

**MANOEL MARTIN JUNIOR**

**Influência do formato do  
rebordo alveolar na distribuição  
interna das tensões em prótese  
parcial removível dento-  
implantossuportada**

Araçatuba  
2005

**MANOEL MARTIN JUNIOR**

**Influência do formato do rebordo alveolar na  
distribuição interna das tensões em prótese parcial  
removível dento-implantossuportada**

Tese de mestrado apresentada à Faculdade de  
Odontologia de Araçatuba da Universidade  
Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”  
UNESP, como parte dos requisitos para obtenção  
do título de Mestre.

Orientador: Prof. Dr. Eduardo Passos Rocha  
Co-orientador: Prof. Adj. João Antonio Pereira

Araçatuba  
2005

Ficha Catalográfica elaborada pela Biblioteca da FOA / UNESP

M379i Martin Junior, Manoel  
Influência do formato do rebordo alveolar na distribuição interna das tensões em prótese parcial removível dento-implantossuportada / Manoel Martin Júnior. - Araçatuba : [s.n.], 2005  
197 f. : il. ; tab.

Dissertação (Mestrado) – Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Odontologia, Araçatuba, 2005

Orientador: Prof. Dr. Eduardo Passos Rocha

Co-orientador: Prof. Dr. João Antônio Pereira

1. Prótese parcial removível 2. Implante dentário endoósseo  
3. Método dos elementos finitos 4. Ligamento periodontal 5. Perda óssea alveolar

Black D3  
CDD 617.69



**DEDICATÓRIA**

## DEDICATÓRIA

### DEUS

**F**elizes os que confiam no SENHOR [...] São como árvores plantadas às margens de um rio, cujas raízes alcançam águas profundas. Tais árvores não são afetadas pelo calor e nem se preocupam com longos meses de seca. Suas folhas permanecem verdes e produzem frutos deliciosos. Jeremias 17. 7, 8; nlt

### MINHA VÓ (“in memória”)

**D**edico este trabalho a Oscarlina, minha vó, **com amor**, pessoa que conquistou minha admiração pelo ensinamento do verdadeiro significado das palavras Fé e Superação.

“**F**é em DEUS e pé na tabua”, frase dita por ela quando finalizamos uma oração juntos pedindo pela minha pós-graduação.

**P**or motivos maiores infelizmente não estaremos juntos na oração de agradecimento.

**V**ocê sempre estará em meu coração.

### MEUS PAIS

**N**unca questionaram minha opção pela docência, e sempre me incentivaram, não medindo esforços para o alcance do meu sonho.

**V**ocês são o objetivo maior de minha vida e de minhas vitórias.

De todo meu coração.

**MUITO OBRIGADO**

### **MINHA IRMÃ**

**P**essoa inteligente, competente e exemplo de determinação. Pelo sentimento que nos une, incentivo e momentos de amargura e felicidade que estivemos juntos no período de concretização deste estudo.

### **IRACY**

**T**ia, amiga e confidente. Pessoa certa nas horas incertas. Pelos conselhos e orientação nos momentos decisivos ocorridos no longo desta jornada.



**AGRADECIMENTOS ESPECIAIS**

**Ao Prof. Dr. Eduardo Passos Rocha,**

pelo incentivo, orientação segura, paciência e atenção dedicada na realização deste estudo. Pessoa digna e obstinada. Nossa convivência possibilitou não só meu crescimento acadêmico, como também meu crescimento moral.

Meus sinceros agradecimentos.

**Ao Prof.Dr. Eduardo Piza Pellizzer,**

pela orientação no estágio na disciplina de prótese dental, orientação em trabalhos posteriores, pela educação profissional na especialização em prótese dental e principalmente pelo sentimento de amizade e companheirismo que me proporcionaram um crescimento pessoal nestes anos de convivência.

Meu muito obrigado.

**Ao Prof. João Antonio Pereira,**

da Faculdade de Engenharia de Ilha Solteira – UNESP, pela co-orientação deste estudo, estando sempre a disposição, abdicando de compromissos pré-existentes para compartilhar parte de seu conhecimento na realização deste estudo.

**Ao Prof.Dr. Alcides Gonini Junior,**

quem primeiro me incentivou, me orientando em trabalhos de pesquisa, ainda em curso de aperfeiçoamento em prótese dental, despertando assim, o interesse pela vida universitária.



**AGRADECIMENTOS**

**AGRADECIMENTOS**

À faculdade de Odontologia de Araçatuba, Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” – UNESP, na pessoa do seu diretor, Prof. Dr. Paulo Roberto Botacin, e de seu vice-diretor, Prof. Dr. Célio Percinoto, pelas condições oferecidas para a realização desta pesquisa.

Ao coordenador do curso de Pós-Graduação em Odontologia Prof. Dr. Wilson Roberto Poi, pelo empenho, dedicação e respeito com que desenvolve sua atividade de coordenador.

Aos colegas do curso de Pós-Graduação em Odontologia, área de Prótese Dentária (2004/2006), nível de mestrado, Ana Carolina Miessi, Daniela Nardi Mancuso, Eduardo Vedovatto, José Vitor quinelli, Lucas Fernando Tabata, Marcelo Matida Hamata, Michelle Marques Zequetto, Carlos Marcelo Archangelo, pela convivência e alegria com que ajudaram a vivenciar o curso e pelo apoio nos momentos oportunos.

Aos colegas dos cursos de Pós-Graduação das outras áreas de concentração (2004/2006), pelos momentos que estivemos juntos nas disciplinas de tronco comum dividindo ensinamentos.

Aos docentes do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese, Prof. Dr. Eduardo Passos Rocha, Prof. Dr. Eduardo Piza Pellizzer, Prof. Dr. Paulo Renato Junqueira Zuim, Prof. Dr. Alício Rosalino Garcia, Prof. Dr. Marcelo Coelho Goiato, Prof. Dr. Wirley Gonçalves Assunção, Prof. Dr. Renato Salviato Fajardo, Prof. Dr. Débora Barros Barbosa, Prof. Dr. Humberto Genari Filho, Prof. Dr. Cícero Eleutério da Silva Filho, Prof. Dr. Eulália Maria Martins da Silva, Prof. Dr. Adriana Cristina Zavanelli, Prof. Dr. Stefan Fiúza de Carvalho Dekon, Prof. Dr. Paulo Henrique dos Santos, que possibilitaram uma convivência agradável junto ao departamento.

Às secretárias do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese, Ana Lúcia Francisquine Damasceno e Maria Lúcia Bordan, que sempre estiveram prontas a servir da melhor e mais cordial forma possível.

Aos técnicos de laboratório Eduardo Rodrigues Cobo, Carlos Alberto Gonçalves, José Baleeiro, Sérgio Augusto Feitosa, Jânder de Carvalho Inácio e Ana Marcelina dos Santos Bacaneli, pelo carinho, atenção e companheirismo que dispensaram a mim.

Às funcionárias da Seção de Pós-Graduação, Marina Midori Sakamoto Kawagoe e Valéria de Queiroz Marcondes Zagatto, pela competência, disponibilidade e atenção.

Aos funcionários da Biblioteca da Faculdade de Odontologia de Araçatuba, Izamar Freitas, Isabel de Matos, Ana Cláudia Manzati, Cláudio Matsumoto, Ivone Munhoz, Luzia Anderlini e Maria Cláudia Benez, pela gentileza com que sempre me trataram e o esforço que sempre tiveram para atender minhas solicitações.

Aos meus amigos Fabrício José Álvares, Versione Souza Mauro Jr., João de Oliveira Jr., Luciano Ricardo Emygdio, Rodrigo Sella Castelari, Franklin Ribeiro da Silva, Henrique do Nascimento, a família Bordin, Fellippo Ramos Verri, Lígia Del Arco P. Cunha, Carlos Marcelo Archangelo, pela atenção e palavras de força e incentivo que me transmitiram tranquilidade e me auxiliaram na conclusão deste estudo.

Aos meus amigos e companheiros de trabalho Zenon Fernandes Rolin, Sergio Gomes de Oliveira, Vinicius Augusto Garcia, Darlessa Caldas Zanini, Sandra Neres, Roseli Torres e Maria Aparecida, pois mais do que colegas de trabalho demonstraram-se verdadeiros amigos em minha ausência.

A todas as pessoas que direta ou indiretamente contribuíram para a realização deste trabalho.

**“O mérito é um reconhecimento que devemos a todos”.**

**“MEU MUITO OBRIGADO”**



**ΕΠΙΓΡΑΦΕ**

## EPÍGRAFE

**V**veja o mundo de outras perspectivas.

**F**ale a sua verdade calma e claramente e escute aos outros, mesmo os estúpidos e ignorantes; também eles têm sua história.

**S**ejá você mesmo. **N**ão finja afeição, nem seja cínico sobre o amor.

**M**as não se desgaste com temores imaginários. **M**uitos medos nascem da fadiga e da solidão.

**N**ão faça do hábito um estilo de vida. **Q**uebre delicadamente esses horrorosos despertadores.

**D**esfrute suas conquistas assim como seus planos.

**A**me a novidade. **B**usque novos amigos.

**T**ente novos amores. **A**me muito, cada vez mais, de modos diferentes.

**L**embre-se que a vida é uma só. **S**e você não encontrar razões para ser livre, invente-as. **S**ejá criativo.

**M**ude. **E**xperimente coisas novas. Você certamente conhecerá coisas melhores e coisas piores do que as já conhecidas.

**M**as não é isso o que importa. **S**ó o que está morto não muda!

**E**steja em paz com Deus, qualquer que seja sua forma de concebê-lo e seja qual for a sua vida e suas aspirações.

**C**om todos os enganos, penas e sonhos desfeitos, este é ainda um mundo maravilhoso.

**A** vida é construída nos sonhos e concretizada no amor.

**E**mpenhe-se em ser feliz.



**RESUMO**

MARTIN JUNIOR, M. **Influência do formato do rebordo alveolar na distribuição interna das tensões em prótese parcial dento-implantossuportada.** 2005. 196f. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista, Araçatuba, 2005.

## RESUMO

Os dados sobre a influência da forma do rebordo alveolar na distribuição interna das tensões na associação da prótese parcial removível de extremidade livre (PPREL) com os implantes osseointegrados são inconclusivos. Assim, o objetivo deste estudo foi avaliar através do método dos elementos finitos (MEF) bi-dimensional, a influência do formato do rebordo alveolar na distribuição interna das tensões. Para isso, foram confeccionados 12 (doze) modelos no programa AutoCAD 2005 (Autodesk Inc, USA), sendo: Modelo A (MA) – hemiarcada com a representação do dente natural 33 e o rebordo edentado para distal; Modelo B (MB) – semelhante ao MA com uma PPREL convencional substituindo os dentes ausentes 34, 35, 36 e 37; Modelo C (MC) – semelhante ao MB, porém com um implante do Sistema Brånemark (3,75 x 10,0 mm) posicionado na região retromolar, sob a base da prótese, conferindo apenas suporte; Modelos A1, A2, A3, A4, B1, B2, B3, B4, C1, C2, C3 e C4 foram baseados nos respectivos modelos: A, B e C, com a identificação numérica seguindo a forma do rebordo alveolar no plano sagital, como descrito: descendente distal (1), côncavo (2), plano (3) e ascendente distal (4). Os modelos foram exportados para o programa de elementos finitos ANSYS 8.0 (Swanson Analysis Systems, Houston, Pa) para a análise numérica. O carregamento foi realizado com forças verticais de 50 N. Os resultados mostraram que máxima tendência ao deslocamento para os rebordos analisados ocorreu de forma semelhante entre os modelos B e C, sendo: descendente distal (B1 – 0,2484 mm e C1- 0,2513 mm), plano (B3 – 0,2415 mm e C3 0,2452 mm), côncavo (B2 - 0,2377 mm e C2 0,2392 mm) e ascendente distal (B4 – 0,2255 mm e C4 – 0,2293 mm); a máxima concentração de tensão nos

modelos B apresentou a seguinte ordem: descendente distal (288,77 MPa), côncavo (199,99 Mpa), plano (197,11 MPa) e ascendente distal (185,22 MPa); e nos modelos C: C1 com 395,93 MPa, C2 com 341,49 MPa, C4 com 266,02 Mpa e C3 com 219,58 MPa. Conclui-se que: 1) a PPREL promoveu maiores tensões e deslocamentos às estruturas de suporte; 2) não houve grandes diferenças na distribuição das tensões e da tendência ao deslocamento em função dos formatos do rebordo alveolar analisados; 3) O implante osseointegrado promoveu redução das tensões na metade posterior do rebordo alveolar (fibromucosa e o osso medular); 4) o implante osseointegrado não reduziu a solicitação do dente suporte.

**Palavras-Chave:** Prótese parcial removível. Implante dentário endoósseo. Perda óssea alveolar. Método dos elementos finitos. Ligamento periodontal.



**ABSTRACT**

MARTIN JUNIOR, M. **Influence of the alveolar ridge shape in the stress distributions in removable partial denture supported by teeth and implant.** 2005. 196f. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista, Araçatuba, 2005.

## ABSTRACT

The data about the influence of the alveolar ridge shape in the stress distribution during the association of a free-end saddle removable partial denture (FERPD) with an osseointegrated implant are inconclusive. Thus, the objective of this study was to evaluate, by bidimensional the finite element analysis (FEA), the influence of the alveolar ridge shape in the stress distribution. For this, 12 (twelve) models were created in the program AutoCAD 2005 (Autodesk Inc, USA), representing: model A (MA) - hemiarch containing only the natural tooth 33 and edentulous space for distal; model B (MB) - similar to MA with a conventional FERPD replacing the absent teeth 34, 35, 36 and 37; model C (MC) - similar to MB, however with an implant of the Sistema Bränemark (3,75 x 10,0 mm) positioned in posterior area, in order to support FERPD base; Models A1, A2, A3, A4, B1, B2, B3, B4, C1, C2, C3 and C4 were based on the respective models: A, B and C, with the numeric identification following the shape in the sagittal plane, as described: distal descending (1), concave (2), plan (3) and distal ascendancy (4). The models were exported for the FEA hardware (ANSYS 8.0 Swanson Analysis Systems, Houston, PA) for numeric analysis. The loading were performance with vertical forces of 50 N. The results showed maximum displacement tendency (mm) were between models B and C: distal descending (B1 – 0.2484 mm and C1 – 0.2513 mm), plan (B3 – 0.2415 mm and C3 0.2452 mm), concave (B2 – 0.2377 mm and C2 0.2392 mm) and distal ascendancy (B4 – 0.2255 mm and C4 – 0.2293 mm); the maximum stress concentration for models B were distal descending (288,77 MPa), concave (199,99 MPa), plan (197,11 MPa) and distal ascendancy (185,22 MPa); the model C present an

inversion between plan and distal ascending shape: C1 with 395,93 MPa, C2 with 341,49 MPa, C4 with 266,02 MPa and C3 with 219,58 MPa. In conclusion: 1) FERPD promoted higher level of stress and displacements on the support structures; 2) there were not big differences in the stress distribution and among the four shape analyzed; 3) the osseointegrated implant reduce the stress in the posterior half of the alveolar ridge (fibromucous and the cancellous bone); 4) the osseointegrated implant did not reduce the stress on support teeth.

**Keywords:** Removable partial denture. Endosseous dental implantation. Alveolar bone loss, Finite element analysis. Periodontal ligament.



**SUMÁRIO**

## SUMÁRIO

Lista de Figuras	23
Lista de Tabelas	27
Lista de Quadros	28
Lista de Gráficos	29
Lista de Abreviaturas	30
1. Introdução	33
2. Revisão da literatura	37
2.1 Associação da prótese parcial removível ao implante osseointegrado	38
2.2 Influência do rebordo alveolar no tratamento com prótese parcial removível de extremidade livre	57
3. Proposição	71
4. Material e método	73
4.1 Programas	73
4.2 Formação dos grupos e geometria das estruturas	73
4.2.1 Mandíbula	81
4.2.2 Formato do rebordo alveolar	81
4.2.3 Dentes naturais, artificiais e estrutura metálica da PPREL	82
4.3 Aspectos estruturais específicos	83
4.3.1 Ligamento periodontal	83
4.4 Prótese parcial removível	87
4.5 Sistema de implante e a conexão com a PPREL	87
4.6 Desenvolvimento do modelo de elementos finitos	89
4.7 Condição de contorno e carregamento	91
4.8 Resultados	92
5. Resultados	94
5.1 Mapas de tensões de von Mises	95
5.1.1 Análise dos mapas gerais de tensão de von Mises	95
5.2 Mapa de tendência ao deslocamento	97
5.2.1 Análise dos mapas gerais de tendência ao deslocamento	97
5.3 Mapa de tensão de von Mises – estruturas individualizadas	98
5.3.1 Análise das estruturas individualizadas	98
5.3.1.1 Osso cortical	98
5.3.1.2 Osso medular	101
5.3.1.3 Fibromucosa	104
5.3.1.4 Estrutura metálica	106
5.3.1.5 Implante osseointegrado	108
6. Discussão	111
7. Conclusão	120
8. Referência	122
9. Anexos	129

## Lista de Figuras

- FIGURA 1 – Modelo A 1 simulando um hemiarco parcialmente edentado, com a presença do dente 33, sem suporte posterior, com rebordo alveolar descendente distal. 75
- FIGURA 2 – Modelo A 2 simulando um hemiarco parcialmente edentado, com a presença do dente 33, sem suporte posterior, com rebordo alveolar côncavo. 75
- FIGURA 3 – Modelo A 3 simulando um hemiarco parcialmente edentado, com a presença do dente 33, sem suporte posterior, com rebordo alveolar plano. 76
- FIGURA 4 – Modelo A 4 simulando um hemiarco parcialmente edentado, com a presença do dente 33, sem suporte posterior, com rebordo alveolar ascendente distal. 76
- FIGURA 5 – Modelo B 1 simulando um hemiarco parcialmente edentado com a presença do elemento 33, com uma PPREL substituindo os dentes 34, 35, 36 e 37, com rebordo alveolar descendente distal. 77
- FIGURA 6 – Modelo B 2 simulando um hemiarco parcialmente edentado com a presença do elemento 33, com uma PPREL substituindo os dentes 34, 35, 36 e 37, com rebordo alveolar côncavo. 77
- FIGURA 7 – Modelo B 3 simulando um hemiarco parcialmente edentado com a presença do elemento 33, com uma PPREL substituindo os dentes 34, 35, 36 e 37, com rebordo alveolar plano. 78
- FIGURA 8 – Modelo B 4 simulando um hemiarco parcialmente edentado com a presença do elemento 33, com uma PPREL substituindo os dentes 34, 35, 36 e 37, com rebordo alveolar ascendente distal. 78
- FIGURA 9 – Modelo C 1 simulando um hemiarco parcialmente edentado com a presença do elemento 33, com uma PPREL substituindo os dentes 34, 35, 36 e 37, apoiada sobre um implante osseointegrado (3,75 mm x 10 mm), em 15° com rebordo alveolar descendente distal. 79
- FIGURA 10 – Modelo C 2 simulando um hemiarco parcialmente edentado com a presença do elemento 33, com uma PPREL substituindo os dentes 34, 35, 36 e 37, apoiada sobre um implante osseointegrado (3,75 mm X 10 mm), em -5° com rebordo alveolar côncavo. 79
- FIGURA 11 – Modelo C 3 simulando um hemiarco parcialmente edentado com a presença do elemento 33, com uma PPREL substituindo os dentes 34, 35, 36 e 37, apoiada sobre um implante osseointegrado (3,75 mm x 10 mm), perpendicular ao rebordo alveolar plano. 80
- FIGURA 12 – Modelo C 4 simulando um hemiarco parcialmente edentado com a presença do elemento 33, com uma PPREL substituindo os dentes 34, 35, 36 e 37, apoiada sobre um implante osseointegrado (3,75 mm x 10 mm), em -15° com rebordo alveolar ascendente distal. 80
- FIGURA 13 – Diagrama representativo da disposição das fibras do Ligamento Periodontal a serem consideradas de acordo com BERKOVITZ et al. (1995). 85
- FIGURA 14 - Fibras do ligamento periodontal representadas pelo elemento de viga “BEAM”. Em azul dentina; demais cores, osso cortical. 86
- FIGURA 15 – Ligamento periodontal em sua forma homogênea. 86
- FIGURA 16 – Ligamento periodontal em sua forma individualizada. Representado por elementos de viga (BEAM). 86
- FIGURA 17 –MC1- implante em + 15°. 88
- FIGURA 18 – MC2- implante em - 5°. 88
- FIGURA 19 – MC3- implante em 0°. 88
- FIGURA 20 – MC4- implante em - 15°. 88

FIGURA 21- Conjunto implante / “healing abutment”.	89
Figura 22 – Condição de contorno nos eixos x e y.	91
FIGURA 23 – Esquema do carregamento de forças nos modelos, destacando a ponta de cúspide.	92
FIGURA 24 - Regiões selecionadas para a análise dos resultados.	94
FIGURA 25- Plano cartesiano, com sentido de deslocamento e força.	114
FIGURA 26–Malha gerada pelo MEF, modelo A1.	130
FIGURA 27–Malha gerada pelo MEF, modelo A2.	130
FIGURA 28–Malha gerada pelo MEF, modelo A3.	131
FIGURA 29–Malha gerada pelo MEF, modelo A4	131
FIGURA 30–Malha gerada pelo MEF, modelo B1.	132
FIGURA 31–Malha gerada pelo MEF, modelo B2.	132
FIGURA 32–Malha gerada pelo MEF, modelo B3.	133
FIGURA 33–Malha gerada pelo MEF, modelo B4.	133
FIGURA 34–Malha gerada pelo MEF, modelo C1.	134
FIGURA 35–Malha gerada pelo MEF, modelo C2.	134
FIGURA 36–Malha gerada pelo MEF, modelo C3.	135
FIGURA 37–Malha gerada pelo MEF, modelo C4.	135
FIGURA 38–Mapa de tensão von Mises, modelo A1.	136
FIGURA 39–Mapa de tensão von Mises, modelo A2.	136
FIGURA 40–Mapa de tensão von Mises, modelo A3.	137
FIGURA 41–Mapa de tensão von Mises, modelo A4.	137
FIGURA 42–Mapa de tensão von Mises, modelo B1.	138
FIGURA 43–Mapa de tensão von Mises, modelo B2.	138
FIGURA 44–Mapa de tensão von Mises, modelo B3.	139
FIGURA 45–Mapa de tensão von Mises, modelo B4.	139
FIGURA 46–Mapa de tensão von Mises, modelo C1.	140
FIGURA 47–Mapa de tensão von Mises, modelo C2.	140
FIGURA 48–Mapa de tensão von Mises, modelo C3.	141
FIGURA 49–Mapa de tensão von Mises, modelo C4.	141
FIGURA 50–Mapa de vetor, modelo A1.	142
FIGURA 51–Mapa de vetor, modelo A2.	142
FIGURA 52–Mapa de vetor, modelo A3.	143
FIGURA 53–Mapa de vetor, modelo A4.	143
FIGURA 54–Mapa de vetor, modelo B1.	144
FIGURA 55–Mapa de vetor, modelo B2	144
FIGURA 56–Mapa de vetor, modelo B3.	145
FIGURA 57–Mapa de vetor, modelo B4.	145
FIGURA 58–Mapa de vetor, modelo C1.	146
FIGURA 59–Mapa de vetor, modelo C2.	146
FIGURA 60–Mapa de vetor, modelo C3.	147
FIGURA 61–Mapa de vetor, modelo C4.	147
FIGURA 62-Mapa de tensões - Osso cortical – modelo A1.	148
FIGURA 63-Mapa de tensões - Osso cortical – modelo A2.	148
FIGURA 64 - Mapa de tensões - Osso cortical – modelo A3.	149
FIGURA 65 - Mapa de tensões - Osso cortical – modelo A4.	149
FIGURA 66 - Mapa de tensões - Osso cortical – modelo B1.	150
FIGURA 67 - Mapa de tensões - Osso cortical – modelo B2.	150
FIGURA 68 - Mapa de tensões - Osso cortical – modelo B3.	151
FIGURA 69 - Mapa de tensões - Osso cortical – modelo B4.	151

FIGURA 70 - Mapa de tensões - Osso cortical – modelo C1.	152
FIGURA 71 - Mapa de tensões - Osso cortical – modelo C2.	152
FIGURA 72 - Mapa de tensões - Osso cortical – modelo C3.	153
FIGURA 73 - Mapa de tensões - Osso cortical – modelo C4.	153
FIGURA 74 - Mapa de tensões - Osso medular – modelo A1.	154
FIGURA 75 - Mapa de tensões - Osso medular – modelo A2.	154
FIGURA 76 - Mapa de tensões - Osso medular – modelo A3.	155
FIGURA 77 - Mapa de tensões - Osso medular – modelo A4.	155
FIGURA 78 - Mapa de tensões - Osso Medular – modelo B1.	156
FIGURA 79 - Mapa de tensões - Osso medular – modelo B2.	156
FIGURA 80 - Mapa de tensões - Osso medular – modelo B3.	157
FIGURA 81 - Mapa de tensões - Osso medular – modelo B4.	157
FIGURA 82 - Mapa de tensões - Osso medular – modelo C1.	158
FIGURA 83 - Mapa de tensões - Osso medular – modelo C2.	158
FIGURA 84 - Mapa de tensões - Osso medular – modelo C3.	159
FIGURA 85 - Mapa de tensões - Osso medular – modelo C4.	159
FIGURA 86 - Mapa de tensões – Fibromucosa – modelo A1.	160
FIGURA 87 - Mapa de tensões – Fibromucosa – modelo A2.	160
FIGURA 88 - Mapa de tensões – Fibromucosa – modelo A3.	161
FIGURA 89 - Mapa de tensões – Fibromucosa – modelo A4.	161
FIGURA 90 - Mapa de tensões – Fibromucosa – modelo B1.	162
FIGURA 91 - Mapa de tensões – Fibromucosa – modelo B2.	162
FIGURA 92 - Mapa de tensões – Fibromucosa – modelo B3.	163
FIGURA 93 - Mapa de tensões – Fibromucosa – modelo B4.	163
FIGURA 94 - Mapa de tensões – Fibromucosa – modelo C1.	164
FIGURA 95 - Mapa de tensões – Fibromucosa – modelo C2.	164
FIGURA 96 - Mapa de tensões – Fibromucosa – modelo C3.	165
FIGURA 97 - Mapa de tensões – Fibromucosa – modelo C4.	165
FIGURA 98 - Mapa de Tensões – Estrutura metálica – modelo B1.	166
FIGURA 99 - Mapa de Tensões – Estrutura metálica – modelo B2.	166
FIGURA 100 - Mapa de Tensões – Estrutura metálica – modelo B3.	167
FIGURA 101 - Mapa de Tensões – Estrutura metálica – modelo B4.	167
FIGURA 102 - Mapa de Tensões – Estrutura metálica – modelo C1.	168
FIGURA 103 - Mapa de Tensões – Estrutura metálica – modelo C2.	168
FIGURA 104 - Mapa de Tensões – Estrutura metálica – modelo C3.	169
FIGURA 105 - Mapa de Tensões – Estrutura metálica – modelo C4.	169
FIGURA 106 - Mapa de tensões – Implante – modelo C1.	170
FIGURA 107 - Mapa de tensões – Implante – modelo C2.	170
FIGURA 108 - Mapa de tensões – Implante – modelo C3.	171
FIGURA 109 - Mapa de tensões – Implante – modelo C4.	171
FIGURA 110 - Mapa de tendência ao deslocamento em x, modelo A1.	172
FIGURA 111 - Mapa de tendência ao deslocamento em x, modelo A2.	172
FIGURA 112 - Mapa de tendência ao deslocamento em x, modelo A3.	173
FIGURA 113 - Mapa de tendência ao deslocamento em x, modelo A4.	173
FIGURA 114 - Mapa de tendência ao deslocamento em x, modelo B1.	174
FIGURA 115 - Mapa de tendência ao deslocamento em x, modelo B2.	174
FIGURA 116 - Mapa de tendência ao deslocamento em x, modelo B3.	175
FIGURA 117 - Mapa de tendência ao deslocamento em x, modelo B4.	175
FIGURA 118 - Mapa de tendência ao deslocamento em x, modelo C1.	176
FIGURA 119 - Mapa de tendência ao deslocamento em x, modelo C2.	176

FIGURA 120-Mapa de tendência ao deslocamento em x, modelo C3.	177
FIGURA 121-Mapa de tendência ao deslocamento em x, modelo C4.	177
FIGURA 122-Mapa de tendência ao deslocamento em y, modelo A1.	178
FIGURA 123-Mapa de tendência ao deslocamento em y, modelo A2.	178
FIGURA 124-Mapa de tendência ao deslocamento em y, modelo A3.	179
FIGURA 125-Mapa de tendência ao deslocamento em y, modelo A4.	179
FIGURA 126-Mapa de tendência ao deslocamento em y, modelo B1.	180
FIGURA 127-Mapa de tendência ao deslocamento em y, modelo B2.	180
FIGURA 128-Mapa de tendência ao deslocamento em y, modelo B3.	181
FIGURA 129-Mapa de tendência ao deslocamento em y, modelo B4.	181
FIGURA 130-Mapa de tendência ao deslocamento em y, modelo C1.	182
FIGURA 131-Mapa de tendência ao deslocamento em y, modelo C2.	182
FIGURA 132-Mapa de tendência ao deslocamento em y, modelo C3.	183
FIGURA 133-Mapa de tendência ao deslocamento em y, modelo C4.	183
FIGURA 134-Mapa de tensão de von Mises em x, modelo A1.	184
FIGURA 135-Mapa de tensão de von Mises em x, modelo A2.	184
FIGURA 136-Mapa de tensão de von Mises em x, modelo A3.	185
FIGURA 137-Mapa de tensão de von Mises em x, modelo A4.	185
FIGURA 138-Mapa de tensão de von Mises em x, modelo B1.	186
FIGURA 139-Mapa de tensão de von Mises em x, modelo B2.	186
FIGURA 140-Mapa de tensão de von Mises em x, modelo B3.	187
FIGURA 141-Mapa de tensão de von Mises em x, modelo B4.	187
FIGURA 142-Mapa de tensão de von Mises em x, modelo C1.	188
FIGURA 143-Mapa de tensão de von Mises em x, modelo C2.	188
FIGURA 144-Mapa de tensão de von Mises em x, modelo C3.	189
FIGURA 145-Mapa de tensão de von Mises em x, modelo C4.	189
FIGURA 146-Mapa de tensão de von Mises em y, modelo A1.	190
FIGURA 147-Mapa de tensão de von Mises em y, modelo A2.	190
FIGURA 148-Mapa de tensão de von Mises em y, modelo A3.	191
FIGURA 149-Mapa de tensão de von Mises em y, modelo A4.	191
FIGURA 150-Mapa de tensão de von Mises em y, modelo B1.	192
FIGURA 151-Mapa de tensão de von Mises em y, modelo B2.	192
FIGURA 152-Mapa de tensão de von Mises em y, modelo B3.	193
FIGURA 153-Mapa de tensão de von Mises em y, modelo B4.	193
FIGURA 154-Mapa de tensão de von Mises em y, modelo C1.	194
FIGURA 155-Mapa de tensão de von Mises em y, modelo C2.	194
FIGURA 156-Mapa de tensão de von Mises em y, modelo C3.	195
FIGURA 157-Mapa de tensão de von Mises em y, modelo C4.	195

## Lista de Tabelas

Tabela 1 – Máxima e mínima tensão de von Mises e suas localizações para os modelos A1, A2, A3, A4, B1, B2, B3, B4, C1, C2, C3 e C4 - valores expressos em MPa.	95
Tabela 2 – Máxima e mínima tendência ao deslocamento e suas localizações para os modelos A1, A2, A3, A4, B1, B2, B3, B4, C1, C2, C3 e C4 - valores expressos em mm.	97
Tabela 3 – Mapa de tensões de von Mises – Osso cortical.	99
Tabela 4 - Valores em MPa e localização da máxima e mínima concentração de tensão para os modelos A1, A2, A3, A4, B1, B2, B3, B4, C1, C2, C3 e C4 – Osso cortical.	100
Tabela 5 - Mapa de Tensões von Mises – Osso medular.	102
Tabela 6 - Máxima e mínima concentração de tensão, em MPa, e sua localização para os modelos A1, A2, A3, A4, B1, B2, B3, B4, C1, C2, C3 e C4 – Osso medular.	103
Tabela 7- Mapa tensão von Mises – Fibromucosa.	105
Tabela 8- Máxima e mínima concentração de tensão, em MPa, a sua localização para os modelo A1, A2, A3, A4, B1, B2, B3, B4, C1, C2, C3 e C4 – Fibromucosa.	106
Tabela 9- Tensões de von Mises para a estrutura metálica.	107
Tabela 10-Máxima e Mínima concentrações de tensão, em MPa, e suas localizações para a estrutura metálica.	108
Tabela 11-Valores de tensão de von Mises encontrados no implante, e sua localização para os modelos C1, C2, C3, e C4.	108
Tabela 12-Tendência ao deslocamento no eixo x.	196
Tabela 13-Tendência ao deslocamento eixo y.	196
Tabela 14-Tensão no eixo x.	197
Tabela 15-Tensão de no eixo y.	197

## Lista de Quadros

Quadro 1 – Composição dos modelos que caracterizam o estudo, e suas variáveis. ....	74
Quadro 2 - Dimensão do osso cortical, ligamento periodontal, fibromucosa, inserção conjuntiva e epitélio juncional.....	81
Quadro 3 - Quadro representativo para os formatos de rebordo considerados nos modelos A1, A2, A3, A4, B1, B2, B3, B4, C1, C2, C3 e C4. ....	82
Quadro 4 - Dimensões dos dentes 33, e das coroas dos dentes 34, 35, 36 e 37 em milímetros, de acordo com valores estabelecidos por Sicher; Dubrul (1975). ....	83
Quadro 5 - Quantidade de fibras em cada modelo. ....	85
Quadro 6 – Propriedades mecânicas dos elementos que compõe os modelos. ....	90

## **Lista de Gráficos**

GRÁFICO 1 – Máxima tensão de von Mises.

96

## Lista de Abreviaturas

PPR = Prótese Parcial Removível.

PPREL = Prótese Parcial de Extremidade Livre.

MEF = Método dos elementos finitos.

GPa = Giga Pascal.

MPa = Mega Pascal.

½ = metade.

2D = Duas Dimensões.

3D = três Dimensões.

A = Área.

I = Momento de Inércia.

$\pi$  = Valor de 3,14.

d = diâmetro.

r = raio.

mand. = Mandibular.

rebor. = Rebordo.

D = Distal.

M = Mesial.

LD = Lado Distal.

LM = Lado Mesial

Lig. Periodontal = Ligamento Periodontal.

Mx = Máxima.

Mn = Mínima.

Apoio metal. = Apoio metálico.

Cicatr. = Cicatrizador.

Implal. = Implante.

MA = Modelo A.

MB = Modelo B.

MC = Modelo C.

MD = Modelo D.

ME = Modelo E.

MF = Modelo F.

MG = Modelo G.

MH = Modelo H.

mm = milímetros.

N = Newton.

DVO = Dimensão Vertical de Oclusão.

DV = Dimensão Vertical.

RPI = Rest Plate grampo barra em “i”.

C1 = Carga 1.

C2 = Carga 2.

Co-Cr = Cobalto Cromo.

DESC. = Rebordo Descendente distal.

CONC. = Rebordo côncavo.

ASCEN. = Rebordo ascendente distal.

Loc. = Localização.

n<sup>os</sup> = números.

Kgf = Kilograma / força.



# INTRODUÇÃO

## 1 INTRODUÇÃO

A prótese parcial removível de extremidade livre (PPREL) apresenta uma biomecânica complexa, cujo movimento pode induzir forças em diversas direções, potencialmente destrutivas às estruturas de suporte (CHOU et al., 1989; BEN-UR et al, 1991).

Porém, a associação de um implante osseointegrado à PPREL resulta em maior estabilidade e retenção, como citado pela literatura (BATTISTUZZI et al., 1992; CARVALHO et al., 2001; GANZ, 1991; GEORGE, 1992; GIFFIN, 1996; HALTERMAN et al., 1999; JANG, 1998; KELTJENS et al., 1993; KUZMANOVIC et al., 2004; McANDREW, 2002; MIJIRITSKY e KARAS, 2004; MITRANI et al., 2003; PELLECCCHIA et al., 2000; STARR, 2001) e avaliado por meio de modelos matemáticos ou fotoelásticos (LACERDA, 1999; MATHIAS, 2001; ROCHA, 2001; LUCAS, 2003; VERRI, 2003; CUNHA, 2004; SANTOS, 2005).

Assim, os estudos prévios envolvendo o método dos elementos finitos (MEF) evidenciam os benefícios do implante na redução das tensões sobre o rebordo alveolar. (CUNHA, 2004; LUCAS, 2003; ROCHA, 2001; SANTOS, 2005; VERRI, 2003). O rebordo por sua vez, é apresentado como um fator que exerce influência no planejamento e na interpretação biomecânica da PPREL, quer seja pela diferença viscoelástica em relação ao suporte dental (1:13) (McGIVNEY; CASTLEBERRY, 1994), quer seja pelo formato anatômico no plano sagital, com influência direta no grau de estabilidade da prótese e na dissipação das forças atuantes. (CAMARGO, 2005; CECCONI et al., 1971; FIORI, 1989; GUEDES, 2001; HENDERSON, 1977; JOHNSON; STRATTON, 1980; KAWASAKI et al., 2001; McGIVNEY; CASTLEBERRY, 1994; MILLER, 1975; PLAZA, 2004; STEWART et al., 1992; TODESCAN, 1996).

Neste sentido, o rebordo alveolar residual ideal seria aquele constituído por osso cortical que recobre um osso medular relativamente denso, uma crista óssea grande e achatada,

recoberto por um tecido conjuntivo fibroso, denso, imóvel e firme. Este perfil tem sido relacionado com ótimo prognóstico para o tratamento com prótese parcial removível (PPR) tendo em vista sua capacidade de sustentação. No entanto, a sustentação do rebordo alveolar é influenciada por fatores como: qualidade e extensão do rebordo alveolar; fidelidade da moldagem; e o formato anatômico (HENDERSON, 1977; JOHNSON; STRATTON, 1980; MILLER, 1975; STEWART et al., 1992).

Em relação ao formato anatômico, fatores como: tempo de extração dental; força de mordida; localização da carga e sua frequência; uso ou não de prótese; porosidade óssea; grau de mineralização; densidade óssea e grau de deformação; intensidade, frequência, duração e direção das forças aplicadas no rebordo (ATWOOD, 1957, 1962; CAMARGO; 2005; PLAZA, 2004; TALLGREN 2003; TALLGREN et al., 1980) influenciam na forma adquirida. Desta maneira, Elbrecht, em 1943, já descrevia os 4 formatos básicos que o rebordo alveolar pode assumir no plano sagital: côncavo; plano; ascendente distal e descendente distal e, fundamentada neste aspecto, a literatura odontológica tem apresentado argumentações sobre o prognóstico do tratamento com PPR com ênfase na maior previsibilidade de sucesso diante de rebordos com o formato plano (FIORI, 1989; HENDERSON, 1977; JOHNSON; STRATTON, 1980; McGIVNEY; CASTLEBERRY, 1994; MILLER, 1975; STEWART et al., 1992; TODESCAN, 1996).

Muito embora os formatos descendente-distal, ascendente-distal e côncavo sejam considerados como os de pior prognóstico, em função da dissipação de forças oblíquas sobre o rebordo alveolar, os dados podem ser considerados inconclusivos à luz de tecnologias e metodologias disponíveis atualmente, como o MEF, que permite uma interpretação mais precisa dos eventos que atuam na região de extremidade livre e sua influência sobre o dente suporte.

Tal argumentação reveste-se de especial interesse em função da possibilidade de associar a PPREL com um implante osseointegrado, uma vez que Rocha (2001); Verri (2003); Lucas (2003); Cunha (2004) e Santos (2005) evidenciaram a influência do implante na redução acentuada das tensões sobre a metade posterior do rebordo alveolar com formato plano. Adicionalmente, Santos (2005) observou que implantes inclinados em 5° mostraram-se mais adequados à distribuição de tensão que os posicionados perpendicularmente ao rebordo alveolar. Este dado apresenta íntima relação com os tipos de formato do rebordo alveolar, uma vez que por razões anatomo-topográficas, o posicionamento do implante na extremidade livre pode assumir outras inclinações que não apenas a perpendicular ao plano horizontal (WATANABE, 2003).

Acredita-se, por fim, que a forma do rebordo alveolar possa alterar a distribuição das tensões e permitir a análise da associação da PPREL com um implante osseointegrado sob uma nova perspectiva. Assim, o objetivo deste estudo é analisar, através do método dos elementos finitos bidimensional, a influência do formato do rebordo alveolar na distribuição interna das tensões durante a associação da PPREL a um implante osseointegrado.



**REVISÃO DA LITERATURA**

## **2 REVISÃO DA LITERATURA**

A revisão da literatura foi dividida em dois capítulos:

1. Associação da prótese parcial removível ao implante osseointegrado.
2. Influência do formato do rebordo alveolar no tratamento com prótese parcial removível de extremidade livre.

## **2. 1 Associação da prótese parcial removível ao implante osseointegrado.**

A reabilitação oral através da associação entre a PPR e os implantes osseointegrados é sugerida na literatura como uma opção de tratamento benéfica ao paciente (GANZ, 1991; BATTISTUZZI et al., 1992; GEORGE, 1992; KELTJENS et al., 1993; GIFFIN, 1996; JANG et al., 1998; HALTERMAN et al., 1999; PELLECCIA et al., 2000; CARVALHO et al., 2001; STARR, 2001; McANDREW, 2002; MIJIRITSKY; KARAS, 2004; KUZMANOVIC et al., 2004) embora apenas o estudo de Mitrani et al. (2003) evidencie o sucesso clínico da associação a médio prazo. Encontram-se também na literatura alguns trabalhos de pesquisa (GRAIG; FARAH, 1978; LACERDA, 1999; MATHIAS, 2001; ROCHA, 2001; LUCAS, 2003; VERRI, 2003; CUNHA, 2004; SANTOS, 2005) que auxiliam na compreensão da biomecânica desta associação, a fim de estabelecer dados importantes para a avaliação da associação e determinação das condutas clínicas.

Assim sendo, Ganz (1991) descreveu a utilização de implantes para suportar uma prótese parcial removível em associação com prótese fixa sobre dentes naturais; um paciente de 65 anos de idade com o incisivo lateral superior esquerdo, canino superior esquerdo, 1º e 2º pré-molares superiores esquerdos remanescentes de tratamentos prévios a confecção de prótese, recebeu dois implantes 13 mm x 3,75 mm (Core-Vent Corp., Encino, Calif.) que foram implantados entre o seio maxilar direito e a linha média, devido à topografia óssea um implante tipo hexágono interno foi selecionado devido à proximidade com o seio maxilar. Estes implantes foram unidos a uma prótese parcial fixa de quatro elementos fresados com encaixes (Interlocks) através de uma barra (TissuBar Attachment), uma estrutura metálica foi desenhada com encaixe (Interlocks) e clip, promovendo retenção e estabilidade para a prótese parcial removível. O autor sugere dentre outras vantagens o controle do estresse sobre os pilares de implante e dente natural; resistência; controle da placa bacteriana; estética; favorecimento do prognóstico dos dentes remanescentes; componente sobre implantes

removíveis e atender aos desejos do paciente. Sobre as desvantagens cita: a complexidade do sistema, maior tempo para confecção e o fato de possuir uma PPR (não tolerada por alguns pacientes) mesmo na presença de implantes.

Tendo a PPR sua indicação para grandes reabsorções ósseas, Battistuzzi et al. (1992) utilizaram desta em conjunto com implantes osseointegrados para reabilitar uma paciente com grande defeito ósseo na região anterior da mandíbula, em consequência de uma seqüela cirúrgica advinda de uma excisão para erradicação de ameloblastoma. Os autores optaram por confeccionar uma prótese parcial removível dento-implantossuportada, onde os dentes remanescentes (36, 46 e 47) foram unidos a 4 implantes osseointegrados através de uma barra tipo Dolder. Apesar dos fatores de critério para a localização e número de implantes terem sido guiados pela anatomia e quantidade de estrutura óssea remanescente, nenhum sinal de reabsorção óssea foi detectada após 2 anos. Neste contexto, os autores sugerem que a utilização de implante para reabilitação oral do paciente em união com dentes naturais trouxe benefícios estéticos e funcionais quando comparados com a PPR convencional, no entanto, os autores ressaltam que as consequências do uso de suportes com comportamento mecânico diferentes não são bem conhecidos.

Ainda em 1992, George, após tecer comentários sobre a biomecânica da PPR e o grampo em “i”, descreve um caso clínico maxilar classe I de Kennedy onde os dentes remanescentes apresentavam-se com periodonto comprometido e com a presença de diastemas, os dentes antagonistas, apresentavam-se em condições aceitáveis, por motivos pessoais o paciente preferiu não submeter-se a cirurgia para reconstrução (levantamento) do seio maxilar. O autor optou pela confecção de coroas unidas com descansos palatinos nos dentes remanescentes superiores com o objetivo de obter suporte e contenção. Dois implantes foram colocados na região dos dentes 14 e 24. O autor acredita que estes implantes possam promover suporte posterior e estabilizar a oclusão. As coroas dentossuportadas foram unidas

as implantossuportadas por attachment de semiprecisão. Foram adicionadas a PPREL encaixes resilientes além de apoio mesial e distal. O autor sugere que, com preservação e cuidados específicos por parte do paciente, o uso de implantes auxilia no suporte e na estabilidade da PPREL, podendo ser esta a melhor alternativa quanto comparada a PPR convencional.

