron con sus conocimientos, ejemplo y experiencias, estimulándome a seguir estudiando.*

## CERTIFICACIONES:



UNIVERSIDAD NACIONAL DE CÓRDOBA  
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

Córdoba, 23 de julio de 2007

Por la presente dejo constancia que la Od. María Andrea Baino ha solicitado asesoramiento a la cátedra de Prosthodontia IV "A" de la Facultad de Odontología de la Universidad Nacional de Córdoba, trabajando en forma conjunta desde noviembre del 2003 a la fecha en el proyecto denominado: **"Análisis por elementos finitos de primeros premolares superiores restaurados con sistemas de endopostes"**.

La cátedra ha colaborado para este proyecto presentando informes sobre los distintos pasos del desarrollo del trabajo de tesis.

Saluda atentamente.

Prof. Dr. Enrique Fernández Bodereau (h)  
Profesor Titular  
Cátedra de Prosthodontia IV "A"

«2006 Año de homenaje al Dr. Ramón Carrillo»

INTI  CÓRDOBA

Córdoba, 19 de febrero de 2007

Se deja constancia que la odontóloga MARÍA ANDREA BAINO ha solicitado asesoramiento en la Unidad de Diseño Mecánico del Centro Regional Córdoba del Instituto Nacional de Tecnología Industrial (INTI-Córdoba) para la realización de su tesis doctoral.

Se realizó un análisis por elementos finitos de modelos dentarios primeros premolares superiores montados sobre tejido óseo y se emitió el informe correspondiente.

Se extiende el presente certificado a solicitud de la interesada.



Ing. HECTOR HUGO PESCI  
DIRECTOR TÉCNICO  
INTI - CÓRDOBA

Instituto Nacional de Tecnología Industrial

Centro Regional Córdoba

Avenida Vélez Sársfield 1561  
Casilla de Correo 884  
X5000JK Córdoba, Argentina  
Teléfono (54 351) 468 4835/1662  
e-mail: cba@inti.gov.ar



## **ÍNDICE**

|                             |     |
|-----------------------------|-----|
| Resumen                     | 8   |
| Summary                     | 10  |
| Introducción                | 12  |
| Fundamentación              | 30  |
| Objetivos Generales         | 35  |
| Objetivos Específicos       | 37  |
| Implicancia Clínica         | 40  |
| Materiales y Métodos        | 42  |
| Resultados                  | 74  |
| Discusión                   | 158 |
| Conclusiones                | 167 |
| Bibliografía                | 170 |
| Bibliografía Complementaria | 180 |

## **RESUMEN**

Luego de la terapia endodóntica el elemento dentario necesita ser protegido para prevenir el riesgo de fractura, especialmente en la región cervical, donde se produce la mayor concentración de tensiones. El pronóstico del diente endodonciado y restaurado con endopostes va a estar influenciado por el tipo de restauración utilizada y por la cantidad de estructura dentaria remanente.

El propósito de este estudio fue evaluar, mediante el método de análisis por elementos finitos, el comportamiento estructural de primeros premolares superiores tratados endodónticamente y restaurados con sistemas de endopostes y coronas coladas.

Se realizaron siete modelos 3D de primeros premolares superiores en un soporte óseo considerando tres niveles de remanente coronal: 1) sin remanente; 2) con 2 mm; y 3) con 4 mm. Se reconstruyeron con dos sistemas de endopostes: a) preformado de fibra de carbono con matriz de resina epoxi; b) colado de cromo-níquel y restaurados con coronas coladas de cromo níquel. Un modelo fue reconstruido con resina sin restauración a perno (control). Se aplicaron dos cargas estáticas de 100 N y 600 N, en 45° sobre la vertiente interna de la cúspide palatina. Se evaluó la concentración, localización y distribución de las tensiones (compresión, tracción, Von Mises).

Los resultados mostraron que la zona cervical recibió mayores tensiones. En los modelos restaurados con endopostes, dicha zona se correspondió con la de máxima tensión observada en el perno. Los postes de fibra de carbono absorbieron menores tensiones comparados con los colados. Asimismo, se redujeron las tensiones en la dentina con el aumento del módulo de elasticidad del perno. En la raíz palatina se observaron esfuerzos de compresión y en la vestibular, de tracción. Además, a mayor remanente dentario disminuyeron las tensiones en dentina.

## **SUMMARY**

Following endodontic therapy, teeth need to be protected to prevent the risk of fracturing, particularly in the cervical region, which is subject to the most stress. The endodontically treated, dowel-restored tooth prognosis will be influenced by the type of restoration performed and by the amount of remaining tooth structure.

The purpose of this study was to assess, using the finite element analysis method, the structural behavior of endodontically treated, dowel and crown restored first upper premolars.

Seven 3-D models of first upper premolars were created in a simulated bone basis, considering three levels of coronal residual: 1) no residual; 2) with 2mm; and 3) with 4mm. They were reconstructed with two dowel systems: a) a prefabricated carbon fiber resin post; b) a NiCr cast and restored with NiCr cast crowns. One of the models was reconstructed with resin with no post (control). Two static loads of 100 N and 600 N were applied at an angle of 45° over the internal side of the palatine cuspid. Stress concentrations, positions and distributions (compressive, tensile, and Von Mises stresses) were assessed.

Results showed that cervical region received the most stresses. In the dowel-restored models, such a region corresponded to the maximum observed stress on the post. The carbon fiber posts received less stress compared to the casts ones. Likewise, dentin stresses were reduced with the increase of the module of elasticity of post. Compressive stresses were observed in the palatine root, and tensile strength in the vestibular one. Moreover, the more dental remain the less dentin stress.

# **INTRODUCCIÓN**

Los inicios y la evolución histórica del uso de sistemas de pernos para restaurar elementos dentarios se remontan hasta 250 años atrás, según se consigna en la bibliografía revisada <sup>(1)</sup>.

Cronológicamente, varios autores han descripto diferentes técnicas para restaurar los dientes tratados endodóticamente.

El primer registro encontrado surge en el año 1728, cuando Pierre Fauchard diseñó un sistema de espigas para retener sus prótesis basado en postes metálicos roscados en las raíces dentarias <sup>(2)</sup>.

Posteriormente, en 1746, Claude Mouton publicó el diseño de una corona y un perno de oro para ser insertado en el conducto radicular <sup>(3)</sup>.

A mediados del 1800, se difundió el uso de coronas pívot, consistían en postes de madera ajustados a la corona y al conducto <sup>(1)</sup>. En esa época, Harris <sup>(3)</sup> en su libro publicado en 1871, describió la técnica de preparación de una raíz natural para recibir una corona artificial, recomendando primero remover la porción remanente de la corona anatómica con una pinza para exodoncia y luego extirpar el filete nervioso mediante una técnica que consistía en la rotación rápida de un alambre de plata introducido en el conducto. Este procedimiento permitía el acceso al espacio radicular y la colocación de un "pivot" confeccionado en madera de nogal estacionada, el cual servía para anclaje de la corona artificial. Eran técnicas cruentas, que fracasaron por las fallas originadas por la expansión de la madera en el medio húmedo, produciendo la fractura de los pernos <sup>(1)</sup>.

Durante este período surgieron además las coronas tipo Richmond, basadas en un perno y corona confeccionados en una sola pieza, utilizados originalmente como retenedor de puente <sup>(1)</sup>.

Este diseño se usó por muchas décadas para restaurar los elementos dentarios desvitalizados, hasta la aparición del perno-muñón colado en una estructura independiente de la corona, lo cual permitió mejorar notablemente la adaptación marginal de las restauraciones coronarias y poder realizar su recambio sin necesidad de retirar el poste <sup>(4)</sup>.

Los pernos convencionales colados fueron considerados hasta 1980 como la mejor técnica disponible para reconstruir la corona de un diente luego del tratamiento del conducto radicular <sup>(5)</sup>. Esto se fundamentaba en el principio de que la estabilidad del perno, conjuntamente con una adaptación precisa a la morfología del conducto radicular preparado, estaba garantizada por una retención primaria intrínseca activa.

En un primer momento se pensó que la utilización de un perno reforzaba al diente tratado con endodoncia <sup>(6)</sup>, afirmando que la colocación del mismo convertía al elemento dentario en más resistente y servía como un soporte intracoronal. Sin embargo, a través de la investigación realizada en las últimas décadas <sup>(7, 8, 9)</sup> se ha demostrado que su colocación interfiere en la resistencia mecánica del diente, aumentando el riesgo de daño de la estructura dentaria residual. La razón principal que sustenta su uso sería la conexión de la estructura coronal perdida a la porción radicular remanente brindando así retención suficiente para una futura restauración coronaria. La importancia de mantener el muñón coronal es particularmente relevante en el sector posterior, donde las fuerzas masticatorias son esencialmente compresivas <sup>(10)</sup>. Sin embargo, cuando éstas son transversales, como en el caso de los incisivos, el comportamiento flexional de los postes debe ser cuidadosamente considerado <sup>(11)</sup>.

Algunos estudios <sup>(12, 13)</sup> demostraron un elevado porcentaje de éxito obtenido a través de los años con el uso del sistema de endopostes colados. Sin embargo, otros



trabajos de investigación clínica <sup>(14, 15)</sup> encontraron un promedio mayor de fracturas de la raíz de soporte, lo que llevó al fracaso irreversible del sistema.

En la mayoría de los casos estudiados, las causas de fracaso de los endopostes colados estuvieron focalizadas en la escasa retención del perno, posterior descementado, fractura y en las corrosiones metálicas <sup>(16, 17)</sup>.

Otros estudios realizados por Assif y colaboradores <sup>(18, 19)</sup> mostraron que las fuerzas concentradas en la región apical de los pernos colados fueron la causa de fractura longitudinal de la raíz.

Los pernos convencionales colados fueron considerados restauraciones estándar, de uso generalizado hasta la aparición de los postes prefabricados; los cuales representaron una alternativa válida para tener en cuenta en el momento de la selección del tipo de perno, evidenciándose una marcada tendencia hacia su uso.

En 1960 se introdujo inicialmente el uso de postes prefabricados y materiales de relleno plástico para confeccionar los sistemas de perno-muñón, adquiriendo amplia difusión a partir de ese momento <sup>(20)</sup>.

Silvers y colaboradores <sup>(21)</sup> afirmaron que los elementos dentarios tratados endodónticamente que habían recibido su restauración definitiva en el momento indicado, tuvieron mayor vida útil en comparación a los no restaurados.

En un estudio, Reeh y colaboradores <sup>(7)</sup> observaron que la fragilidad cuspea fue del 5% luego de la terapia endodóntica, 20% en los casos de preparaciones oclusales y 63% en cavidades MOD.

Por lo tanto, la resistencia de los dientes dependerá del manejo correcto de los diversos procedimientos y técnicas existentes para la reconstrucción post-endodóntica.

El éxito longitudinal de la rehabilitación restauradora o protética de los dientes con tratamiento de conducto radicular estará sujeto a la calidad estructural y estética de la restauración, su adaptación clínica, la salud de los tejidos de soporte como así también al pronóstico de la restauración del muñón.

La retención de un perno va a estar influenciada por diferentes factores, entre los que podemos citar el contorno del conducto, la forma, el tamaño, la configuración superficial del poste y también el agente cementante <sup>(7)</sup>.

Para la reconstrucción del diente endodónticamente tratado se tiene en cuenta la siguiente clasificación de endopostes:

- a) Poste-muñón colado metálico.
- b) Poste preformado.

### **Poste-Muñón Colado Metálico**

De acuerdo a lo enunciado por Schillimburg y Kessler<sup>(22)</sup> el perno-muñón clásico debía reunir las siguientes características: abarcar dos tercios de la longitud radicular; un tercio de su diámetro; quedar como mínimo a 4 mm del ápice; tener retención y fricción a las paredes del conducto y apoyar sobre una superficie coronaria plana.

Este tipo de técnica reconstructiva llevó a la fractura radicular provocada principalmente por el efecto de cuña ejercida por el perno sobre las paredes del conducto, efecto común a todos los medios de retención mecánico.

Para disminuir los riesgos de fracaso, Sorensen y colaboradores<sup>(23, 24)</sup> propusieron el uso del “efecto férula” para evitar el posible efecto de cuña sugiriendo que un mínimo de 1 mm de estructura coronaria residual alrededor del hombro aumentaba la resistencia a la

fractura. De esta manera, las cargas oclusales se distribuían de forma uniforme a lo largo de la superficie radicular.

Estos pernos metálicos son confeccionados a partir de aleaciones metálicas que pueden ser nobles o no nobles <sup>(25)</sup>.

Dentro de las primeras encontramos las de alto contenido de oro (Tipo III, ADA), otras aleaciones donde el contenido de oro se ve reducido principalmente combinando oro-plata-cobre y un pequeño porcentaje de paladio, platino y, por último, aleaciones de plata-paladio que tienen como principal componente al paladio y poseen propiedades mecánicas similares a la de oro tipo III.

También existe la opción de utilizar aleaciones no nobles, encontramos las de níquel-cromo y las de cobre-aluminio (cobre mejorado), éstas últimas poco usadas, desechadas en la literatura como opción de tratamiento.

En las aleaciones de níquel-cromo la mayoría de los productos disponibles contienen 67% a 80% de níquel y un 12% a 25% de cromo como constituyentes principales. Los constituyentes menores más comunes son Be, Al, Mo, C, Mn, Si, B y W que mejoran sus propiedades y manipulación. Su temperatura de fusión está entre 1230° y 1340°. Los colados pulidos son de color plateado y brillante. En cuanto a sus propiedades mecánicas, ofrecen un amplio rango de dureza y resistencia.

Los avances alcanzados en lo que respecta a técnicas endodónticas y adhesivas, han permitido que este tipo de endopostes sean menos invasivos que los propuestos originalmente por Schillimburg y Kessler. Con el empleo del cementado adhesivo, la longitud del perno puede ser igual o ligeramente mayor que la longitud del muñón clínico, y el diámetro del endoposte se va a limitar a reproducir la morfología de la preparación endodóntica, sin la necesidad de eliminar tanta cantidad de dentina radicular, con lo cual se consigue una forma más anatómica.

## Postes Preformados

Los sistemas de postes prefabricados están constituidos por tres componentes: 1) Perno prefabricado; 2) Material de muñón plástico; y 3) Agente cementante. Todos ellos trabajan en forma conjunta para lograr el éxito total del sistema<sup>(13)</sup>.

Según su configuración superficial se pueden clasificar en activos y pasivos. Los primeros poseen espiras o rosca que engranan mecánicamente en la dentina radicular, mientras que los segundos no contactan con la pared del conducto, por lo tanto, la retención va a depender del cemento.

Estudios realizados por varios autores<sup>(26)</sup> sostienen que los pernos activos, al ser roscados en la dentina, transmiten mayor sobrecarga a la pieza dentaria, ya sea en el momento de la instalación o durante la aplicación de las fuerzas masticatorias. No ocurre lo mismo con el sistema de pernos pasivos, razón por la cual se comenzó a difundir su uso.

Con respecto al diseño, existen diferentes endopostes con diseños variados. Los postes presentan una porción radicular y una coronaria; la porción radicular puede ser de paredes paralelas, cónicas o paralelo-cónicas.

Según su composición estructural, los postes preformados se clasifican en:

- ◆ Postes metálicos.
- ◆ Postes no metálicos.
  - *Base orgánica*: (postes de resinas reforzadas con fibras).
    - Fibra de carbono en matriz epóxica.
    - Fibra de vidrio en matriz resinosa.
    - Fibra de cuarzo en matriz epóxica.
  - *Base cerámica*
    - Zirconio.

## **Postes metálicos**

Están constituidos por diferentes aleaciones: latón, acero, oro, titanio. Con el uso de estos endopostes surgieron varios problemas entre los que se puede citar: fenómenos de corrosión<sup>(27)</sup>, bimetalismo, alergias a la aleación<sup>(28)</sup> y transparencias del color en restauraciones de porcelana pura, lo cual llevó a promover la investigación y el uso de sistemas de pernos sin metal, para restaurar elementos tratados con endodoncia.

Los más utilizados en la actualidad en nuestro medio y a nivel mundial son las aleaciones de titanio porque tienen como propiedad la biocompatibilidad.

## **Postes cerámicos**

Los pernos de dióxido de zirconio son postes cerámicos. Comenzaron a utilizarse hacia finales del año 1980, en respuesta a la necesidad de encontrar un perno con propiedades óptimas compatibles con coronas de porcelana pura. El uso de este sistema de endopostes adquirió amplia difusión por sus buenas propiedades biológicas, estéticas<sup>(29, 30)</sup>, biocompatibilidad<sup>(31, 32)</sup>, pero tienen la desventaja de presentar excesiva rigidez.

## **Postes no metálicos**

### ***Postes de resinas reforzadas con fibras***

Los primeros datos disponibles sobre uso de resinas reforzadas para restaurar elementos dentarios endodonciados surgen en el año 1983, cuando Lovell propuso la utilización de fibras de carbono sumergidas en una matriz de naturaleza orgánica<sup>(33)</sup>. Este era un sistema artesanal sin comprobación clínica.

Posteriormente, el grupo de la Universidad Claude Bernard de Lyon <sup>(34)</sup>, lanzó un perno de resina epoxi reforzada con filamentos de fibra de carbono, que consistía en un cono de 1 mm de diámetro en la base. Eran filamentos de carbono sumergidos en una matriz de composite poliepoxicó DGEBA-DDM que se utilizaban principalmente para la construcción de pernos en el laboratorio <sup>(35)</sup>.

Duret y colaboradores <sup>(36, 37)</sup>, en el año 1988, introdujeron en el mercado los primeros pernos de resinas reforzadas con fibra de carbono (Composipost) explicando la técnica para su utilización. Eran de color negro y presentaban una morfología denominada protésica de doble sección. Consistían en dos segmentos cilíndricos unidos por un tramo que tenía una conicidad de 45°; es decir, con la parte apical de diámetro reducido para estabilizar el perno. Posteriormente, surgió el perno retentivo Composipost con estriaciones horizontales para favorecer la retención del cemento.

Otra forma muy difundida fue la cilíndrica, con conicidad en la parte terminal, presentando el menor porcentaje de fracaso longitudinal <sup>(23)</sup>.

La forma de estos postes prefabricados fue cambiando para adaptarse a los adelantos de las técnicas endodónticas. Surgieron así los pernos con “morfología endodóntica”, con conicidad fija de 0,02 y diámetro ISO, propuestos por la Universidad de Montreal.

Posteriormente, y en respuesta a las demandas estéticas se desarrollaron los postes híbridos, constituidos por fibra de carbono recubiertos con fibras blancas de cuarzo y los postes blancos, de fibras de cuarzo o de vidrio.

La evolución de estos pernos se ha visto y se verá condicionada en el futuro por el desarrollo de los sistemas adhesivos y los cementos de resina.

## **Características de los postes de fibra** <sup>(38)</sup>

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

La microestructura se basa en el diámetro de las fibras individuales, su densidad, la calidad de adhesión entre fibras y matriz de resina y la de la superficie externa del perno.

El método de fabricación incluye el uso de moldes preformados, donde las fibras son pretensionadas y se inyecta la resina a presión para rellenar el espacio entre estas y cohesionarlas. Otro método consiste en la inmersión de la fibra en una matriz de resina.

El método de fabricación influye sobre las propiedades mecánicas y su comportamiento clínico.

### **Matriz**

En los primeros pernos de fibra de carbono, la matriz de resina representaba el 36% del peso de la estructura.

Actualmente presentan porcentajes de volumen y peso diferentes, en detrimento de la densidad de las fibras.

Está constituida por una resina epoxi o sus derivados y, en algunos casos, por radiopacadores. Tiene la propiedad de unirse mediante radicales libres comunes a la resina BISGMA, componente principal de los sistemas adhesivos.

Está formada por un poliepóxido obtenido por policondensación de una resina diepoxidiglicólica del bisfenol A (DGEBA) y un endurecedor diamino-difenilmetano (DDM) en las proporciones estequiométricas de 26,22 gramos de DDM por 100 gramos de DGEBA. La policondensación se obtiene por inducción del material en el horno durante 3

horas a 90°C y 3 horas a 170°C a presión constante, seguido de un enfriamiento lento. Actualmente, la composición está protegida por secreto industrial.

La matriz puede presentar defectos a simple vista como macroporosidades y microburbujas o espacios detectables con microscopía electrónica. Cuando existen imperfecciones, los pernos presentan una estructura menos compacta y uniforme, más débil y menos resistente a la tensión de la carga.

Los postes de fibra tienen la particularidad de la falta de radiopacidad es decir, no se observan radiográficamente, representando una desventaja para su detección en el conducto radicular, por lo cual se recomienda el uso de cementos claramente radiopacos con el fin de contrastar la radiotransparencia de los pernos y permitir su localización.

Se han introducido en el mercado endopostes translúcidos radiopacos, tanto de carbono como de cuarzo.

### **Fibras**

Los postes están reforzados con fibras que constituyen su estructura principal y presentan mayor resistencia a la tensión, por ello su tipo es importante. Las fibras, con su elevado módulo de elasticidad, se oponen a las fuerzas que podrían deformar la resina de la matriz.

Encontramos fibras de cuarzo, carbono, boro, vidrio. Las tres primeras presentan una elevada resistencia a la tensión y un adecuado módulo elástico. No se deforman antes de romperse, lo hacen por fractura frágil. Las de vidrio, por otra parte, son menos resistentes y su módulo elástico es menor.

En el interior del poste las fibras deben estar dispuestas en forma paralela, porque cualquier dirección que se aleje del eje longitudinal del mismo dará como resultado una



transferencia de cargas a la matriz, que pueden darse por compresión. Como el perno está compuesto por fibras muy rígidas y la resina es menos rígida, en el seno de la matriz se determinan tensiones no homogéneas, mínimas en las regiones equidistantes de las fibras y máximas en las zonas adyacentes.

Las tensiones elevadas en la interfase fibra/resina son responsables de un comportamiento anelástico progresivo, que surge como consecuencia de las separaciones de la interfase, deformaciones plásticas de la matriz y formación de microgrietas en la resina (microcracking). Por ello los pernos con elevada densidad de fibras son más resistentes que los que las poseen en menor cantidad.

El tipo de unión que se realiza entre la matriz y la superficie de las fibras se presenta como una zona rugosa, tratada con un agente de unión de composición desconocida. Si bien la resistencia no es elevada, resulta suficiente para evitar el deshilachado de los pernos por separación de las fibras durante las cargas funcionales. Además, esta unión permite la fácil eliminación del perno del conducto mediante fresas montadas en micromotores a baja velocidad, por la separación de las fibras de la matriz.

### **Superficie**

Macroscópicamente, la superficie del perno parece lisa. El análisis ultraestructural de los postes de morfología protésica muestra la superficialidad de las fibras de carbono que transcurren longitudinales. El adhesivo se une a estas microretenciones mecánicas.

### **Endopostes de fibra de carbono en matriz epóxica**

Los postes de fibra de carbono son pasivos y presentan múltiples ventajas que los convierten en biocompatibles y mecánicamente satisfactorios.

Están constituidos por fibras de carbono dispuestas en forma lineal en una matriz de resina epóxica, las cuales constituyen el 64% del peso del poste <sup>(39)</sup>.

La matriz de resina epoxi presenta la particularidad de unirse mediante radicales libres comunes a la resina BISGMA, componente de los cementos adhesivos, lo cual permite obtener una estructura homogénea entre el perno y los tejidos dentarios.

Desde el punto de vista mecánico, los endopostes de fibra de carbono se comportan como un material anisótropo y presentan diferentes propiedades físicas cuando son sometidos a cargas de distintas direcciones. El módulo de elasticidad varía en relación a la dirección de las mismas, lo cual le permite adaptarse a las diversas situaciones de carga que se dan en la cavidad bucal.

La alta densidad de las fibras, la ausencia de defectos internos, la fuerza de unión fibra-matriz, son elementos que aumentan la resistencia estática y dinámica de los pernos. La humedad reduce dicha resistencia.

Se ha demostrado a través de distintos estudios que el módulo de elasticidad (rigidez) de un perno debe ser similar al de la dentina radicular para distribuir las fuerzas aplicadas, a través de toda la longitud del poste <sup>(40, 41)</sup>.

En contraposición a los postes de fibra de carbono, los colados presentan un módulo de elasticidad mayor por lo cual muestran una elevada incidencia de fracturas radiculares.

Martínez González y colaboradores<sup>(41)</sup> observaron que los postes colados de cromo-níquel presentaron mayor tendencia a la fractura radicular del tercio apical en comparación con los cerámicos y de resina acetálica.

La resistencia a la fractura del diente luego de la terapia endodóntica está directamente relacionada a la cantidad y calidad de tejido dental remanente <sup>(19, 42, 43)</sup>.

Con respecto a la cantidad de estructura dentaria remanente y su influencia sobre la resistencia a la fractura, Dean y colaboradores<sup>(44)</sup> mostraron en un estudio que las cargas aplicadas en los test de resistencia a la fractura fueron significativamente mayores en los grupos donde no se habían removido las coronas y tenían mayor cantidad de remanente dental.

Esto concuerda con los hallazgos obtenidos por otros investigadores<sup>(24, 45)</sup>, los cuales encontraron que la cantidad de estructura dentaria remanente fue el factor que mayor influencia tuvo en el pronóstico de resistencia a la fractura.

Sorensen y Engelman<sup>(46)</sup> afirmaron que la presencia de 1 mm de estructura dental coronal más arriba del hombro de una preparación coronaria biselada duplicaba la resistencia a la fractura de dientes restaurados con poste y muñón colado.

Trabert y Cooney<sup>(47)</sup>, Assif y colaboradores<sup>(18)</sup> sugirieron que la corona debía extenderse 2 mm más allá de la unión muñón-diente para asegurar el efecto férula.

Morgano y Brackett<sup>(48)</sup> recomendaron una altura mínima de 1,5 mm a 2 mm de estructura dental intacta encima del margen coronal en los 360° alrededor de la circunferencia de la preparación dentaria para contribuir al efecto férula “*ferrule*”, afirmando que cuando éste estaba ausente las fuerzas oclusales se concentraban en la unión del poste y muñón con el potencial riesgo de fractura del perno.

Diversos autores<sup>(49, 50, 51)</sup> han confirmado el valor de las técnicas adhesivas para restaurar el diente tratado endodónticamente. El uso de materiales plásticos para la reconstrucción del muñón coronal, como es el caso de resinas utilizadas con técnicas adhesivas, permite lograr una adecuada unión al remanente dentario y al poste anclado en el conducto radicular otorgando mayor resistencia al diente y permitiendo, además, la rehabilitación del elemento en una misma sesión.

Se han realizado varias investigaciones<sup>(52, 53, 54, 55, 56)</sup> con el fin de estudiar el tratamiento superficial de los postes y el cementado de estos con cementos de resina para aumentar la retención y la resistencia a la fractura.

### **Método de análisis por elementos finitos**

El método por elementos finitos comenzó a utilizarse en el año 1940<sup>(57)</sup> en el ámbito aeronáutico, para el análisis de los sistemas aéreos. En un principio se usaba solamente para el análisis estructural. Los modelos eran simples y las condiciones de carga se podían considerar limitadas.

Posteriormente, el desarrollo de aviones de mayor capacidad llevó a la necesidad de predecir el comportamiento de las nuevas estructuras a cargas estáticas y dinámicas.

Debido al avance de los conocimientos y de la capacidad de las computadoras, el método comenzó a aplicarse en otros problemas de la física, por ejemplo podemos citar transferencia de calor, dinámica de fluidos, magnetismo, acústica, etc. Además, se incrementó el “realismo” que se podía lograr en las simulaciones.

Este método se basa en que la región o pieza para la cual se busca la solución es considerada un ensamble de pequeñas regiones interconectadas entre sí, las cuales se denominan elementos finitos. En cada una de esas sub-regiones se aproxima su comportamiento en una manera simplificada cuya formulación dependerá del problema de la física que se está analizando. Estos elementos pueden ser representados mediante distintas figuras geométricas (tetraedros, hexaedros, etc.) de acuerdo con el material en estudio y la unión de cada uno de ellos se denomina nodo.

Luego, al estudiar el comportamiento de toda la región, se obtiene un conjunto de ecuaciones algebraicas simultáneas. El hecho que para encontrar la solución del

problema aparezcan estas ecuaciones puede parecer complicado pero es resuelto por las computadoras.

Es decir, el método está basado en la confección de un modelo matemático que simula la geometría y condiciones de carga de la estructura que va a ser analizada. Sirve para evaluar las deformaciones y tensiones en algún punto del modelo y evidenciar las áreas de mayor concentración de las mismas <sup>(58)</sup>.

A pesar del relativo corto tiempo de utilización del método, se considera que sus bases son antiguas. Se puede citar, por ejemplo, la técnica usada por los viejos matemáticos para encontrar la circunferencia de un círculo, aproximando su geometría a la de un polígono. Se podría decir entonces que cada uno de sus lados era un elemento finito. Además, cuantos más lados tenía el polígono, más aproximada era la solución, en forma similar a lo que sucede en una simulación al incrementar el número de elementos. El campo de aplicación de la simulación por elementos finitos es amplio, pudiendo utilizarse en las grandes estructuras de la industria metal mecánica como también en la verificación de pequeños implantes biomédicos.

Finalmente, la utilización de este método se presenta como una valiosa herramienta para el diseño como así también para evaluar equipos o componentes en servicio. Permite no sólo representar geometrías complicadas sino considerar las más variadas condiciones de cargas, como así también propiedades mecánicas del material, como son el comportamiento elástico, plástico, hiperelástico, creep, materiales compuestos etc.

El método de análisis por elementos finitos se ha introducido como una técnica eficaz en la biomecánica dental porque permite el cálculo de la distribución de tensiones dentro de estructuras complejas, siendo más aplicable para el estudio de las estructuras biológicas.

En el ámbito odontológico, la gran variabilidad de resultados obtenidos con experimentaciones *in Vitro* llevó a distintos investigadores a utilizar este método como medio de estudio en elementos dentarios restaurados con sistemas de endopostes. Algunos utilizaron modelos asimétricos en dos dimensiones (2D) <sup>(59, 60, 61, 62)</sup> mientras que otros estudios se basaron en modelos en 3D <sup>(63, 64, 65, 66, 67, 68, 69, 70, 71, 72, 73)</sup>. Los modelos tridimensionales permiten realizar una descripción exacta del estado actual de tensiones, pero presentan el inconveniente de una técnica de realización más complicada y costosa.

### **Presentación del problema**

Luego de la terapia endodóntica, el elemento dentario necesita ser protegido para prevenir el riesgo de fractura, especialmente en la región cervical, donde se produce la mayor concentración de tensiones<sup>(40)</sup>. El pronóstico del diente con tratamiento de conducto radicular y restaurado con sistemas de endopostes va a estar influenciado por el tipo de restauración utilizada y por la cantidad de estructura dentaria remanente.

Con respecto a dicha restauración corono-radicular es importante tener en cuenta las siguientes recomendaciones:

- a) Debe proteger al diente contra las cargas aplicadas sobre él distribuyendo las tensiones a través de los tejidos de soporte. En diferentes estudios <sup>(74, 75)</sup> se ha demostrado que cargas oblicuas generan mayores tensiones comparadas con las axiales aplicadas siguiendo el eje largo del elemento dentario.
- b) Debe asegurar la estabilidad y retención del material restaurador.
- c) Debe minimizar o reducir la pérdida de sustancia radicular durante la preparación.

d) Debe asegurar la retención de la futura restauración coronaria fija.

Dentro de los distintos tipos de diseños de sistemas de poste y muñón disponibles, los más ampliamente usados se pueden clasificar en:

1. Poste-muñón metálico colado en una sola estructura.
2. Poste prefabricado con muñón coronal de material adhesivo: resina.

Los postes colados están indicados en elementos dentarios con escasa estructura coronal remanente o unirradiculares con volumen coronal pequeño. Por otra parte, los prefabricados se utilizan en los casos donde queda considerable estructura coronal residual, lo cual permite la adhesión a los tejidos dentales.

En los últimos años, los materiales de fibra de carbono han comenzado a utilizarse en la práctica protodóntica, ya que presentan grandes ventajas, incluyendo biocompatibilidad, resistencia a la corrosión y fatiga, propiedades mecánicas semejantes al diente<sup>(24-49)</sup> y facilidad de remoción del conducto radicular. Los postes metálicos son más difíciles de remover.

El objetivo de este estudio fue evaluar mediante el método de análisis por elementos finitos, el comportamiento estructural de primeros premolares superiores restaurados con sistemas de endopostes y coronas coladas, utilizando dos variantes de postes y distinta cantidad de remanente dentario.

## **FUNDAMENTACIÓN**



Es importante tener en cuenta el principio por el cual un elemento dentario tratado endodónticamente es más resistente cuanto mayor cantidad de tejido dental se conserva<sup>(76, 77)</sup>.

Por lo tanto, su resistencia dependerá del manejo correcto por parte del odontólogo restaurador de los diferentes procedimientos y técnicas disponibles.

Es decir que, al momento de realizar nuestra rehabilitación protética, debemos evaluar la cantidad de estructura dental remanente. Cuando la pérdida es mínima se podrá utilizar una técnica conservadora con materiales adhesivos no siendo necesaria la colocación de un sistema de perno-muñón y corona. En caso contrario, cuando la pérdida de tejido es mayor y la cantidad de estructura remanente escasa, se optará por colocar un sistema de poste-muñón cuyo objetivo principal será proveer retención a la futura restauración coronaria.

En un elemento dentario restaurado con sistema de endoposte, cuando la parte coronal es sometida a una fuerza, los diversos materiales de los cuales está compuesto el perno van a soportar diferentes tensiones de acuerdo con las distintas propiedades mecánicas de los mismos.

Con respecto al comportamiento mecánico del perno, al estar ubicado en el centro de la raíz, donde ocupa un volumen que contiene el eje neutro y las fuerzas se igualan a cero, nunca podrá reforzar la raíz dentaria<sup>(13)</sup>, por el contrario, se comportará de forma neutra.

Se puede afirmar que cuanto más bajo es el módulo de elasticidad del perno, existe mayor probabilidad de la restauración por ceder y de la raíz por sobrevivir, mientras que si el perno tiene una resistencia y módulo elástico elevado, ocurre lo contrario<sup>(78)</sup>.

Cuando el perno es más rígido que los materiales circundantes, tales como cemento adhesivo, reconstrucción coronaria y dentina, tenderá a no deformarse aunque la estructura de dichos materiales esté próxima a su límite elástico o resistencia máxima.

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

En los endopostes preformados pasivos, 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. El cemento y las interfases adhesivas ceden con el tiempo poco a poco, sin mostrar necesariamente ningún signo clínico. Este proceso es definido por algunos autores <sup>(42)</sup> como ceder de forma preliminar y es difícil de observar clínicamente. Donde la adaptación marginal de la restauración coronaria parece normal, la totalidad del proceso puede llevar de 7 a 10 años<sup>(79)</sup>.

El módulo de elasticidad ideal de un poste debe ser similar al de la dentina radicular para distribuir las fuerzas aplicadas coronalmente a lo largo de su longitud <sup>(40, 49)</sup>.

Habría que calcular el módulo elástico ideal del poste teniendo en cuenta las necesidades de un poste delgado, de un muñón con un sostén suficiente y de un comportamiento mecánico parecido al de los tejidos dentarios. El diámetro pequeño y la adecuada estabilización del muñón presuponen una rigidez superior a la de la dentina, pero en este caso el comportamiento bajo carga del complejo perno-raíz dentaria podría no resultar homogéneo <sup>(38)</sup>. Por lo tanto, una rigidez excesiva del poste no permite efectuar restauraciones estructuralmente homogéneas, aumentando el riesgo de incidencia de fracturas radiculares.

Es decir que un endoposte va a ser más eficiente para la prevención de las fracturas radiculares cuanto más se iguale su deformación a la de la raíz y el cemento <sup>(37)</sup>.

El comportamiento que presenta el poste de fibra es muy parecido al de la estructura dentaria, por lo tanto reduce la transmisión de tensiones sobre las paredes radiculares, con lo cual se evita la posibilidad de fractura longitudinal <sup>(33)</sup>.

En un estudio, Freedman <sup>(80)</sup>, sostiene que el poste de fibra de carbono distribuye menor tensión que cualquier poste metálico: 1/3 de la tensión de un perno equivalente de acero y 63% de uno de titanio.

### **Ventajas de los postes de fibra**

- Biocompatibilidad.
- Preservación de dentina radicular.
- Menor distribución de tensiones radiculares.
- Resistencia mecánica.
- Adhesión a los tejidos dentales.
- Resistencia a la corrosión.

### **Ventajas de los postes de fibra de carbono <sup>(39)</sup>**

- Biocompatibilidad.
- Propiedades mecánicas satisfactorias: resistencia, rigidez, poco peso, resistencia a la corrosión, resistencia a la fatiga, fácil remoción del conducto radicular.

Desde el punto de vista mecánico, los postes de fibra de carbono se comportan como un material anisótropo, presentando diferentes propiedades físicas para adaptarse a las distintas situaciones de carga que se dan en la cavidad bucal. El módulo de

elasticidad varía en relación a la dirección de las cargas, que van a ser paralelas al eje largo durante la máxima intercuspidadación, oblicuas en los primeros contactos para trituración de alimentos, y horizontales durante los contactos accidentales y parafunciones.

Las situaciones de riesgo para el elemento tratado endodónticamente las representan las fuerzas oblicuas. Ante estas cargas, el perno de fibra de carbono presenta un módulo de elasticidad semejante al de la dentina, permitiendo así adaptarse a la situación clínica, flexionarse y trabajar en forma conjunta con el tejido dentario.

## **OBJETIVOS GENERALES**

- Realizar un estudio experimental de carácter descriptivo y comparativo, por medio del método de análisis por elementos finitos, para evaluar el comportamiento estructural de elementos dentarios primeros premolares superiores tratados endodónticamente y restaurados con sistemas de perno-muñón y coronas coladas.
- Se introducen como variables independientes y cuantitativas distintos sistemas de postes y cantidades de remanente dentario.

## **OBJETIVOS ESPECÍFICOS**

- Evaluar el modo de distribución de las tensiones en los tejidos dentarios y materiales restauradores ante la aplicación de una carga en primeros premolares superiores reconstruidos con sistemas de endopostes prefabricados de fibra de carbono y muñón de resina.
- Evaluar el modo de distribución de las tensiones en los tejidos dentarios y materiales restauradores ante la aplicación de una carga en primeros premolares superiores reconstruidos con sistemas de endopostes colados de cromo-níquel.
- Establecer como elemento de control dientes primeros premolares superiores tratados endodónticamente con sellado de la cavidad de acceso con un material a base de resina.
- Evaluar si la cantidad de remanente dentario tiene relación directa con el modo de distribución de las tensiones en los tejidos dentarios y materiales restauradores en primeros premolares superiores reconstruidos con sistemas de endopostes prefabricados de fibra de carbono y muñón de resina.
- Evaluar si la cantidad de remanente dentario tiene relación directa con el modo de distribución de las tensiones en los tejidos dentarios y materiales restauradores en primeros premolares superiores reconstruidos con sistemas de endopostes colados de cromo-níquel.
- Determinar la carga de inicio de fractura en la dentina de primeros premolares superiores reconstruidos con sistemas de endopostes prefabricados de fibra de carbono y muñón de resina.
- Determinar la carga de inicio de fractura en la dentina de primeros premolares superiores reconstruidos con sistemas de endopostes colados de cromo-níquel.



- Determinar la carga de inicio de fractura en la dentina de primeros premolares superiores tratados endodónticamente con sellado de la cavidad de acceso con un material a base de resina.

## **IMPLICANCIA CLÍNICA**

Los elementos dentarios tratados endodónticamente que han perdido considerable estructura dental coronal requieren la colocación de un sistema de endoposte-muñón para restablecer la función normal y la salud de la pieza dentaria.

La selección del sistema apropiado de la amplia variedad disponible en el mercado puede resultar un dilema clínico y su elección es importante, ya que puede influenciar el pronóstico del diente a largo plazo.

Los resultados obtenidos mediante este estudio nos permitirán evaluar las diferentes áreas de distribución de tensiones generadas en los tejidos dentales y materiales restauradores ante la aplicación de una carga oclusal simulada en elementos dentarios, con distinta cantidad de remanente dental coronal y restaurados con sistemas de endopostes, situación habitual en la práctica diaria. Esto posibilitará determinar cuál es el material que permite un mejor comportamiento biomecánico del elemento dentario restaurado y establecer si los postes prefabricados de fibra de carbono con muñón de materiales a base de resinas pueden ser considerados una alternativa clínica válida a la restauración convencional con poste-muñón colado.

## **MATERIALES Y MÉTODOS**

## Confección de modelos geométricos

Mediante la utilización del programa CATIA (Dassault Systemes) se realizaron modelos sólidos tridimensionales del primer premolar superior. La geometría del elemento dentario se determinó tras analizar un grupo de 80 primeros premolares superiores con 2 raíces extraídos por razones ortodóncicas, con un rango promedio de edad  $\pm 25$  años. Sus diferentes secciones, diámetros vestibulo-lingual, mesio-distal y altura ápico-coronal, se midieron con un calibre digital con el fin de buscar un elemento dentario promedio representativo de la anatomía del primer premolar superior (Figura 1). La configuración interna del diente seleccionado se determinó mediante la observación y medición de cortes longitudinales (vestíbulo-palatino) del mismo.

Posteriormente se procedió a realizar el dibujo del primer premolar seleccionado mediante mediciones realizadas en un proyector de perfiles TAF003 (Mitutoyo, Japan). El procedimiento fue el siguiente:

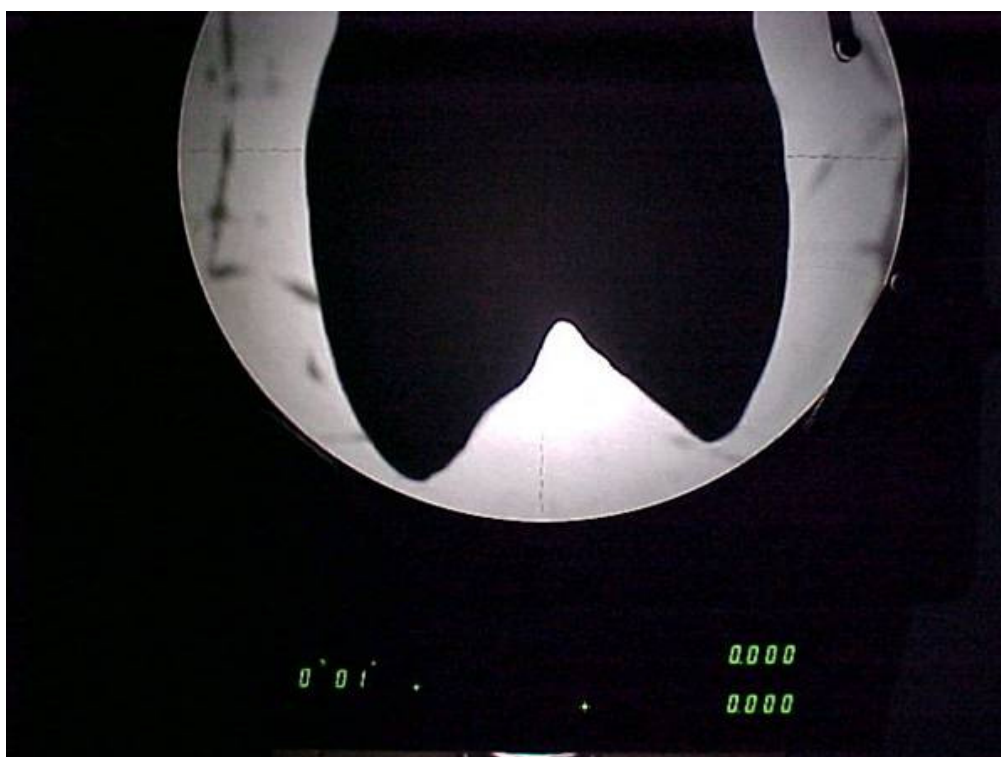
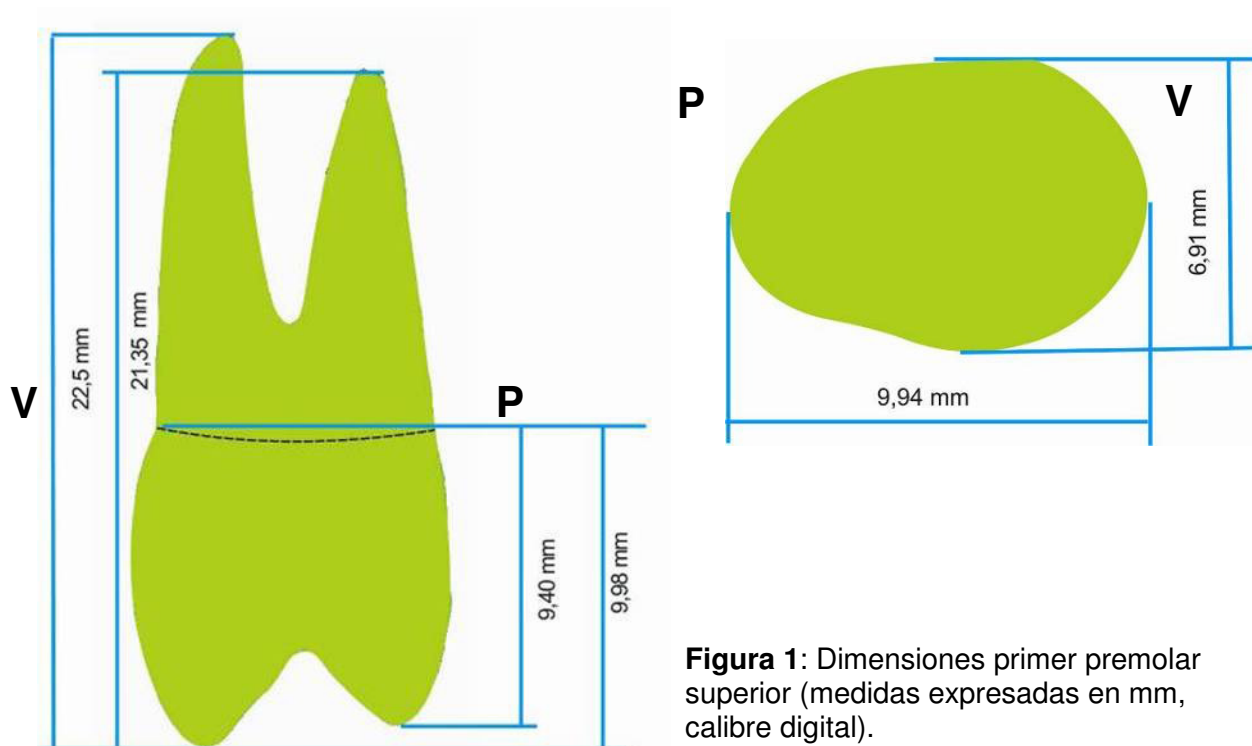
- a) Se colocó el diente de costado sobre el proyector (Figura 2) y se obtuvieron las coordenadas X e Y de 54 puntos sobre el perímetro completo del elemento proyectado. Luego se trazó una curva sobre dichos puntos y se obtuvo el perfil del premolar (Figura 3).
- b) En la zona de las raíces se efectuaron dos mediciones del diámetro de cada una de ellas con calibre digital, a distancia conveniente, con el fin de representar completamente cada una.
- c) En la zona de la corona se realizaron sucesivos desgastes por abrasión hasta obtener superficies planas sobre las cuales se obtuvieron las coordenadas X e Y de por lo menos 15 puntos para definir el perfil de cada corte. Posteriormente se trazó una curva sobre dichos puntos y se obtuvieron los perfiles.
- d) Luego, utilizando como referencia el perfil obtenido en (a) se colocaron en forma normal y en la posición correspondiente a la altura en que se obtuvo cada perfil, los 4 perfiles obtenidos en (c). Asimismo, se dibujaron curvas con los diámetros obtenidos en (b) en cada una de las raíces y en la posición o

altura correspondiente a la cual se realizaron las mediciones. De esta manera se confeccionó una malla (Figura 4).

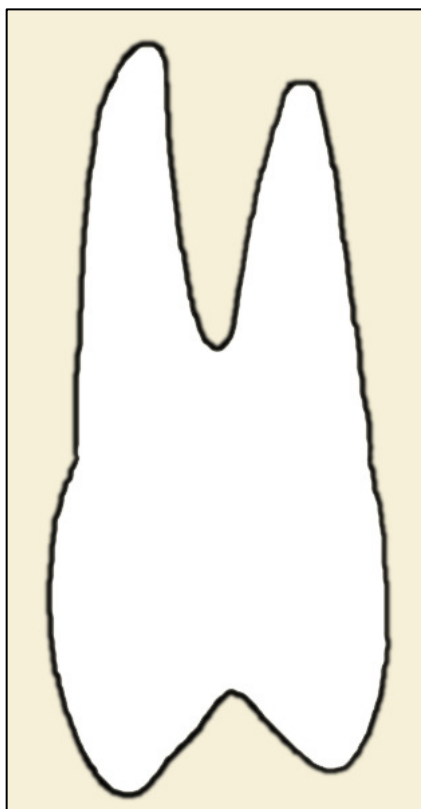
- e) Sobre la malla obtenida en (d) se trazaron superficies para obtener el volumen que representa al diente, el cual fue posteriormente transformado en el sólido utilizado como punto de partida para las simulaciones (Figura 5).
- f) Se efectuaron diversos cortes al sólido para separar al diente completo en sus distintos componentes: dentina, esmalte, corona, conducto radicular.

La geometría del tramo de hueso de soporte del maxilar superior fue determinada partiendo de un perfil resultante de mediciones realizadas en un preparado anatómico óseo correspondiente a un corte frontal del maxilar a la altura del primer premolar superior (Figura 6). Luego se confeccionó un sólido mediante la extrusión de dicho perfil y se realizó además un corte para separar el hueso compacto del esponjoso.

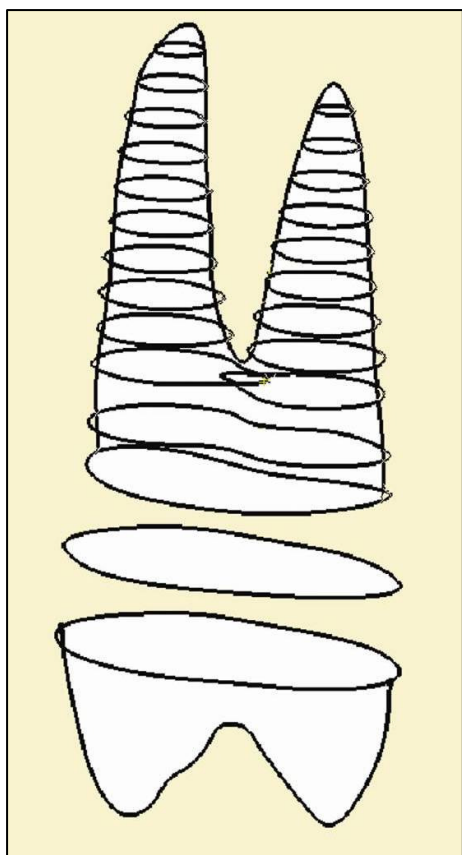
Posteriormente, luego de obtener los modelos sólidos correspondientes al primer premolar superior y al tejido óseo se simplificó la geometría del elemento dentario en el soporte óseo a la confección de un único modelo geométrico tridimensional (Figuras 7 y 8).



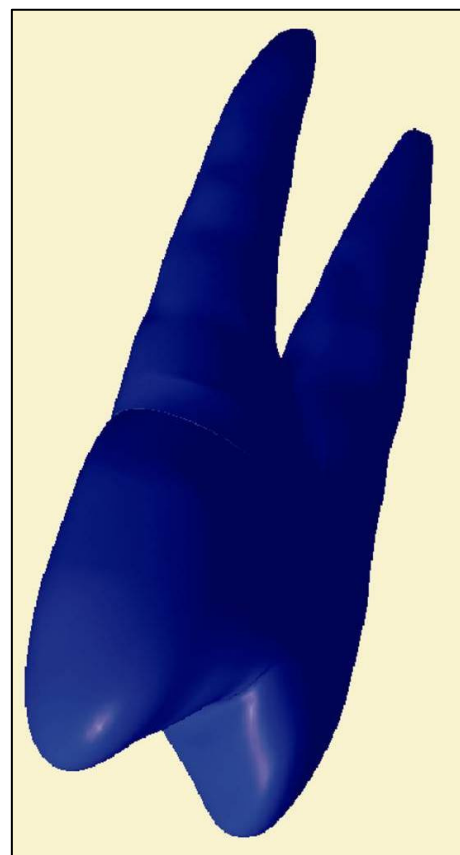
**Figura 2:** Vista del proyector de perfiles TAF003.