Uma das principais dificuldades enfrentadas no tratamento com PPREL é a reabsorção óssea na região posterior da mandíbula, que causa alteração no plano oclusal do paciente, principalmente quando o paciente é usuário de uma prótese total superior e uma prótese parcial removível inferior Classe I de Kennedy (“Síndrome de Kelly”). Visando minimizar este inconveniente, Keltjens et al., (1993) relataram dois casos clínicos apresentando a associação da PPREL a um implante osseointegrado, sugerindo alguns benefícios, como: 1 - evitar a reabsorção óssea abaixo da base de resina acrílica; 2 - fornecer retenção adicional para a PPREL; 3 - reduzir as tensões no dente suporte da PPR; 4 - reduzir o número de retentores extracoronários na PPREL e 5 - promover conforto para o paciente. Os autores acreditam que implantes mais curto e estreito (6 a 8 mm de comprimento e pelo menos 2,5mm de diâmetro) podem ser utilizados com sucesso para ancoragem da PPREL. No primeiro caso clínico (mulher 52 anos de idade), Classe I mandibular de Kennedy, os autores utilizaram 2 implantes IMZ (10,5mm x 3,3mm) na região dos 2º molares mandibulares, para suportar a base da PPREL através de um capuz distal. No outro caso clínico (homem 39 anos de idade), também Classe I mandibular de Kennedy, foram colocados dois implantes Dyna, (10 mm x 3 mm) na mesma região sendo que neste caso a retenção adicional foi promovida pelo sistema Dyna de magnetos. Os autores acreditam que esta associação é benéfica para evitar a instalação de sinais e sintomas que caracterizam a “Síndrome da Combinação” ou “Síndrome de Kelly” com custos reduzidos.

Visando também equilibrar a distribuição das forças para manter o rebordo alveolar e o dente em ótimo estado de saúde e prover ao paciente conforto e função principalmente nos casos de PPREL, Giffin (1996) relata um caso clínico onde transforma um caso dentomucossuportado em dento-implantossuportado. Para tanto, o autor utiliza um implante IMZ (3,3mm x 8 mm) na região posterior direita da mandíbula de um paciente Classe II de Kennedy. Após a fase de osseointegração optou-se por utilizar um encaixe resiliente do tipo ERA (APM-Sterngold, Attleboro, Mass.) sobre o implante. Segundo o autor o implante proporcionou estabilidade, "stop" vertical, retenção e virtualmente eliminou os problemas associados a uma PPREL; ao final do tratamento o paciente relatou que o lado com dente natural e implante estava mais próximo do natural do que o lado oposto, preferindo o lado com implante para a mastigação.

A utilização de apenas um implante para suporte de uma PPR na mandíbula foi utilizada também por Jang et al. (1998) devido a limitações financeiras do paciente. Os autores descrevem um caso clínico de um paciente Classe II mandibular de Kennedy tendo como remanescente dental apenas os elementos 41, 31, 32 e 33, apenas um implante (ITI 4.1 mm x 16 mm, Struman Co., Waldenburg, Switzerland) de único estágio cirúrgico foi colocado na região do dente 43; sobre este implante foi confeccionado uma prótese fixa de dois elementos cimentada, com presença de fresa estando o elemento 42 em cantilever. Uma PPR convencional com grampos tipo RPI (rest plate grampo barra em i) foi confeccionada sobre os dentes remanescentes e a prótese implantossuportada. No arco superior o paciente recebeu 4 implantes para confecção de uma overdenture. Após 14 meses realizaram um controle radiográfico onde não foi detectada perda óssea ao redor do implante. Segundo os autores o sucesso deste tratamento se deu devido: a) boa qualidade óssea (tipo 2) apresentada pelo paciente; b) comprimento do implante (16 mm x 4.1mm) e c) ajuste oclusal definido. Finalizando seu artigo os autores concluíram que: esta modalidade restauradora apresentou

melhor distribuição de concentração de tensão do que na presença somente dos dentes naturais; melhor estética (grampos localizados nos caninos e não nos incisivos); PPR apresentou maior estabilidade devido maior suporte; economia em relação ao tratamento com implantes bilaterais satisfazendo a necessidade financeira do paciente. No entanto, os autores alertam para a necessidade de estudos longitudinais em relação ao acompanhamento da reabsorção óssea principalmente da coroa protética para verificar se esta modalidade de tratamento é uma opção viável.

O uso de implante osseointegrado em associação com PPR na região posterior pode ser considerado uma ótima alternativa para tentar solucionar as conseqüências da “Síndrome de Kelly ou da Combinação” para Halterman et al. (1999). Em seu artigo relatam um caso clínico de um paciente de 28 anos de idade Classe I mandibular tendo como remanescente dental apenas os dentes 34, 32, 31, 41, 42 e 44; em virtude da idade do paciente e o desejo em manter os remanescentes dentais, optaram pela colocação de 2 implantes mandibulares (13 mm x 3.25mm) na região dos elementos 36 e 46 a fim de prevenir os efeitos da “Síndrome de Kelly”, uma vez que, o arco antagonista seria restaurado com uma prótese total. A redução do custo do tratamento com apenas dois implantes coincidiu com o apelo financeiro do paciente que, além disso, relatava dificuldade ao mastigar e insatisfação com a estética. Passados 4 meses da fase cirúrgica, os implantes foram expostos, e cicatrizadores de 5 mm foram utilizados e mantidos a fim de prover suporte para a futura PPR. Os autores acreditam que a preservação do rebordo ósseo e a incorporação de implante neste tratamento resultaram em suporte vertical e estabilidade para o segmento distal da PPR diminuindo o momento de força dos dentes suportes. Concluíram então que esta associação é uma opção viável para preservação dos tecidos duros e moles remanescentes.

Lacerda, em 1999, analisou o comportamento biomecânico da PPR apoiada sobre um implante na região distal com encaixe intra e extracoronário, através do MEF bidimensional.

Os modelos representavam um segmento mandibular, de 1º pré-molar até a papila retromolar, com ausência dos molares e do 2º pré-molar, e com um implante Brånemark de 3,75mm x 7 mm na região do 2º molar. O 1º pré-molar recebeu uma coroa metalocerâmica com encaixe intracoronário rígido tipo Biloc KD. Um encaixe de semiprecisão também foi testado. A carga aplicada nos modelos foi vertical de 100N. Nesta metodologia, quando um implante foi colocado na extremidade oposta ao encaixe rígido observou-se que o dente suporte foi menos solicitado. Além disso, quanto mais posterior foi à aplicação das cargas, mais o implante foi solicitado e como consequência o osso cortical adjacente, já que a sela sofreu menos deflexão e comprimiu menos a fibromucosa. Concluiu – se que: 1) conexão articulada entre o implante e a PPREL diminui o momento fletor transmitido ao implante e aumentou a tensão na fibromucosa e no dente suporte; 2) que a fibromucosa foi mais solicitada quanto maior foi à área de contato com a PPR, resultando em menos tensões transmitidas para outras estruturas; 3) Os modelos mais complexos de elementos finitos permitem uma visualização mais precisa dos resultados.

Pellecchia et al. (2000) relatam um caso clínico de uma paciente de 65 anos de idade onde sua principal queixa era a não estabilidade de sua prótese total inferior, após a realização do exame clínico, várias opções de tratamento foram propostas para o paciente, o qual optou por uma PPREL bilateral contento em cada uma de suas extremidades um encaixe tipo Dalbo, que foi fixado sobre uma infra-estrutura de metal com 6 elementos de prótese fixa parafusada sobre 3 implantes (3,75 mm x 13 mm, 3I Implant Innovations Inc, Palm Beach Gardens, Fla.) na região interforames. Os autores fazem algumas considerações sobre o comportamento biomecânico da PPR convencional citando a dificuldade de adaptação do paciente à prótese principalmente relacionada ao lado emocional; sobre a desvantagem funcional e biomecânica da prótese implanto-suportada com cantilever distal com relação às forças que podem ser transmitidas à interface osso-implante prejudicando a osseointegração; e com relação a

overdenture, citam que embora a utilização do rebordo alveolar possa resultar em estabilidade oclusal, este por sua vez possa também ser responsável pelo processo de reabsorção do rebordo, devido sua compressão durante a função; e que cirurgias invasivas como a de regeneração óssea guiada nem sempre são aceitas pelo paciente. Os autores acreditam que o tratamento com prótese fixa implanto-suportada em associação com PPR com encaixes resilientes possa ser uma alternativa para o tratamento com overdentures, uma vez que, o paciente relatou estar satisfeito com a função e estética de seu tratamento. Após 3 anos de controle radiográfico o nível ósseo ao redor dos implantes permanecia estável.

Carvalho et al. (2001) relatam uma alternativa de tratamento para pacientes parcialmente edêntulos maxilares, respeitando as condições exigidas pelo paciente, que eram: 1) a não extração dos dentes remanescente (12, 11 e 21); 2) resistência à cirurgia de levantamento de seio maxilar e 3) limitação de ordem financeira. O paciente de 61 anos de idade, do sexo feminino, apresentou-se para tratamento com queixa relacionada e estética dos dentes remanescentes e insatisfação com grampos visíveis de sua PPR. A opção protética adotada foi à confecção de coroas metalocerâmicas nos dentes remanescentes e a colocação de três implantes (um implante D3-3.5mm diâmetro, e dois implantes D3-4.0mm diâmetro, Biohorizons Implant Systems) na região anterior da maxila, e a confecção de uma PPR com 3 O-ring (Biohorizons Implant Systems) como sistema de retenção. Após tecer comentários sobre as vantagens de se utilizar o sistema de retenção tipo bola, os autores sugerem para este tipo de tratamento vantagens como: 1) manutenção dos dentes remanescentes e consequentemente manutenção da propriocepção; 2) número mínimo de implantes; 3) implantes colocados em áreas ósseas disponíveis; 4) redução dos custos; 5) PPR proveu adequado suporte labial; 6) menor número de consultas; 7) fácil higienização; 8) fácil preservação dos implantes; 9) a não realização de cirurgia de aumento de seio maxilar

(cirurgias invasivas) e 10) as expectativas e demanda estética do paciente com relação ao tratamento foram alcançadas.

No mesmo ano, Mathias (2001) teve por objetivo analisar as distribuições das tensões nas estruturas de suporte da PPR com sistema de retenção a grampo, quando apoiadas sobre implantes de alturas reduzidas de 8.0 mm de comprimento e diâmetro de 3,5 e 5,5 mm, na região posterior de uma extremidade livre, através do método fotoelástico quasi-tridimensional. Dois modelos foram confeccionados, representando um arco parcialmente dentado de extremidade livre com a presença dos dentes 33 e 43 como dentes suportes juntamente com PPR com sistema de retenção a grampo em 7. As situações analisadas foram: PPR apoiada sobre implantes de 3,5 mm de diâmetro nas extremidades livre da mandíbula, sem magneto; PPR apoiada sobre implante de 3,5 mm de diâmetro nas extremidades livres da mandíbula, com magneto fixado dentro da base protética; implantes de 5,5 mm utilizados como na primeira e segunda situação. Cargas de 10 N, 30 N, 50 N, 70 N e 100 N foram aplicadas nos modelos. Com a utilização de implantes 3,5 mm de diâmetro houve uma tendência de direcionamento de tensões para distal, na região sob a base da prótese e na região da crista do rebordo, entre o dente suporte e a extremidade livre. Com os mesmos implantes (3,5 mm de diâmetro) com o sistema de magneto houve uma maior concentração na região distal, além de grande quantidade de tensões na mesial do implante, direcionando-se ao centro do rebordo. Quando o implante utilizado foi de 5,5 mm diâmetro, sem magneto, os resultados foram semelhantes aos do implante de 3,5 mm sem magneto, com concentração ligeiramente maior das tensões neste modelo. Para o mesmo implante (5,5 mm diâmetro), com o sistema de magnetos, maiores concentrações, além da face distal, ocorreram na região mesial e dirigindo-se para a região do centro do rebordo mesialmente ao implante. Com os implantes de largo diâmetro, a distribuição para mesial e para o centro do rebordo foi menos intensa do que a distribuição com implantes de 3,5 mm, ocorrendo uma maior concentração de intensidade de

forças ao redor do implante e reduzindo as tensões no rebordo residual. Um fato muito interessante é que não foi detectada presença de tensão no dente suporte em nenhuma das situações de carregamento, ao contrário de outros trabalhos. É sugerido que o tipo de retenção, com grampos, o tipo de carga (distribuída) e a forma anatômica do modelo fotoelástico (arcada completa) possam ter determinado este resultado. Através da metodologia empregada o autor conclui: 1) nos modelos com magnetos fixados e implante de largo diâmetro, 5,5 mm, houve maior concentração de tensões na região ao redor do dente, reduzindo as tensões sobre o rebordo, nos modelos com implante de 3,5 mm de diâmetro houve maior concentração de tensões na mesial do implante, direcionando-se, neste sentido, para o rebordo residual; 2) em nenhuma situação analisada foi possível visualizar tensões nas estruturas adjacentes ao dente suporte do lado de aplicação de carga; 3) nos modelos sem a fixação dos magnetos, as tensões se concentraram mais na região distal dos implantes e na base da PPR.

Rocha, em 2001, analisou comportamento da PPREL convencional e das suas estruturas de suporte, na associação com um implante osseointegrado posicionado na região retromolar, sob a base protética, com auxílio do programa de elementos finitos (ANSYS 5.5) bi-dimensional. Confeccionou 3 modelos: modelo A (MA), simulando hemiarco mandibular desdentado posterior, com a presença apenas dos dentes 33 e 34; modelo B (MB) - semelhante ao MA com uma PPR convencional com apoio metálico por disto-oclusal; modelo C (MC) - diferenciava-se do MB pela presença de um implante Bränemark Standard liso de 3,75 mm x 10,00 mm na região retromolar, sob a base da PPR. As forças aplicadas foram verticais de 50 N em cada ponta de cúspide, fracionadas em 5 pontos de 10 N. As características dos dentes remanescentes, da extensão e forma do rebordo na extremidade livre, do periodonto de suporte e de proteção, das distâncias biológicas (crista alveolar, junção cimento-esmalte e inserção conjuntiva), da altura óssea mandibular e da espessura da

estrutura metálica de Cobalto-Cromo (Co-Cr) testadas foram mantidas constantes. Nos modelos que possuíam dentes artificiais, as características deste e da sela protética também permaneceram constantes. Concentrações de tensões foram observadas nos ápices dentais, na região do pescoço do implante e no ápice do implante. Rocha concluiu:

- ✓ A presença da PPREL proporcionou maior concentração de tensão para as estruturas de suporte, e a presença do implante proporcionou suporte para a base da PPR, diminuindo a intrusão desta sobre a fibromucosa, promovendo menor concentração de tensão na porção posterior do rebordo.
- ✓ Não redução da concentração de tensões no dente suporte da PPREL adjacente ao espaço desdentado.

O autor salienta que dentro da metodologia empregada e dos resultados obtidos, a associação de PPREL e implantes pode ser utilizada com relativa segurança, sendo necessário, no entanto, uma maior diversidade de estudos principalmente do ponto de vista tridimensional e que leve em consideração a variação da direção e incidência de forças, na tentativa de reproduzir com maior fidelidade os eventos ocorridos dentro da cavidade oral; desta maneira poderá estabelecer critérios e condutas na associação PPREL e implantes osseointegrados que possam estabelecer um protocolo de uso.

Starr (2001) descreve o uso de prótese anterior implantossuportada associada a PPR com encaixe de precisão, como uma alternativa reabilitadora à overdenture com barra - clip e encaixe tipo bola, citando como vantagens: 1) melhor estética; 2) psicologicamente melhor para o paciente, pois não remove os dentes anteriores para higienização; 3) menor interferência (menor área de contato) nos tecidos moles e partes constituintes (barra – clip e encaixe tipo bola), quando comparada com overdenture convencional; 4) devolve o perfil de emergência através das coroas implantossuportada, semelhante à dentição natural; 5) restabelece a fonética. O autor ainda faz considerações sobre a reabilitação com PPREL

convencional, ressaltando que o sucesso dessa modalidade restauradora está ligado a áreas retentivas dos dentes anteriores remanescentes e a efetividade do guia de desoclusão, no entanto, relembra que uma sobrecarga nos dentes anteriores pode gerar comprometimento periodontal. Para casos clínicos acima citados e nas situações aonde exista disponibilidade óssea na região anterior, não a podendo região posterior ser restaurada por implantes sem a necessidade de cirurgias invasivas (enxertos ósseos e reposicionamento de nervo alveolar posterior), pois nem todos os pacientes estão propensos a este procedimento; o autor relata quatro casos clínicos onde os pacientes foram reabilitados com prótese fixa implantossuportada e PPR com encaixe de precisão. Em um destes casos, uma mulher de 38 anos de idade com severo comprometimento periodontal dos dentes anteriores maxilares foi reabilitada com implantes na região da pré-maxila, após o período de osseointegração uma prótese parcial fixa (unida) implantossuportada foi confeccionada com encaixe de precisão (ASC – 52 Attachements and Implants international) distalmente com o objetivo de servir como apoio para uma PPR. Os quatro pacientes foram encaminhados para um programa de higienização trimestral. Este tipo de tratamento permite realizar no futuro um tratamento de levantamento posterior de seio maxilar, onde uma prótese totalmente implantossuportada pode ser confeccionada, este fato tem uma relevância fundamental segundo o autor.

McAndrew (2002) descreve uma reabilitação com prótese parcial removível “swing-lock” e um implante osseointegrado. Neste artigo faz considerações sobre vantagens, desvantagens, indicações e contra-indicações deste sistema, de forma geral segundo o autor a PPR “swing-lock” preserva a saúde periodontal e não sobrecarrega o dente suporte quando usada de forma correta, além de ser bem aceita pelo paciente. O artigo descreve um caso clínico de uma mulher de 46 anos de idade com sérios problemas periodontais nos dentes maxilares e dentes mandibulares intactos com exceção dos 3º molares, alérgica a penicilina, fumando aproximadamente 20 cigarros por dia. Após preparos prévios gerais e específicos da

boca desta paciente (tratamento periodontal) apenas os dentes, incisivo central, incisivo lateral e canino esquerdos apresentaram em condições para a realização do tratamento; 4 implantes (Nobel Biocare; Göteborg, Sweden) foram colocados: no lado direito na região do incisivo central, canino e pré-molar foram selecionados implantes de 15 mm comprimento; no lado esquerdo um implante de 13 mm de comprimento foi posto na região de pré-molar. Passados 5 meses, 3 dos 4 implantes apresentaram insucesso no processo de osseointegração e foram retirados. Neste cenário, uma nova PPR “swing-lock” foi confeccionada abrangendo o implante osseointegrado, este servindo como pilar para um encaixe tipo O’ring. Apesar do aparente insucesso com relação à falha dos implantes, o autor sugere que esta opção de tratamento pode ser viável para determinados pacientes, pois alguns problemas com relação a extensos espaços protéticos foram solucionados em relação à PPREL convencional: a prótese apresentou boa retenção e estabilidade; tecidos moles e duros foram mantidos e preservados e o paciente expressou satisfação com relação a seu tratamento. Além destes fatos, 15 meses depois nenhum problema em relação ao implante ou fratura da prótese foi detectado.

Seguindo a mesma metodologia de Rocha (2001), Lucas, em 2003, utilizando o MEF bidimensional, avaliou a influência da força de mordida na associação da PPREL e o implante osseointegrado. Para isso, confeccionou 3 modelos: Modelo A (MA) – hemiarco mandibular sem suporte posterior e presença do dente natural 33; Modelo B (MB) - semelhante ao MA, porém com uma PPREL convencional, com apoio inciso-distal no dente 33, substituindo os dentes 34, 35, 36 e 37; Modelo C (MC) – semelhante ao MB, com a presença de um implante osseointegrado (BRÄNEMARK 10 mm x 3,75 mm) na região retromolar, sob a base da PPREL. Foram aplicadas forças de 50N em cada ponta de cúspide em todos os modelos, as quais foram fracionadas em 5 pontos de 10N nas direções verticais 0° e de 45°, atuando no sentido de mesial para distal e de distal para mesial. Lucas concluiu:

- ✓ A tendência de deslocamento no modelo com PPR apoiada sobre implante é menor que no modelo com a prótese somente.
- ✓ Forças oblíquas de 45° promovem uma tendência de deslocamento e valores de tensão maiores que a força vertical;
- ✓ Força oblíqua de 45° no sentido de mesial para distal gerou valores de tensão menores que de distal para mesial;
- ✓ Presença do implante osseointegrado sob a base da PPR reduziu a solitação do dente suporte e proporcionou suporte para a base da PPREL, diminuindo a intrusão desta sobre a fibromucosa, promovendo menor concentração de tensão na porção posterior do rebordo.

Mitrani et al, em 2003, expõem alguns dos problemas encontrados na reabilitação com PPR convencional e PPREL, descrevem os sintomas da “Síndrome de Combinação” relatando que 24 % dos usuários de prótese total superior com PPREL inferior apresentam tais sintomas, que overdenture com implantes localizados na região anterior da maxila podem ter o mesmo comportamento de uma PPREL. Sendo assim os autores propõem o uso de implantes posteriores como “stop” para eliminar os possíveis sintomas da “Síndrome da Combinação”. Para este estudo foram selecionados 10 pacientes, Classe I e Classe II de Kennedy, que receberam implantes na região posterior, 16 no total. Os implantes foram colocados o mais distal possível dentro do que permitia a anatomia do paciente, 14 dos 16 implantes foram realizados utilizando a técnica de dois estágios cirúrgicos e 2 implantes foram realizados utilizando uma única etapa cirúrgica. Os pacientes foram divididos em 2 grupos: 1) com 5 pacientes do sexo masculino com idade média de 68.8 anos, onde os implantes serviam apenas de “stop” vertical, estes pacientes apresentavam retenção nos dentes anteriores; 2) também com 5 pacientes, sendo 4 mulheres e 1 homem com idade média de 56.4 anos, com retenção insuficiente nos dentes anteriores, os implantes neste grupo

receberam elemento de retenção resiliente (OSO, Attachments International; Zaag, Preat; Hader Bar and Clip, Attachments International; or ERA, Sterngold). O ajuste oclusal para todos os casos com dentes anteriores foi do tipo mutuamente protegida, exceto em dois casos com overdenture, onde realizou o ajuste do tipo bilateral balanceada. Os pacientes foram controlados clinicamente entre 1 até 4,5 anos (média de 2,5 anos), onde foi avaliado: a satisfação do paciente; evolução clínica dos implantes; evolução clínica dos componentes protéticos (cicatrizadores ou encaixes); saúde dos tecidos moles; exames radiográficos; adaptação da base da prótese aos cicatrizadores ou encaixes. Para avaliar a crista óssea e seu nível de reabsorção, radiografias com a técnica do paralelismo foram realizadas e mensuradas com uso de calibrador digital “Mitutoyo”, os dados foram analisados com teste de variância (ANOVA)  $p < .05$  e Wilcoxon teste assinado. Os autores concluíram: 1) O uso de implantes associados à PPREL resulta em um aumento dramático da satisfação do paciente (Wilcoxon teste (0-5), 1,2 antes da associação e 5 após o uso de implantes); 2) pacientes apresentavam tecidos peri-implantares e rebordos saudáveis e estáveis; 3) reabsorção óssea radiográfica compatível com a normalidade. A reabsorção óssea encontrada neste estudo foi de 0,63mm, uma vez que a média é de 1,5 mm no primeiro ano com redução de 0,1 mm nos anos subsequentes, este valor foi considerado dentro dos limites de normalidade.

Verri (2003) avaliou a influência do diâmetro e do comprimento do implante na associação da PPREL a um implante osseointegrado. Para isto, elaborou 8 modelos mandibulares, à semelhança das condições e características estabelecidas por Rocha (2001): Modelo A (MA) - hemiarco mandibular sem suporte posterior, com a presença apenas dos dentes 33 e 34. Modelo B (MB) – semelhante MA, com uma PPREL convencional substituindo os dentes 35, 36 e 37; Modelo C (MC) – semelhante ao MB, diferenciado deste pela presença de implante osseointegrado de 7 mm x 3,75 mm sob a base protética na região do 2º molar; Modelo D (MD) – semelhante ao MC, com um implante de 10 mm x 3,75 mm;

Modelo E (ME) – semelhante ao MC, com um implante de 13 mm x 3,75 mm; Modelo F (MF) – semelhante ao MC com um implante de 7 mm x 5 mm; Modelo G (MG) – semelhante ao MC, com um implante de 10 mm x 5 mm; Modelo H (MH) – semelhante ao MC, com um implante de 13 mm x 5 mm. Os modelos foram carregados com 50N de força em cada ponta de cúspide dos dentes naturais e artificiais, dividido em 5 pontos de 10N. Em vista dos resultados obtidos, Verri concluiu:

- ✓ MB apresentou tendência ao deslocamento superior aos demais modelos estudados.
- ✓ O comprimento influenciou o mapa de deslocamento, tendendo a uma diminuição de valores, mas o diâmetro não.
- ✓ MB apresentou níveis de tensão de von Mises superiores ao MA nas estruturas analisadas.
- ✓ Os modelos que incorporaram implantes tenderam a uma diminuição das tensões de von Mises quando comparados com o MB, que incorporou apenas a PPR.
- ✓ O aumento do comprimento e do diâmetro influenciou positivamente a distribuição de tensões nos modelos que incorporaram implantes osseointegrados.

Cunha, em 2004, utilizando o método dos elementos finitos bidimensional, avaliou o deslocamento e a tensão em modelos com PPREL convencional e com PPREL apoiada sobre implante osseointegrado à semelhança do estudo de Rocha (2001) e Lucas (2003). Em 3 modelos com implante variou a posição mesio-distal destes no rebordo parcialmente edentado. Para tal estudo, utilizou modelos que simulavam, sob o plano sagital, um hemiarco mandibular parcialmente edentado onde permaneceu constante o dente remanescente 33, a extensão do rebordo na extremidade livre, a característica do periodonto de suporte e de proteção, as distâncias biológicas, a altura óssea mandibular, a espessura da estrutura metálica de Co-Cr e o número de dentes artificiais. Os modelos MC, MD e ME, apresentaram sob a

base da prótese, um implante Brånemark 10 mm x 3,73 mm. O carregamento foi realizado com forças verticais de 50 N em cada ponta de cúspide. Conclui: 1) MD (implante no centro do rebordo edentado) apresentou os menores valores de tendência ao deslocamento, no entanto o ME (implante na porção mais mesial, adjacente ao último dente suporte) aliviou de maneira mais satisfatória a solicitação do dente suporte; 2) a aproximação do implante em direção ao dente suporte influenciou positivamente a distribuição de tensões nas estruturas analisadas.

Kuzmanovic et al. (2004) descrevem um caso clínico de implantes localizados distalmente para modificar a classificação de Kennedy na prótese parcial removível, onde foi proposto a um paciente do sexo masculino com 66 anos de idade 4 tipos de tratamento: a) prótese fixa implantossuportada bilateralmente; b) prótese parcial removível convencional; c) prótese parcial removível integrada coroas cerâmicas e encaixes de precisão ou d) prótese parcial removível implantossuportada (overdenture). Devido a limitação financeira do paciente as duas últimas opções foram escolhidas. O paciente apresentava espaços edêntulos em ambos os arcos, dentes suportes fisiologicamente comprometidos, lesões cariosas, restaurações em amálgama com sobre-contorno, extrusões dos dentes superiores e inferiores, oclusão comprometida e necessidade de restabelecimento da dimensão vertical de oclusão (DVO). Ao exame periodontal foram detectados pontos de sangramento durante a sondagem, cálculo generalizado, recessão gengival e dentes com lesões de furca. O exame radiográfico revelou extensa reabsorção óssea e tratamento endodôntico inadequado de alguns dentes; o paciente relata ainda a intenção de preservar ao máximo seus dentes remanescentes. Após preparos gerais e específicos da boca do paciente, foram selecionados (remanescentes) apenas os elementos 13 a 24 no arco superior e 33 a 43 no arco inferior, 2 implantes com superfície tratada 4.1 mm x 12 mm de única fase cirúrgica (ITI implants; nº. 043.033s, Struman AG, Waldenburg, Switzerland) foram colocados na região do primeiro molar inferior esquerdo e

segundo molar inferior direito, o que segundo os autores transformou o paciente Classe I mandibular de Kennedy (dentomucossuportado) em Classe III de Kennedy (dentimplantossuportada). Durante a fase de osseointegração próteses provisórias foram confeccionadas restabelecendo a dimensão vertical (DV) do paciente. Passados 5 meses do uso de provisórios, o arco mandibular foi restaurado definitivamente com PPR desenhada com o conector maior tipo placa lingual, encaixe intracoronário “channel-shoulder-pin” e com coroas metalocerâmicas (33 ao 43) fresadas nos caninos. Um cicatrizador de 3 mm de altura (0.48.034; Struman AG) foi utilizado como suporte provisório sobre os implantes, estes cicatrizadores foram substituídos um mês depois da instalação da prótese definitiva por encaixe tipo bola (0.48.439, 3.4 mm Struman AG), para tanto, a estrutura metálica foi projetada com 2 cápsulas (0.48.410; Struman AG) para receber o encaixe tipo bola. O arco maxilar foi restaurado com coroas metalocerâmicas (elementos 43 e 42; 33 e 34, unidos e elementos 32, 31, 41 unitários), nos elementos 43 e 34 foram adicionados encaixe extracoronário de precisão (Mini Sg R; Cendres & Métux AS, Biel-Bienne, Switzerland) associado a uma PPREL com conector maior tipo placa palatina. Os autores relatam que em 2 anos de uso apenas uma simples ativação das fêmeas dos encaixes foi necessária. Sobre o caso clínico os autores concluem que: a necessidade de controles clínicos posteriores e mais estudos sobre a associação PPREL e implantes osseointegrados para confirmar o sucesso clínico do caso; e que o uso de um sistema de retenção sobre os implantes nesta associação (ao invés de cicatrizados) trouxe benefícios ao paciente com relação ao suporte e retenção.

Mijiritsky e Karas (2004) descrevem um caso clínico envolvendo PPR tendo como suporte dente e implante como alternativa para o insucesso da terapia com prótese fixa implantossuportada. Um paciente do sexo masculino com 75 anos de idade, usuário de PPR superior e inferior instáveis, com dentes abalados periodontalmente. O plano de tratamento inicial consistia em PPR superior e prótese fixa inferior implantossuportada estendendo-se da

região do segundo molar direito até o segundo pré-molar esquerdo; 6 implantes (Steri-Oss implants, Nobel biocare, Yorba Linda, CA) foram colocados na região dos elementos 47, 46, 45, 31, 33 e 34. Durante a segunda fase cirúrgica, 2 implantes com falhas no processo de osseointegração foram retirados da região dos elementos 31 e 33, com a recusa do paciente em submeter-se novamente a cirurgia de implante, e tendo em vista um extenso espaço protético que comprometeria a vida útil da prótese fixa implantossuportada, o plano de tratamento inicial foi alterado para PPR dento-implantossuportada. Os implantes do lado direito foram unidos com barra de ouro (Unoral 34 gold, Unor, Zurich, Switzerland) e um encaixe mesial tipo bola (Tima Ball, Unor) adicionado à barra; o implante da região do elemento 34 foi adicionado um encaixe tipo bola (Steri-Oss). Estes elementos serviram como infra-estrutura para a estrutura da PPR que proporcionou retenção e estabilidade adicional a PPR, pois esta também utilizou como suporte dos dentes remanescentes 35, 36, 37. Logo após a instalação das próteses o paciente foi direcionado para um programa de controle durante 6 meses; três anos depois as próteses apresentavam-se satisfatórias ao paciente, os dentes remanescentes e implantes permaneciam em condições saudáveis. Os autores sugerem que o final do tratamento resultou em uma Classe III de Kennedy dento-implantossuportada, sendo esta uma opção viável para alguns casos parcialmente dentados, tendo como vantagens: retenção adicional; estética (comparado a PPR convencional); preservação e manutenção dos tecidos de sustentação e proteção.

Em 2005, a semelhança de Rocha (2001) e Lucas (2003), na associação de PPREL e implantes osseointegrados, Santos avaliou, através do MEF bidimensional, a influência da angulação do implante na prótese parcial removível Classe I mandibular, na distribuição de tensão e a tendência ao deslocamento nas estruturas de suporte. Para tanto, confeccionou 6 modelos: Modelo A (MA) - simulando um hemiarco contendo o dente natural 33 somente e o rebordo alveolar distal; Modelo B (MB) – semelhante ao MA, com uma PPREL convencional

substituindo os dentes ausentes 34, 35, 36 e 37; Modelo C (MC) – semelhante ao modelo B, com um implante osseointegrado de 10 mm x 3,75 mm (sistema Brånemark) verticalizado a 0° na região distal do rebordo, sob a base da prótese; Modelo D (MD) – semelhante ao MC, com implante angulado a 5 ° para mesial; Modelo E (ME) - semelhante ao modelo MC, com implante angulado a 15 ° para mesial; Modelo F (MF) – semelhante ao MC com implante angulado a 30° para mesial. Com a utilização do programa de elementos finitos ANSYS 8.0, os modelos foram carregados com forças verticais de 50 N em cada ponta de cúspide. Dentro da metodologia empregada o autor conclui que: 1) o aumento da angulação do implante influencia negativamente a tendência ao deslocamento, uma vez que, quanto menor o ângulo do implante, menores são as tensões observadas nos modelos; 2) embora o aumento da angulação tenha influência negativa nas distribuições de tensões, o MD (5° de angulação) apresentou melhores resultados.

## **2. 2 Influência do formato do rebordo alveolar no tratamento com prótese parcial removível de extremidade livre.**

Genericamente, a forma do rebordo alveolar é dividida em quatro formas diferentes, sendo estas: descendente distal, côncavo, plano ou ascendente distal (ELBRECHT, 1943). A topografia do rebordo alveolar tem influência direta na dissipação de forças que, sempre que possível, deve ser distribuída de forma perpendicular e equitativa por toda a superfície do rebordo. Neste contexto, a literatura relata as formas descendente distal, côncava e ascendente distal com os piores prognósticos, uma vez que, as forças transmitidas pela sela da PPREL incidem obliquamente sobre o rebordo alveolar, decompondo esta em forças no sentido distal, lateral e mesial. A forma plana do rebordo alveolar é apresentada como o tipo que traz menores dificuldades para o planejamento, confecção e instalação da PPR, pois as forças transmitidas pela sela da PPREL incidem perpendicularmente sobre rebordo alveolar sendo distribuída sem se decompor e originar forças laterais (FIORI; 1989; McGIVNEY; CASTLEBERRY, 1994; TODESCAN, 1996).

A forma do rebordo alveolar está ligada diretamente com reabsorção óssea. Em 1957, Atwood comparou, através de radiografias cefalométricas, a reabsorção óssea que ocorre nas mandíbulas após exodontias, tendo como parâmetro o pré e o pós-operatório de 32 pacientes. Concluiu: que a porcentagem de reabsorção óssea varia entre indivíduos.

Em 1962, Atwood utilizando-se de técnica semelhante examinou 18 usuários de prótese total após a cirurgia de exodontias, onde concluiu que a porcentagem de reabsorção óssea está baseada em fatores variados como: tamanho, forma e densidade do rebordo alveolar; atividade celular dos osteoclastos e osteoblastos; frequência, duração e direção de forças oclusais aplicadas sobre o osso (anterior a exodontia); a resistência do paciente a estas forças aplicadas anteriormente e às forças geradas pelo uso de próteses.

Graig e Farah, em 1978 utilizaram o MEF em um estudo bidimensional, para determinar a magnitude e o modo de distribuição do estresse no dente suporte, ligamento periodontal e osso suporte de uma PPREL quando submetida a diferentes formas de carregamento. Um modelo simulando uma extremidade livre tendo segundo pré-molar com último dente suporte, fibromucosa, ligamento periodontal (contínuo, 0,25 mm), osso de suporte e estrutura metálica de uma PPREL com grampo em “i” e apoio distal, foi confeccionado. Uma força de 220 N foi aplicada em 3 diferentes regiões: 1) concentrada na região de segundo molar; 2) distribuída nas regiões de primeiro e segundo molares; 3) concentrada no descanso oclusal e crista marginal distal do segundo pré-molar. Na primeira situação de carregamento o osso suporte abaixo da base teve uma variação de 0 MN/m<sup>2</sup> (região retromolar) a 25 MN/m<sup>2</sup> (junção cimento esmalte abaixo PPREL). O estresse no osso suporte do segundo pré-molar variou entre 30 MN/m<sup>2</sup> (cimento esmalte) e 20 MN/m<sup>2</sup> no ápice da parede distal da raiz. O ápice da raiz mesial teve uma variação de 20 MN/m<sup>2</sup> a 100 MN/m<sup>2</sup>. Na segunda situação os valores foram semelhantes. A terceira situação de carregamento demonstrou um estresse uniforme e baixo para osso alveolar, variando entre 2 MN/m<sup>2</sup> e 10 MN/m<sup>2</sup> com alta concentração no ápice mesial da raiz 40 MN/m<sup>2</sup>. Para minimizar os momentos de força sobre o dente suporte, sugerem um contato do grampo em “i” apenas na maior circunferência do dente, e o apoio mesial na parte mais alta na fossa da crista do segundo molar. Para os autores estes resultados mostram uma redução do estresse transmitido ao segundo pré-molar. Neste estudo a concentração das tensões ocorre na mandíbula na forma de força de tensão, sendo maior que a força de compressão, este fato é um resultado positivo, uma vez que, o osso alveolar reabsorve sobre força de compressão e não sobre força de tensão. Ressaltam ainda que aparentemente a presença do ligamento periodontal auxiliou a converter a força de compressão no dente em força de tensão no osso, o que ajuda a manter a integridade desta estrutura.

Henderson (1977) e Johnson e Stratton, (1980), abordam várias considerações sobre a anatomia e fisiologia óssea da maxila e da mandíbula, e também sobre a reabsorção do rebordo residual. Citam a controvérsia sobre a reabsorção e a perda dental, pois alguns autores creditam à reabsorção do rebordo a perda dental, e de fato, é considerado um processo fisiológico normal; embora alguns autores acreditem que a reabsorção residual não é necessariamente uma consequência da perda dental e sim um processo variado que depende de fatores individuais. A pressão exercida pela prótese pode ser causa local de reabsorção óssea, embora, não mencionem a quantidade de pressão necessária para causar danos à estrutura óssea, desta maneira, o paciente deve ser orientado a permanecer sem a prótese pelo menos oito horas por dia, além dos critérios que devem ser utilizados durante a confecção da PPR, como: técnica e material de moldagem adequados e extensão da base de resina acrílica e a necessidade de controles periódicos. Nos controles periódicos fatores como: atualização da história médica e dental; reavaliação periodontal; reajuste oclusal e reembasamento da base da PPR.

A reabsorção óssea que ocorre após as perdas dentais seguido do uso imediato de prótese total e suas consequências foi alvo de estudo de Tallgren et al. (1980). Os autores estudaram resultados cefalométricos da reabsorção óssea durante 1 ano em usuários de prótese total e os efeitos da reabsorção mandibular e a relação oclusal. Para tanto, 18 pacientes foram selecionados, os quais foram submetidos ao tratamento com prótese total imediata, a idade média do grupo era de 50,4 anos. Nenhum paciente apresentou histórico médico de doenças; dos 18 pacientes 15 eram caucasianos e 3 eram negros. Os registros cefalométricos foram realizados antes das extrações, 3 semanas, 3 meses, 6 meses e 1 ano após as exodontias. Observou-se: que a redução da crista alveolar foi mais intensa (rápida) durante os três meses iniciais, em particular no período das 3 semanas após as extrações; a redução óssea anterior mandibular em altura foi em média duas vezes maior na crista óssea

inferior do que na crista óssea superior; a reabsorção da crista óssea, junto com os ajustes realizados na prótese total, medidos em pontos pré-determinados nas dentaduras mostraram um movimento de rotação para cima da mandíbula, resultando em diminuição da DVO do paciente e redução no “overjet” das dentaduras. Entretanto estas mudanças mostraram grande variação entre os indivíduos. Os autores acreditam que clinicamente o presente estudo confirma a necessidade de controles regulares com ajuste preciso das próteses totais no sentido de prevenir as alterações na relação oclusal, causada pela reabsorção alveolar.

O mesmo autor (TALLGREN, 1972 artigo re-impresso em 2003) estudou a redução contínua da crista alveolar em usuários de prótese total, em acompanhamento de 25 anos, neste estudo concluiu que: a magnitude da reabsorção óssea tem uma grande variação individual, o formato da mandíbula e a perda óssea mandibular anterior indicam uma reabsorção pronunciada em indivíduos com acentuada curvatura da base mandibular, e menos intensa com indivíduos com base mandibular plana; e que usuários de prótese total indicaram uma reabsorção óssea de aproximadamente 4 vezes maior na mandíbula em relação à maxila. Em 25 anos de proervação, a redução da crista óssea anterior inferior foi de 10 mm, e da crista óssea inferior de 3 mm.

Cecconi et al. (1971) observaram o efeito da inclinação do rebordo alveolar, no plano sagital, com carregamento uni e bilateral de 20 “pounds”, na movimentação do dente suporte adjacente ao espaço protético. Um modelo Classe I mandibular de Kennedy, foi confeccionado, apresentando o rebordo alveolar edentado direito com uma inclinação de 45°, e o rebordo alveolar esquerdo do mesmo modelo, na sua forma plana. O modelo apresentava um apoio por distal nos dentes suportes (2° pré-molar inferior direito e 1° pré-molar inferior esquerdo). Os modelos foram carregados em cinco direções diferentes: vertical; anterior; posterior; vestibular e lingual. Entre os resultados, os autores observaram que a inclinação do rebordo alveolar, no plano sagital, altera a direção e magnitude do movimento do dente

suporte. Assim, concluíram: que o dente suporte do lado oposto à aplicação de força, apresenta maior movimentação quando comparado ao dente suporte que recebe a aplicação da força; que o carregamento bilateral das forças na PPREL é mais favorável do que o carregamento unilateral em relação à movimentação do dente suporte.

Cardoso et al., 1988, realizaram um estudo sobre a transmissão de forças às estruturas de suporte em PPREL através de análise fotoelástica. Neste artigo os autores comentam sobre a indicação da PPR, as dificuldades encontradas nas próteses dentomucossuportadas e citam que um grande número de autores que sugerem formas diferentes para reduzir ou distribuir adequadamente os esforços sobre os dentes pilares e rebordo residual, o fazem baseados em observações e experiências clínicas, faltando, no entanto uma comprovação científica realizada em laboratório, que permita visualizar este problema. Para o estudo, foram confeccionados 10 corpos de prova simulando uma Classe II de Kennedy. Para transmitir cargas a PPREL utilizou-se um delineador com uma plataforma de acrílico adaptada na haste vertical móvel para o processo de carregamento, os seguintes tipos de cargas foram aplicados: 1 – carga uniformemente distribuída; 2 – carga concentrada nos dentes artificiais; 3 – carga concentrada no último dente artificial. Os testes foram aplicados em seis grupos de dez corpos de prova, sendo que os 3 primeiros apresentavam selas extensas e as demais selas curtas, variando o número de dentes artificiais: a) apenas segundo pré-molar; b) segundo pré-molar e primeiro molar; c) segundo pré-molar, primeiro molar e segundo molar. Os autores concluíram:

- ✓ Uma PPREL com utilização do segundo pré-molar como dente mais posterior não é suficiente para distribuir adequadamente as forças mastigatórias.
- ✓ A presença de um segundo molar aumenta em demasia o braço de potência havendo sobrecarga no rebordo e dentes pilares.

- ✓ O ideal em termos de distribuição equilibrada de forças seria a utilização do primeiro molar como último dente suporte do arco dental.
- ✓ Quanto à extensão da sela, esta deve ser o mais abrangente possível assentando-se sobre toda a área chapeável do rebordo alveolar.

Com o advento do sucesso clínico da utilização de implantes osseointegrados (BRÄNEMARK, 1983) no tratamento reabilitador Barber et al. (1990) realizaram uma avaliação da reabsorção óssea na região anterior da maxila tendo como arco antagonista implantes osseointegrados. Para tanto, 15 pacientes reabilitados com prótese total maxilar (convencional) e prótese removível implantossuportada mandibular foram selecionados. Após 2 e 4 anos da instalação das próteses, estes pacientes foram avaliados quanto à reabsorção óssea vertical e horizontal através de exames radiográficos por uma metodologia desenvolvida pelos autores. Os autores concluíram que a reabsorção óssea alveolar vertical na maxila ocorre quando existe a presença de uma prótese total superior em função, tendo como antagonista prótese implantossuportada, à semelhança do que ocorre na “Síndrome de Kelly” uma vez que não existiu diferença estatística em comparação entre seus dados.

Guedes (2000) estudou o comportamento biomecânico do sistema fibroso em relação ao usuário de PPREL. A metodologia utilizada empregou radiografias periapicais e os dados individuais da amostra de 64 pacientes. Foram obtidas duas radiografias de cada área da extremidade livre e, a partir de traçados, usando como referência o plano oclusal individual, e os ângulos formados pela reabsorção na altura do 1º molar inferior, constatando: 1) a prevalência da topografia descendente distal; 2) existiu um aumento da angulação estatisticamente significativa do rebordo descendente distal, em indivíduos usuários de PPR inferior, quando comparados aos não usuários; 3) indivíduos usuários de PPR sofrem influência do tipo de arco antagonista; 4) com os 2º pré-molares inferiores adjacentes ao espaço protético, as inclinações foram, em média, maiores que as encontradas com caninos,

com e sem uso da PPR inferior; 5) houve prevalência de reabsorção do rebordo alveolar em indivíduos do sexo feminino; 6) não foram encontrados dados significativos que possam relacionar a idade, isoladamente, com a reabsorção do rebordo alveolar; 7) dos 64 pacientes, foram encontrados apenas três situações de rebordo ascendente distal (4,68%), uma situação apenas de rebordo horizontal (1,56%) e 93,76% para rebordos descendentes distais; 8) a média de inclinação para rebordos descendentes, quando canino inferior era o dente adjacente ao espaço protético, foi de 16,1°, já para o 2° pré-molar inferior, a média foi de 19,8°, sendo que a média geral dos rebordos descendentes foi de 17,95°, para os rebordos descendentes os ângulos variaram entre 8° e 27° e para os ascendentes distais, entre 2° e 4°.