**Figura 3:** Perfil primer premolar superior. Vista obtenida por proyector de perfiles.

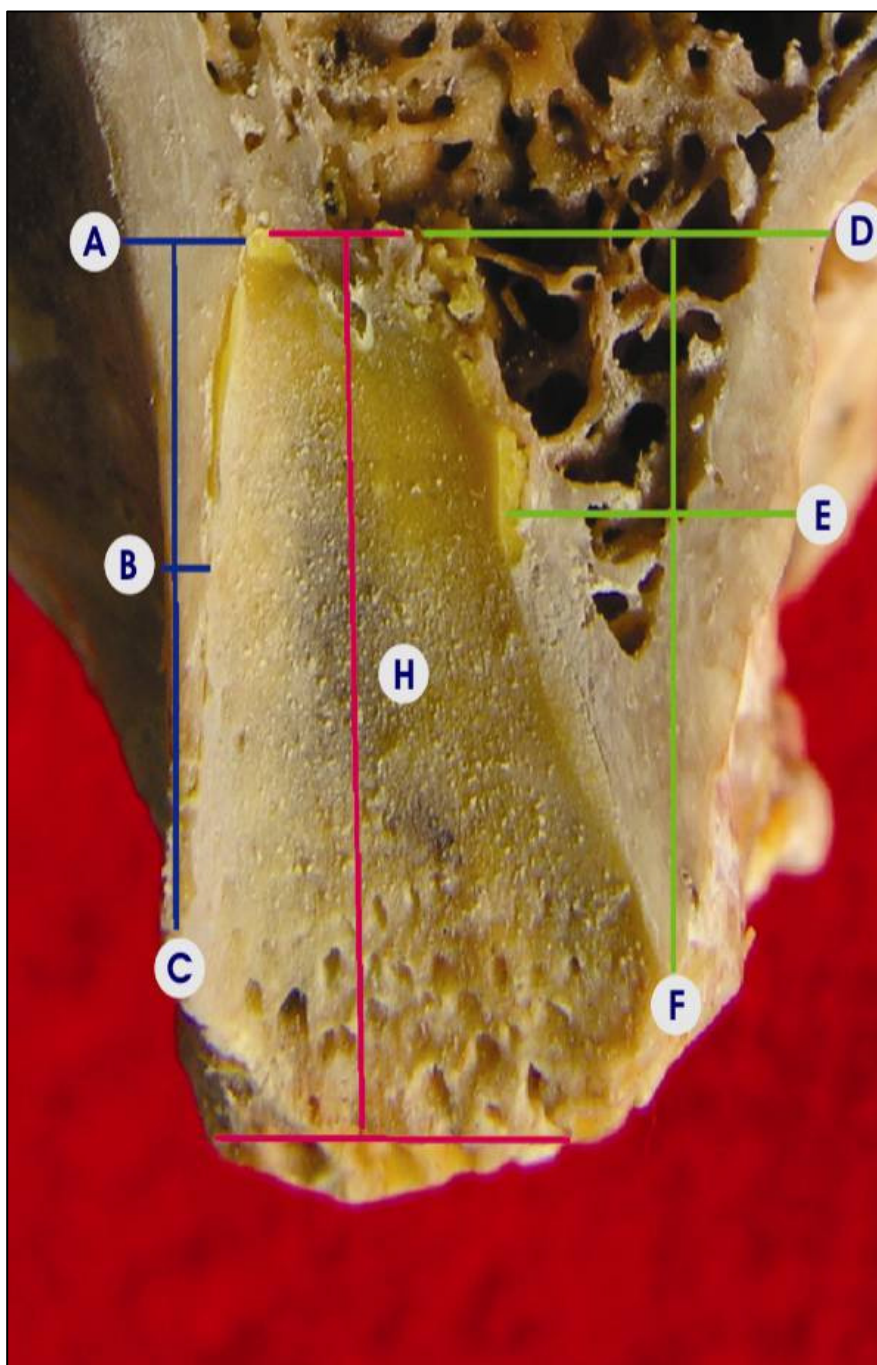


**Figura 4:** Malla obtenida del primer premolar superior.

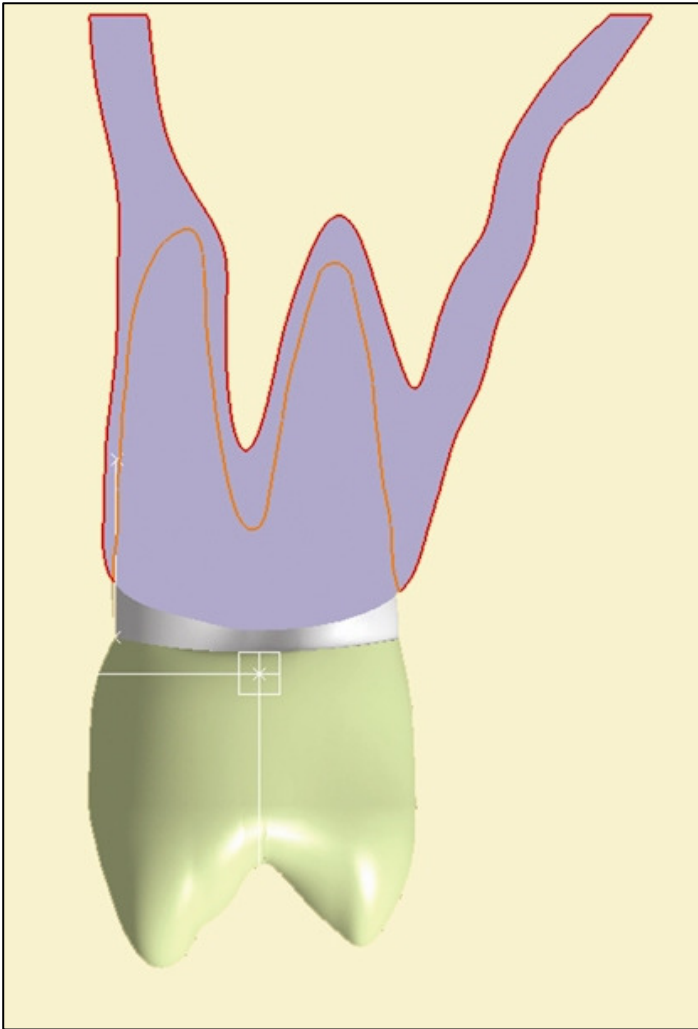


**Figura 5:** Modelo sólido del primer premolar superior.

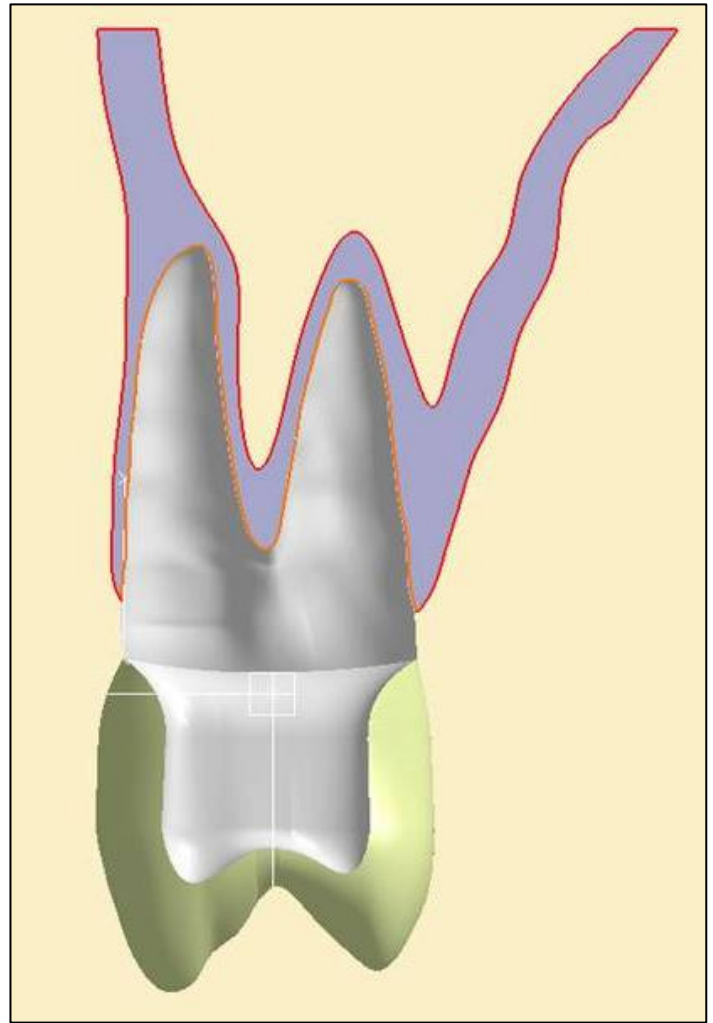




**Figura 6:** Corte frontal maxilar superior altura primer premolar superior (medidas expresadas en mm, realizadas con calibre de precisión). Cortesía Prof. Dr. Oscar P. David, Cátedra "A" de Anatomía, Facultad de Odontología, U.N.C.  
Referencias: Tabla externa (azul): A= ancho en la base: 1,70 mm; B= ancho a la mitad de la altura: 0,75 mm; C= alto total tabla externa: 10,00 mm. Tabla interna (verde): D= ancho en la base: 6,00 mm; E= ancho a la mitad de la altura: 4,40 mm; F= alto total tabla externa: 11,85 mm. Tabique interalveolar (rojo): H= altura total: 15,00 mm; Ancho M-D del tabique a nivel apical: 3,65 mm.  
Diámetro M-D (promedio) 1er Pm a nivel cervical: 5,00 mm. Diámetro M-D del alveolo (cálculo estimativo):5,20mm.  
Ligamento periodontal: 0,10 mm.



**Figura 7:** Modelo geométrico de primer premolar superior.



**Figura 8:** Modelo geométrico de primer premolar superior.

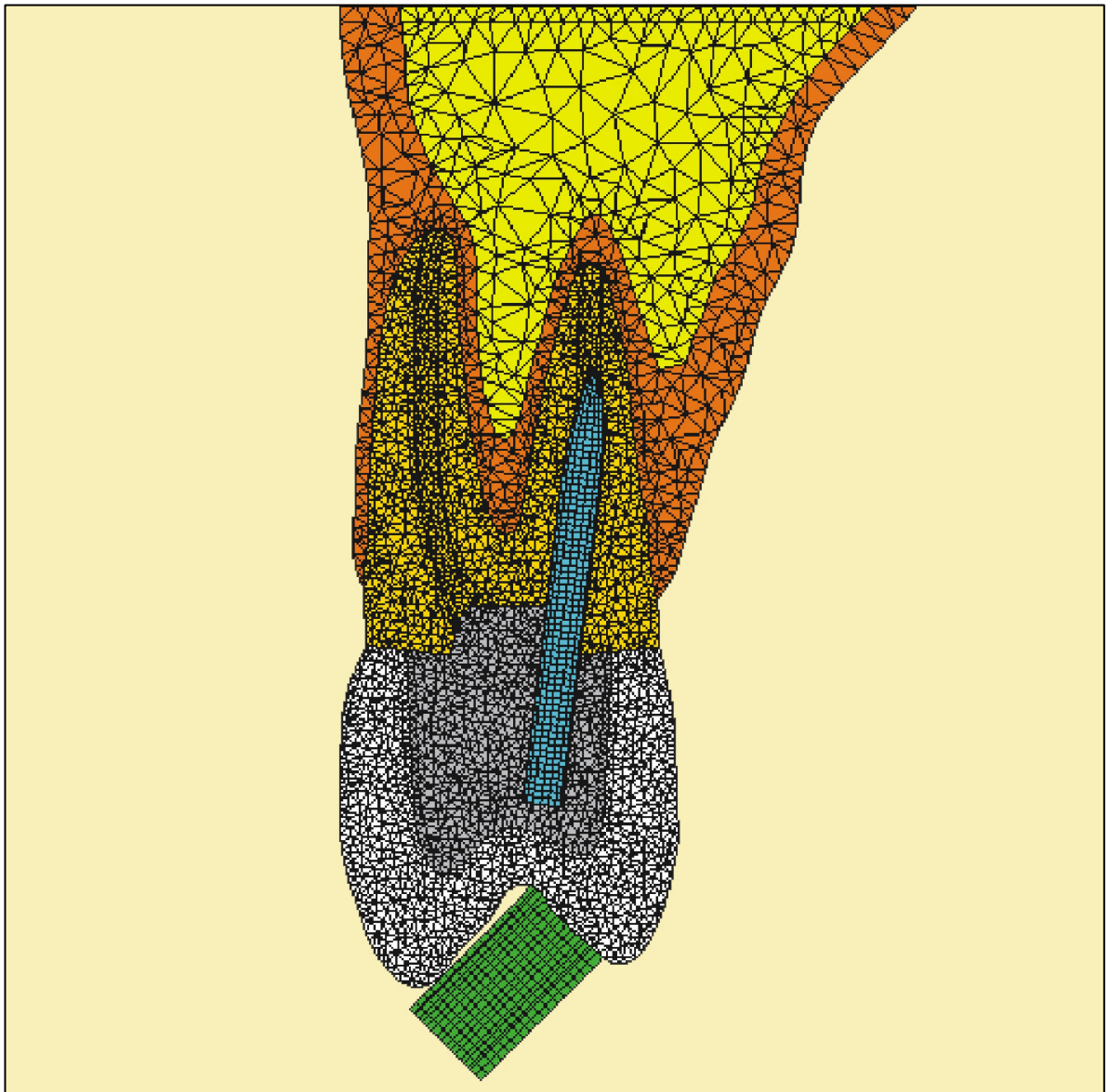
## **Confección de modelos de elementos finitos**

Mediante la importación de la geometría CATIA a un programa generador de mallas (programa Abaqus|CAE, versión 6.4, Abaqus Inc.), se realizaron los modelos de elementos finitos correspondientes para realizar el análisis de la distribución de tensiones generadas ante la aplicación de la carga.

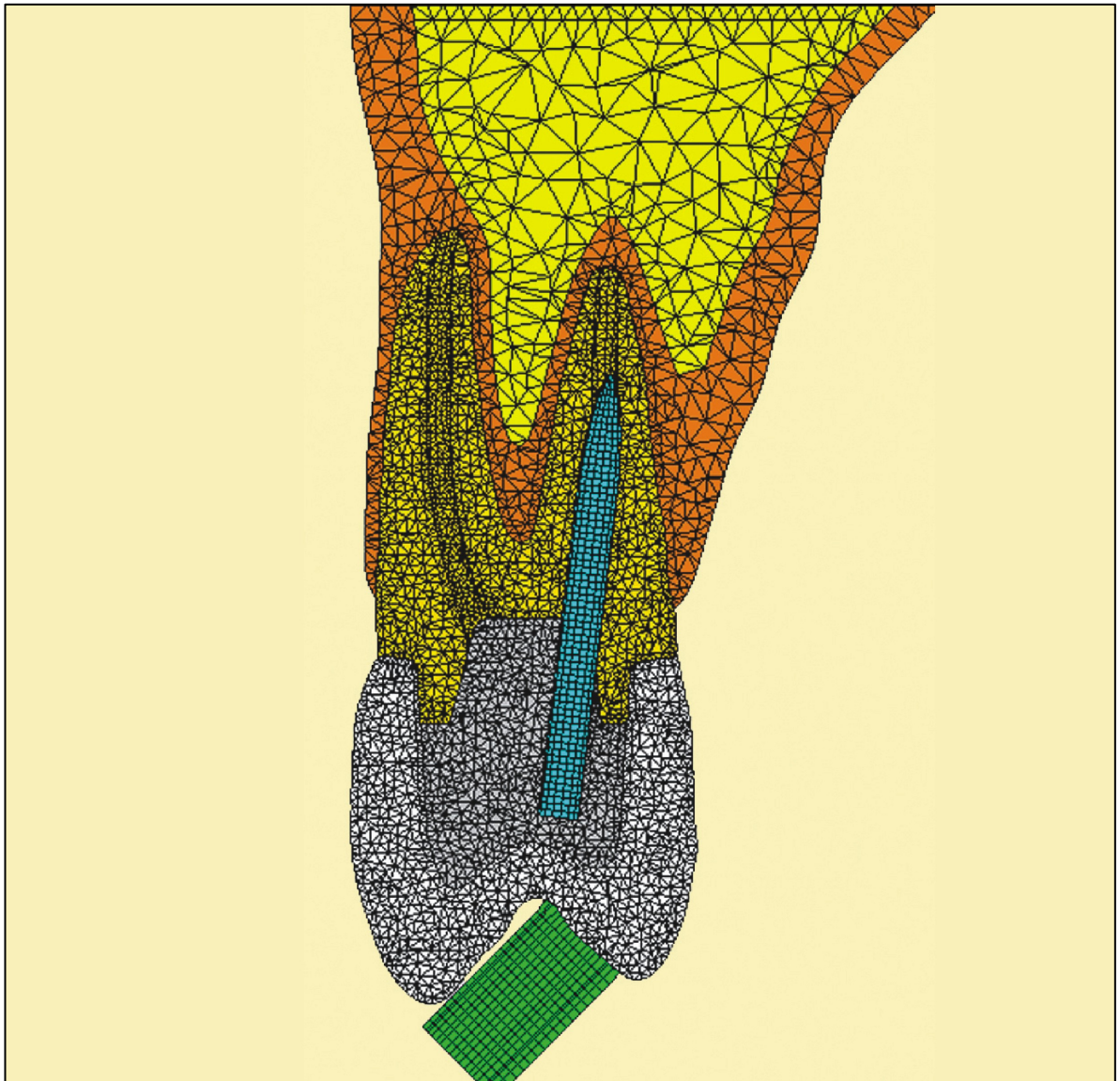
Se confeccionaron un total de siete (7) modelos de elementos finitos, con elementos sólidos de 4 y 8 nodos. Se utilizaron elementos de primer orden o lineales: tetraedros para los elementos sólidos de 4 nodos y hexaedros para los de 8 nodos, que fueron pegados entre sí mediante condiciones de vínculo adecuadas.

A continuación se muestra el detalle de los modelos realizados:

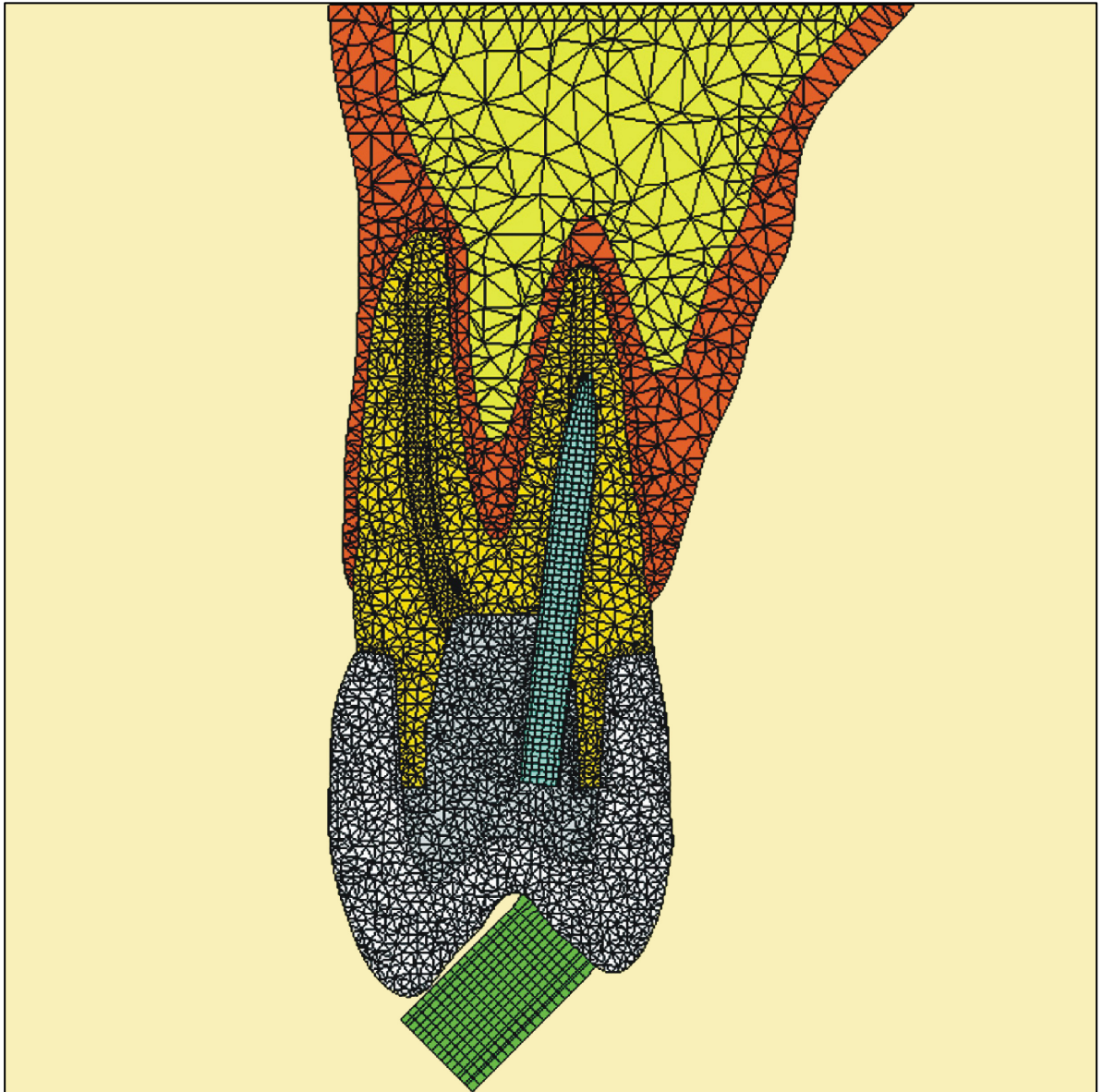
| <b>Modelo</b> | <b>Descripción</b>   | <b>Elementos</b> | <b>Nodos</b> | <b>Figura</b> |
|---------------|--|------------------|--------------|---------------|
| 1             | Endoposte: fibra de carbono.<br>Sin remanente dentario.<br>Muñón coronal: resina.<br>Corona: cromo-níquel.   | 315.073          | 70.475       | 9             |
| 2             | Endoposte: fibra de carbono.<br>Remanente dentario: 2 mm.<br>Muñón coronal: resina.<br>Corona: cromo-níquel. | 330.651          | 74.047       | 10            |
| 3             | Endoposte: fibra de carbono.<br>Remanente dentario: 4 mm.<br>Muñón coronal: resina.<br>Corona: cromo-níquel. | 313.054          | 70.617       | 11            |
| 4             | Endoposte: colado (cromo-níquel).<br>Sin remanente dentario.<br>Corona: cromo-níquel.                        | 315.073          | 70.475       | 12            |
| 5             | Endoposte: colado (cromo-níquel).<br>Remanente dentario: 2 mm.<br>Corona: cromo-níquel.                      | 330.821          | 71.720       | 13            |
| 6             | Endoposte: colado (cromo-níquel).<br>Remanente dentario: 4 mm.<br>Corona: cromo-níquel.                      | 309.958          | 67.574       | 14            |
| 7             | Tratamiento endodóntico.<br>Restauración con resina.<br>Sin endoposte. (modelo control)                      | 257.048          | 57.627       | 15            |



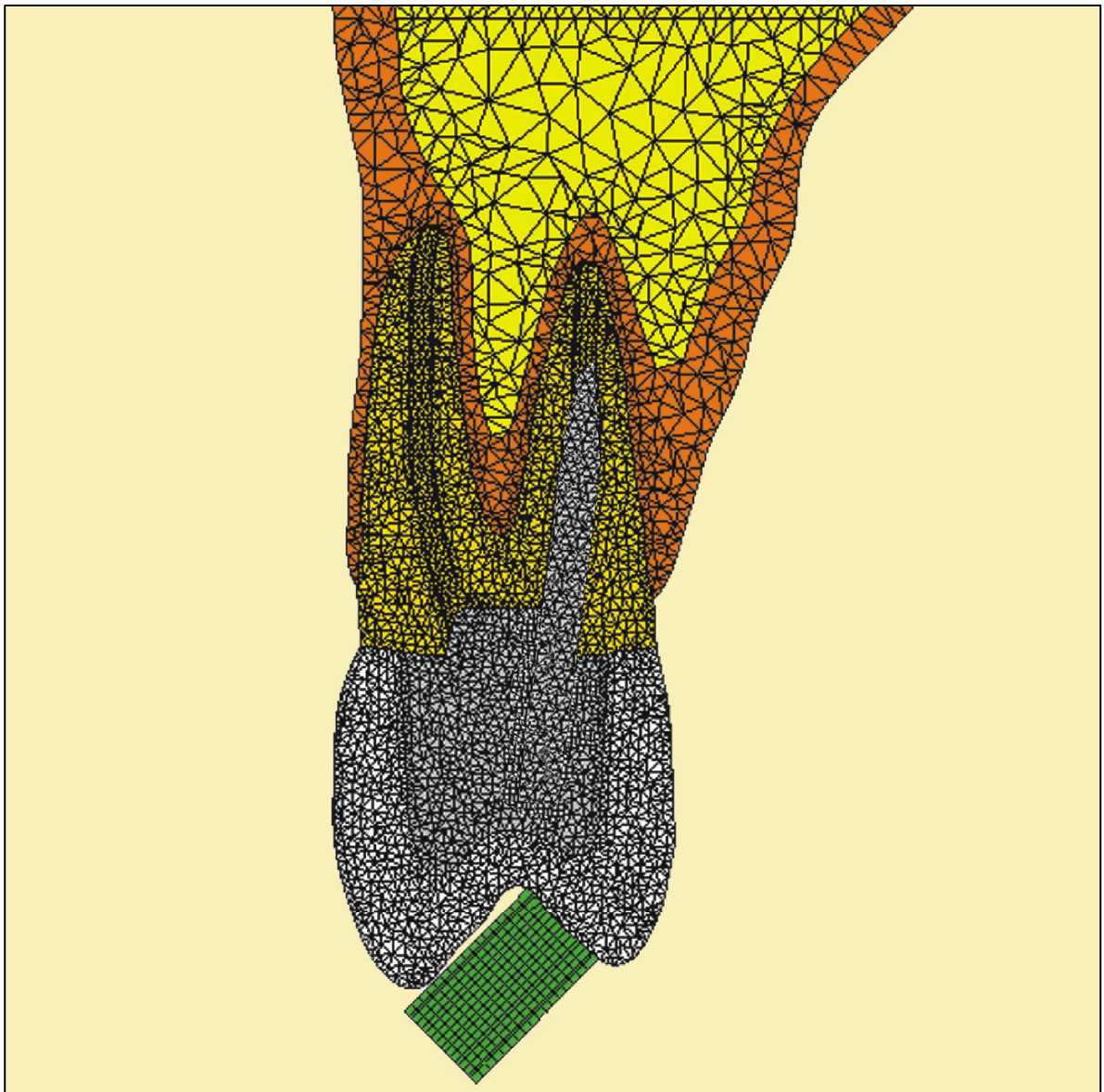
**Figura 9:** Modelo 1, elementos finitos.



**Figura 10:** Modelo 2, elementos finitos.

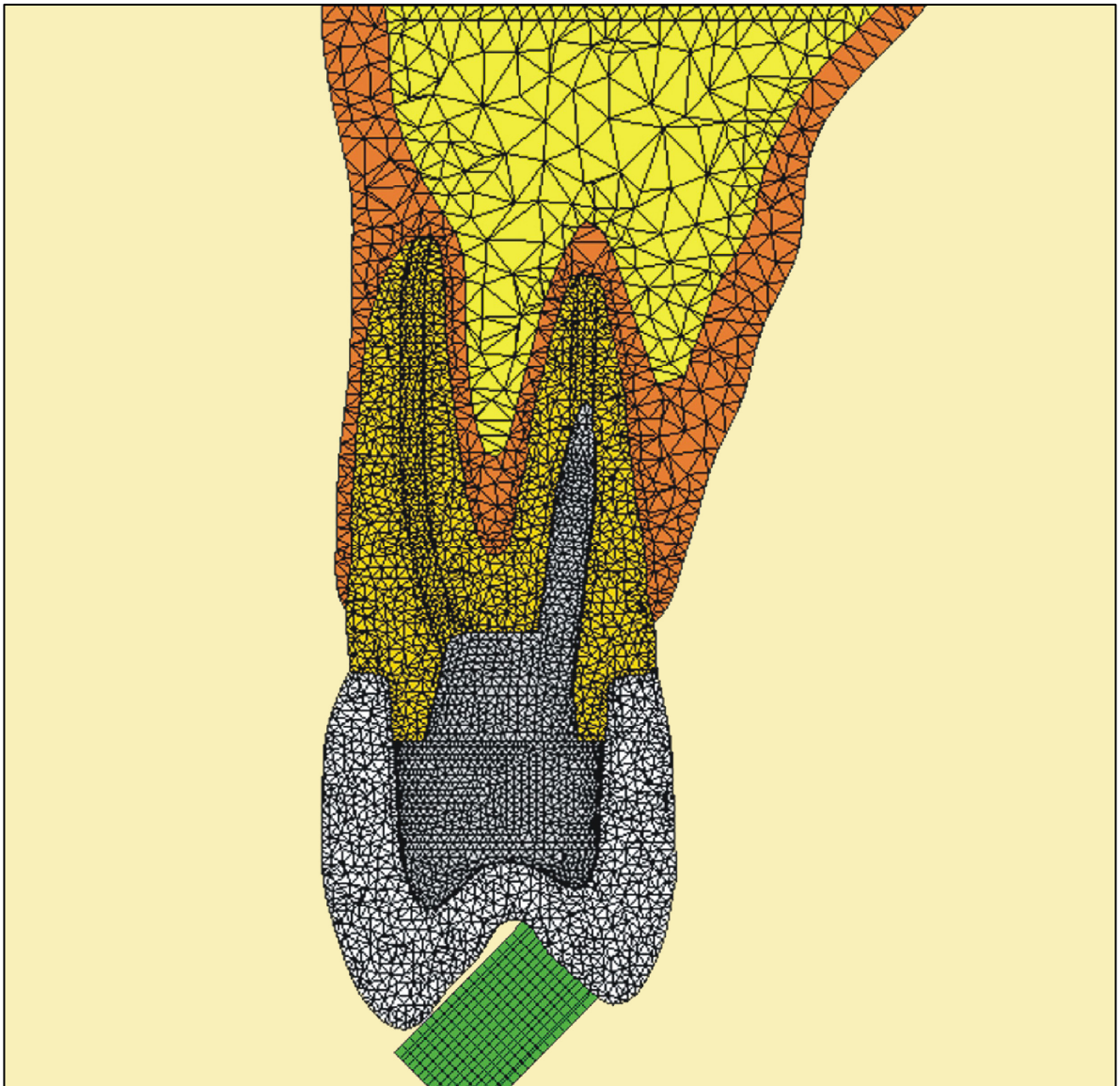


**Figura 11:** Modelo 3, elementos finitos.

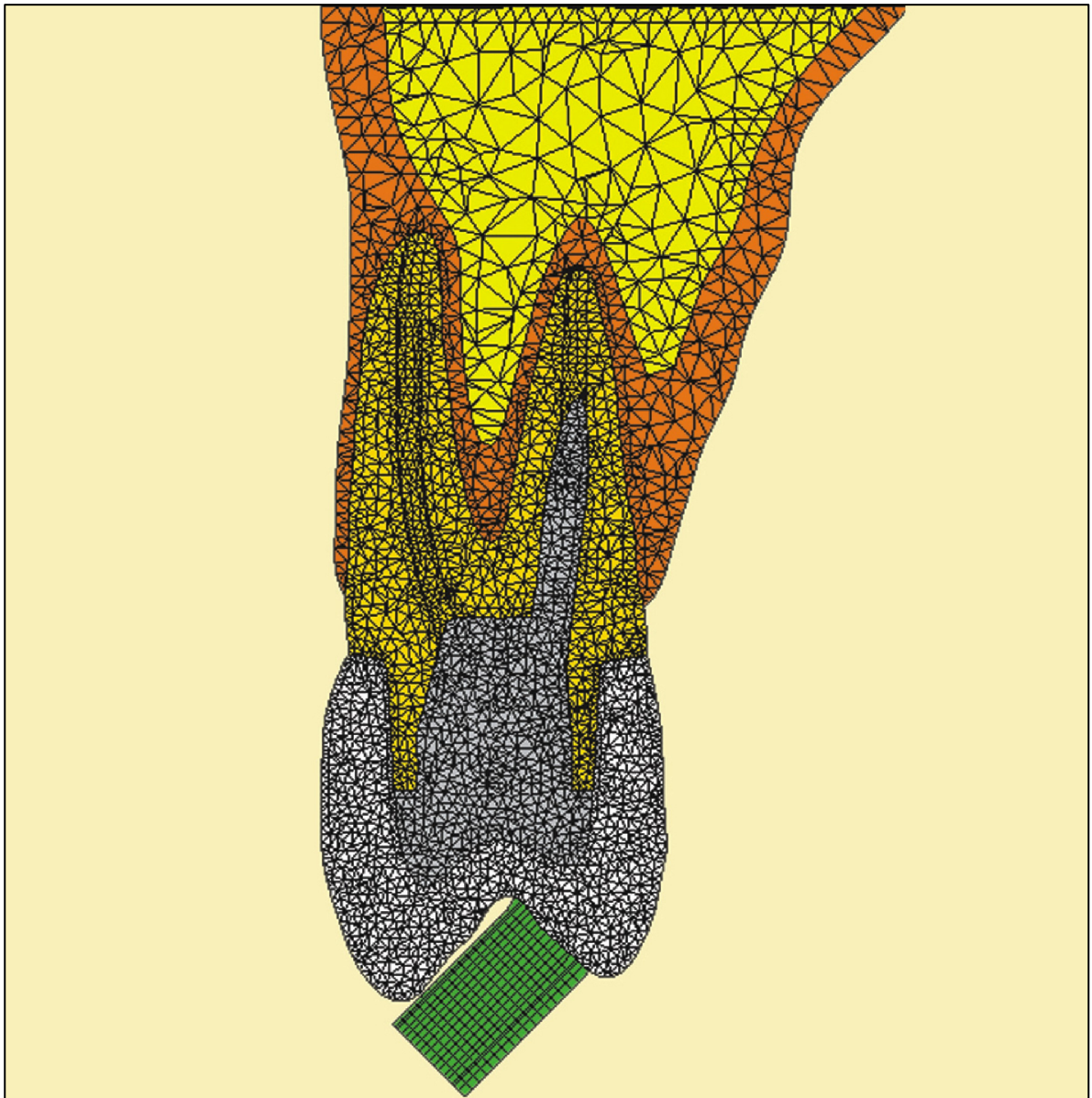


**Figura 12:** Modelo 4, elementos finitos.

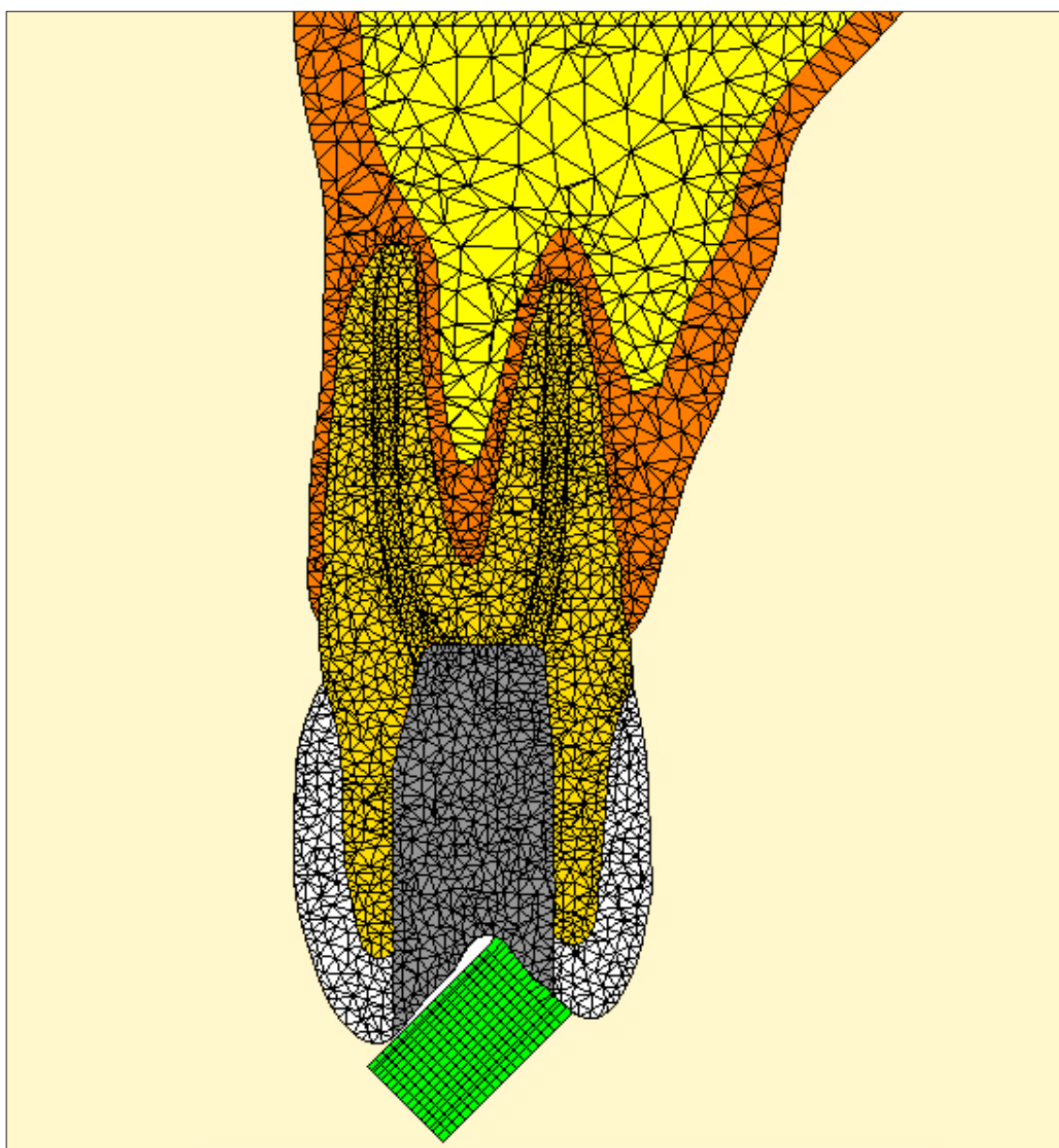




**Figura 13:** Modelo 5, elementos finitos.



**Figura 14:** Modelo 6, elementos finitos.

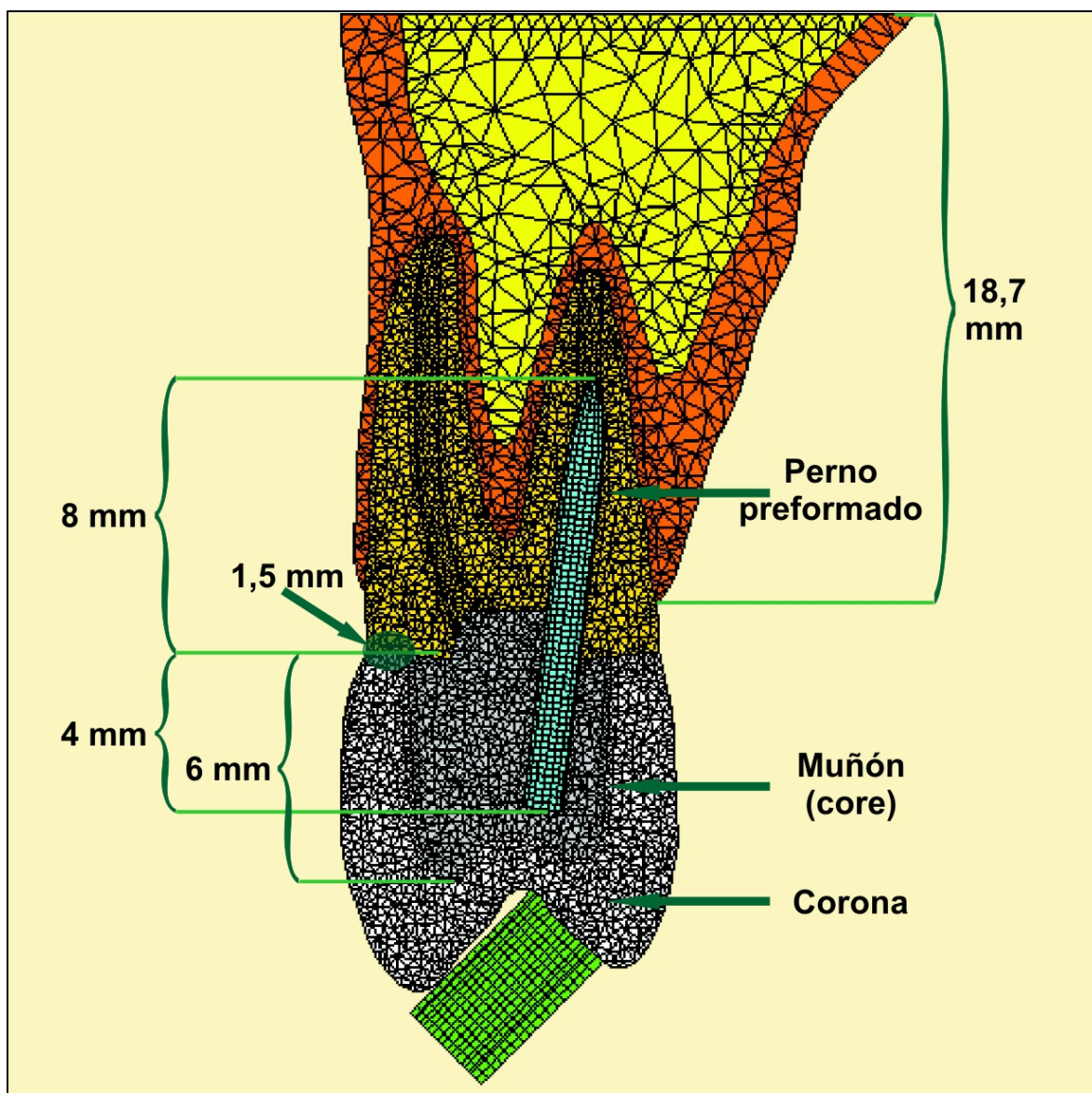


**Figura 15:** Modelo 7, elementos finitos.

Con el fin de lograr uniformidad de diseño y a pesar del tipo de restauración y material utilizado, básicamente todos los modelos de estudio se conformaron como elementos dentarios (primer premolar superior) endodónticamente tratados y restaurados con diferentes sistemas de poste-muñón para retener una restauración coronaria metálica, teniendo en cuenta las siguientes dimensiones: (Figuras 16 a 21).

Para la confección de los endopostes se tuvo en cuenta lo siguiente:

- El diseño se realizó de acuerdo con la forma de los pernos de fibra de carbono (Carbonite, Nardim, SA, Switzerland): paredes paralelas con conicidad apical (Figura 22).
- El poste colado de cromo-níquel se conformó siguiendo esa configuración para lograr uniformidad en el diseño.
- El diámetro de los endopostes de fibra de carbono y colados fue de 1,20 mm.
- La longitud de todos los pernos correspondió a los dos tercios de la longitud total de la raíz palatina.



**Figura 16:** Dimensiones (mm) del modelo 1 finito.

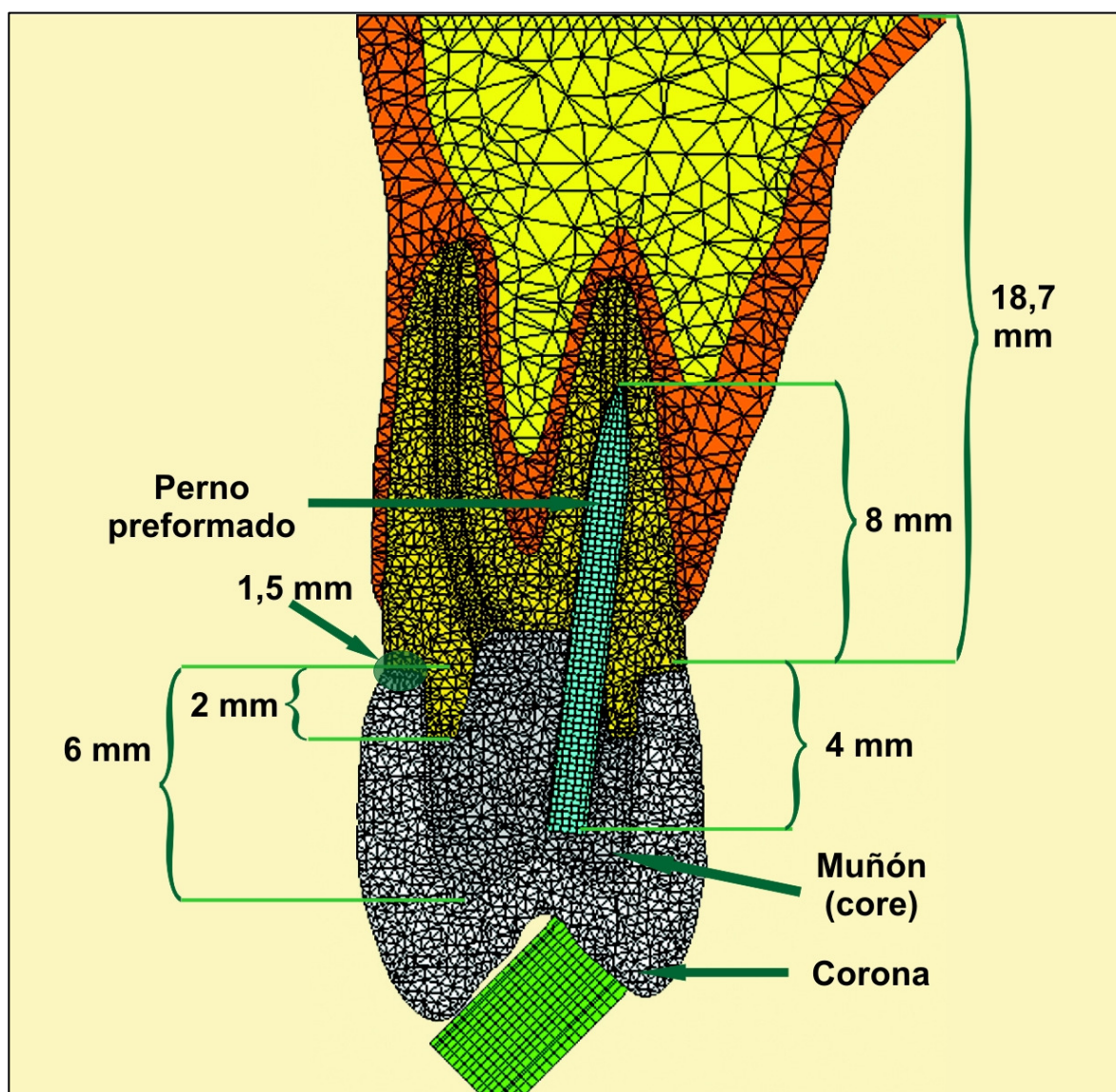
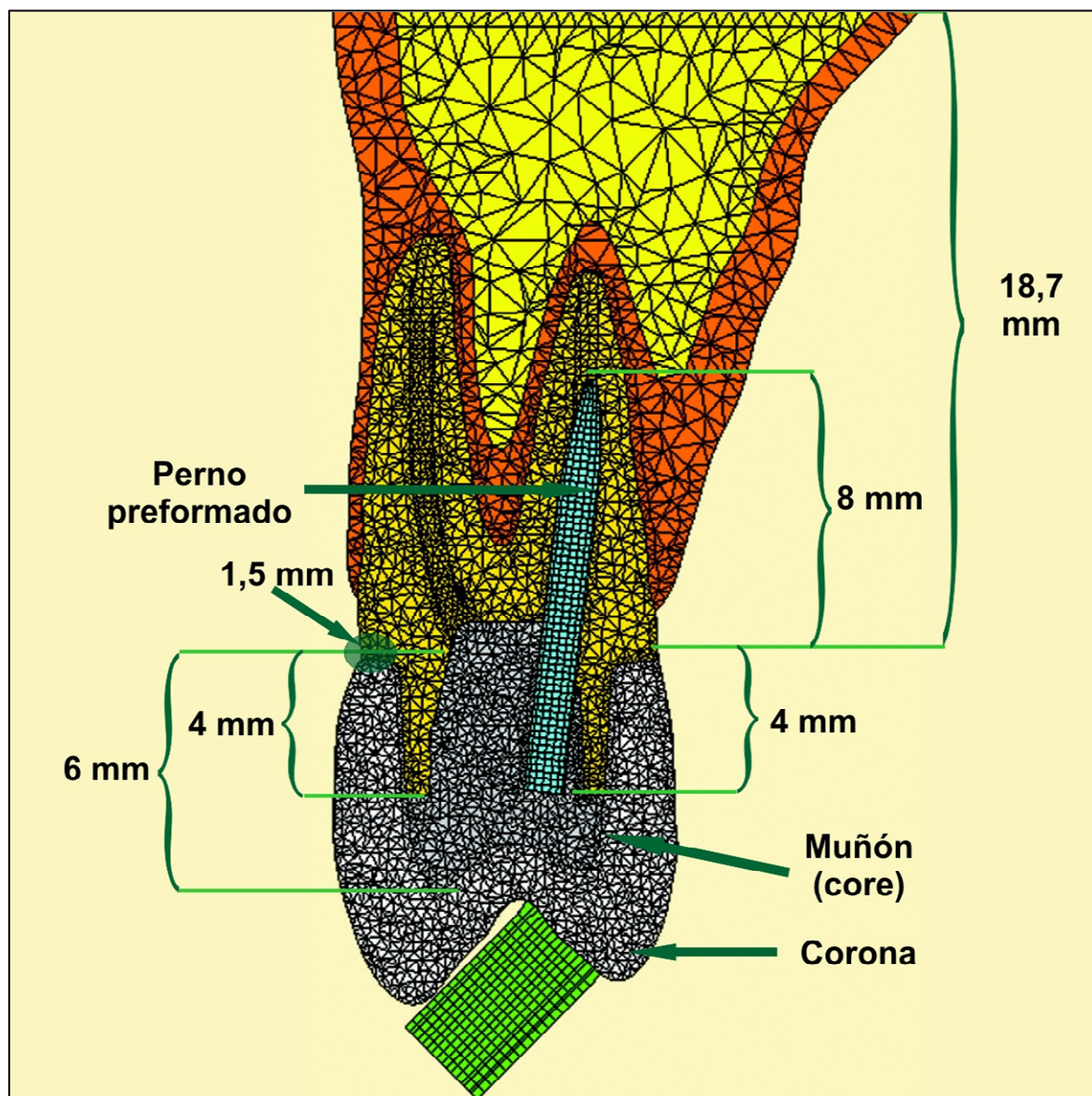
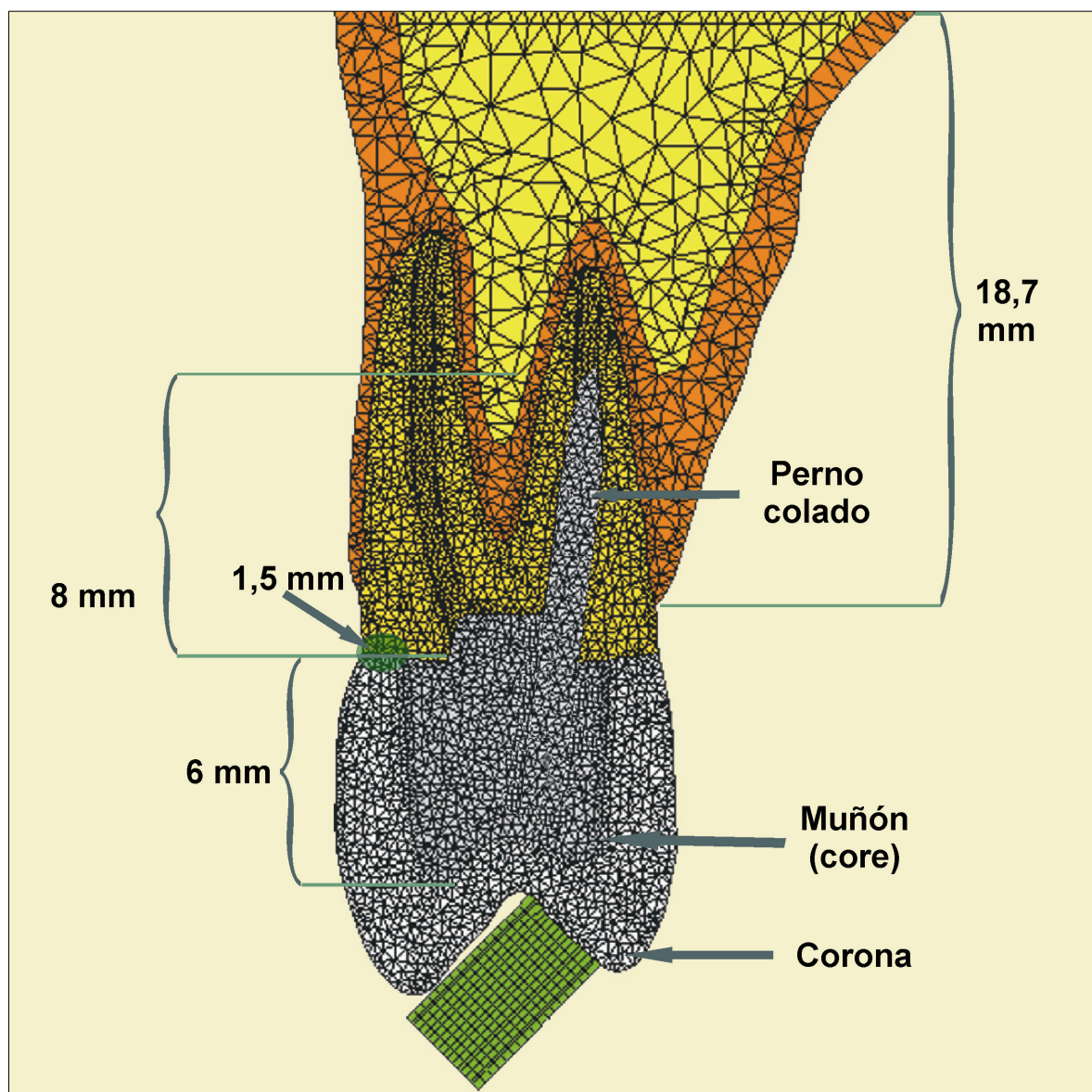


Figura 17: Dimensiones (mm) del modelo 2 finito.