Kawasaki et al. (2001) estudaram, através do método dos elementos finitos tridimensional, a relação entre a distribuição das tensões e a forma do rebordo alveolar em próteses totais inferiores. Neste estudo, foram avaliados quatro tipos de rebordo: com volume de reabsorção normal; com volume de reabsorção maior em direção a região mesial; com volume de reabsorção maior na direção distal e reabsorção severa. Cargas verticais de 3 Kgf foram aplicadas em 3 pontos distintos: 1) posição mesial – carga no primeiro e segundo pré-molar e cúspide mesial e distal do primeiro molar; 2) posição central – carga no segundo pré-molar e cúspide mesial e distal do primeiro molar; 3) posição distal – cúspide mesial e distal do primeiro molar e segundo molar. Observou que as tensões máximas ocorreram no rebordo com reabsorção severa, as cargas distais levaram a uma grande tensão compressiva no plano inclinado do rebordo alveolar posterior. Desse modo, concluíram que existe uma relação entre a localização da concentração de estresse e a inclinação do rebordo alveolar (maior concavidade); que a forma do rebordo alveolar e a localização da força aplicada tem grande influência na distribuição das tensões.

Também em 2001, Rees estudou os efeitos da posição de condições de travamento dos modelos na variação da distribuição da tensão em um 2° pré-molar inferior através do MEF

bidimensional (2D). A hipótese para este estudo era de quanto mais perto à condição de travamento dos modelos estiverem da superfície oclusal, maior será a variação da distribuição das tensões. Duas linhas foram traçadas no modelo, uma linha plana (A - A) na parte coronal do dente logo abaixo da superfície oclusal, e outra linha plana (B - B) passando na junção amelocementária. No total, cinco modelos foram analisados: no 1º modelo todas as estruturas estavam presentes (coroa, raiz, ligamento periodontal e osso alveolar), este modelo teve a condição de travamento restringida nas direções x e y na borda inferior do osso alveolar; o 2º modelo teve o osso medular removido do modelo e este foi restringido seu movimento na borda inferior do osso compacto remanescente; 3º modelo teve além do osso medular o osso compacto removido do modelo e seu movimento restringido na borda inferior do ligamento periodontal; o 4º modelo teve o ligamento periodontal removido do modelo além das estruturas do modelo 3, toda periferia da raiz teve seu movimento restringido; o 5º modelo teve todos os elementos removidos do modelo com exceção da coroa dental que teve sua superfície inferior restringida para movimento x e y. Nos modelos em que o ligamento periodontal se fez presente sua largura foi de 0.3 mm e sua direção seguindo os espécimes “postmortem”. Os modelos foram carregados com duas cargas de 50 N simulando os efeitos de uma oclusão cêntrica. Os resultados realçaram a necessidade de adicionar nos modelos de estudo o ligamento periodontal e o osso alveolar quando o método dos elementos finitos for empregado.

Wright et al. (2002) relataram em seu artigo os efeitos da prótese implantossuportada fixa e removível (overdenture) na reabsorção mandibular posterior do rebordo alveolar. Para investigar as alterações ocorridas antes da inserção dos implantes (pré-cirurgia) e após sete anos de acompanhamento os autores dividiram os pacientes em dois grupos: 1) pacientes reabilitados com overdenture mandibular, suportada por 2 implantes (Bränemark System; Nobel Biocare, Göteborg, Sweden) unidos por barra; 2) pacientes reabilitados com prótese

fixa em cantilever suportada por 5 ou 6 implantes. A maioria dos pacientes eram mulheres, a idade média dos pacientes do grupo 1 era de 53 anos e de 64 anos para o grupo 2, existia também uma diferença na altura inicial da mandíbula mensurada na região do forame mental 15.3 mm para o grupo com overdenture e 21 mm para o grupo com prótese fixa implantossuportada, assim como existia uma diferença entre o intervalo de tempo em que estes pacientes eram edêntulos, 14.7 anos para o grupo 1 e 12.5 anos para o grupo 2. O arco antagonista do grupo com overdenture foi reabilitado prótese total, enquanto 44% do grupo com prótese fixa implantossuportada apresentavam algum tipo de prótese fixa ou dente natural. A mensuração foi realizada através de traçados digitais de radiografias panorâmicas que foram realizadas antes da cirurgia de implante. O grupo com overdenture teve uma redução (reabsorção) de 1,1 % por ano, enquanto o grupo com prótese fixa implantossuportada obteve um aumento de 1,6 por ano. Concluíram após sete anos de acompanhamento que pacientes reabilitados com overdentures sobre 2 implantes unidos a barra apresentaram baixas taxas de reabsorção na região posterior da mandíbula; enquanto, pacientes reabilitados com prótese fixa implantossuportada apresentaram a adição de osso apocisional em algumas áreas.

Preocupados com o alinhamento do implante e as forças que incidem neste, uma vez que, cargas excessivas podem gerar micro infiltrações no osso cortical e resultar no insucesso da osseointegração, Watanabe et al. (2003) analisaram através do método dos elementos finitos bidimensional a influência da inclinação, posição do carregamento e direção da carga no implante e a distribuição das forças. Para tanto, um modelo de um implante cilíndrico de titânio com coroa de ouro tendo sua forma e dimensão correspondente a um primeiro pré-molar mandibular foi confeccionada. Os modelos receberam inclinações de 0°, 5° e 15 ° para vestibular e lingual. Uma carga de 1-kgf (9,81 N) foi aplicada em 3 diferentes pontos da superfície oclusal com 2 direções de cargas diferentes. Para o modelo vertical (0°),

uma carga vertical foi aplicada no centro da superfície oclusal, na ponta de cúspide vestibular e lingual. Adicionalmente a carga vertical, uma carga com 45° de angulação também foi aplicada no centro da superfície oclusal. Nos modelos de 5° e 15° de inclinação cargas verticais foram aplicadas no centro da superfície oclusal e nas pontas de cúspide próximas ao lado de inclinação, logo após uma carga com 45° de inclinação foram aplicados nas pontas de cúspide. As tensões compressivas foram analisadas pelo programa ABAOUS de elementos finitos usando um computador (FACOM VP-50; Fujitsu, Tokyo, Japan). Observa-se nos resultados que o estresse aumentou como o grau de inclinação dos implantes nos modelos vestibular e lingual, sendo que a inclinação lingual proporcionou stress ligeiramente maior. O modelo de 5° de inclinação para vestibular, obteve menor estresse que o implante verticalizado, quando a carga vertical foi aplicada no centro da superfície oclusal. A aplicação de força com 45° de angulação produziu maiores magnitudes de concentração de tensão, que foi mais evidenciada quando as forças foram aplicadas nas pontas de cúspide. A situação de máximo estresse foi com implante inclinado a 15° para lingual, com carga de 45° na cúspide lingual. Com aplicação de cargas nas pontas de cúspides, tensão de compressão foi observado na área da crista óssea próxima ao ponto de carregamento, os mesmos resultados foram encontrados com a força de 45° de angulação. Os autores relatam entre outras considerações a limitação de seu estudo em duas dimensões, e simular a aderência entre o osso cortical e o implante, impedindo a análise da tensão de cisalhamento, que tem sido reportado como mais destrutivo que a tensão de compressão. Sendo assim, e baseados no resultados o autor diz ser impossível desenhar uma conclusão definitiva sobre o limite que cada implante pode ser inclinado sem causar danos à estrutura óssea. No entanto sugere com base em seus resultados, que a tensão ao redor do osso sofre grande influência da posição da força, direção de carregamento e inclinação do implante.

Plaza (2004) teve por objetivo avaliar, pelo método dos elementos finitos bidimensional, a distribuição das tensões geradas nas estruturas de suporte das próteses parciais removíveis (PPR) - osso cortical, osso esponjoso, fibromucosa e ligamento periodontal, em modelos de arcos parcialmente dentados de extremidade livre inferior, em rebordo horizontal (MA) e descendente-ascendente (MB). Para tanto foram confeccionados dois modelos de quadrante de mandíbula em AUTOCAD 2004 (Autodesk Inc., USA), contendo apenas o primeiro pré-molar e rebordo residual, sendo repostos o segundo pré-molar e primeiro molar pela PPREL, tendo como dente suporte o primeiro pré-molar com apoio disto-oclusal. Posteriormente, foi aplicada carga axial de 100 N nas cúspides dos dentes artificiais da PPREL, de duas maneiras diferentes: 1) somente sobre o 1º molar (C1) e 2) somente sobre o 2º pré-molar (C2). Pôde-se observar que no osso esponjoso, a maior deformação e tensão de compressão foram observadas ao redor do dente suporte, principalmente no terço cervical distal para a deformação e no ápice do dente para a tensão de compressão durante a aplicação de carga sobre o segundo pré-molar no rebordo horizontal. Já no rebordo descendente-ascendente, as áreas solicitadas foram as mesmas, apresentando deformação e tensão de compressão máxima. Para a fibromucosa, pode-se notar que no rebordo horizontal, a maior deformação e tensão de compressão ocorreram abaixo do ponto de aplicação de carga, ou seja, no primeiro molar. No rebordo descendente-ascendente, a área de maior deformação e tensão de compressão localizaram-se na porção ascendente do rebordo em direção do trígono retromolar. Diante dos limites do presente estudo pode-se concluir que: 1 - O osso cortical apresenta uma concentração de tensões maior que o osso esponjoso; 2 - O osso cortical apresenta uma deformação mais restrita em área que o osso esponjoso; 3 - O rebordo descendente-ascendente com a aplicação de carga sobre o primeiro molar (MB-C1) apresenta a maior deformação da fibromucosa quando comparada à deformação sofrida pelo ligamento periodontal, na proporção de 10:1; 4 - O rebordo descendente-ascendente apresenta uma

distribuição de tensões menos favorável que o rebordo horizontal; 5 - A aplicação de carga no primeiro molar gera mais torque sobre o dente para distal do que a aplicação de carga sobre o segundo pré-molar.

Em 2005, Camargo realizou uma análise comparativa, por meio do método dos elementos finitos bidimensional, das deformações e tensões geradas a partir da aplicação de uma carga de 100N nas estruturas de suporte de duas maneiras diferentes: 1) somente sobre o 1º molar (C1) e 2) somente sobre o 2º pré-molar (C2). Dois modelos que simulam um hemiarco mandibular associado a uma PPREL inferior, quando da variação da inclinação do rebordo residual no plano sagital, foram confeccionados. Modelo A (MA) foi desenhado com um rebordo ascendente distal com 15 graus de inclinação e o modelo B (MB) com um rebordo descendente distal com 15 graus negativos. Nos dois modelos aplicou-se uma carga primeiramente na cúspide médio-vestibular do primeiro molar inferior artificial (C1) e depois na cúspide vestibular do segundo pré-molar inferior (C2). Os resultados permitiram concluir que: 1) A inclinação do rebordo residual no plano sagital influenciou na distribuição e na intensidade das tensões das estruturas de suporte; 2) No osso cortical as tensões foram mais localizadas e de maior intensidade que no osso esponjoso; 3) A diferença de deformação entre fibromucosa e ligamento periodontal foi maior quando a carga foi aplicada no primeiro molar, de ambos os modelos, sendo a mais expressiva no rebordo ascendente distal; 4) As tensões de compressão foram maiores em intensidade e melhor distribuídas no osso esponjoso e no osso cortical, quando comparadas às tensões de tração; 5) O rebordo ascendente distal se mostrou mais favorável à distribuição das tensões nas estruturas de suporte quando comparado ao rebordo descendente distal; 6) Nos dois modelos, a aplicação da carga no primeiro molar gerou um maior torque sobre o dente suporte para a distal do que quando aplicado no segundo pré-molar, principalmente no rebordo descendente distal; 7) As estruturas de suporte do rebordo residual foram mais solicitadas em C1 que em C2, em ambos os modelos,

principalmente no rebordo ascendente distal; 8) No dente suporte as tensões nas estruturas de suporte foram mais axiais quando o carregamento ocorreu no segundo pré-molar inferior, em ambos os modelos.



**PROPOSIÇÃO**

### 3 Proposição

O objetivo do presente estudo é avaliar, através do método dos elementos finitos bidimensional, a influência do formato do rebordo alveolar na distribuição interna das tensões e na tendência ao deslocamento durante a associação da prótese parcial removível de extremidade livre a um implante osseointegrado (3,75 x 10,00 mm) posicionado na região retromolar, sob carregamento vertical de 50 N, considerando os seguintes formatos anatômicos, no plano sagital:

- Descendente distal
- Côncavo
- Plano
- Ascendente distal



**MATERIAL E MÉTODO**

## **4 Material e método**

A metodologia utilizada neste estudo foi baseada nos trabalhos de Rocha, 2001 e Lucas, 2003. Para tanto foi utilizado um computador (Pentium IV, 3.0 MHz, 1024 MB RAM e 160 HD), um programa de desenho assistido (AutoCAD, 2005, Autodesk Inc, USA), e o programa de elementos finitos - ANSYS 8.0 (Swanson Analysis Systems, Houston, Pa).

### **4.1 Programas**

O programa utilizado para elaboração dos modelos foi o AutoCAD 2005 (Autodesk Inc, USA) que permitiu a elaboração de desenhos com dimensões próximas da realidade. Deste modo, as dimensões de estruturas como: dentes naturais e artificiais, ligamento periodontal, fibromucosa, rebordo alveolar, implante, base de resina, estrutura metálica, osso cortical e medular, foram reproduzidas dentro de um padrão de fidelidade elevado.

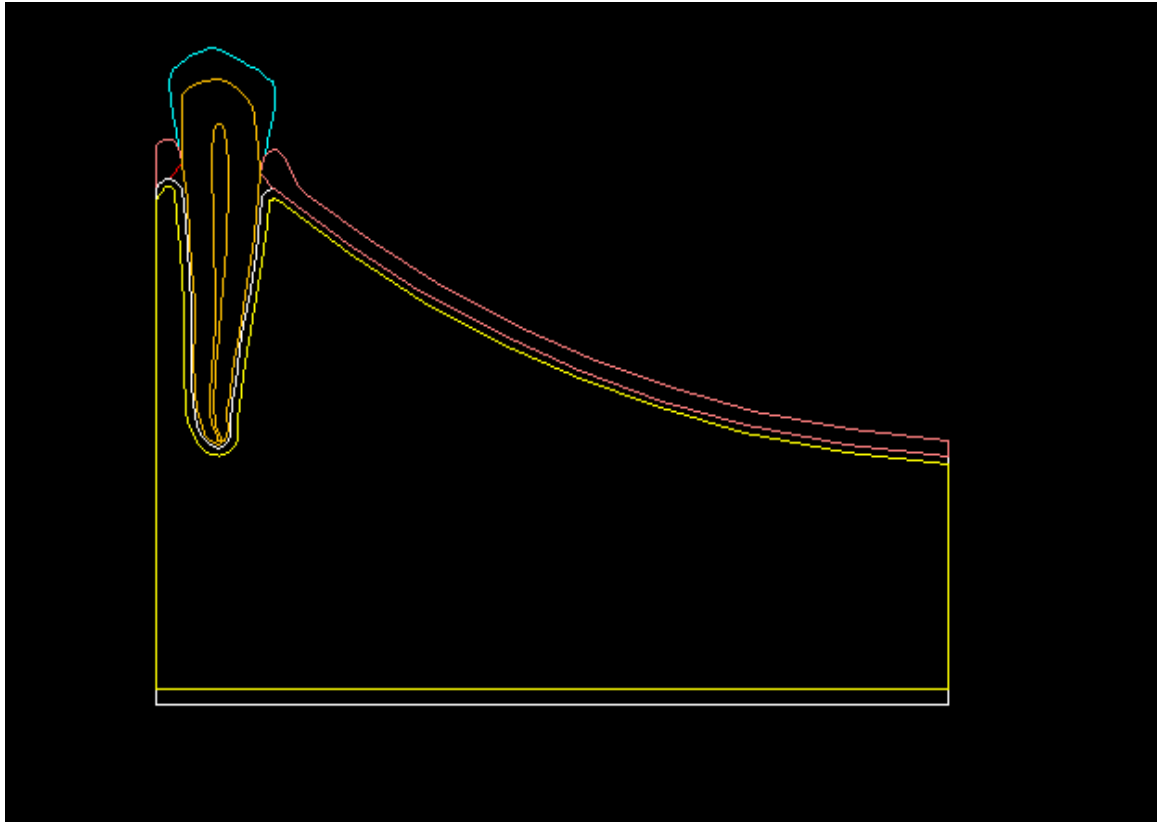
Para a análise numérica, foi utilizado o programa de elementos finitos – ANSYS 8.0 (Swanson Analysis Systems, Houston, Pa).

### **4.2 Formação dos grupos e geometria das estruturas.**

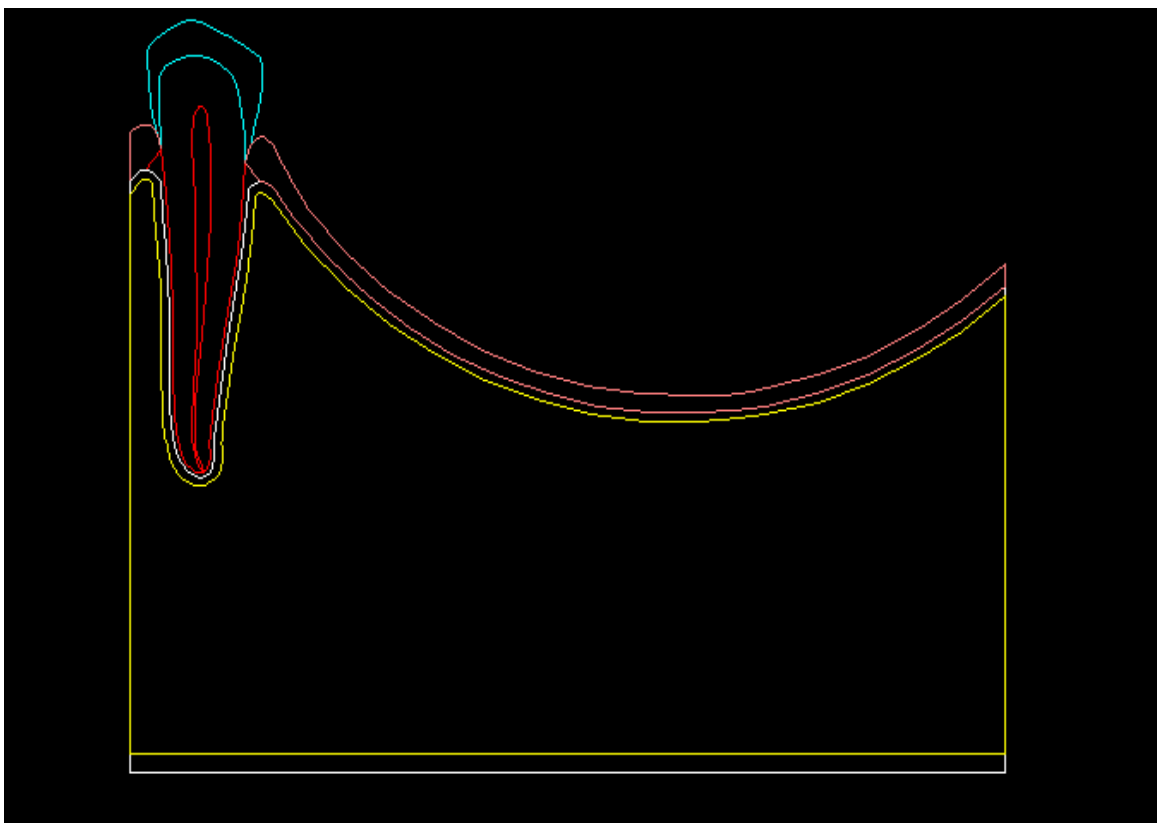
Para este estudo, 12 modelos mandibulares foram elaborados (Quadro 1), simulando, em plano sagital, hemiarco parcialmente desdentado, sem suporte dental posterior, com a representação do dente natural 33 e extremidade livre para distal. Os modelos apresentaram o formato do rebordo alveolar variando entre: descendente distal, côncavo, plano e ascendente distal, segundo Elbrecht, 1943 (Figuras 1 a 12).

**Quadro 1 – Composição dos modelos que caracterizam o estudo, e suas variáveis.**

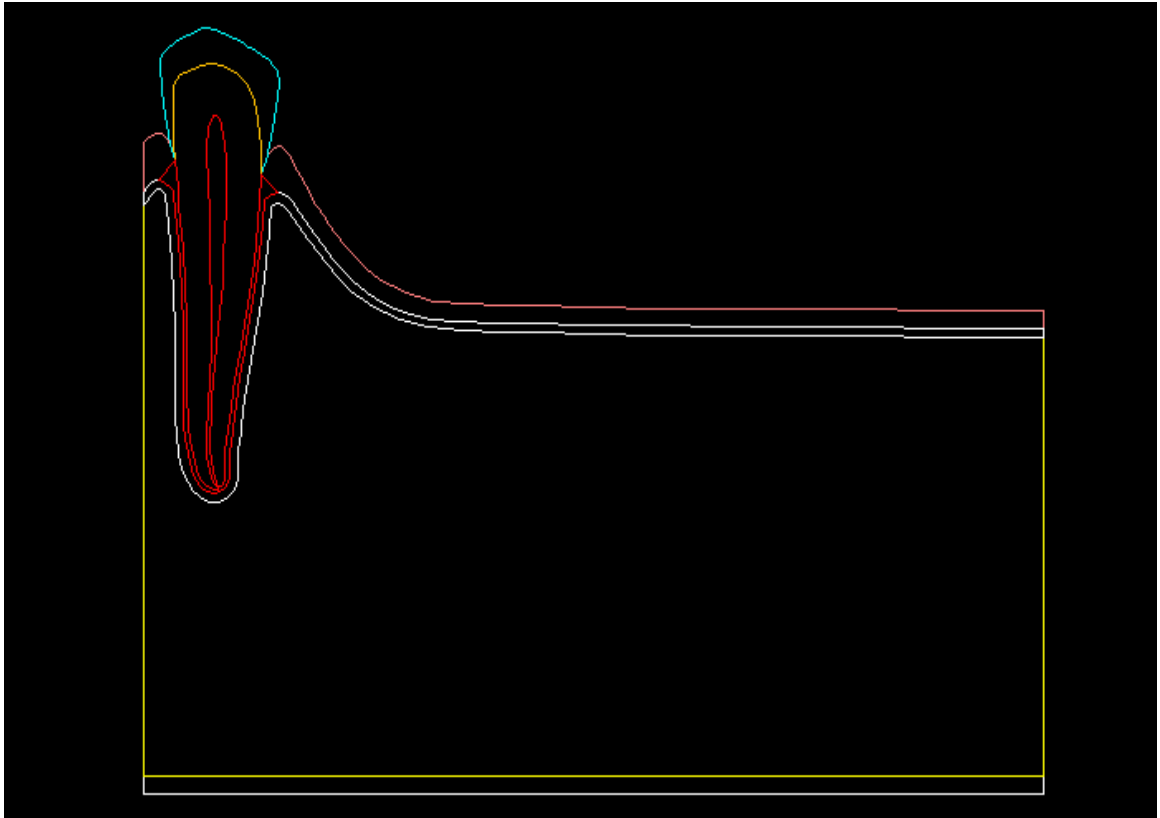
Modelos	Dente Natural	Dentes Artificiais	Implante Osseointegrado	Formato do rebordo		
A1	33	Ausentes	Ausente	Descendente distal		
A2				Côncavo		
A3				Plano		
A4				Ascendente distal		
B1				34, 35, 36 e 37	Ausente	Descendente distal
B2						Côncavo
B3						Plano
B4						Ascendente distal
C1		3,75 x 10,00 mm	Ausente			Descendente distal
C2						Côncavo
C3						Plano
C4						Ascendente distal



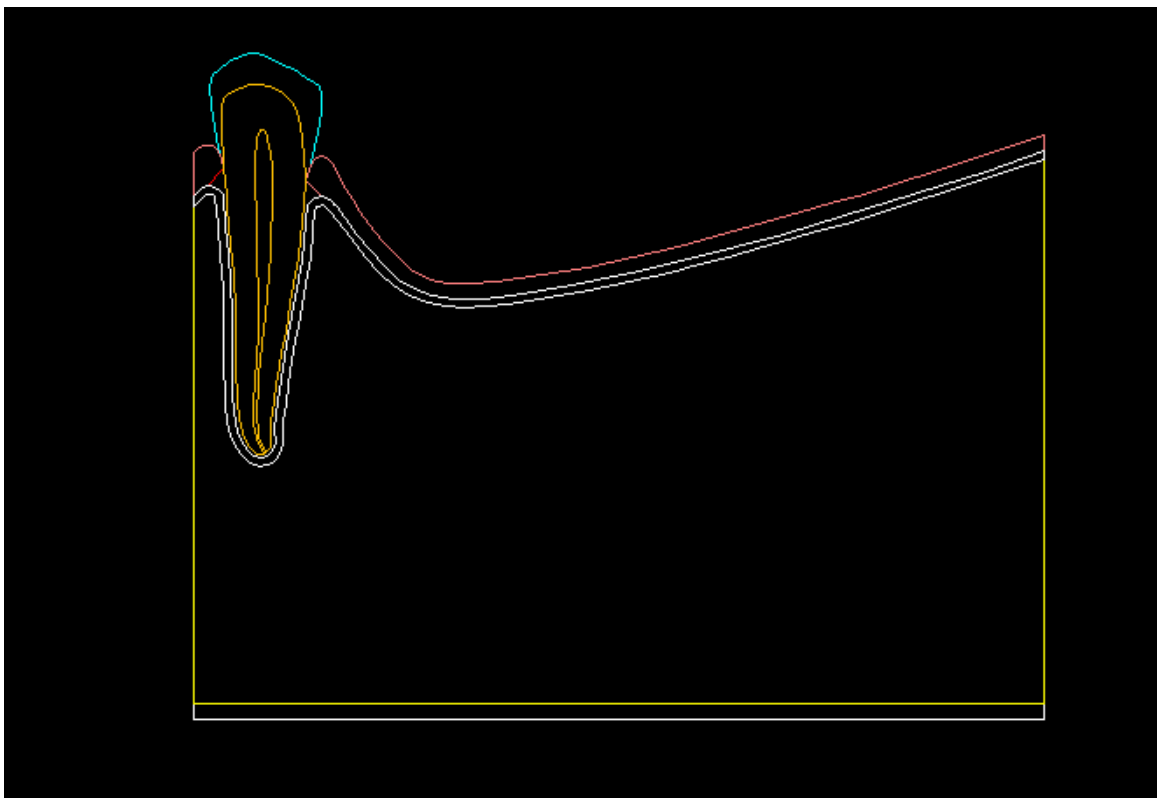
**FIGURA 1 – Modelo A 1 simulando um hemiarco parcialmente edentado, com a presença do dente 33, sem suporte posterior, com rebordo alveolar descendente distal.**



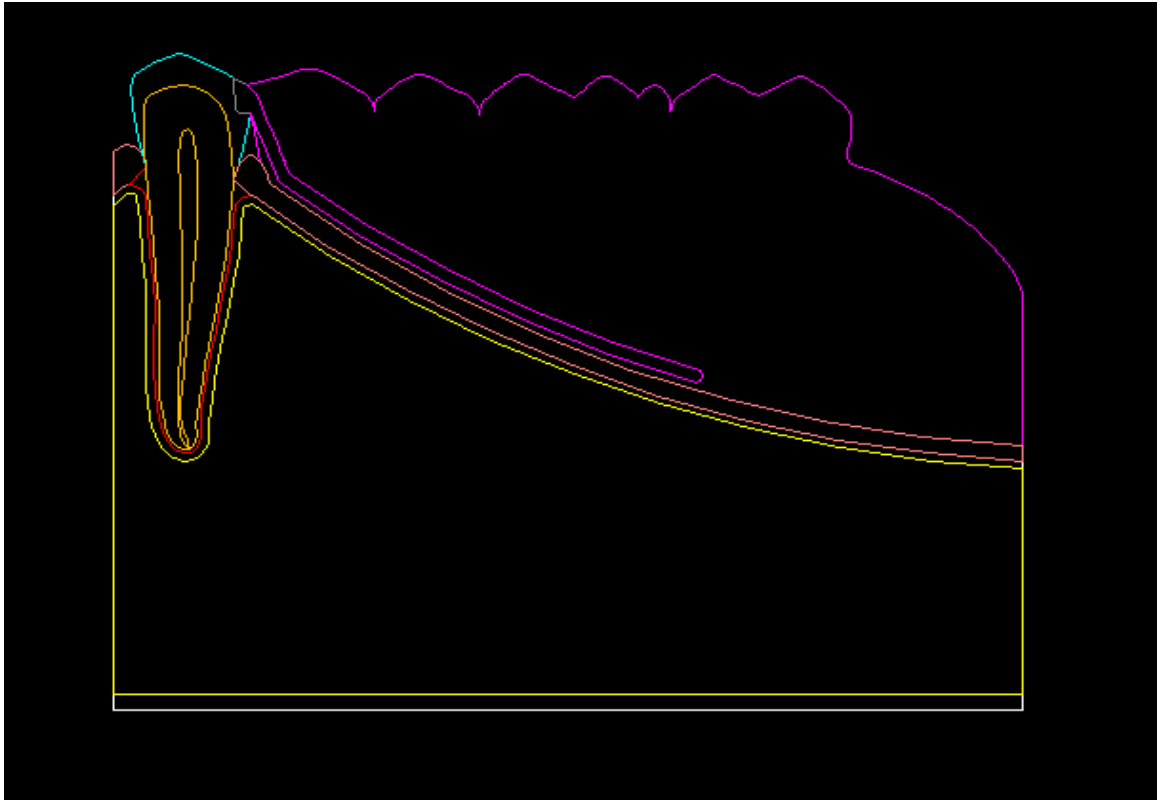
**FIGURA 2 – Modelo A 2 simulando um hemiarco parcialmente edentado, com a presença do dente 33, sem suporte posterior, com rebordo alveolar côncavo.**



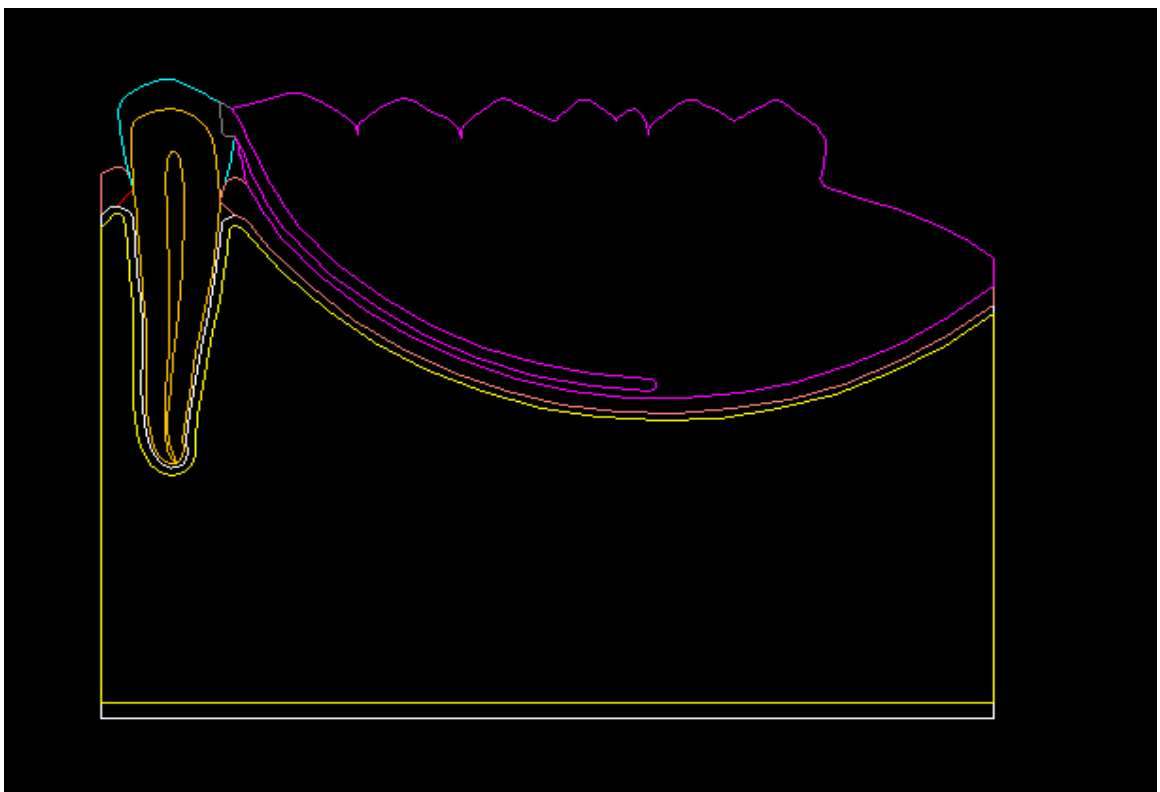
**FIGURA 3 – Modelo A 3 simulando um hemiarco parcialmente edentado, com a presença do dente 33, sem suporte posterior, com rebordo alveolar plano.**



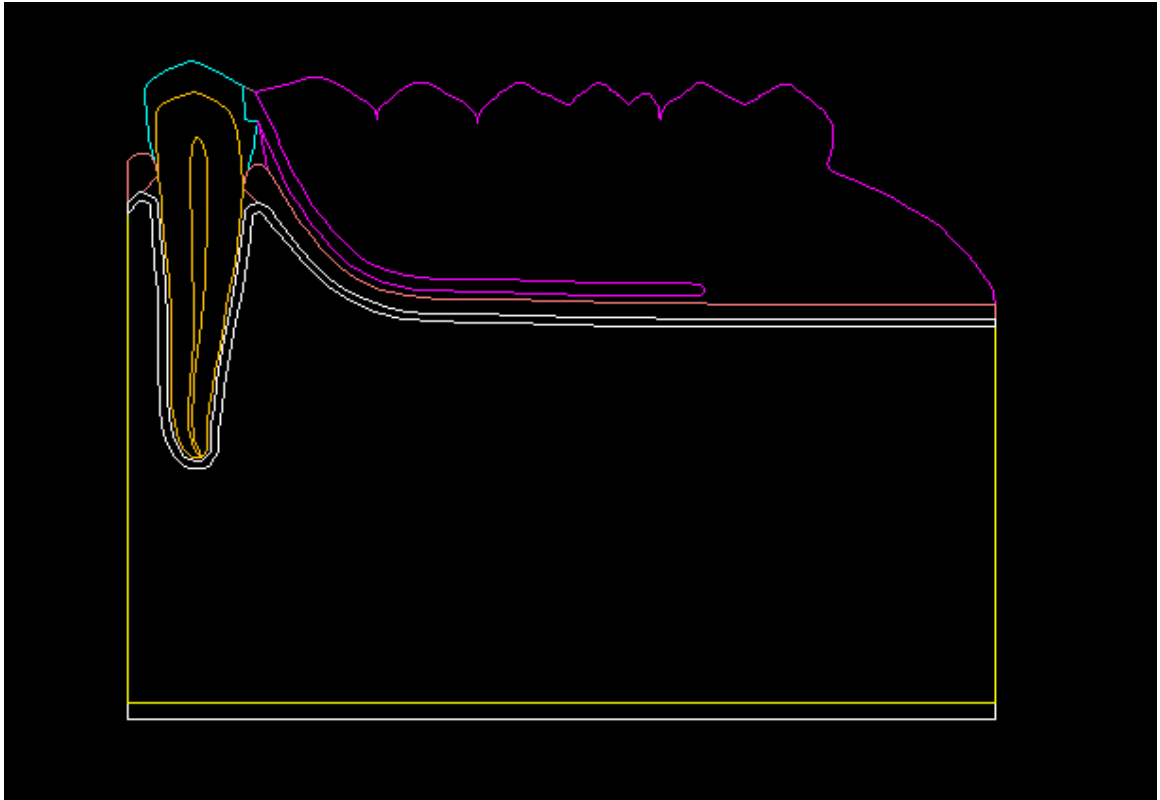
**FIGURA 4 – Modelo A 4 simulando um hemiarco parcialmente edentado, com a presença do dente 33, sem suporte posterior, com rebordo alveolar ascendente distal.**



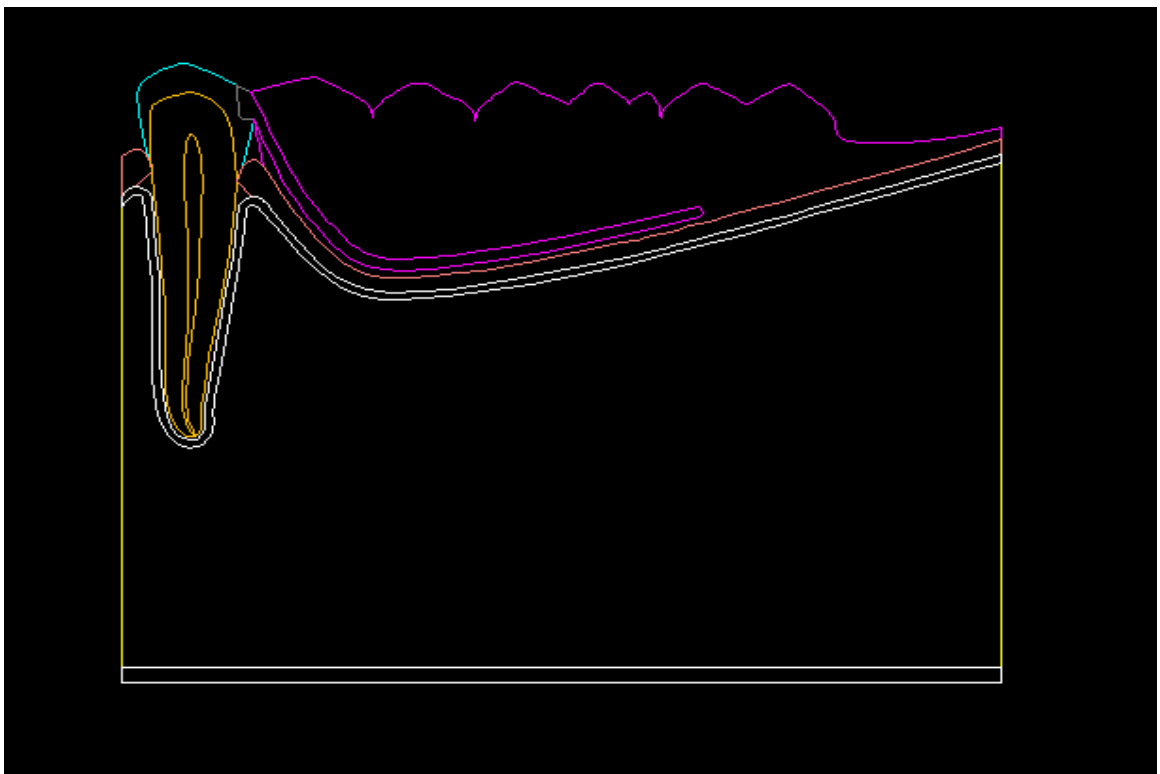
**FIGURA 5 – Modelo B 1 simulando um hemiarco parcialmente edentado com a presença do elemento 33, com uma PPREL substituindo os dentes 34, 35, 36 e 37, com rebordo alveolar descendente distal.**



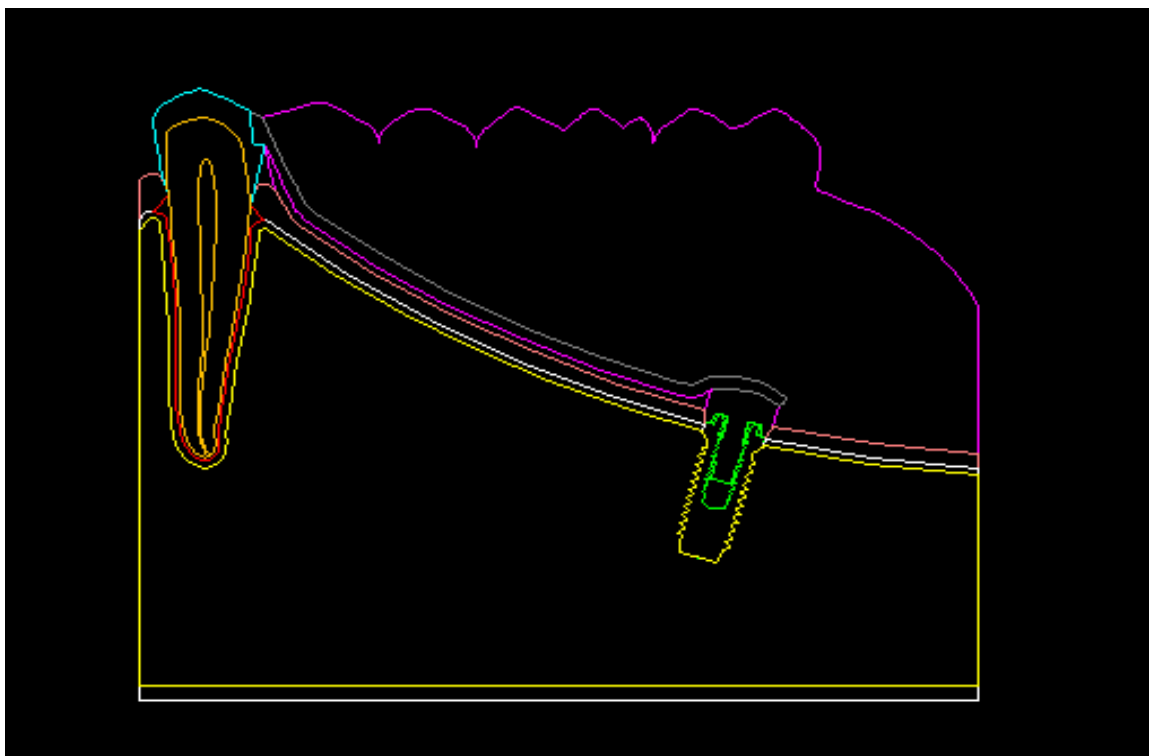
**FIGURA 6 – Modelo B 2 simulando um hemiarco parcialmente edentado com a presença do elemento 33, com uma PPREL substituindo os dentes 34, 35, 36 e 37, com rebordo alveolar côncavo.**



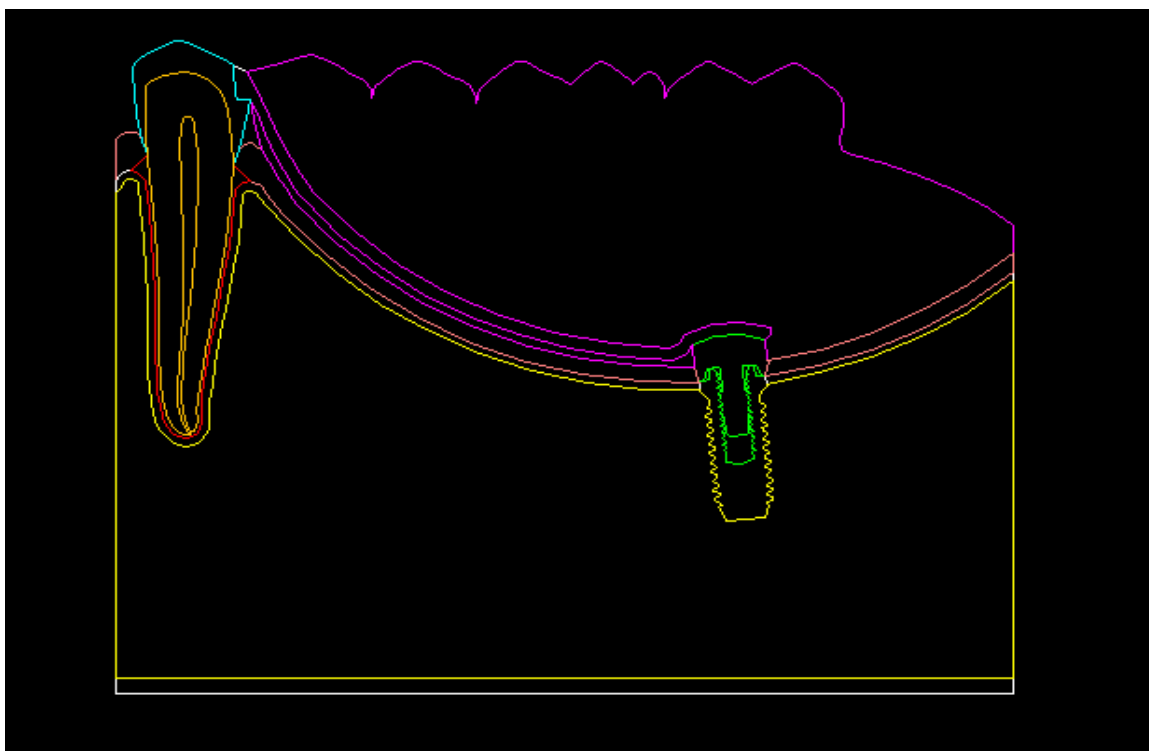
**FIGURA 7 – Modelo B 3 simulando um hemiarco parcialmente edentado com a presença do elemento 33, com uma PPREL substituindo os dentes 34, 35, 36 e 37, com rebordo alveolar plano.**



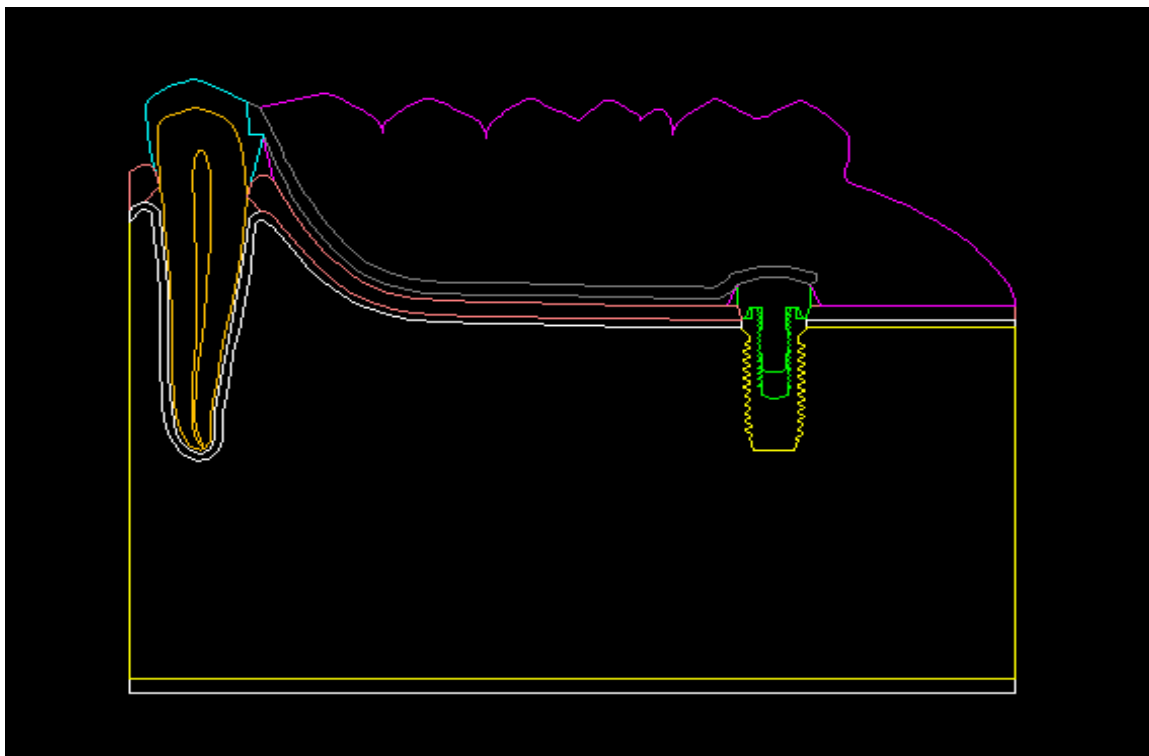
**FIGURA 8 – Modelo B 4 simulando um hemiarco parcialmente edentado com a presença do elemento 33, com uma PPREL substituindo os dentes 34, 35, 36 e 37, com rebordo alveolar ascendente distal.**



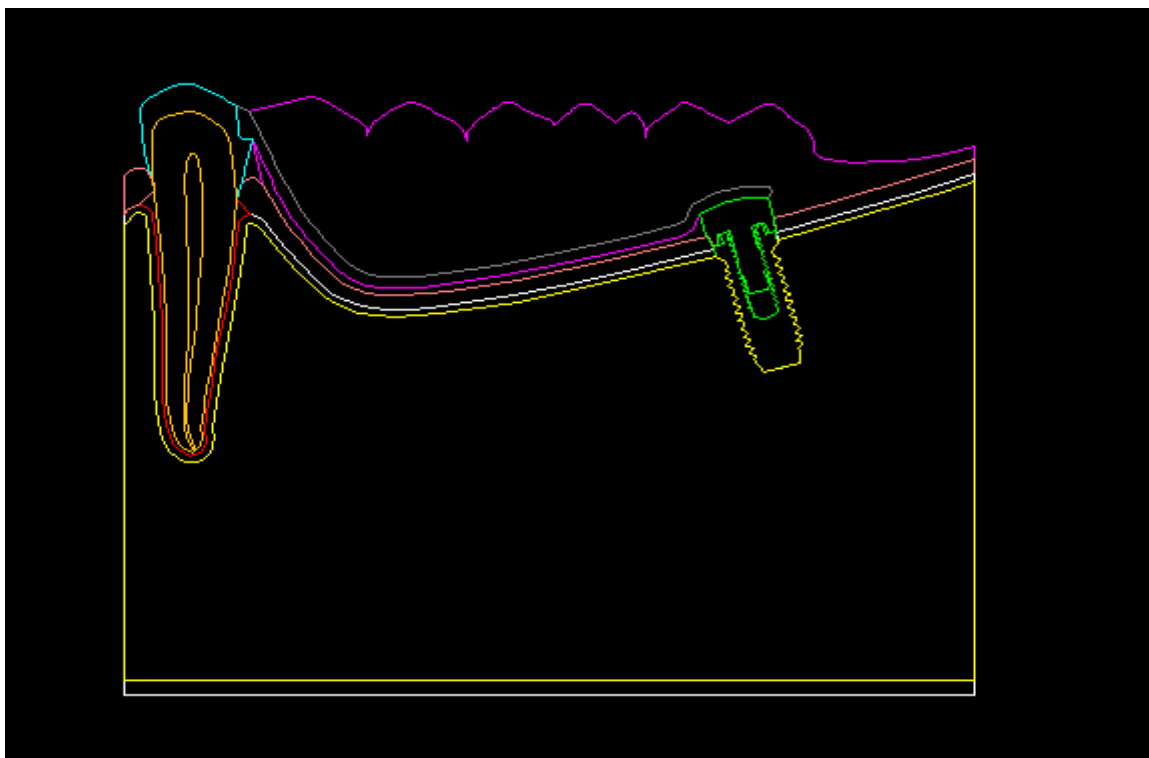
**FIGURA 9** – Modelo C 1 simulando um hemiarco parcialmente edentado com a presença do elemento 33, com uma PPREL substituindo os dentes 34, 35, 36 e 37, apoiada sobre um implante osseointegrado (3,75 mm x 10 mm), em 15° com rebordo alveolar descendente distal.



**FIGURA 10** – Modelo C 2 simulando um hemiarco parcialmente edentado com a presença do elemento 33, com uma PPREL substituindo os dentes 34, 35, 36 e 37, apoiada sobre um implante osseointegrado (3,75 mm X 10 mm), em -5° com rebordo alveolar côncavo.



**FIGURA 11** – Modelo C 3 simulando um hemiarco parcialmente edentado com a presença do elemento 33, com uma PPREL substituindo os dentes 34, 35, 36 e 37, apoiada sobre um implante osseointegrado (3,75 mm x 10 mm), perpendicular ao rebordo alveolar plano.



**FIGURA 12** – Modelo C 4 simulando um hemiarco parcialmente edentado com a presença do elemento 33, com uma PPREL substituindo os dentes 34, 35, 36 e 37, apoiada sobre um implante osseointegrado (3,75 mm x 10 mm), em - 15° com rebordo alveolar ascendente distal.

### 4. 2. 1 Mandíbula

A mandíbula foi representada por um bloco envolvendo o dente suporte 33, semelhante ao idealizado por Lucas (2003).

As dimensões e características dos dentes remanescentes; a extensão e a forma do rebordo na extremidade livre; as dimensões do periodonto de suporte e de proteção, com suas distâncias biológicas (crista alveolar, junção cimento/esmalte, inserção conjuntiva); a altura da base mandibular; a espessura da estrutura metálica de cromo-cobalto; e os dentes artificiais substituídos foram mantidos constantes (Quadro 2, 3 e 4) (Figuras de 1 a 12).

**Quadro 2 - Dimensão do osso cortical, ligamento periodontal, fibromucosa, inserção conjuntiva e epitélio juncional.**

Autor	Estrutura	Dimensão (mm)
Lacerda (1999)	Osso cortical	0,50
Coolidge (1937)	Ligamento Periodontal	0,25
Rebósio (1963)	Fibromucosa	1,00
Gargiulo et al. (1961)	Inserção Conjuntiva	1,00
Gargiulo et al. (1961)	Epitélio Juncional	1,00

### 4. 2. 2 Formato do rebordo alveolar

O formato do rebordo alveolar variou de acordo com a numeração adotada para cada modelo. A forma descendente distal foi representada pelo número “1” (modelos A1, B1 e C1; Figuras 1, 5 e 9), o formato côncavo pelo número “2” (modelos A2, B2 e C2; Figuras 2, 6 e

10), o número “3” para a forma plana (modelos A3, B3, e C3; Figuras 3, 7 e 11) e número “4” (modelos A4, B4 e C4; Figuras 4, 8 e 12) para o rebordo ascendente distal (Quadro 3).

**Quadro 3 – Quadro representativo para os formatos de rebordo considerados nos modelos A1, A2, A3, A4, B1, B2, B3, B4, C1, C2, C3 e C4.**

Modelos	Formato do rebordo
A1, B1 e C1	Descendente distal
A2, B2 e C2	Côncavo
A3, B3 e C3	Plano
A4, B4 e C4	Ascendente distal

#### **4. 2. 3 Dentes naturais, artificiais e estrutura metálica da PPREL**

As dimensões do dente natural 33, e dos dentes artificiais 34, 35, 36 e 37 foram estabelecidas por Sicher; Dubrul (1975), sendo que apenas a dimensão mesio-distal dos dentes artificiais 34, 35, 36 e 37 foi considerada, pois os mesmos formaram um corpo único com a base de resina na extremidade livre da PPREL, tendo suas propriedades mecânicas idênticas, podendo-se descartar os valores de altura coronária, raiz e comprimento total. As dimensões do elemento 33 e o diâmetro mesio-distal dos dentes artificiais estão registrados no Quadro 4.

A espessura da estrutura metálica da PPREL em Co-Cr foi adotada segundo o estabelecido por Rocha (2001), que realizou mensurações em 5 pontos distintos, com valor médio de 0,8 mm, considerada em toda a extensão da estrutura metálica, com exceção do apoio metálico disto-incisal que apresentou 2,0 mm de espessura.

**Quadro 4 - Dimensões dos dentes 33, e das coroas dos dentes 34, 35, 36 e 37 em milímetros, de acordo com valores estabelecidos por Sicher; Dubrul (1975).**

Dentes	Ø MD da coroa	Altura da coroa	Raiz	Comprimento total
33	6,7	11,4	14	25,4
34	6,9	-	-	-
35	7,3	-	-	-
36	11,5	-	-	-
37	10,7	-	-	-

\*Uma vez que base de resina será considerada uma estrutura contínua com os dentes artificiais, interessará somente à distância MD das coroas artificiais.

### 4.3 Aspectos estruturais específicos.

#### 4.3.1 Ligamento periodontal

A disposição das fibras do ligamento periodontal no sentido mesio-distal durante a geração da malha de elementos finitos foi estabelecida conforme a condição “in vivo” (BERKOVITZ et al., 1995), baseada na metodologia proposta por Atmaram; Mohammed (1981) e Archangelo (2005).

Assim sendo, as fibras do ligamento periodontal foram representadas por elementos de viga denominados de “BEAM” (2D elastic 3), respeitando a disposição e orientação dos seguintes grupos de fibras: da crista ou cresto - dentais; horizontais; oblíquas e apicais (FIGURA 13 e FIGURA 14).

Informações sobre a área da secção transversal e o momento de inércia de cada elemento de viga foram solicitadas pelo programa de elementos finitos ANSYS 8.0, como segue:

#### Área de secção transversal e Momento de Inércia

Para a realização do cálculo da área de secção transversal e o momento de inércia de cada elemento de viga, as seguintes fórmulas foram utilizadas:

$$A = \pi \cdot (r)^2$$

$$I = \pi \cdot (d)^4 / 64.$$

A = Área de secção transversal

I = Momento de inércia

$\pi$  = Valor de 3,14.

$d = 4 \mu\text{m}$  ou  $4 \times 10^{-6}$  (Salienta-se que GRANT et al., 1988 demonstraram o valor de  $4 \mu\text{m}$  segundo a condição de utilização da PPR e o tamanho de cada fibra).

$$r = 2 \times 10^{-6} \text{ (raio)}$$

Para a utilização da fórmula acima citada, a unidade de medida considerada é o metro ao quadrado ( $\text{m}^2$ ). Porém, a unidade de medida utilizada no estudo foi milímetro ao quadrado ( $\text{mm}^2$ ). Portanto, o valor encontrado para a área de secção transversal e o momento de inércia de cada elemento de viga foi transformado de  $\text{m}^2$  para  $\text{mm}^2$ . Desta maneira, os valores obtidos ( $\text{mm}^2$ ) foram:  **$1,256 \times 10^{-5}$**  e  **$0,785 \times 10^{-12}$**  respectivamente.

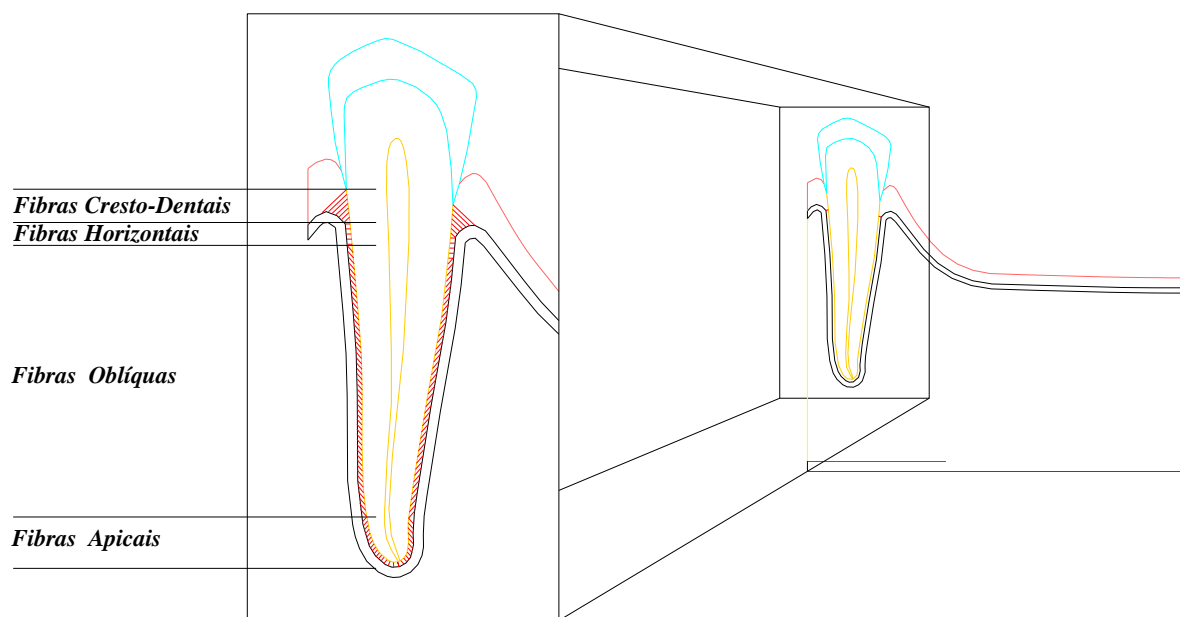
Seguindo a metodologia estabelecida por Atmaram e Mohammed (1981), o coeficiente de Poisson adotado foi de 0,45.

Sabendo-se que o ligamento periodontal é uma estrutura heterogênea, com aproximadamente 50% do seu volume constituído por fibras de colágeno, e 50% por células, nervos e fluidos (PIETRZAK et al., 2002), o número de fibras adotadas na condição heterogênea representou a metade do número de elementos que seriam necessários na condição homogênea (FIGURA 15), conforme preconizado por Atmaram e Mohammed (1981). Assim, todos os modelos estudados (A1, A2, A3, A4, B1, B2, B3, B4, C1, C2, C3, e C4) apresentaram originalmente 824 elementos “PLANE -2” distribuídos ao redor da raiz do elemento 13 (FIGURA 15). Dessa forma, para a composição do ligamento periodontal na

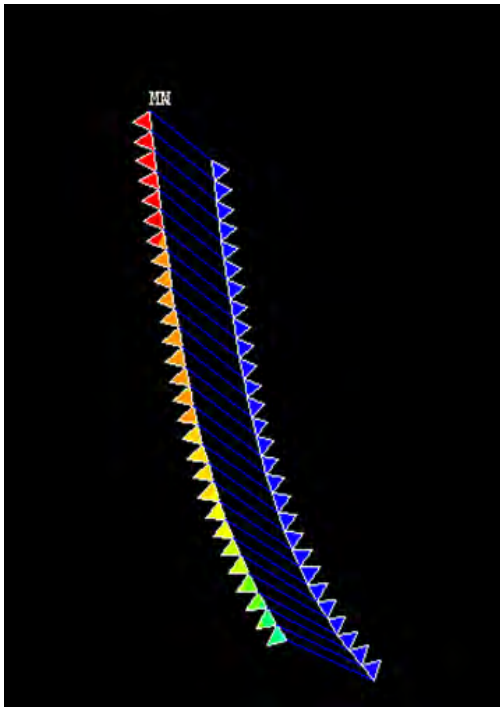
condição heterogênea 412 elementos de viga (BEAM) foram equitativamente distribuídos no plano sagital conforme o Quadro 5 (FIGURA 16).

**Quadro 5 - Quantidade de fibras em cada modelo.**

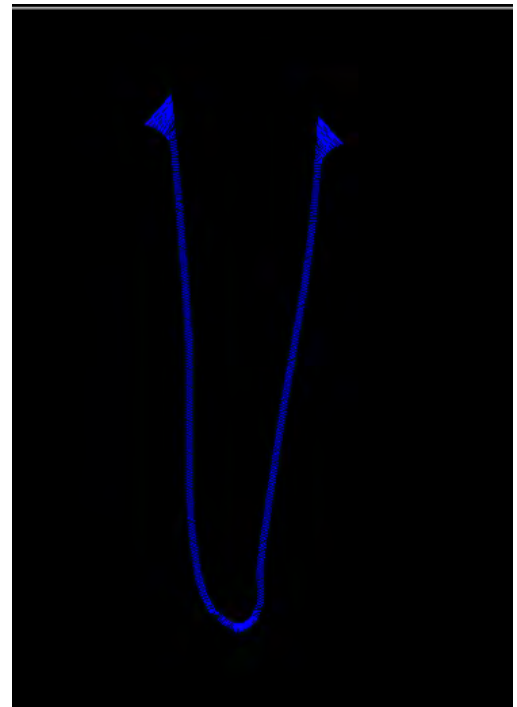
<i>Grupo de Fibras / Quantidade de elementos de viga</i>				
<i>Face</i>	<i>Crista</i>	<i>Horizontais</i>	<i>Obliquas</i>	<i>Apicais</i>
<i>Mesial</i>	22	21	145	27
<i>Distal</i>	23	21	135	18



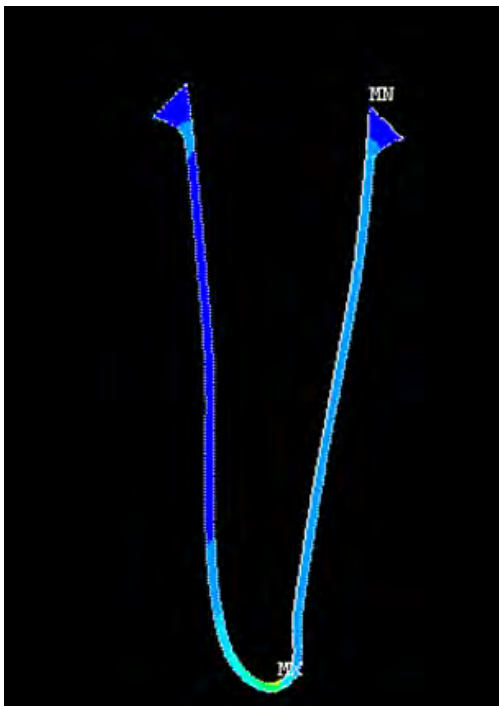
**FIGURA 13 – Diagrama representativo da disposição das fibras do Ligamento Periodontal a serem consideradas de acordo com BERKOVITZ et al. (1995).**



**FIGURA 14 - Fibras do ligamento periodontal representadas pelo elemento de viga "BEAM". Em azul dentina; demais cores, osso cortical.**



**FIGURA 16 – Ligamento periodontal em sua forma individualizada. Representado por elementos de viga (BEAM).**



**FIGURA 15 – Ligamento periodontal em sua forma homogênea.**

#### 4.4 Prótese parcial removível

A prótese parcial removível apresentou quatro dentes artificiais de resina acrílica (34, 35, 36 e 37) unidos à base de resina na extremidade livre, e abrangeu toda a extensão da área chapeável representado pela fibromucosa, englobando a malha de retenção e o conector menor (Figuras de 5 a 8).

#### 4.5 Sistema de implante e a conexão com a PPREL

O sistema Bränemark (Nobel Biocare AB, Gotemburgo, Suécia) foi utilizado neste estudo, por meio de um implante “Standard” liso, com rosca, e dimensões de 3,75mm x 10 mm (ROCHA, 2001; LUCAS, 2003).

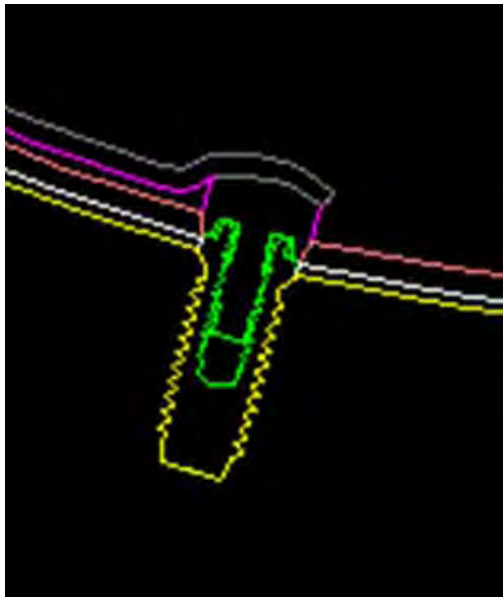
Em todas as situações, o implante atuou apenas como suporte, utilizando-se para esta função um pilar de cicatrização (healing abutment) RP 26560, com 2 mm de cinta metálica. A elaboração do desenho e a incorporação do conjunto “implante-healing abutment” (FIGURA 21) aos modelos C1, C2, C3 e C4 seguiu o estabelecido por Rocha (2001)<sup>1</sup>.

Em função da anatomia do rebordo alveolar, o implante assumiu certo grau de inclinação. Desta forma, o implante osseointegrado apresentou uma variação de angulação de acordo com a anatomia do rebordo alveolar (Figuras 17, 18, 19 e 20), como segue:

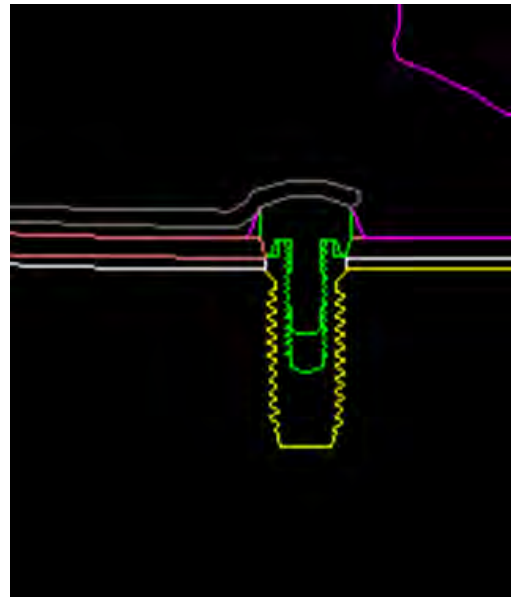
- ✓ Descendente distal (+ 15° – sentido horário) (FIGURA 17).
- ✓ Côncavo (- 5° – sentido anti-horário) (FIGURA 18).
- ✓ Plano (0° - perpendicular ao plano oclusal) (FIGURA 19).
- ✓ Ascendente distal (- 15° – sentido anti-horário) (FIGURA 20).

---

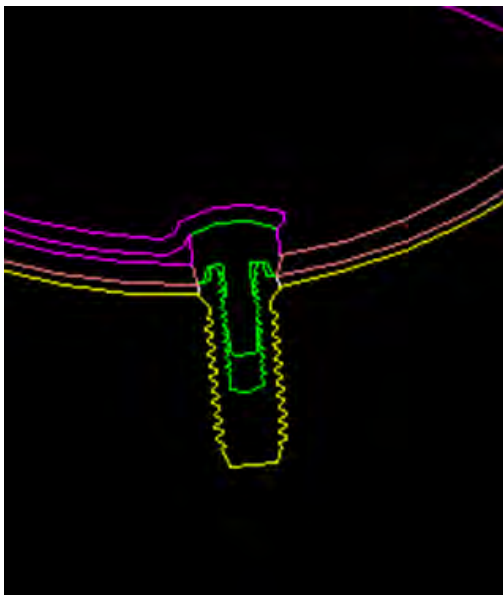
1 - “O implante, com o pilar de cicatrização montado, foi incluído em resina acrílica ativada quimicamente (CLÁSSICO - Artigos Odontológicos - Clássico LTDA). Com auxílio de uma recortadora (Isomet BUEHLER), o conjunto foi seccionado ao meio, para visualização direta do passo de rosca interno e externo, da superfície interna, e da adaptação entre os componentes. Após esta etapa, o bloco foi digitalizado através de um Scanner (ScanJet 6100c – Hewlett Packard), o desenho do bloco digitalizado foi exportado para o programa de desenho assistido AutoCAD R - 14 (Autodesk. Inc. USA) que possibilitou a reprodução com alta fidelidade das dimensões, do formato, e da relação entre os componentes do sistema de implante, bem como estabelecer a relação com a PPREL”(DARBAR et al., 1995; ROCHA, 2001).



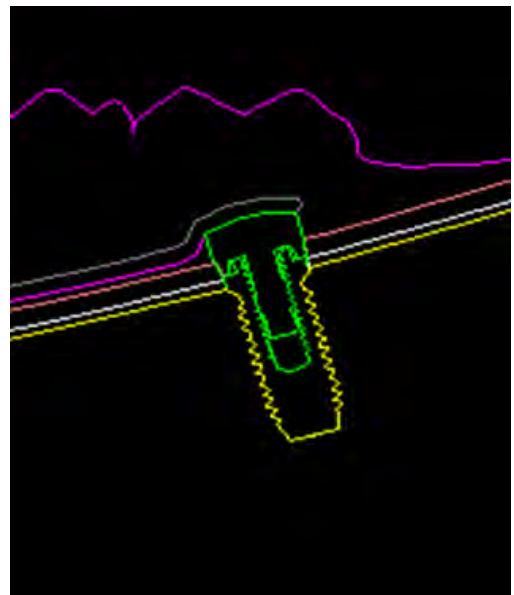
**FIGURA 17 – MC1- implante em + 15°.**



**FIGURA 19 – MC3- implante em 0°.**



**FIGURA 18 – MC2- implante em - 5°.**



**FIGURA 20 – MC4- implante em - 15°.**



**FIGURA 21-Conjunto implante / “healing abutment”.**

#### **4. 6 Desenvolvimento do modelo de elementos finitos**

Os modelos criados pelo programa AutoCAD 2005 (Autodesk. Inc. USA) foram exportados para o programa de elementos finitos ANSYS 8.0 (Swanson Analysis Systems, Houston, Pa) para a discriminação das regiões e a geração da malha de elementos finitos.

Para a geração da malha, utilizou-se o elemento sólido bidimensional – PLANE 2 – que apresenta 6 nós e 3 arestas descrevendo uma parábola. A utilização de elementos com esta configuração e número de nós permite um refinamento apropriado da malha, principalmente em locais de maior interesse, como, por exemplo, implante, osso cortical, osso medular, fibromucosa e armação metálica.

À exceção do ligamento periodontal (FIGURA 14), que foi considerado uma estrutura heterogênea (ATMARAM; MOHAMMED, 1981), as demais estruturas foram consideradas homogêneas, isotrópicas e linearmente elásticas e os modelos assumidos em estado plano de tensão. As propriedades mecânicas (módulo de elasticidade e coeficiente de Poisson) foram estabelecidas de acordo com a literatura específica (Quadro 6).

**Quadro 6 – Propriedades mecânicas dos elementos que compõe os modelos.**

Estrutura	Módulo de elasticidade E (Gpa)	Coefficiente de Poisson	Autores
Esmalte	41,0	0,30	KO et al. (1992)
Dentina	18,60	0,31	FARAH et al.(1988)
Ligamento Periodontal	0,35	0,45	ATMARAM; MOHAMMED (1981)
Fibromucosa	0,68	0,45	KO et al. (1992)
Osso Cortical	13,70	0,30	SERTGOZ; GUNEVER (1996)
Osso Medular	1,37	0,30	SERTGOZ; GUNEVER (1996)
Implante (Ti)	103,4	0,35	MEIJER et al. (1992)
Cicatrizador (Ti)	103,40	0,35	MEIJER et al. (1992)
Estrutura de CoCr	185,00	0,35	WILLIAMS (1981)
Resina Acrílica	8,30	0,28	ROCHA (2001)
Dentes Artificiais	8,30	0,28	ROCHA (2001)

Assim, após a geração da malha (figuras de 26 a 37, em anexo), cada modelo apresentou as seguintes características:

Modelo A1 – 33.954 elementos e 67.767 nós (FIGURA 26).

Modelo A2 – 34.785 elementos e 69.588 nós (FIGURA 27).

Modelo A3 – 34.437 elementos e 68.864 nós (FIGURA 28).

Modelo A4 – 34.499 elementos e 68.916 nós (FIGURA 29).

Modelo B1 – 37.503 elementos e 74.501 nós (FIGURA 30).

Modelo B2 – 35.830 elementos e 71.560 nós (FIGURA 31).

Modelo B3 – 35.658 elementos e 71.184 nós (FIGURA 32).

Modelo B4 – 35.515 elementos e 70.911 nós (FIGURA 33).

Modelo C1 – 36.019 elementos e 72.083 nós (FIGURA 34).

Modelo C2 – 40.925 elementos e 81.920 nós (FIGURA 35).

Modelo C3 – 36.390 elementos e 72.841 nós (FIGURA 36).

Modelo C4 – 38.089 elementos e 76.390 nós (FIGURA 37).

#### 4.7 Condições de contorno e carregamento

Para simular a simetria mandibular, todo o lado direito e o lado esquerdo foram fixados na direção x, horizontal. Além disso, a base do modelo foi fixada nas duas direções, horizontal (x) e vertical (y) (Figura 22). Desta forma, o movimento intrusivo não foi bloqueado, estando o osso cortical da base mandibular como suporte de todo o modelo.

O carregamento das forças foi realizado à semelhança de Rocha (2001), simultaneamente em cada ponta de cúspide, de cada dente natural e artificial, com magnitude de 50 N fracionada em 5 pontos de 10N (FIGURA 23).

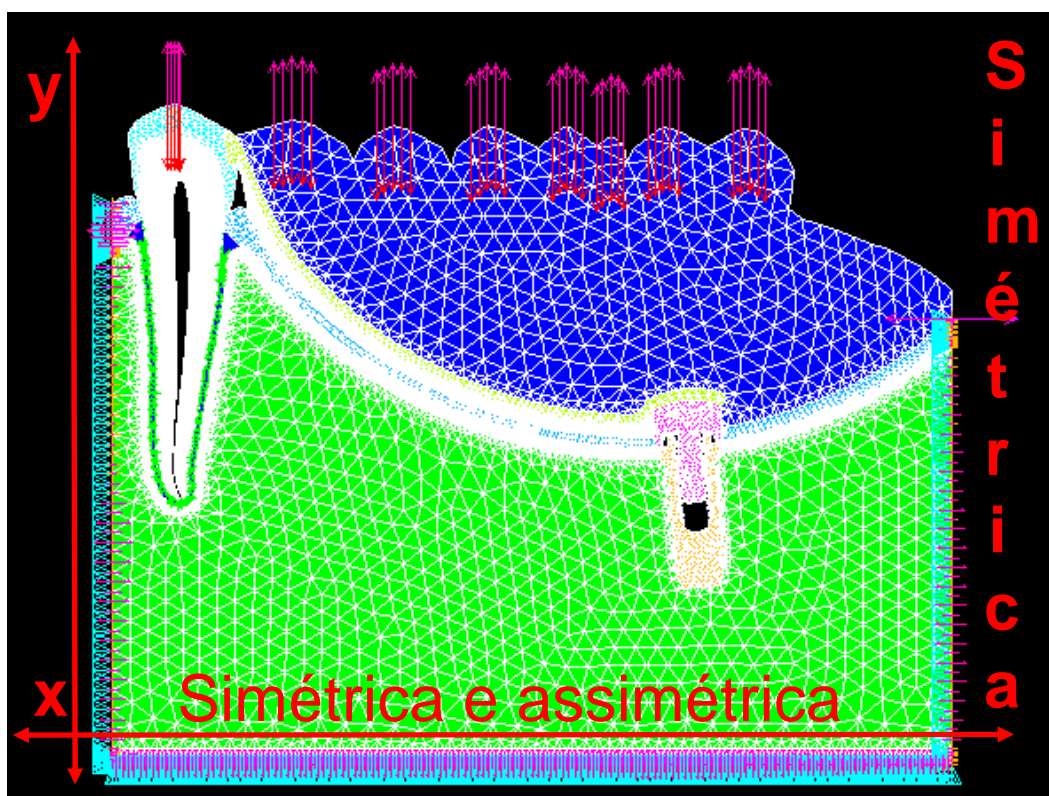
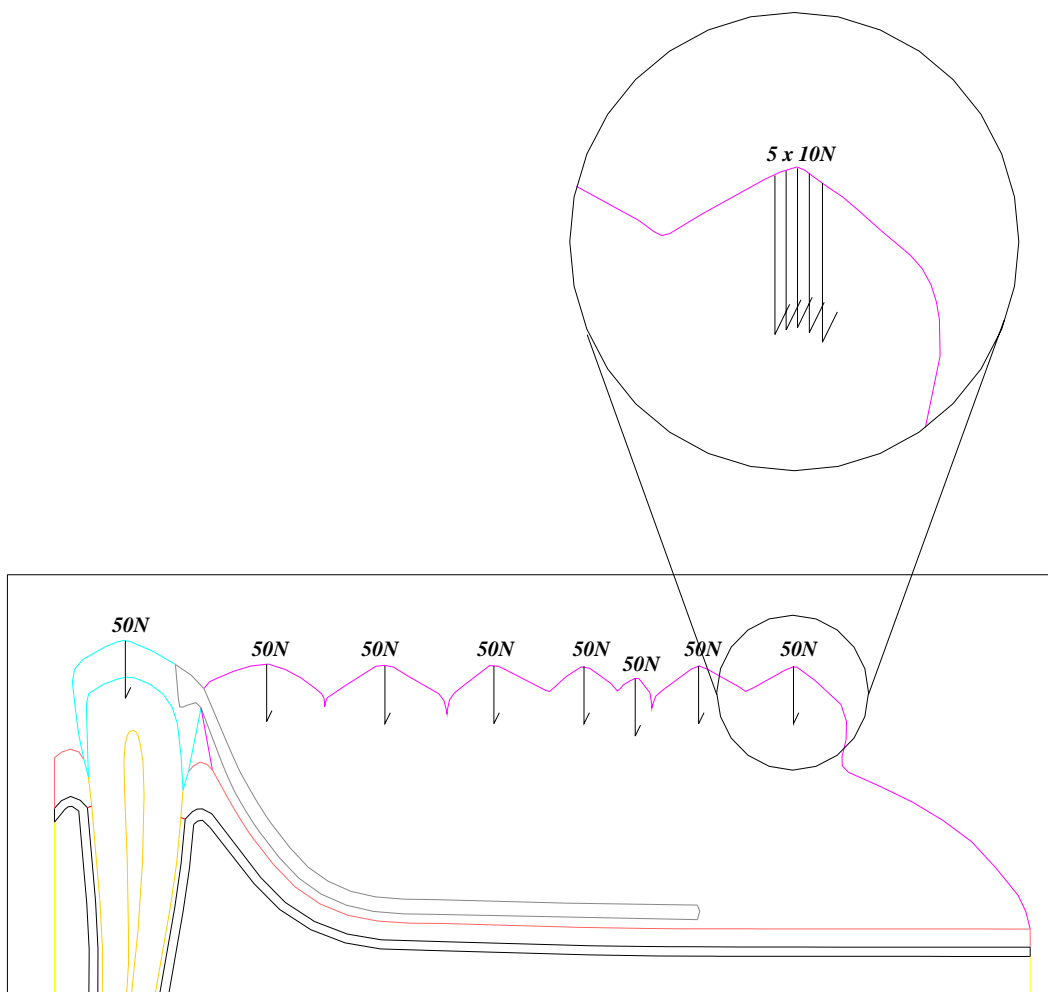


Figura 22 – Condição de contorno nos eixos x e y.



**FIGURA 23 – Esquema do carregamento de forças nos modelos, destacando a ponta de cúspide.**

## 4.8 Resultados

Os resultados serão analisados através dos mapas gerais e individualizados, obtendo sempre os valores máximos e mínimos de tensão e de tendência ao deslocamento. Nos mapas individualizados, os valores serão comparados entre si através da análise descritiva. Tabelas serão montadas para facilitar esta comparação estatística.



**RESULTADOS**

## 5 RESULTADOS

Os resultados obtidos foram dispostos na forma de Tabelas, gráfico e mapas gerais de tensão de von Mises e de tendência ao deslocamento. Adicionalmente, os mapas foram divididos em 8 regiões (FIGURA 24), sendo:

1. Ápice radicular.
2. Terço apical.
3. Terço médio.
4. Terço coronário.
5. Crista óssea distal.
6.  $\frac{1}{2}$  anterior do rebordo alveolar.
7.  $\frac{1}{2}$  posterior do rebordo alveolar.
8. Região do implante.

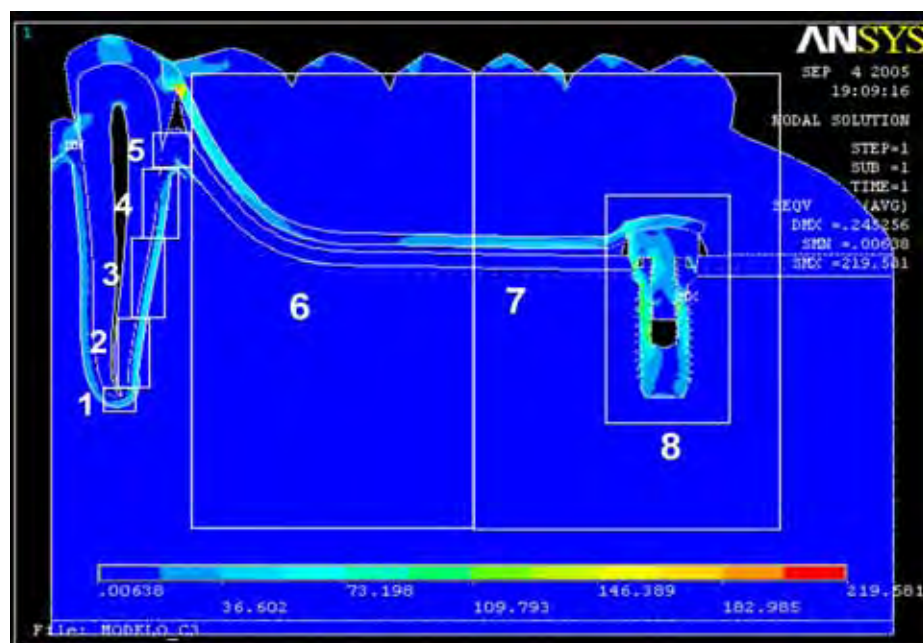


FIGURA 24 - Regiões selecionadas para a análise dos resultados.

Desta forma, seguindo a subdivisão, a análise dos mapas de tensão de von Mises do osso cortical, osso medular, fibromucosa, implante e estrutura metálica permitindo uma análise precisa da distribuição interna das tensões.

## 5.1 Mapa de tensões de von Mises

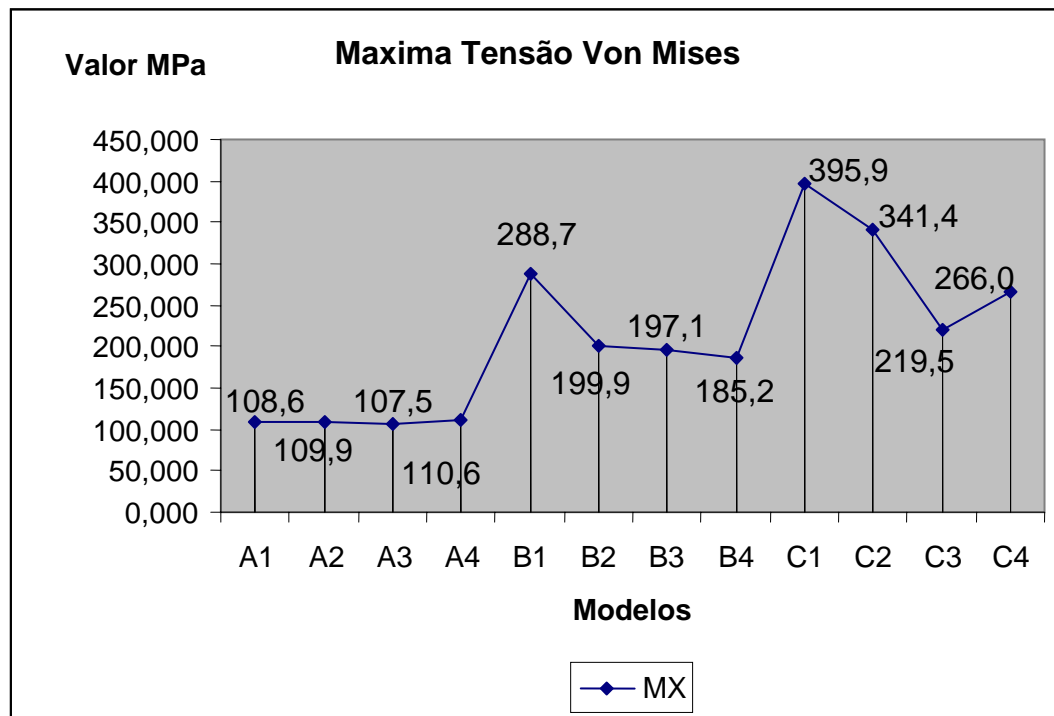
### 5.1.1 Análise dos mapas gerais de tensão de von Mises

Foram obtidos os valores máximos e mínimos referentes aos mapas gerais de tensão de von Mises, assim como suas respectivas localizações (Tabela 1).

**Tabela 1 – Máxima e mínima tensão de von Mises e suas localizações para os modelos A1, A2, A3, A4, B1, B2, B3, B4, C1, C2, C3 e C4 - valores expressos em MPa.**

<b>Mapas de Tensão von Mises (MPa)</b>				
<b>Modelo</b>	<b>Máxima Tensão</b>	<b>Localização</b>	<b>Mínima tensão</b>	<b>localização</b>
A1	108,659	Esmalte / mesial 33	0,008127	Lig. Periodontal / mesial
A2	109,994	Esmalte / mesial 33	0,00156	Lig. Periodontal. / mesial
A3	107,528	Esmalte / mesial 33	0,018197	Lig. Periodontal. / mesial
A4	110,696	Esmalte / mesial 33	0,000237	Lig. Periodontal. / mesial
B1	288,77	Conector menor PPR	0,003822	Lig. Periodontal. / mesial
B2	199,997	Conector menor PPR	0,004625	Lig. Periodontal. / mesial
B3	197,116	Conector menor PPR	0,011485	Lig. Periodontal. / mesial
B4	185,223	Conector menor PPR	0,00075	Lig. Periodontal. / mesial
C1	395,93	8° rosca interna do implante D.	0,00311	Lig. Periodontal. / mesial
C2	341,492	Conector menor da PPR	0,009465	Lig. Periodontal. / mesial
C3	219,581	8° rosca interna do implante D.	0,00638	Lig. Periodontal. / mesial
C4	266,023	12° rosca interna do implante M.	0,001386	Lig. Periodontal. / mesial

Ao analisar os mapas gerais de tensão dos modelos A1, A2, A3, A4, B1, B2, B3, B4, C1, C2, C3 e C4 (Figuras de 38 a 49, em anexo), nota-se um aumento significativo entre as máximas tensões quanto analisados de forma comparativa entre os modelos A, B e C (GRÁFICO 1).



**GRÁFICO 1 – Máxima tensão de von Mises.**

A localização da máxima concentração de tensão foi a mesma para os modelos A e B. No modelo C2, a máxima concentração de tensão localizou-se no conector menor da PPREL, e não no implante como nos demais modelos C (C1, C3 e C4) (Tabela 1).

Dentre os modelos A, o A4 foi o que apresentou a maior concentração de tensão (110,6 MPa).

Com a introdução da PPREL, o rebordo descendente distal (B1) passa a ter a maior concentração de tensão (288,77 MPa).

Para os modelos C, a semelhança dos modelos B, o modelo C1 (rebordo descendente distal) apresentou a maior máxima concentração de tensão (395,93 MPa).

## 5.2 Mapa de tendência ao deslocamento

### 5.2.1 Análise dos mapas gerais de tendência ao deslocamento

Os valores máximos e mínimos referentes aos mapas de tendência ao deslocamento, assim como as suas localizações estão dispostos na Tabela 2.

**Tabela 2 – Máxima e mínima tendência ao deslocamento e suas localizações para os modelos A1, A2, A3, A4, B1, B2, B3, B4, C1, C2, C3 e C4 - valores expressos em mm.**

Mapas de Tendência ao deslocamento (mm)				
Modelo	Deslocamento Máximo	Localização	Deslocamento Mínimo	localização
A1	0,276699	Ápice do dente 33	0,000	Base da mandíbula.
A2	0,282514	Ápice do dente 33.	0,000	Base da mandíbula.
A3	0,283854	Ápice do dente 33.	0,000	Base da mandíbula.
A4	0,290203	Ápice do dente 33.	0,000	Base da mandíbula.
B1	0,248464	Ocluso mesial do dente 33.	0,000	Base da mandíbula.
B2	0,237728	Ocluso mesial do dente 33.	0,000	Base da mandíbula.
B3	0,241577	Ocluso mesial do dente 33.	0,000	Base da mandíbula.
B4	0,225533	Ocluso mesial do dente 33.	0,000	Base da mandíbula.
C1	0,251318	Ocluso mesial do dente 33.	0,000	Base da mandíbula.
C2	0,239283	Ocluso mesial do dente 33.	0,000	Base da mandíbula.
C3	0,245256	Ocluso mesial do dente 33.	0,000	Base da mandíbula.
C4	0,229357	Ocluso mesial do dente 33.	0,000	Base da mandíbula.

Para melhor visualização da tendência ao deslocamento, mapas de vetores foram gerados.

Todos os modelos estudados (Figura de 50 a 61, em anexo) apresentaram valores de tendência ao deslocamento, variando entre um intervalo de 0 a 0,290203 mm. A localização da máxima tendência ao deslocamento também variou na comparação entre os modelos (Tabela 2).

Pode-se verificar que a máxima tendência ao deslocamento ocorre no modelo A4 (rebordo ascendente distal) com 0,290203 mm.

Com a PPREL, o modelo B1 (rebordo descendente distal) apresentou a maior máxima tendência ao deslocamento (0,248464 mm).

Com a introdução do implante, o rebordo descendente distal (C1) apresentou a maior máxima tendência ao deslocamento (0,251318 mm) e o rebordo ascendente distal (C4) a menor máxima tendência ao deslocamento (0,229357 mm).