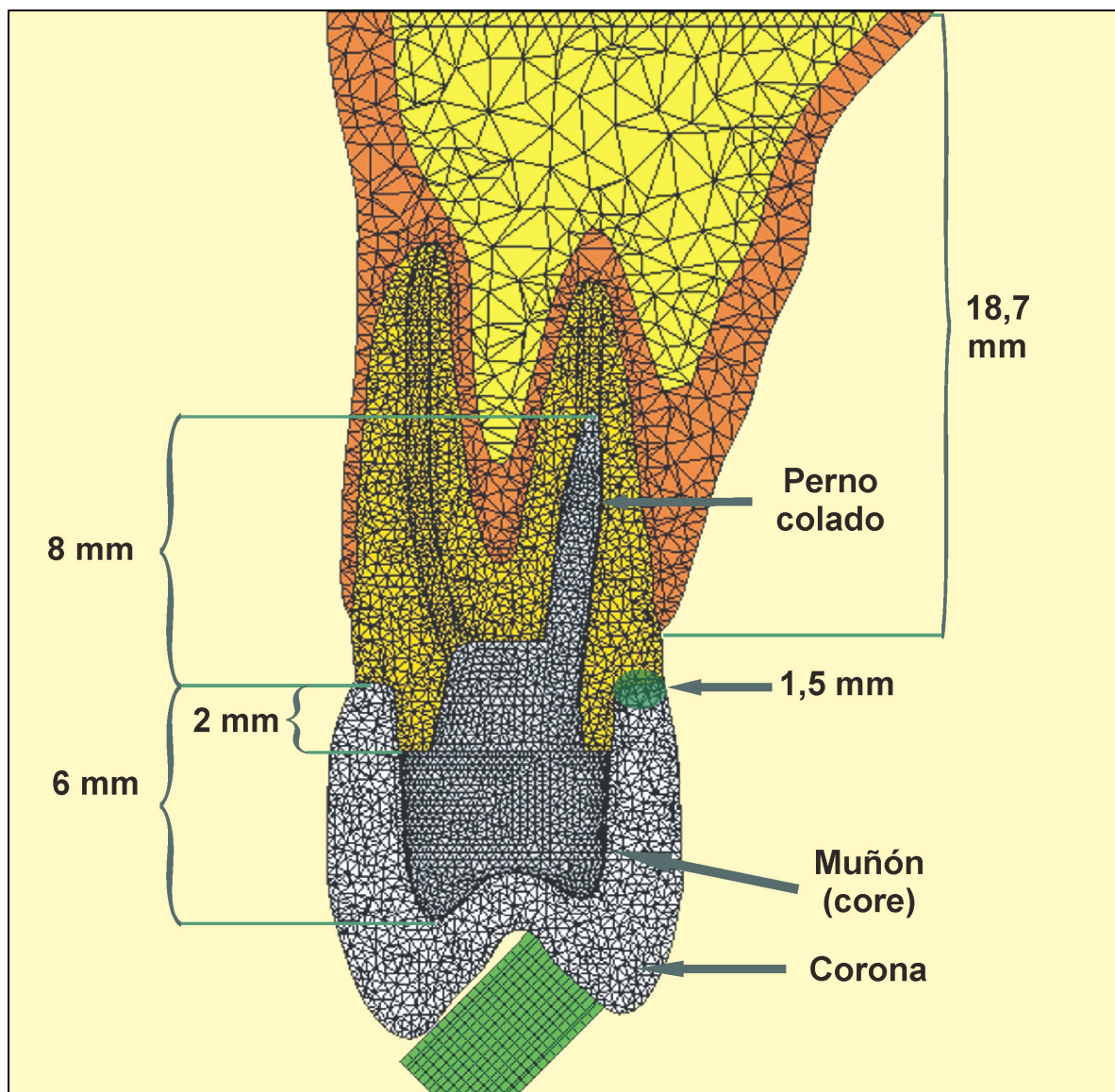


**Figura 18:** Dimensiones (mm) del modelo 3 finito.

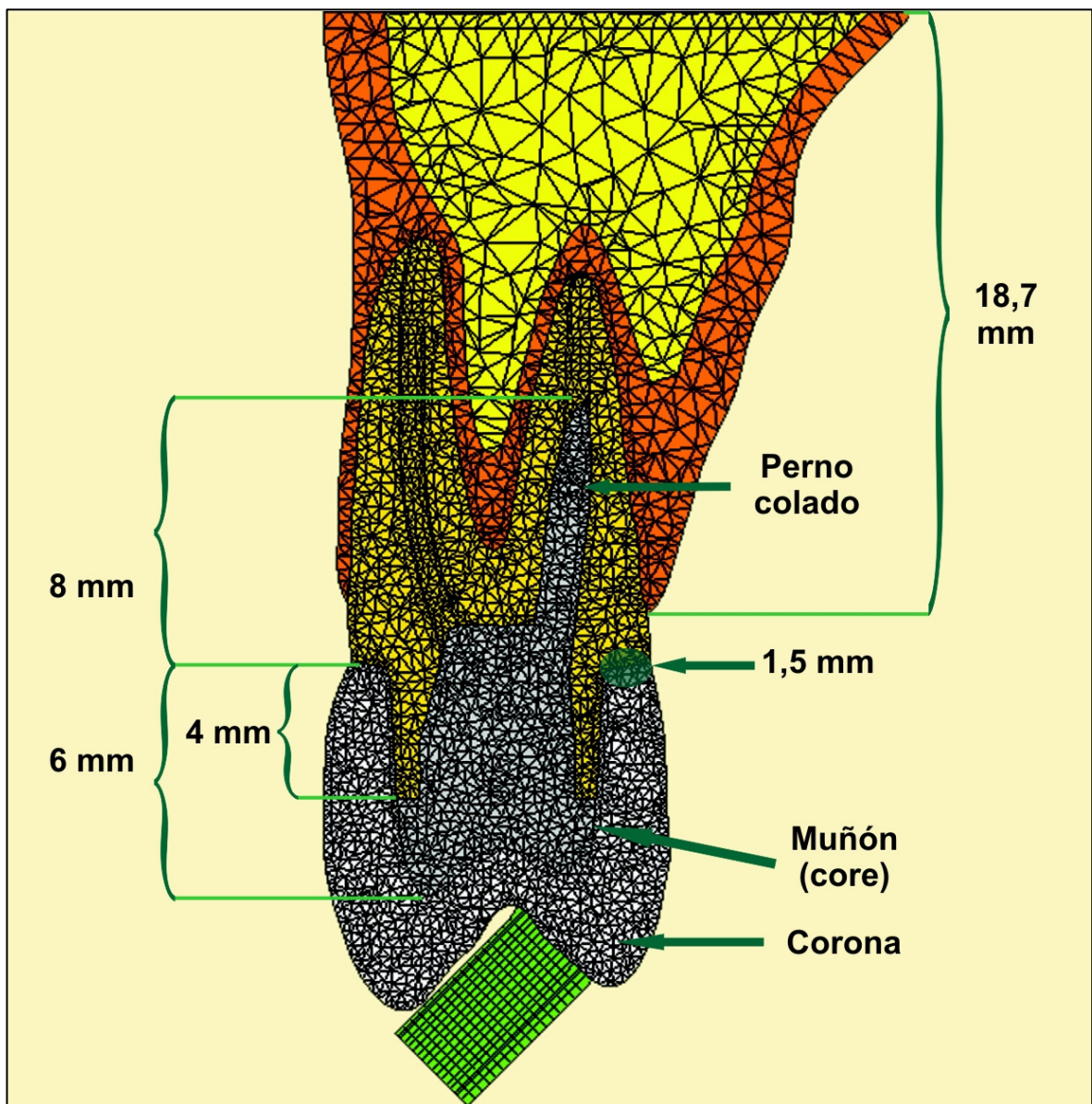


**Figura 19:** Dimensiones (mm) del modelo 4 finito.





**Figura 20:** Dimensiones (mm) del modelo 5 finito.



**Figura 21:** Dimensiones (mm) del modelo 6 finito.

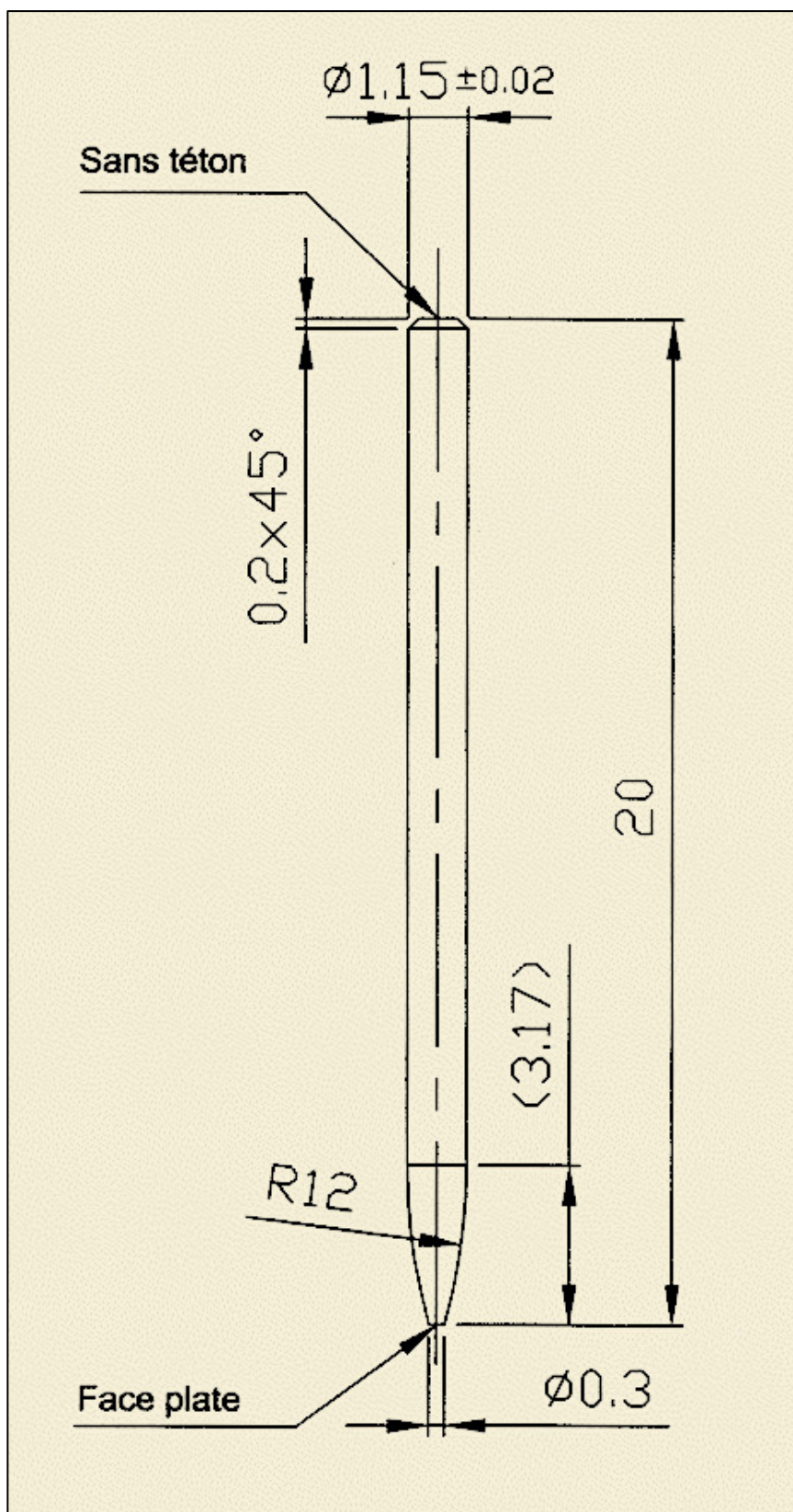


Figura 22: Dimensiones (mm) perno de fibra de carbono.

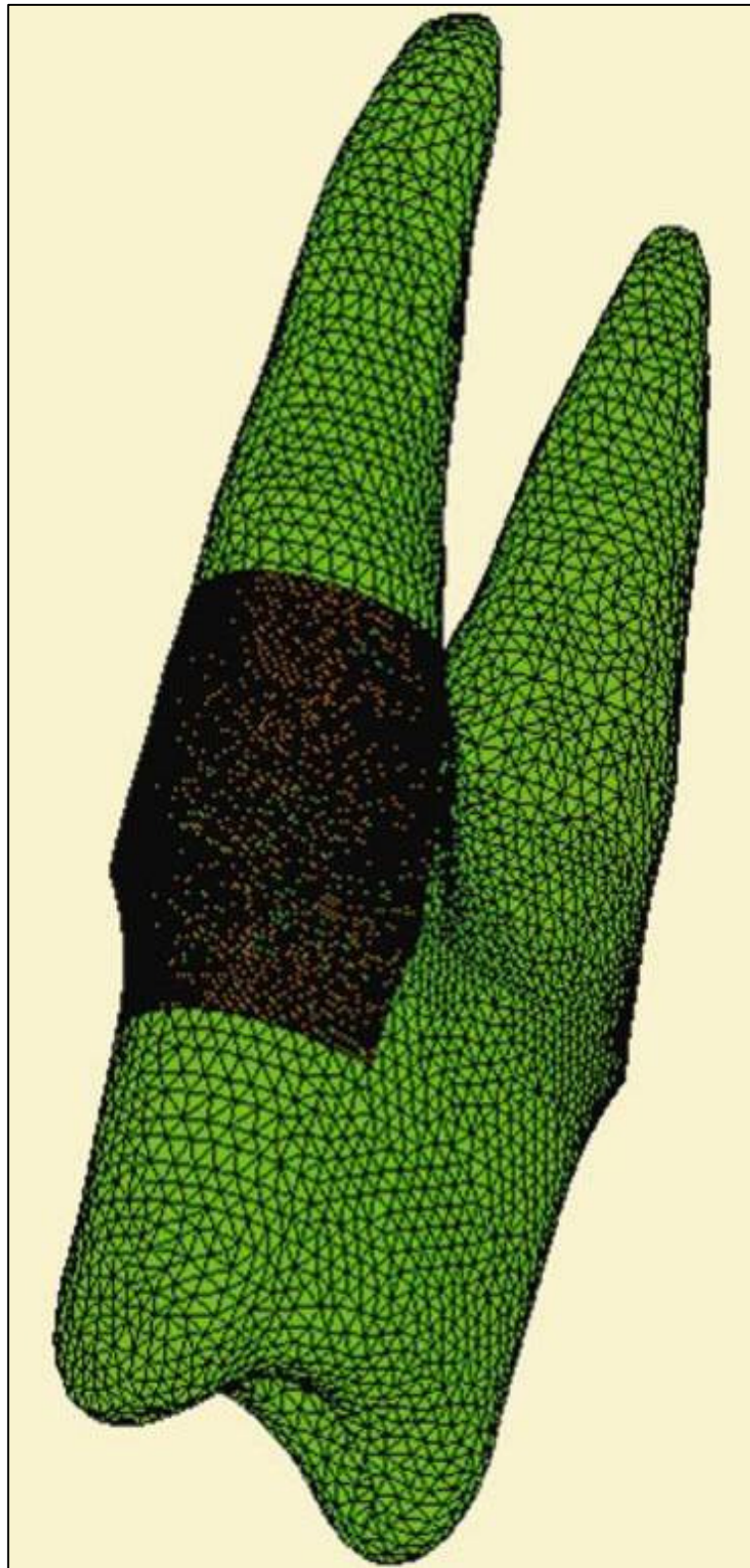
En los modelos de elementos finitos analizados se consideraron los siguientes componentes del diente y elementos de tratamiento:

- Dentina
- Esmalte
- Muñón coronal (core)
- Corona
- Perno
- Soporte hueso maxilar superior: cortical y trabecular

Para conseguir una mayor aproximación del estado de tensiones en la zona más exigida de la dentina, se utilizó la técnica de submodelos (Figura 23), con el fin de 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 para lograr la solución en el submodelo.

Se realizaron los siguientes submodelos:

| <b>Sub-Modelo</b> | <b>Descripción</b>     | <b>Elementos</b> | <b>Nodos</b> |
|-------------------|------------------------|------------------|--------------|
| S.1               | Submodelo del modelo 1 | 173.499          | 33.747       |
| S.2               | Submodelo del modelo 2 | 173.499          | 33.747       |
| S.3               | Submodelo del modelo 3 | 173.499          | 33.747       |
| S.4               | Submodelo del modelo 4 | 173.499          | 33.747       |
| S.5               | Submodelo del modelo 5 | 173.499          | 33.747       |
| S.6               | Submodelo del modelo 6 | 173.499          | 33.747       |
| S.7               | Submodelo del modelo 7 | 155.922          | 31.551       |



**Figura 23:** Modelo de elementos finitos y ubicación del submodelo.

## Materiales

Se consideraron los siguientes materiales y propiedades mecánicas <sup>(62)</sup> que se detallan a continuación, asignándoles características de isotrópicos y homogéneos:

| Elemento  | Tensión de Fluencia | Módulo de Elasticidad (MPa) | Coefficiente de Poisson |
|---|---------------------|-----------------------------|-------------------------|
| Dentina   | ---                 | 18.000                      | 0,31                    |
| Esmalte   | ---                 | 41.000                      | 0,30                    |
| Hueso cortical  | ---                 | 13.700                      | 0,30                    |
| Hueso trabecular (esponjoso)                                | ---                 | 1.370                       | 0,30                    |
| Resina (muñón coronal) (Para Core, Coltene, Whaledent, USA) | ---                 | 12.000                      | 0,33                    |
| Cromo-níquel (perno-corona) (Wiron 99, Bego, Germany)       | 330                 | 205.000                     | 0,33                    |

No se incluyeron en este estudio la gutapercha ni el cemento. La gutapercha porque posee un módulo de elasticidad bajo <sup>(62)</sup> en comparación con los demás elementos estudiados, por lo que se consideró que no influye en la solución. El cemento constituye una capa delgada, de poco espesor, además el módulo de Young (módulo de elasticidad) de los medios cementantes es próximo o cercano al de la dentina, por eso el impacto mecánico sería insignificante al momento de relacionarlo con el resto de los elementos bajo estudio.

Para el endoposte de fibra de carbono con matriz de resina , por ser un material compuesto de fibra de carbono en una matriz de resina epoxi, se consideraron las siguientes propiedades ortotrópicas <sup>(62)</sup>:

- Módulo de elasticidad longitudinal (E11) 125.000 MPa
- Módulo de elasticidad longitudinal (E22) 8.500 MPa
- Módulo de elasticidad longitudinal (E33) 8.500 MPa
- Módulo de elasticidad transversal (G12) 3.100 MPa
- Módulo de elasticidad transversal (G13) 3.100 MPa
- Módulo de elasticidad transversal (G23) 3.000 MPa
- Coeficiente de Poisson ( $\nu_{12}$ ) 0,25
- Coeficiente de Poisson ( $\nu_{23}$ ) 0,25
- Coeficiente de Poisson ( $\nu_{13}$ ) 0,32

Se consideró como dirección 1 o de mayor resistencia a la dirección longitudinal del perno.



## **Cargas y Condiciones de contorno**

- **Cargas**

En todos los modelos de elementos finitos estudiados (modelos 1 al 7), se aplicó una primera carga estática que consistió en una fuerza de 100 N (Newton) a través de una presión de 28,29 MPa.

Para la aplicación se utilizó un cilindro de 3 mm de diámetro que fue pegado al premolar en ángulo de 45° sobre la vertiente interna de la cúspide palatina. Esta fue la zona de aplicación de la fuerza (Figura 9).

Posteriormente, y en forma gradual, se aplicó una segunda fuerza de 600 N a través de una presión de 169,74 MPa. Dicho valor representa la fuerza máxima observada durante la masticación <sup>(81, 82, 83, 84, 85)</sup>. Esto se realizó con el fin de determinar la carga de inicio de fractura en la dentina de los elementos dentarios reconstruidos con los sistemas de endopostes analizados. Para determinar cómo se llevaba a cabo esta última, se observó el momento en que las tensiones llegaron a un promedio de 85 MPa, valor considerado como la máxima resistencia a la tracción de la dentina <sup>(86)</sup>, relacionando luego ese valor con la fuerza aplicada en dicho momento.

- **Condiciones de contorno**

Cada modelo se consideró empotrado en la base del soporte de hueso cortical y trabecular.

Este estudio se realizó considerando el criterio de tensiones tridimensional de Von Mises. El cual se presenta bajo la siguiente fórmula <sup>(87)</sup>:

$$\sigma_{vm} = \frac{1}{\sqrt{2}} \sqrt{(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2}$$

donde:

$\sigma_1$   $\sigma_2$   $\sigma_3$ : tensiones principales,

$\sigma_{vm}$ : tensiones Von Mises.

Las tensiones principales son en realidad tensiones normales en planos donde las tensiones de corte tienen valor cero.

En este trabajo se presentan además tensiones locales de tracción y compresión. La selección de tensiones de tracción locales (versus una combinación de tensiones de von Mises y tensiones principales), fue realizada por dos razones:

1. Son potencialmente responsables de los cracks;
2. Son más precisas, muestran el origen de las tensiones.

Mientras, 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 ocurrencia del daño.

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 <sup>(67)</sup>. Dado que las variables pueden ser manipuladas, con la precisión de la computadora se elimina la variación de probabilidad

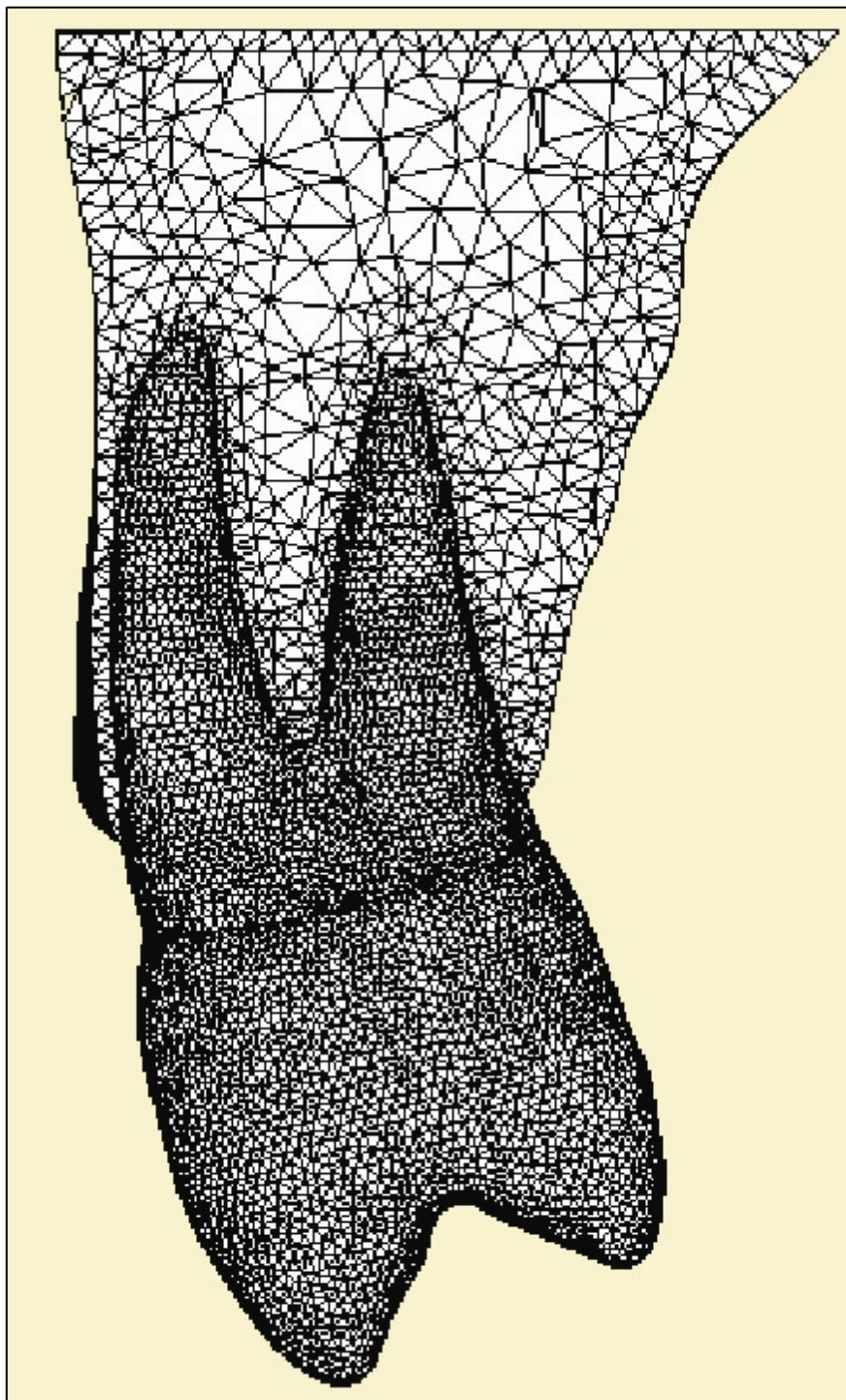
resultante del error de la muestra. El mismo método repetido varias veces va a llevar a los mismos resultados, los cuales son causados por la manipulación de las variables y no por el azar. Por esta razón, el método de análisis por elementos finitos no incluye análisis estadístico. Pero posee otra fuente de error potencial, que surge cuando las propiedades principales de los materiales, geometría, estado de interfase, condiciones de contorno o carga del sistema real que va a ser modelado son omitidas o no representadas con precisión. Entonces el modelo será deficiente o incorrecto <sup>(64)</sup>.

Los trabajos correspondientes al desarrollo de este protocolo se llevaron a cabo en las instalaciones de la Cátedra "A" de Prostodoncia IV de la Facultad de Odontología de la Universidad Nacional de Córdoba y en el Instituto Nacional de Tecnología Industrial (INTI), Centro Regional Córdoba.

## **RESULTADOS**

### Resultados modelos de elementos finitos

A continuación (figura 24), se muestra una configuración deformada típica característica para todos los modelos.



**Figura 24:** Configuración deformada característica. Deformaciones amplificadas 30 veces.

Los resultados obtenidos se sintetizan en las tablas 1 al 7. Con el fin de simplificar el análisis se definió la siguiente nomenclatura:

*Mises*: tensión equivalente de mises.

*S33*: tensión en la dirección del eje longitudinal del premolar.

*U2*: desplazamiento en la dirección 2.

Ante la aplicación de la carga de 100 N se obtuvieron los siguientes resultados:

En todos los modelos estudiados (modelos 1 a 7) las máximas tensiones se localizaron a nivel cervical del primer premolar superior.

- Los elementos restaurados con endopostes (fibra de carbono y colados) presentaron concentración de tensiones en cervical de la raíz palatina en correspondencia con la zona de mayor tensión observada en el perno.
- Los valores máximos (mises máxima) obtenidos en este trabajo se observaron en los modelos con endopostes colados, correspondiendo a tensiones dentro del perno (tablas 4, 5, 6). A su vez, estas últimas fueron mayores comparadas con las presentes en los postes prefabricados de fibra de carbono (Tablas 1, 2, 3).
- En los modelos con endopostes de fibra de carbono y muñón de resina las tensiones máximas (mises máxima) se localizaron en la dentina (Tablas 1, 2, 3).
- Para el modelo restaurado sin endoposte (modelo 7) las máximas tensiones se encontraron en la dentina en la zona cervical, principalmente de la raíz palatina (Tabla 7).
- En general, los modelos restaurados con endopostes colados (Tablas 4, 5, 6) transmitieron menores tensiones a la dentina, en relación con los de fibra de carbono y muñón de resina.

- Con respecto a la cantidad de remanente dentario y distribución de tensiones en dentina, en ambos tipos de sistemas de endopostes se observaron mayores tensiones en los modelos sin remanente (M1: 37,30 MPa; M4: 33,59 MPa) y con remanente de 2 mm (M2: 38,48 MPa; M5: 34,82 MPa) comparados con los que tenían remanente de 4 mm (M3: 35,78 MPa; M6: 33,57 MPa). Es decir que a medida que aumentó el remanente dentario disminuyeron las tensiones presentes en la dentina y estas se distribuyeron a lo largo de la longitud del perno.
- Los elementos restaurados con sistemas de endopostes (fibra de carbono y colado) redujeron la transmisión de tensiones en dentina comparados con los restaurados sin perno (modelo 7): modelo 1: 2,21%; modelo 3: 6,2%; modelo 4: 11,93%; modelo 5: 8,71%; modelo 6: 12%. Se exceptúa el modelo 2 donde el valor obtenido fue 1% mayor que el modelo control.
- Con respecto a la distribución de tensiones en hueso cortical, los endopostes de fibra de carbono presentaron un comportamiento semejante al modelo restaurado sin perno (Tablas 1, 2, 3, 7), mientras que los endopostes colados transmitieron tensiones menores (Tablas 4, 5, 6).
- En el primer premolar superior se presentaron esfuerzos de compresión en la raíz palatina y esfuerzos de tracción en la vestibular.
- Con respecto a la distribución de tensiones de compresión y tracción en dentina (S33), en todos los modelos los mayores valores se observaron en la zona cervical, correspondiendo a esfuerzos de compresión, y mínimos valores para los esfuerzos de tracción (Tablas 1 a 7).

- Además, se observó que los modelos con mayor remanente (4 mm) presentaron menores valores de esfuerzos de compresión y de tracción comparados con los que poseían remanente de 2 mm y sin remanente (Tablas 1 a 6).
- Los esfuerzos de tracción en los modelos restaurados sin perno (M7: +33,36 MPa) fueron menores a los obtenidos en los modelos restaurados con endopostes sin remanente (M1: +38,74 MPa; M4: +37,25 MPa) y remanente de 2 mm (M2: +38,21 MPa; M5: +37,12 MPa), y mayores comparados con los de mayor remanente (4 mm) (M3: +31,22 MPa; M6: +31,98 MPa).
- Con respecto al desplazamiento en sentido horizontal (U2) en todos los modelos se obtuvieron mínimos desplazamientos (Tablas 1 a 7).
- El soporte de tejido esponjoso fue el elemento que recibió menos tensiones (Tablas 1 a 7).



**Tabla 1:** Modelo 1

| <b>Variable</b>                | <b>Valor</b>             | <b>Ubicación</b>  | <b>Ver Figura</b> |
|--------------------------------|--------------------------|---|-------------------|
| Mises dentina (máxima)         | 37,30 MPa                | Cervical raíz palatina                                  | 25                |
| Mises corona                   | 33,08 MPa                | Cervical corona hacia palatino                          | 26                |
| Mises perno                    | 29,76 MPa                | En perno: altura correspondiente a cresta ósea alveolar | 27                |
| Mises muñón coronal (resina)   | 7,853 MPa                | En zona cervical hacia palatino                         | 28                |
| Mises soporte: hueso cortical  | 26,70 MPa                | Cervical alrededor raíz del premolar                    | 29                |
| Mises soporte: hueso esponjoso | 5,49 MPa                 | Distribuidas  | 30                |
| S33 dentina                    | +38,74 MPa<br>-44,88 MPa | Cervical raíz   | 31                |
| U2 máximo                      | 0,0195 mm                | Extremo superior de la corona                           | 32                |

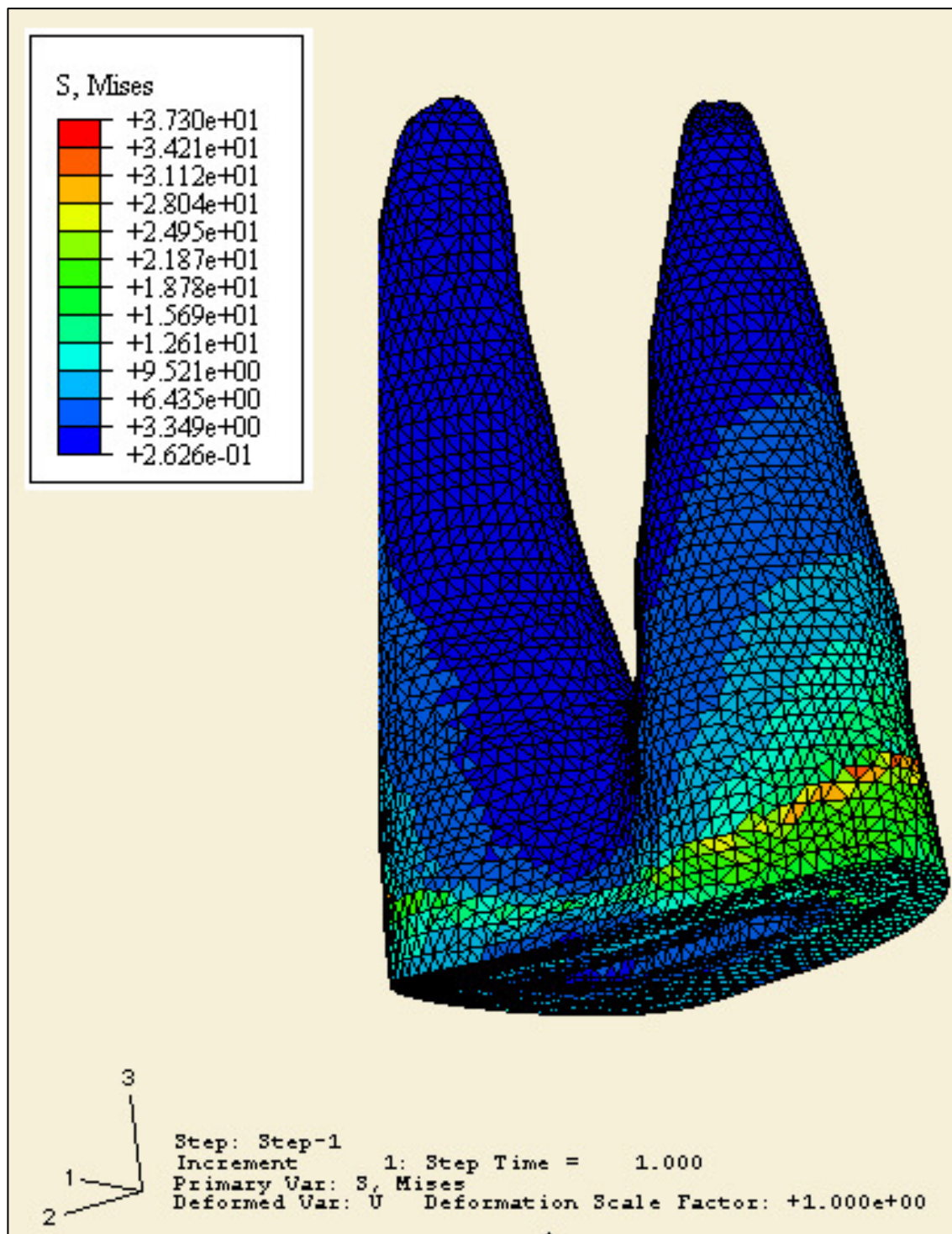


Figura 25: Modelo 1, mises dentina (máxima).

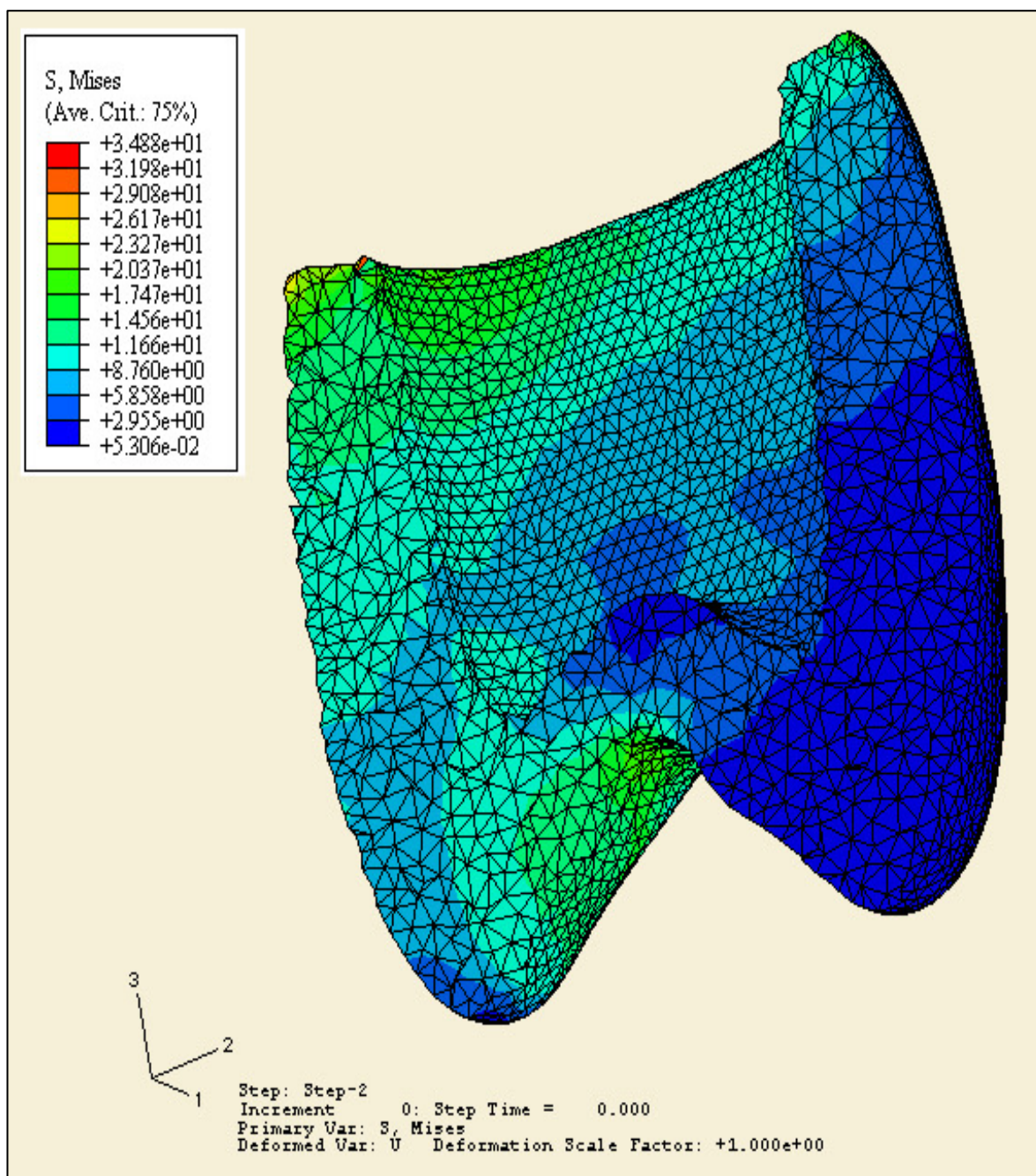


Figura 26: Modelo 1, mises corona.

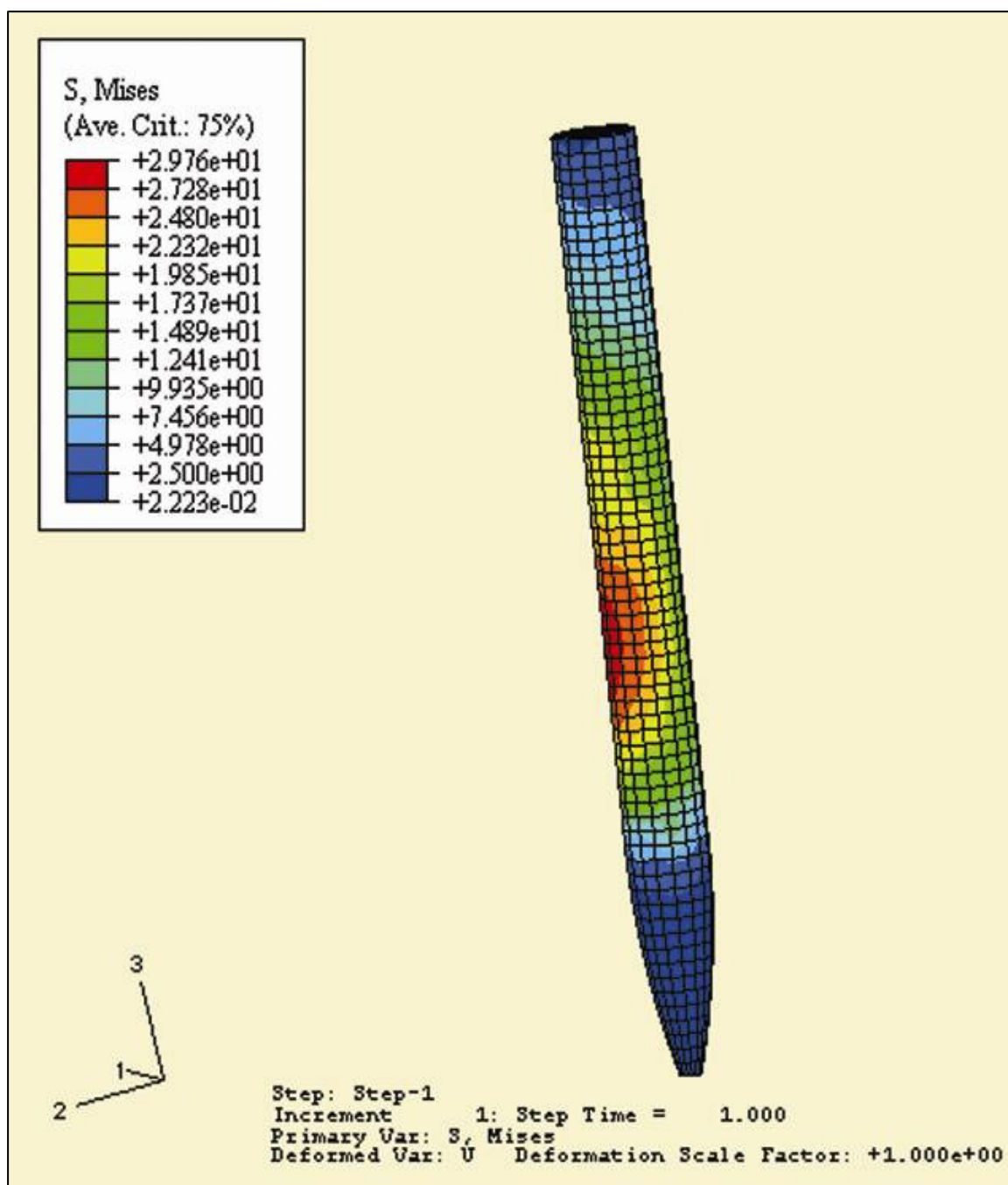


Figura 27: Modelo 1, mises perno.

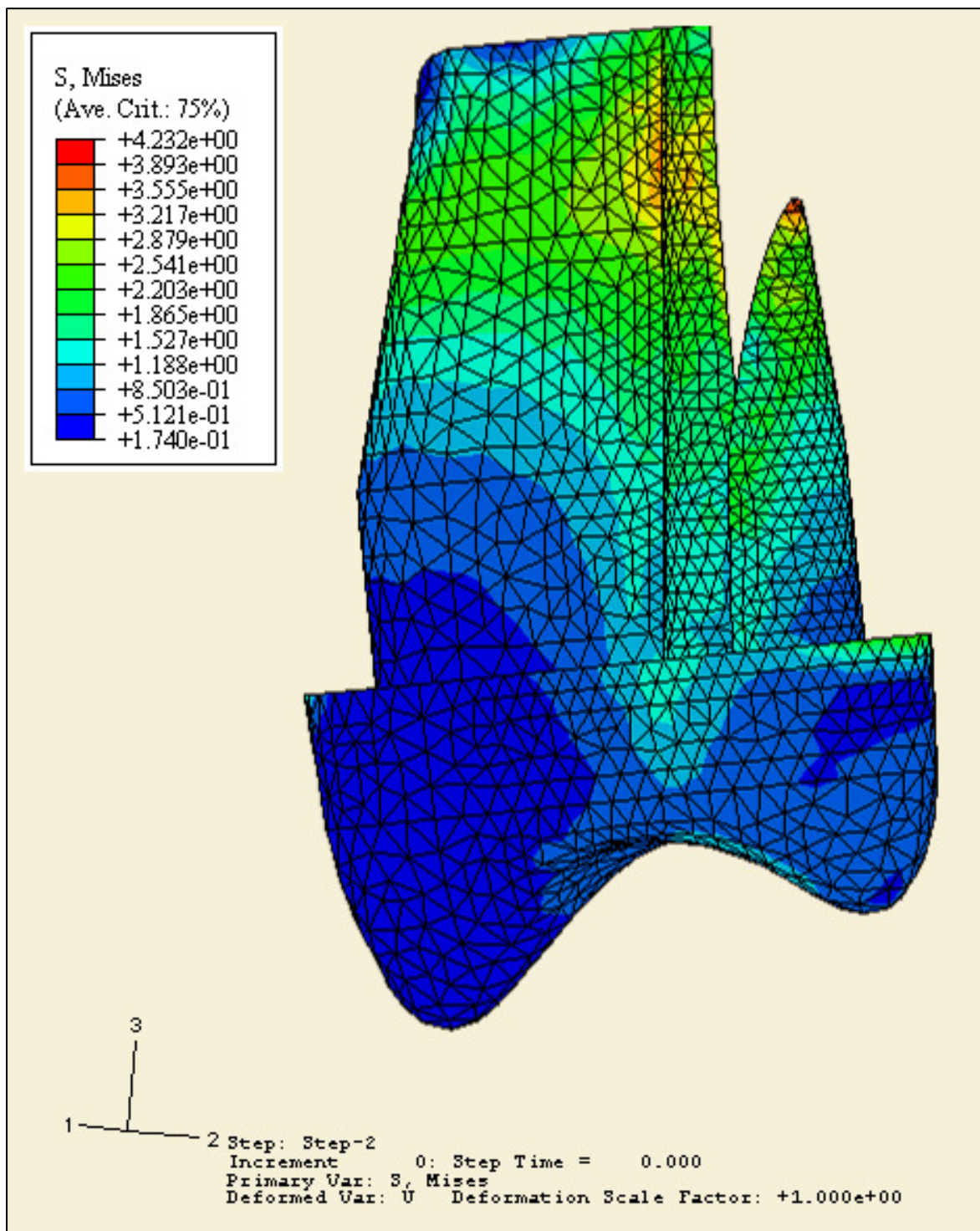


Figura 28: Modelo 1, mises muñón coronal.

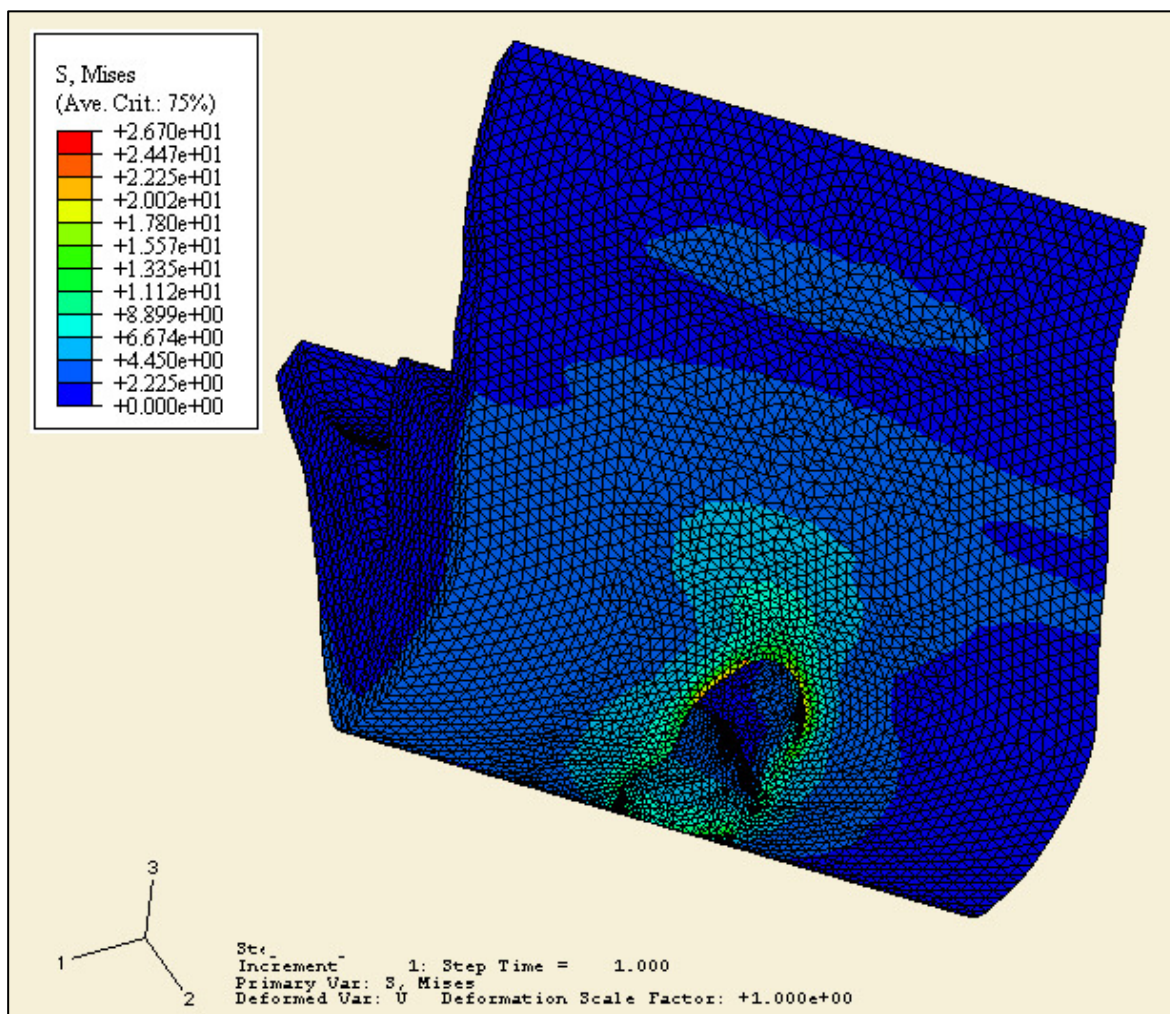
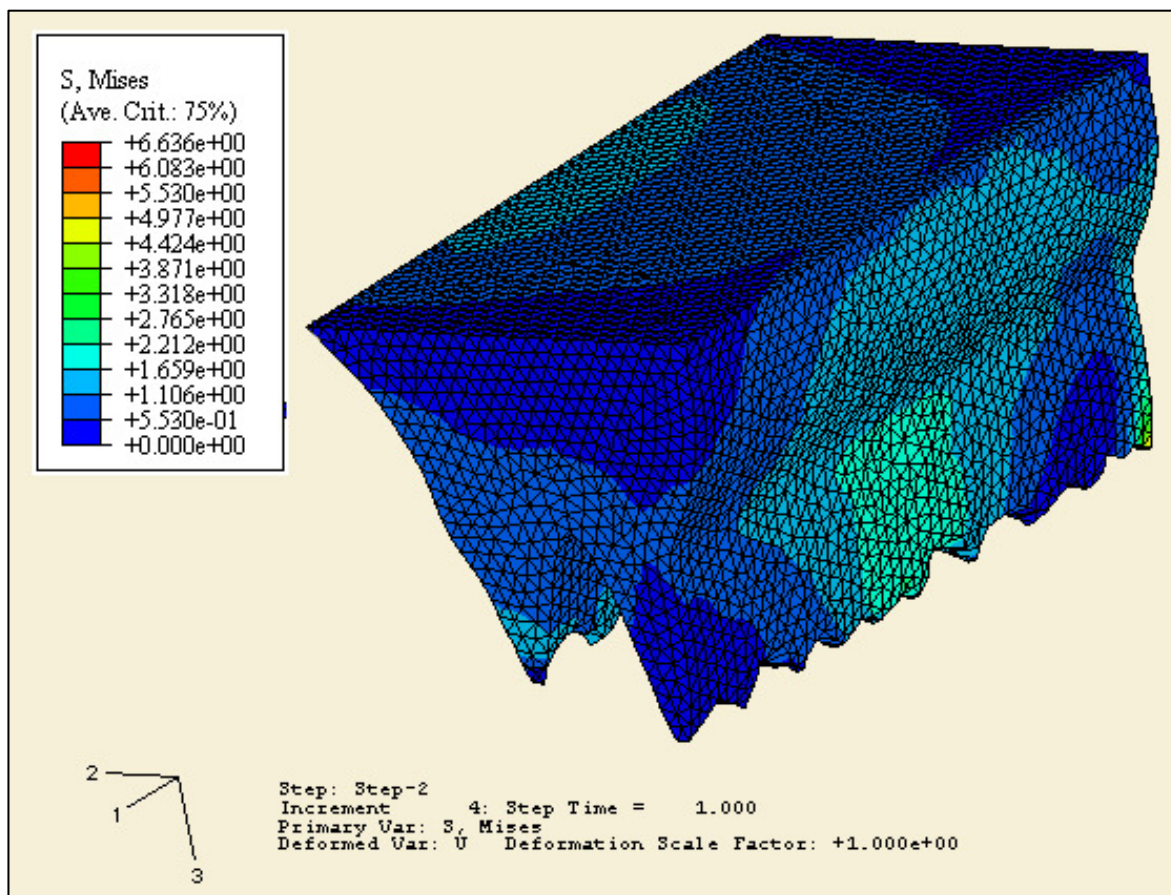


Figura 29: Modelo 1, mises hueso cortical.



**Figura 30:** Modelo 1, mises hueso esponjoso.

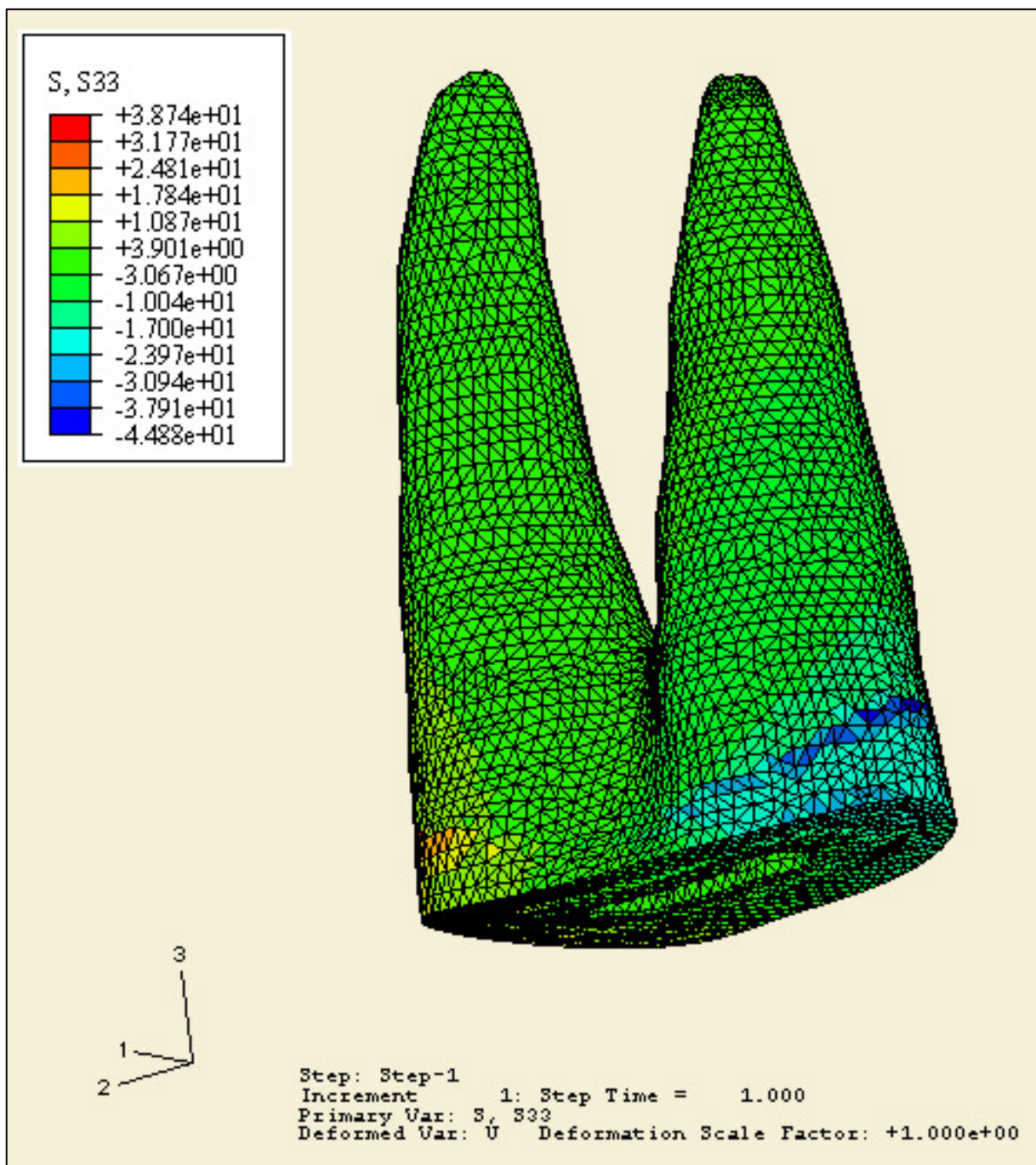


Figura 31: Modelo 1, S33 (dentina).



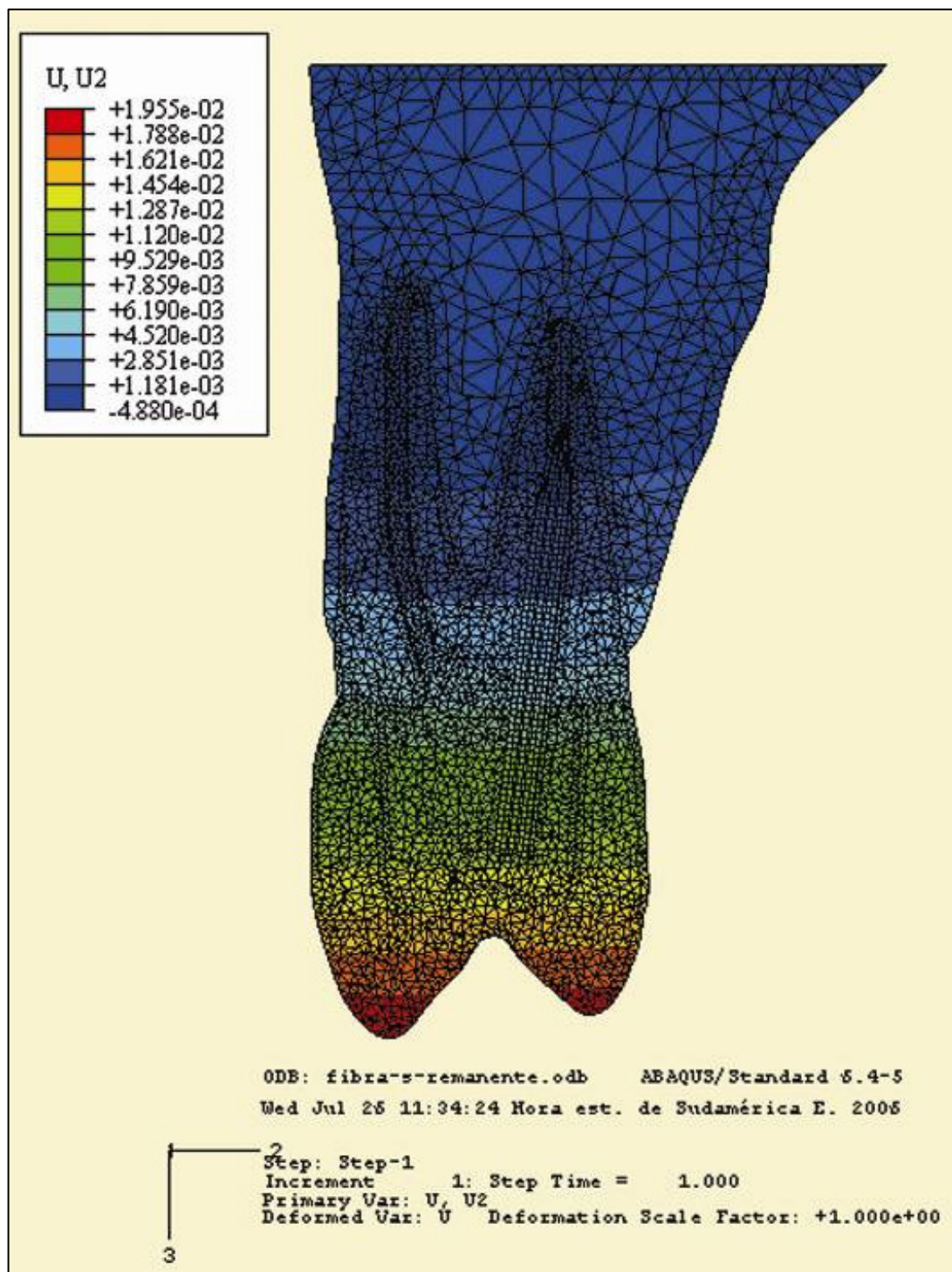


Figura 32: Modelo 1, desplazamiento U2.