## **5.3 Mapa de tensão de von Mises – estruturas individualizadas**

### **5.3.1 Análise das estruturas individualizadas**

As estruturas individualizadas para análise foram: osso cortical, osso medular, fibromucosa, estrutura metálica e implante osseointegrado; seguindo o mesmo critério de divisão e leitura adotado para a análise dos mapas gerais de tensão e de deslocamento (FIGURA 24).

#### **5.3.1.1 Osso cortical**

Os valores obtidos nos mapas de tensão de von Mises (MPa) para o osso cortical estão dispostos na Tabela 3 (Figuras de 62 a 73, em anexo).

A diferença entre os valores de tensão estão expostos em porcentagem (%).

Tabela 3 – Mapa de tensões de von Mises – Osso cortical.

		ÁREAS SELECIONADAS PARA ANÁLISE													
Modelo	Forma do rebordo alveolar	1-Ápice radicular	2-Terço apical		3-Terço médio		4-Terço coronário		5-Crista óssea distal		6 - 1/2 anterior do rebordo alveolar		7 - 1/2 posterior do rebordo alveolar		
		VALORES EM MPa													
Modelo A															
1	DESC.	8,610	33,935		8,610		25,455		76,316		16,978		8,610		
2	CONC.	8,669	34,150		8,914		17,088		76,807		17,088		8,669		
3	PLANO	8,977	35,333		8,977		17,260		97,143		17,680		8,977		
4	ASCEN.	8,950	35,788		8,950		17,896		80,517		17,896		8,950		
Modelo B			%		%		%		%		%		%		%
1	DESC.	34,312	298,51	101,141	198,04	51,019	492,56	51,019	108,62	92,788	21,58	17,065	0,51	17,605	98,20
2	CONC.	32,451	274,33	96,402	182,29	48,439	443,40	48,439	183,47	88,404	15,10	16,463	-3,66	16,463	89,91
3	PLANO	35,217	292,30	104,491	195,73	52,353	485,21	52,535	204,37	87,172	-10,2	26,558	50,21	17,898	99,38
4	ASCEN.	35,398	295,51	102,002	185,02	51,299	473,17	42,849	139,43	93,552	16,19	25,947	44,99	25,947	189,91
Modelo C			%		%		%		%		%		%	pescoço	
1	DESC.	33,367	287,51	98,168	189,28	49,567	475,69	49,567	102,69	90,068	18,02	17,167	1,11	LM	17,167
														LD	65,768
2	CONC.	31,003	257,63	92,714	171,49	46,431	420,88	46,431	171,72	85,001	10,67	15,575	-8,85	LM	31,003
														LD	46,431
3	PLANO	33,699	275,39	100,014	183,06	50,278	460,08	50,278	191,3	91,725	-5,58	25,410	43,28	LM	33,699
														LD	41,989
4	ASCEN.	34,125	281,29	93,512	162,30	51,093	470,87	51,093	185,5	93,512	16,14	25,642	43,28	LM	76,544
														LD	34,125

Os valores de máxima e mínima concentração de tensão de von Mises e suas respectivas localizações no osso cortical, para todos os modelos estudados, estão dispostos na Tabela 4.

**Tabela 4 - Valores em MPa e localização da máxima e mínima concentração de tensão para os modelos A1, A2, A3, A4, B1, B2, B3, B4, C1, C2, C3 e C4 – Osso cortical.**

Modelo	Mx (MPa)	Localização	Modelo	Mx (MPa)	Localização	Modelo	Mx (MPa)	Localização
A1	101,746	Crista óssea M.	B1	101,141	D. ápice	C1	98,168	D. ápice
A2	102,401	Crista óssea M.	B2	96,402	D. ápice	C2	92,714	D. ápice
A3	105,944	Crista óssea M.	B3	104,491	D. ápice	C3	100,014	D. ápice
A4	107,355	Crista óssea M	B4	102,002	D. ápice	C4	101,995	M. rebordo
Modelo	Mn (MPa)	Localização	Modelo	Mn (MPa)	Localização	Modelo	Mn (MPa)	Localização
A1	0,24426	D. ápice	B1	0,89788	Crista óssea M.	C1	0,96642	Crista óssea M.
A2	0,24951	D. rebordo.	B2	0,47540	Crista óssea D.	C2	0,14761	D. rebordo.
A3	0,02733	D. ápice	B3	0,57982	Crista óssea D.	C3	0,54166	Crista óssea M.
A4	0,00404	D. rebordo.	B4	0,59533	Crista óssea D.	C4	0,19051	M. implante.

Observando os modelos do grupo A (Figuras 62 a 65, em anexo) nota-se que a parede mesial do osso cortical, junto ao dente 33, foi mais solicitada em comparação a parede distal. No entanto, para as regiões de leitura, as maiores concentrações de tensões foram observadas no terço coronário e na crista óssea distal. As menores concentrações foram obtidas no ápice radicular do dente 33 (Tabela 3).

Nos modelos B (Figuras de 66 a 69, em anexo) e C (Figuras de 70 a 73, em anexo) nota-se um maior aumento das tensões no terço médio e apical, e ápice radicular em comparação às mesmas regiões dos modelos A (Tabela 3).

Na presença da PPREL (Figuras de 66 a 69, em anexo), o modelo B3 apresentou maior concentração de tensão na metade anterior do rebordo (26,558 MPa). Na metade posterior do rebordo alveolar, o modelo B4 apresentou maior tensão (25,947 MPa).

Para os modelos C (Figuras de 70 a 73, em anexo), a metade anterior do rebordo alveolar apresentou comportamento semelhante aos modelos B, pois o rebordo plano (C3) e o rebordo ascendente distal (C4) mostraram maior concentração de tensão entre os modelos C (25,410 MPa e 25,642 Mpa, respectivamente).

Na comparação entre os modelos B e C, independente da forma do rebordo alveolar analisada, a região anterior do rebordo alveolar não apresentou uma alteração expressiva nas concentrações de tensões, com maior solicitação para os modelos C1 e C2, e menor para os modelos C3 e C4.

No modelo C, na metade posterior do rebordo alveolar, os rebordos descendente distal (65,768 MPa), côncavo ( 46,431 MPa) e plano (41,989 MPa) apresentaram as maiores concentrações de tensões na face distal do implante, quando comparados à fase mesial; e o rebordo ascendente distal (76,544 MPa) apresentou resultado inverso, tendo a fase mesial mais solicitada em relação à face distal (Tabela 3).

### **5.3.1.2 Osso medular**

Os critérios de divisão e leitura para o osso medular foram os mesmos adotados para o osso cortical. Os valores obtidos nos mapas de tensão de von Mises, em MPa, estão dispostos na Tabela 5 (Figuras de 74 a 85, em anexo).

**Tabela 5 - Mapa de Tensões von Mises – Osso medular.**

		ÁREAS SELECIONADAS PARA ANÁLISE													
Modelo	Forma do rebordo alveolar	1-Ápice radicular		2-Terço apical		3-Terço médio		4-Terço coronário		5-Crista óssea distal		6 - 1/2 anterior do rebordo alveolar		7 - 1/2 posterior do rebordo alveolar	
		VALORES EM MPa													
Modelo A															
1	DESC.	11,305		5,713		3,849		5,713		7,577		1,982		1,982	
2	CONC.	11,375		2,274		2,274		5,723		7,607		2,274		2,274	
3	PLANO	11,340		2,619		2,619		2,619		7,585		2,619		2,619	
4	ASCEN.	13,214		3,776		1,889		1,889		7,551		5,664		1,889	
Modelo B			%		%		%		%		%		%		%
1	DESC.	17,429	54,17	11,785	106,28	6,142	59,58	8,963	56,89	13,196	39,77	8,963	352,22	8,963	352,22
2	CONC.	16,081	41,37	13,060	474,32	5,506	142,13	8,528	49,01	11,549	51,82	10,038	341,43	10,038	341,43
3	PLANO	17,709	56,10	13,253	406,03	4,340	65,71	8,797	235,89	11,768	55,15	11,768	349,33	8,797	235,89
4	ASCEN.	16,148	22,20	14,776	291,31	3,803	101,32	9,289	391,74	10,661	41,19	12,032	112,43	9,289	464,37
Modelo C			%		%		%		%		%		%	pescoço	
1	DESC.	13,973	23,60	10,656	86,52	4,023	4,52	10,656	86,52	10,656	40,63	9,00	354,09	LM	4,032
														LD	4,032
2	CONC.	12,986	14,16	11,14	389,89	5,623	147,27	10,794	88,61	11,14	46,44	10,794	374,67	LM	3,757
														LD	3,757
3	PLANO	13,385	18,03	11,762	349,10	5,271	101,26	10,139	287,13	11,762	55,07	11,762	350,22	LM	3,648
														LD	3,648
4	ASCEN.	14,374	8,78	12,357	227,25	6,300	233,51	10,338	447,27	10,338	36,91	12,357	116,40	LM	18,415
														LD	4,281

Os valores de máxima e mínima concentração de tensão de von Mises e suas respectivas localizações no osso medular estão dispostos na Tabela 6.

**Tabela 6 - Máxima e mínima concentração de tensão, em MPa, e sua localização para os modelos A1, A2, A3, A4, B1, B2, B3, B4, C1, C2, C3 e C4 – Osso medular.**

Modelo	Mx (MPa)	Localização	Modelo	Mx (MPa)	Localização	Modelo	Mx (MPa)	Localização
A1	22,489	Crista óssea Mesial	B1	20,251	Crista óssea mesial	C1	20,606	Crista óssea Mesial
A2	22,678	Crista óssea Mesial	B2	19,103	Crista óssea Mesial	C2	22,219	Ápice impl.
A3	22,607	Crista óssea Mesial	B3	19,194	Crista óssea mesial	C3	19,876	Crista óssea Mesial
A4	22,651	Crista óssea Mesial	B4	17,519	Crista óssea mesial	C4	24,472	½ post. rebor.
Modelo	Mn (MPa)	Localização	Modelo	Mn (MPa)	Localização	Modelo	Mn (MPa)	Localização
A1	0,12074	Base da mand.	B1	3,32	Distal / raiz	C1	0,70604	Mesial impl.
A2	0,07083	Base da mand.	B2	0,97406	D. rebordo.	C2	0,06473	Final rebor.
A3	0,07406	Base da mand.	B3	1,369	D. rebordo.	C3	0,40193	Distal impl.
A4	0,00138	½ post. rebor.	B4	1,059	D. rebordo.	C4	0,24233	Distal. impl.

Nos modelos A (Figuras de 74 a 77, em anexo), à semelhança do osso cortical, toda a extensão da parede mesial junto ao dente 33 foi mais solicitada quando comparada à parede distal, independente da forma do rebordo alveolar analisado. A máxima concentração de tensão nos modelos A manteve sua localização na crista óssea mesial para as quatro formas de rebordos analisados (Tabela 6).

Os modelos B (Figuras de 78 a 81, em anexo) apresentaram maiores concentrações de tensões quando comparados aos modelos A (Tabela 5). Na comparação entre os rebordos nos

modelos B, o rebordo plano (B3) apresentou maior concentração de tensão (17,709 MPa), localizado no ápice radicular.

A presença da PPREL (Figuras 78 a 81, em anexo) promoveu um aumento de até 352 % nas concentrações de tensões na metade anterior do rebordo alveolar em comparação aos modelos A. Na metade posterior do rebordo alveolar esta porcentagem aumenta em até 464 % (Tabela 5).

Nos modelos C (Figuras de 82 a 85, em anexo), o rebordo descendente distal (C1), côncavo (C2) e plano (C3) apresentaram o mesmo valor de concentração de tensão no lado mesial e distal do implante (4,032 MPa, 3,757 MPa e 3,648 MPa, respectivamente). O rebordo ascendente distal registrou maior concentração de tensão no lado mesial do implante, 18,415 MPa, sendo de 4,281 MPa no lado distal.

### **5. 3. 1. 3 Fibromucosa**

A metade anterior e a metade posterior da fibromucosa foram selecionadas para a análise (Figuras de 86 a 97, em anexo). Os valores obtidos nos mapas de tensão de von Mises, em MPa, estão dispostos na Tabela 7.

Nos modelos A, o valor da concentração de tensão encontrada na metade anterior da fibromucosa foi o mesmo valor encontrado na metade posterior (8,129 MPa – A1; 8,224 MPa – A2; 8,174 MPa – A3 e 8,533 MPa – A4) (Figuras de 85 a 88, em anexo).

Os modelos B (Figuras de 90 a 93, em anexo) apresentaram um aumento de 71,84 % nas concentrações de tensões, em comparação aos modelos A. Na comparação entre os rebordos nos modelos B, o rebordo plano registrou a maior concentração de tensão (14,046 MPa) e o rebordo descendente distal a menor concentração de tensão (9,174 MPa).

Na metade anterior da fibromucosa (Figuras de 94 a 97, em anexo), o rebordo plano apresentou maior concentração de tensão (14,182 MPa) e o rebordo ascendente distal a menor concentração de tensão (12,917 MPa).

A metade posterior da fibromucosa (Figuras de 94 a 97, em anexo) os modelos C1, C2, C3 e C4 apresentaram valores de concentração de tensão iguais no lado mesial e distal do pescoço do implante (7,208 MPa, 7,168 MPa, 7,206 MPa, 6,568 MPa, respectivamente).

Os valores máximos e mínimos obtidos nos mapas de tensão da fibromucosa e suas localizações estão expostos na Tabela 8.

**Tabela 7-Mapa tensão von Mises – Fibromucosa.**

ÁREAS SELECIONADAS PARA ANÁLISE					
Modelo	Forma do rebordo alveolar	6 - <sup>1</sup> / <sub>2</sub> anterior do rebordo alveolar		7 - <sup>1</sup> / <sub>2</sub> posterior do rebordo alveolar	
		VALORES MPa			
Modelo A					
1	DESC.	8,129		8,129	
2	CONC.	8,224		8,224	
3	PLANO	8,174		8,174	
4	ASCEN.	8,533		8,533	
Modelo B					
			%		%
1	DESC.	9,174	12,85	9,174	12,85
2	CONC.	13,725	66,89	13,725	66,89
3	PLANO	14,046	71,84	14,046	71,84
4	ASCEN.	12,97	51,99	12,97	51,99
Modelo C					
			%	pescoço	
1	DESC.	13,896	70,94	LM	7,208
				LD	7,208
2	CONC.	13,85	68,41	LM	7,168
				LD	7,168
3	PLANO	14,182	73,50	LM	7,206
				LD	7,206
4	ASCEN.	12,917	51,37	LM	6,568
				LD	6,568

**Tabela 8-Máxima e mínima concentração de tensão, em MPa, a sua localização para os modelo A1, A2, A3, A4, B1, B2, B3, B4, C1, C2, C3 e C4 – Fibromucosa.**

Modelo	Mx (MPa)	Localização	Modelo	Mx (MPa)	Localização	Modelo	Mx (MPa)	Localização
A1	96,054	Crista óssea Distal	B1	83,859	Crista óssea mesial	C1	80,774	Crista óssea mesial
A2	98,666	Crista óssea Distal	B2	79,768	Crista óssea mesial	C2	80,374	Crista óssea mesial
A3	97,886	Crista óssea Distal	B3	80,518	Crista óssea mesial	C3	83,937	Crista óssea mesial
A4	102,394	Crista óssea Distal	B4	76,13	Crista óssea mesial	C4	76,403	Crista óssea mesial
Modelo	Mn (MPa)		Modelo	Mn (MPa)		Modelo	Mn (MPa)	
A1	0,1358	D. rebordo.	B1	2,384	Crista óssea distal	C1	0,5207	M. implante.
A2	0,0015	D. rebordo.	B2	0,5164	D. rebordo.	C2	0,5456	D. rebordo.
A3	0,0181	Meio/rebor.	B3	0,7510	D. rebordo.	C3	0,2303	D. rebordo.
A4	0,0002	D. rebordo.	B4	0,3383	D. rebordo.	C4	0,2199	M. implante.

### 5.3.1.4 Estrutura metálica

Os valores obtidos nos mapas de tensão von Mises para a estrutura metálica, em MPa, estão expostos na Tabela 9 (Figuras de 98 a 105, em anexo).

**Tabela 9-Tensões de von Mises para a estrutura metálica.**

ÁREAS SELECIONADAS PARA ANÁLISE					
Modelo	Forma do rebordo alveolar	6 - 1/2 anterior do rebordo alveolar		7 - 1/2 posterior do rebordo alveolar	
		VALORES MPa			
Modelo B					
1	DESC.	63,054		26,178	
2	CONC.	71,952		55,950	
3	PLANO	86,382		54,143	
4	ASCEN.	81,223		51,511	
Modelo C					
1	DESC.	76,989	22,10	130,629	399,00
2	CONC.	89,715	24,69	89,715	60,35
3	PLANO	83,471	-3,37	83,471	52,48
4	ASCEN.	79,967	-1,55	103,819	101,55

No modelo B (Figuras 98 a 101, em anexo) observa-se que a metade anterior da estrutura metálica apresentou tensões maiores quando comparado à metade posterior, independente da forma do rebordo alveolar analisado.

Com introdução do implante (Figuras de 102 a 105, em anexo), há um aumento na concentração de tensão relacionado ao rebordo descendente distal (22,10 %) e côncavo (24,69 %), na metade anterior da estrutura metálica, na comparação com o modelo B. Os modelos com rebordo plano e ascendente distal apresentam uma solicitação menor (3,37 % e 1,55 %, respectivamente) em relação à mesma região analisada.

Na metade posterior da estrutura metálica, observou-se aumento na concentração de tensão nos modelos C, em comparação com os modelos B.

Os valores de máxima e mínima concentração e suas respectivas localizações estão dispostos na Tabela 10.

**Tabela 10-Máxima e Mínima concentrações de tensão, em MPa, e suas localizações para a estrutura metálica.**

Modelos	Mx. (MPa)	Localização	Mn. (MPa)	Localização
B1	228,770	Apoio metal.	7,815	Conector menor
B2	199,977	Apoio metal.	7,939	1/3 Médio
B3	197,116	Apoio metal.	7,285	1/3 Médio
B4	185,223	Apoio metal.	6,940	1/3 Médio
C1	220,029	Apoio metal.	5,470	Porção Final
C2	341,492	Apoio metal.	5,789	Capuz metal.
C3	195,950	Apoio metal.	3,122	Capuz metal
C4	151,522	Apoio metal.	8,413	1/3 Médio

### 5.3.1.5 Implante osseointegrado

Os valores máximos e mínimos para as concentrações de tensões encontradas no implante osseointegrado estão expressos em MPa, na Tabela 11 (Figuras 106 a 109, em anexo).

**Tabela 11-Valores de tensão de von Mises encontrados no implante, e sua localização para os modelos C1, C2, C3, e C4.**

Valor	MODELOS (MPa)							
	C1	Loc.	C2	Loc.	C3	Loc.	C4	Loc.
Mx.	395,93	8° rosca Distal	274,392	13° rosca Mesial	219,581	8° rosca Distal	266,023	13° rosca Mesial
Mn.	0,00311	Cicatr./Impl. Distal	0,009465	Cicatr./Impl. Mesial	0,00638	Cicatr./Impl. Mesial	0,00152	Cicatr/Impl. Distal

Para os modelos C1 e C3, os valores máximos de concentração de tensão (395,93 MPa e 219,581 MPa, respectivamente) estão localizados na parede distal, interna, na 8° rosca do

implante. A mínima concentração de tensão para o modelo C1 (0,00311 MPa) esta localizada entre a superfície interna distal do cicatrizador e o início da rosca do implante; o modelo C3 (0,00638 MPa) na mesma localização, porém, no lado mesial (FIGURA 106 e FIGURA 108).

Os modelos C2 e C4 apresentaram valores máximos de concentração de tensão (274,392 MPa e 266,023 MPa, respectivamente) localizados na parede mesial interna na 13ª rosca do implante, estando os valores mínimos de concentração de tensão (0,009465 MPa e 0,001529 MPa) na mesma localização do modelo C1 (FIGURA 107 e FIGURA 109).



**DISCUSSÃO**

## 6. DISCUSSÃO

A despeito das potencialidades do método dos elementos finitos, o qual facilita a interpretação dos fenômenos em modelos considerados estruturalmente complexos, as tentativas de análise dos eventos relacionados à prótese parcial removível, especialmente às de extremidade livre, tornam-se relativamente complexas e de difícil execução em função da multiplicidade de aspectos a serem abordados e que exercem influência na biomecânica da PPREL em função dos efeitos sobre as estruturas de suporte.

Neste sentido, modelos tridimensionais podem ser considerados mais adequados às interpretações necessárias ao estudo da prótese parcial removível através do MEF. Por sua vez, em Odontologia, o acesso ou o desenvolvimento de modelos tridimensionais compatíveis com a realidade bucal ainda não pode ser considerado uma rotina, pois, muito embora, reproduzam estruturalmente as 3 dimensões, ainda assim, necessitam de inúmeras hipóteses simplificadoras para tornar viável a execução do estudo, o que pode comprometer a reprodução da condição “in vivo” (KAWASAKI, 2001). Em função disto, os estudos bidimensionais tornam-se prevalentes e capazes de produzir bons resultados se adequadamente conduzidos, pois permitem uma série de considerações e interpretações muito próximas à realidade do ambiente intra-bucal (CUNHA, 2004; LACERDA, 1999; LAGANA, 1996; LUCAS, 2003; SANTOS, 2005; ROCHA, 2001; VERRI, 2003).

Como exemplo, destaca-se o refinamento adotado para a geração malha do ligamento periodontal segundo as condições estruturais e mecânicas semelhantes àquelas observadas na condição “in vivo”, com elevado grau de refinamento e reprodutibilidade (ATMARAM; MOHAMMED, 1981; ARCHANGELO, 2005). Tais considerações estão bem fundamentadas em estudos que avaliam a importância do ligamento periodontal na distribuição das tensões e na dinâmica de movimentação do dente suporte (JEON et al., 2001; PROVATIDIS, 2000).

Assim, ao se estabelecer uma nova dinâmica à discussão sobre a influência do formato do rebordo alveolar na distribuição das tensões através do MEF, é necessário ressaltar que os livros textos que fundamentam o ensino da PPR reproduzem os conceitos estabelecidos por Elbrecht há quase 50 anos, restringindo-se, geralmente, às explicações baseadas na descrição teórica da mecânica clássica, sem a necessária apresentação de dados quantitativos (FIORI, 1989; HENDERSON, 1977; JOHNSON; STRATTON, 1980; McGIVNEY; CASTLEBERRY, 1994; MILLER, 1975; STEWART et al., 1992; TODESCAN, 1996).

Neste sentido, o presente estudo evidenciou diferenças no padrão da distribuição das tensões e da tendência ao deslocamento entre os formatos analisados. Atendo-se inicialmente sobre a influência da prótese parcial removível na solicitação das estruturas de suporte (modelos B), é possível determinar uma seqüência crescente no grau de solicitação muito próxima ao estabelecido pela literatura, uma vez que o formato descendente-distal apresentou a maior máxima concentração de tensão, seguido pelos formatos côncavo, plano e ascendente-distal (FIORI, 1989; HENDERSON, 1977; JOHNSON; STRATTON, 1980; McGIVNEY; CASTLEBERRY, 1994; MILLER, 1975; STEWART et al., 1992; TODESCAN, 1996) (Tabela 1). Obviamente que isto ocorre em função dos momentos fletores<sup>2</sup> que a PPREL estabelece ao dente natural, bem como a maior solicitação do rebordo alveolar pela compressão da base de resina acrílica em decorrência das forças atuantes (BEN-UR et al., 1991; CHOU et al., 1989).

No entanto, à exceção da máxima concentração de tensão observada para o rebordo descendente-distal, as diferenças entre os valores máximos nos demais formatos não é tão acentuada, o que pode justificar a ausência da mesma linearidade quando da análise individualizada das estruturas como: osso cortical, osso medular, fibromucosa e estrutura metálica. Observa-se que dentro de um mesmo modelo, a depender do referencial, se dente natural, ou rebordo alveolar, os valores de tensão mostram-se ora mais elevados, ora mais

---

2-É a medida da tendência a girar que um corpo apresenta em relação ao referido eixo.

reduzidos, muito embora as diferenças entre os valores continuem reduzidas, com raras regiões evidenciando diferenças superiores a 100% entre os modelos (Tabela 3, 5, 7, 9), principalmente no osso cortical e medular.

Neste sentido, através dos mapas de tensões individualizados para o osso cortical, por exemplo, observa-se que o rebordo com formato descendente-distal (B1) foi o que apresentou as maiores alterações nas tensões relacionadas ao dente natural (Tabela 3), ou seja, das 5 áreas selecionadas para a análise, o formato descendente promoveu as maiores alterações em 4 áreas, seguido pelos formatos ascendente-distal, plano, e côncavo. Por sua vez, e de forma repetida, a diferença entre os valores de tensão para os diferentes formatos não é acentuada e, adicionalmente, os valores de tensão são muito peculiares para a  $\frac{1}{2}$  anterior do rebordo alveolar (região 6), incluindo uma redução na solicitação quando na presença da PPREL (formato côncavo), sendo os formatos ascendente distal e plano os mais prevalentes nas maiores alterações de tensão nas regiões 6 e 7 do rebordo alveolar.

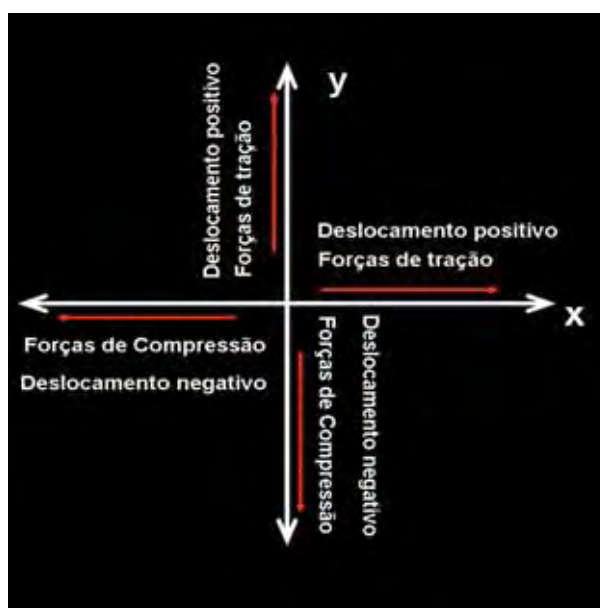
Por outro lado, a análise da distribuição das tensões no osso medular não evidencia o mesmo comportamento observado no osso cortical. Em relação ao dente natural, para as regiões de n<sup>os</sup> 1 a 5, o formato plano relaciona-se mais frequentemente com as maiores alterações nos valores de tensão dos modelos B, sendo que o formato descendente distal promoveu alterações mais evidentes no rebordo alveolar (regiões 6 e 7) (Tabela 5).

Em princípio, a diferença reduzida nos valores de tensão para os diferentes formatos pode justificar a ausência de linearidade entre os mapas gerais e individualizados, tanto na distribuição das tensões, como na tendência ao deslocamento. Acredita-se que isto ocorra em função da adoção das “tensões equivalentes de von Mises” como critério de análise. Por ser considerada adequada para estudos desta natureza, este critério tem sido frequentemente utilizado nos estudos com o MEF (CUNHA, 2004; GRAIG & FARAH, 1978; LACERDA,

1999; LUCAS, 2003; SANTOS, 2005; ROCHA, 2001; VERRI, 2003), permitindo uma correlação com dados previamente observados.

Em função disto, a apresentação dos mapas de distribuição de tensão e de tendência ao deslocamento nos eixos cartesianos  $x$  e  $y$  torna-se necessária para o completo entendimento do comportamento das estruturas e da distribuição das tensões em função do formato do rebordo alveolar, uma vez que as formas descendente-distal, côncava e ascendente-distal estão relacionadas com a ocorrência de resultantes de forças oblíquas ao rebordo alveolar (FIORI, 1989; McGIVNEY; CASTLEBERRY, 1994; MILLER, 1975; STEWART et al., 1992; TODESCAN, 1996). Assim a elaboração dos mapas de distribuição de tensão e tendência ao deslocamento nos eixos cartesianos  $x$  e  $y$  permite evidenciar as solicitações puramente verticais e horizontais, gerando novas informações, refinando a linearidade referente ao grau de solicitação.

Desta forma, os mapas de deslocamentos nos eixos  $x$  e  $y$  descrevem valores positivos (sentido do eixo principal) e negativos (sentido contrário ao eixo principal), sendo considerados, também, esforços em tração e compressão (FIGURA 25), respectivamente (Tabela 12 e Tabela 13, em anexo) (Figuras de 110 a 133, em anexo)



**FIGURA 25-**Plano cartesiano, com sentido de deslocamento e força.

Assim, para os modelos B, o formato descendente-distal (B1) evidenciou maior deslocamento no eixo x, seguido pelos formatos côncavo, plano e ascendente distal, numa relação adequada ao estabelecido pela literatura (FIORI, 1989; HENDERSON, 1977; JOHNSON; STRATTON, 1980; McGIVNEY; CASTLEBERRY, 1994; MILLER, 1975; STEWART et al., 1992; TODESCAN, 1996). Comportamento semelhante foi observado no eixo y, porém com a inversão da posição entre os formatos côncavo e plano, ou seja, descendente distal, plano, côncavo e ascendente distal, sendo esta, também, a ordem de tendência ao deslocamento no mapa geral.

Em relação à distribuição das tensões nos eixos x e y (Tabela 14 e Tabela 15, em anexo) (Figuras de 134 a 157, em anexo), os resultados respeitam os conceitos mecânicos pré-estabelecidos (FIORI, 1989; HENDERSON, 1977; JOHNSON; STRATTON, 1980; McGIVNEY; CASTLEBERRY, 1994; MILLER, 1975; STEWART et al., 1992; TODESCAN, 1996), uma vez que o formato descendente-distal (B1) apresentou as 3 maiores solicitações em 4 possibilidades de análise (Tabela 14 e Tabela 15, em anexo), envolvendo esforços em tração e compressão.

Voltando à análise das estruturas individualizadas a fibromucosa, por sua vez, apresentou diferentes graus de solicitação nos modelos B. A maior solicitação ocorreu no formato plano, seguido pelo côncavo, ascendente-distal e descendente-distal. É interessante notar que todos os valores de tensão para a  $\frac{1}{2}$  posterior da fibromucosa nos modelos C (com a presença do implante osseointegrado) são relativamente menores que os estabelecidos nos modelos A (Tabela 7), evidenciando o benefício do implante na redução das tensões que são distribuídas à distância do ponto de carregamento. Por sua vez, as tensões próximas ao dente suporte mostraram-se mais acentuadas, principalmente no formato descendente-distal, reforçando o conceito de que a PPREL associada ao implante osseointegrado, como no presente estudo, atua como uma prótese dento-implantossuportada (MITRANI et al. 2003;

ROCHA, 2001), no entanto, com os pilares dente e implante osseointegrado, apresentando uma diferença viscoelástica de 10:1 (RICHTER, 1989) respectivamente, justificando as maiores tensões na metade anterior do rebordo, como consequência do movimento intrusivo do dente suporte, concordes ao estabelecido por Rocha, em 2001.

Com a incorporação do implante osseointegrado (modelos C), a máxima concentração de tensão aumenta em todos os modelos em função do alto módulo de elasticidade que o Titânio apresenta, impedindo que a análise fique restrita aos mapas gerais de distribuição das tensões e de tendência ao deslocamento. Desta maneira, a individualização dos mapas para as estruturas como o osso cortical, o osso medular, a fibromucosa, a estrutura metálica e o implante osseointegrado permitiu observar que, para o osso cortical, o implante favoreceu a redução das tensões atuantes em praticamente todas as regiões analisadas, à exceção da  $\frac{1}{2}$  anterior do rebordo alveolar, pela ação da PPREL, como descrito no parágrafo anterior. Entretanto, esta redução não pode ser considerada acentuada, em função dos valores de tensão observado nos modelos A (Tabela 3).

Por outro lado, foi observada a mesma seqüência de solicitação determinada nos modelos B, ou seja, as maiores alterações nos valores de tensão ocorreram no formato descendente-distal, e as menores no formato côncavo.

No entanto, para o osso medular, e a depender do referencial, ora o implante favoreceu a redução, ora o aumento das tensões atuantes em diferentes regiões analisadas, muito embora seja evidente a menor solicitação da  $\frac{1}{2}$  posterior do rebordo alveolar, com valores, no mínimo, 100% menores que os estabelecidos para os modelos B (Tabela 5). A única exceção é observada no modelo C4 (ascendente-distal), cuja tensão no lado esquerdo do implante aumenta mais de 100%. Este dado é facilmente explicado pelo grau de inclinação do implante ( $-15^\circ$  - sentido anti-horário) que promove a existência de momentos fletores, potencializando

as tensões nas estruturas que se opõe ao sentido da deformação, como o osso cortical e medular.

Um aspecto interessante e concordes ao observado por Santos (2005) foi a redução das tensões no osso medular quando do posicionamento do implante osseointegrado em  $-5^\circ$  (formato côncavo – modelo C2). O formato plano apresentou valores de tensão semelhantes, mas a redução mais acentuada ocorreu no formato côncavo (Tabela 5).

Assim, não se pode afirmar categoricamente que as diferenças observadas justifiquem de forma irrestrita que o formato descendente distal seja o pior ou o mais lesivo à integridade das estruturas de suporte, em função dos valores semelhantes entre os formatos analisados. De fato, o rebordo descendente distal apresentou as maiores concentrações de tensões na maioria dos aspectos considerados, principalmente quando das observações das tensões e deslocamentos no eixo x e y, mas, assim como as diferenças não foram tão acentuadas, em alguns momentos o formato descendente-distal não se mostrou como o mais potencialmente lesivo, ou seja, os formatos plano, côncavo e ascendente distal também promoveram as maiores alterações em função da região ou estrutura analisada, como no osso medular para o formato plano.

Dessa forma, pode-se questionar se o perfil do rebordo alveolar produz danos efetivamente singulares à integridade e manutenção da estrutura óssea a ponto de justificar uma classificação em ordem crescente de solicitação, impondo prioridades durante o planejamento da PPREL. Esta argumentação encontra respaldo pela inexistência de estudos longitudinais que apresentem dados precisos à respeito.

Neste sentido, em relação à definição de parâmetros com vistas ao planejamento, o estudo evidencia que talvez mais importante que a influência do formato do rebordo alveolar no planejamento da PPREL seja, entre outros, o aspecto qualitativo e quantitativo do suporte dental, o arco antagonista, a anatomia radicular do dente pilar, o posicionamento e o

alinhamento dental, a integridade da coroa dental, os graus de mobilidade dentária e perda óssea, bem com o grau de reabsorção óssea (FIORI, 1989; HENDERSON, 1977; JOHNSON; STRATTON, 1980; McGIVNEY; CASTLEBERRY, 1994; MILLER, 1975; STEWART et al., 1992; TODESCAN, 1996). Estes, associados à viscoelasticidade da fibromucosa, determinarão o qual instável será a PPREL, principalmente diante de solicitações horizontais.

Entretanto ressalta-se que os dados foram obtidos através de uma análise bidimensional e com uma incidência de força (vertical), sendo possível a obtenção de resultados diferentes sobre carregamentos com outras direções e sentidos.

Por fim, a distribuição das tensões e o deslocamento em função dos diferentes formatos respeitam as considerações da mecânica clássica na distribuição dos esforços sobre o rebordo alveolar, porém não suportam a argumentação de que o formato descendente distal seja o mais lesivo às estruturas de suporte. Além disso, a depender do referencial, os formatos podem apresentar diferentes comportamentos, até então, não previstos ou evidenciados pela literatura específica (FIORI, 1989; HENDERSON, 1977; JOHNSON; STRATTON, 1980; McGIVNEY; CASTLEBERRY, 1994; MILLER, 1975; STEWART et al., 1992; TODESCAN, 1996).



**CONCLUSÃO**

## 7. CONCLUSÃO

Após a avaliação dos resultados obtidos, conclui-se:

- ✓ A PPREL promoveu maiores tensões e deslocamentos às estruturas de suporte (dente e rebordo alveolar).
- ✓ Grandes diferenças no padrão da distribuição das tensões e da tendência ao deslocamento não foram observadas em função do formato do rebordo alveolar, sendo, porém, o formato descendente-distal o mais frequentemente relacionado às maiores alterações nos valores de tensão e deslocamentos.
- ✓ A presença do implante osseointegrado promoveu redução das tensões atuantes na metade posterior do rebordo alveolar (fibromucosa e o osso medular) em quase todos os formatos de rebordo, porém, os dados não suportam a idéia de que o implante osseointegrado reduza a solicitação do dente suporte independente do formato do rebordo alveolar.

## REFERÊNCIAS



## 8. REFERÊNCIA<sup>3</sup>

ARCHANGELO, C. M. Prótese parcial removível de extremidade livre associada a um implante osseointegrado: Influência do ligamento periodontal na distribuição interna das tensões. 2005. 174 f. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista, Araçatuba, 2005.

ATMARAM, G. H.; MOHAMMED, H. Estimation of physiologic stresses with a natural tooth considering fibrous PDL structure. **J. Dent. Rest.**, Florida, v.60. n.5, p.873-877, May 1981.

ATWOOD, D. A. A cephalometric study of the clinical rest position of the mandible. Part II. The variability in the rate of bone loss following the removal of occlusal contacts. **J. Prosth. Dent.**, St. Louis, v.7, p.544-552, Jul. 1957.

ATWOD, D. A. Some clinical factors related to rate of resorption of residual ridges. **J. Prosth. Dent.**, St. Louis, v.12, p.441-450, May/Jun. 1962.

BARBER, H. D.; SCOTT, R. F.; MAXSON, B. B.; FONSECA, R. J. Evaluation of anterior maxillary alveolar ridge resorption when opposed by the transmandibular implant. **J. Oral Maxillofac. Surg.**, Philadelphia, v.48, n.12, p.1283-1587, Dec. 1990.

BATTISTUZZI, P. G. F. C.M.; VAN SLOOTEN, H.; KÄYSER, A. F. Management of an anterior defect with a removable partial denture supported by implants and residual teeth: a case report. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v.7, n.1, p.112-115, 1992.

BEN-UR, Z.; AVIV, I.; MAHARSHAK, B. Factors affecting displacement of free-end saddle removable partial dentures. **Quintessence Int.**, v.22, n.1, p.23-27, 1991.

BERKOVITZ, B. K. B.; MOXHAM, B. J.; NEWMAN, H. N. **The periodontal ligament in health and disease**. 2.ed. London: Ed.Mosby- Wolfe, 1995. 446p.

BRÄNEMARK, P.I. Osseointegration and its experimental background. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.50, n.3, p.399-410, Sep. 1983.

CAMARGO, R. Z. B. **Análise comparativa pelo método dos elementos finitos bidimensional das tensões geradas nas estruturas de suporte de prótese parcial removível de extremidade livre inferior sobre rebordo residual ascendente distal e descendente distal**. 2005. 193 f. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2005.

CARDOSO, A. C.; ASKAR, E. M.; BONACHELA, W. C. et al. A study of stress transmission to the supporting structures in distal extension removable prosthodontics. **Rev. Odont. USP**. v. 3, n.2, p.161-166, jul/set. 1988.

CARVALHO, W. R.; BARBOZA, E. P.; CAÚLA, A. L. Implant-retained removable prosthesis with ball attachments in partially edentulous maxilla. **Implant Dent.**,

3-De acordo com NBR 6023, de Novembro de 2005, da ABNT (Associação Brasileira de Normas técnicas).

Baltimore, v. 10, n. 4, p. 280-284, Dec. 2001.

CECCONI, B. T.; ASGAR, K.; DOOTZ, E. Removable partial denture abutment tooth movement as affected by inclination of residual ridges and type of loading. **J. Prosthet. Dent.**, v.25, n.4, p.375-381, 1971.

CHOU, T. M.; CAPUTO, A.; MOORE, D. J.; XIAO, B. Photoelastic analysis and comparison of force-transmission characteristics of intracoronal attachments with clasp distal-extension removable partial denture. **J. Prosthet. Dent.** St. Louis, v.62, n.3, p.313-319, Sep. 1989.

CHOU, T. M.; EICK, J. D.; MOORE, D. J.; TIRA, D. E. Stereophotogrammetric analysis of abutment tooth movement in distal-extension removable partial dentures with intracoronal attachments and clasps. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.66, n.3, p.343-349, Sep. 1991.

COOLIDGE, E. D. The thickness of the human periodontal membrane. **J.Am.Dent.Assoc.Dent.Cosmos.** Chicago, v.24, p.1260-1270, Aug. 1937.

CUNHA, L. D. A. P. **Avaliação da influência da localização do implante osseointegrado associado à PPR classe I mandibular. Estudo pelo método dos elementos finitos.** 2004. 182 f. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Odontologia, UNESP – Universidade Estadual Paulista, Araçatuba, 2004.

DARBAR, U. R.; HUGGETT, R.; HARRISON, A; WILLIAMS, K. Finite element analysis of stress distribution at the tooth-denture base interface of acrylic resin teeth debonding from the denture base. **J. Prosthet. Dent.** St. Louis, v.74, n.6, p.591-594, Dec. 1995.

ELBRECHT, A. De la prótesis y de su construcción. **Rev. Odontol.** v.31, n. 1, p.15-32, 1943.

FIORI, R. S. **Atlas de prótese parcial removível.** São Paulo: Ed. Pancast, 1989. 464p.

GANZ, S. D. Combination natural tooth and implant – borne removable partial denture: a clinical report. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.66, n.1, p.1-5, Jul. 1991.

GARGIULO, A. W.; WENTZ, F. M.; ORBAN, B. Dimensions and relations of the dentogingival junction in humans. **J. Periodontol.**, Chicago, v.32, n.3, p.261-267, Jul. 1961.

GEORGE, M. A. Removable partial denture design assisted by osseointegrated implants. **J. Calif. Dent. Assoc.**, Sacramento, v.20, n.1, p. 64-66, Jan. 1992

GIFFIN, K. M. Solving the distal extension removable partial denture base movement dilemma: a clinical report. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.76, n.4, p.347-349, Oct. 1996

GRAIG, R.G.; FARAH, J. W. Stresses from loading distal-extension removable

partial dentures. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.39, n.3, p.274-277, Mar. 1978

GRANT, D. D.; STERN, I. B.; LISTGARTEN, M. A. **Periodontics**. 6. ed. St. Louis: Ed. Mosby, 1988. 1154 p.

GUEDES, G. G. **Análise da prevalência na topografia do rebordo residual nas extremidades livres inferiores no plano sagital**. 2000. 123 f. Tese (Doutorado) - Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2000.

HALTERMAN, S. M.; RIVERS, J. A.; KEITH, J. D.; NELSON, D. R. Implant support for removable partial overdentures: a case report. **Implant Dent.**, Baltimore, v.8, n.1, p.74-78, Mar. 1999.

HENDERSON, D. **McCraken's removable partial prosthodontics**. 5.ed. St. Louis, Mosby, 1977. 475p.

JANG, Y.; EMTIAZ, S.; TARNOW, D. P. Single implant – supported crown used as an abutment for a removable cast partial denture: a case report. **Implant Dent.**, Baltimore, v.7, n.3, p.199-204, Sep. 1998.

JEON, P. D.; TURLEY, P.K.; TING, K. Three-dimensional finite element analysis of stress in the periodontal ligament of maxillary first molar with simulated bone loss. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.**, v.119, n.5, p.498-504, May 2001.

JOHNSON, D. L.; STRATTON, R. J. **Fundamentals of removable prosthodontics**. Chicago: Quintessence, 1980. 502p.

KAWASAKI, T.; TAKAYAMA, Y.; YAMADA, T.; NOTANI, K. Relationship between the stress distribution and the shape of the alveolar residual ridge: three-dimensional behavior of a lower complete denture. **J. Oral Rehabil.**, v.28, n.10, p.950-957, 2001.

KELLY, E. Changes caused by a mandibular removable partial denture opposing a maxillary complete denture. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.27, n.2, p.140-150, Feb. 1972.

KELTJENS, H. M.; KÄYSER, A. F.; HERTEL, R.; BATTISTUZZI, P. G. Distal extension removable partial dentures supported by implants and residual teeth: considerations and case reports. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v.8, n.2, p.208-213, Mar./Apr. 1993.

KO, C. C.; CHU, C. S.; CHUNG, K. H.; LEE, M. C. Effects of posts on dentin stress distribution in pulp less teeth. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.68, n.3, p.421-427, Sep. 1992.

KUZMANOVIC, D.V.; PAYNE, A. G. T.; PURTON, D. G. Distal implants to modify the Kennedy classification of a removable partial denture. a clinical report. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 92, n.1, p.8-11, Jul. 2004.

LACERDA, T. S. P. **Comportamento biomecânico das estruturas de suporte e da**

**prótese parcial removível apoiada sobre implante na região distal.** 1999.152 f. Dissertação (Mestrado). Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo, São Paulo, 1999.

LAGANÁ, D. C. **Comportamento biomecânico das estruturas de suporte e da prótese parcial removível de extremidade livre, com encaixe extracoronário rígido e semi-rígido.** 1996. 179 f. Tese (Livre Docência) – Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo, São Paulo, 1996.

LUCAS, L. V. M. **Avaliação da força de mordida na prótese parcial removível classe I mandibular associada ao implante osseointegrado, pelo método dos elementos finitos.** 2003. 195 f. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista, Araçatuba, 2003.

MATHIAS, A. C. **Análise fotoelástica das estruturas de suporte das próteses parciais removíveis apoiadas sobre implantes na região distal.** 2001. 142 f. Tese (Doutorado)- Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2001.

McANDREW, R. Prosthodontic rehabilitation with a swing-lock removable partial denture and a single osseointegrated implant: a clinical report. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.88, n.2, p.128-131, Aug. 2002.

McGIVNEY, G. P.; CASTLEBERRY, D. J. **Prótese parcial removível de McCracken.** 8. ed. Porto Alegre: Artes Médicas, 1994. 330p.

MEIJER, H. J. A.; KUIPER, J.H.; STARMANS, F. J.M.; BOSMAN, F. Stress distribution around dental implants: influence of superstructure, length of implants, and height of mandible. **J. Prosthet. Dent.** St. Louis, v.68, n.1, p.96-102, July, 1992.

MIJIRITSKY, E.; KARAS, S. Removable partial denture desing involving teeth and implants as an alternative to unsuccessful fixed implant therapy: a case report. **Implant Dent.**, Baltimore, v.13, n.3, p.218-222, Sep. 2004.

MILLER, E. L. **Protesis parcial removable.** México: Interamericana, 1975. 352p.

MITRANI, R.; BRUDVIK, J. S.; PHILLIPS, K. M. Posterior implants for distal extension removable protheses: a retrospective study. **Int. J. Periodontics Restorative Dent.**, Chigago, v.23, n.4, p.353-359, Aug.2003.

PELLECCHIA, M.; PELLECCHIA, R.; EMTIAZ, S. Distal extension mandibular removable partial denture connected to an anterior fixed implant-supported prosthesis: a clinical report. **J. Prosthet. Dent.**, St Louis, v.83, n.6, p.607-612, Jun. 2000.

PIETRZAK, G.; CURNIER, A.; BOTSIS, J.; SCHERRER, S.; WISKOTT, A.; BELSER, U. A nolinear elastic model of the periodontal ligament and its numerical calibration for the study of tooth mobility. **Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.**, v.5, n.2, p.91-100, 2002.

PLAZA, C. A. S. **Análise comparativa, pelo método dos elementos finites bidimensional, das tensões geradas nas estruturas de suporte de prótese parcial removível de extremidade livre inferior, em rebordo horizontal e descendente-ascendente.** 2004. 170 f. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2004.

PROVATIDIS, C. G. A comparative FEM-study of mobility using isotropic and anisotropic models of the periodontal ligament. **Med. Eng. Phys.**, Oxford, v.22, n.5, p.359-370, jun. 2000.

REBÓSSIO, A. D. **Protesis parcial removable.** 3.ed., Buenos Aires, Ed. Mundi, p. 16-17, 1963.

RESS, J. S. An investigation into the importance of the periodontal ligament and alveolar bone as supporting structures in finite element studies. **J. Oral Rehabil.** Oxford, v. 28, n.5, p.425-432, May 2001.

RICHTER, E. J. Basic biomechanics of dental implants in prosthetic dentistry. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.61, n.5, May 1989.

ROCHA, E. P. **Prótese Parcial Removível de extremidade livre associada a um implante osseointegrado: estudo através do método dos elementos finitos.** 2001. 185 f. Tese (Doutorado) - Faculdade de Odontologia, UNICAMP, Piracicaba, 2001.

SANTOS, C. M. F. **Avaliação da influência da angulação do implante osseointegrado associado à prótese parcial removível classe I mandibular pelo método dos elementos finitos.** 2005. 202 f. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de odontologia, Universidade Estadual Paulista, Araçatuba, 2005.

SERTGOZ, A.; GUVENER, S. Finite element analysis of the effect of cantilever and implant length on stress distribution in na implant-supported fixed prosthesis. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.76, n.2, p.165-169, Aug. 1996.

SICHER, H.; DUBRUL, E. L. **Oral Anatomy.** 6.ed. St. Louis: Mosby, 1975. 554 p.

STARR, N. L. The distal extension case: an alternative restorative design for implant prosthetics. **Int. J. Periodontics Restorative Dent.**, Chigago, v.21, n.1, p.61-67, Feb. 2001.

STEWART, K. L.; RUDD, K. D.; KUEBKER, W. A. **Clinical removable partial prosthodontics.** 2. ed. St. Louis, Ishiyku Euroamerica, 1992. 695p.

TALLGREN, A. The continuing reduction of the residual alveolar ridge in complete denture wearers: a mixed-longitudinal study covering 25 years. **J. Prosthet Dent.**, St. Louis, v.89, n.5, p.427-435, May 2003.

TALLGREN, A.; LANG, B. R.; WALKER, G. F.; ASH JUNIOR, M. M. Roentgen cephalometric analysis of ridge resorption and changes in jaw and occlusal relationships in immediate complete denture weares. **J. Oral Rehabil.** Oxford, v.7, n.1, p. 77-94, 1980.

TODESCAN, R. **Atlas de prótese parcial removível**. São Paulo: Santos, 1996. 345 p.

VERRI, F. R. **Avaliação da influência do diâmetro e comprimento do implante osseointegrado associado à PPR classe I mandibular pelo método dos elementos finitos**. 2003. 202f. Dissertação (Mestrado)-Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista, Araçatuba, 2003.

WATANABE, F.; HATA, Y.; KOMATSU, S.; RAMOS, T. C.; FUKUDA, H. Finite element analysis of the influence of implant inclination, loading position, and load direction on stress distribution. **Odontology**. v.91, n.1, p.31-36, Sep. 2003.

WILLIAMS, D. F. **Biocompatibility of clinical implant materials**, Boca Raton: CRC Press, 1981. p.99-127.

WRIGHT, P. S.; GLANTZ, P. O.; RANDOW, R. M.; WATSON, R. M. The effects of fixed and removable implant-stabilised protheses on posterior mandibular residual ridge resorption. **Clin. Oral Implants. Res.**, Coponhagen, v.13, n.2, p. 169-174, Abr. 2002.

# **ANEXOS**

## 9. ANEXOS

As figuras obtidas estão aqui relacionadas, divididas em:

1. Malha de elementos finitos.
2. Mapas de tensões de von Mises.
3. Mapas de tendência ao deslocamento.
4. Mapas de Tensões de von Mises, para as estruturas individualizadas: osso cortical, osso medular, fibromucosa, estrutura metálica e implante.
5. Mapas de tendência ao deslocamento em x e y.
6. Mapas de Tensões em x e y.
7. Tabelas de tendência ao deslocamento e tensão (compressão e tração) nos eixos x e y.

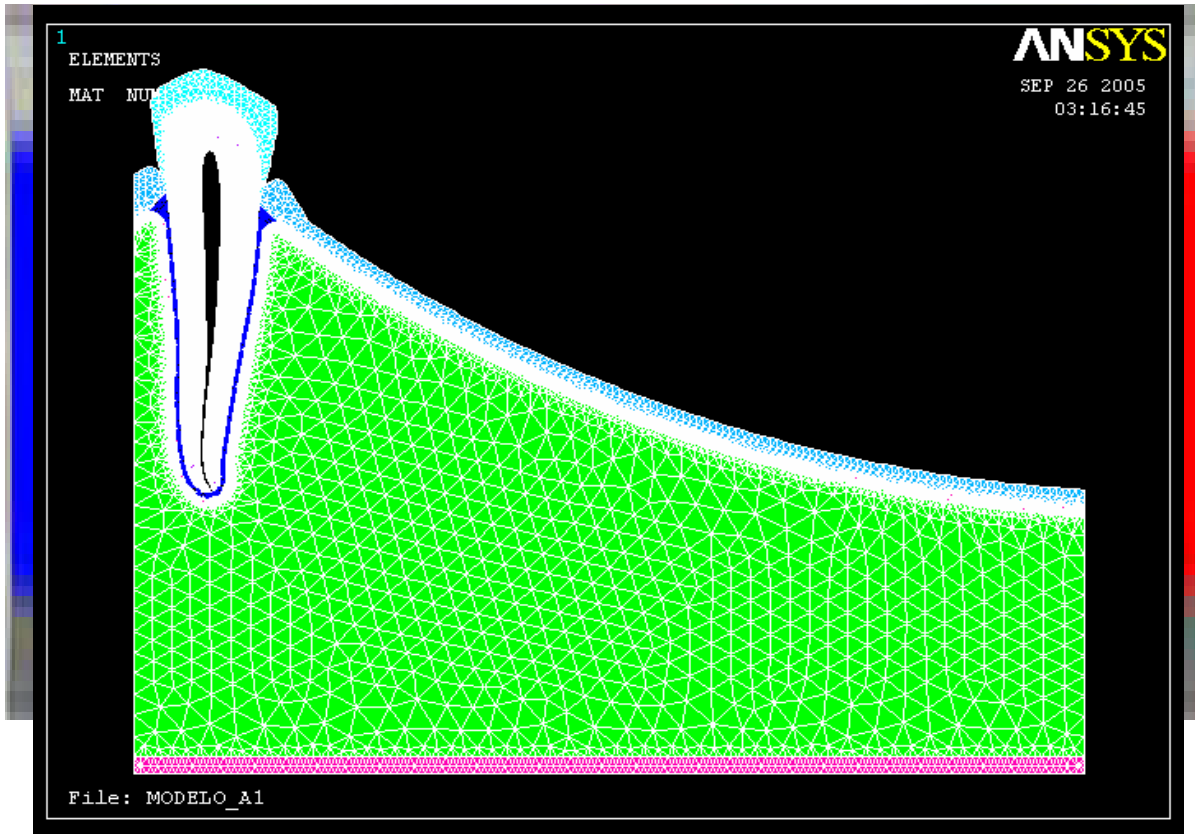


FIGURA 26–Malha gerada pelo MEF, modelo A1.

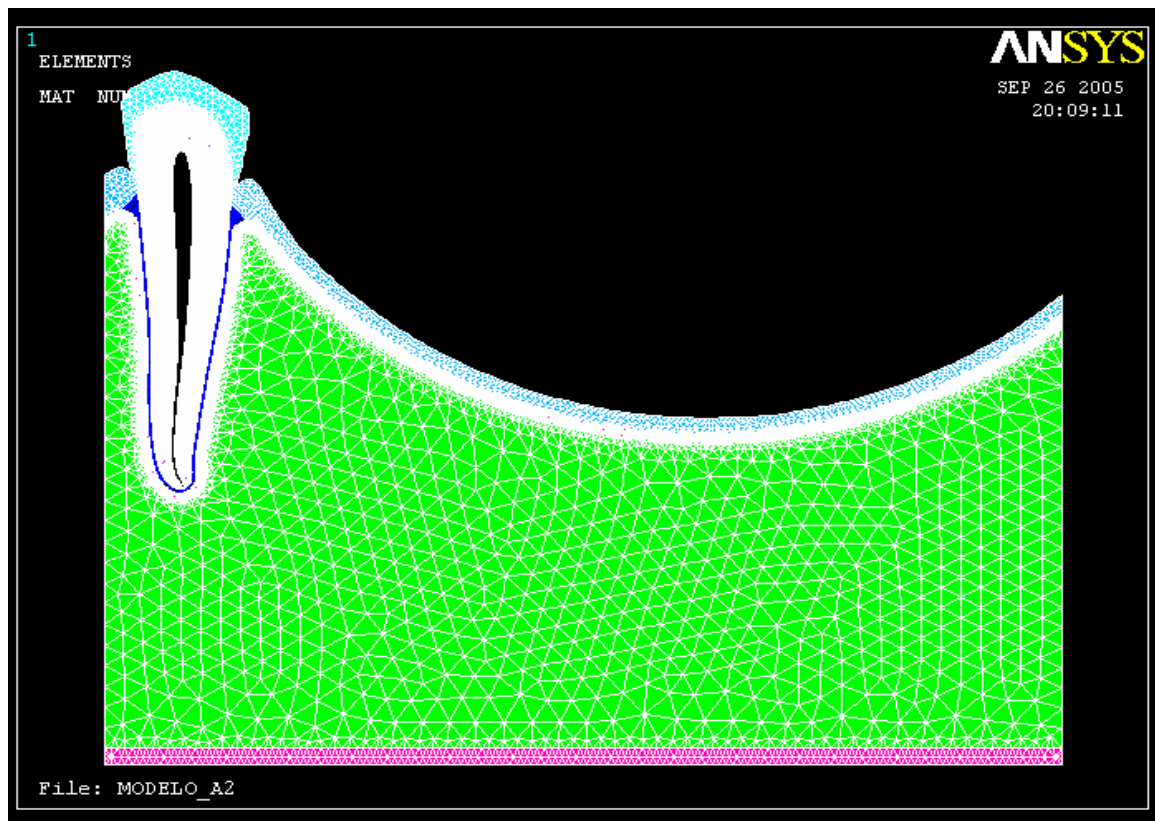


FIGURA 27–Malha gerada pelo MEF, modelo A2.

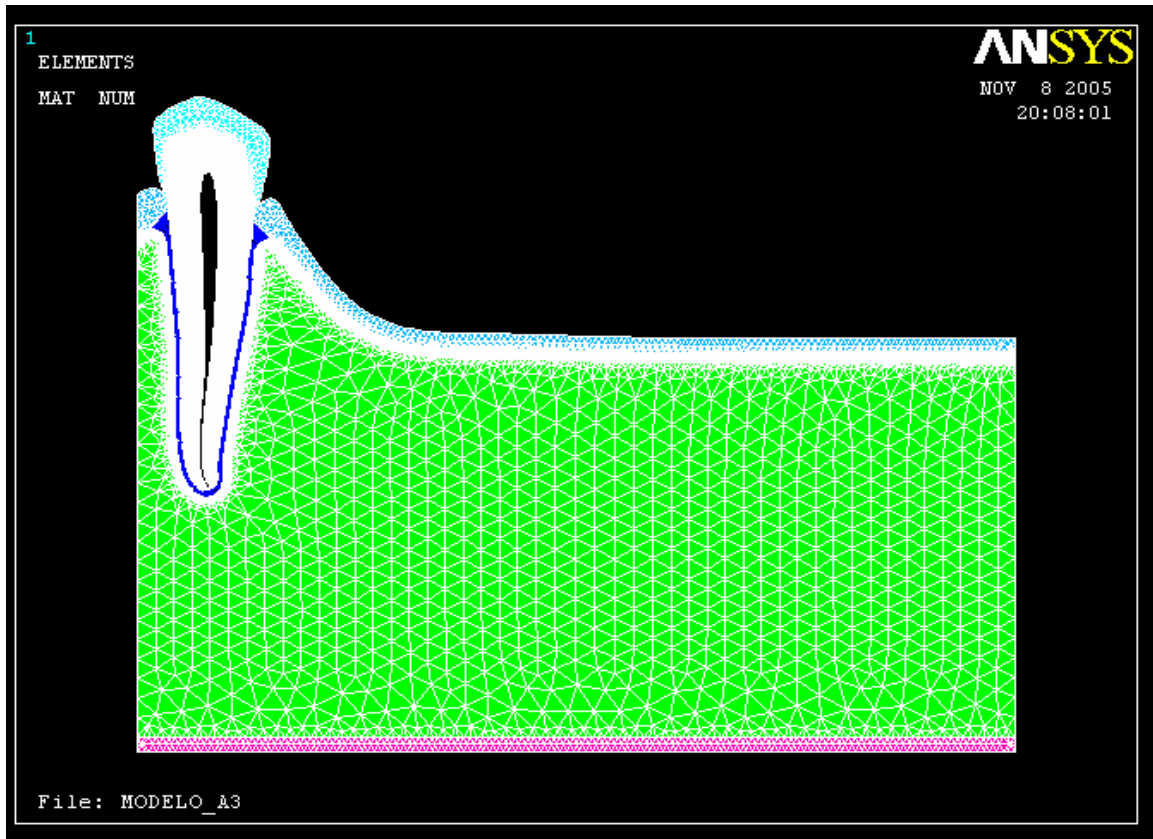


FIGURA 28–Malha gerada pelo MEF, modelo A3.

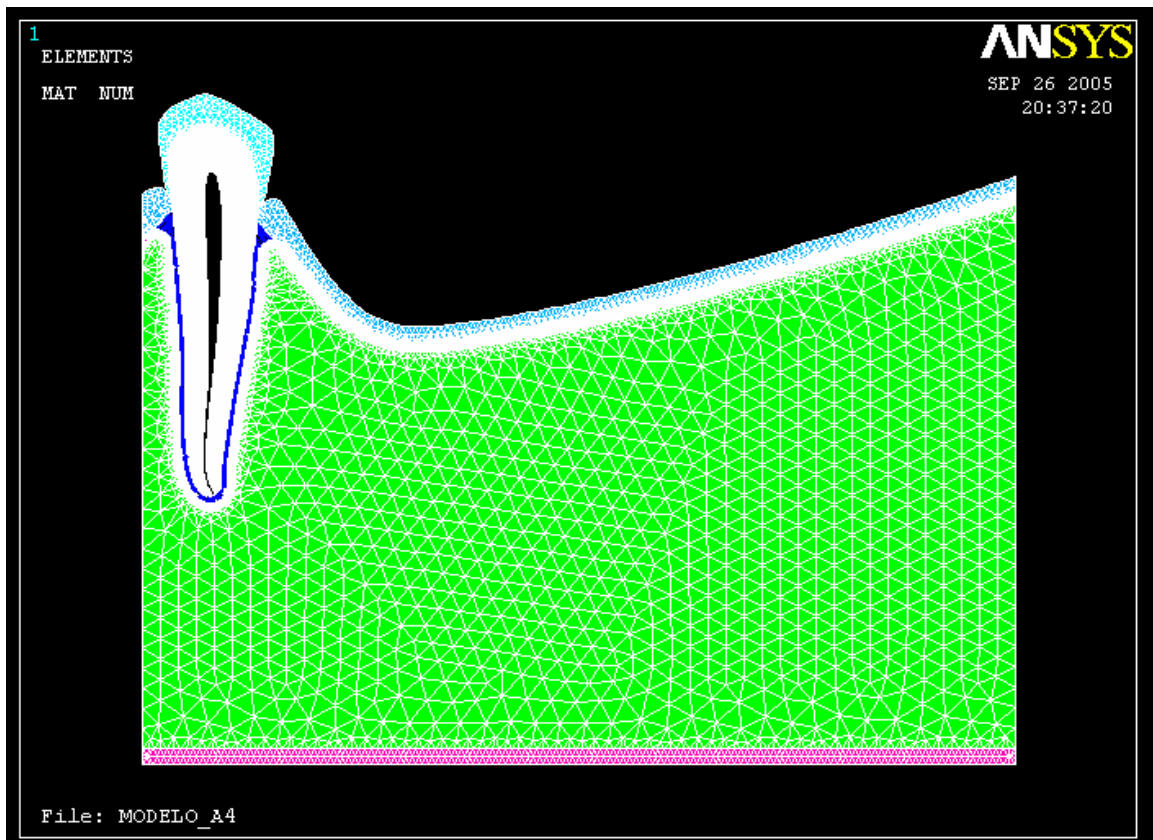


FIGURA 29–Malha gerada pelo MEF, modelo A4

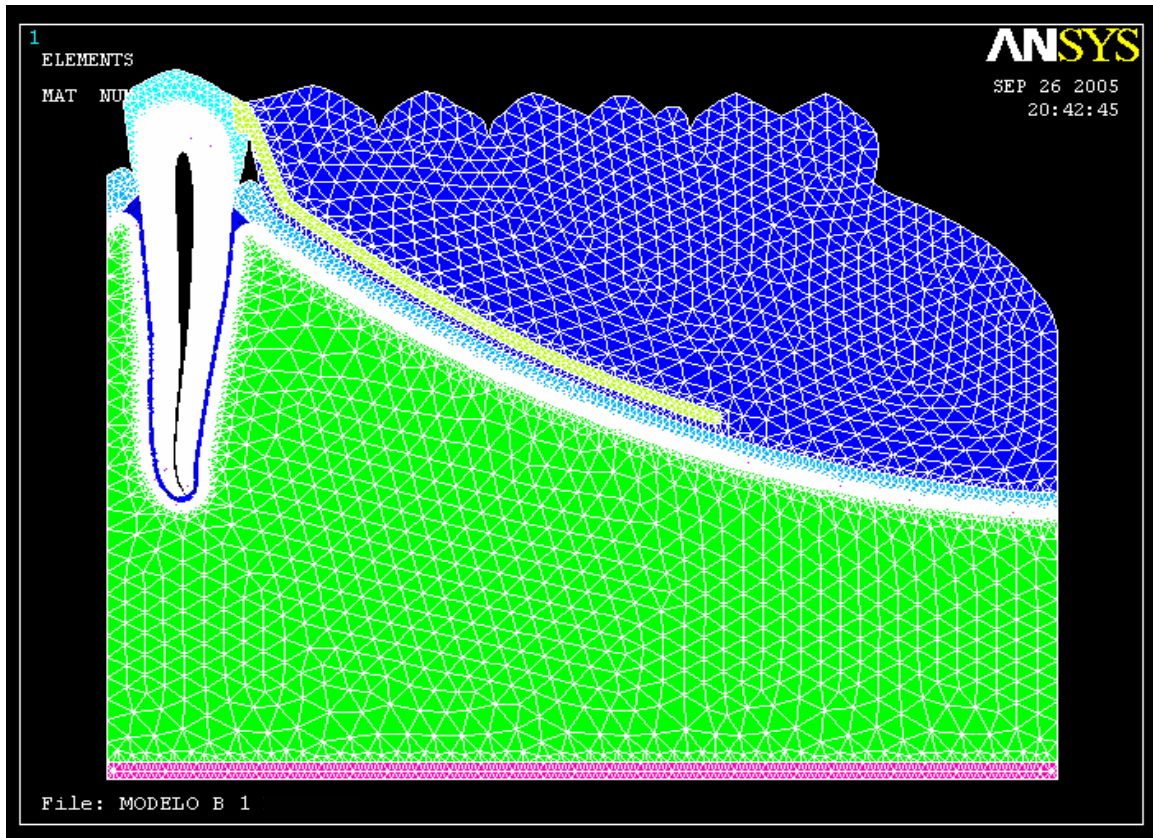


FIGURA 30–Malha gerada pelo MEF, modelo B1.

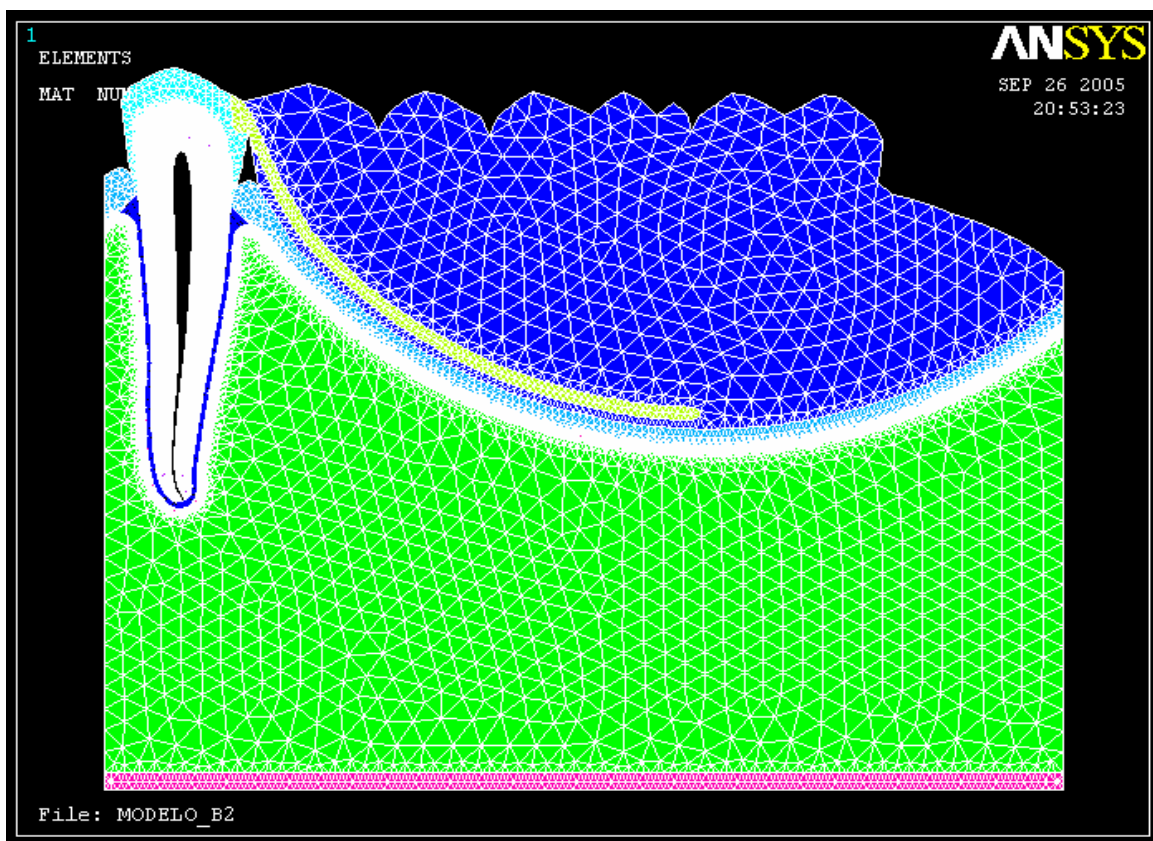


FIGURA 31–Malha gerada pelo MEF, modelo B2.

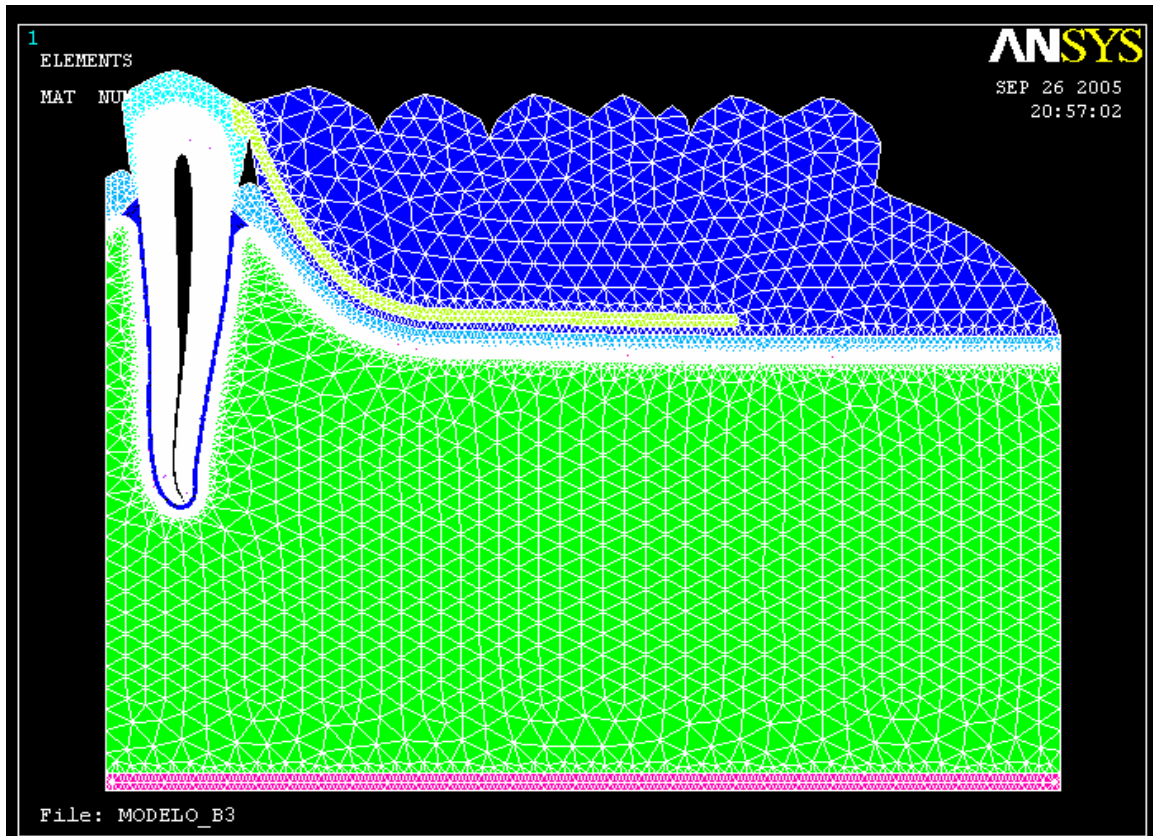


FIGURA 32–Malha gerada pelo MEF, modelo B3.

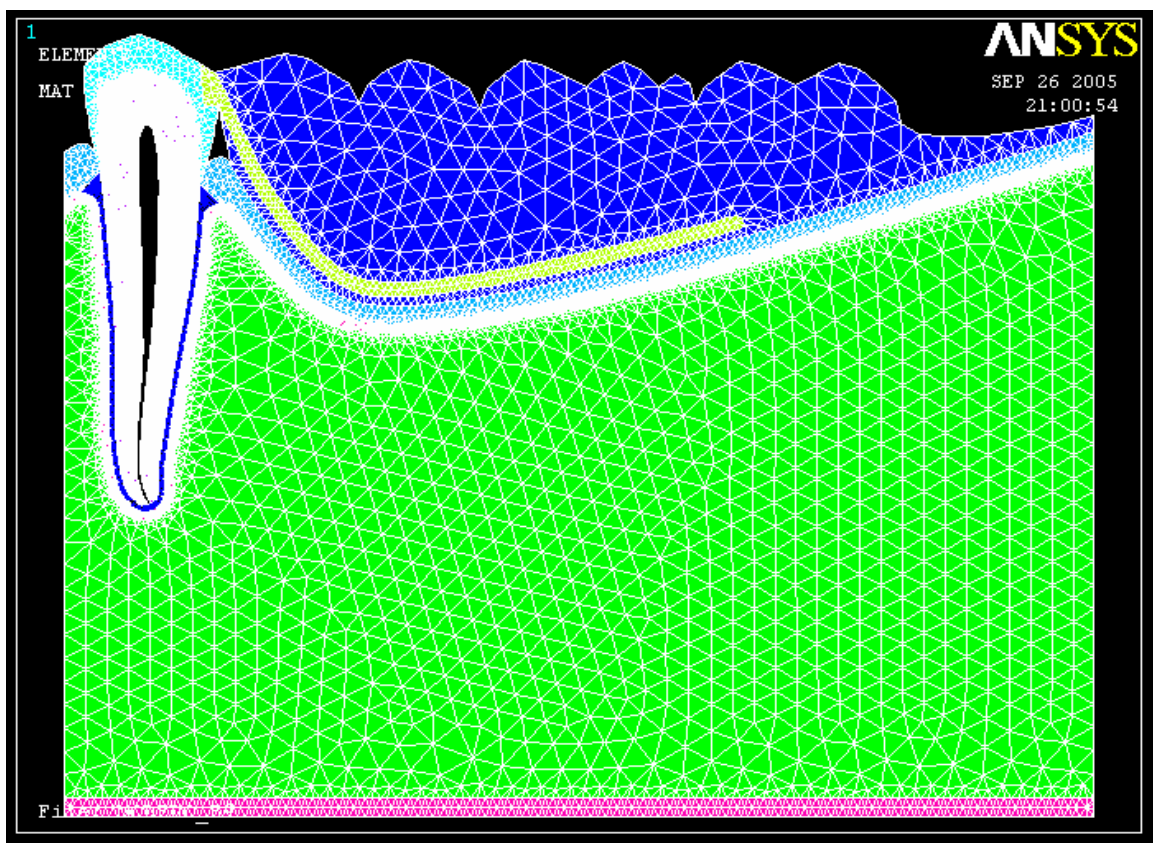


FIGURA 33–Malha gerada pelo MEF, modelo B4.

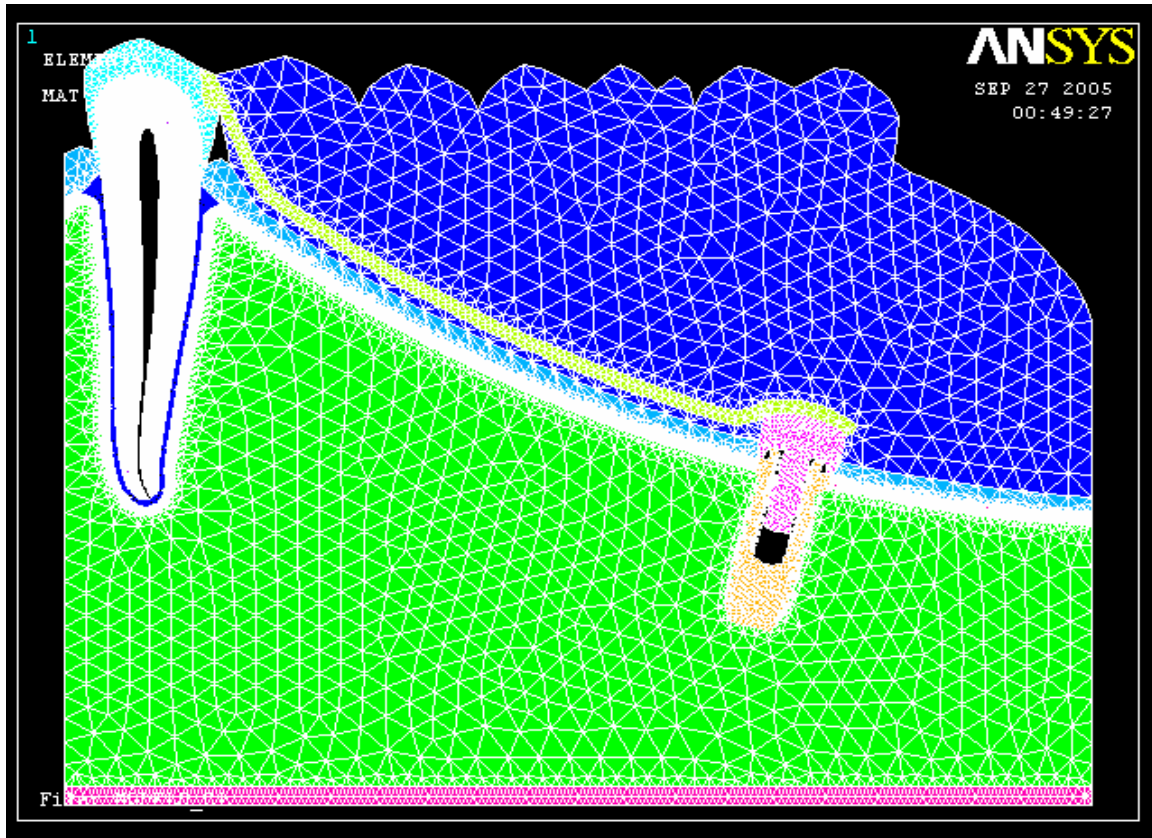


FIGURA 34—Malha gerada pelo MEF, modelo C1.

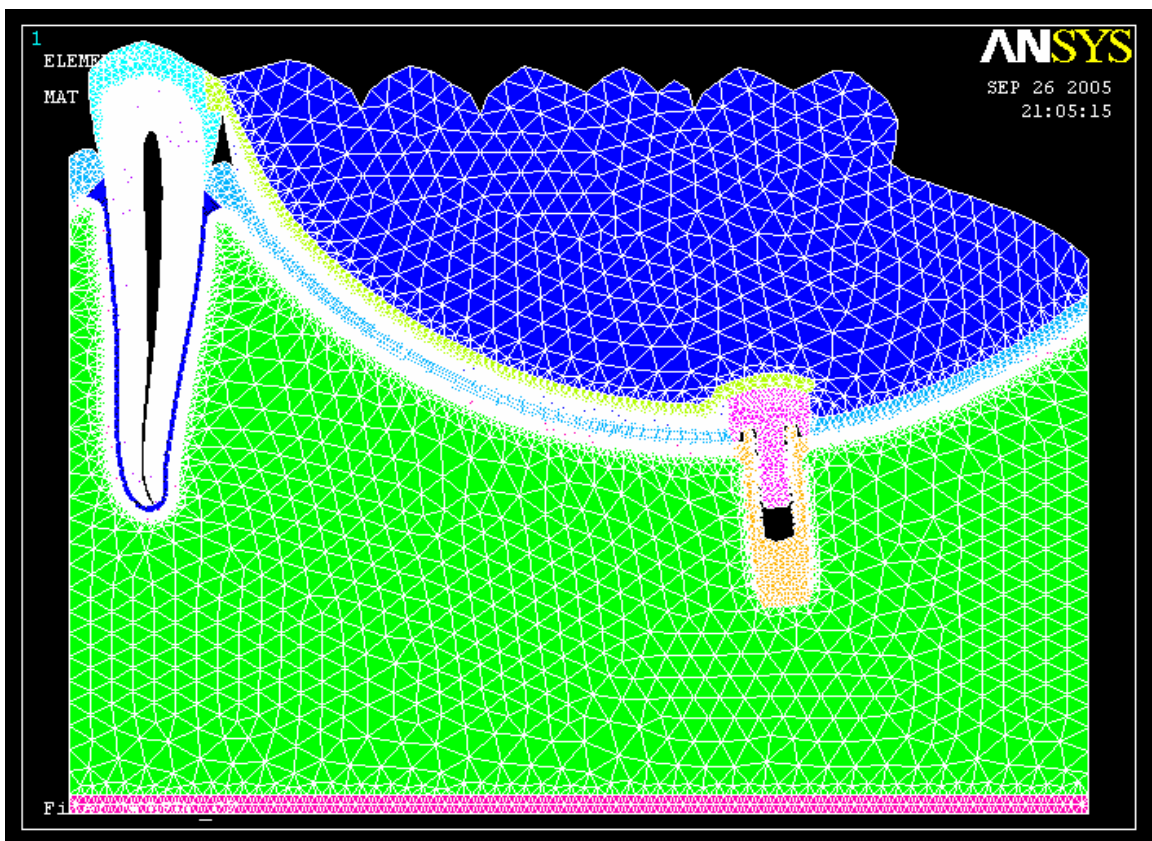


FIGURA 35—Malha gerada pelo MEF, modelo C2.

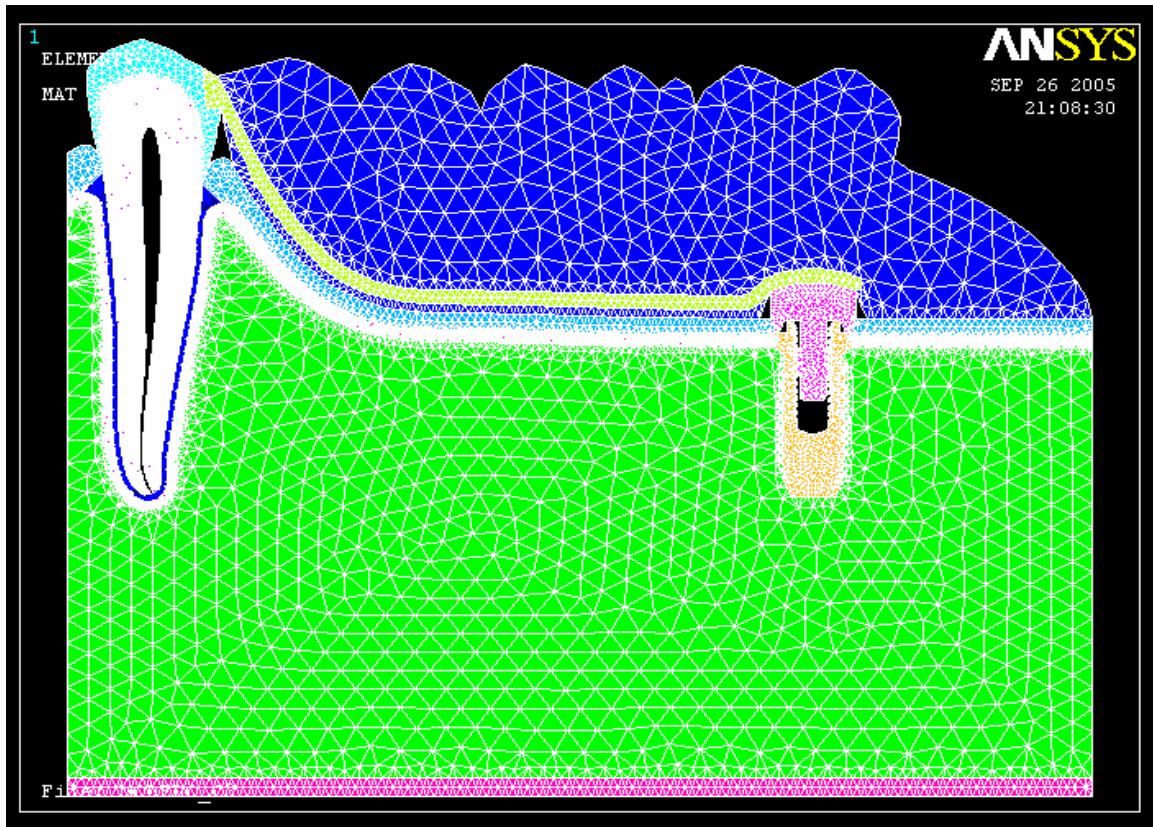


FIGURA 36–Malha gerada pelo MEF, modelo C3.

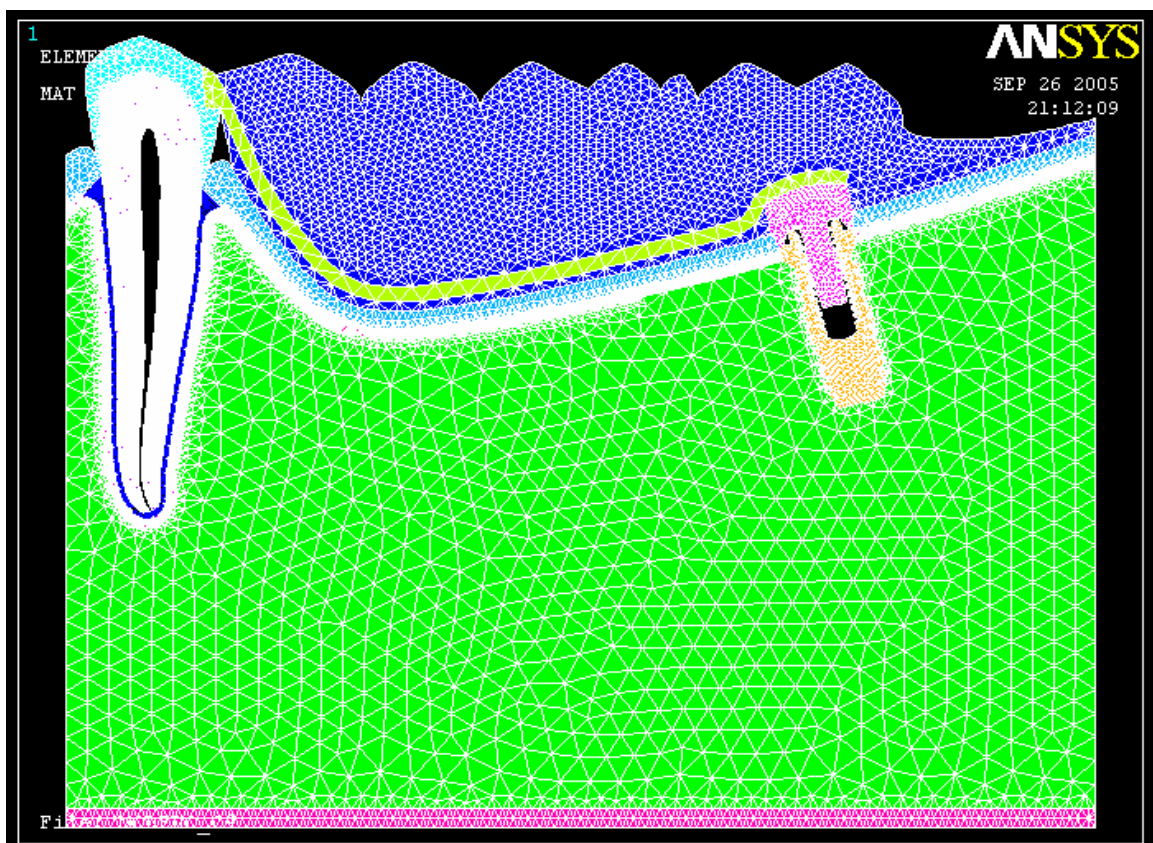


FIGURA 37–Malha gerada pelo MEF, modelo C4.

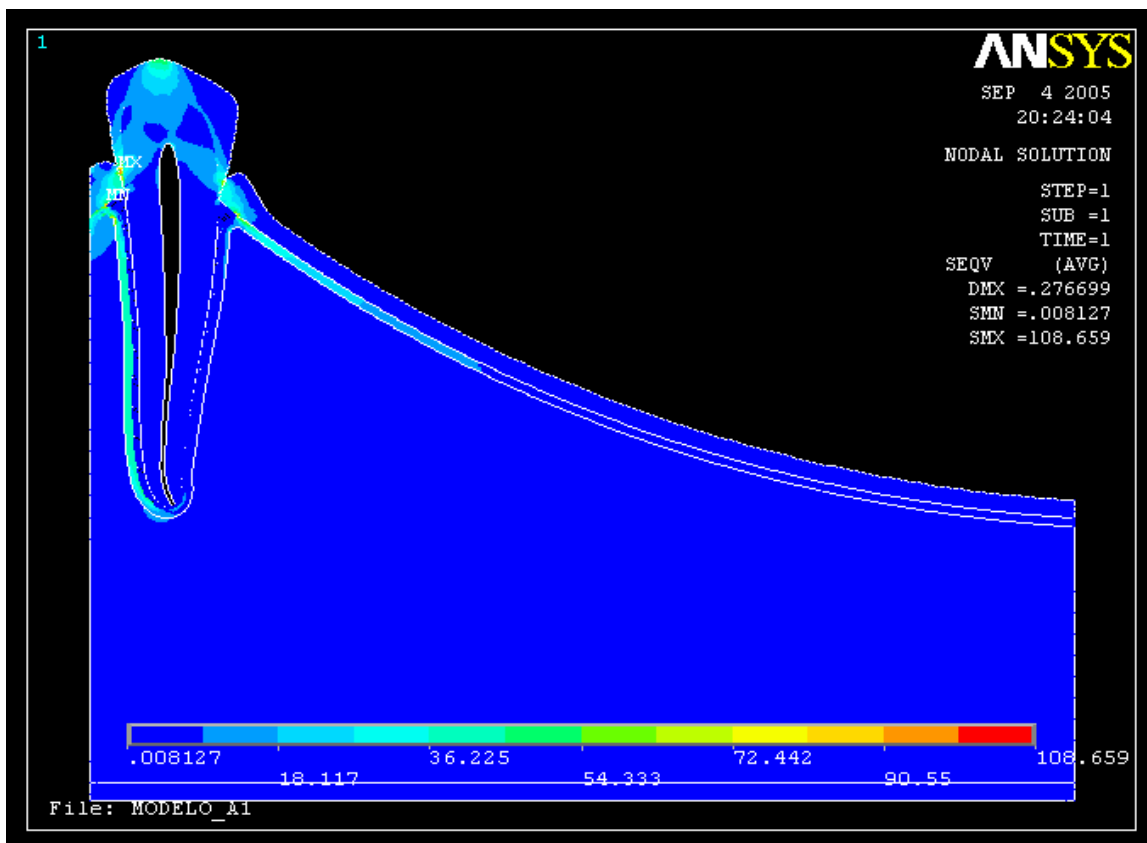


FIGURA 38–Mapa de tensão von Mises, modelo A1.