**Tabla 2:** Modelo 2

| <b>Variable</b>                | <b>Valor</b>             | <b>Ubicación</b>  | <b>Ver Figura</b> |
|--------------------------------|--------------------------|---|-------------------|
| Mises dentina (máxima)         | 38,48 MPa                | Cervical raíz palatina                                  | 33 a ; 33b        |
| Mises corona                   | 37,49 MPa                | Cervical corona hacia palatino                          | 34 a; 34 b        |
| Mises perno                    | 29,90 MPa                | En perno: altura correspondiente a cresta ósea alveolar | 35                |
| Mises muñón coronal (resina)   | 4,63 MPa                 | En proximidad del perno                                 | 36                |
| Mises soporte: hueso cortical  | 24,91 MPa                | Cervical alrededor raíz del premolar                    | 37 a; 37 b        |
| Mises soporte: hueso esponjoso | 1,10 MPa                 | Distribuidas  | 38                |
| S33 dentina                    | +38,21 MPa<br>-49,68 MPa | Cervical raíz   | 39                |
| U2 máximo                      | 0,0195 mm                | Extremo superior de la corona                           | 40                |

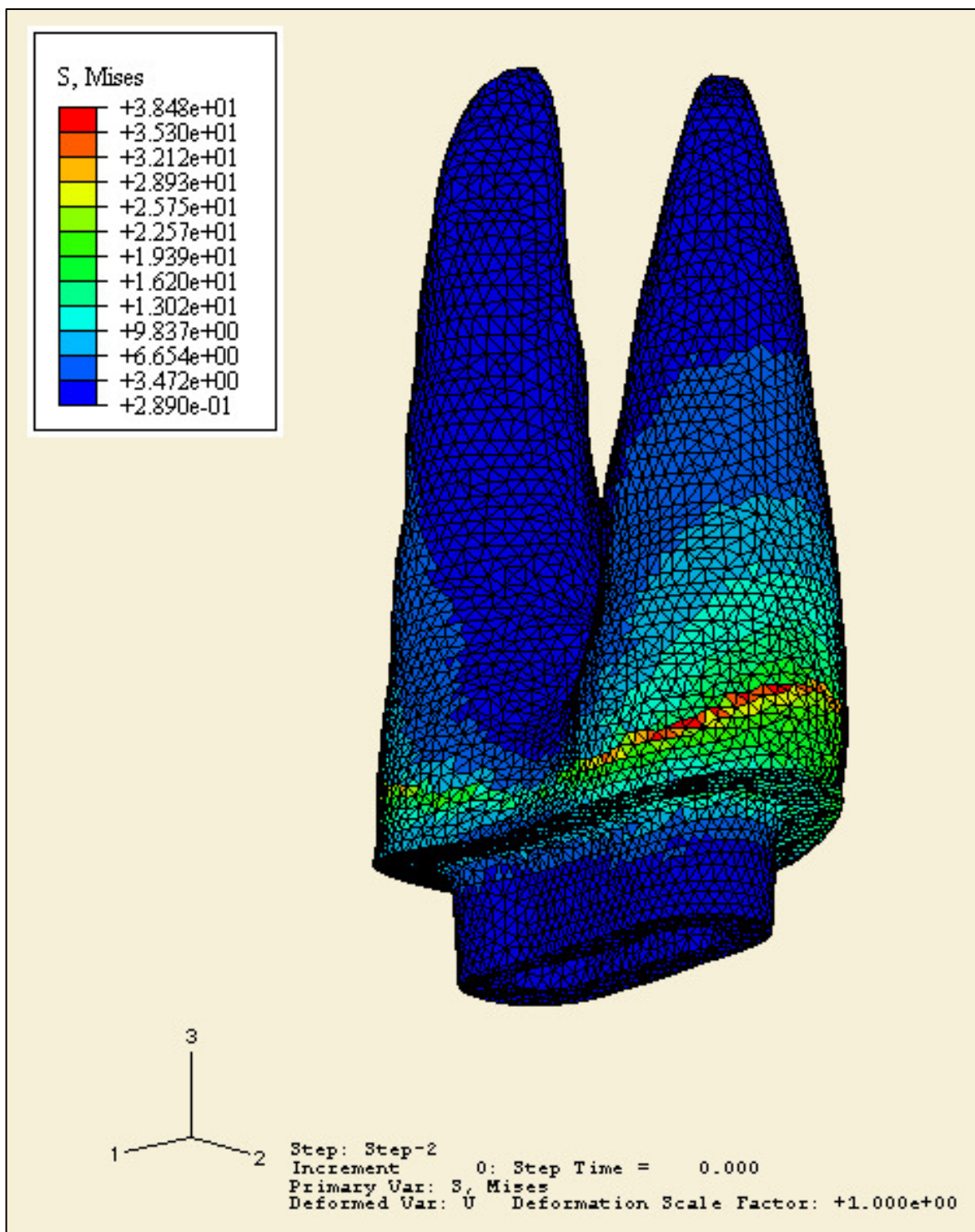
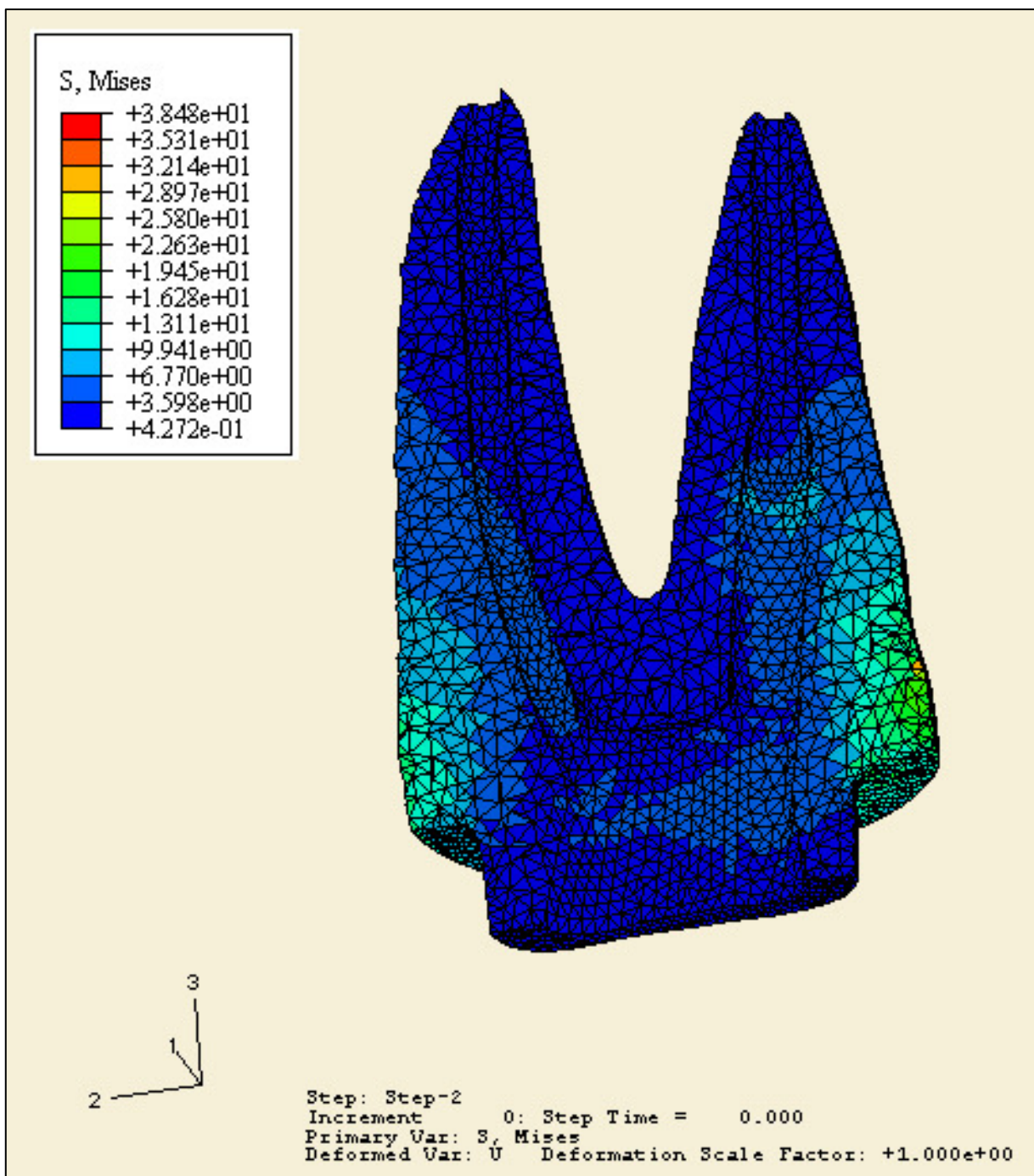


Figura 33 a: Modelo 2, mises dentina (máxima).



**Figura 33 b:** Modelo 2, mises dentina (máxima).

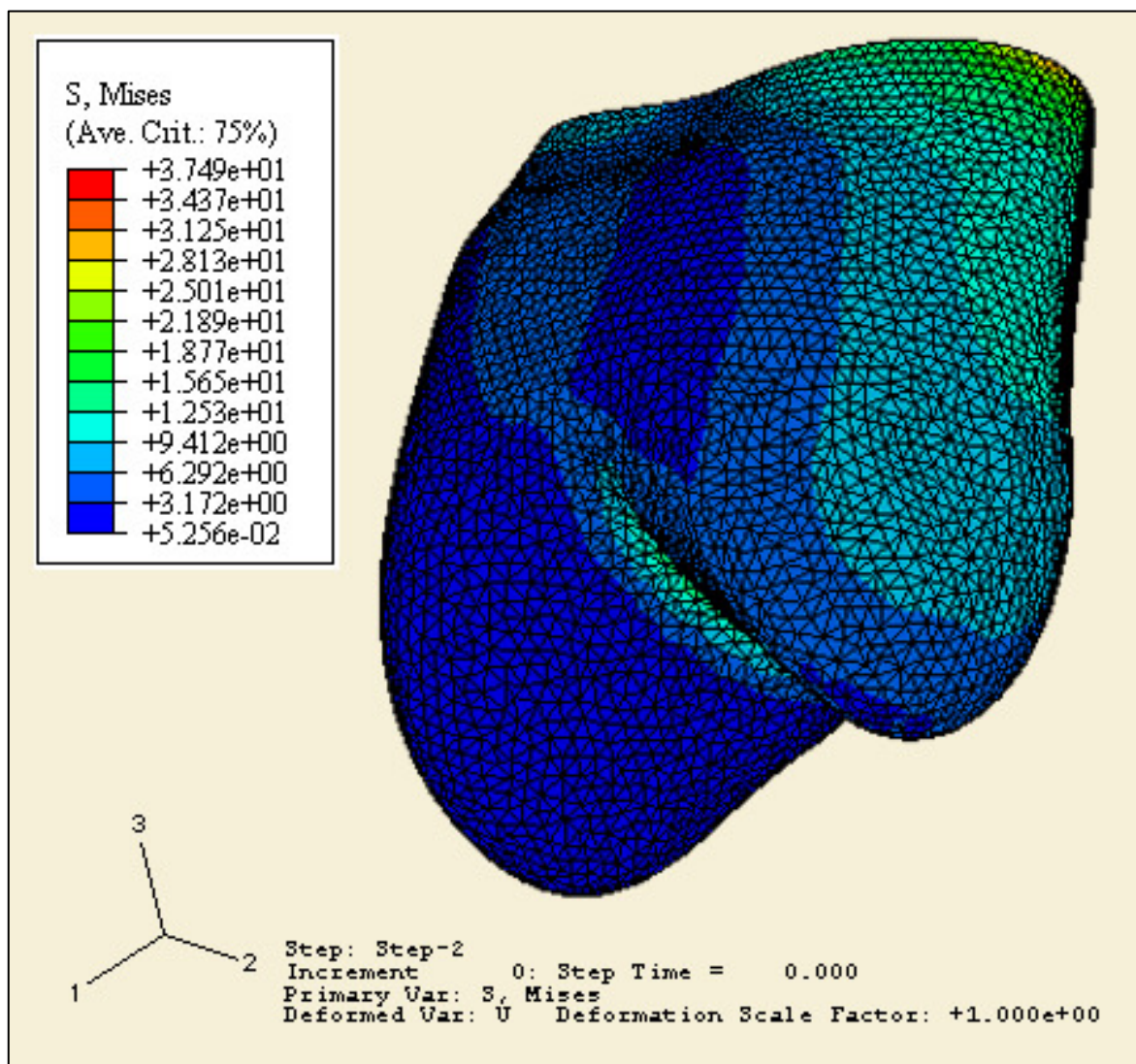


Figura 34 a: Modelo 2, mises corona.

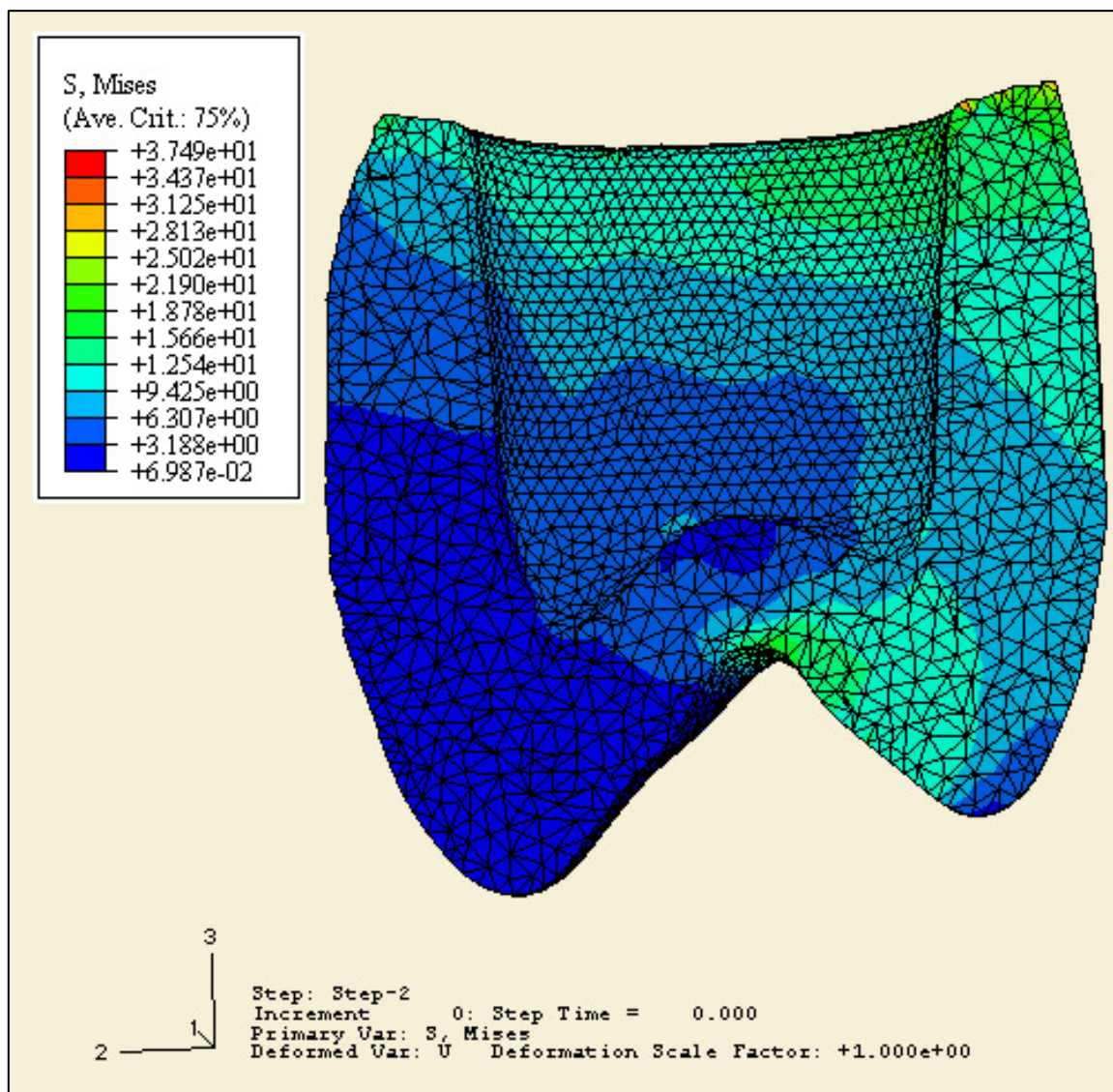


Figura 34 b: Modelo 2, mises corona.

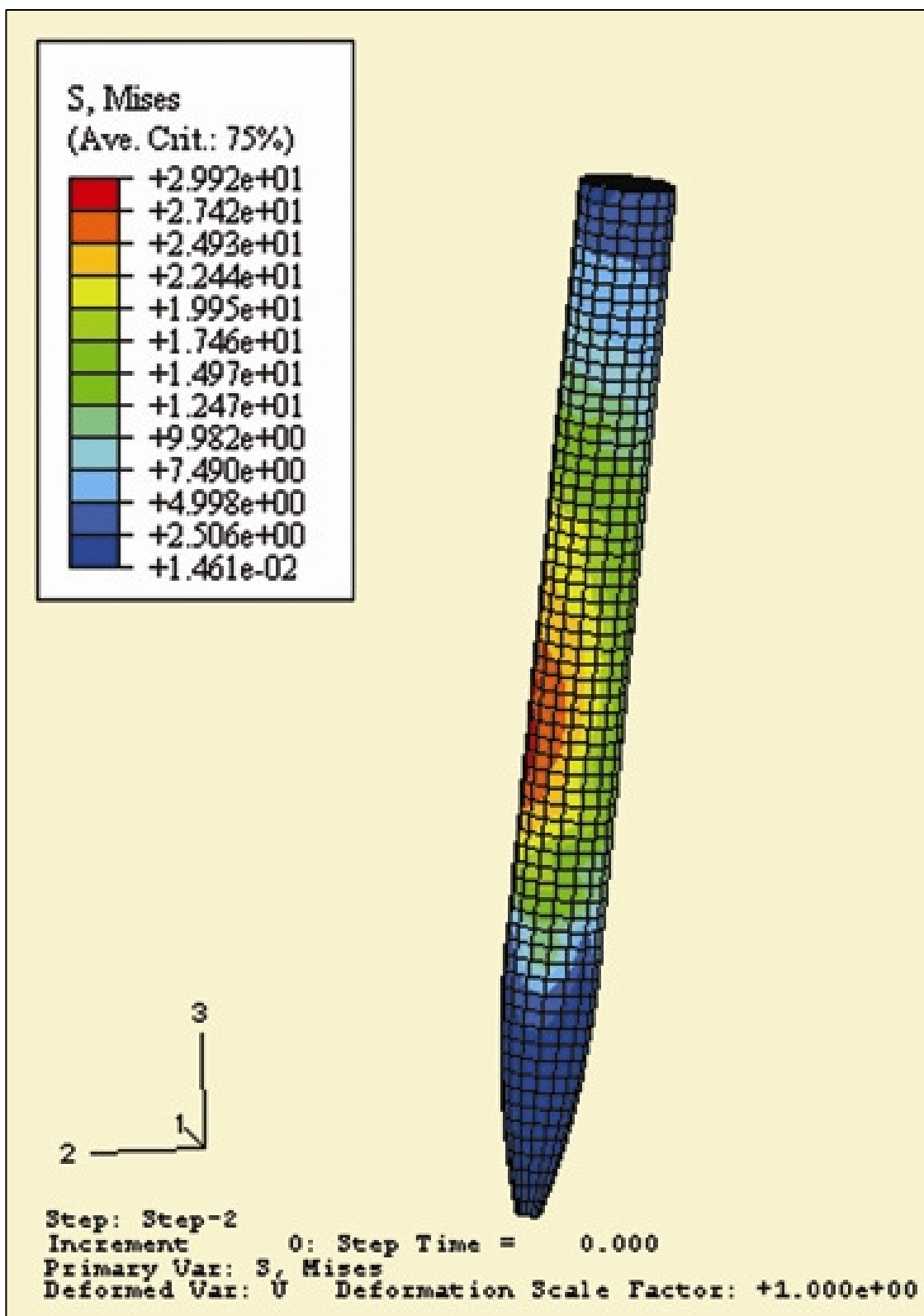
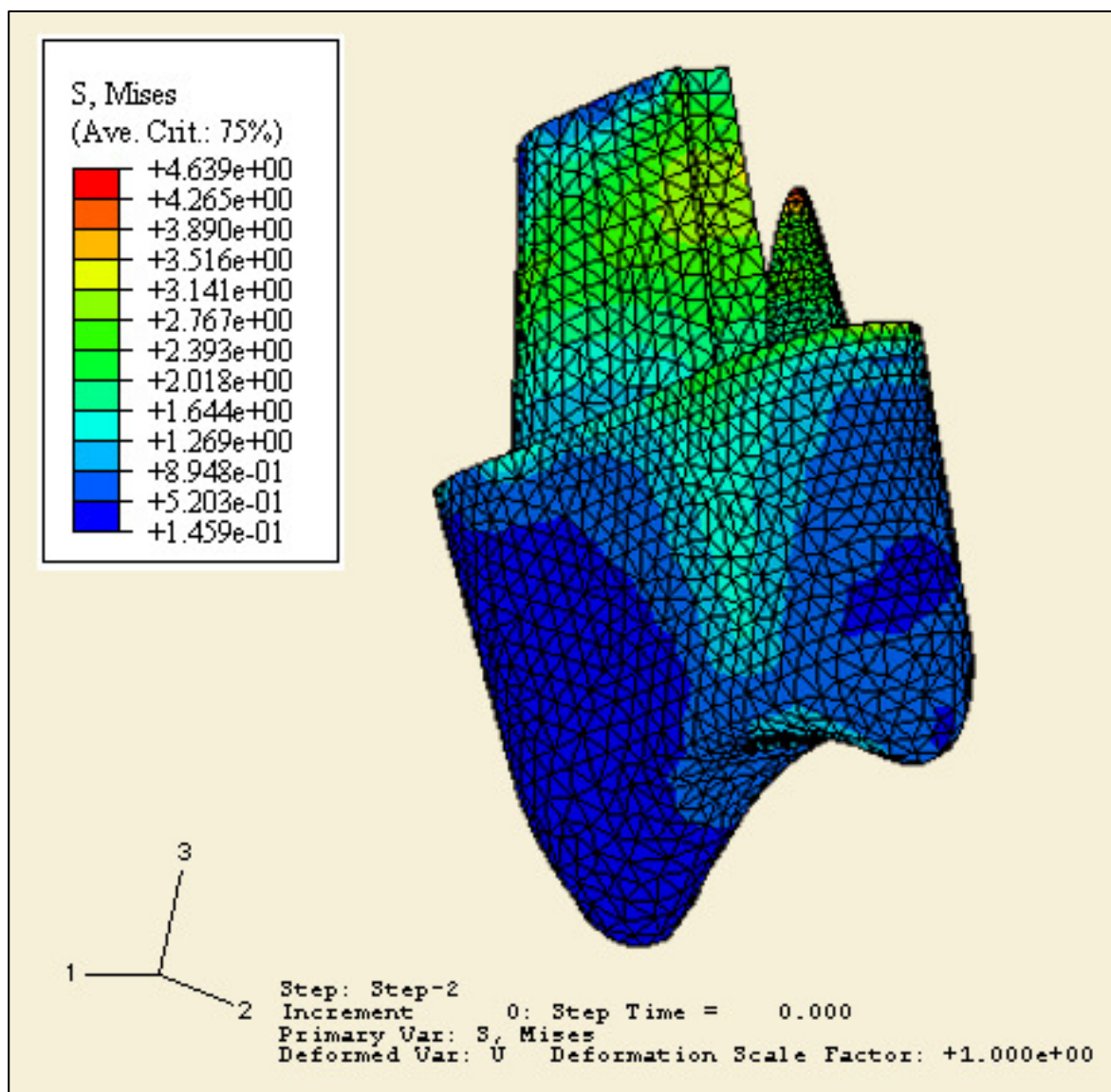


Figura 35: Modelo 2, mises perno.



**Figura 36:** Modelo 2, mises muñón coronal.



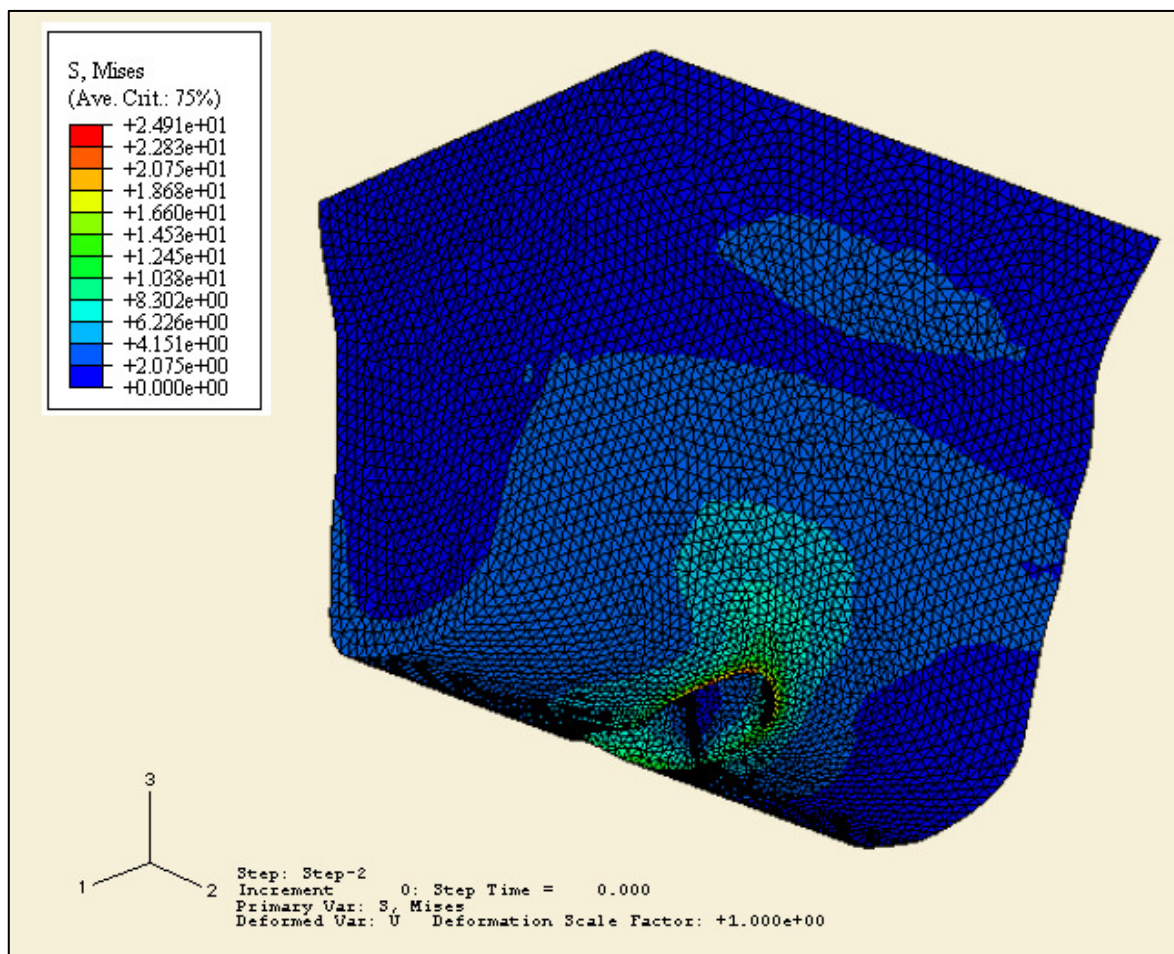
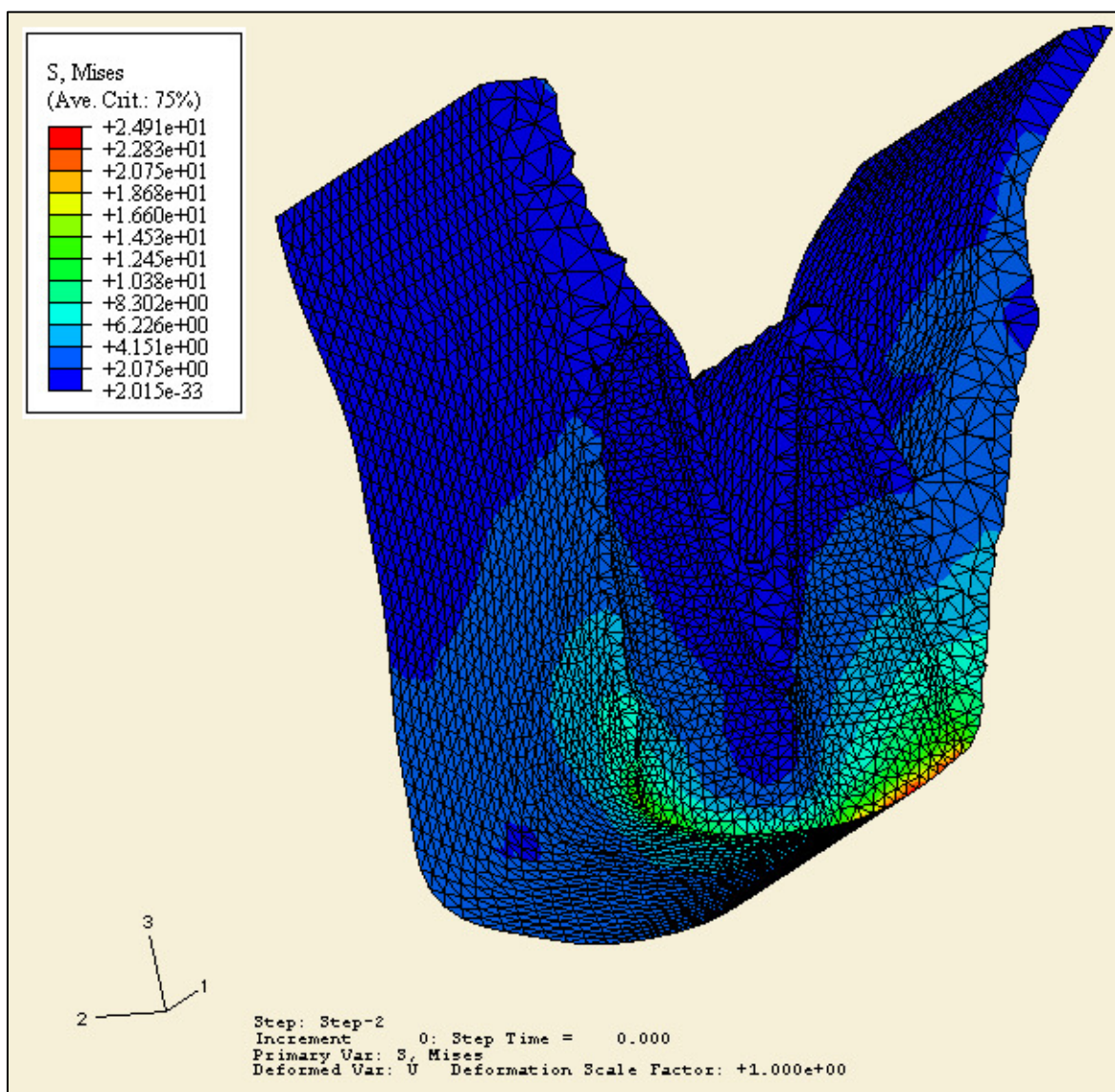


Figura 37 a: Modelo 2, mises hueso cortical.



**Figura 37 b:** Modelo 2, mises hueso cortical.

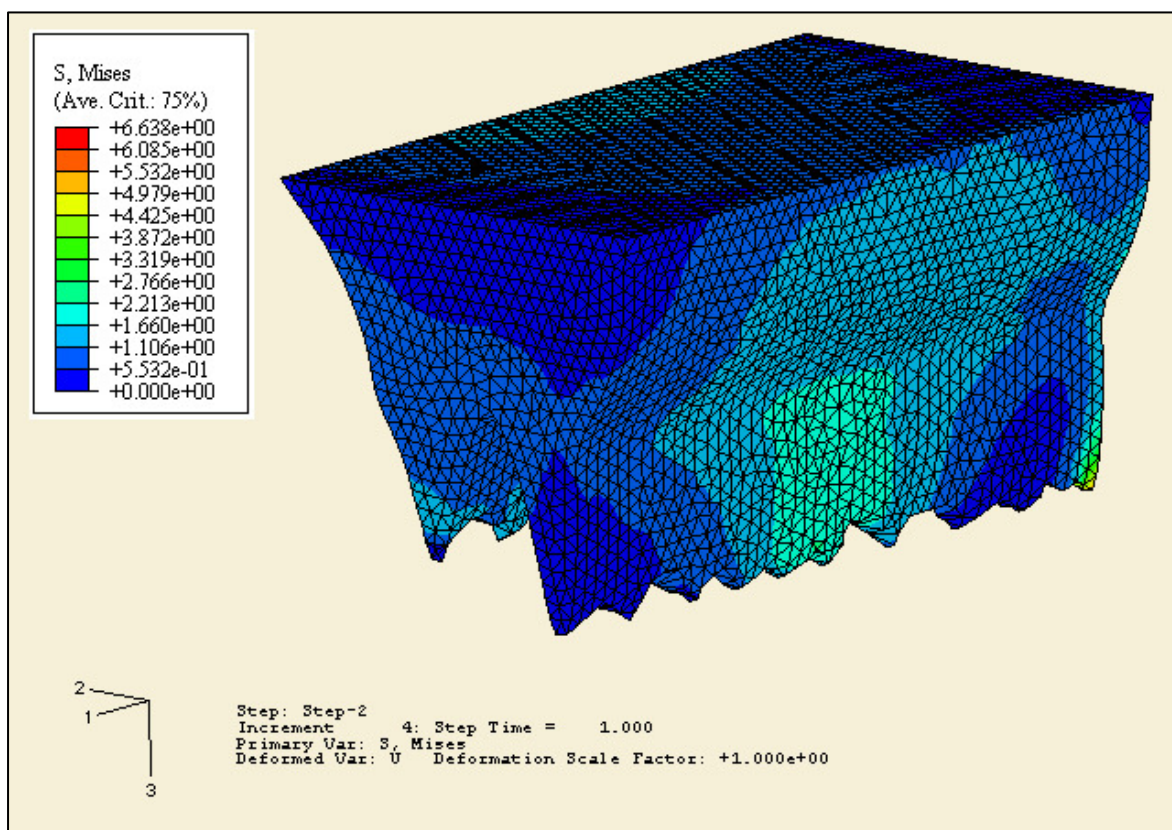


Figura 38: Modelo 2, mises hueso esponjoso.

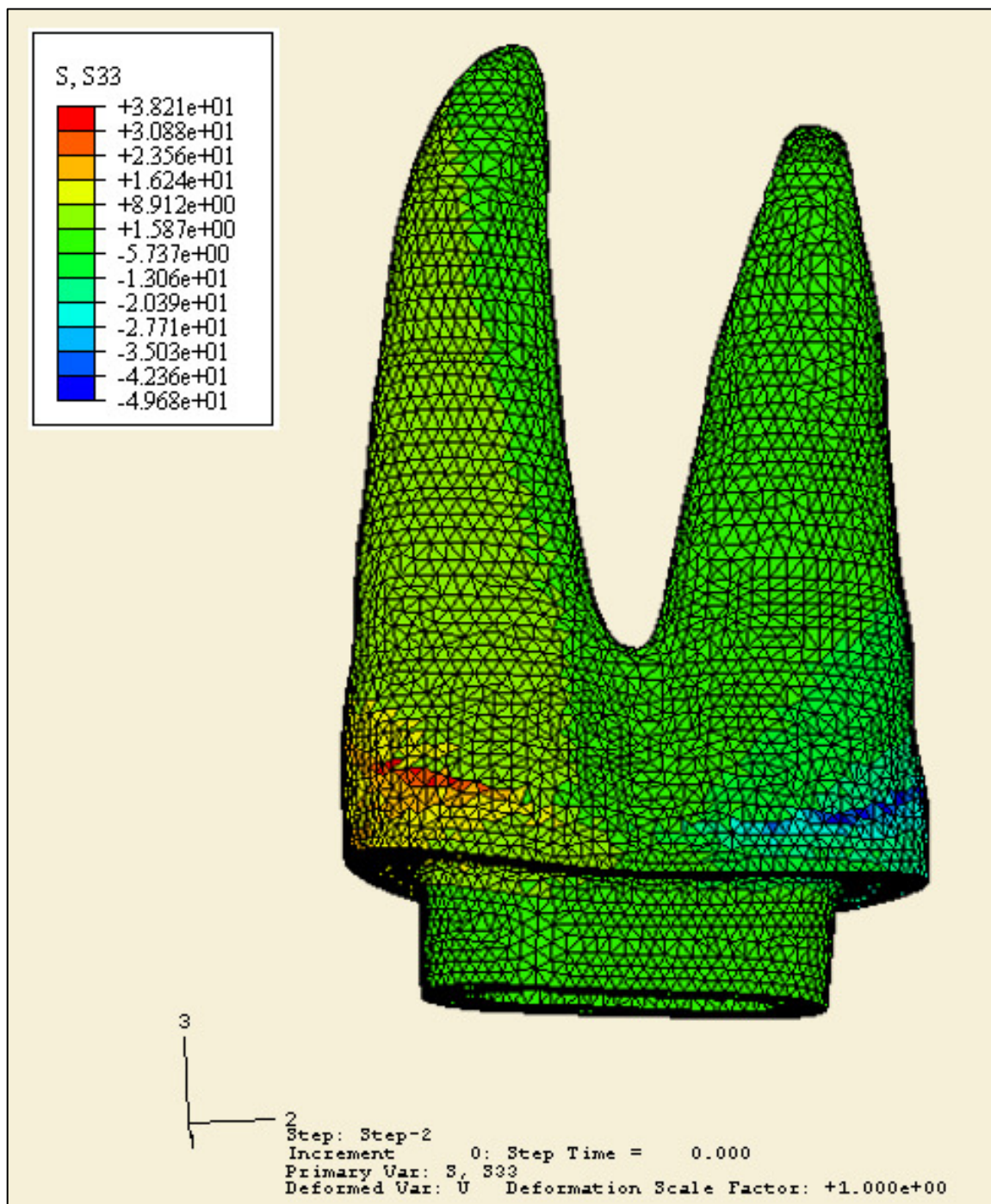


Figura 39: Modelo 2, S33 (dentina).

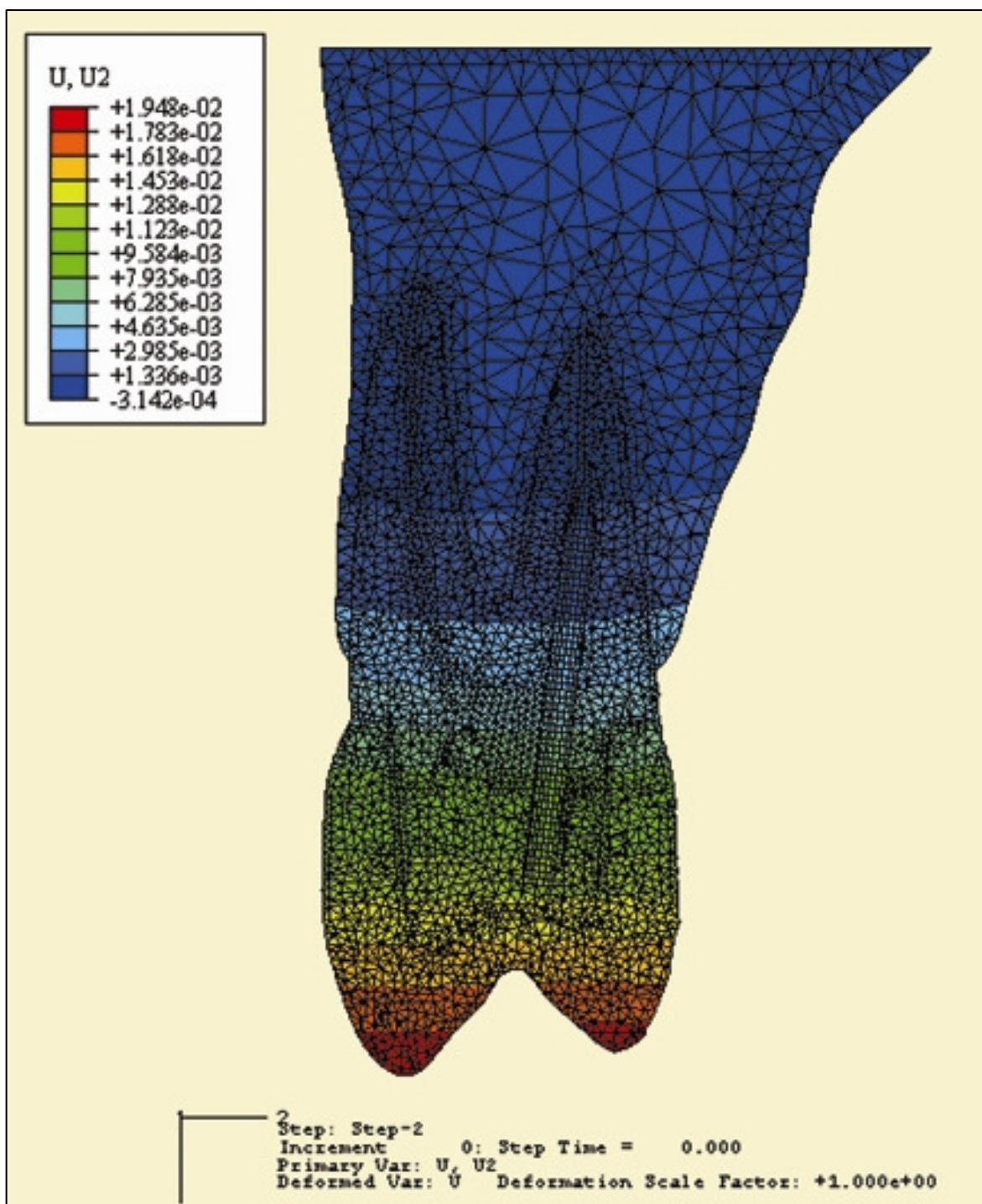


Figura 40: Modelo 2, desplazamiento U2.

**Tabla 3:** Modelo 3

| <b>Variable</b>                | <b>Valor</b>             | <b>Ubicación</b>                      | <b>Ver Figura</b> |
|--------------------------------|--------------------------|---------------------------------------|-------------------|
| Mises dentina (máxima)         | 35,78 MPa                | Cervical raíz palatina                | 41 a ; 41 b       |
| Mises corona                   | 34,88 MPa                | Cervical corona hacia palatino        | 42 a , 42 b       |
| Mises perno                    | 30,20 MPa                | En perno: altura cresta ósea alveolar | 43                |
| Mises muñón coronal (resina)   | 4,23 MPa                 | En proximidad del perno               | 44                |
| Mises soporte: hueso cortical  | 26,17 MPa                | Cervical alrededor raíz del premolar  | 45 a; 45 b        |
| Mises soporte: hueso esponjoso | 1,10 MPa                 | Distribuidas                          | 46                |
| S33 dentina                    | +31,22 MPa<br>-44,20 MPa | Cervical raíz                         | 47                |
| U2 máximo                      | 0,0195 mm                | Extremo superior de la corona         | 48                |

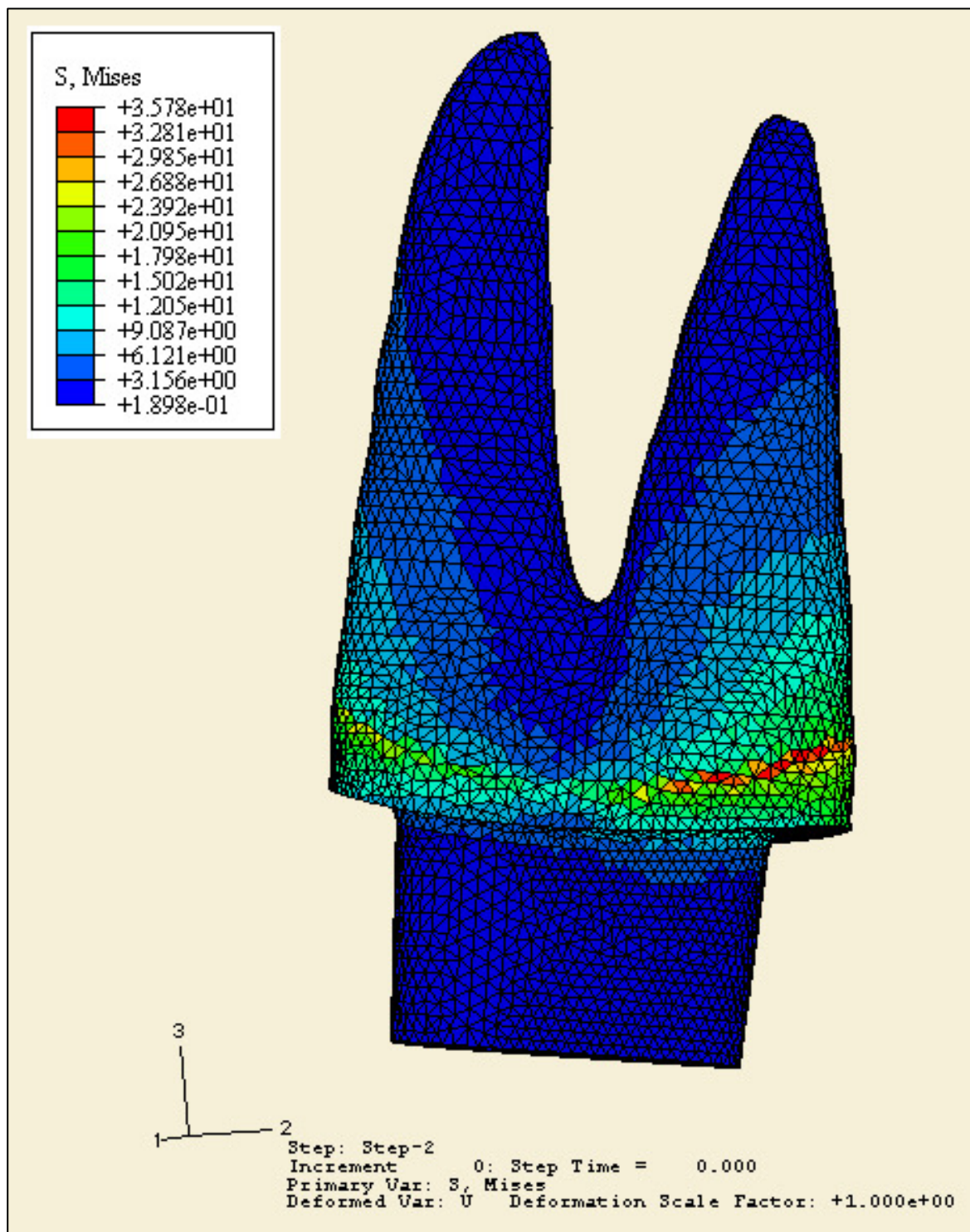


Figura 41 a: Modelo 3, mises dentina (máxima).

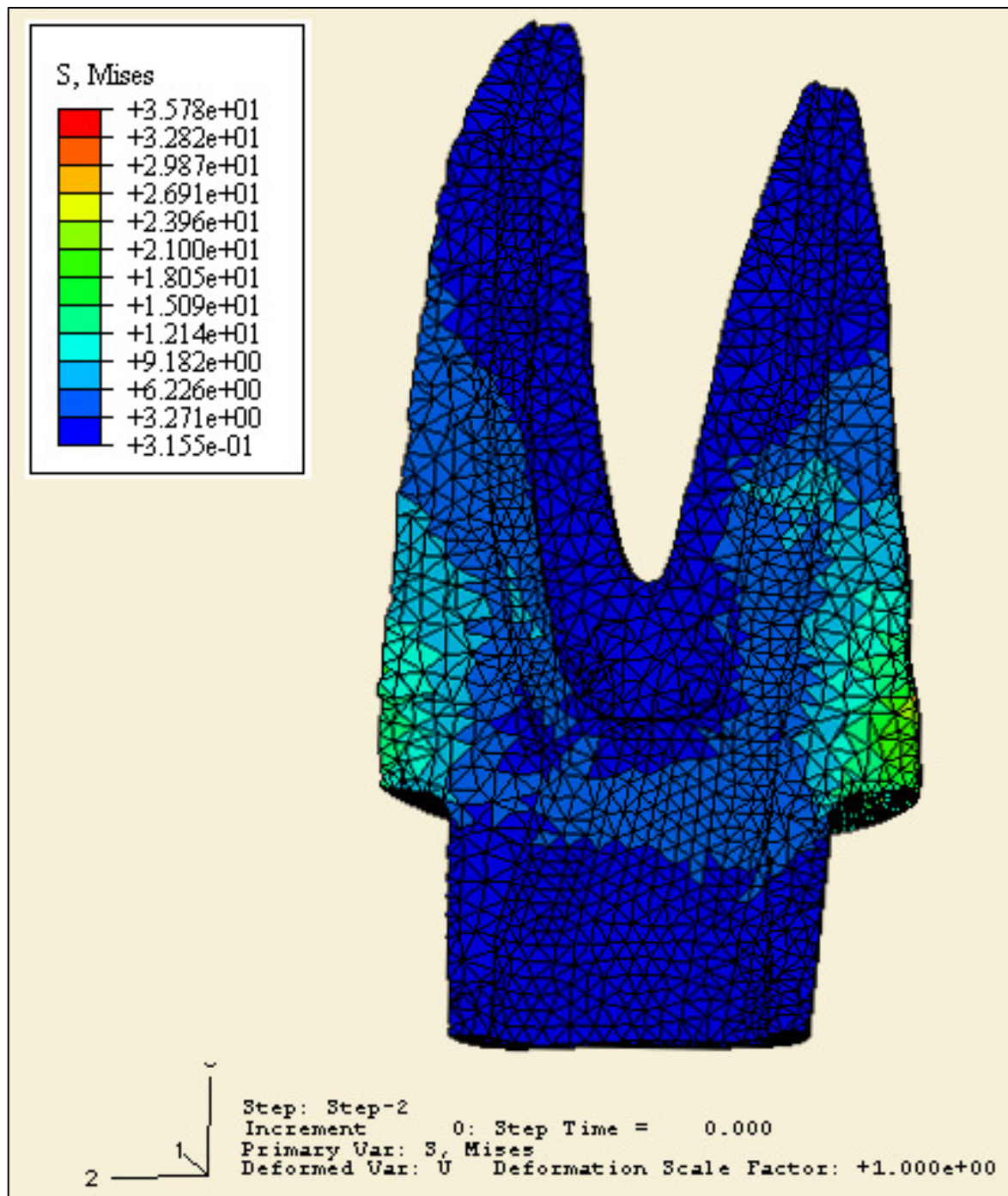


Figura 41 b: Modelo 3, mises dentina (máxima).



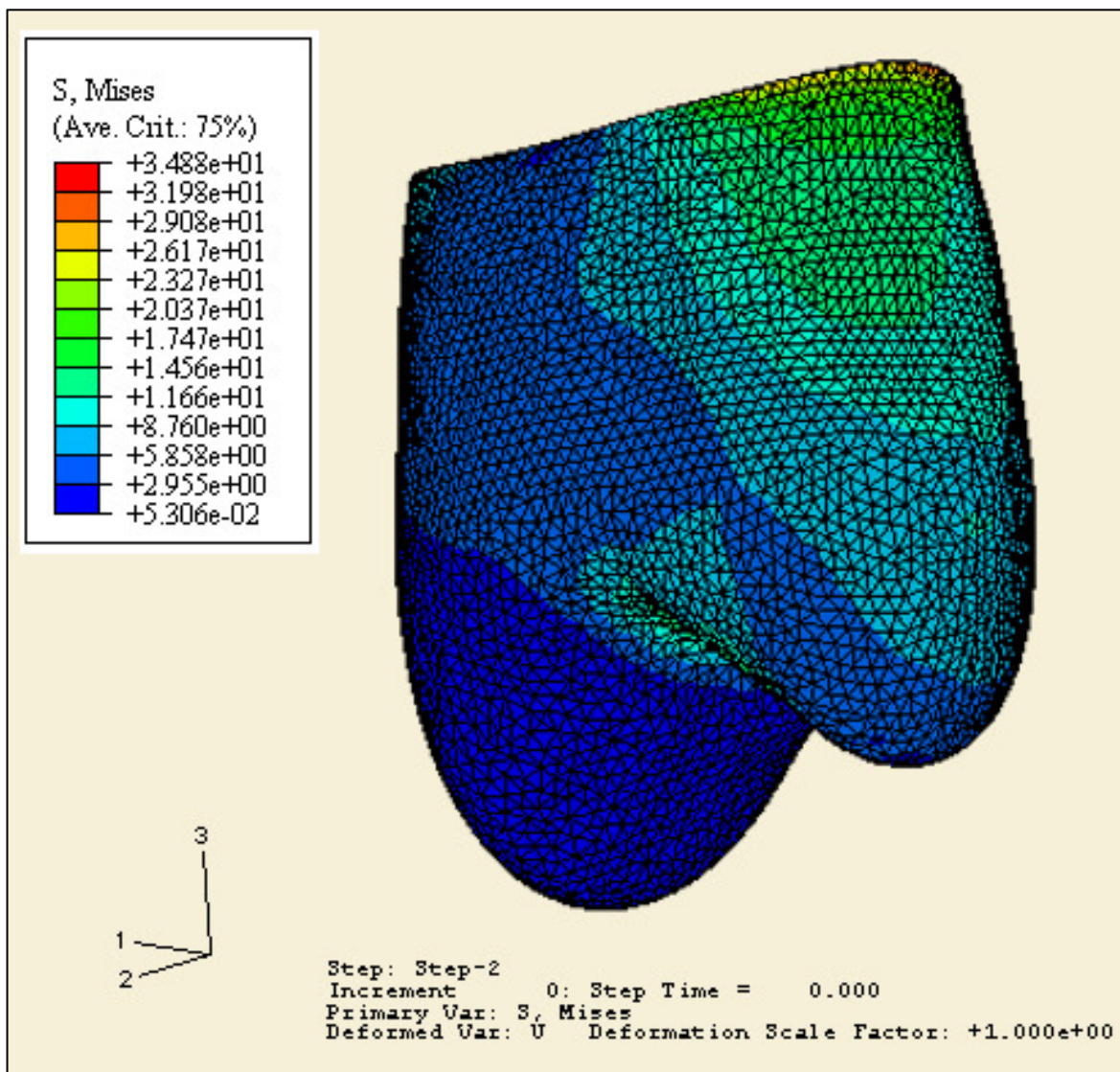


Figura 42 a: Modelo 3, mises corona.

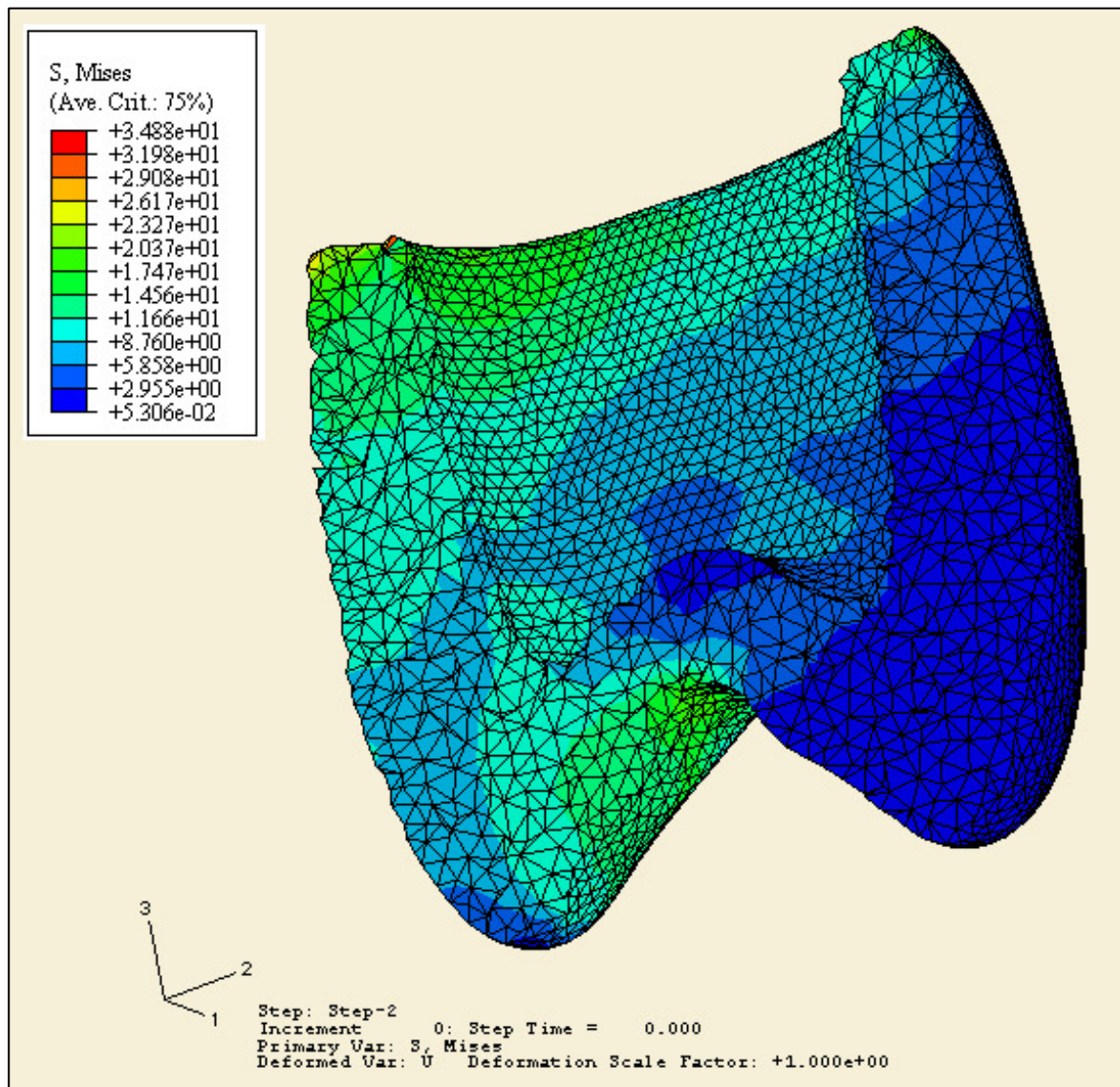


Figura 42 b: Modelo 3, mises corona.

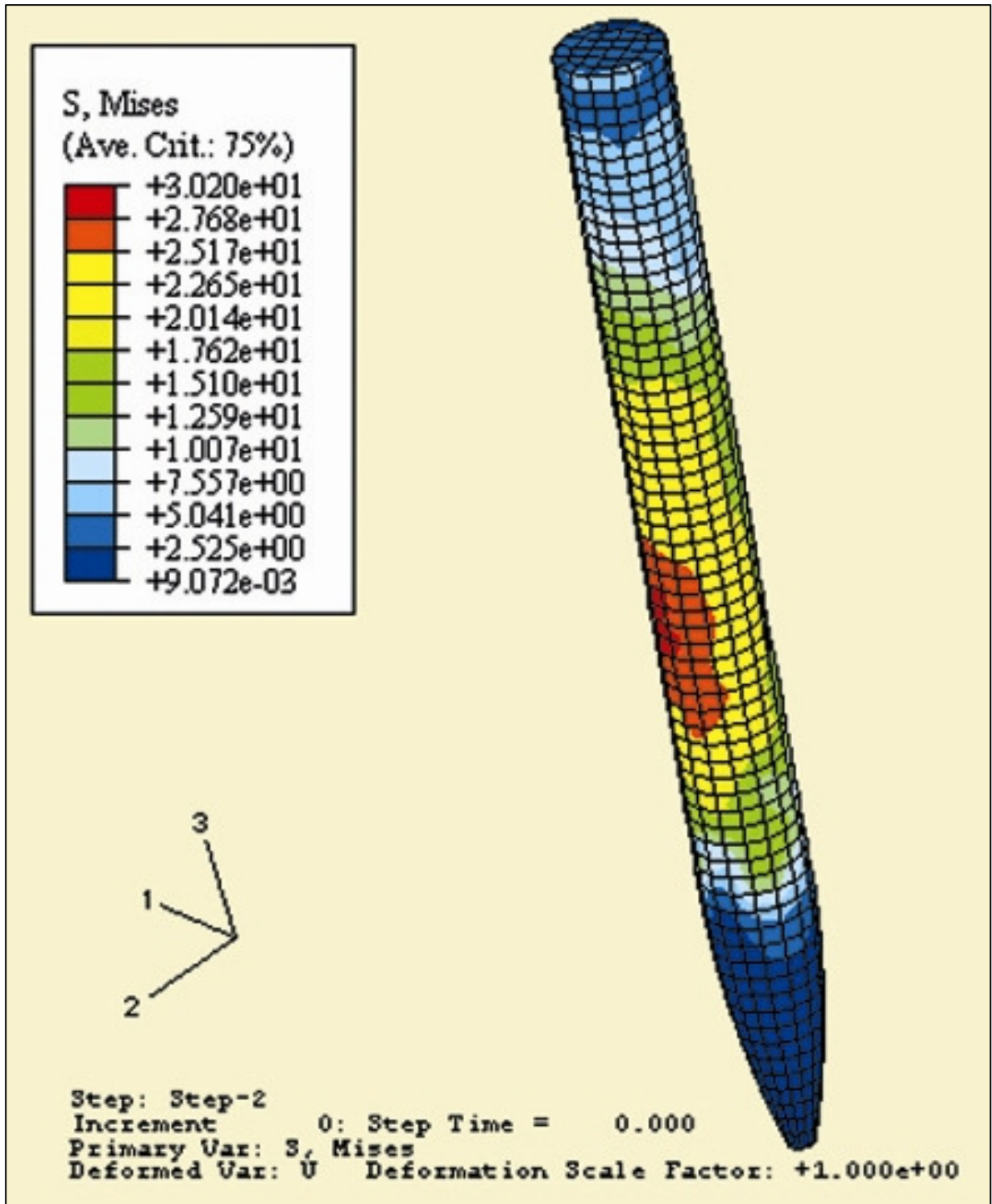


Figura 43: Modelo 3, mises perno.

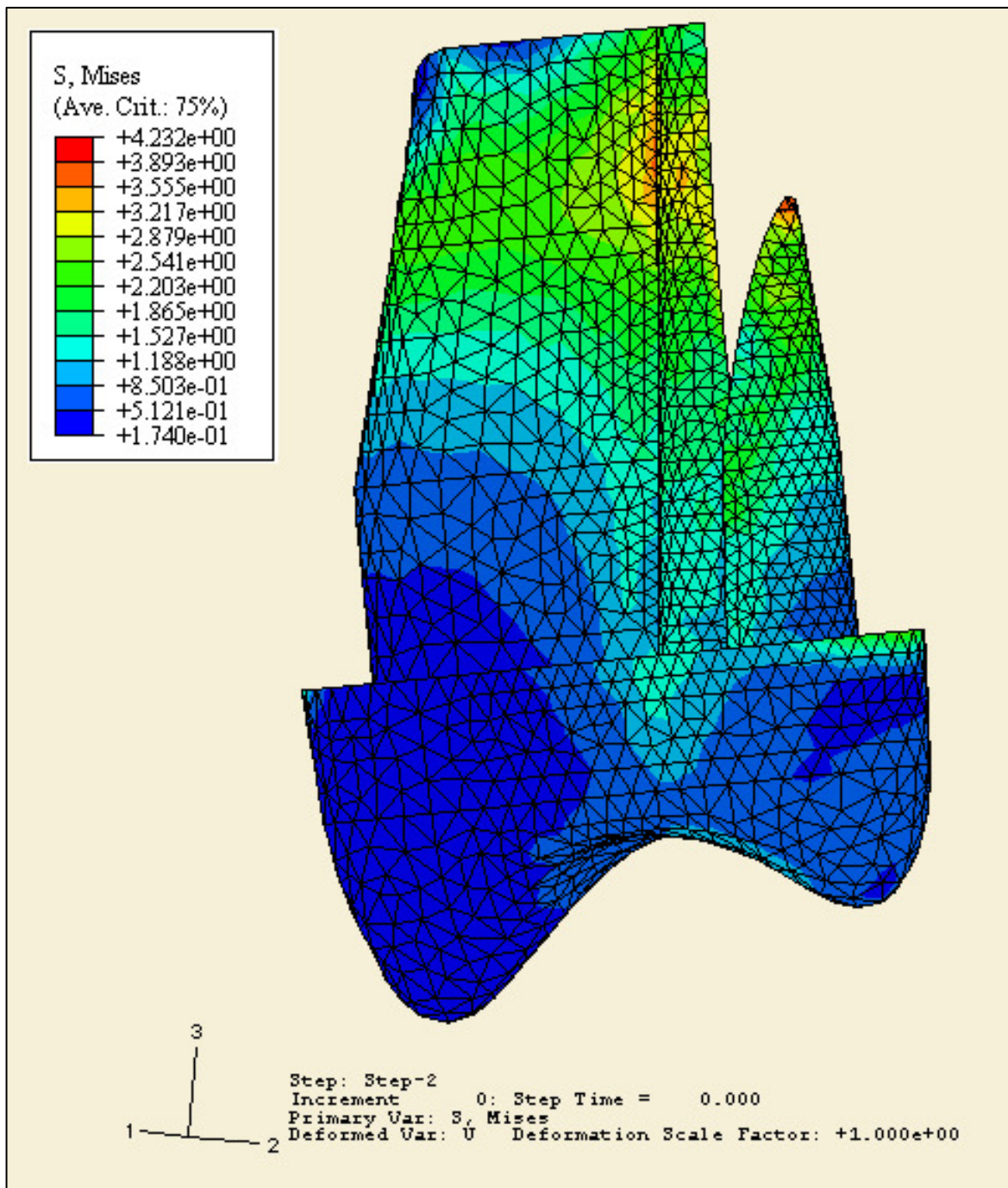


Figura 44: Modelo 3, mises muñón coronal.

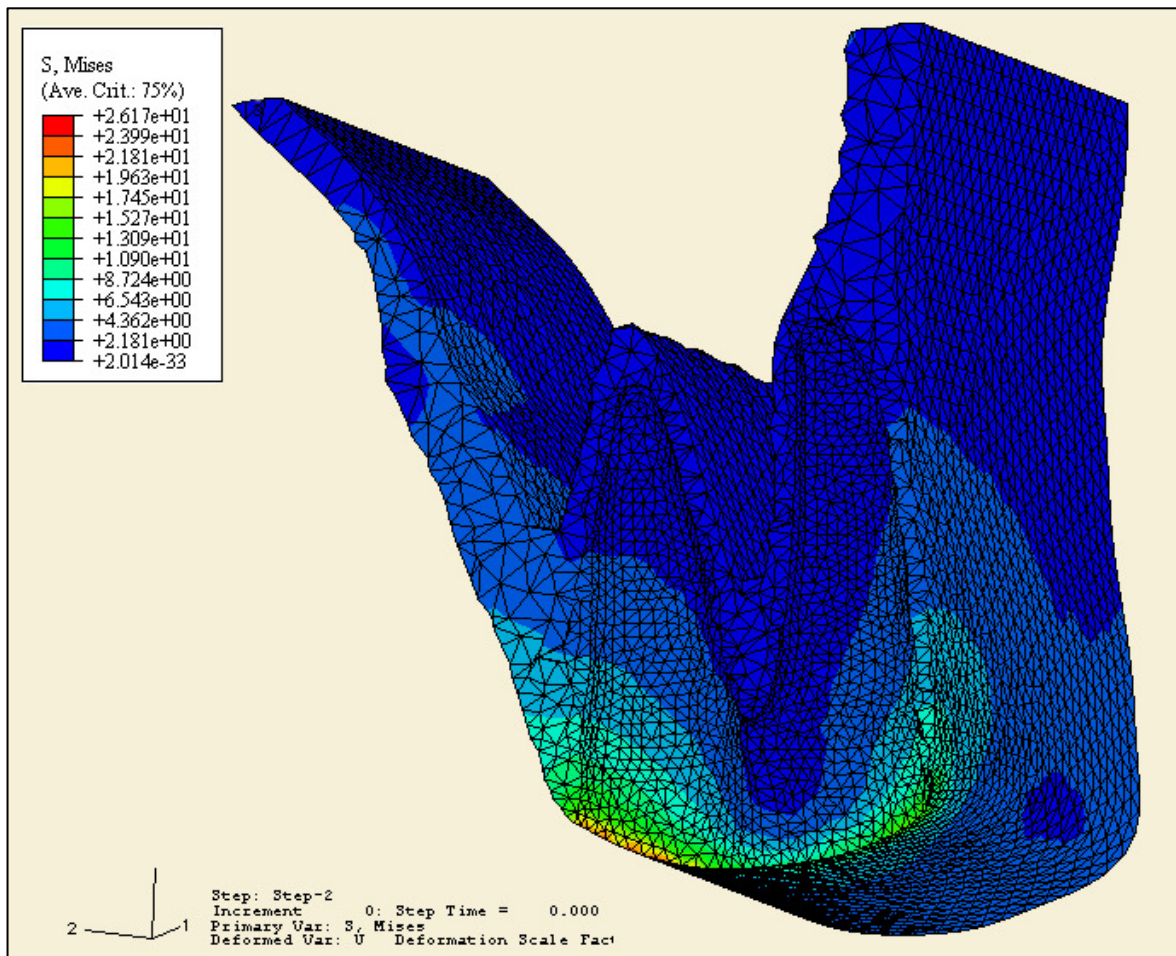


Figura 45 a: Modelo 3, mises hueso cortical.

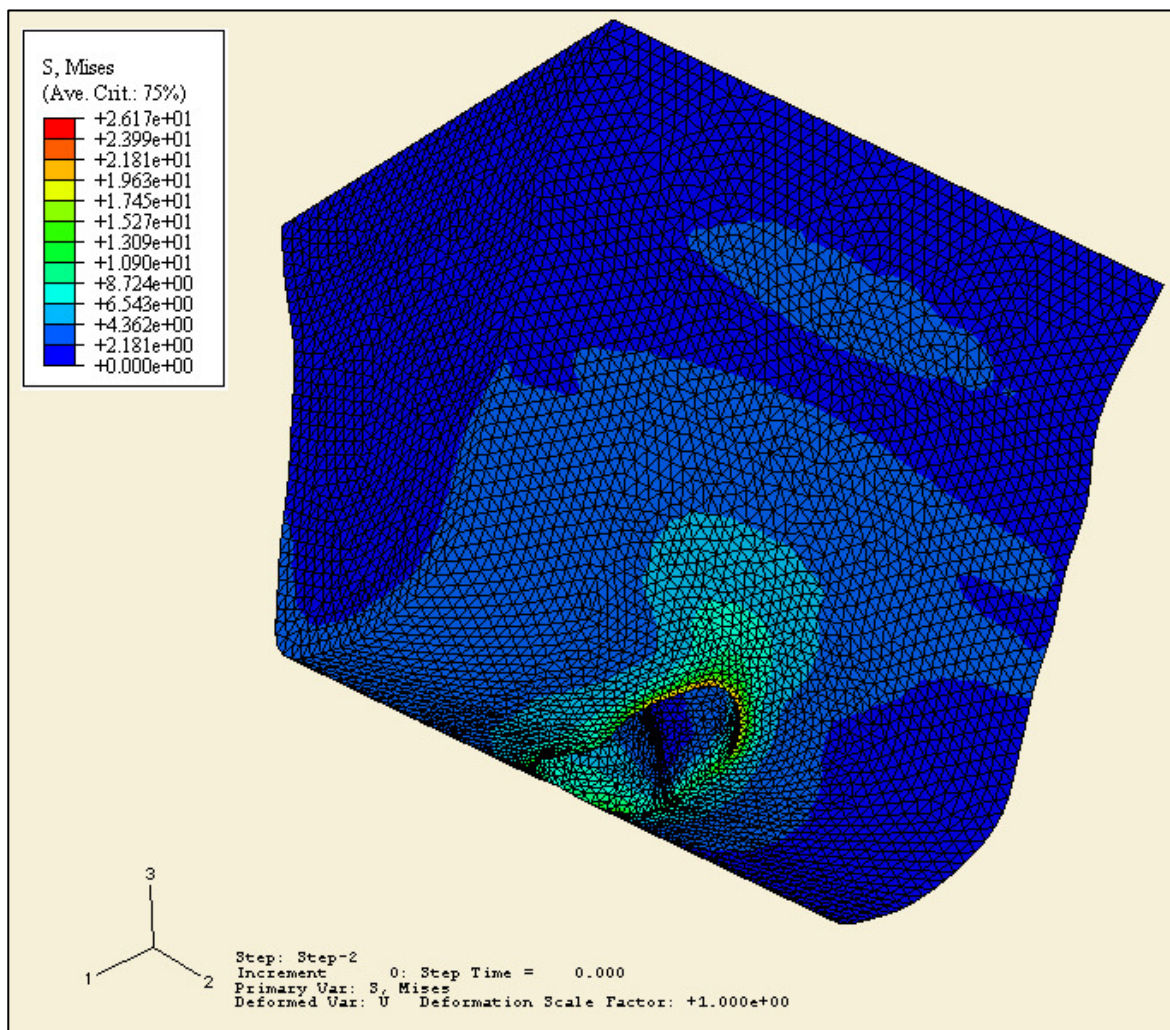


Figura 45 b: Modelo 3, mises hueso cortical.

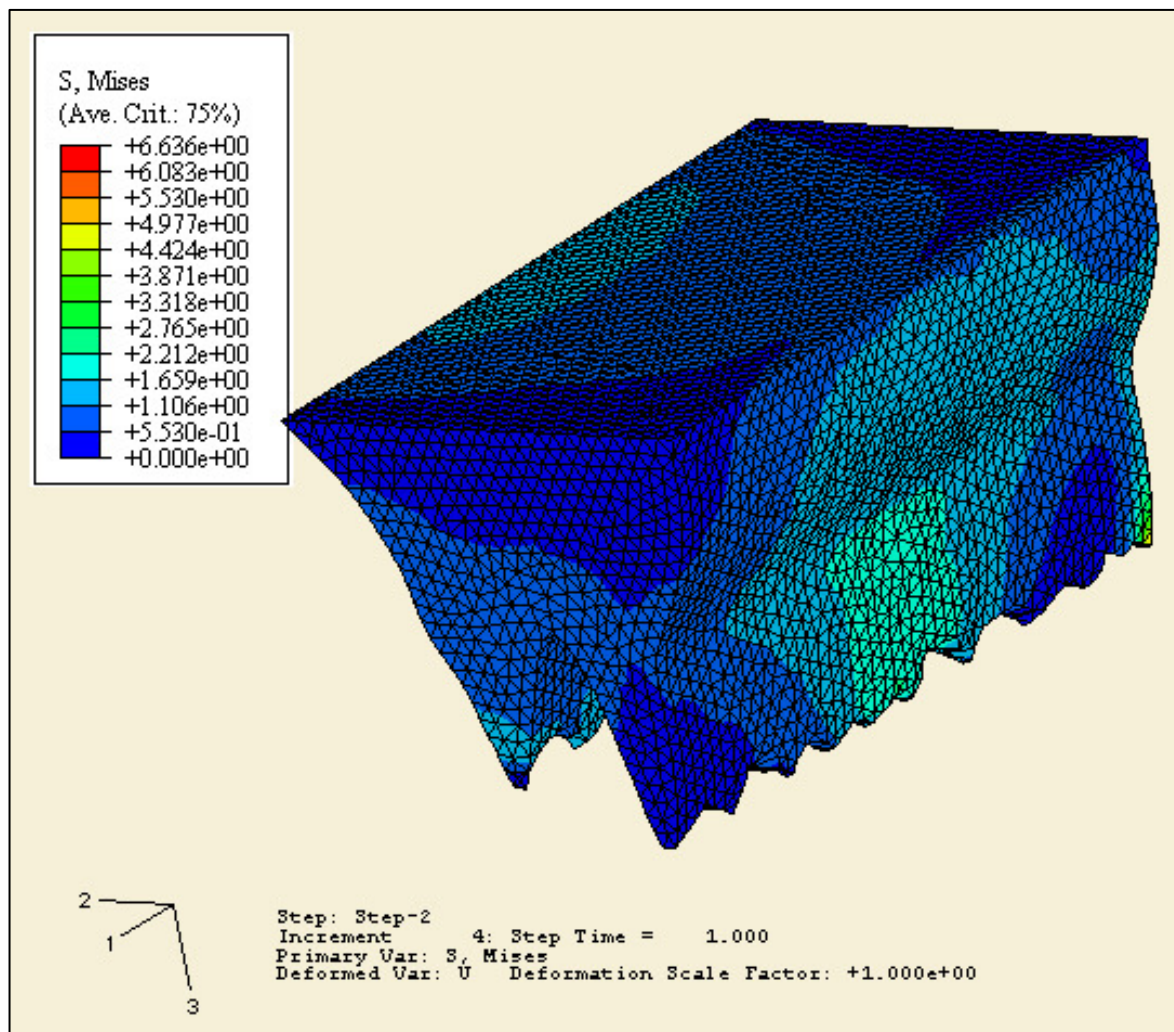


Figura 46: Modelo 3, mises hueso esponjoso.

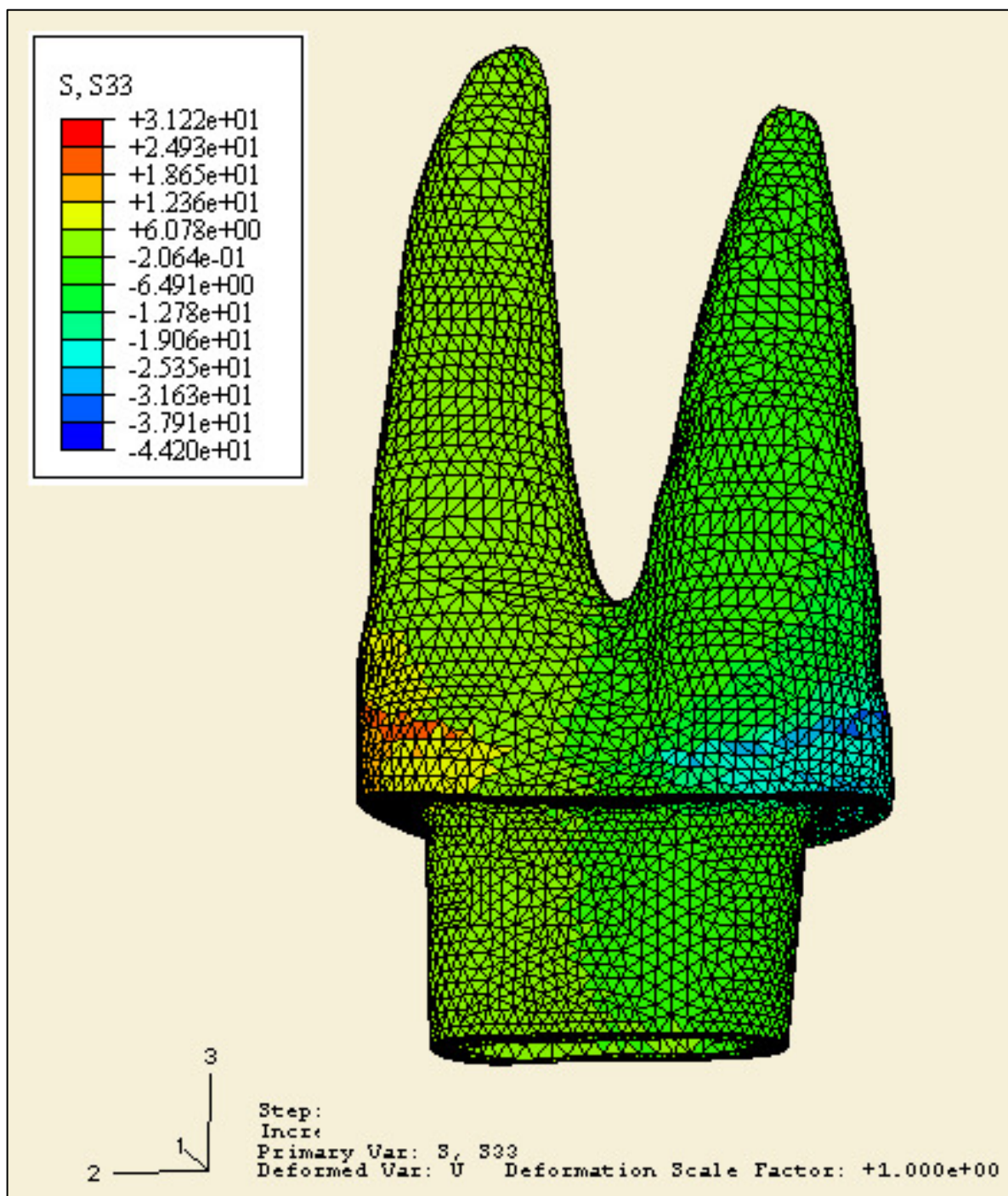


Figura 47: Modelo 3, S33 (dentina).



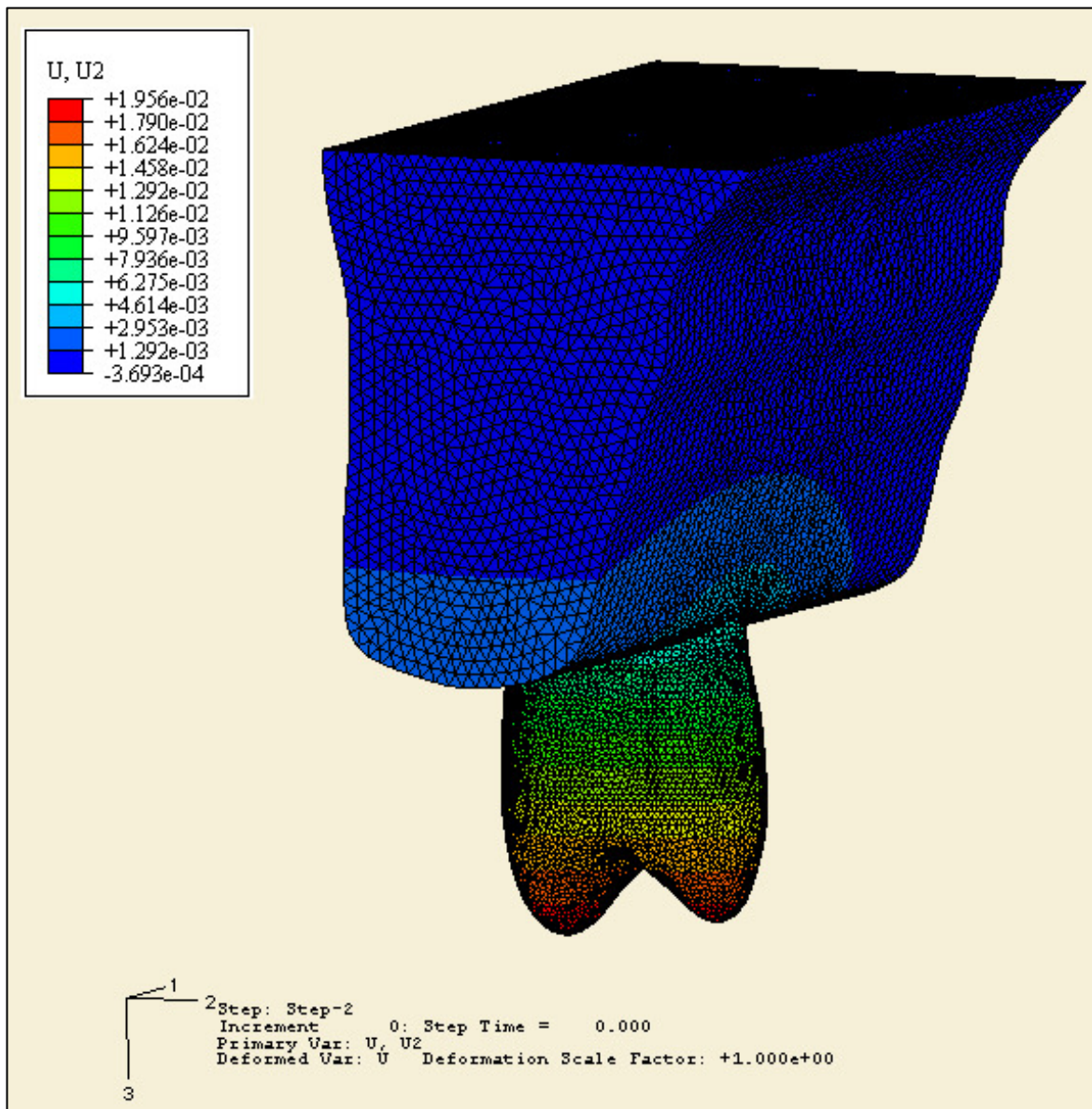


Figura 48: Modelo 3, desplazamiento U2.

**Tabla 4:** Modelo 4

| <b>Variable</b>                | <b>Valor</b>             | <b>Ubicación</b>                      | <b>Ver Figura</b> |
|--------------------------------|--------------------------|---------------------------------------|-------------------|
| Mises perno (máxima)           | 57,47 MPa                | En perno: altura cresta ósea Alveolar | 50                |
| Mises dentina                  | 33,59 MPa                | Cervical raíz palatina                | 51 a ; 51b        |
| Mises corona                   | 31,67 MPa                | Cervical corona hacia palatino        | 52                |
| Mises soporte: hueso cortical  | 24,42 MPa                | Cervical alrededor raíz del premolar  | 53                |
| Mises soporte: hueso esponjoso | 5,581 MPa                | Distribuidas                          | 54                |
| S33 dentina                    | +37,25 MPa<br>-39,94 MPa | Cervical raíz                         | 55                |
| U2 máximo                      | 0,0188 mm                | Extremo superior de la corona         | 56                |

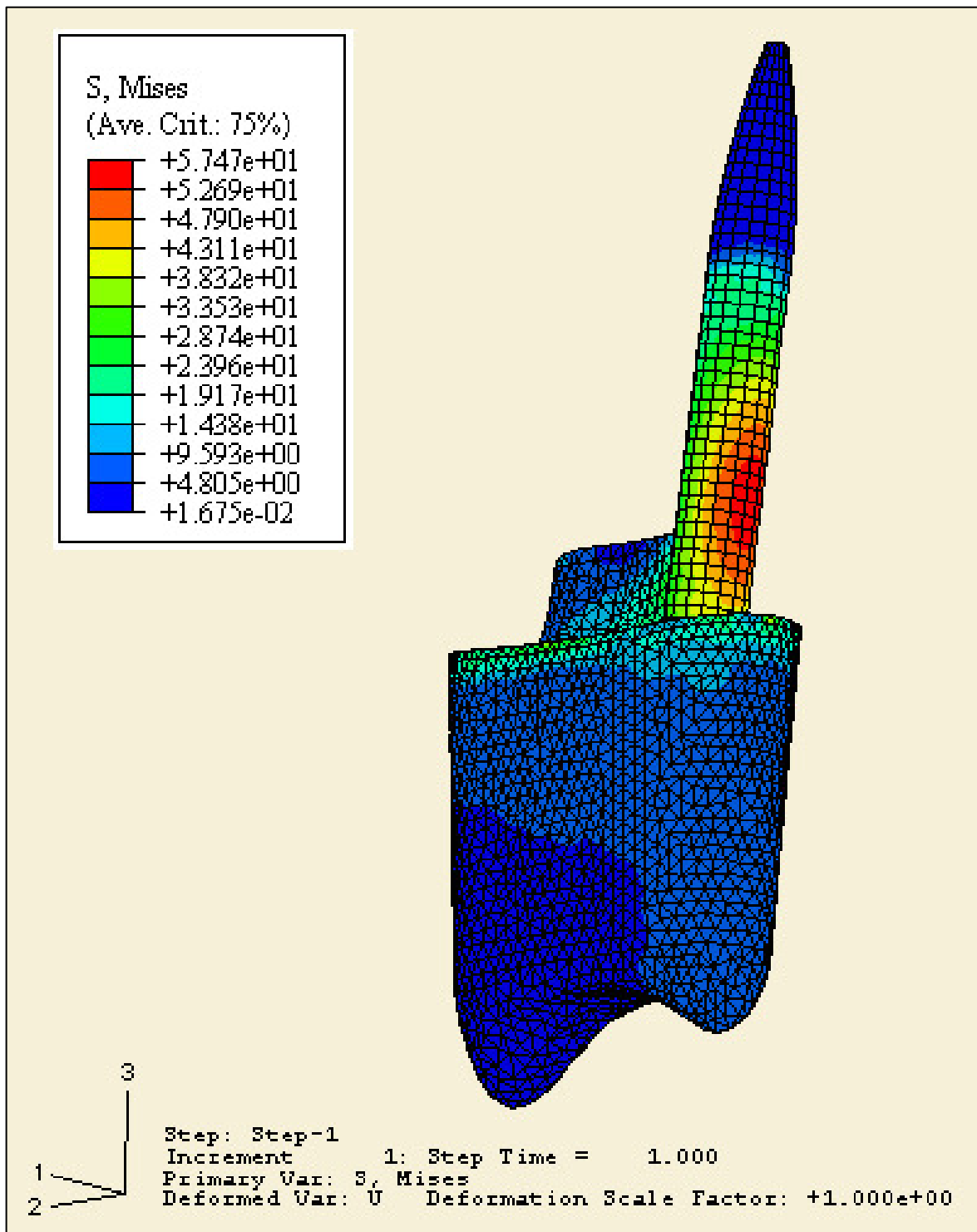


Figura 50: Modelo 4, mises perno (máxima).

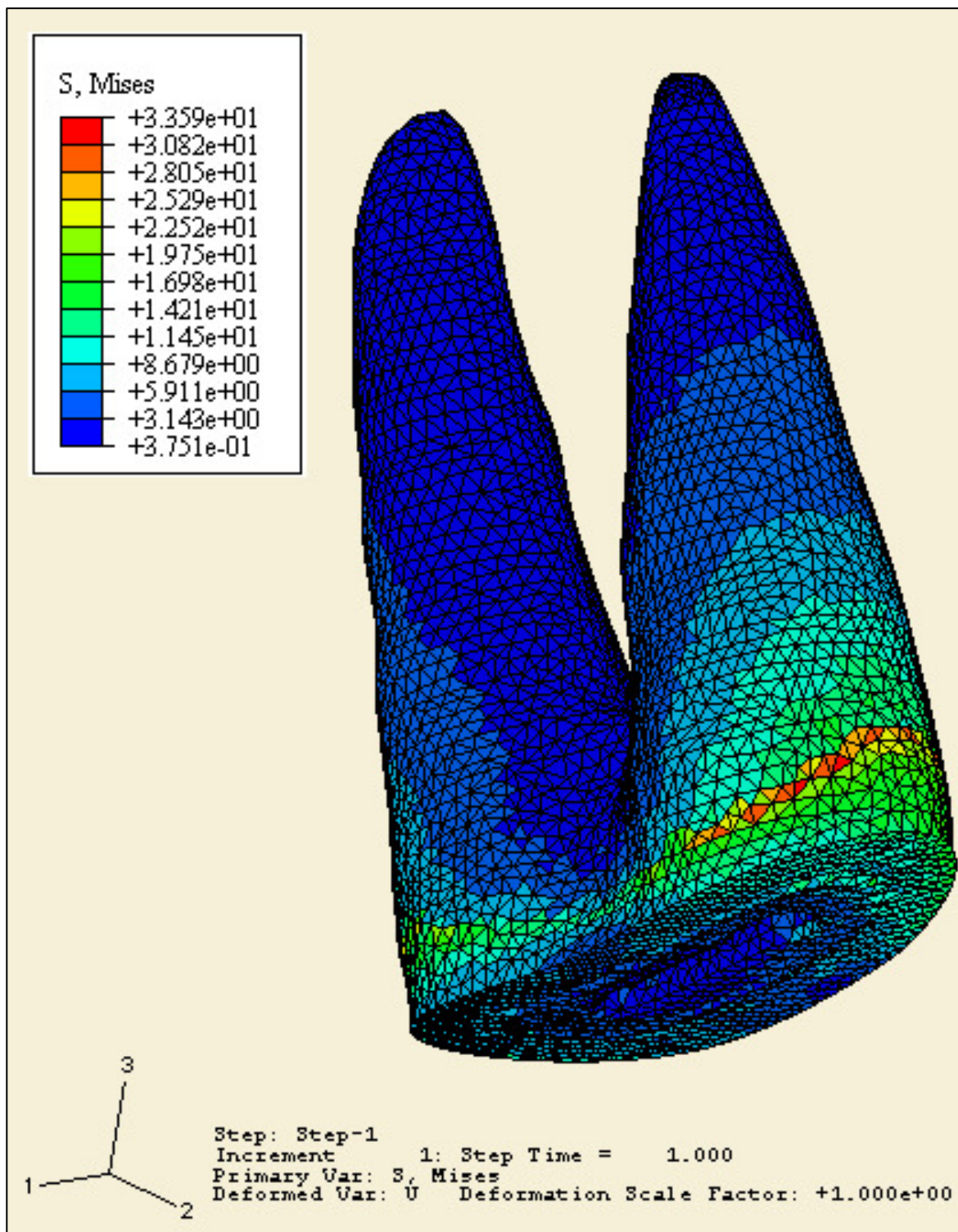


Figura 51 a: Modelo 4, mises dentina.

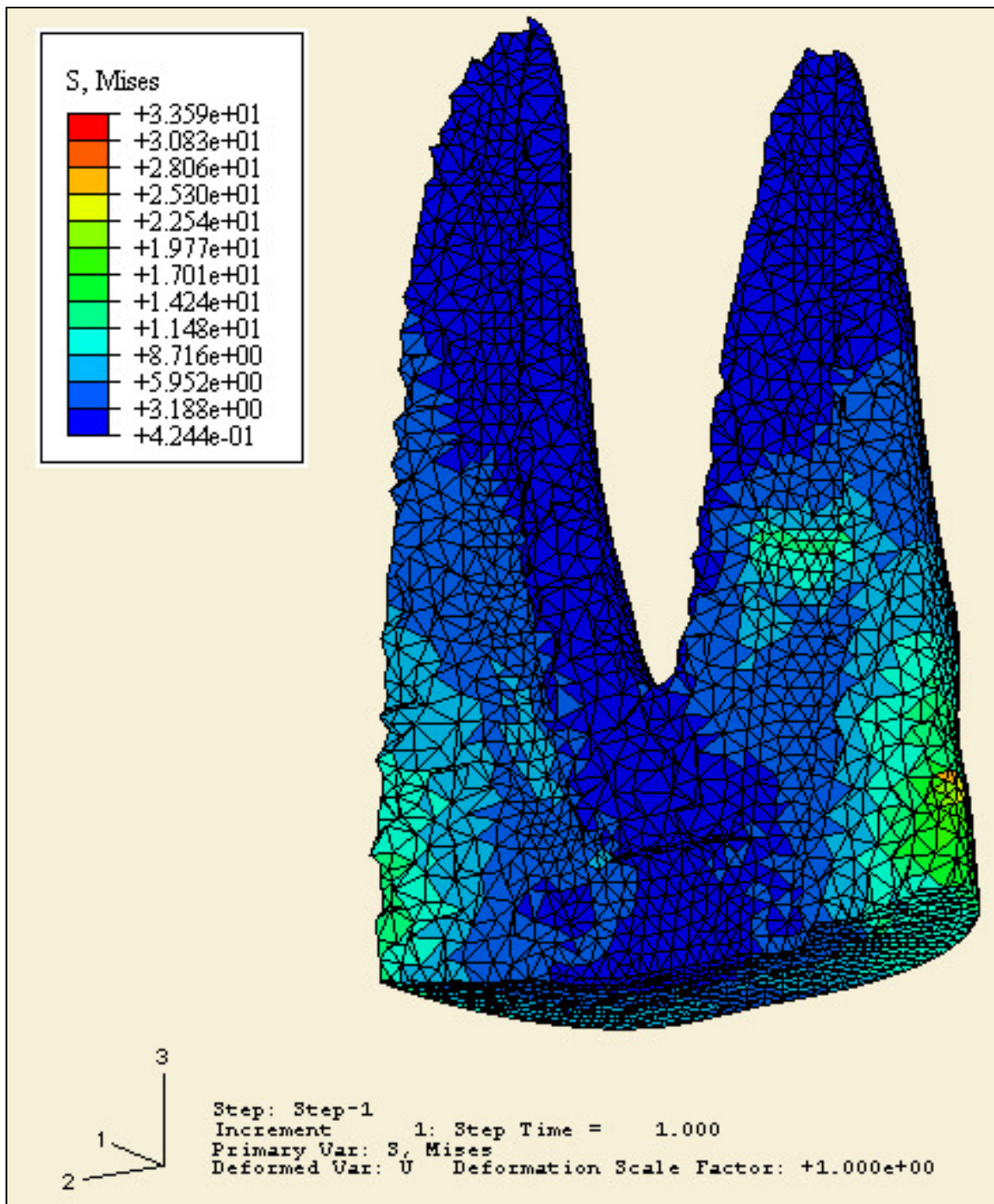


Figura 51 b: Modelo 4, mises dentina.

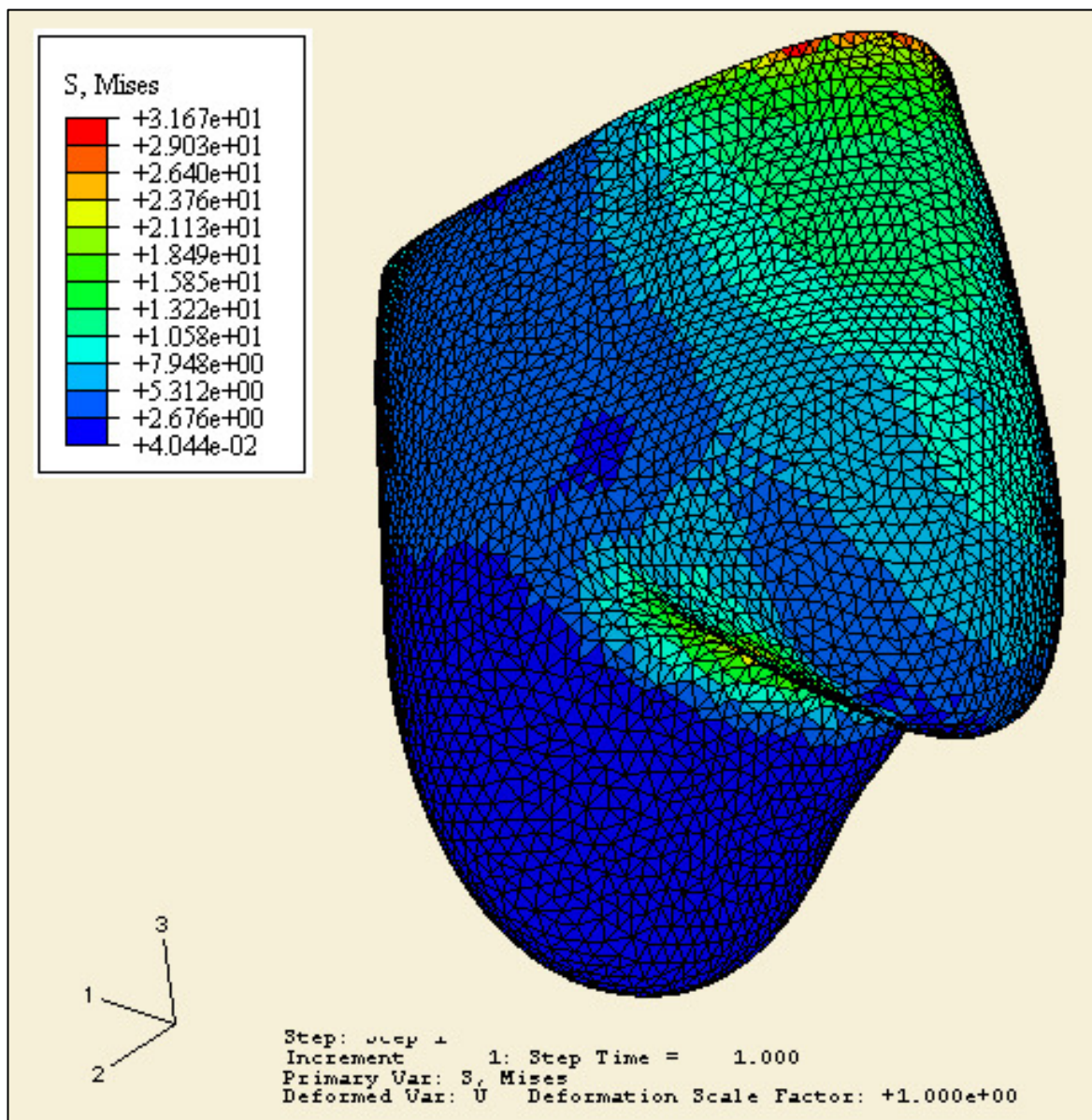


Figura 52: Modelo 4, mises corona.

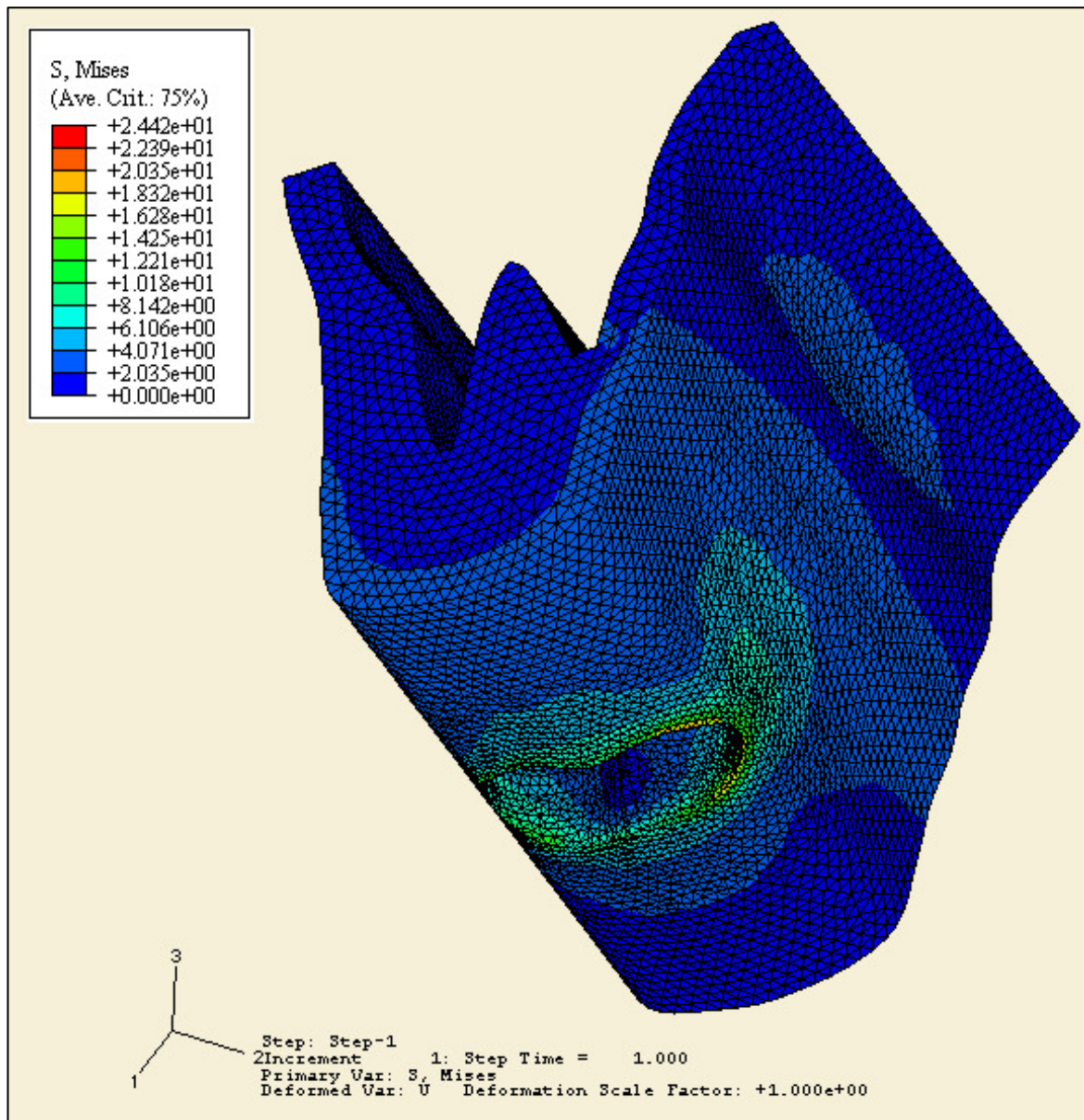
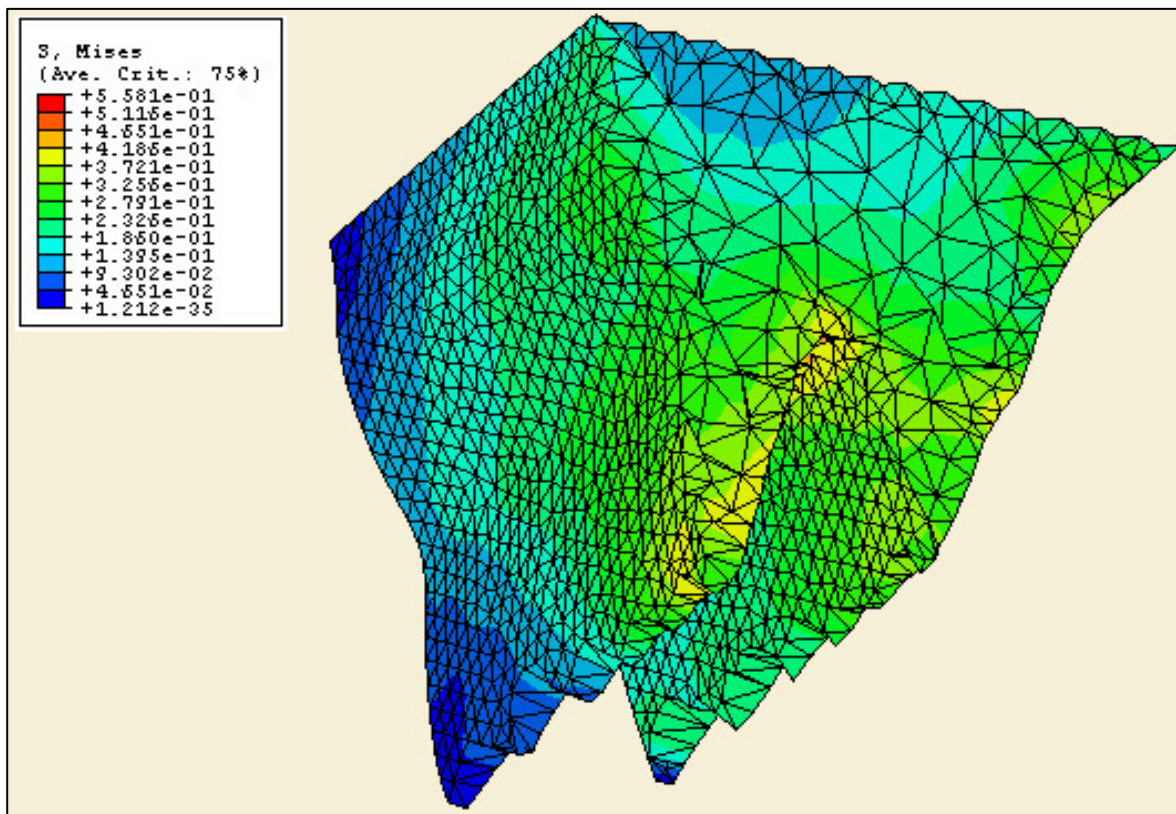


Figura 53: Modelo 4, mises hueso cortical.



**Figura 54:** Modelo 4, mises hueso esponjoso.



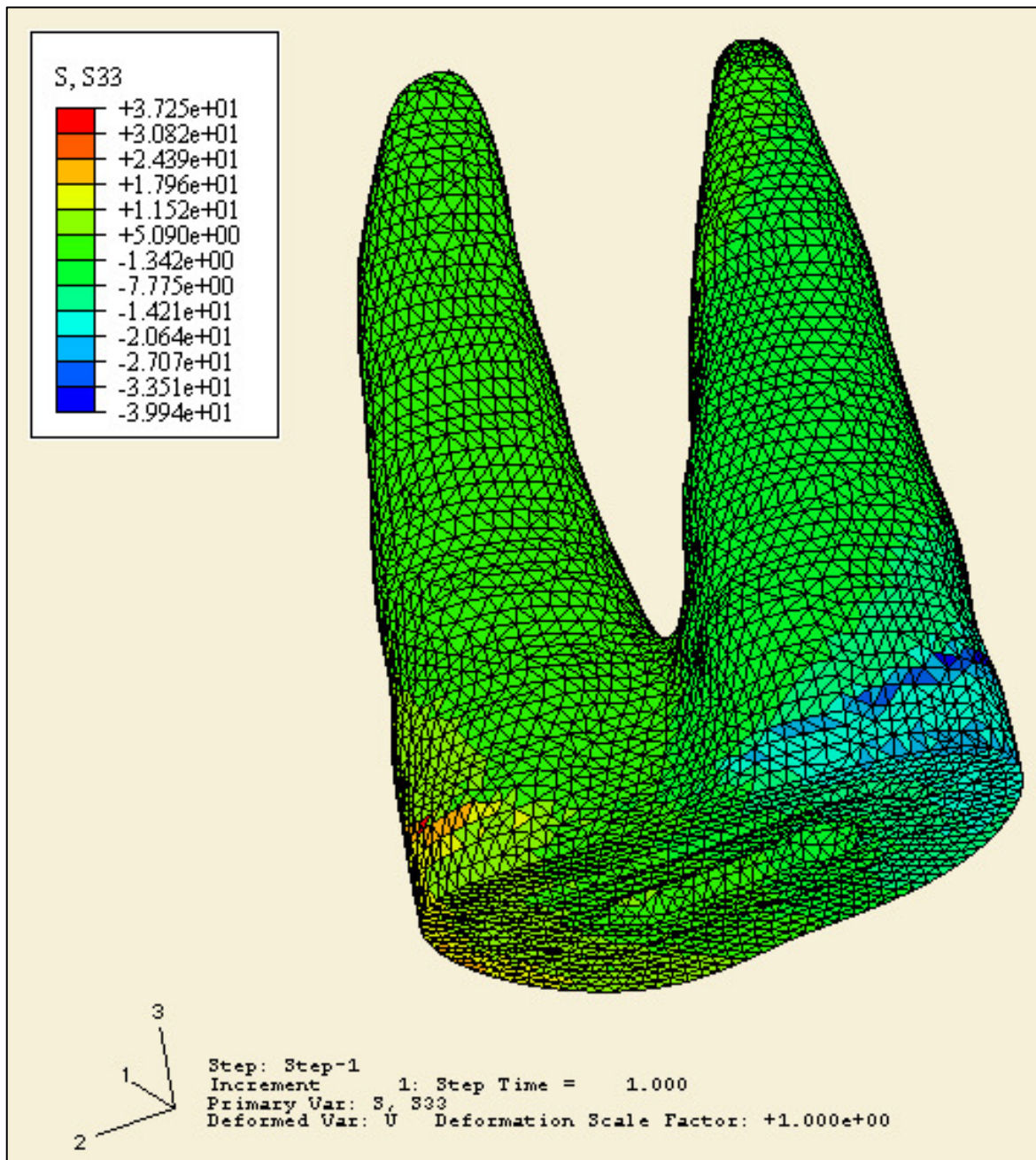


Figura 55: Modelo 4, S33 (dentina).