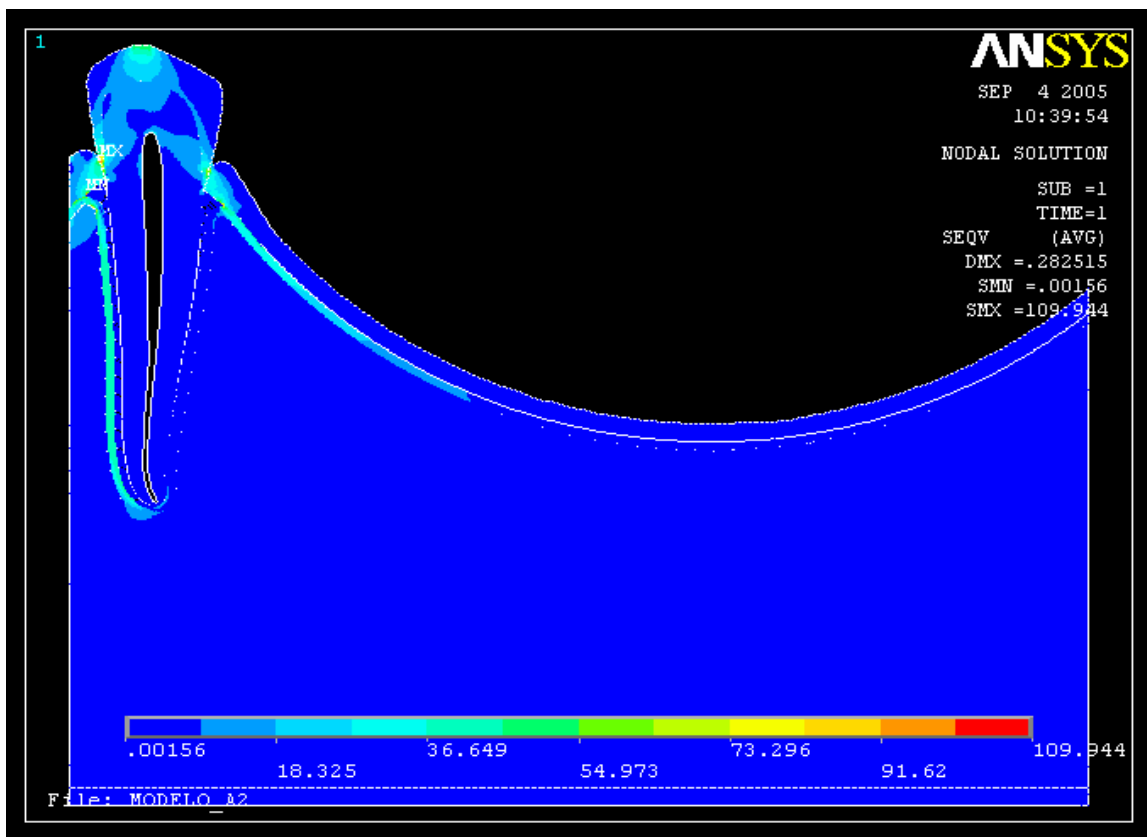


FIGURA 39–Mapa de tensão von Mises, modelo A2.

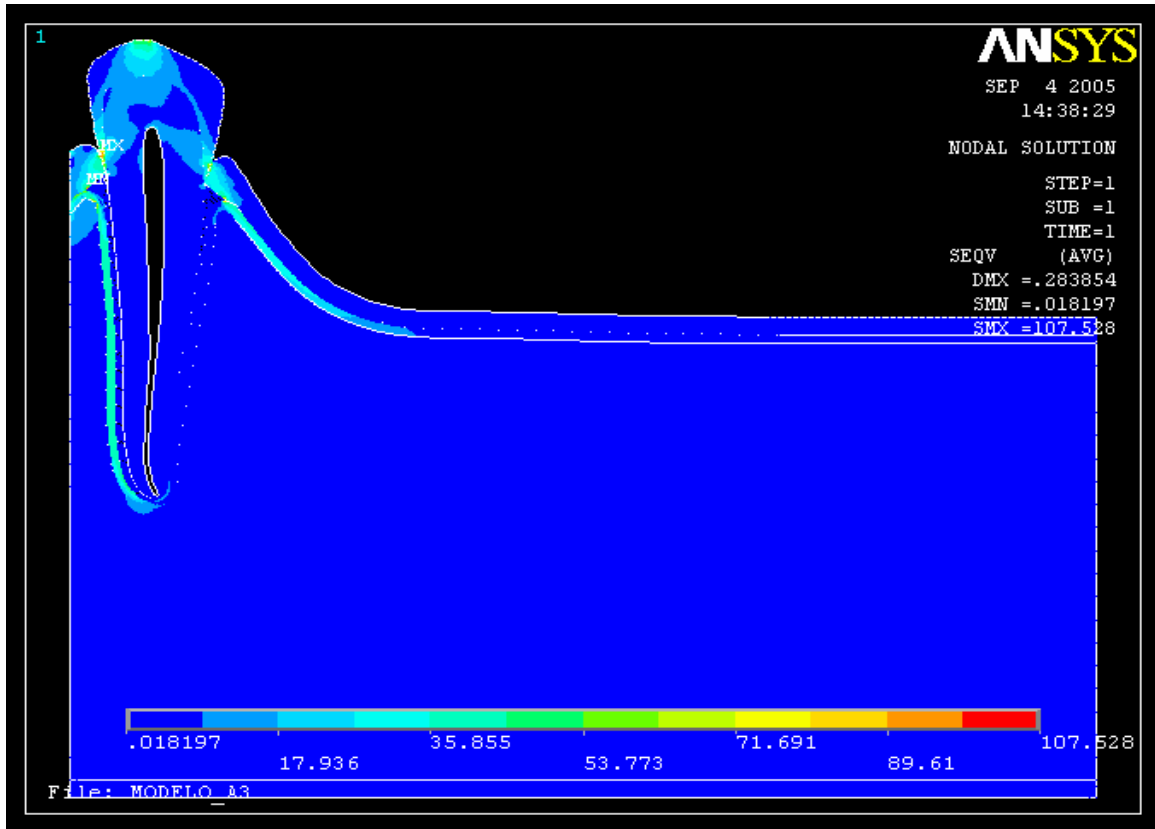


FIGURA 40–Mapa de tensão von Mises, modelo A3.

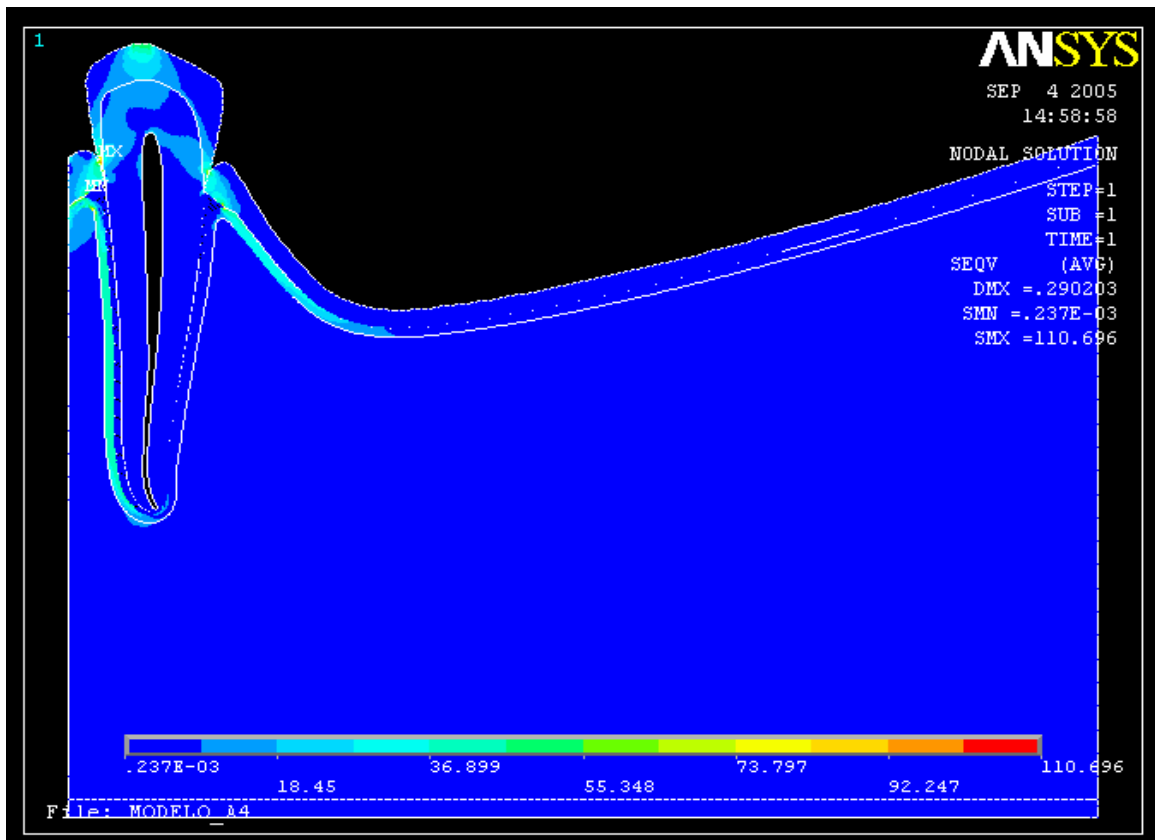


FIGURA 41–Mapa de tensão von Mises, modelo A4.

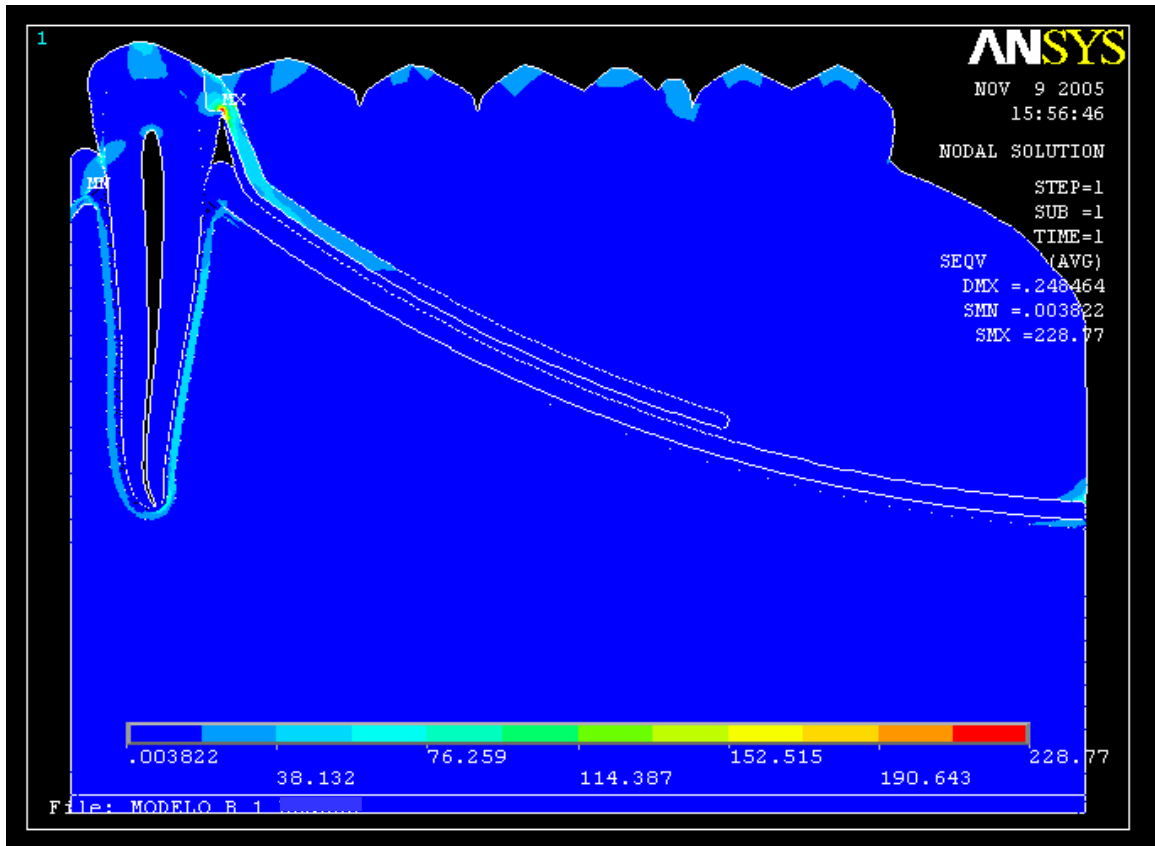


FIGURA 42–Mapa de tensão von Mises, modelo B1.

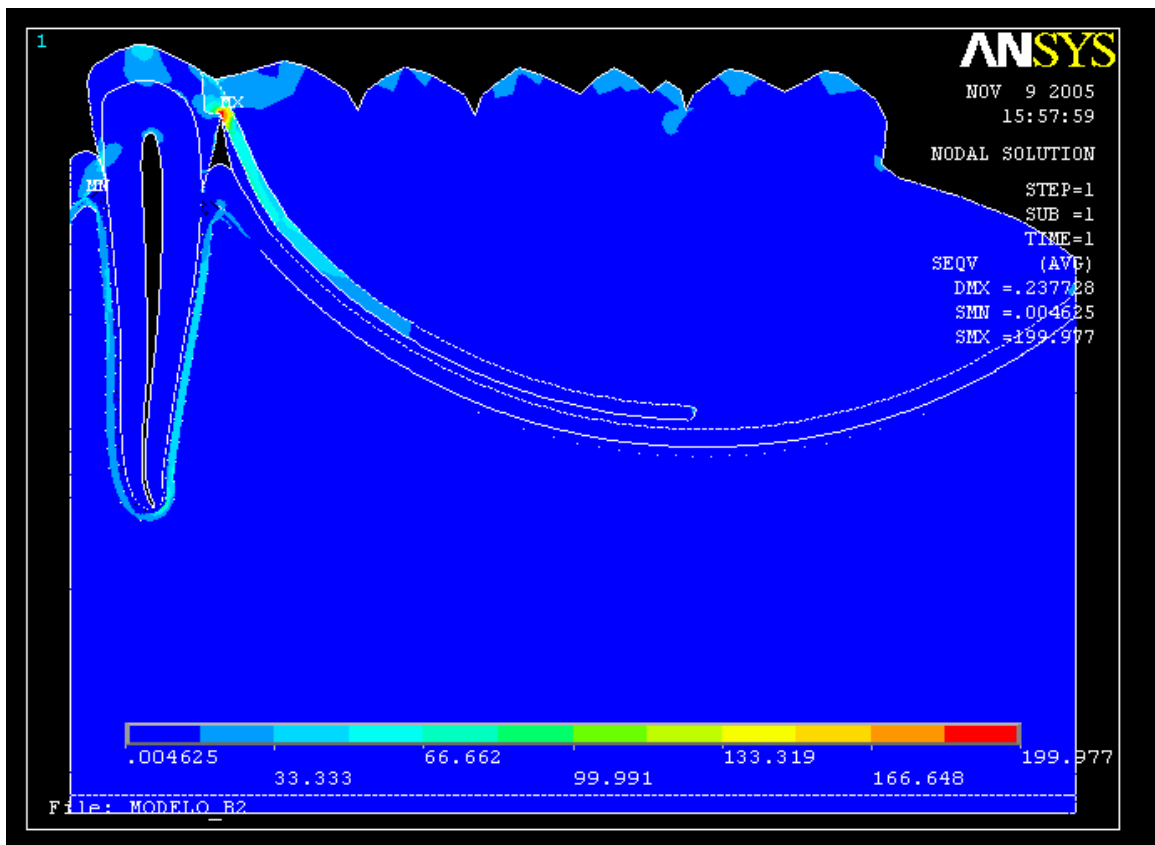


FIGURA 43–Mapa de tensão von Mises, modelo B2.

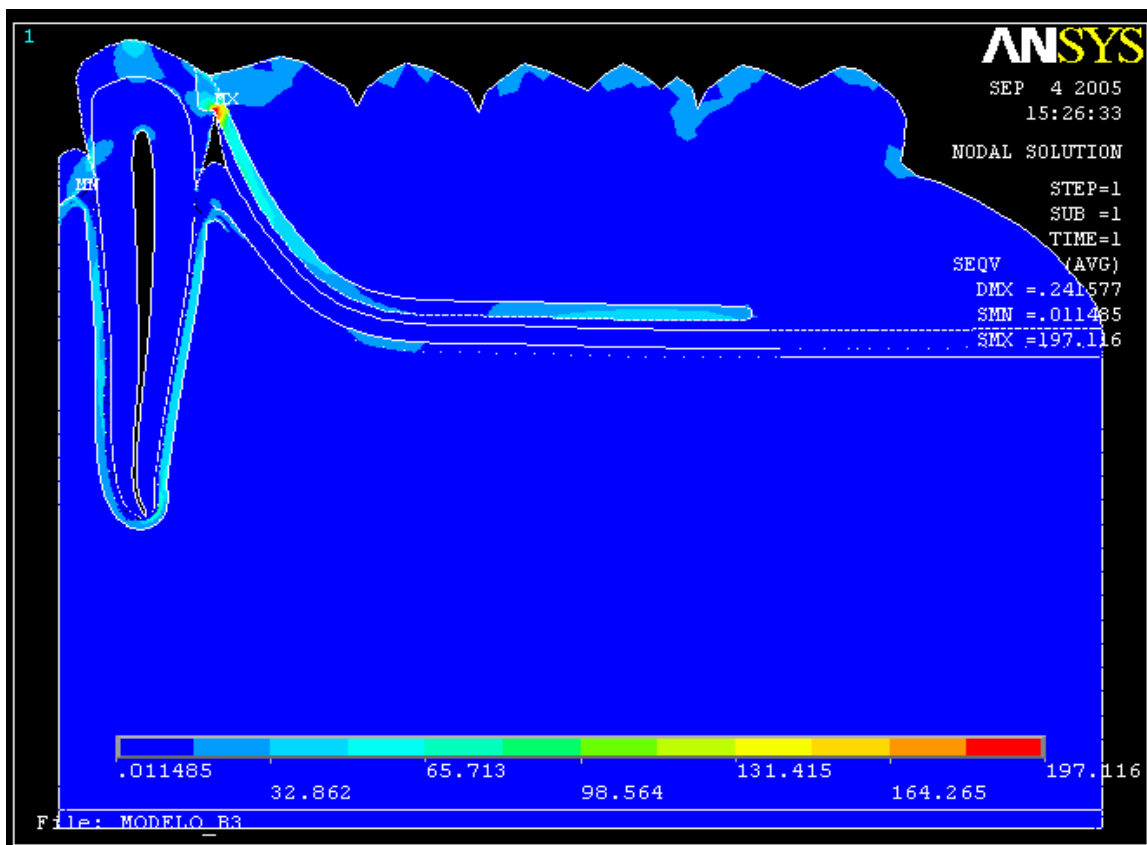


FIGURA 44–Mapa de tensão von Mises, modelo B3.

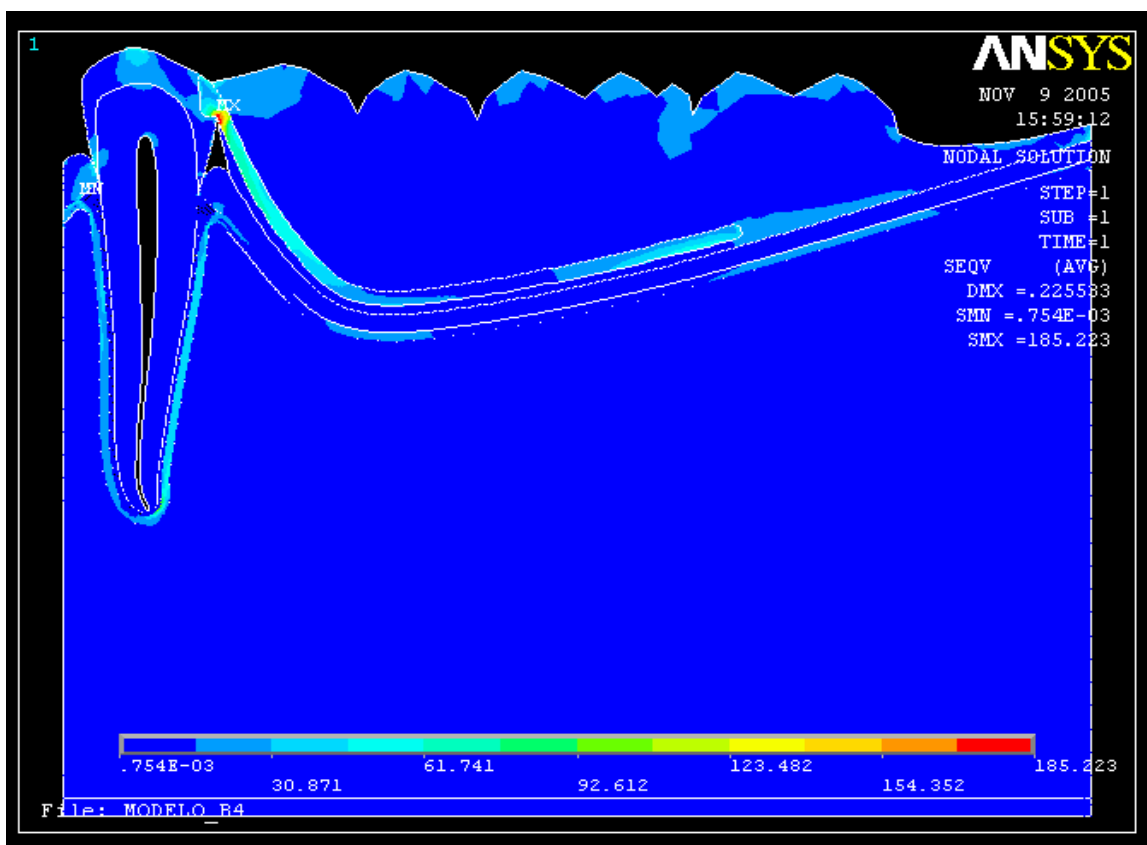


FIGURA 45–Mapa de tensão von Mises, modelo B4.

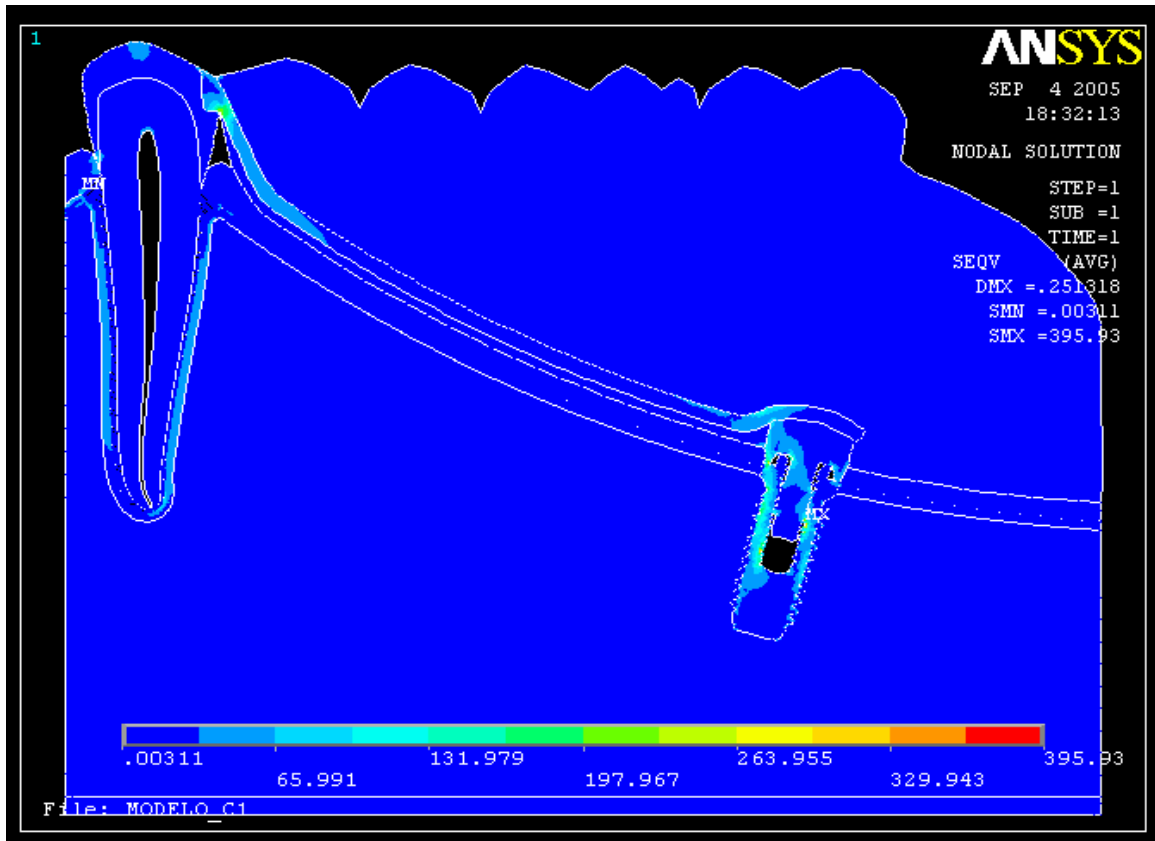


FIGURA 46–Mapa de tensão von Mises, modelo C1.

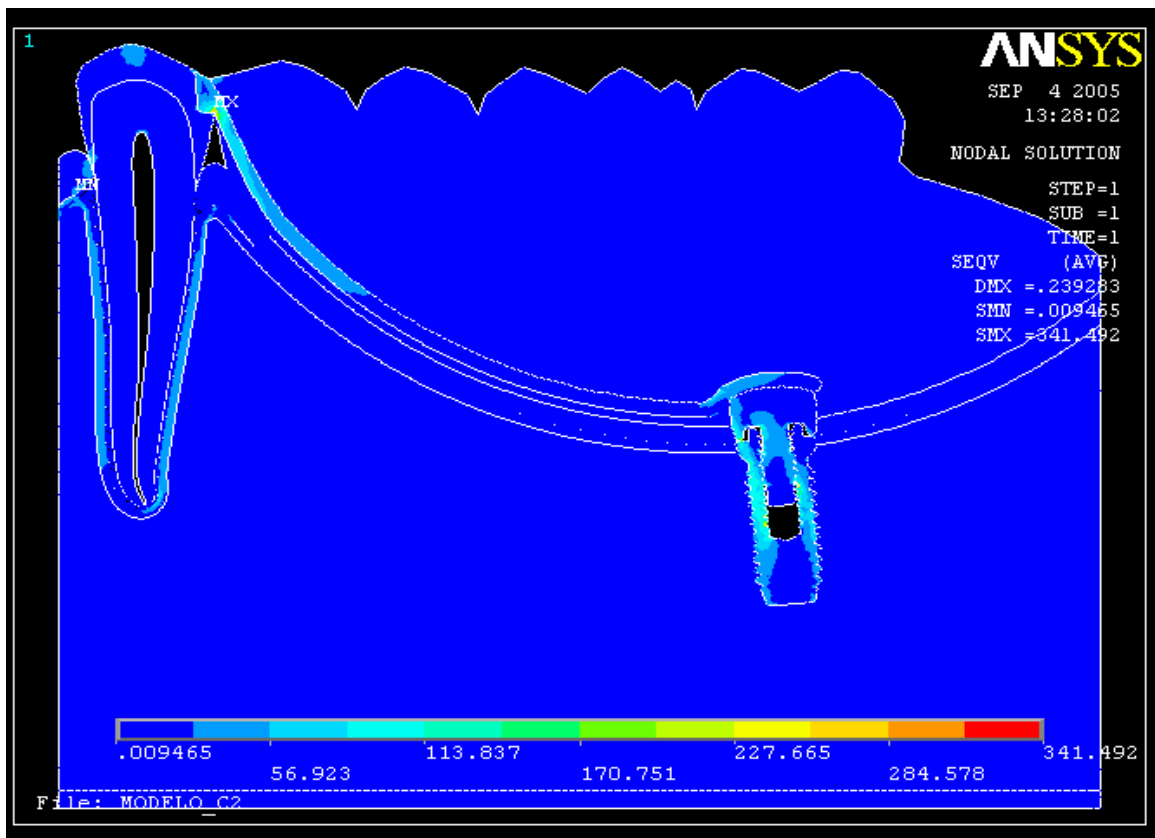


FIGURA 47–Mapa de tensão von Mises, modelo C2.

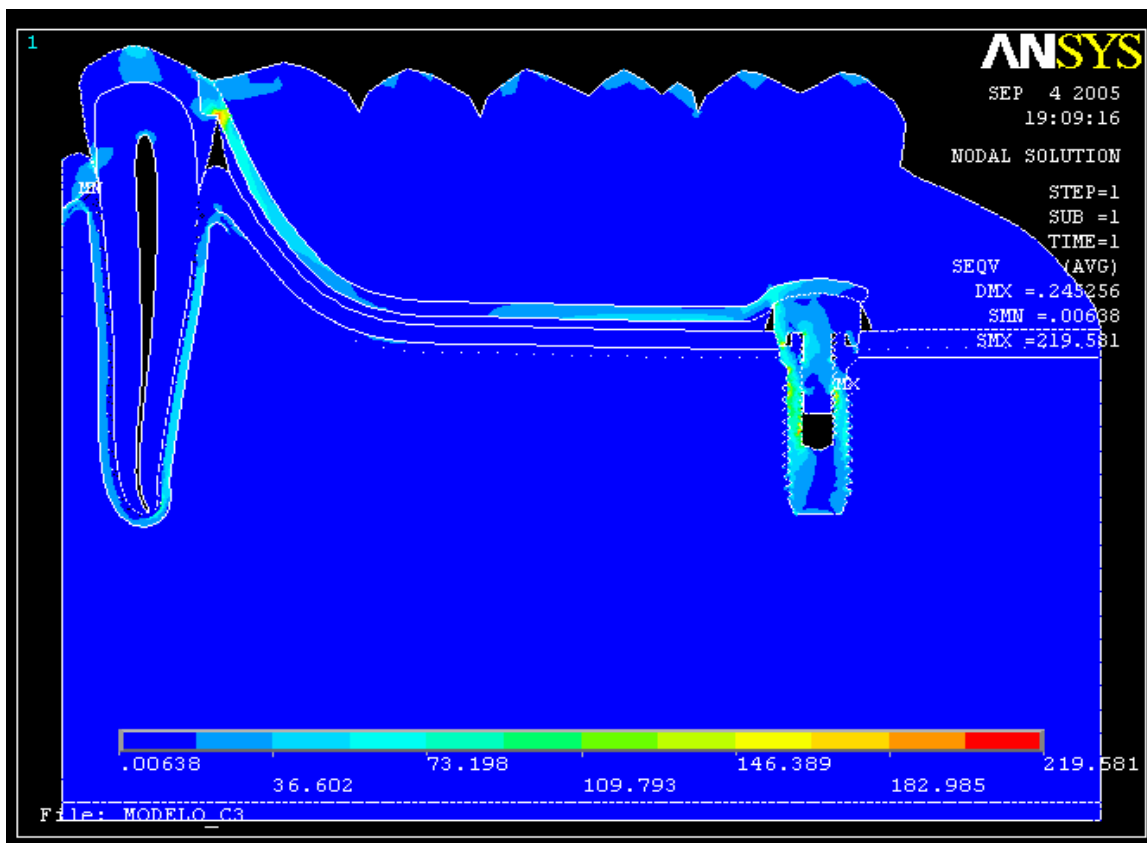


FIGURA 48–Mapa de tensão von Mises, modelo C3.

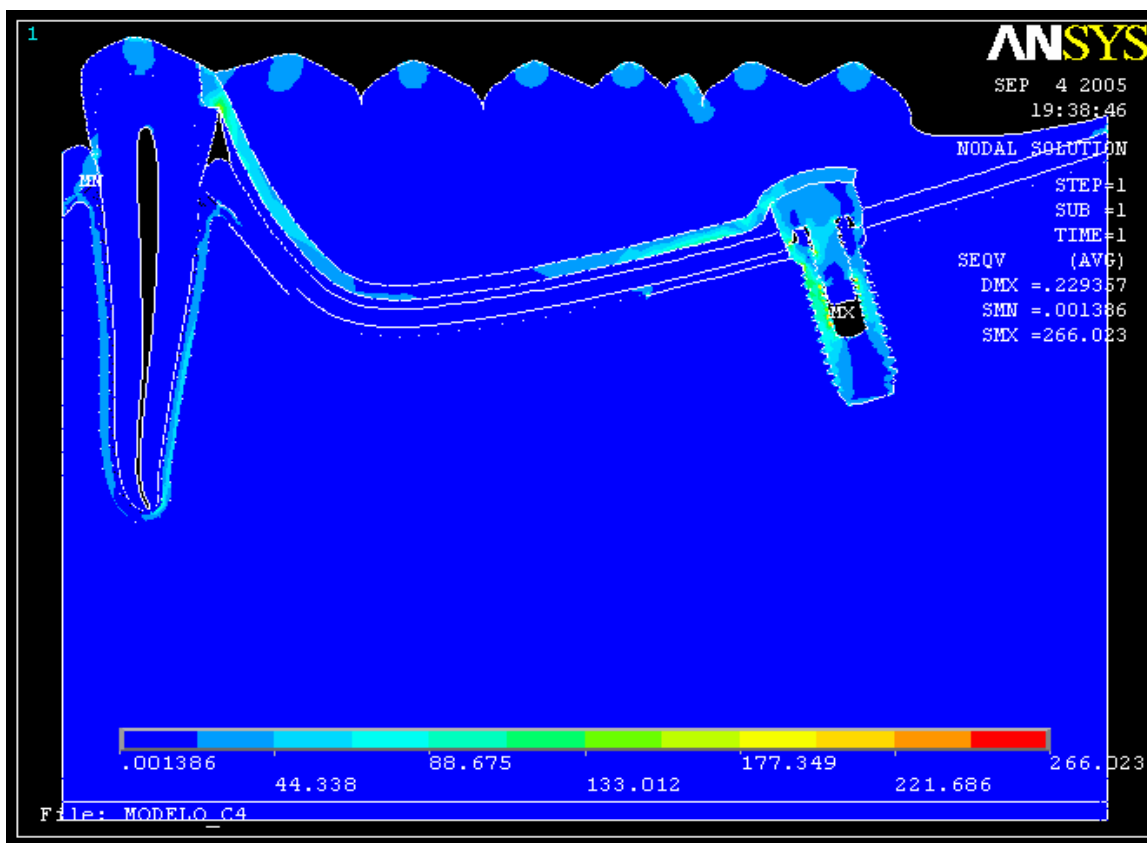


FIGURA 49–Mapa de tensão von Mises, modelo C4.

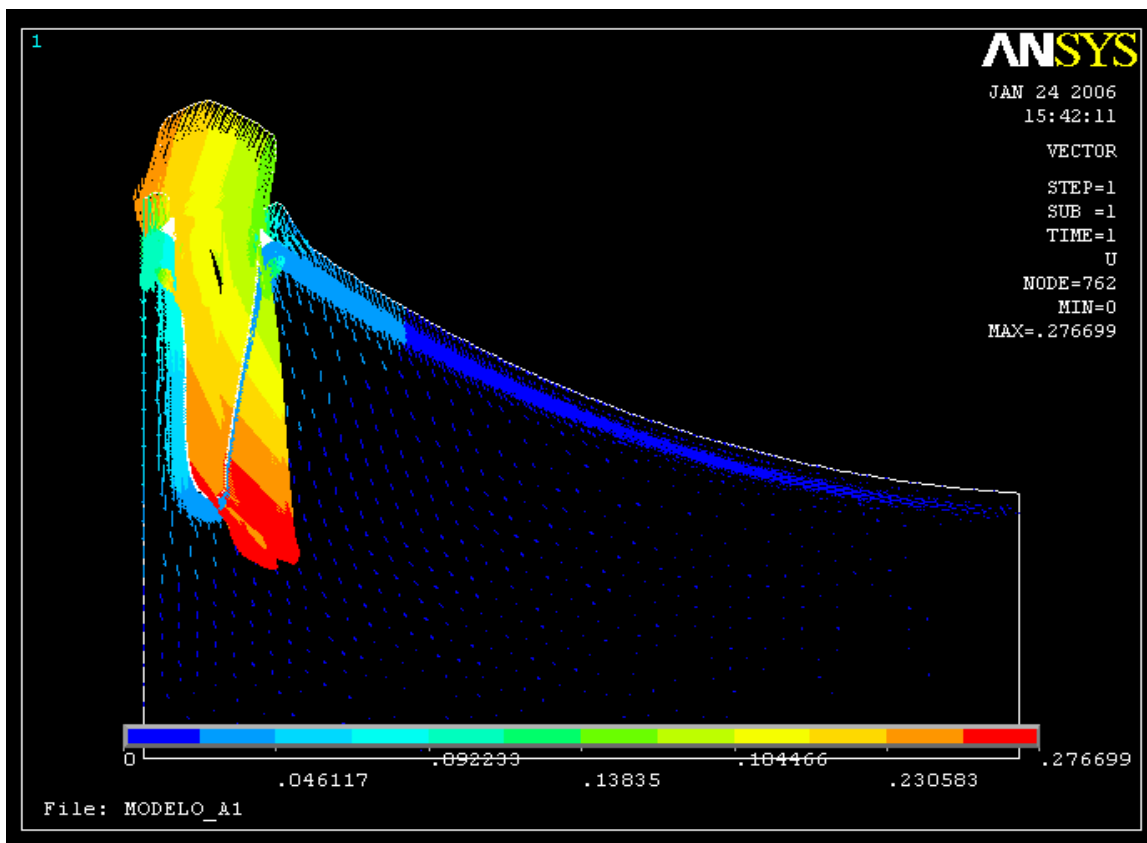


FIGURA 50–Mapa de vetor, modelo A1.

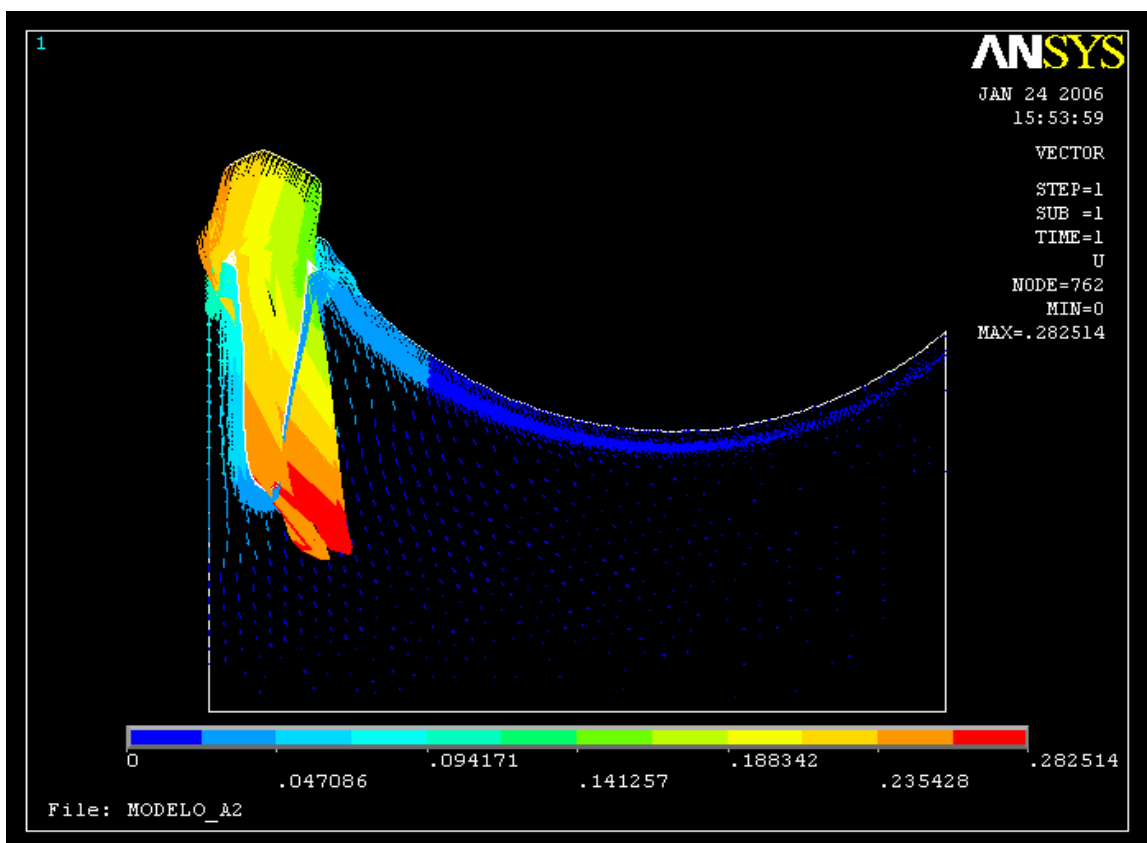


FIGURA 51–Mapa de vetor, modelo A2.

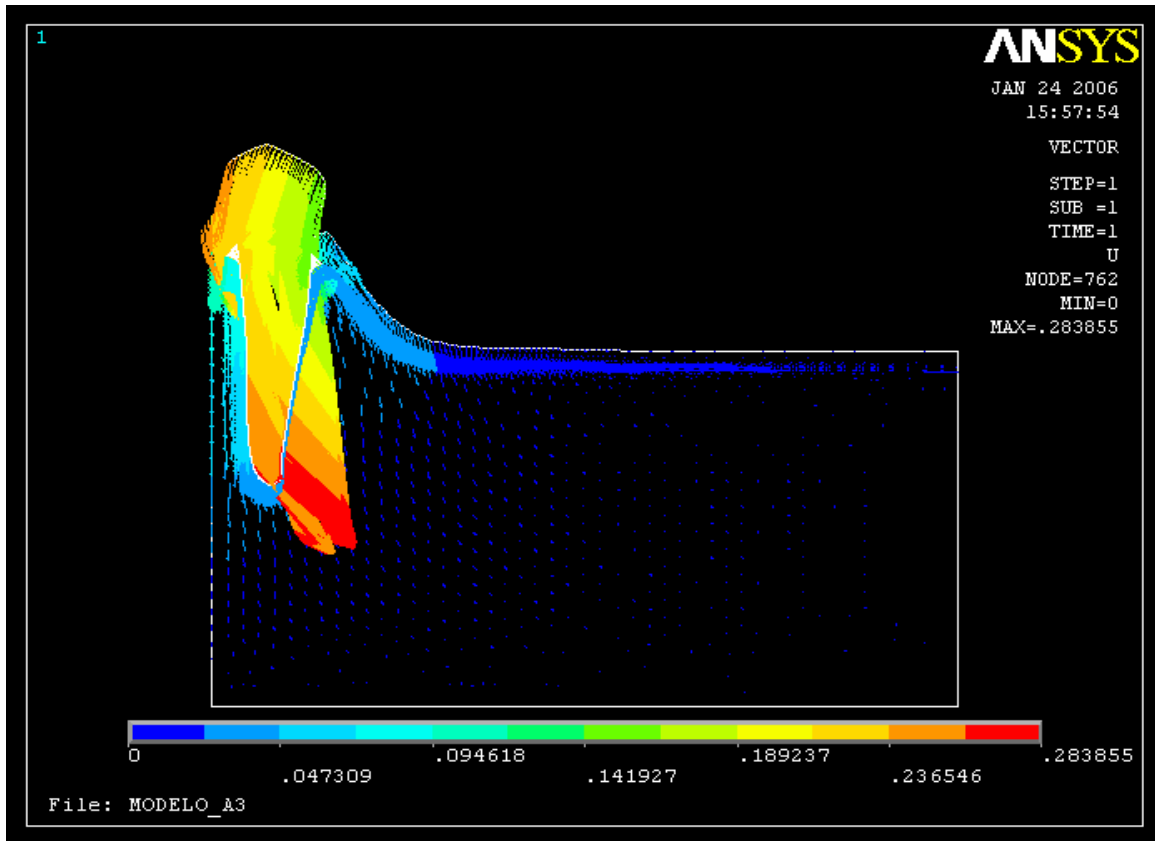


FIGURA 52–Mapa de vetor, modelo A3.

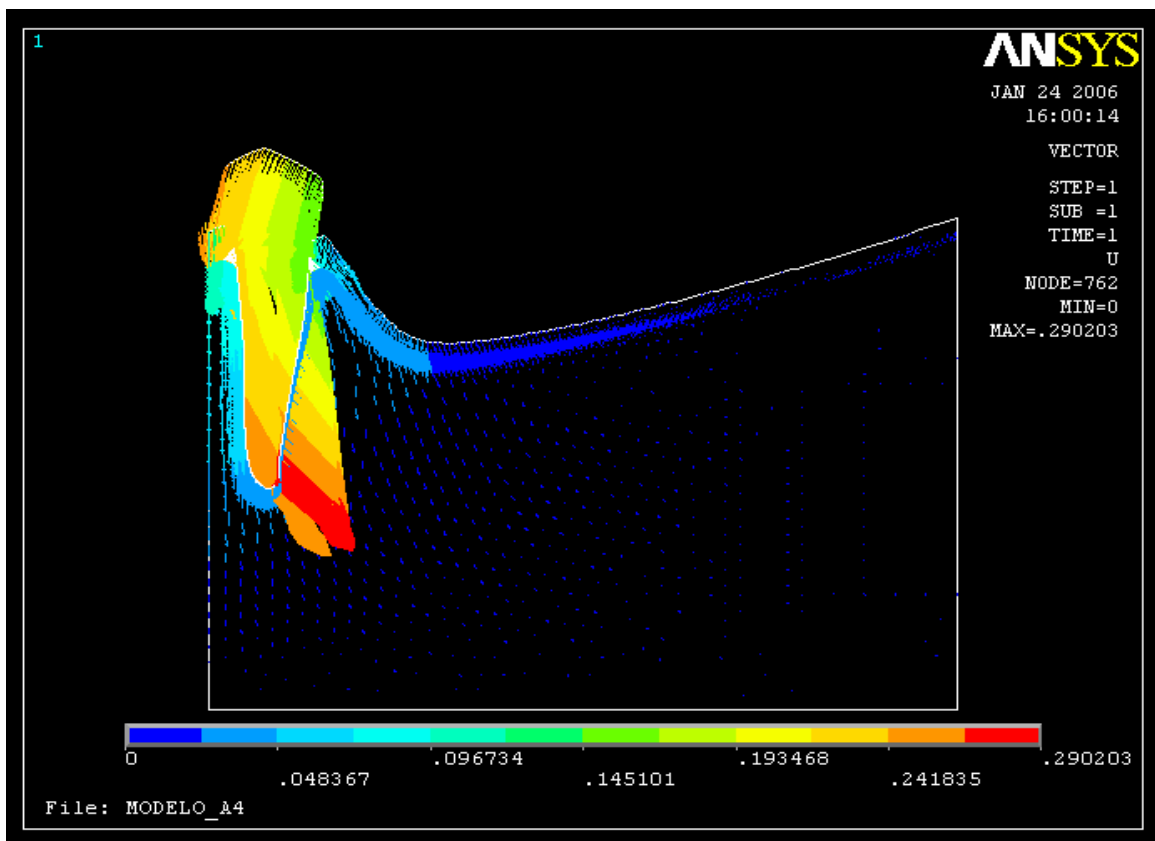


FIGURA 53–Mapa de vetor, modelo A4.