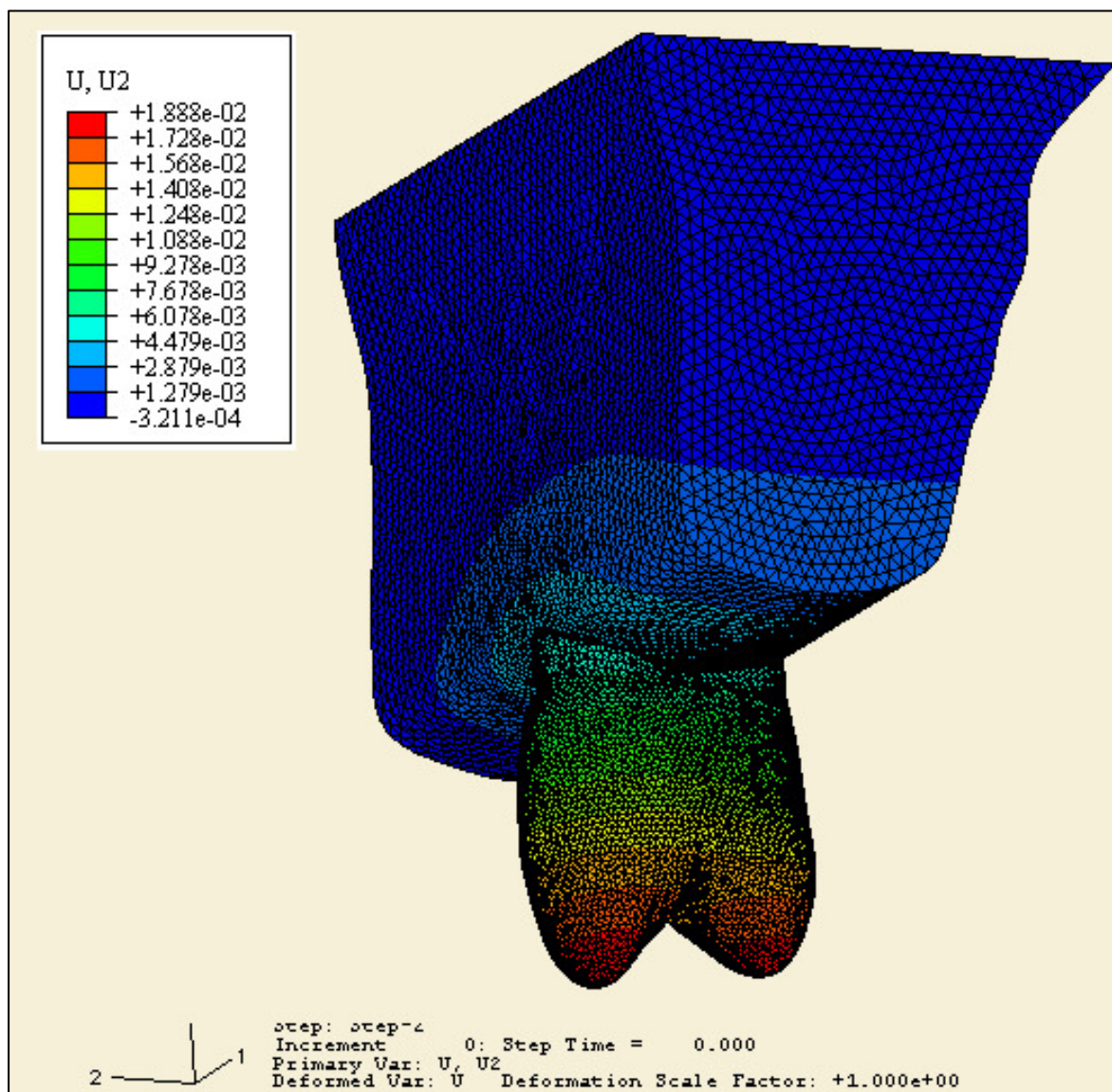


Figura 56: Modelo 4, desplazamiento U2.

**Tabla 5:** Modelo 5

| <b>Variable</b>                | <b>Valor</b>             | <b>Ubicación</b>                      | <b>Ver Figura</b> |
|--------------------------------|--------------------------|---------------------------------------|-------------------|
| Mises perno (máxima)           | 61,45 MPa                | En perno: altura cresta ósea alveolar | 57                |
| Mises corona                   | 35,14 MPa                | Cervical corona hacia palatino        | 58 a; 58 b        |
| Mises dentina                  | 34,82 MPa                | Cervical raíz palatina                | 59 a ; 59 b       |
| Mises soporte: hueso cortical  | 22,79 MPa                | Cervical alrededor raíz del premolar  | 60                |
| Mises soporte: hueso esponjoso | 1,09 MPa                 | Distribuidas                          | 61                |
| S33 dentina                    | +37,12 MPa<br>-44,44 MPa | Cervical raíz                         | 62                |
| U2 máximo                      | 0,0230 mm                | Extremo superior de la corona         | 63                |

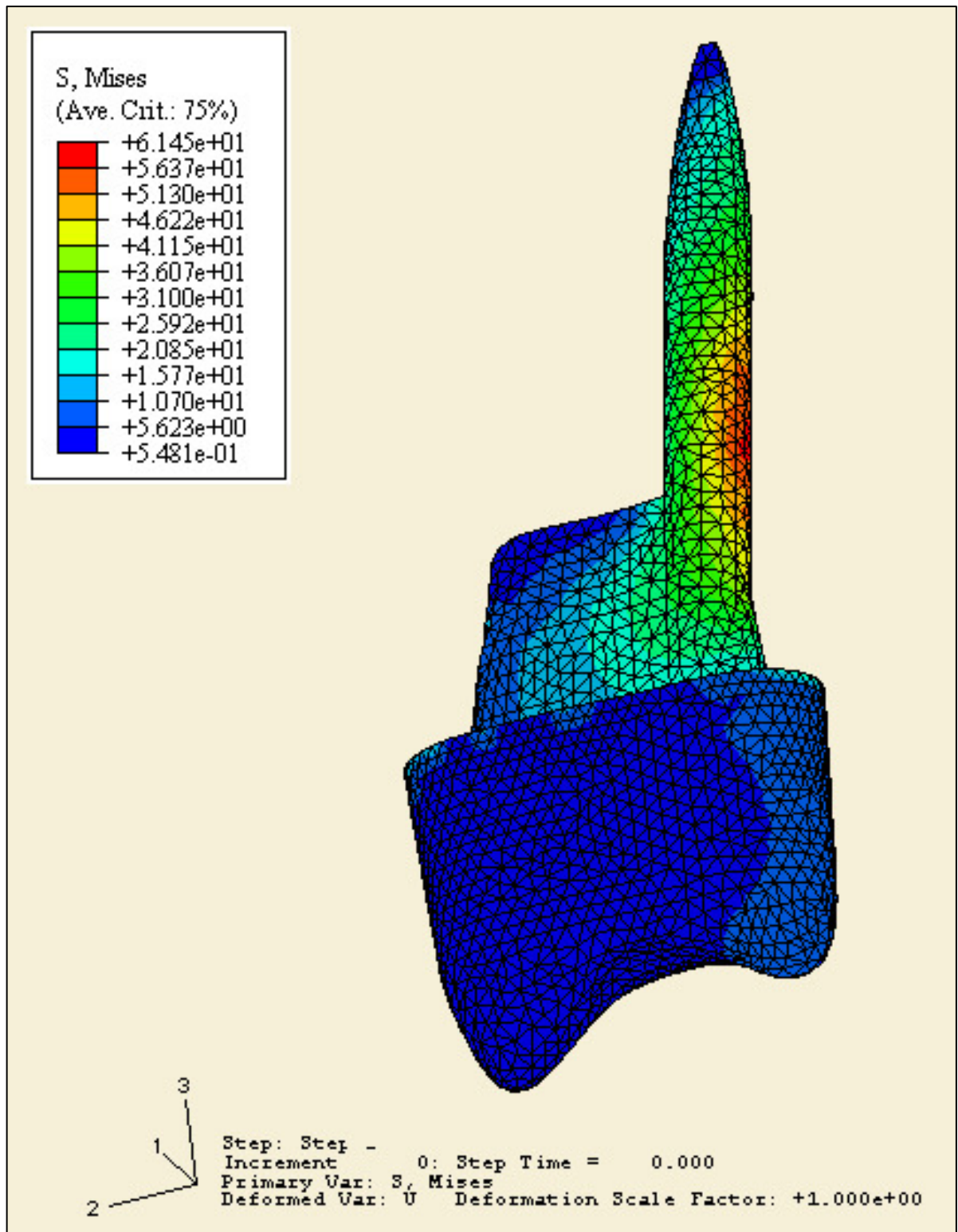


Figura 57: Modelo 5, mises perno (máxima).

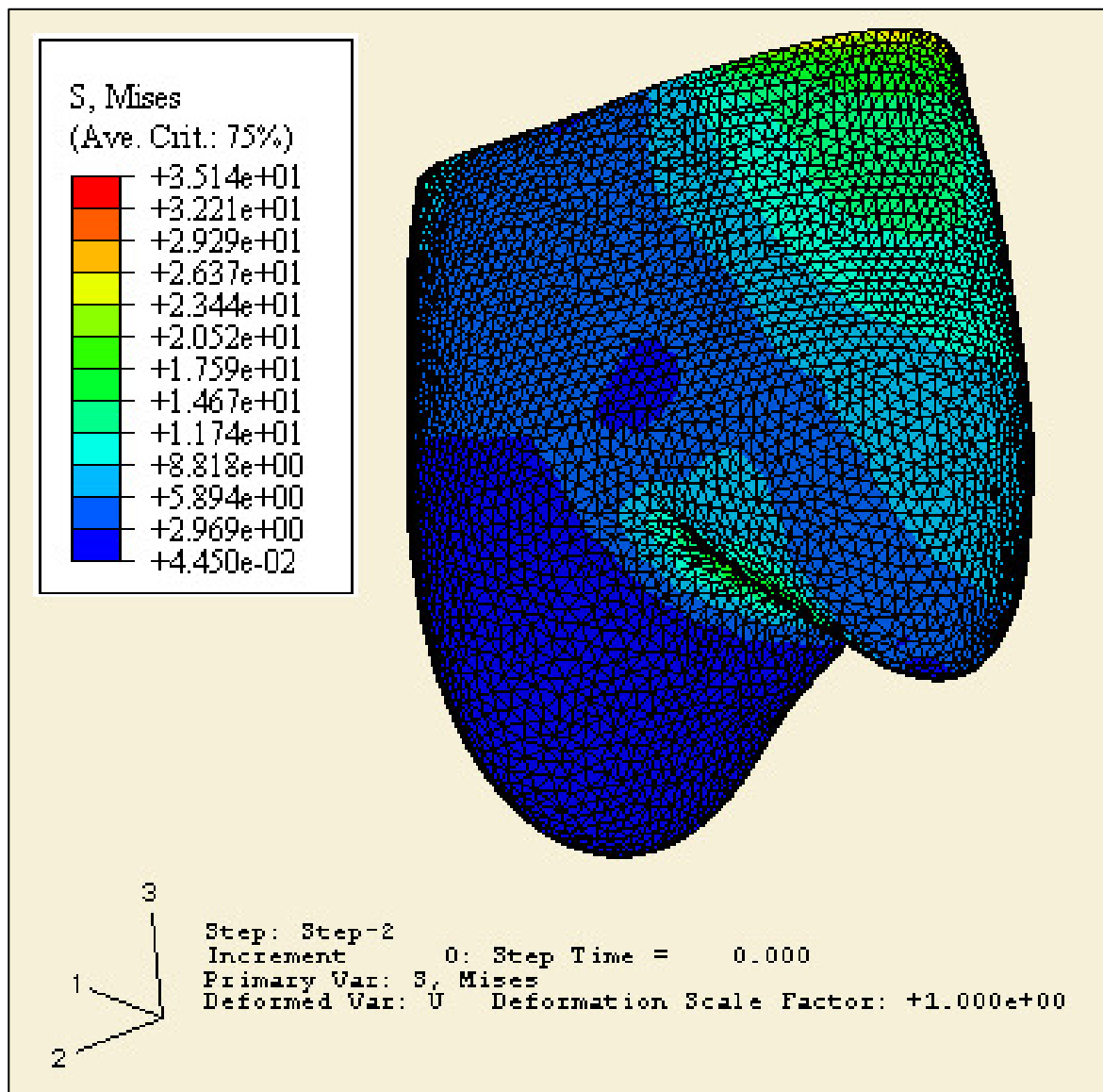
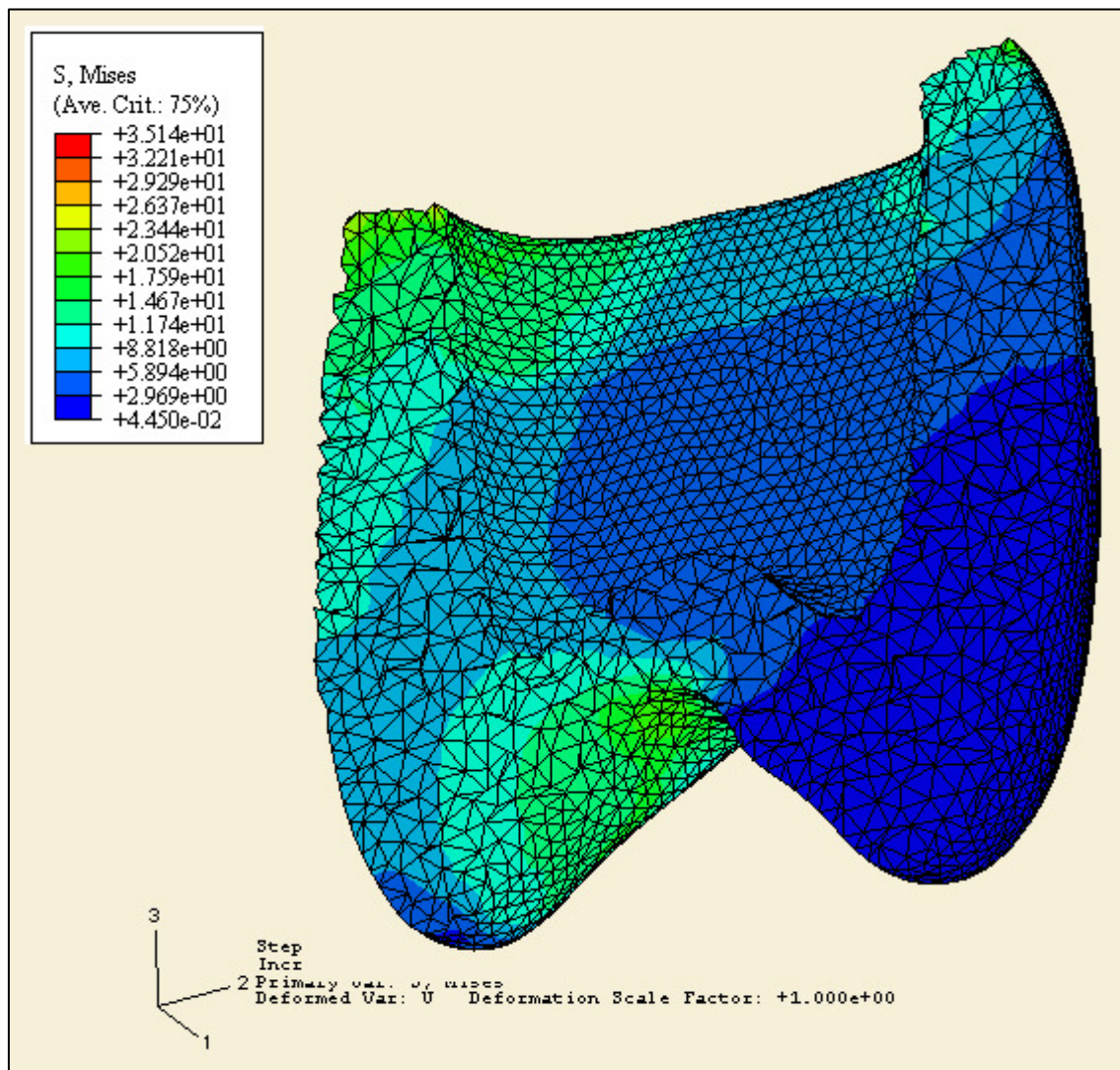


Figura 58 a: Modelo 5, mises corona.



**Figura 58 b:** Modelo 5, mises corona.

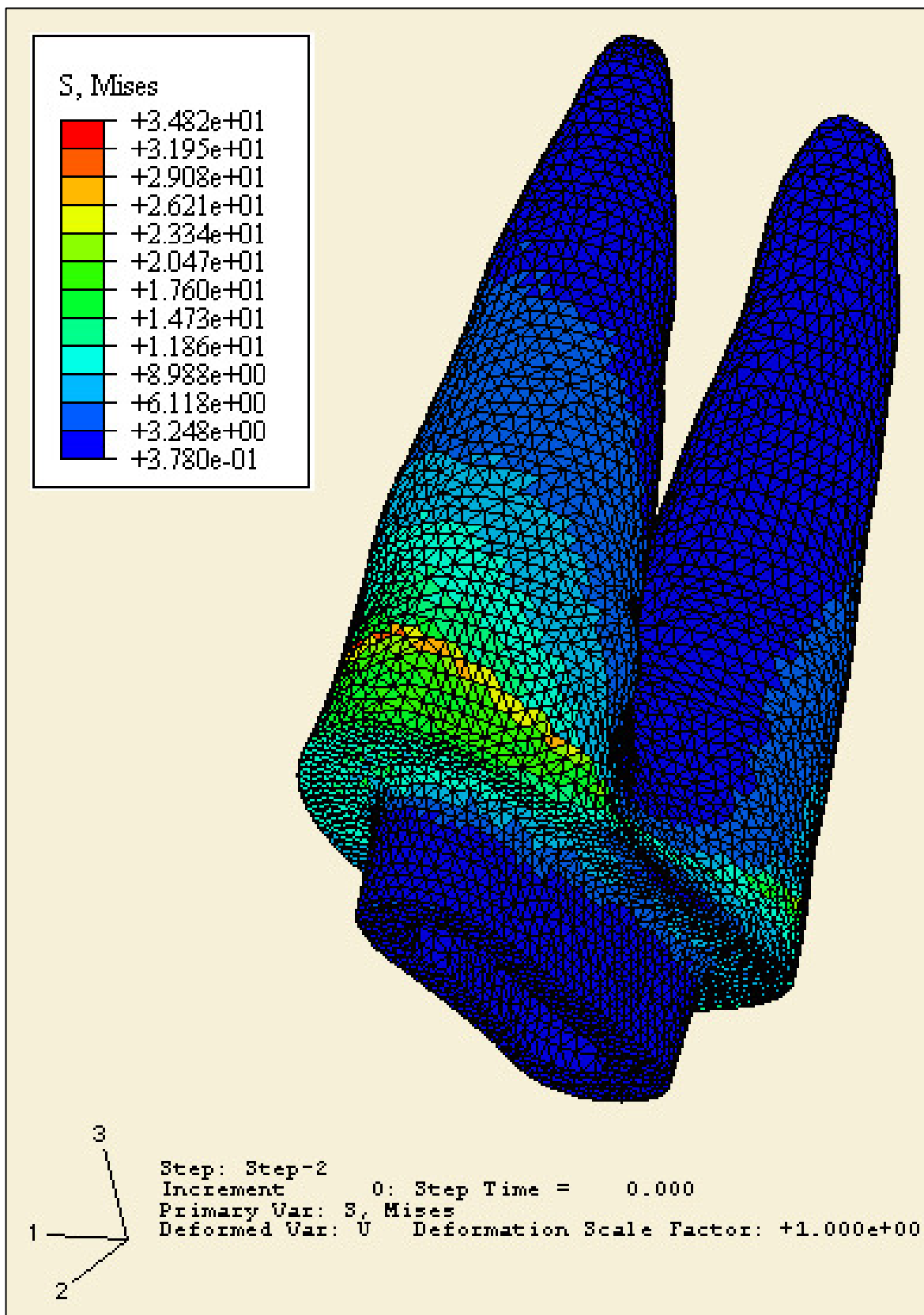


Figura 59 a: Modelo 5, mises dentina.

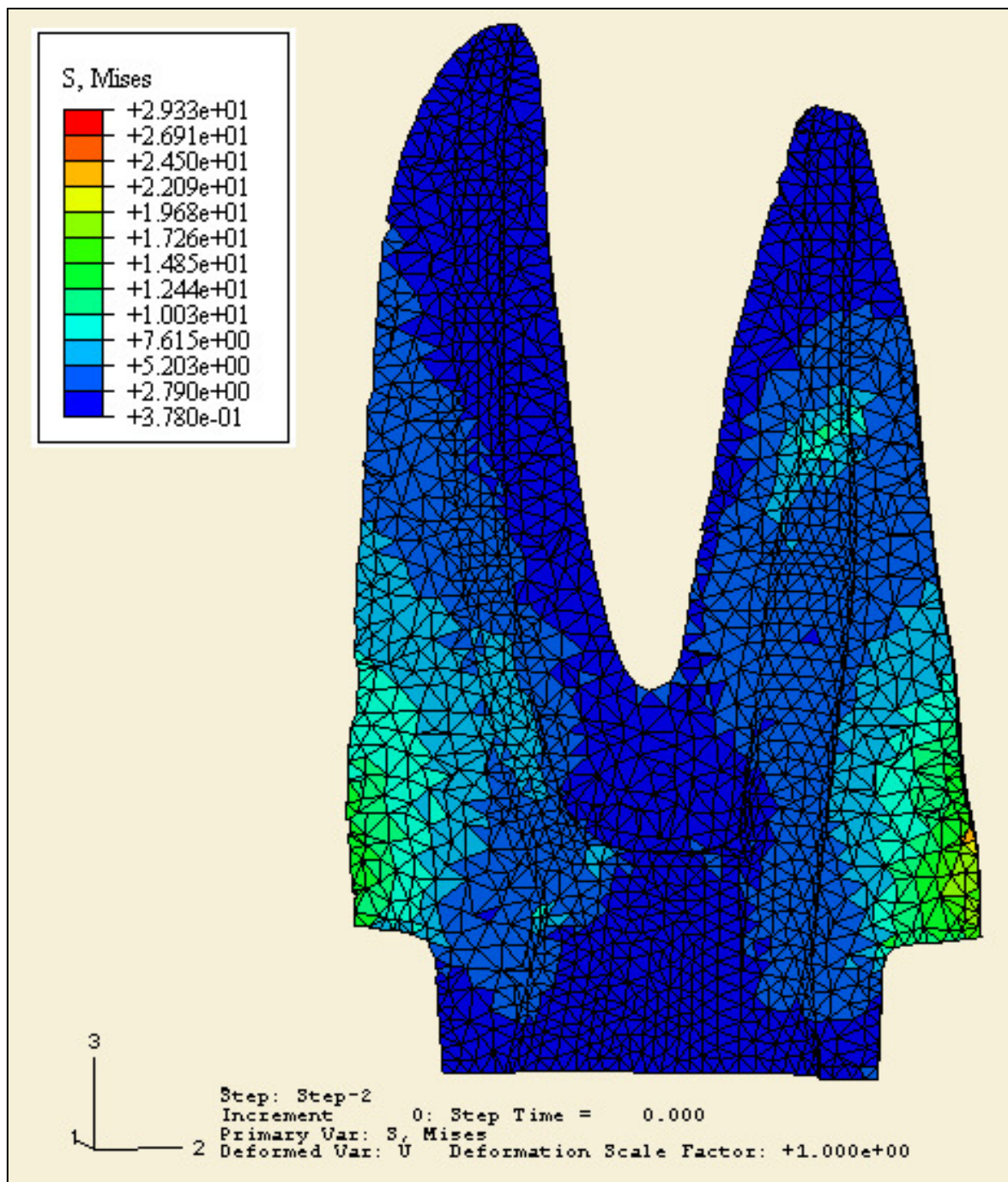


Figura 59 b: Modelo 5, mises dentina.



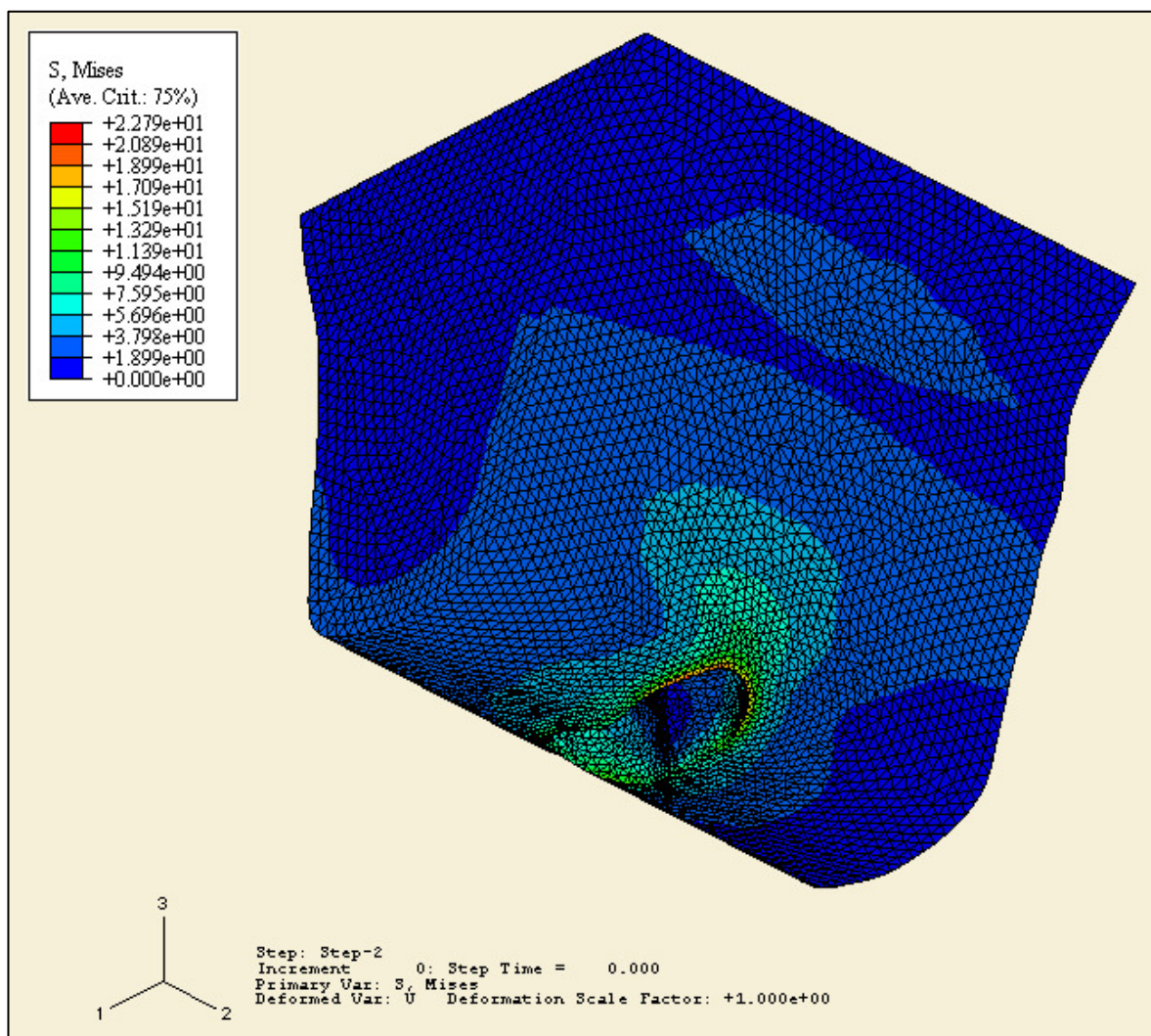


Figura 60: Modelo 5, mises hueso cortical.

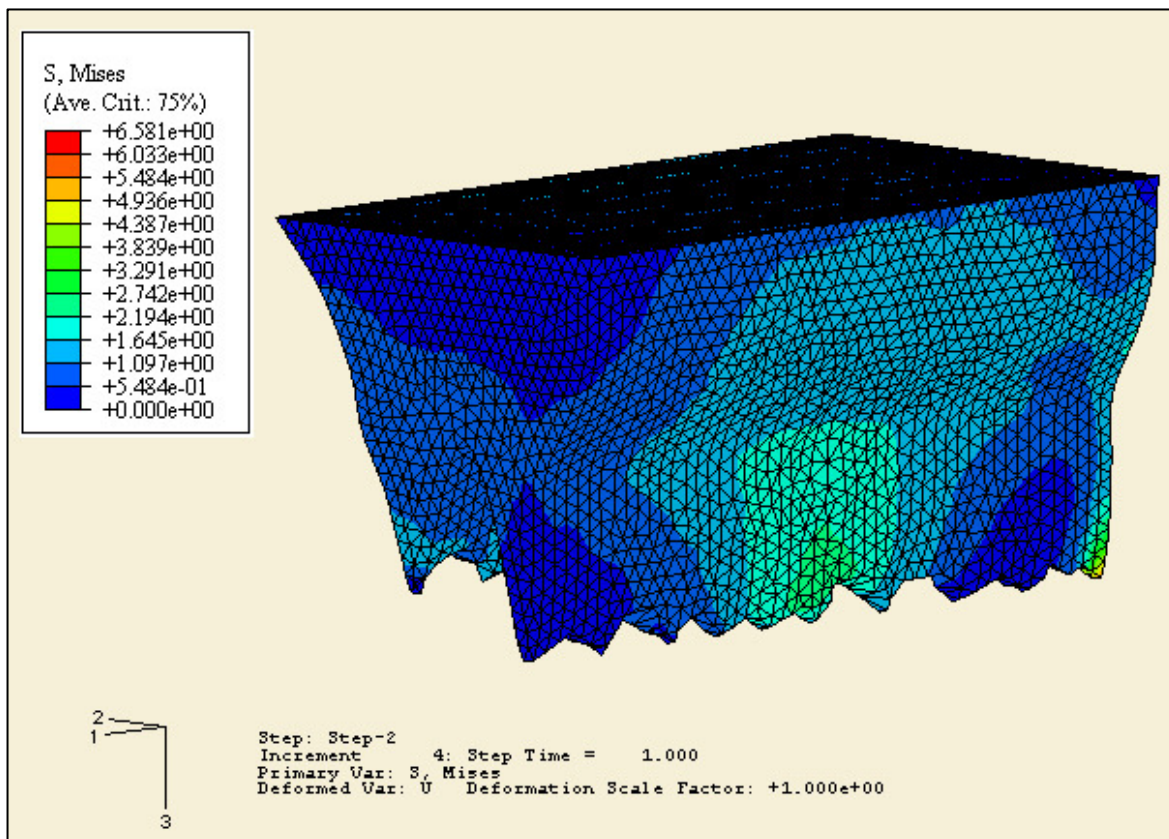


Figura 61: Modelo 5, mises hueso esponjoso.

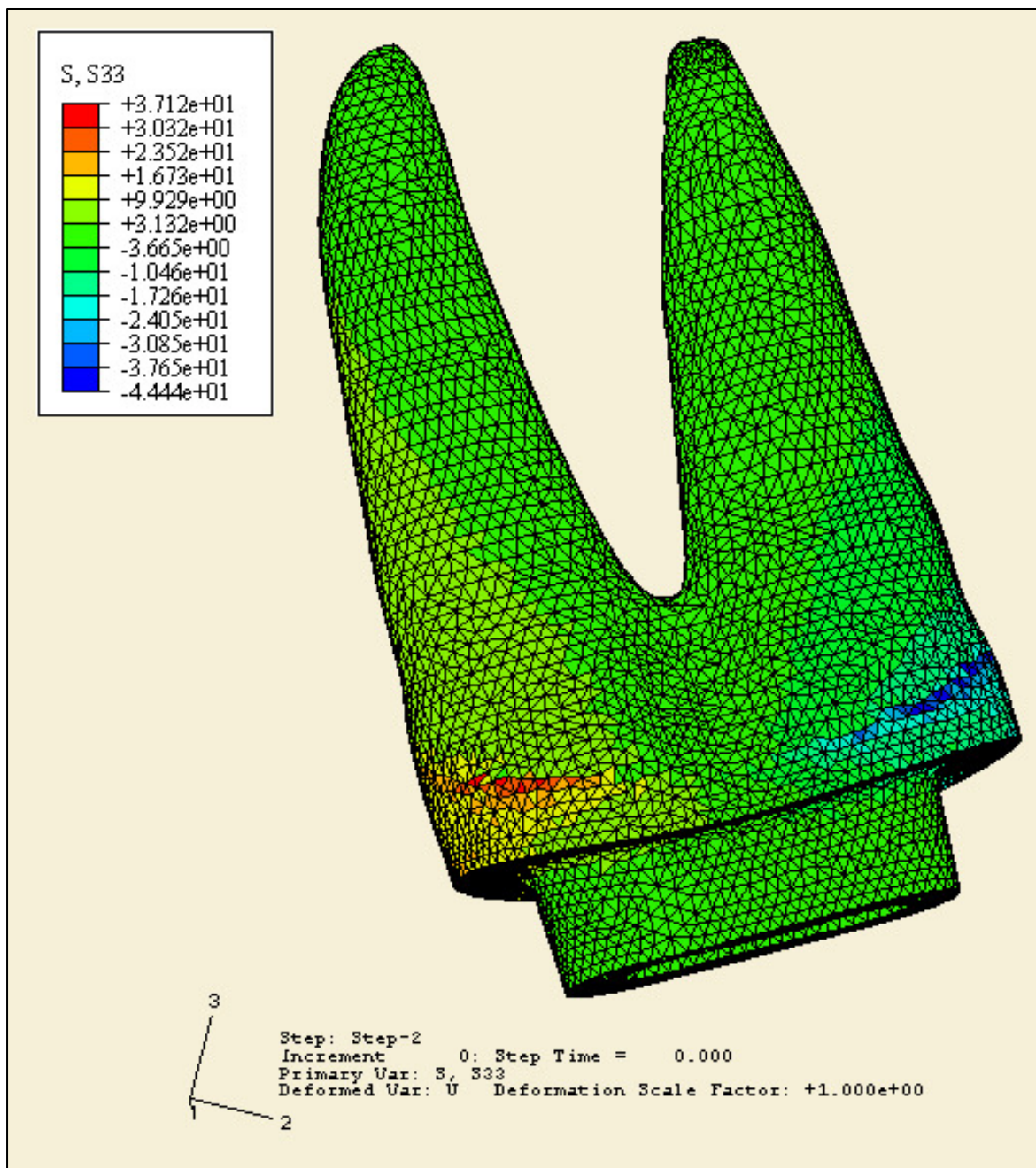


Figura 62: Modelo 5, S33 (dentina).

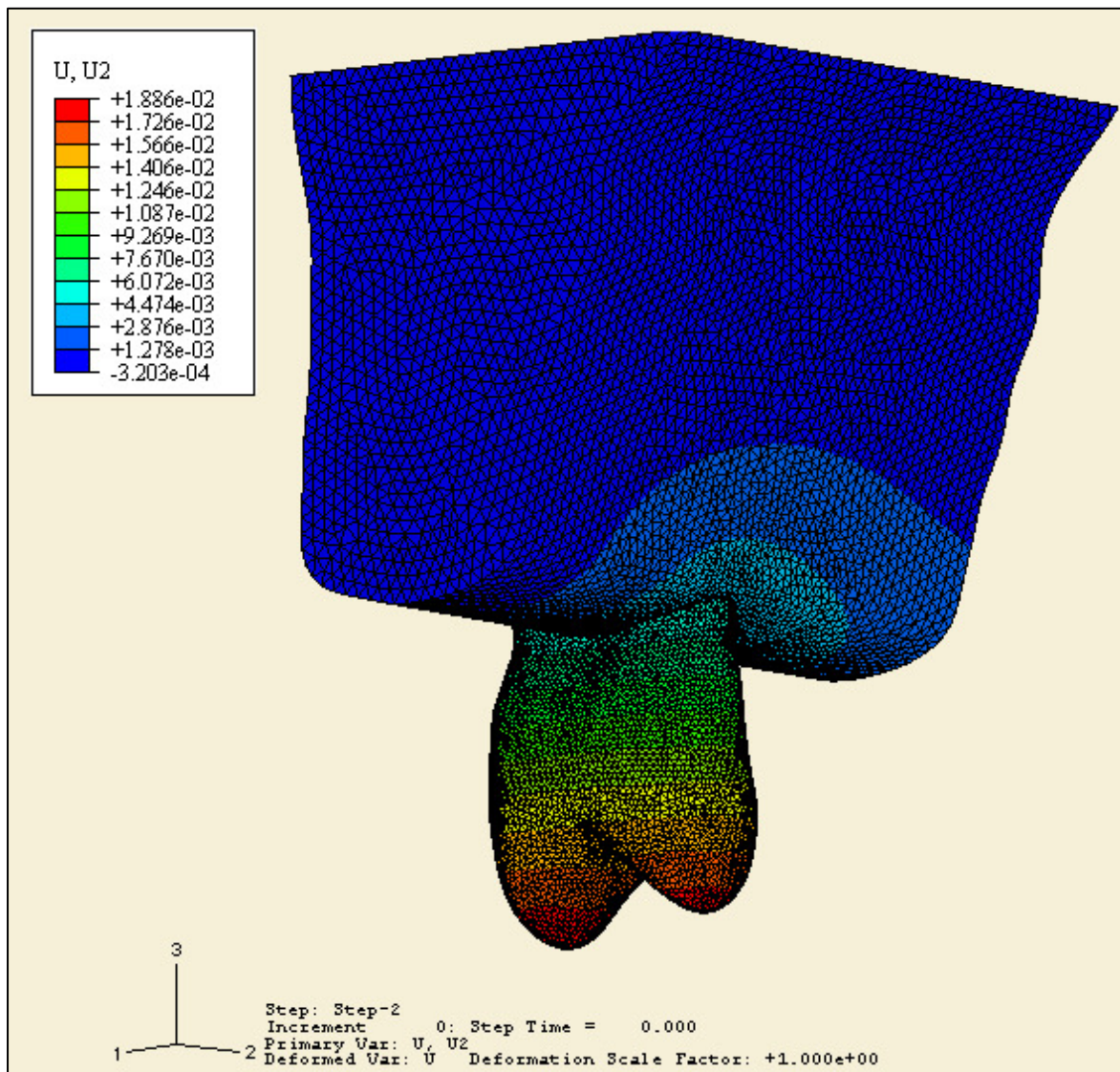
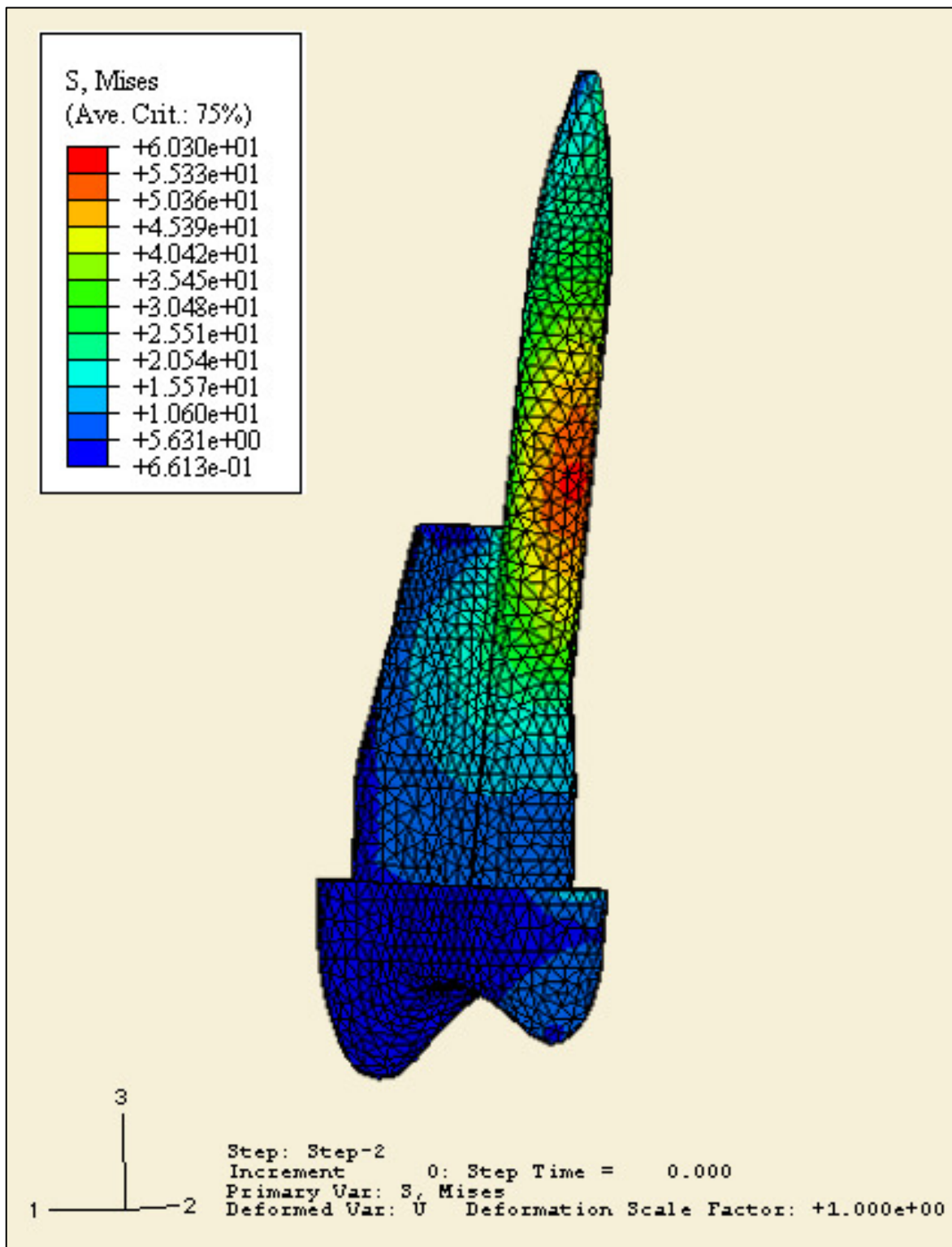


Figura 63: Modelo 5, desplazamiento U2.

**Tabla 6:** Modelo 6

| <b>Variable</b>                | <b>Valor</b>             | <b>Ubicación</b>                      | <b>Ver Figura</b> |
|--------------------------------|--------------------------|---------------------------------------|-------------------|
| Mises perno (máxima)           | 60,30 MPa                | En perno: altura cresta ósea alveolar | 64                |
| Mises corona                   | 33,96 MPa                | Cervical corona hacia palatino        | 65 a; 65 b        |
| Mises dentina                  | 33,57 MPa                | Cervical raíz palatina                | 66                |
| Mises soporte: hueso cortical  | 23,03 MPa                | Cervical alrededor raíz del premolar  | 67                |
| Mises soporte: hueso esponjoso | 1,09 MPa                 | Distribuidas                          | 68                |
| S33 dentina                    | +31,98 MPa<br>-39,50 MPa | Cervical raíz                         | 69                |
| U2 máximo                      | 0,0188 mm                | Extremo superior de la corona         | 70                |



**Figura 64:** Modelo 6, mises perno (máxima).

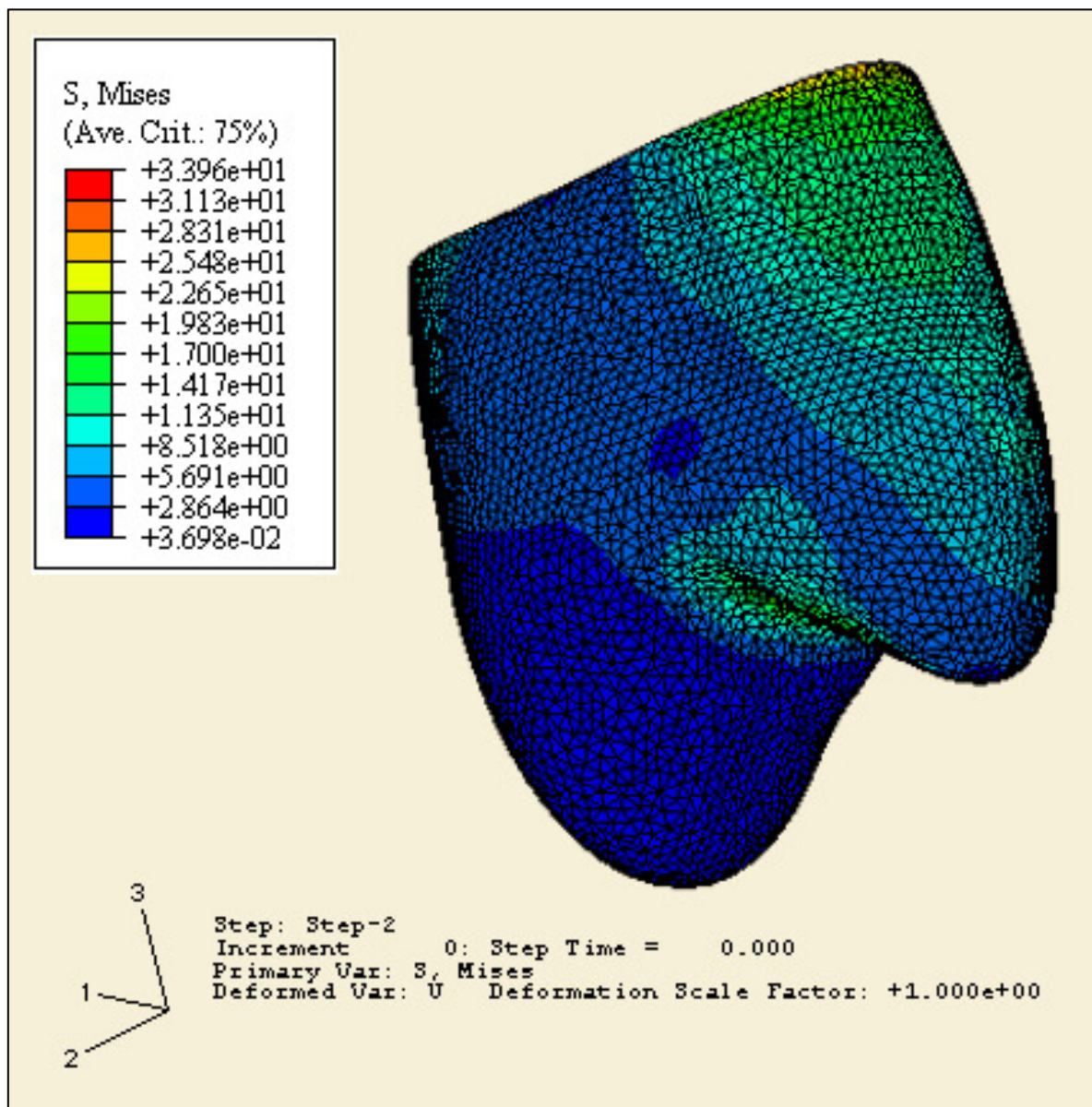


Figura 65 a: Modelo 6, mises corona.

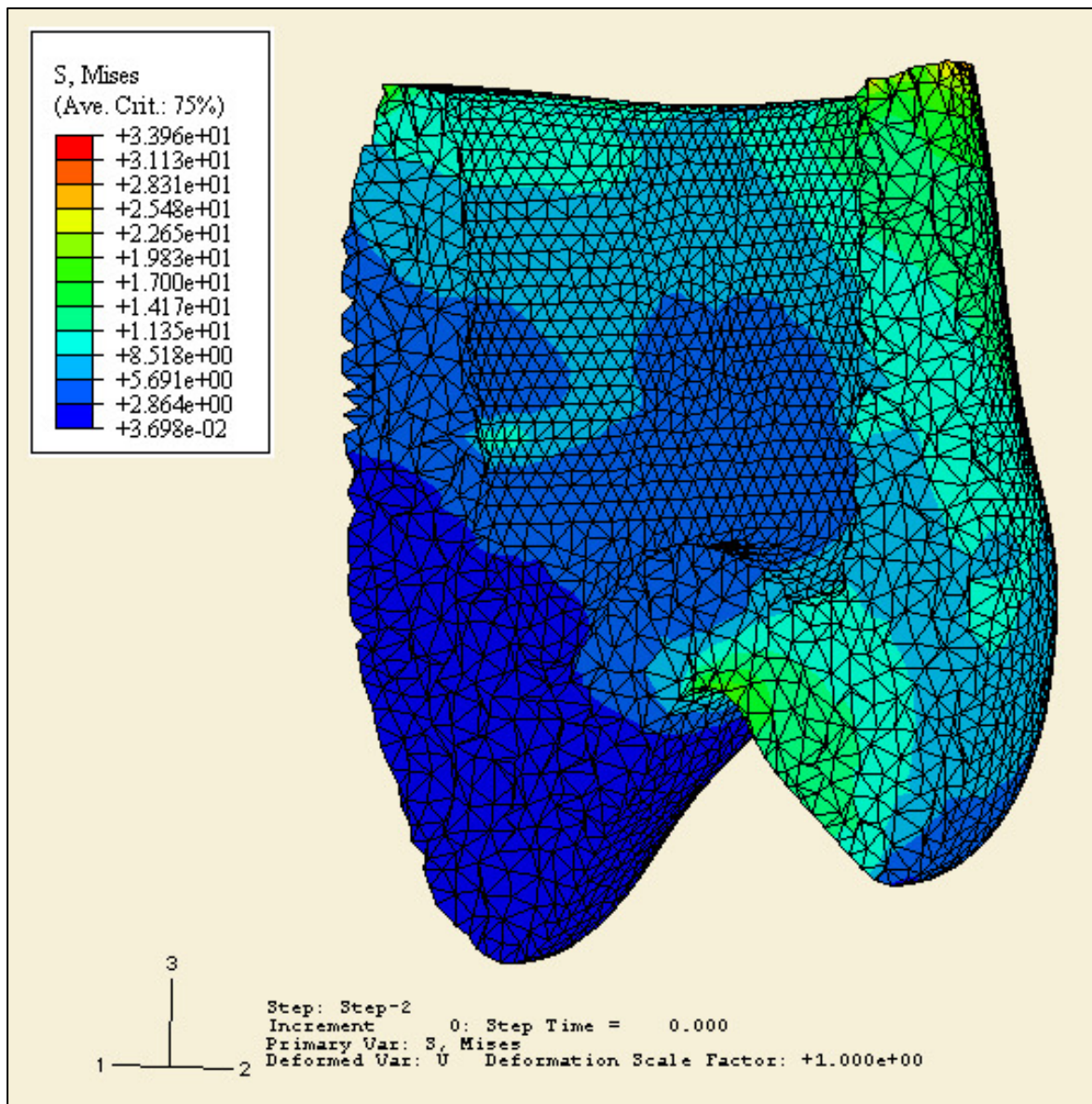


Figura 65 b: Modelo 6, mises corona.



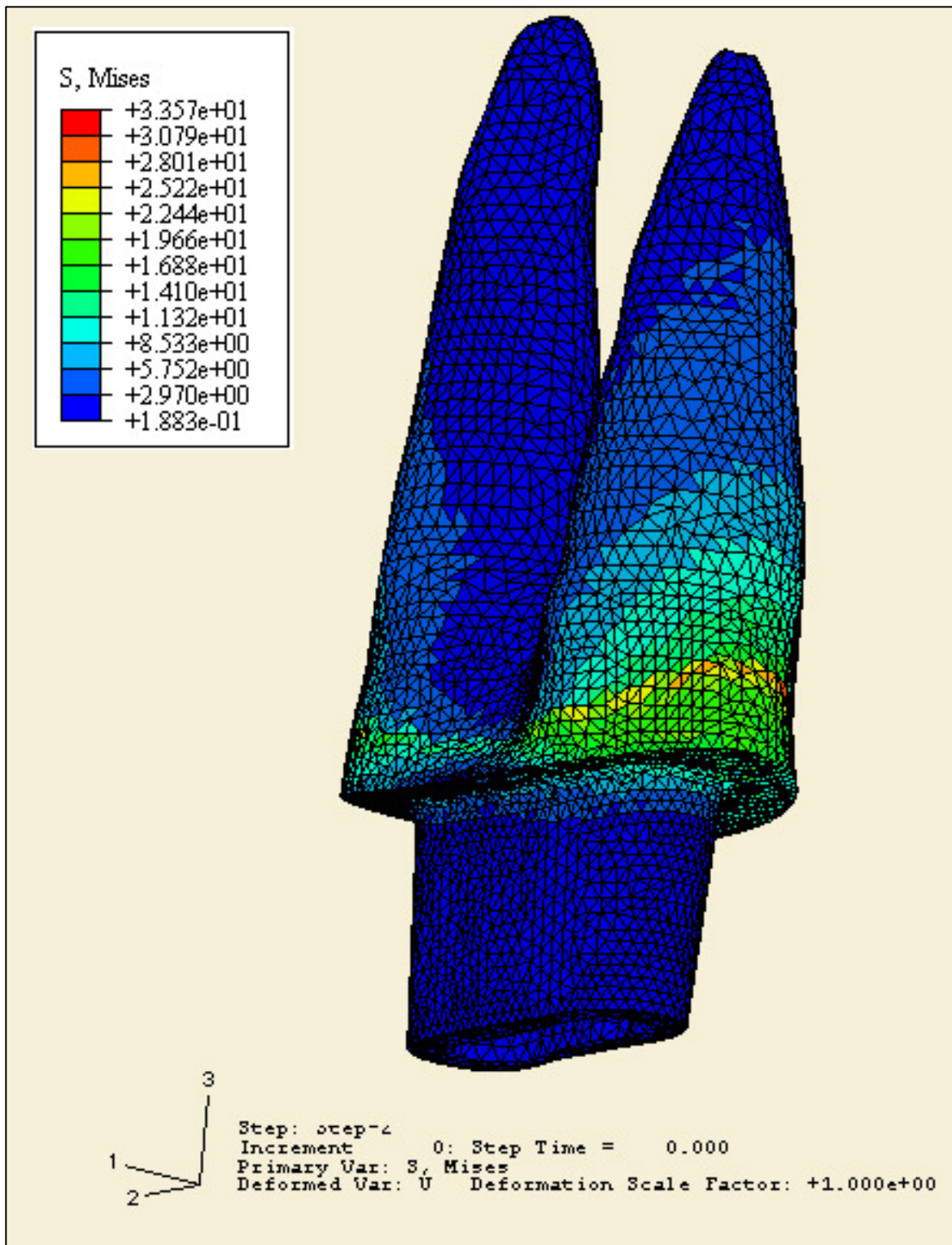
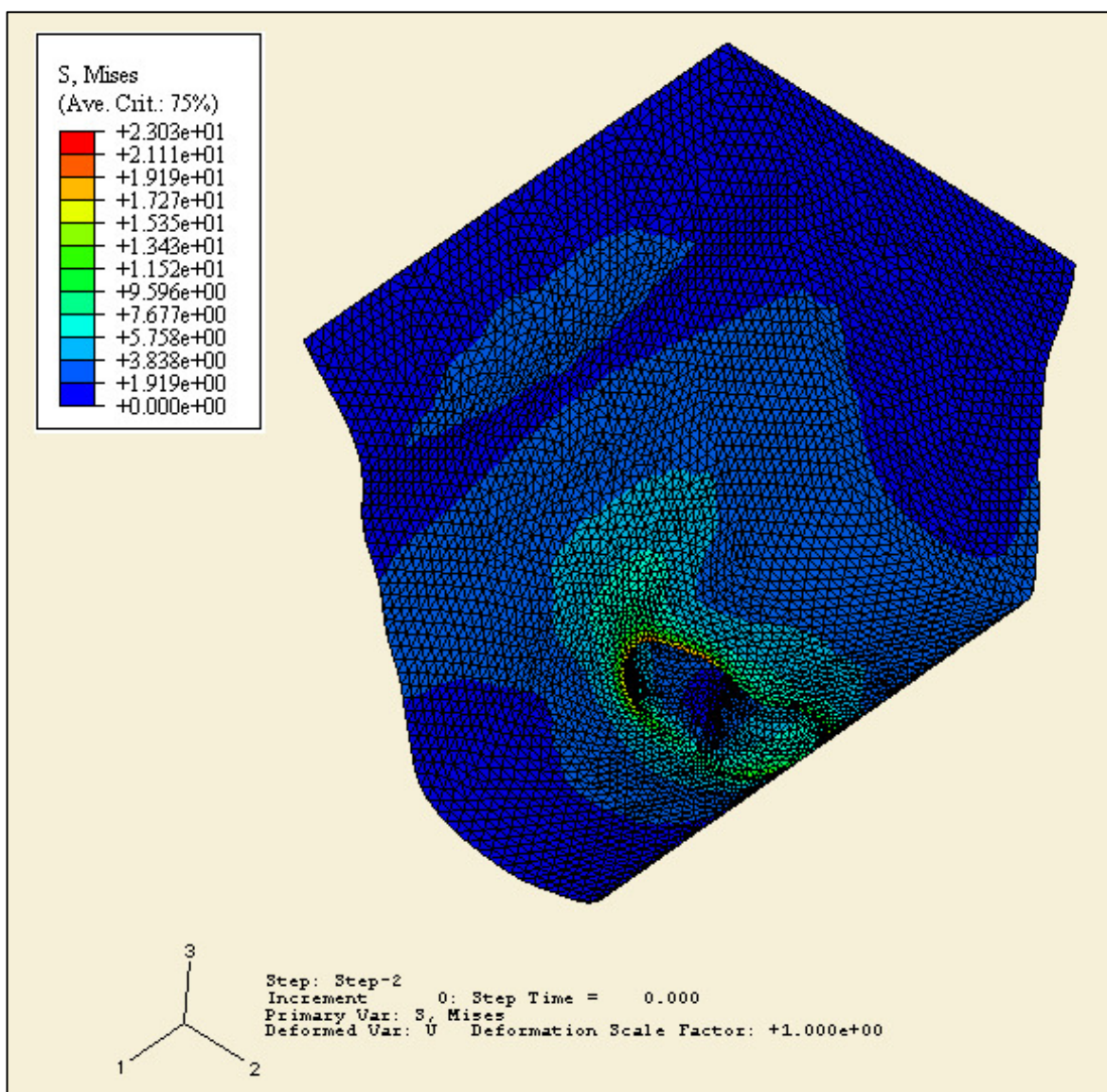
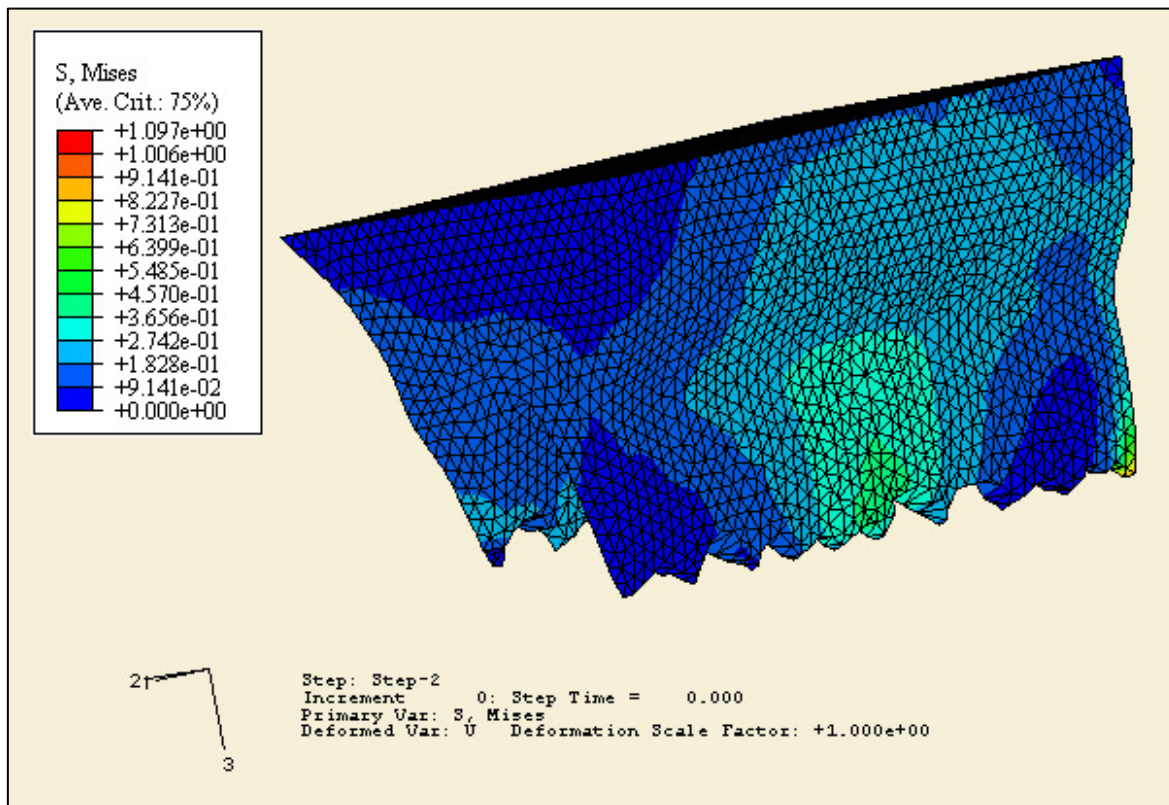


Figura 66: Modelo 6, mises dentina.



**Figura 67:** Modelo 6, mises hueso cortical.



**Figura 68:** Modelo 6, mises hueso esponjoso.

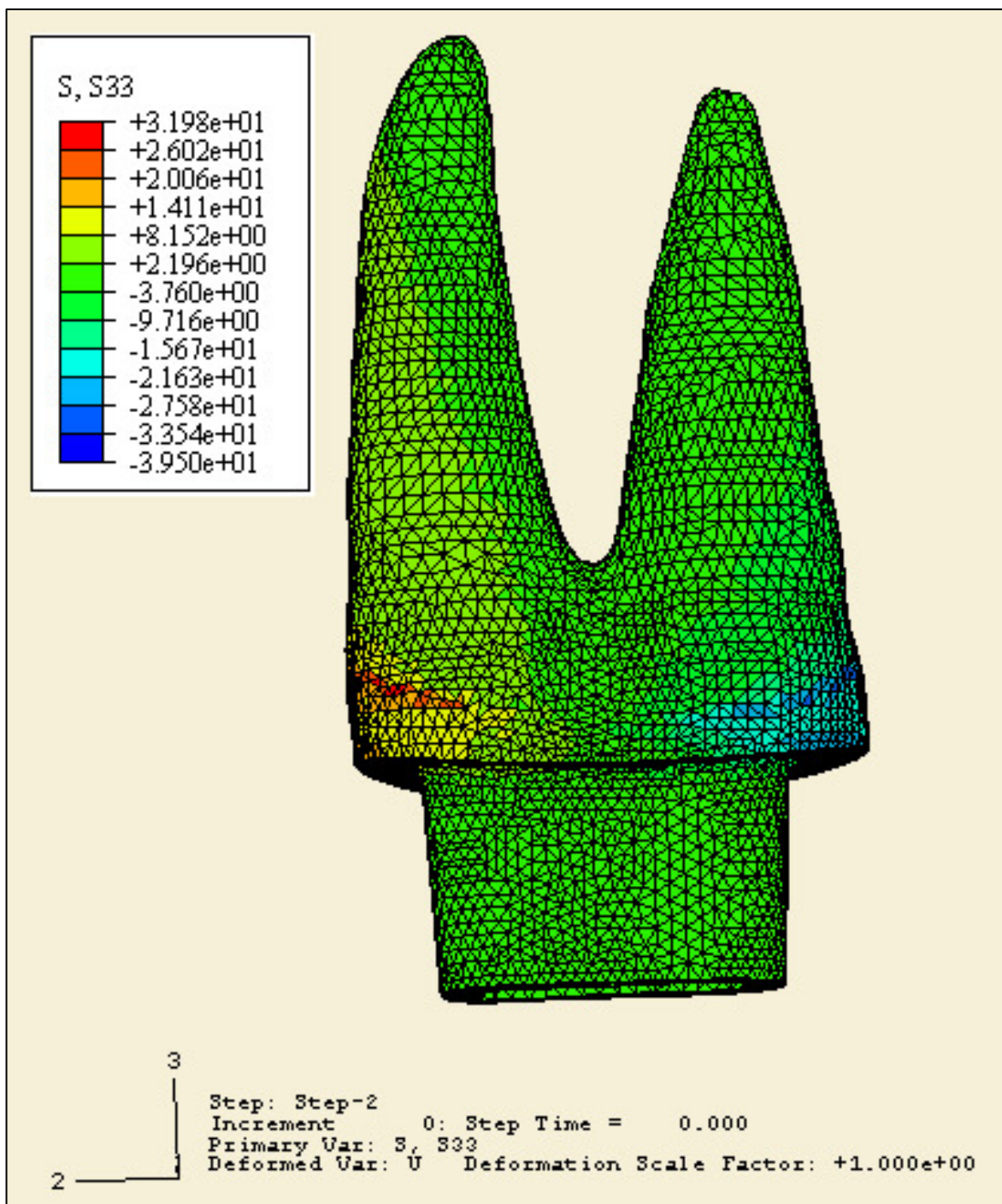


Figura 69: Modelo 6, S33 (dentina).

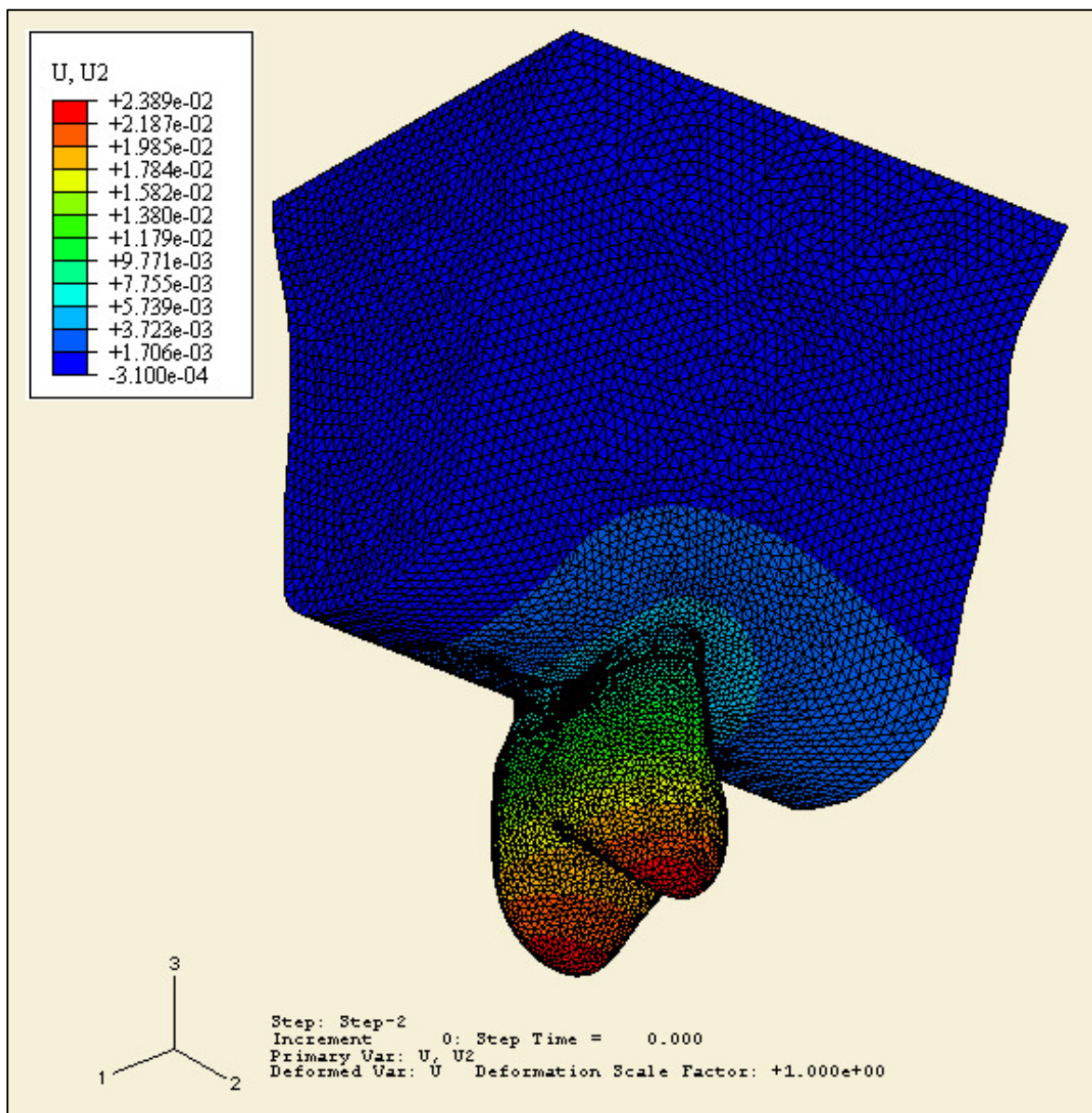


Figura 70: Modelo 6, desplazamiento U2.

**Tabla 7:** Modelo 7

| <b>Variable</b>                     | <b>Valor</b>             | <b>Ubicación</b>   | <b>Ver Figura</b> |
|-------------------------------------|--------------------------|--|-------------------|
| Mises dentina (máxima)              | 38,14 MPa                | Cervical de raíz palatina  | 71 a; 71 b        |
| Mises esmalte (tensión de contacto) | 47,70 MPa                | Punto de contacto aplicación de fuerza: vertiente interna cúspide palatina | 72 a; 72 b        |
| Mises resina                        | 14,44 MPa                | Hacia palatino   | 73                |
| Mises soporte: hueso cortical       | 25,94 MPa                | Cervical alrededor raíz del premolar                                       | 74                |
| Mises soporte: hueso esponjoso      | 1,11 MPa                 | Distribuidas   | 75                |
| S33 dentina                         | +33,36 MPa<br>-50,15 MPa | Cervical raíz  | 76                |
| U2 máximo                           | 0,0230 mm                | Extremo superior de la corona  | 77                |

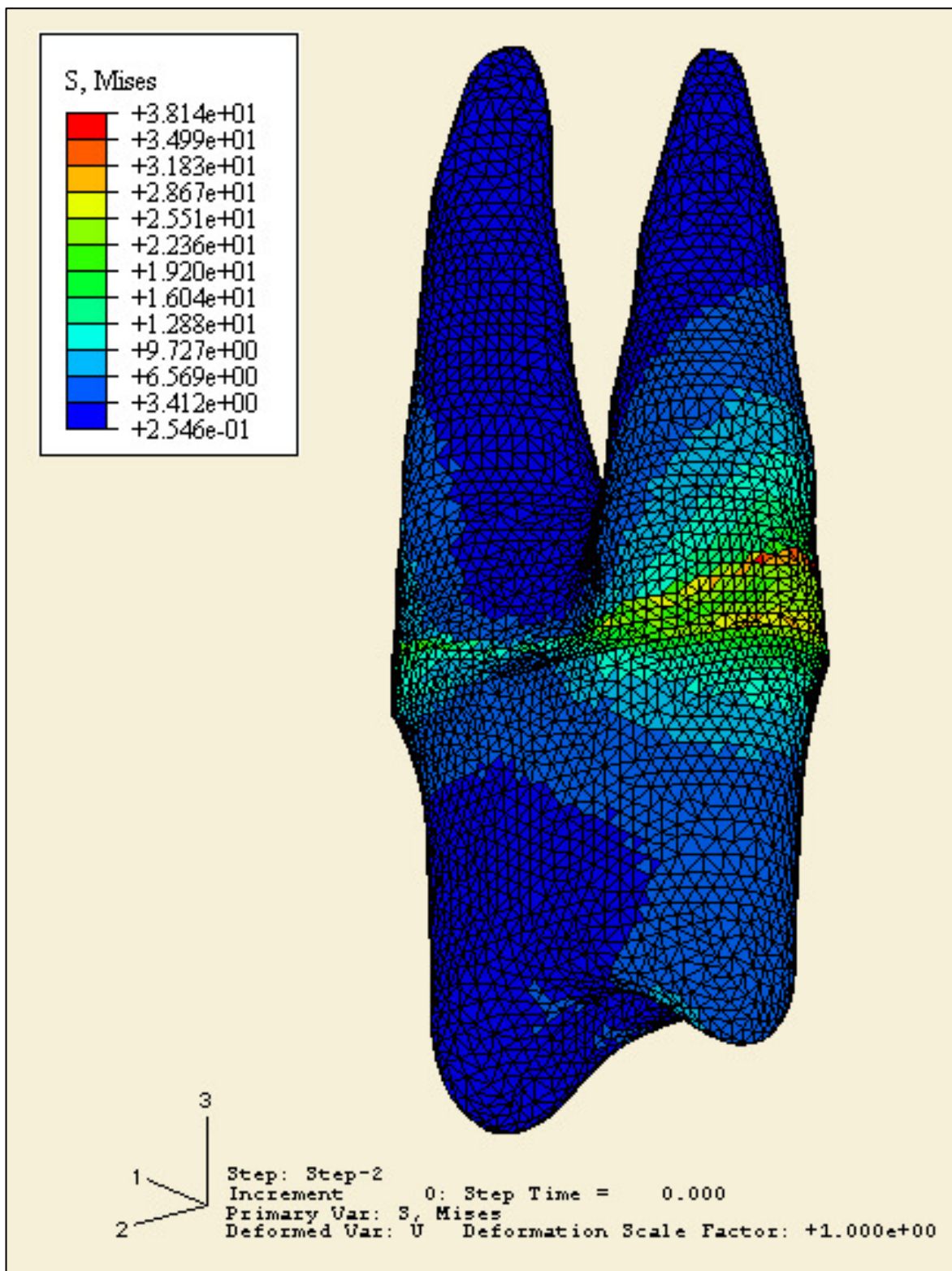
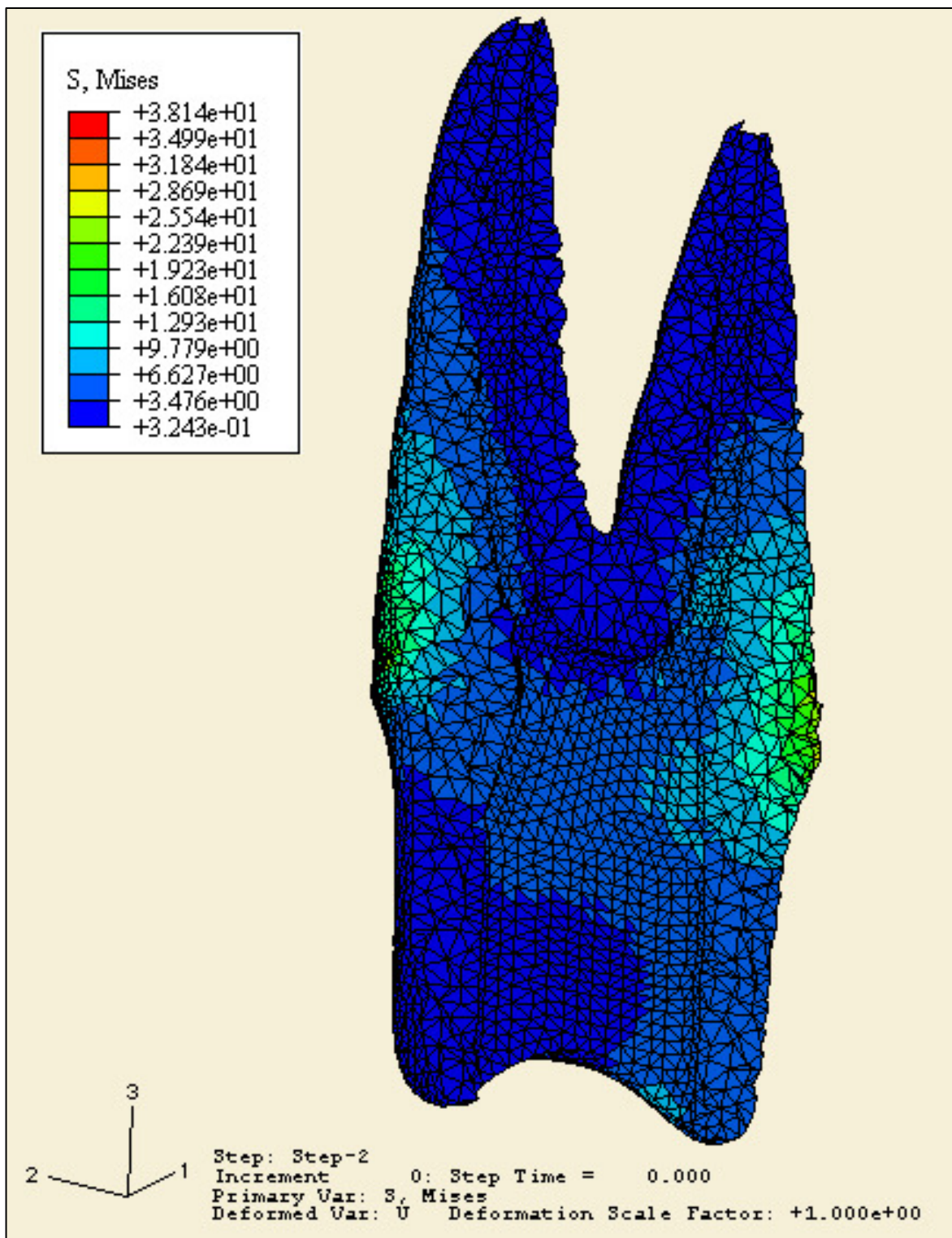


Figura 71 a: Modelo 7, mises dentina (máxima).



**Figura 71 b:** Modelo 7, mises dentina (máxima).



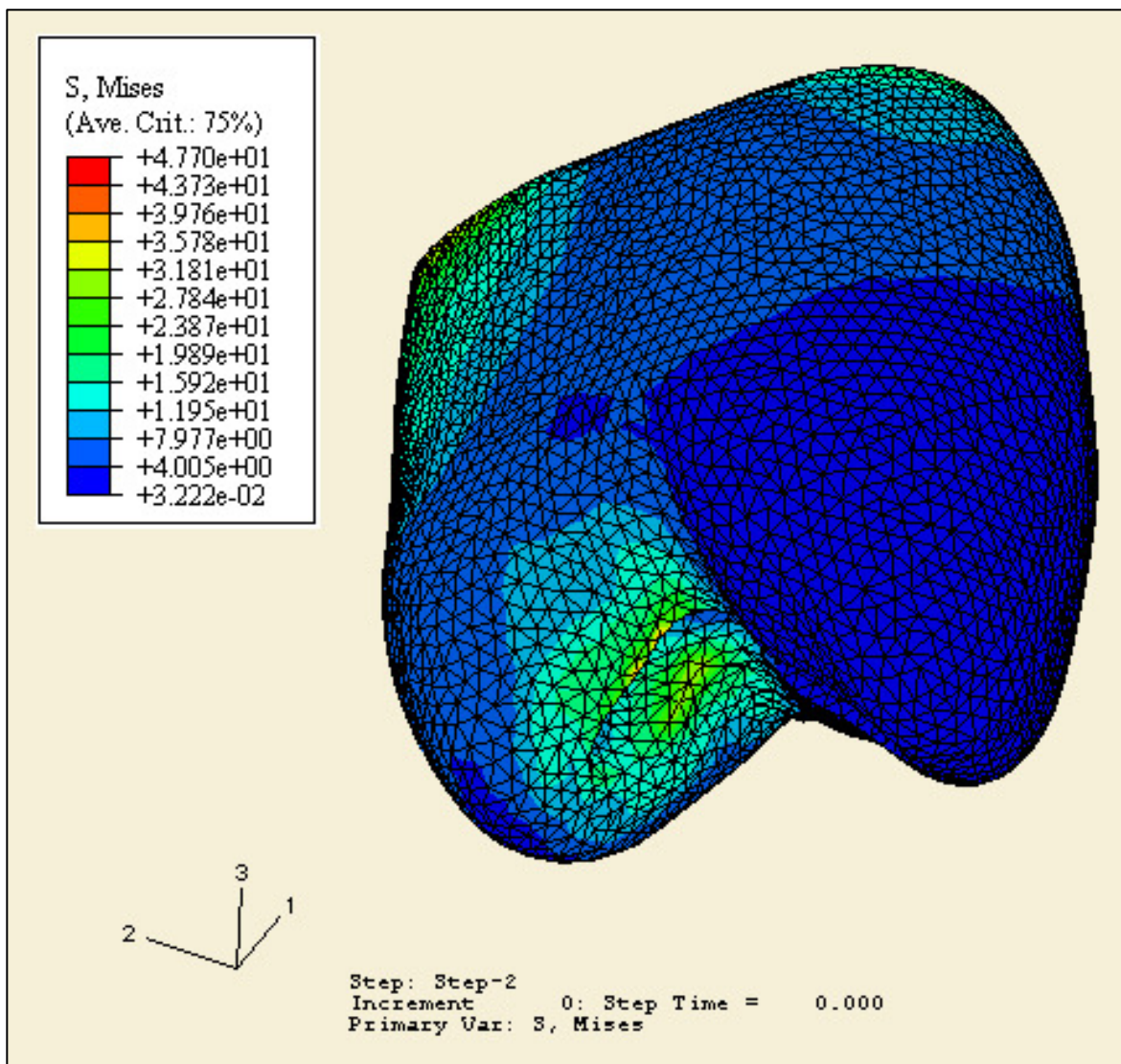


Figura 72 a: Modelo 7, mises esmalte.

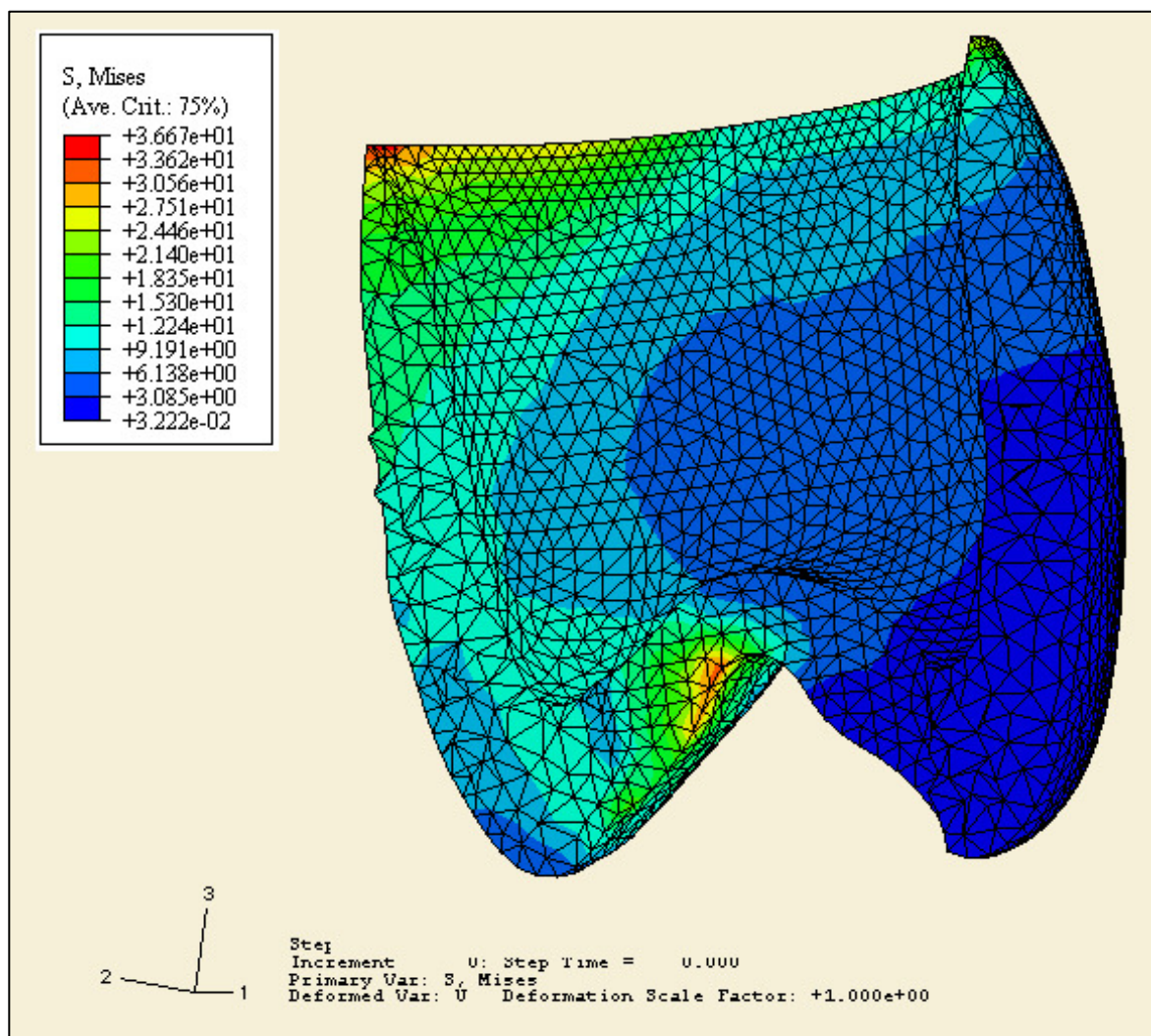


Figura 72 b: Modelo 7, mises esmalte.

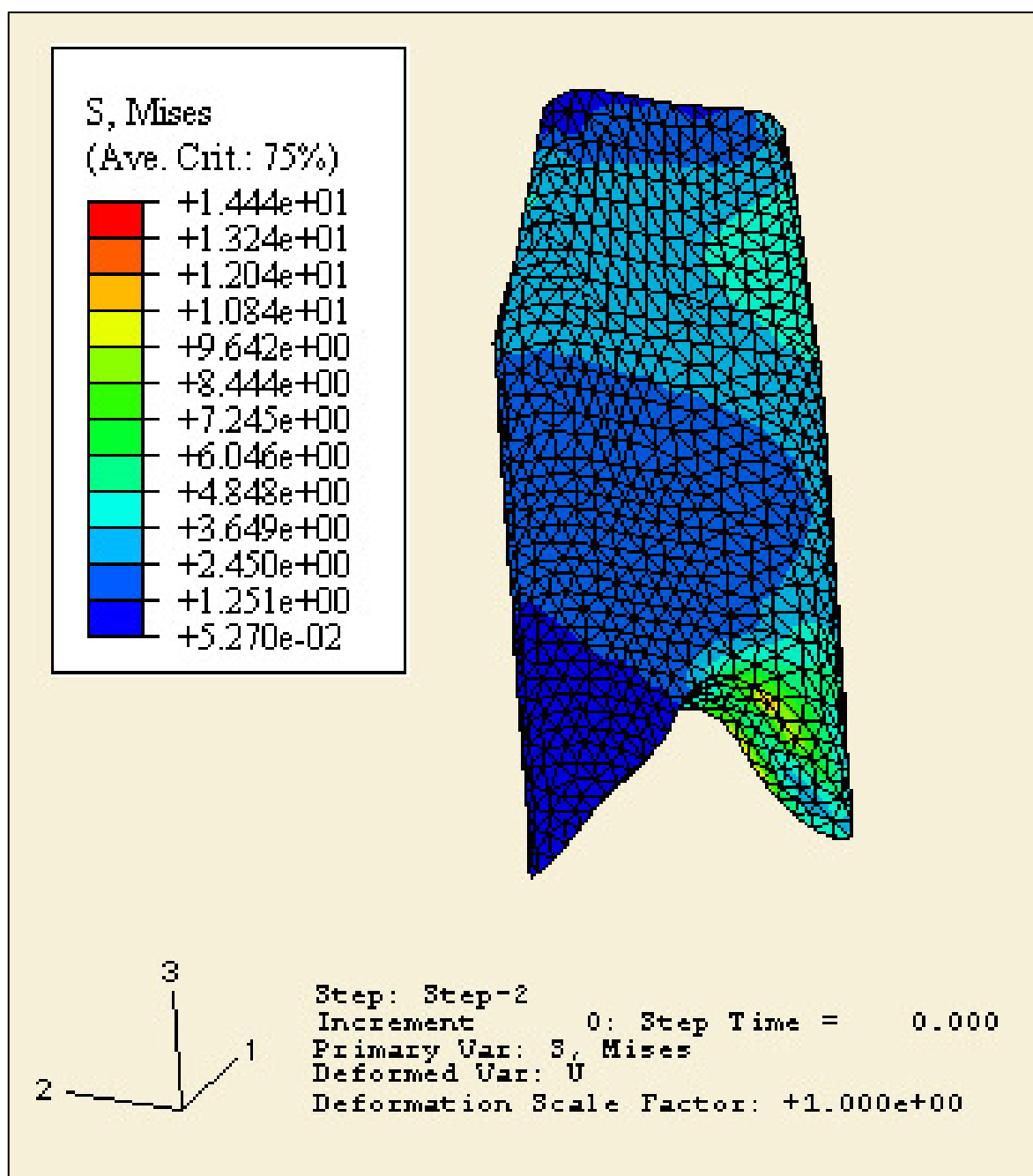
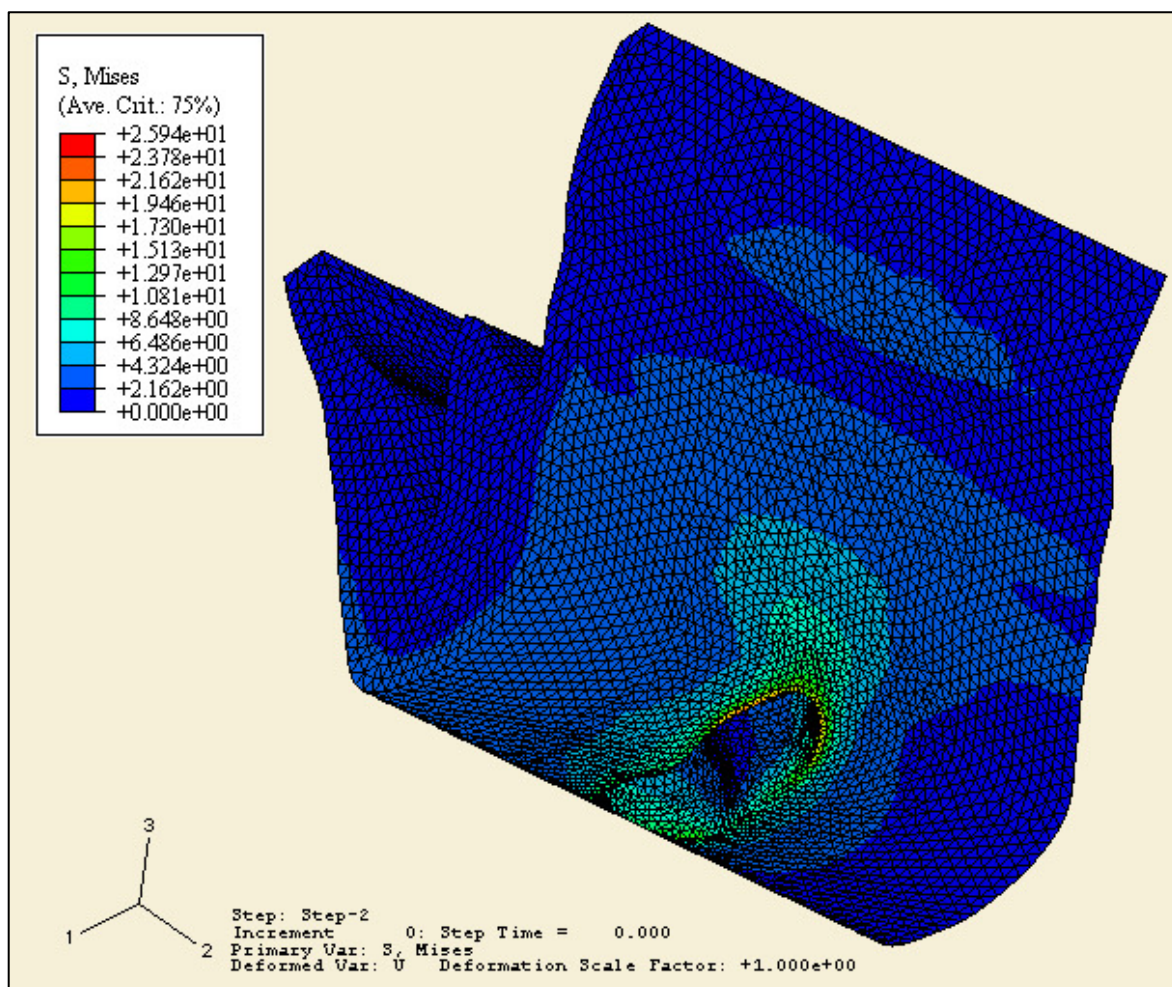
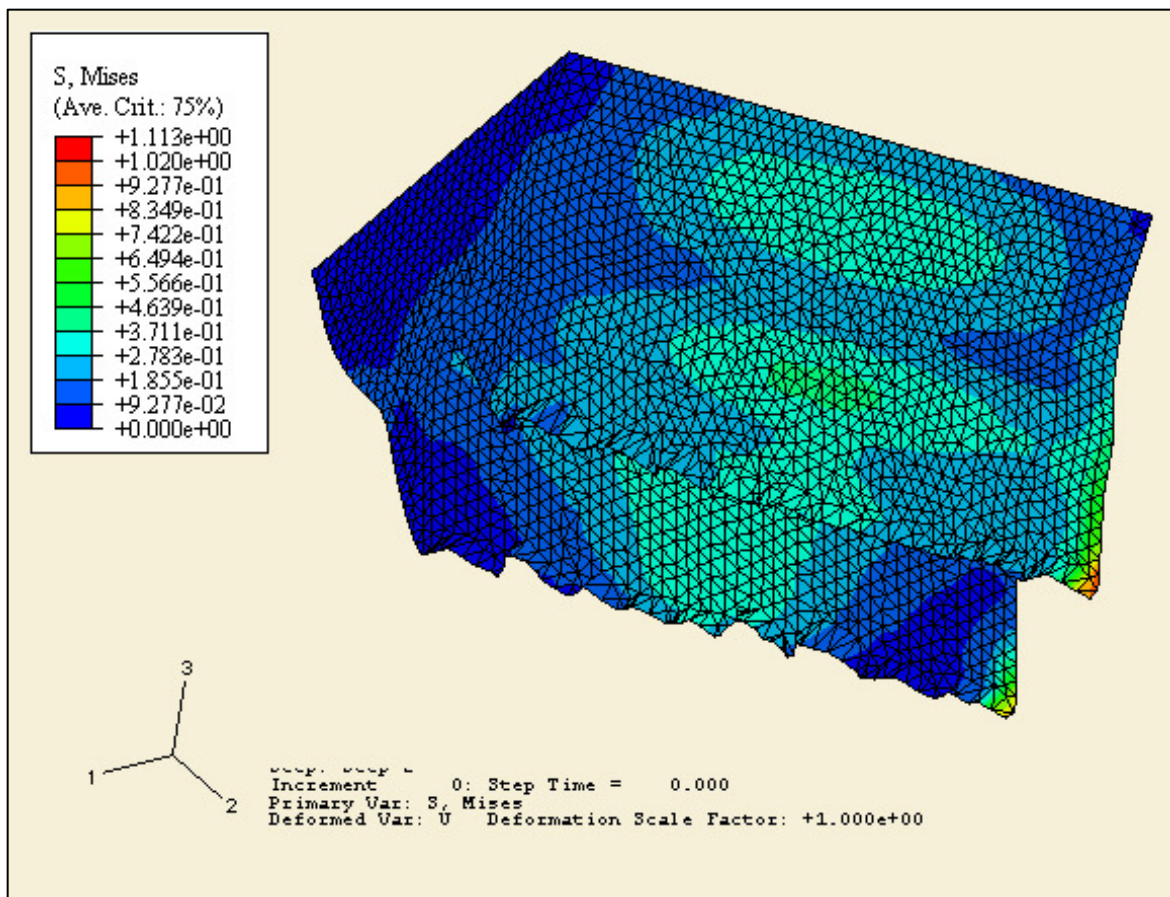


Figura 73: Modelo 7, mises resina.



**Figura 74:** Modelo 7, mises hueso cortical.



**Figura 75:** Modelo 7, mises hueso esponjoso.

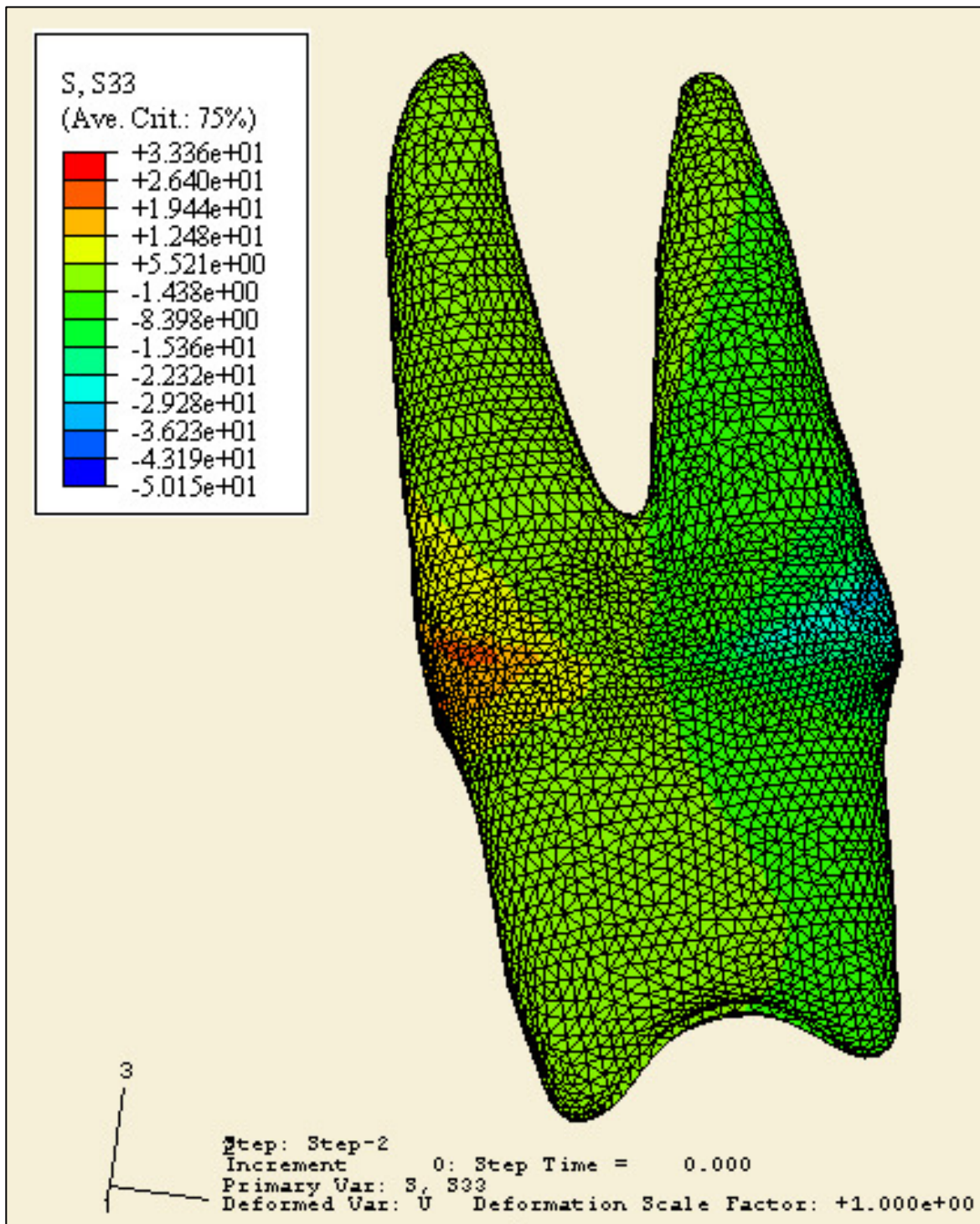


Figura 76: Modelo 7, S33 (dentina).

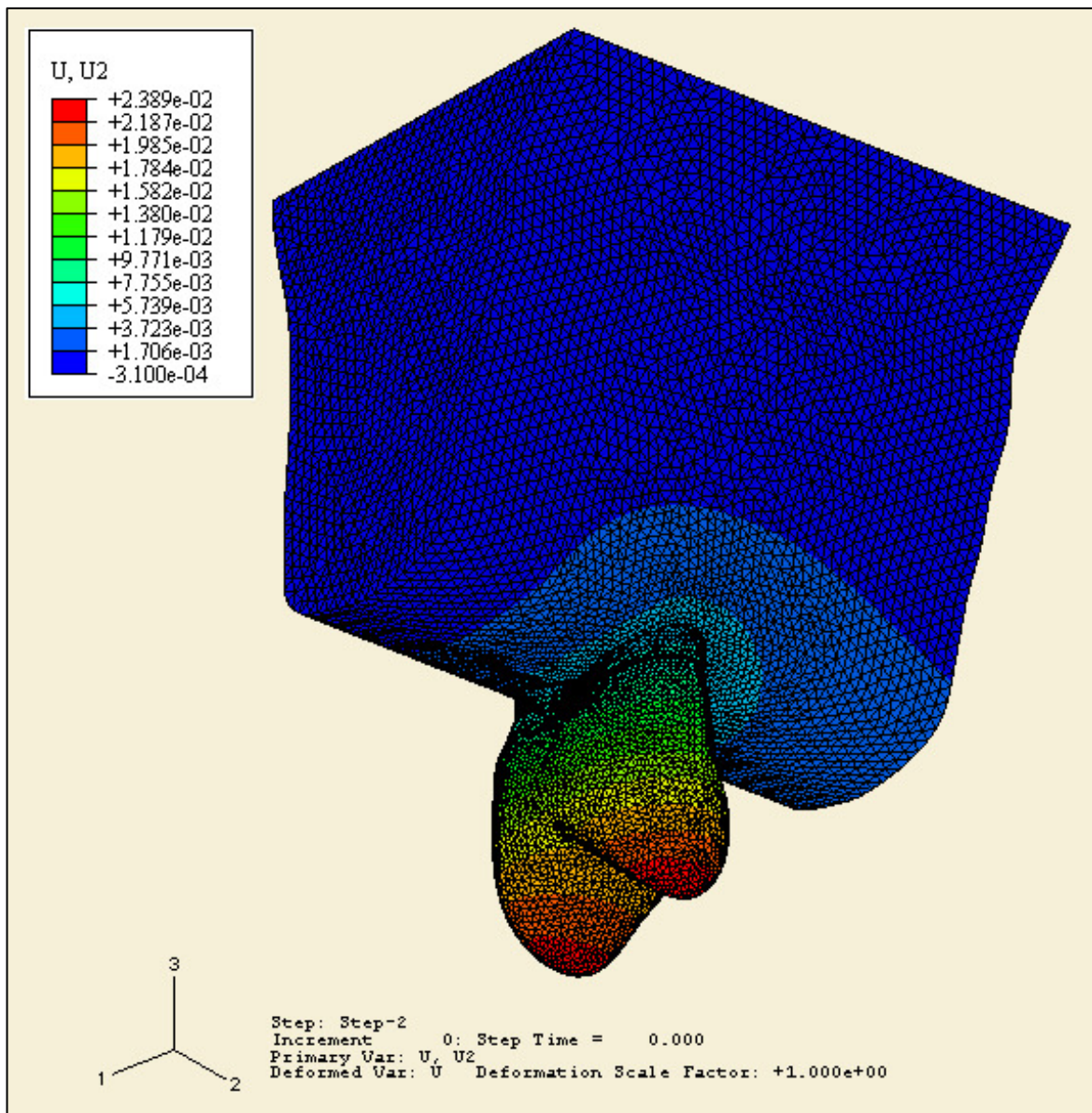


Figura 77: Modelo 7, desplazamiento U2.

## Resultados submodelos

Ante la aplicación de una fuerza de 600N en los submodelos, se determinaron las cargas a partir de las cuales se alcanzó o superó una tensión igual a la resistencia de dicho elemento en alguna región de la dentina.

La carga de inicio de fractura en la dentina obtenida para todos los modelos analizados se ubicó entre 400-500 N. En la Tabla 8 se muestran los valores determinados para dichas fuerzas.

**Tabla 8:** Resultados de submodelos

| Submodelo | Carga de inicio de fractura en dentina | Ver figuras |
|-----------|--|-------------|
| S.1       | 450 N                                  | 78          |
| S.2       | 500 N                                  | 79          |
| S.3       | 450 N                                  | 80          |
| S.4       | 450 N                                  | 81          |
| S.5       | 500 N                                  | 82          |
| S.6       | 450 N                                  | 83          |
| S.7       | 400 N                                  | 84          |



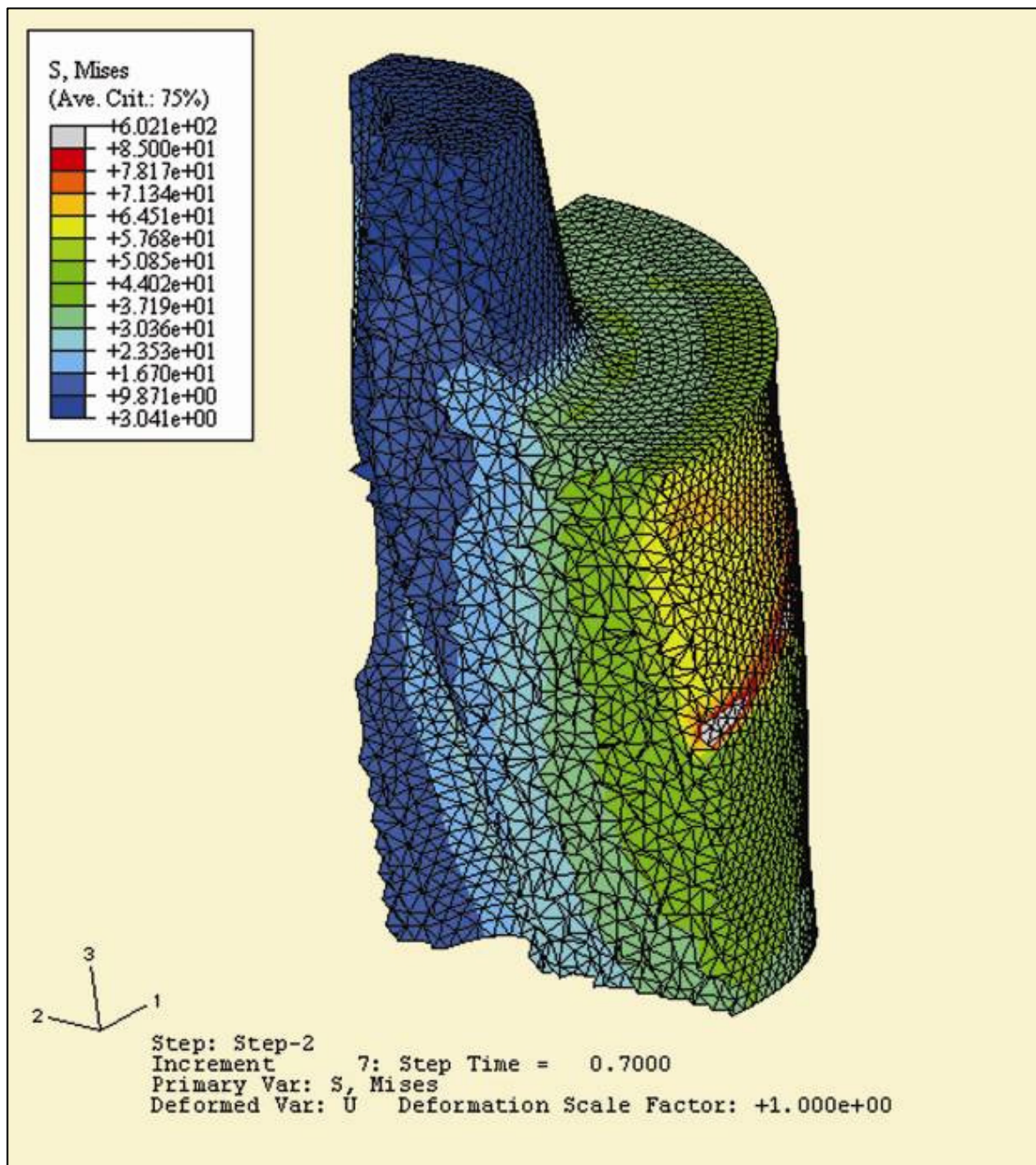
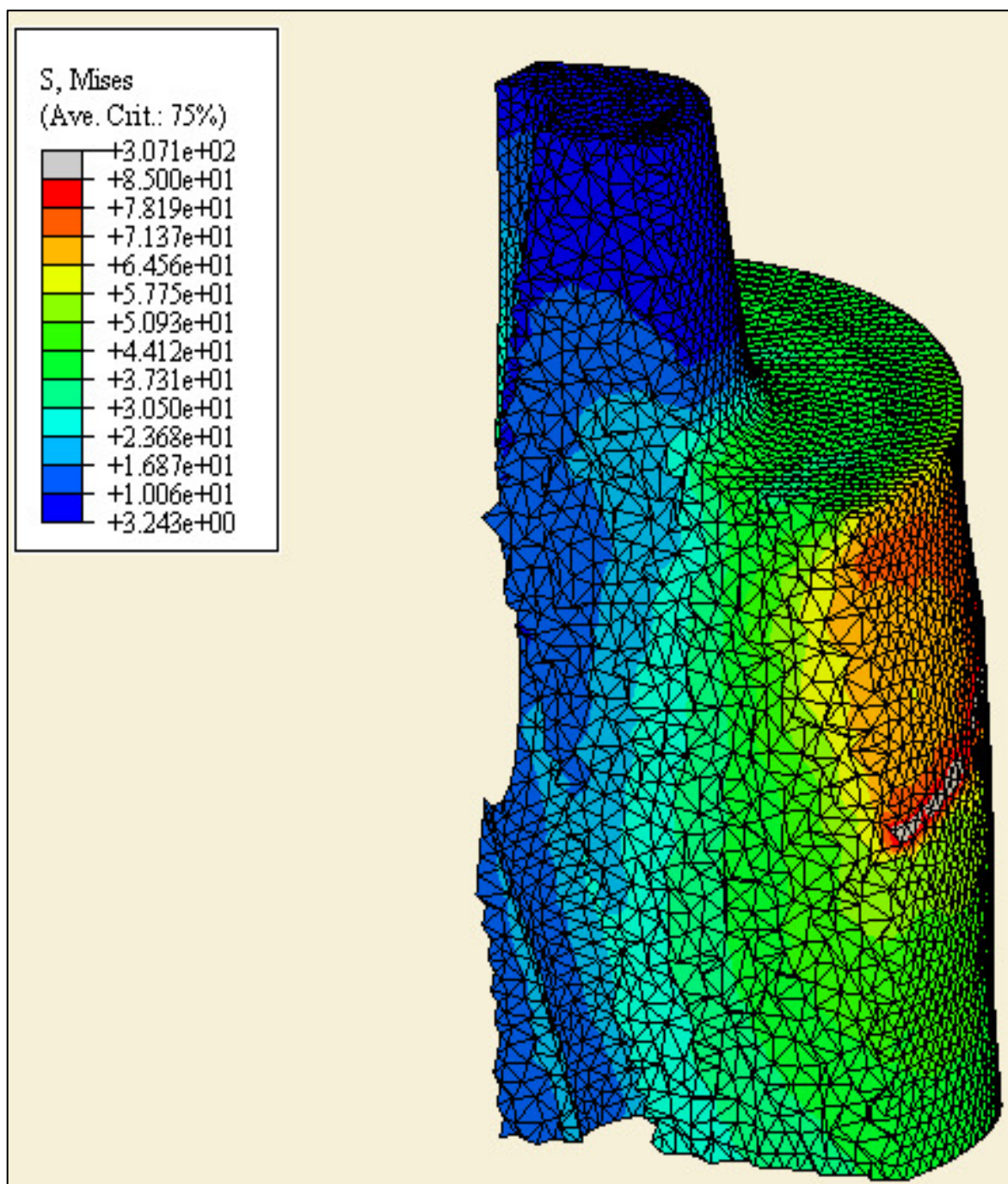
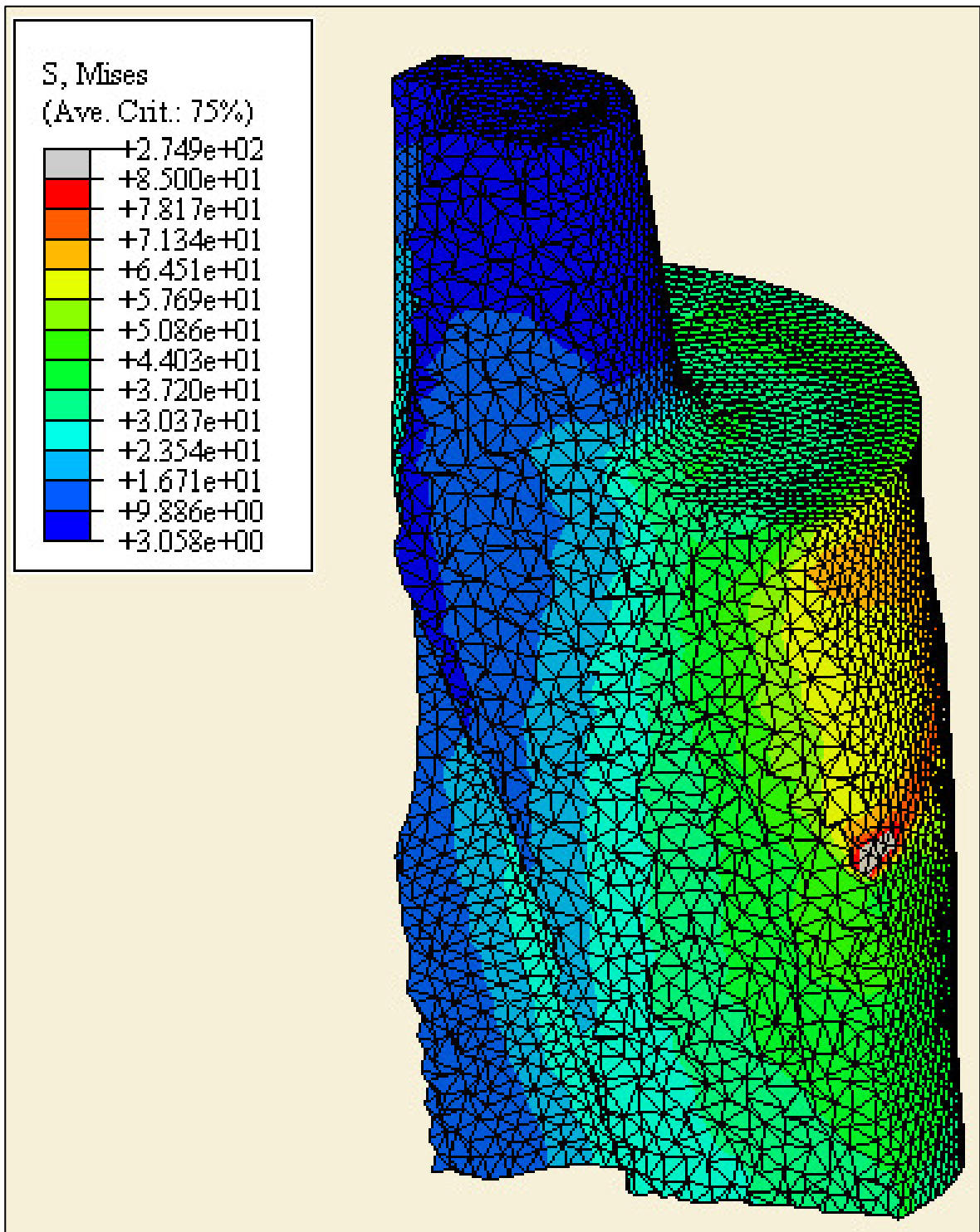


Figura 78: Submodelo del modelo 1 de elementos finitos (S.1).



**Figura 79:** Submodelo del modelo 2 de elementos finitos (S.2).



**Figura 80:** Submodelo del modelo 3 de elementos finitos (S.3).

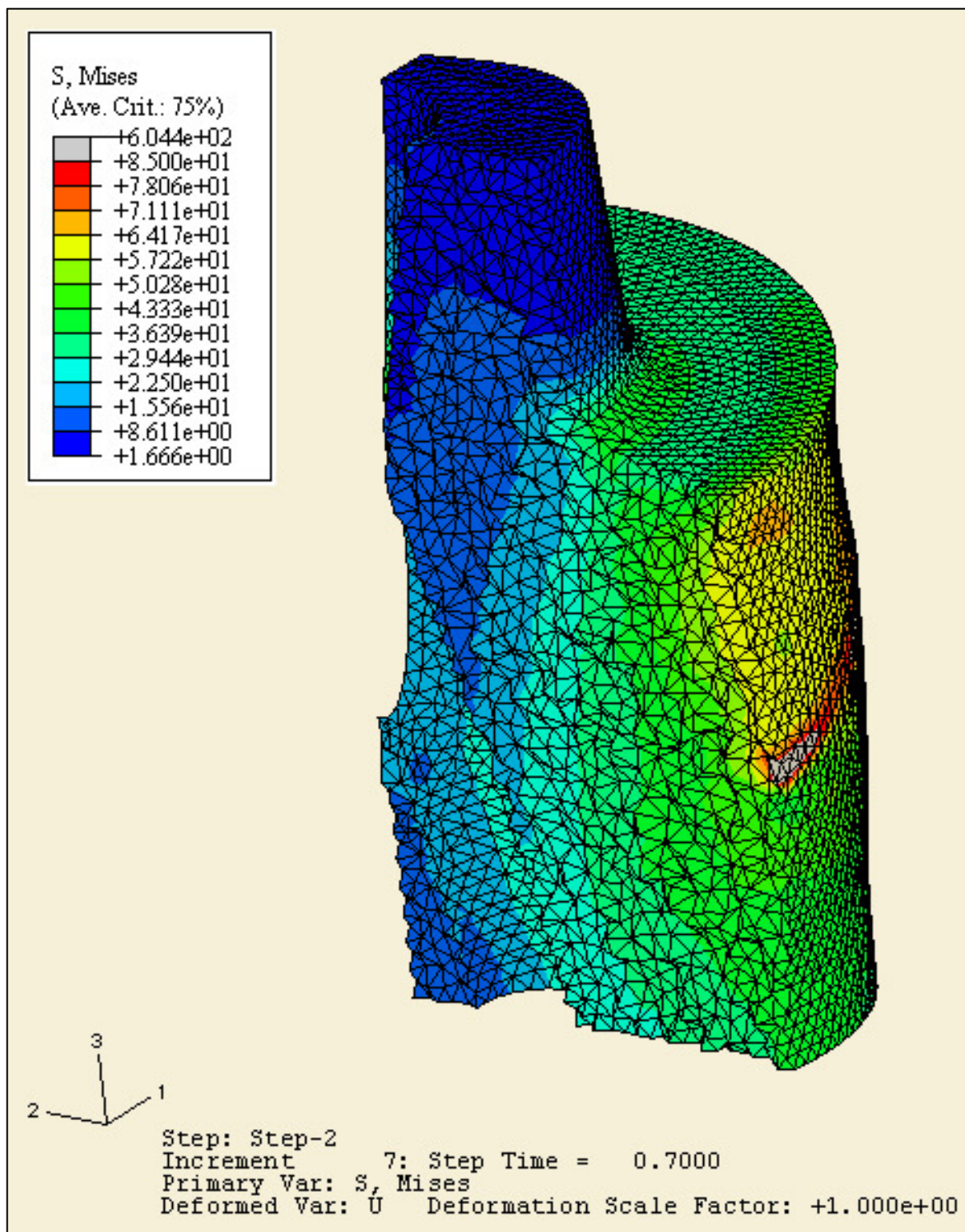
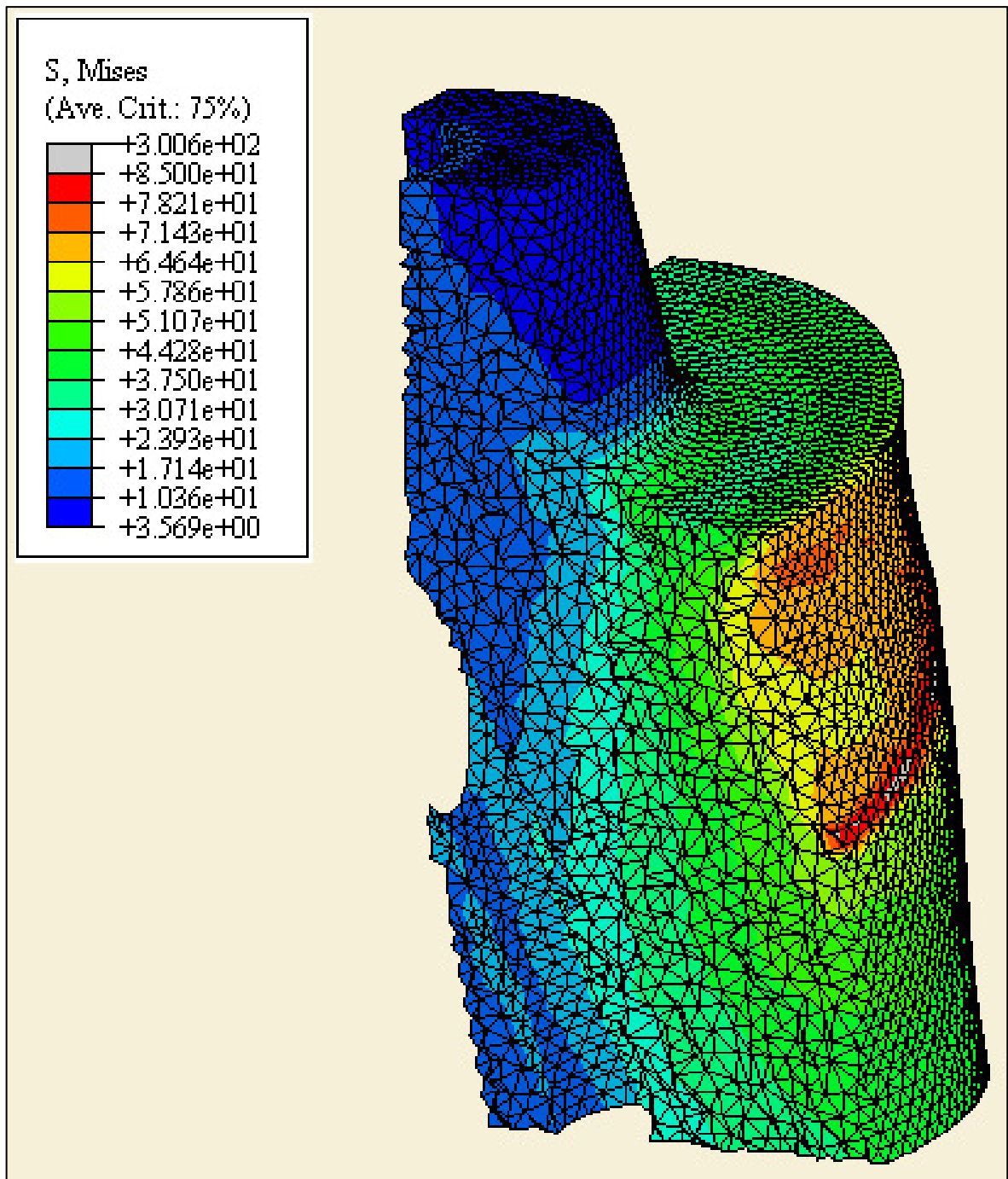
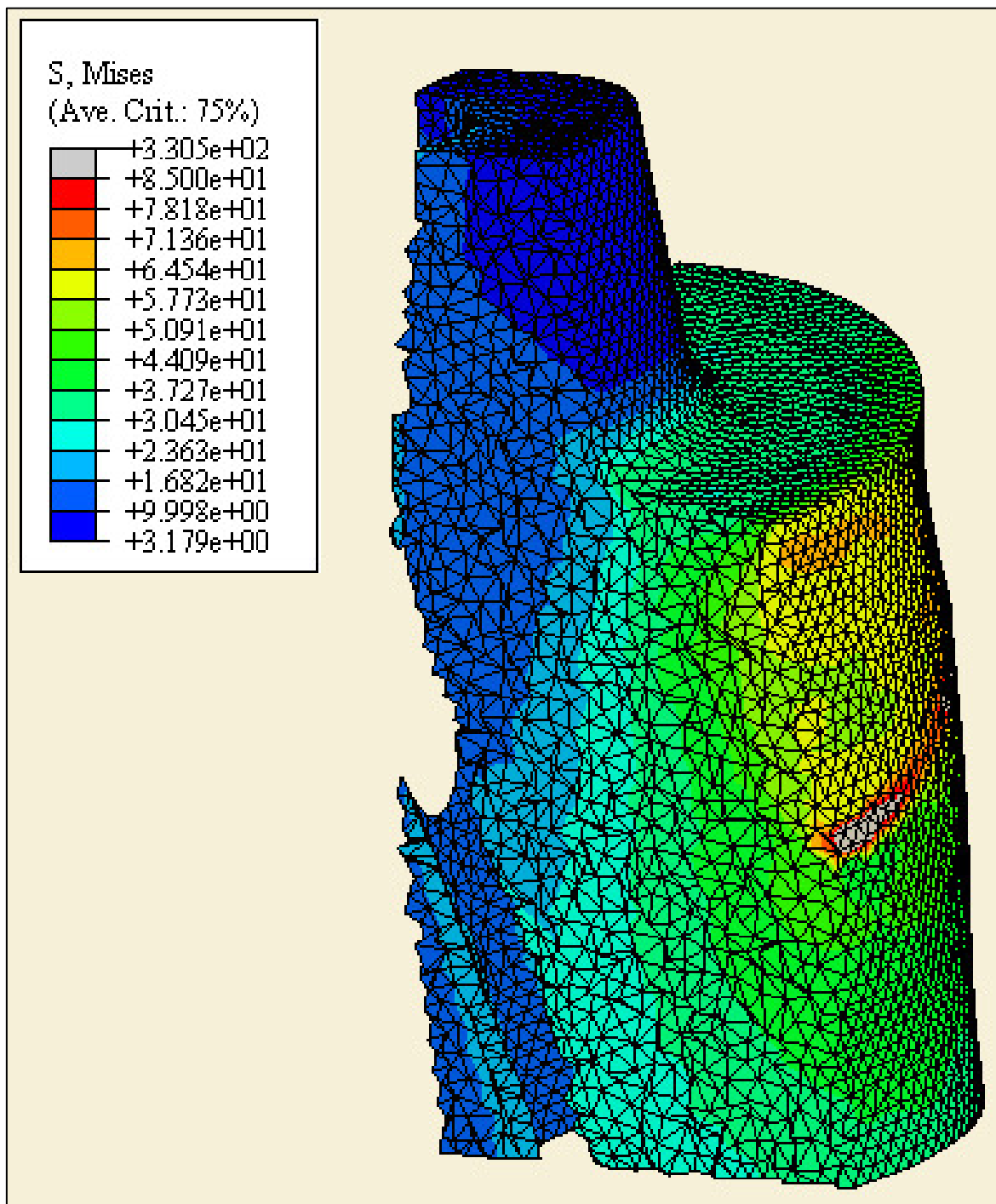


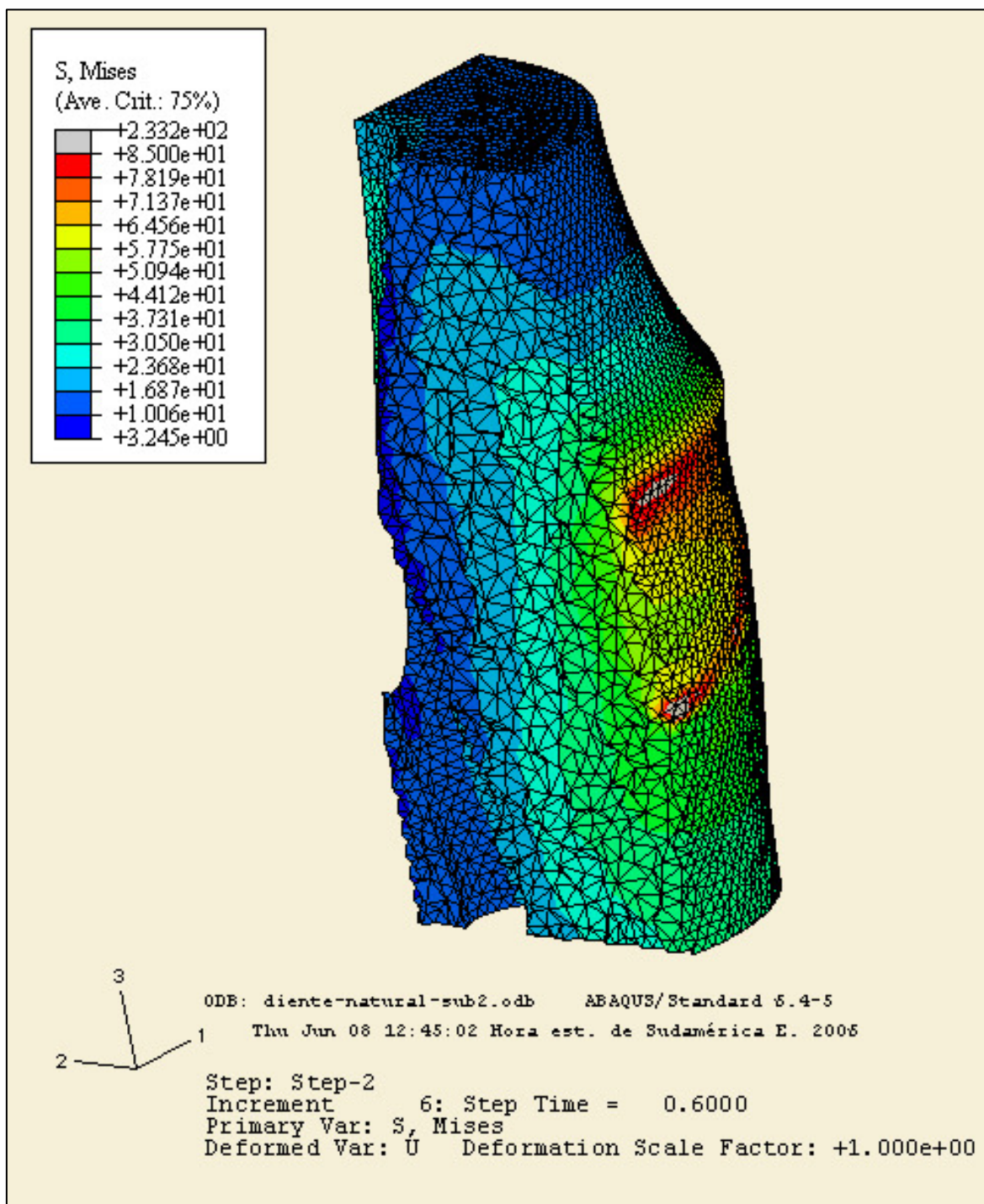
Figura 81: Submodelo del modelo 4 de elementos finitos (S.4).



**Figura 82:** Submodelo del modelo 5 de elementos finitos (S.5).



**Figura 83:** Submodelo del modelo 6 de elementos finitos (S.6).



**Figura 84:** Submodelo del modelo 7 de elementos finitos (S.7).

## **DISCUSIÓN**



Este estudio se realizó mediante el método de análisis por elementos finitos, el cual fue utilizado en investigaciones previas <sup>(62, 65, 67, 68, 69, 70, 71, 72, 73)</sup> para evaluar las tensiones generadas en el diente tratado endodónticamente y restaurado con sistemas de endopostes demostrando ser una herramienta de análisis útil cuando se estudian sistemas complejos que son difíciles de estandarizar durante procedimientos *in Vitro* e *in Vivo*.

No se encontraron en la literatura estudios previos que evalúen el comportamiento biomecánico de elementos dentarios premolares superiores birradiculares restaurados con sistemas de endopostes mediante el método de análisis por elementos finitos, los relevados sólo realizan el análisis en dientes unirradiculares.

En este trabajo las tensiones máximas se localizaron a nivel cervical del elemento dentario restaurado con sistemas de endopostes de fibra de carbono con matriz de resina y colados de cromo-níquel en correspondencia con la zona de máxima tensión observada en el perno. La mayor concentración de tensiones a este nivel se originó por la presencia de materiales con distinto módulo de elasticidad (perno-muñón-dentina-corona).

Pierrisnard y colaboradores <sup>(65)</sup>, evaluando el modo de transmisión de tensiones a los tejidos dentarios de cuatro sistemas de reconstrucción corono-radicular mediante el método de análisis por elementos finitos tridimensional en un diente unirradicular, encontraron que las piezas dentarias reconstruidas estuvieron más sujetas a tensiones en el área cervical.

Zarone y colaboradores <sup>(73)</sup>, en un análisis tridimensional por elementos finitos, evaluaron el comportamiento biomecánico de incisivos restaurados con coronas y encontraron que las áreas críticas de mayor concentración de tensiones fueron la

interfase dentina-cemento-restauración, en el conducto radicular y en el lado vestibular y lingual de la interfase restauración-diente, a nivel cervical.

En otro estudio, Barjau-Escribano y colaboradores <sup>(69)</sup> demostraron que la diferencia en el módulo de elasticidad entre el poste, dentina y muñón fue el origen de la concentración de tensiones en la interfase poste-muñón-cemento, lo cual debilitó al perno, a pesar de la introducción de un poste rígido.

Las tensiones se concentran donde existen áreas de interfases es decir, que la distribución de materiales no es homogénea. Las interfases de materiales con diferente módulo de elasticidad representan el punto de fractura del sistema restaurado, donde la desigualdad resistencia-rigidez influye en la distribución de tensiones <sup>(19, 88)</sup>.

En el elemento dentario bajo estudio, primer premolar superior, se observaron esfuerzos de compresión en la raíz palatina y de tracción en la raíz vestibular. Independientemente del tipo de restauración a perno utilizada y cantidad de remanente dentario, las máximas tensiones encontradas correspondieron a esfuerzos de compresión y menores valores para los de tracción, recordando que estos últimos son los responsables del inicio de cracks en la dentina e indicarían riesgo de fractura de la raíz dentaria.

En un sistema sujeto a una aplicación repetida de tensiones, aún cuando la tensión se encuentra por debajo de la resistencia admitida del material, éste último puede fracasar luego de reiteradas veces de aplicación de las mismas. El fracaso se produce por la formación de cracks y su lenta propagación lleva a la pérdida del sistema. Estos se originan en zonas de mayor concentración de tensiones y menor resistencia local <sup>(73)</sup>.

En este estudio, los resultados obtenidos mostraron que los elementos dentarios restaurados con sistemas de endopostes colados de cromo-níquel presentaron mayores valores de tensión a nivel del perno en comparación con los de fibra de carbono, esto es

debido a que los primeros poseen un módulo de elasticidad más elevado, entonces, al tener mayor rigidez, absorben más tensiones en relación con los tejidos dentarios circundantes. El perno de fibra de carbono tiene la particularidad de presentar un módulo de elasticidad muy similar al de la dentina, lo cual determina que tenga un comportamiento semejante al de la estructura dentaria.

Asmussen <sup>(33)</sup> afirmó que esta característica del perno de fibra de presentar un módulo de elasticidad semejante al de la dentina, evita la posible fractura longitudinal de la pieza dentaria.

Sirimai <sup>(78)</sup> concluyó que cuanto más bajo es el módulo elástico del perno más probabilidad tiene la raíz de sobrevivir; en cambio, si es elevado ocurre lo contrario.

Otros estudios <sup>(69,89)</sup> demostraron que los sistemas de restauración con endopostes donde el módulo elástico del perno fue similar al de la dentina y muñón, presentaron mejor comportamiento biomecánico.

Investigaciones previas <sup>(33,90)</sup> han demostrado que la ubicación de las fibras paralelas en la resina de la matriz de los postes de fibra de carbono facilitaría la absorción y distribución de las tensiones.

Eskitascioglu y colaboradores <sup>(66)</sup>, en un estudio de análisis por elementos finitos (FEM), mostraron que la mayor concentración de tensiones se produjo dentro del sistema de poste-muñón colado de cromo-níquel, con una menor transmisión de tensiones a los tejidos de soporte y al diente. Esto representó una ventaja para el elemento dentario y las estructuras de soporte, mientras que cuando evaluaron el poste de fibra laminar de composite (FCL), los resultados indicaron que el sistema transfirió tensiones a los tejidos de soporte y diente, y la acumulación de tensiones dentro del poste fue menor, representando una ventaja para la restauración y desventaja para los tejidos de soporte.

En este trabajo se demostró que los elementos restaurados con sistemas de endopostes de fibra de carbono y colados de cromo-níquel transmitieron menos tensiones a la dentina comparados con los restaurados sin perno, los cuales presentaron la mayor concentración de tensiones a nivel cervical, donde la presencia del límite amelocementario crea una discontinuidad fisiológica de las propiedades mecánicas de los tejidos <sup>(73)</sup>.

Pierrisnard <sup>(65)</sup> afirmó, con respecto a la influencia del perno en la localización de tensiones, que cuando el módulo de elasticidad era menor, las tensiones intraconducto aumentaban, y en el área cervical, las tensiones máximas presentes eran más extensas que las observadas cuando el poste tenía mayor módulo de elasticidad. Además, en ausencia del perno, las tensiones intra-conducto eran insignificantes.

Con estos hallazgos se puede afirmar que el poste serviría para distribuir las cargas y tensiones aplicadas a la corona protésica y al muñón dentro de la dentina radicular.

Ko y colaboradores <sup>(59)</sup> indicaron que los postes alteran sustancialmente las tensiones en la dentina bajo compresión con una carga vertical.

Sin embargo, otra publicación <sup>(18)</sup> sostuvo que el perno no reducía significativamente las tensiones en la periferia cervical del diente restaurado.

Distintos autores <sup>(19,91)</sup> afirmaron que el poste estaría indicado solamente para asegurar la retención y estabilidad de la restauración coronaria y no para reforzar la raíz.

En este estudio se demostró, además, que las tensiones en la dentina se redujeron con el aumento del módulo de elasticidad del perno (cromo-níquel), el cual sería responsable de absorber las tensiones.

Este resultado coincide con el hallazgo realizado por Asmussen <sup>(67)</sup> en un estudio por método de análisis por elementos finitos en 3D destinado a analizar la distribución de tensiones en dentina en dientes reconstruidos con postes, encontrando que estas se reducían con el aumento del diámetro y módulo de elasticidad del poste adherido. Existen además, otros estudios <sup>(59, 92)</sup> que coinciden con estos resultados.

Pegoretti y colaboradores <sup>(62)</sup>, en un trabajo utilizando el método de análisis por elementos finitos, afirmaron que los postes de fibra de vidrio presentaron menos tensiones dentro de la raíz comparados con los metálicos y de fibra de carbono. Esas tensiones fueron encontradas dentro del poste, no en la dentina. Confirmaron además, que los pernos de composite reforzado con fibras presentaron mayores tensiones en el área cervical debido a su flexibilidad y a la presencia de un material de muñón coronal menos rígido en relación a los materiales circundantes (corona cerámica, poste y dentina).

Pierrisnard <sup>(65)</sup> demostró que la combinación de un poste colado de cromo- níquel con muñón de resina generó mayores tensiones cervicales que el poste-muñón colado completo afirmando que un material de restauración de muñón coronal rígido genera menos tensiones cervicales.

Para evaluar la distribución de tensiones en los tejidos dentarios, y en relación con la carga aplicada, en este estudio se utilizó primero una fuerza de 100 N, la cual genera tensiones en los mismos sin riesgo de fractura.

Algunas investigaciones previas <sup>(86)</sup> han demostrado que la resistencia a la tracción de la dentina se encuentra en el rango de 50 a 100 MPa, por lo tanto las cargas de 150 a 300 N aumentarían las tensiones de tracción en la dentina al nivel de producir riesgo de fractura <sup>(42)</sup>. Por ello, en este trabajo se aplicó en primera instancia una carga de 100 N para evaluar las tensiones generadas en los tejidos y luego, para verificar el momento de inicio de fractura en la dentina, se aumentó la fuerza y se relacionó la carga aplicada con

el momento en que la resistencia a la tracción alcanzó el valor de 85 MPa (valor promedio resultante de los datos encontrados en la bibliografía), correspondiéndose con cargas de 400 a 500 N. De este modo, en este estudio se demostró que existió inicio de fractura en la dentina con cargas de 400 a 500 N.

Con respecto a la relación entre la cantidad de remanente dentario y distribución de tensiones, en este trabajo se evidenció que, con el aumento del remanente dental, las tensiones se distribuyeron a lo largo del perno, disminuyendo su presencia a nivel de los tejidos dentarios. Se observó que los modelos restaurados con sistemas de endopostes y remanente de 4 mm transmitieron valores menores de tensiones y presentaron además menos esfuerzos de tracción. Esto resultó favorable, teniendo en cuenta que dichas tensiones son las responsables del inicio de cracks en dentina.

Ichim y colaboradores <sup>(72)</sup>, en un análisis por elementos finitos, evaluaron la resistencia de la restauración a perno y distribución de tensiones en un diente unirradicular con varios diseños de férula, confirmando que la presencia de la misma aumentó la resistencia mecánica de la restauración corona-poste-muñón, pero creó una mayor área de dentina palatina bajo tensión de tracción que podría condicionar al desarrollo de cracks. Además, las mayores extensiones coronarias no alteraron los niveles de patrón de tensiones comparadas con la preparación de férula convencional.

Pierrisnard <sup>(65)</sup>, en una investigación previa en la cual analiza las tensiones de tracción en dentina, afirmó que en ausencia de férula (0 mm) se obtuvieron valores mayores (230 Pa), mientras que en presencia de férula con remanente de 2 mm, los valores fueron menores (140 Pa).

En el presente estudio, los elementos restaurados sin perno mostraron menores valores de esfuerzos de tracción comparados con los reconstruidos con endopostes sin

remanente (0 mm) y remanente de 2 mm, y mayores valores comparados con los que presentaban remanente de 4 mm.

Estos resultados no coinciden con lo afirmado por Pierrisnard y colaboradores <sup>(65)</sup>, quienes encontraron que en presencia de férula (2 mm) las tensiones de tracción en dentina en los dientes restaurados sin perno y composite fueron mayores a las encontradas en los elementos restaurados con pernos de cromo-níquel y fibra de carbono con muñón de resina.

Estos autores utilizaron modelos sin perno con 2 mm de remanente y mayor cantidad de resina, mientras que en este estudio los elementos sin perno conservaron la porción coronaria, presentando composite sólo en la zona del acceso cameral, lo cual disminuyó las tensiones de tracción en relación con los elementos con menor remanente dentario.

La técnica de análisis por elementos finitos es un tipo particular de test donde no se emplea material real sino que se basa en simulaciones por computadora, y permite el cálculo de distribución de tensiones en estructuras complejas, obteniendo resultados sin variación. La validez del estudio depende de cuanto más se aproxime a la realidad clínica el modelo estudiado. Por ello, en este estudio se representó un primer premolar superior respetando los diámetros reales de dientes extraídos en un soporte de tejido óseo cuyas dimensiones fueron obtenidas de un preparado anatómico óseo, realizado en forma tridimensional, ya que diferentes estudios <sup>(59, 64)</sup> confirmaron la validez de los modelos 3D, para representar la realidad clínica, a pesar de que su realización insume mayor tiempo y costo.

Diversos autores <sup>(66,69,93)</sup> han demostrado, mediante la comprobación y corroboración con experimentos *in Vitro*, la validez del análisis por elementos finitos como

método para predecir de forma cierta y aproximada el comportamiento biomecánico clínico de elementos dentarios restaurados con sistemas de endopostes.

Por lo tanto, se puede afirmar que el modelo de elemento finito desarrollado en el presente trabajo fue capaz de predecir el comportamiento mecánico real, clínico, de un primer premolar superior restaurado con diferentes sistemas de endopostes.



## **CONCLUSIONES**

Las conclusiones elaboradas a partir del análisis de los resultados de este trabajo teniendo en cuenta sus limitaciones, fueron las siguientes:

1. En todos los modelos estudiados la región cervical fue la zona que presentó mayor concentración de tensiones.
2. Los elementos restaurados con endopostes de fibra de carbono y colados mostraron concentración de tensiones en la dentina, en la zona cervical de la raíz palatina, en correspondencia con la zona de máxima tensión presente en el perno.
3. Se observaron en la raíz palatina esfuerzos de compresión y en la raíz vestibular esfuerzos de tracción.
4. Los endopostes de fibra de carbono presentaron menores valores de tensión (dentro del perno) comparados con los colados de cromo-níquel.
5. Los elementos restaurados con sistemas de endopostes (fibra de carbono y colados) transmitieron menores tensiones a la dentina comparados con los elementos restaurados sin perno.
6. Las tensiones en la dentina se redujeron con el aumento del módulo de elasticidad del perno.
7. Los elementos restaurados sin endopostes presentaron máxima concentración de tensiones en la dentina a nivel cervical.
8. En los modelos restaurados con endopostes de fibra de carbono y colados se comprobó que a mayor remanente dentario menor distribución de tensiones en dentina.

9. Los elementos restaurados con endopostes de fibra de carbono y colados con remanente de 4 mm transmitieron menos tensiones a la dentina presentando los menores valores de esfuerzos de compresión y tracción.
  
10. La carga de inicio de fractura de la dentina en todos los modelos analizados se determinó entre 400-500 N.

## **BIBLIOGRAFÍA**

1. Tylman SD. *Theory and Practice of Crown and Bridge Prosthesis*. 2 ed. St Louis: Mosby; 1947. p.1-13.
2. Ring ME. *Dentistry and Illustrated History*. New York: Abradale Mosby; 1992. p.160-79.
3. Harris C. *The principles and practice of dentistry*. 10 ed. Philadelphia: Lindsay and Blakinston; 1871. p.508.
4. Silvers JE, Johnson WT. Restoration of endodontically treated teeth. *Dent Clin North Am* 1992;36:631-48.
5. Shillimburg HT, Kessler JC. Restoration of endodontically treated tooth. Chicago: Quintessence Pub CO; 1982.
6. Rosen H. Operative procedures on mutilated endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent* 1961;11:973-86.
7. Reeh ES, Messer HH, Douglas WH. Reduction in a tooth stiffness as a result of endodontic and restorative procedures. *J Endod* 1989;15:1-52.
8. Milot P, Stein S. Root fracture in endodontically treated teeth related to post selection and crown design. *J Prosthet Dent* 1992;68(3):428-35.
9. Akkayan B, Gulmez T. Resistance to fracture of endodontically treated teeth restored with different post systems. *J Prosthet Dent* 2002;87:431-37.
10. Guzy GE, Nicholls JI. In Vitro comparison of intact endodontically treated teeth with and without endopost reinforcement. *J Prosthet Dent* 1979;42:39-44.
11. Heydecke G, Butz F, Hussein A, Strub JR. Fracture strength and survival rate of endodontically treated maxillary incisors with a proximal cavities restoration with different post and core systems: an in Vitro study. *J Dent* 2001;29:427-33.
12. Bergman B, Lundqvist P, Sjögren V, Lundqvist G. Restorative and endodontic results after treatment with cast posts and cores. *J Prosthet Dent* 1989;61:10-5.

13. Creugers NH, Mentink AG, Kayser AF. An analysis of durability data on post and core restorations. *J Dent Res* 1993; 21:281-84.
14. Lewis R, Smith BG. A clinical survey of failed post retained crowns. *Br Dent J* 1998; 165:95-7.
15. Torbjöner A, Karlsson S, Ödman PA. Survival rate and failure characteristics for two post designs. *J Prosthet Dent* 1995;73:439-44.
16. Goodacre CJ, Spolnik KJ. The Prosthodontic Management of Endodontically Treated Teeth: A Literature Review. Part I. Success and failure data, treatment concepts. *J Prosthodont* 1994;3:243-50.
17. Christensen GJ. Posts and cores: state of art. *J Am Dent Ass* 1998;129:96-8.
18. Assif D, Bitensky MD, Pilo R. Effect of post design on resistance to fracture of endodontically treated teeth with complete crown. *J Prosthet Dent* 1993;69:36-40.
19. Assif D, Gorfil C. Biomechanical considerations in restoring endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent* 1994;71:565-67.
20. Fredrick DR. An application of a dowel and composite resin technique. *J Prosthet Dent* 1974;32:420.
21. Silvers JE, Johnson WT. *Restoration of endodontically treated teeth*. Dent Clin North Am. 1992;36:631-48.
22. Shillimburg HT, Kessler JC. *Restoration of endodontically treated tooth*. Chicago: Quintessence Pub CO; 1982. p.12-44.
23. Sorensen JA, Martinoff JF. Intracoronal reinforcement and coronal coverage: a study of endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent* 1984;51:780-784.
24. Sorensen JA, Engelman MJ. Effect of post adaptation on fracture resistance of endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent* 1990;64:419-24.

25. Toledano Pérez M, Osorio Ruiz R, Sánchez Aguilera F, Osorio Ruiz E. *Arte y Ciencia de los Materiales Odontológicos*. Madrid (España): Ediciones Avances Médico-Dentales, SL; 2003.
26. Burns DA, Krause WR, Douglas HB, Burns DR. Stress distribution surrounding endodontic posts. *J Prosthet Dent* 1990;64:412-18.
27. Wataha JC. Biocompatibility of dental casting alloys: a review. *J Prosthet Dent* 2000;83:(2)223-34.
28. Kern M, Pleines AW, Strub JR. Stability of restoration with all-porcelain or metal post and cores. *J Dent Res* 1992;71:122 (abstract #134).
29. Myemberg KH, Luthy H, Scharer P. Zirconia post: a new all ceramic concept for non vital teeth. *J Esthet Dent* 1995;7:73-80.
30. Zailkind M, Hochman N. Esthetic considerations in restoring endodontically treated teeth with post and cores. *J Prosthet Dent* 1998a;79:702-5.
31. Wagner WC, Chut M. Biaxial flexural strength and indentation fracture toughness of three new dental core ceramic. *J Prosthet Dent* 1996;76:140-4.
32. Morin DI, Douglas DH, Cross M, De Long R. Biophysical stress analysis of restored teeth: experimental strain measurement. *Dent Mat* 1988;4:41-8.
33. Asmussen E, Peutzfeldt A, Heilman T. Stiffness, elastic limit and strength of newer types of endodontically posts. *J Dent* 1999;27:275-78.
34. Malquarti G, Berruet RG, Bois D. Prosthetic use of carbon fiber reinforced epoxy resin for esthetic crowns and fixed partial dentures. *J Prosthet Dent* 1990;63:251-57.
35. Viguie G, Chabert B, Gerentes R, Bois D. Posts and cores using epoxy-carbon composite resin. *Rev Franc Prosthesis Dent* 1990;7:39-46.
36. Duret B, Reynaud M, Duret F. Un nouveau concept de reconstitution coronoradiculaire: le Composipost (1). *Le Chir Dent de France* 1990;540:131-41.

37. Duret B, Reynaud M, Duret F. Un nouveau concept de reconstitution coronoradiculaire: le Composipost (2). *Le Chir Dent de France* 1990;542:69-77.
38. Scotti R, Ferrari M. *Pernos de fibra. Bases teóricas y aplicaciones clínicas*. Barcelona (España):Masson, SA ;2004.
39. Purton DJ, Payne JA. Comparison of carbon fiber and stainless steel root canal posts. *Quintessence Int* 1996;27(2):93-7.
40. Assif D, Oren E, Marshack BL, Aviv I. Photoelastic analysis of stress transfer by endodontically treated teeth to the supporting structure using different restorative techniques. *J Prosthet Dent* 1993;69:36-40.
41. Martínez González A, Amigo Borrás V, Fons-Font A, Selva-Otaolaurruchi E, Labaig Rueda C. *Response of three types of cast posts and cores to static loading*. *Quintessence Int* 2001;32:552-60.
42. Libman WJ, Nicholls JI. Load fatigue of teeth restored with cast posts and core and complete crowns. *Int J Prosthodont* 1995;8:155-61.
43. Trope M, Maltz DO, Tronstad L. Resistance to fracture of restored endodontically treated teeth. *Dent Traumatol* 1985;1:108-11.
44. Dean JP, Jeansonne BG, Sarkar N. In Vitro evaluation of a carbon fiber post. *J Endod* 1998;24(12):807-10.
45. Trabert KC, Caputo AA, Abou Rass M. Tooth-fracture: a comparison of endodontic and restorative treatments. *J Endod* 1978; 4:341-45.
46. Sorensen JA, Engelman MJ. Ferrule design and fracture resistance of endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent* 1990;63:529-36.
47. Trabert KC, Cooney JP. The endodontically treated tooth. Restorative concepts and techniques. *Dent Clin North Am* 1984;28:923-51.
48. Morgano SM, Brackett SE. Foundation restorations in fixed prosthodontics: current knowledge and future needs. *J Prosthet Dent* 1999;82:643-57.



49. King PA, Setchell DJ. An in Vitro evaluation of a prototype CFRC prefabricated post developed for the restoration of pulpless teeth. *J Oral Rehabil* 1990;17:599-609.
50. Isidor F, Ödman P, Bröndum K. Intermittent loading of teeth restored using prefabricated carbon fiber posts. *Int J Prosthodont* 1996; 9:131-36.
51. *International Organization for Standardization ISO TR 11405*. Dental Materials. Guidance on testing of adhesion to tooth structure;1994.
52. Kern M, Wegner SM. Bonding to zirconio ceramic: adhesion methods and their durability. *Dent Mater* 1998;14:64-71.
53. Miller BH, Nakajima H, Powers JM, Nunn ME. Bond strength between cements and metals used for endodontic posts. *Dent Mater* 1998;14:312-20.
54. O'keefe KL, Miller BH, Powers JM. In vitro tensile bond strength of resin adhesive cements to new post materials. *Int J Prosthodont* 2000;13:47-51.
55. Sahafi A, Peutzfeld A, Asmussen E, Gottfredsen K. Bond strength of resin current to dentin and to surface treated posts of titanium alloy, glass fiber and zirconio. *J Adhes Dent* 2003;5:153-62.
56. Sahafi A, Peutzfeld, Asmussen E, Gottfredsen K. Retention and failure morphology of prefabricated posts. *Int J Prosthodont* 2004;(17):307-12.
57. Hartley Grandin JR. *Fundamentals of the Finite Element Method*. New York (USA): MacMillan Publishing Company; 1986.
58. Zienkiewicz OC. *The finite element method*. London UK: Mc Graw Hill; 1986.
59. Ko C, Chu CS, Cheng KH, Lee MC. Effects of post on dentin stress distributions in pulpless teeth. *J Prosthet Dent* 1992;75:140-47.
60. Cailleateau JG, Rieger MR, Ed Akim J. A comparison of intracanal stresses in a post-restored tooth utilizing the finite element method. *J Endod* 1992;18(11):540-44.

61. Ukon S, Moroi H, Okimoto F, Fujita M, Ishikawa M, Ferada Y, et al. Influence of different elastic moduli of dowel and core on stress distribution in root. *Dent Mater J* 2000;19(1):50-64.
62. Pegoretti A, Frambi L, Zappini G, Bianchetti M. Finite element analysis of a glass fiber reinforced composite endodontic post. *Biomaterials* 23(2002):2667-82.
63. Ho MH, Lee S, Chen HH, Lee MC. Three-dimensional finite element analysis of the effects of posts on stress distribution in dentin. *J Prosthet Dent* 1994;72:367-72.
64. Holmes DC, Díaz Arnold AM, Leary JM. Influence of post dimension on stress distribution in dentin. *J Prosthet Dent* 1996;75:140-7.
65. Pierrisnard L, Bohin F, Renault P, Barquins M. Corono-radicular reconstruction of pulpless teeth: A mechanical study using finite element analysis. *J Prosthet Dent* 2002; 88:442-8.
66. Eskitascioglu G, Belli S, Kalkan M. Evaluation of two post core systems using two different methods (fracture strength test and a finite elemental stress analysis). *J Endod* 2002;28(9):629-33.
67. Asmussen E, Peutzfeldt A, Sahafi A. Finite element analysis of stresses in endodontically treated dowel restored teeth. *J Prosthet Dent* 2005;94:321-29.
68. Toksavul S, Zor M, Toman M, Gungor MA, Nergiz I, Artunc C. Analysis of dentinal stress distribution of maxillary central incisors subjected to various post and core applications. *Oper Dent* 2006;31(1):89-96.
69. Barjau-Escribano A, Sancho-Bru JL, Forner-Navarro L, Rodríguez-Cervantes PJ, Perez-Gonzalez A, Sanchez-Marin FT. Influence of prefabricated post material on restored teeth: fracture strength and stress distribution. *Oper Dent* 2006;31(1):47-54.
70. LI Li-li, Wang Z, Bai Z, Mao Y, Gao B, Xin HT, et al. Three dimensional finite element analysis of weakened roots restored with different cements in combination with titanium ally posts. *Chin Med J* 2006;119(4):305-11.

71. De Jager N, De Kler M, Vanderzel J. The influence of different core material on the FEA-determined stress distribution in dental crowns. *Dent Mat* 2006;22:234-42.
72. Ichim I, Kusmanovic D, Love RM. A finite elements analysis of ferrule design on restoration resistance and distribution of stress within a root. *Int Endod J* 2006;39(6): 443-52.
73. Zarone F, Sorrentino R, Apicella D, Valentino B, Ferrari M, Aversa R, Apicella A. Evaluation of the biomechanical behavior of maxillary central incisors restored by means of endocrowns compared to a natural tooth: A 3D static linear finite elements analysis. *Dent Mat* 2006;22:1035-44.
74. Waliszewski KJ, Sabala CL. Combined endodontic and restorative treatment considerations. *J Prosthet Dent* 1978;40:152-6.
75. Hatzikyriakos AH, Reisis GL, Tsingos N. A 3-years postoperative clinical evaluation of posts and cores beneath existing crowns. *J Prosthet Dent* 1992;67:454-8.
76. Tjan AHL, Whang S. Resistance to root fracture of dowel channels with various thickness of buccal dentin walls. *J Prosthet Dent* 1985;53:496-500.
77. Hunter AJ, Feiglin B, Williams JF. Effects of posts placement on endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent* 1989;62:166-72.
78. Sirimai S, Riis DN, Morgano SM. An in Vitro study of the fracture resistance and the incidence of vertical root fracture of pulpless teeth restored with six post and core systems. *J Prosthet Dent* 1999;81:262-9.
79. Langer B, Stein SD, Wagenberg B. Evaluation of root resection. A 10-years study. *J Periodontol* 1981;52:719-22.
80. Freedman G. The carbon fiber post: metal free, post endodontic rehabilitation. *Oral Health*. 1996;2:21.
81. Craig RG. *Restorative dental materials*. Missouri: Mosby-year book; 1997.p. 56.

82. Ludwig P. The development of strength in the masticatory muscles and its sensory control. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift* 1975;30:797-802.
83. Pröschel PA, Oikawa S, Hardtman G, Ott RW. Estimating masticatory force from elevator EMG. *Deutsche Zahnärztliche* 1994;49:37-40.
84. Tate GS, Throckmorton GS, Ellis IE, Sinn DP, Blackwood DJ. Estimated masticatory forces in patients before orthognathic surgery. *J Oral and Maxil Surg* 1994;52:130-6.
85. Kleinfelder JW, Ludwigt K. Maximal bite force in patients with and without splinting. *J Periodontol* 2002;73(10):1184-7.
86. Kinney JH, Marshall SJ, Marshall GW. The mechanical properties of human dentin: a critical review and re-evaluation of dental literature. *Crit Rev Oral Biol Med* 2003;14(1):13-29.
87. Ugural AC, Fenster SK. *Advanced strength and applied elasticity*. New York: Elsevier North-Holland Publishing Co, 1977.
88. Ausiello P, Gee AJ, Rengo S, Davidson CL. Fracture resistance of endodontically treated premolars adhesively restored. *Am J Dent* 1997;10:237-41.
89. Fernández AS, Dessai GS. Factores que influyen en la resistencia a la fractura de los dientes reconstruidos con postes y muñones: Revisión. *Rev Int Prot Estomatol* 2002;4(1):23-31.
90. 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.
91. Kahn FH, Rosenberg PA, Schulman A, Pines M. Comparison of fatigue for three prefabricated threaded post systems. *J Prosthet Dent* 1996;75:148-53.
92. Sahafi A, Peutzfeldt A, Ravnholt G, Asmussen E, Gottfredsen K. Resistance to cyclic loading of teeth restored with posts. *Clin Oral Investig* 2005;9:84-90.

93. Genovese K, Lamberti L, Pappalettere C. Finite element of a new customized composite post system for endodontically treated teeth. *J of Biomech* 2005;38:2375-89.

## **BIBLIOGRAFIA COMPLEMENTARIA**

1. Figun M, Garino R. Anatomía Odontológica Funcional y Aplicada. Buenos Aires (Argentina): Ed. El Ateneo; 1984.
2. Ferrari M, Vichi A, Mannocci F, Mason PN. Retrospective study of clinical performance of fiber posts. *Am J Dent* 2000;13:9B-13B.
3. Fernández Bodereau (h) E, Mendez S, Torassa D. Sistemas de postes “estéticos”. Revisión Bibliográfica. *Rev Int Prot Estomatol* 2002;4(3):183-90.
4. Aquaviva Fernandes SF, Shetty S, Coutinho I. Factors determining post selection: A literature review. *J Prosthet Dent* 2003;90:556-62.
5. Peroz I, Blanckstein F, Naumann M. Restoring endodontically treated teeth with posts and cores-A review. *Quintessence Int* 2005;36:737-46.
6. Torbjörner A, Fransson B. A literature review on the prosthetic treatment of structurally compromised teeth. *Int J Prosthodont* 2004;17(3):369-76.
7. Mc Lean A. Predictably Restoring Endodontically treated teeth. *J Can Dent Assoc* 1998;64(11):782-7.
8. Morgano S. Restoration of pulpless teeth: Application of tradicional principles in present and future contexts. *J Prosthet Dent* 1996;75:375-80.
9. Christensen G. Posts: necessary or unnecessary?. *JADA* 1996;127:1522-6.
10. Smith C, Schuman N, Wasson W. Biomechanical criteria for evaluating prefabricated post-and-core systems: A guide for the restorative dentist. *Quintessence Int* 1998; 29:305-12.
11. Freno J. Guidelines for using posts in the restoration of endodontically treated teeth. *Rest Dent* 1998; 474-9.
12. Fernández Bodereau E (h), Bains MA, Bessone L. Evaluación de la resistencia a la fractura de dientes reconstruidos con diferentes sistemas de pernos-muñones. *Rev Int Prot Estomatol* 2003;5(4):304–9.

13. Fernández Bodereau E (h), Bessone L., Baino MA. Estudio comparativo de la adaptación de tres sistemas diferentes de endopostes. Evaluación con ME. *Rev Int Prot Estomatol* 2004;6(3):183-9.
14. Zhi-Yue L, Yu-Xing Z. Effects of post-core design and ferrule on fracture resistance of endodontically treated maxillary central incisors. *J Prosthet Dent* 2003;89(4):368-73.
15. Akkayan B. An in vitro study evaluating the effect of ferrule length on fracture resistance of endodontically treated teeth restored with fiber-reinforced and zirconia dowel systems. *J Prosthet Dent* 2004;92:155-62.
16. Tan P, Aquilino S, Gratton d, Stanford C, Tan S, Johnson W, et al. In vitro fracture resistance of endodontically treated central incisors with varying ferrule heights and configurations. *J Prosthet Dent* 2005;93:331-6.
17. Pereira JR, de Ornelas F, Conti PC, do Valle AL. Effect of a crown ferrule on the fracture resistance of endodontically treated teeth restored with prefabricated posts. *J Prosthet Dent* 2006;95(1):50-4.
18. Ng CC, Dumbrigue HB, Al-Bayat MI, Griggs JA, Wakefield CW. Influence of remaining coronal tooth structure location on the fracture resistance of restored endodontically treated anterior teeth. *J Prosthet Dent* 2006;95(4):290-6.
19. Nakamura T, Ohyama T, Waki T, Kinuta S, Wakabayashi K, Mutobe Y, et al. Stress analysis of endodontically treated anterior teeth restored with different types of post material. *Dent Mat J* 2006;25(1):145-50.
20. Toparli M. Stress in a post –restored tooth utilizing the finite element method. *J Oral Rehabil* 2003;30(5):470-6.
21. Albuquerque R de C, Polleto LT, Fontana RH, Cimini CA. Stress analysis of an upper central incisor restored with different posts. *J Oral Rehabil* 2003;30(9):936-43.
22. Boschian Pest L, Guidotti S, Pietrabissa R, Gagliani M. Stress distribution in a post-restored tooth using the three-dimensional finite element method. *J Oral Rehabil* 2006;33(9):690-7.



23. Romeed SA, Fok SL, Wilson NH. A comparison of 2D and 3D finite element analysis of a restored tooth. *J Oral Rehabil* 2006;33(3):209-15.
24. Sorrentino R, Aversa R, Ferro V, Auriemma T, Zarone F, Ferrari M, Apicella A. Three-dimensional finite element analysis of strain and stress distributions in endodontically treated maxillary central incisors restored with different post, core and crown materials. *Dent Mater* 2006;27.