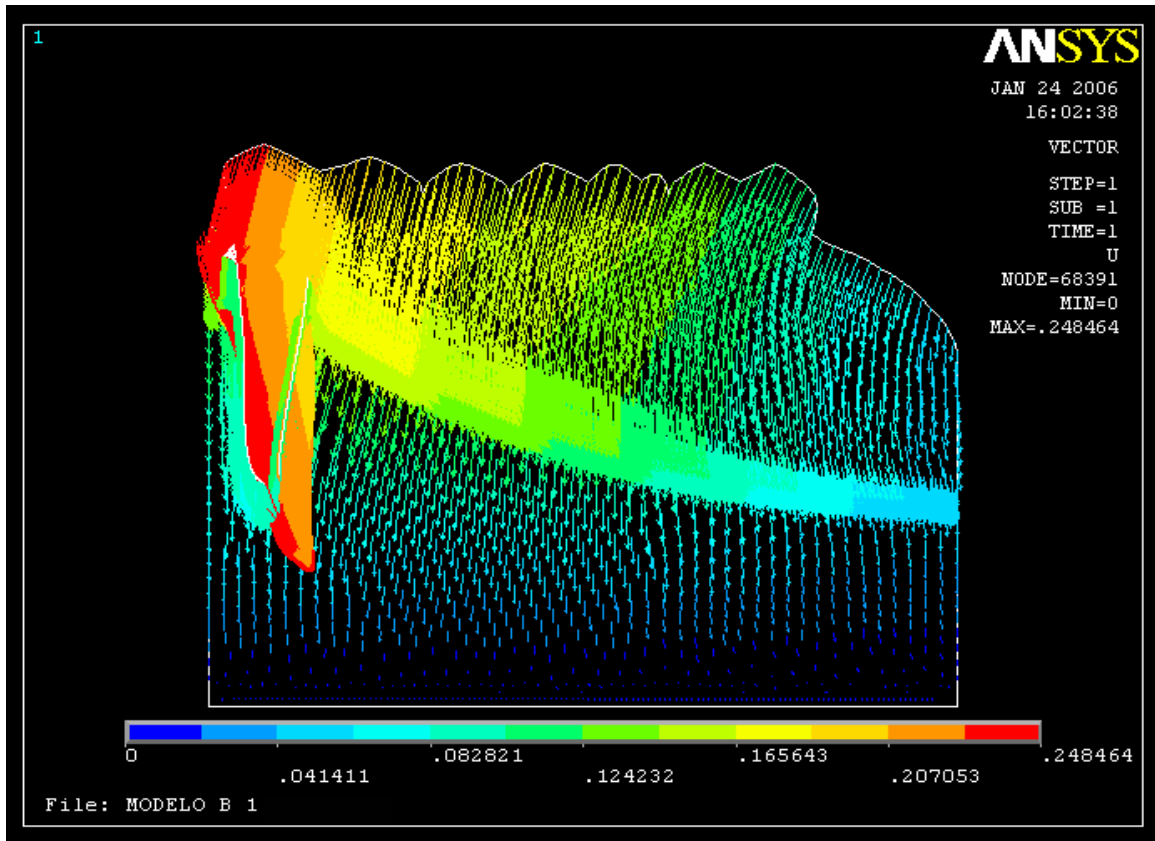


FIGURA 54–Mapa de vetor, modelo B1.

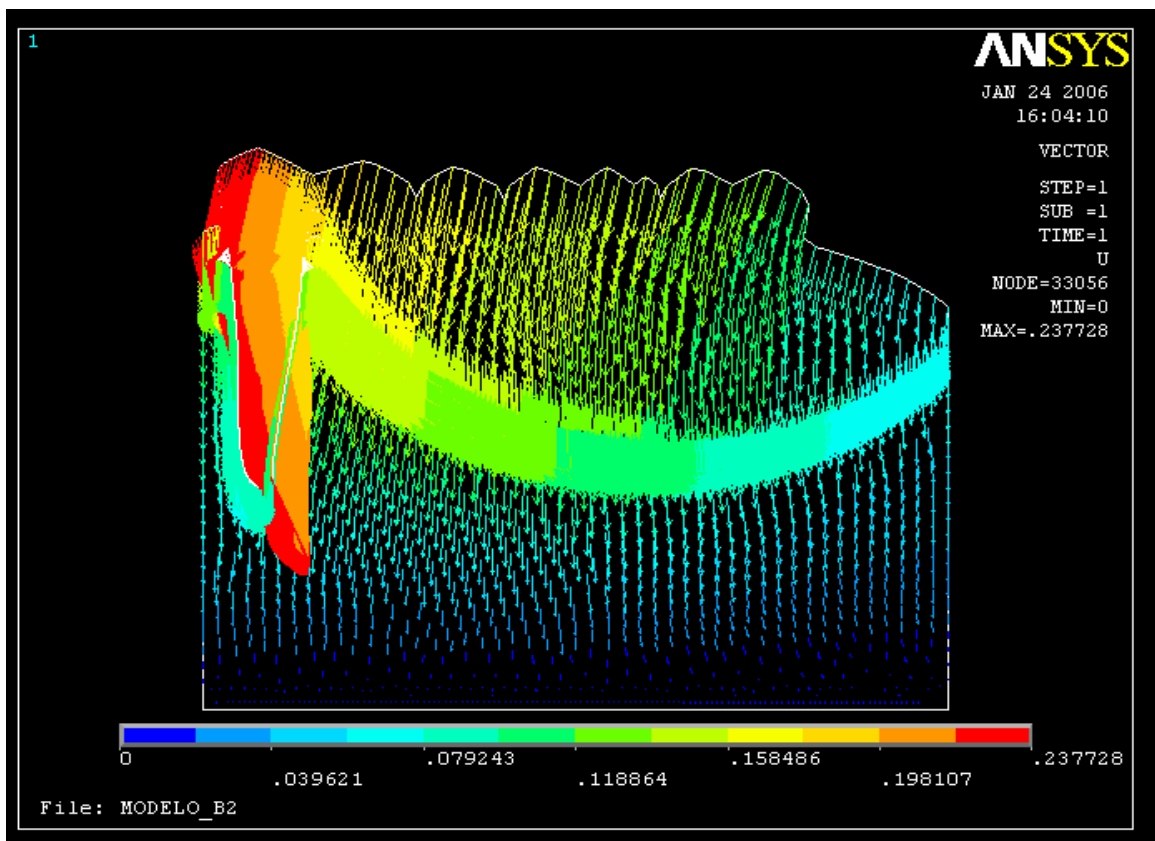


FIGURA 55–Mapa de vetor, modelo B2.

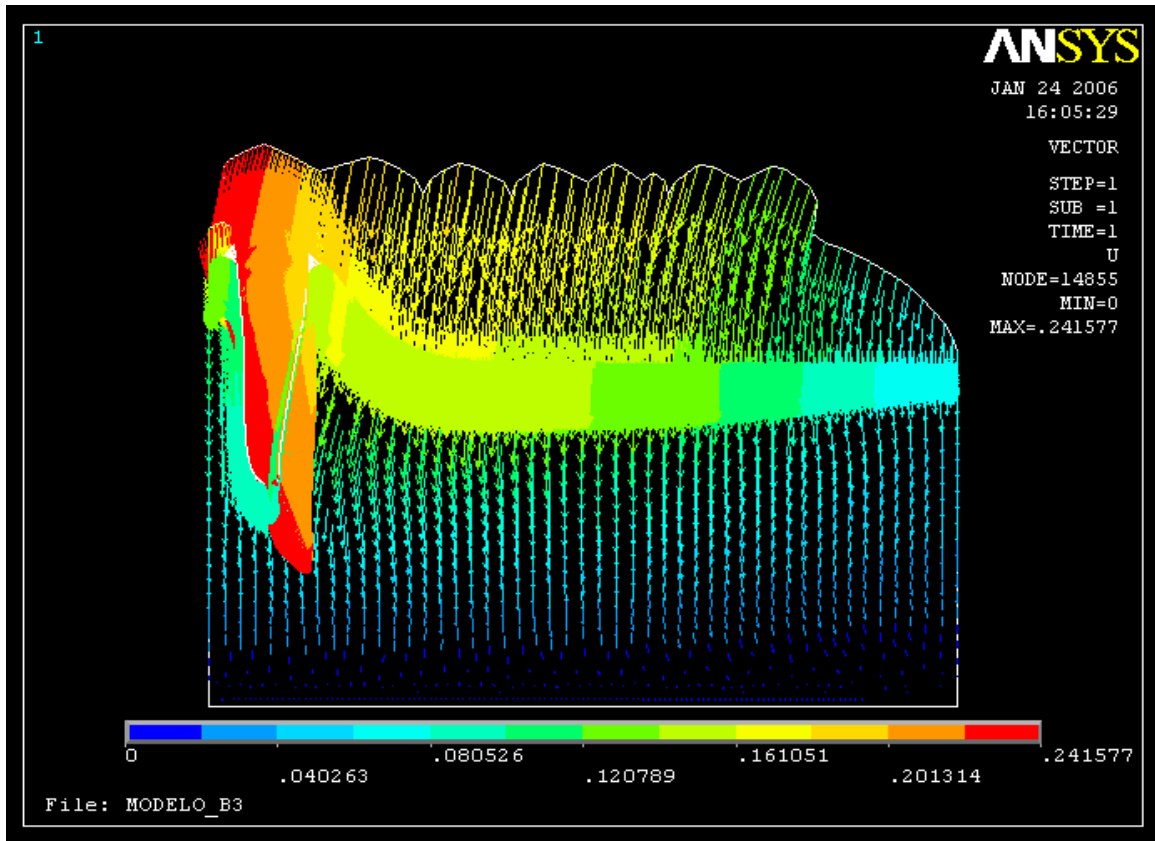


FIGURA 56–Mapa de vetor, modelo B3.

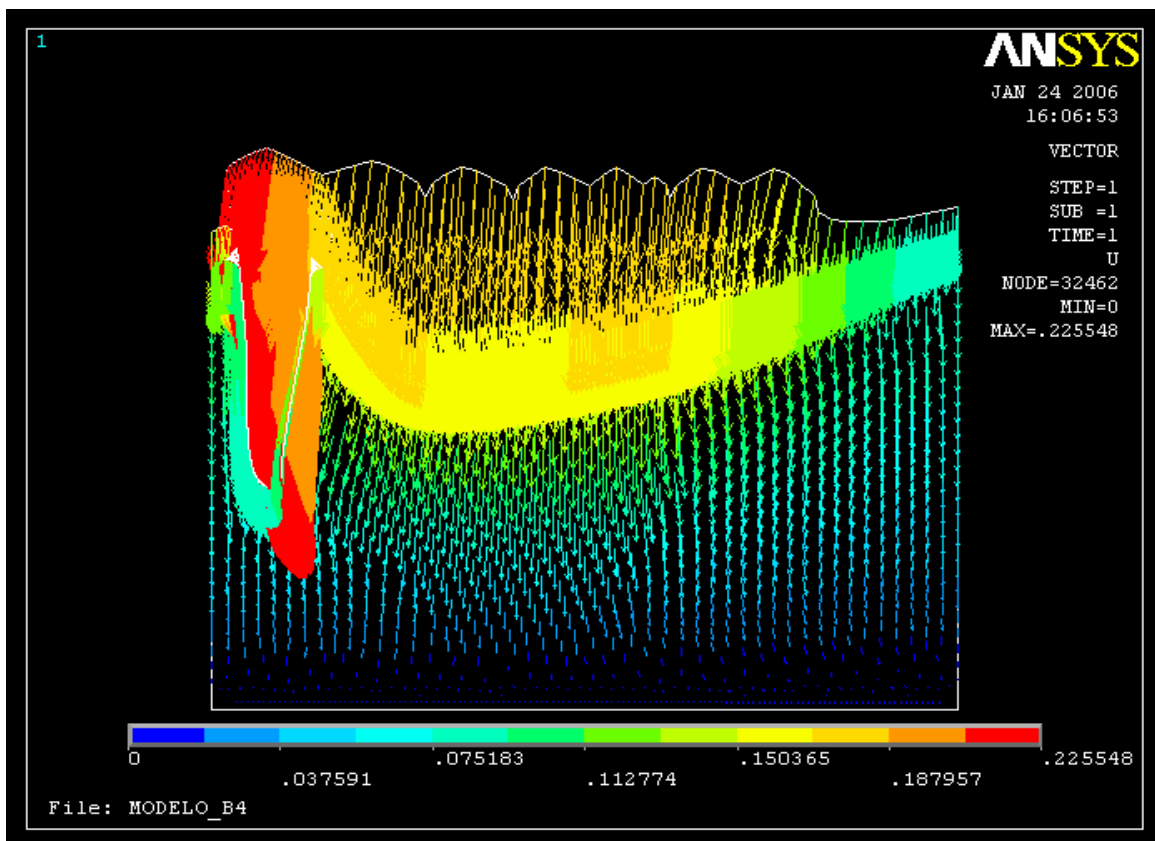


FIGURA 57–Mapa de vetor, modelo B4.

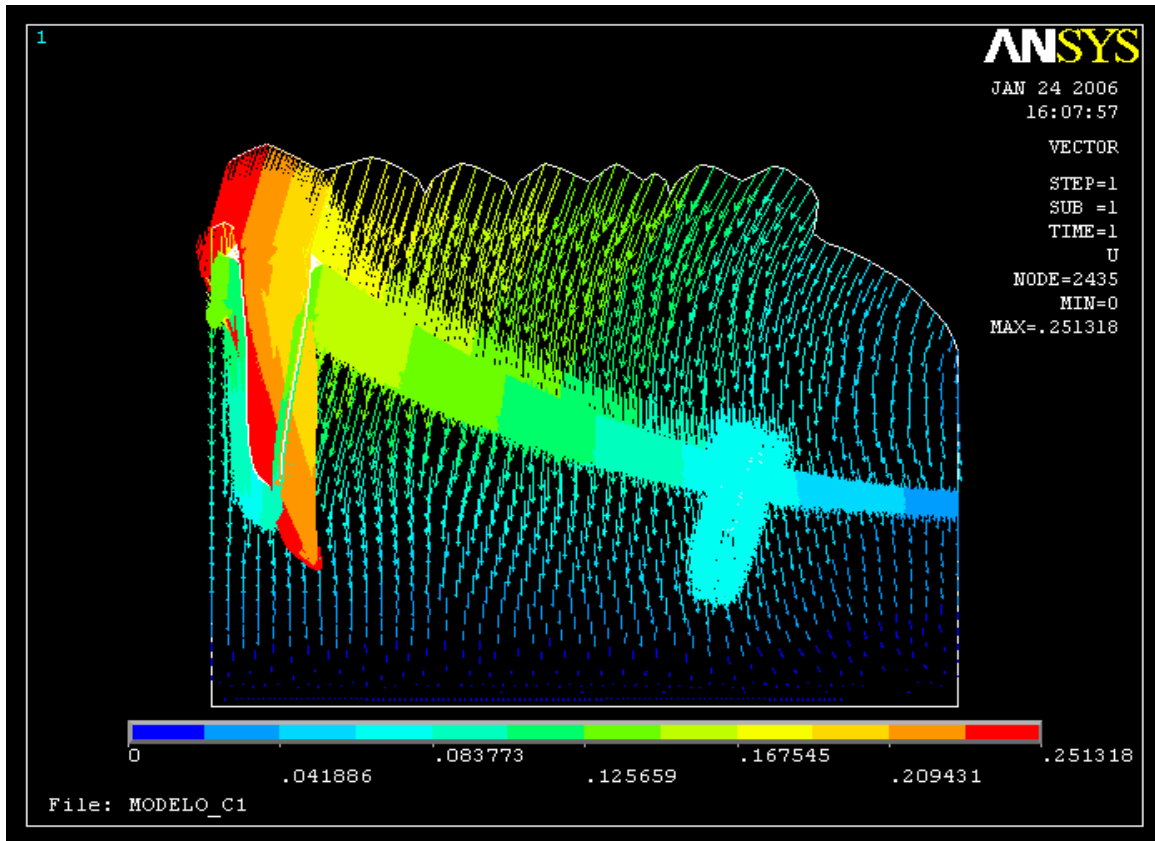


FIGURA 58–Mapa de vetor, modelo C1.

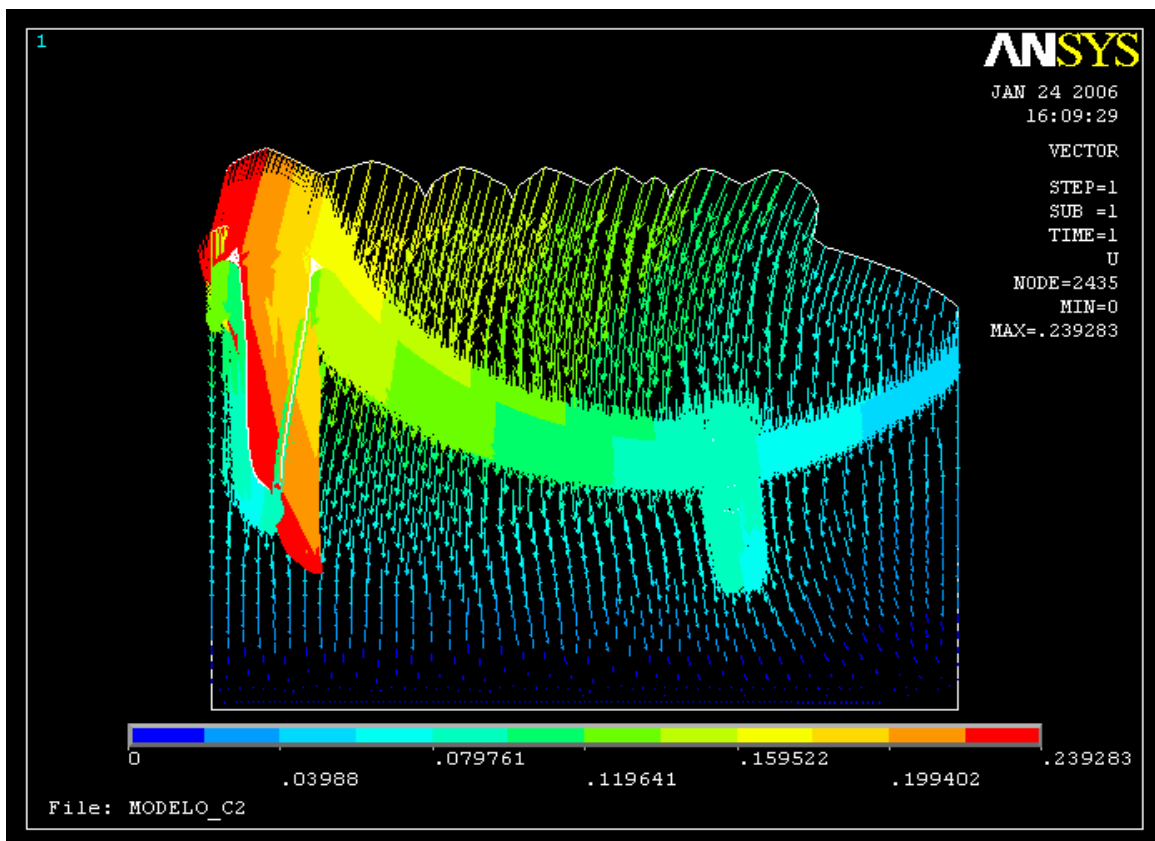


FIGURA 59–Mapa de vetor, modelo C2.

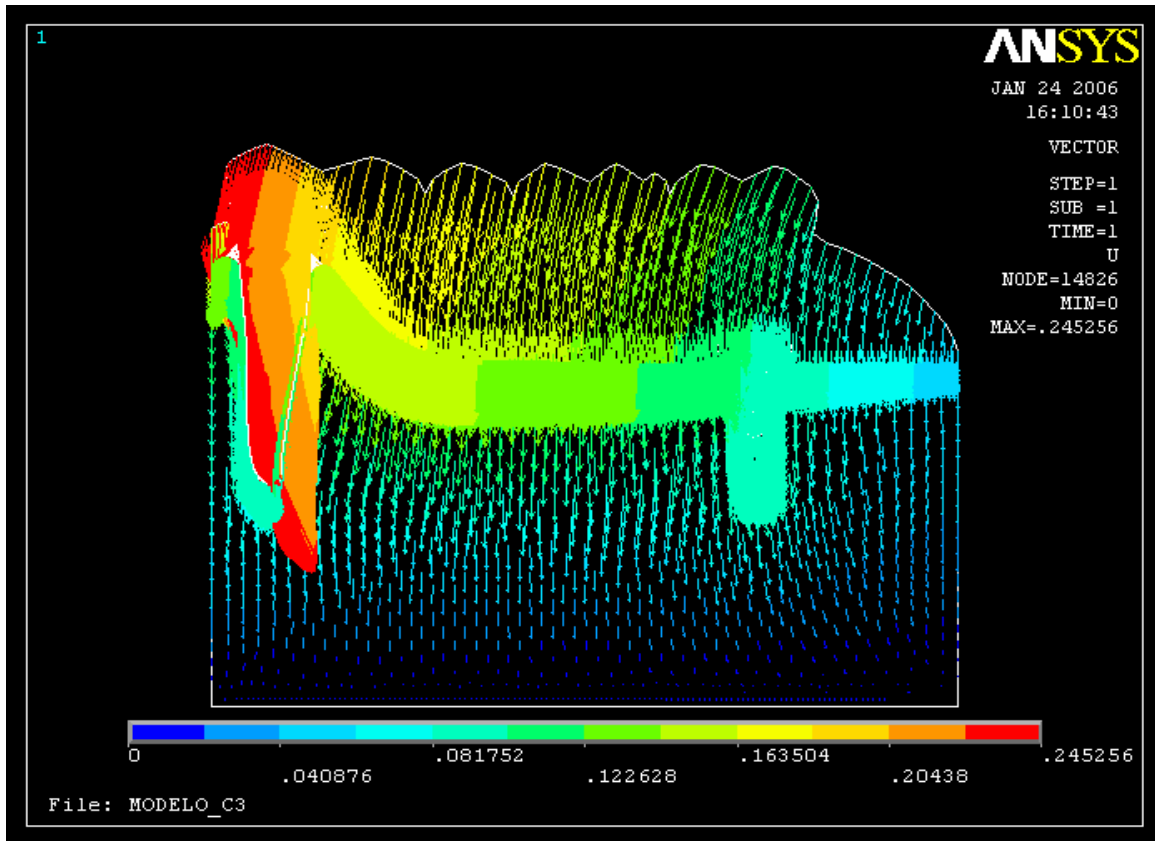


FIGURA 60–Mapa de vetor, modelo C3.

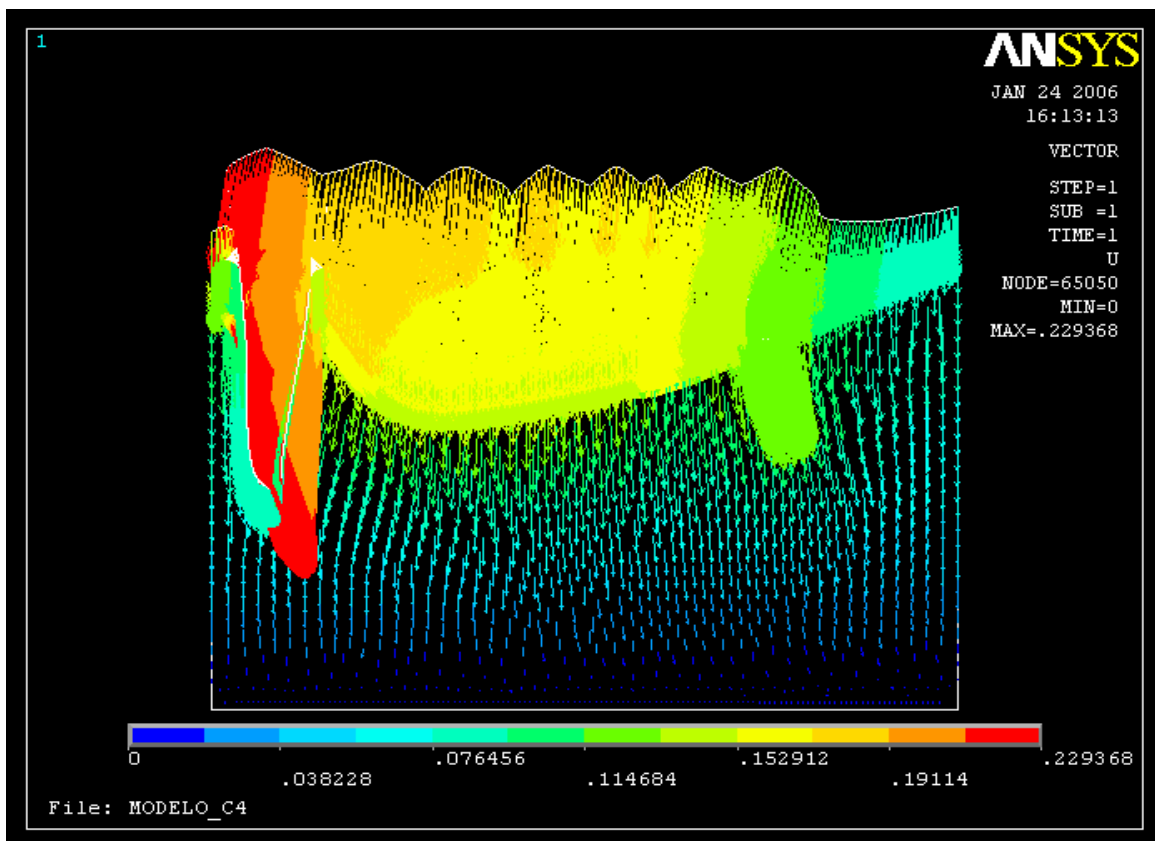


FIGURA 61–Mapa de vetor, modelo C4.

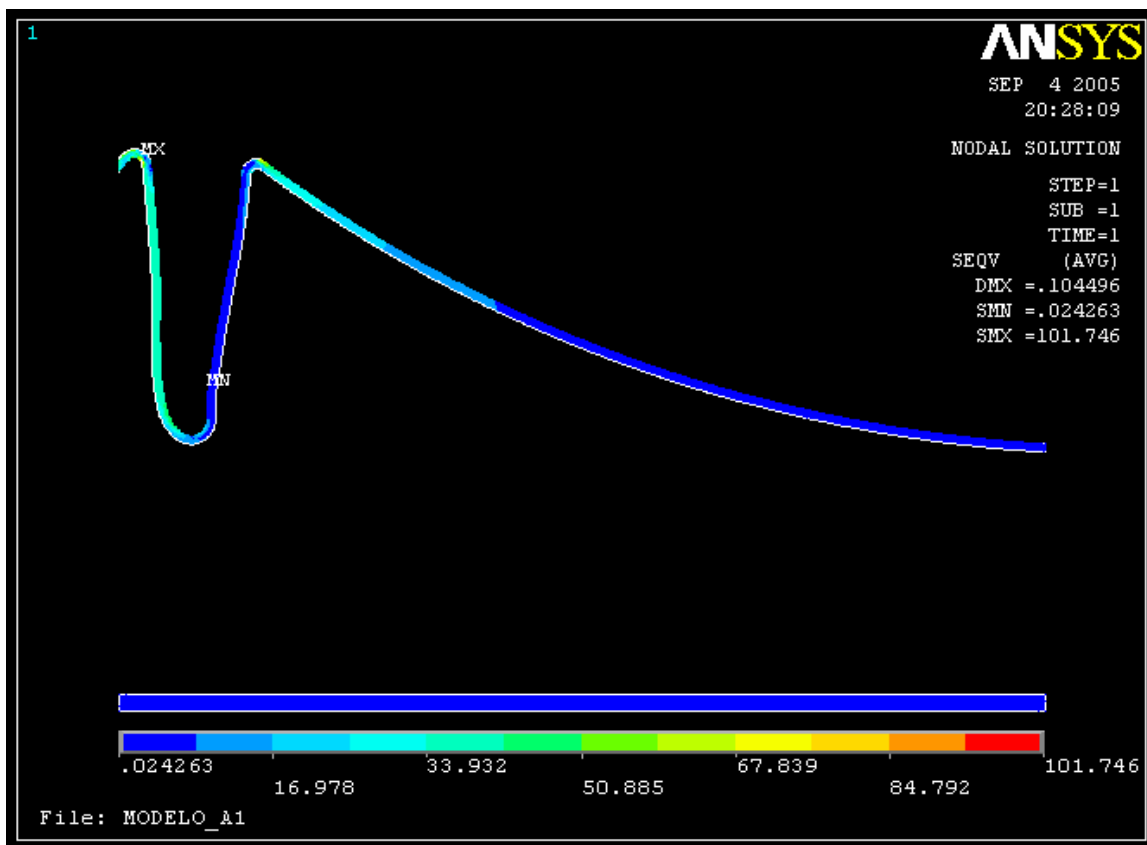


FIGURA 62-Mapa de tensões - Osso cortical – modelo A1.

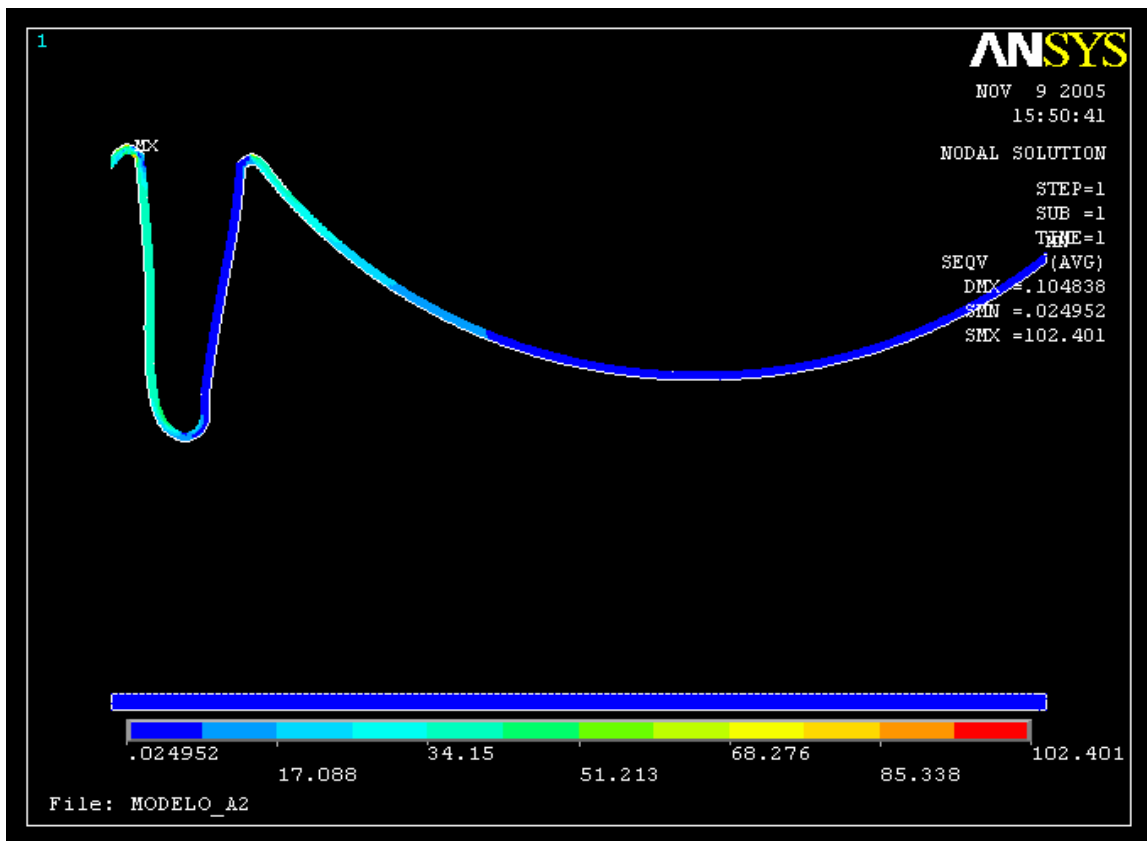


FIGURA 63-Mapa de tensões - Osso cortical – modelo A2.

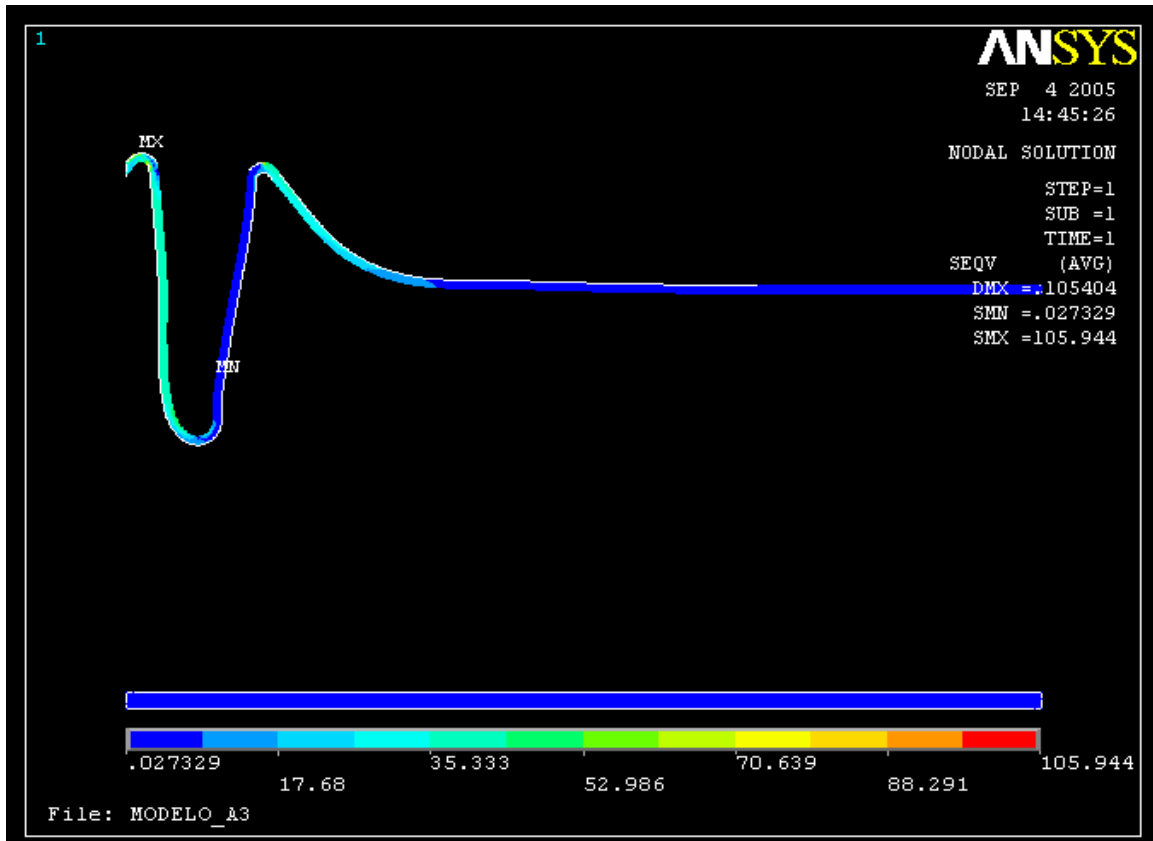


FIGURA 64 - Mapa de tensões - Osso cortical – modelo A3.

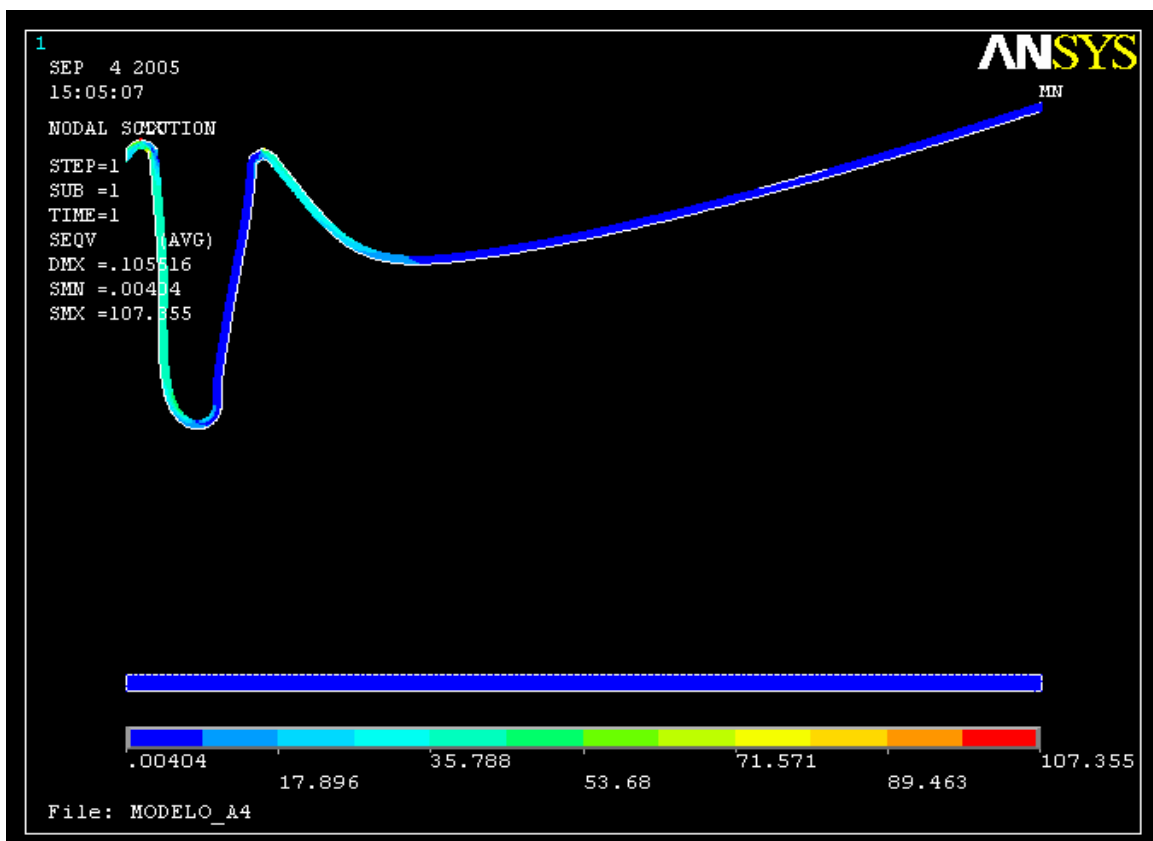


FIGURA 65 - Mapa de tensões - Osso cortical – modelo A4.

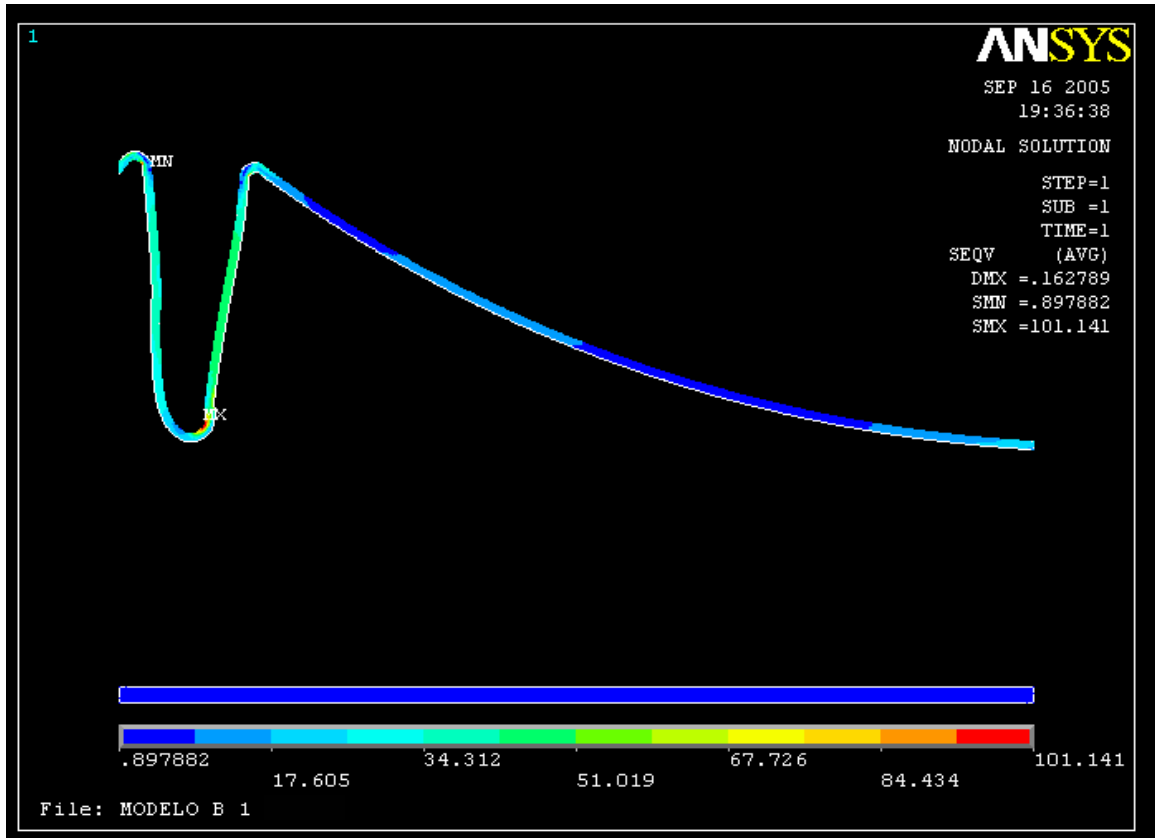


FIGURA 66 - Mapa de tensões - Osso cortical – modelo B1.

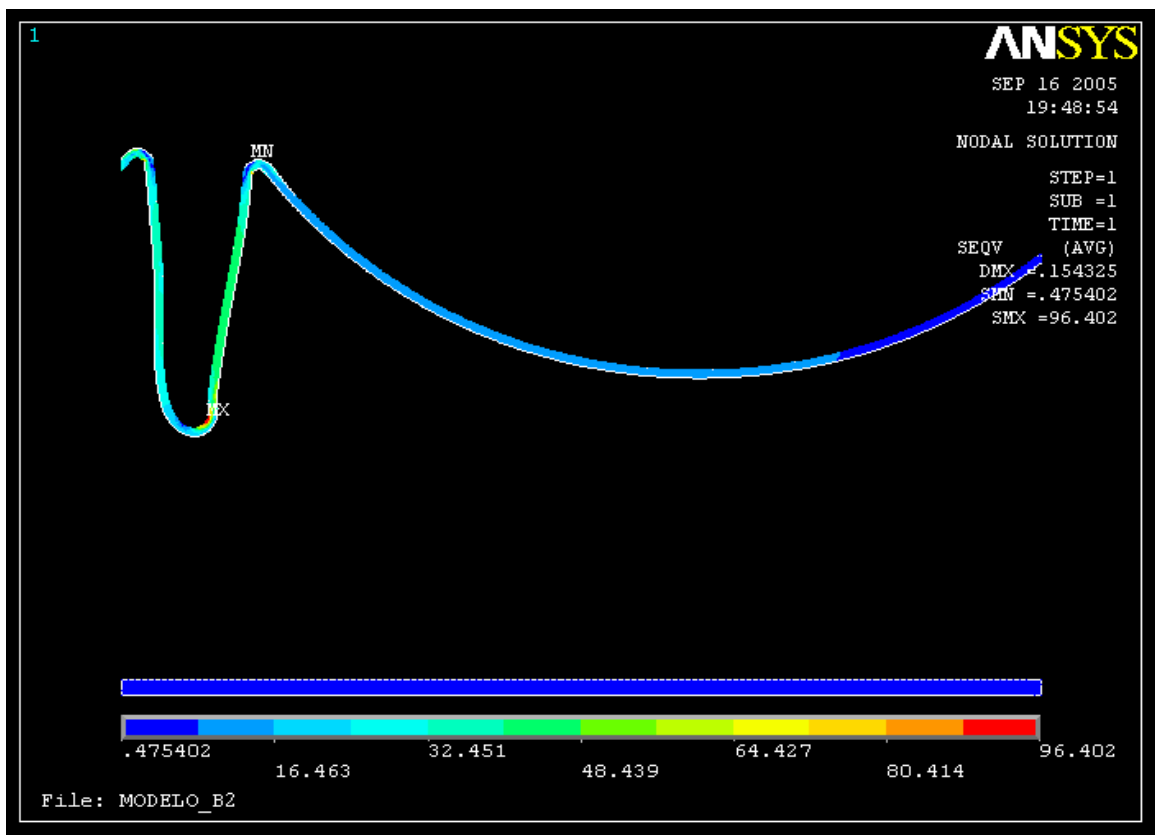


FIGURA 67 - Mapa de tensões - Osso cortical – modelo B2.

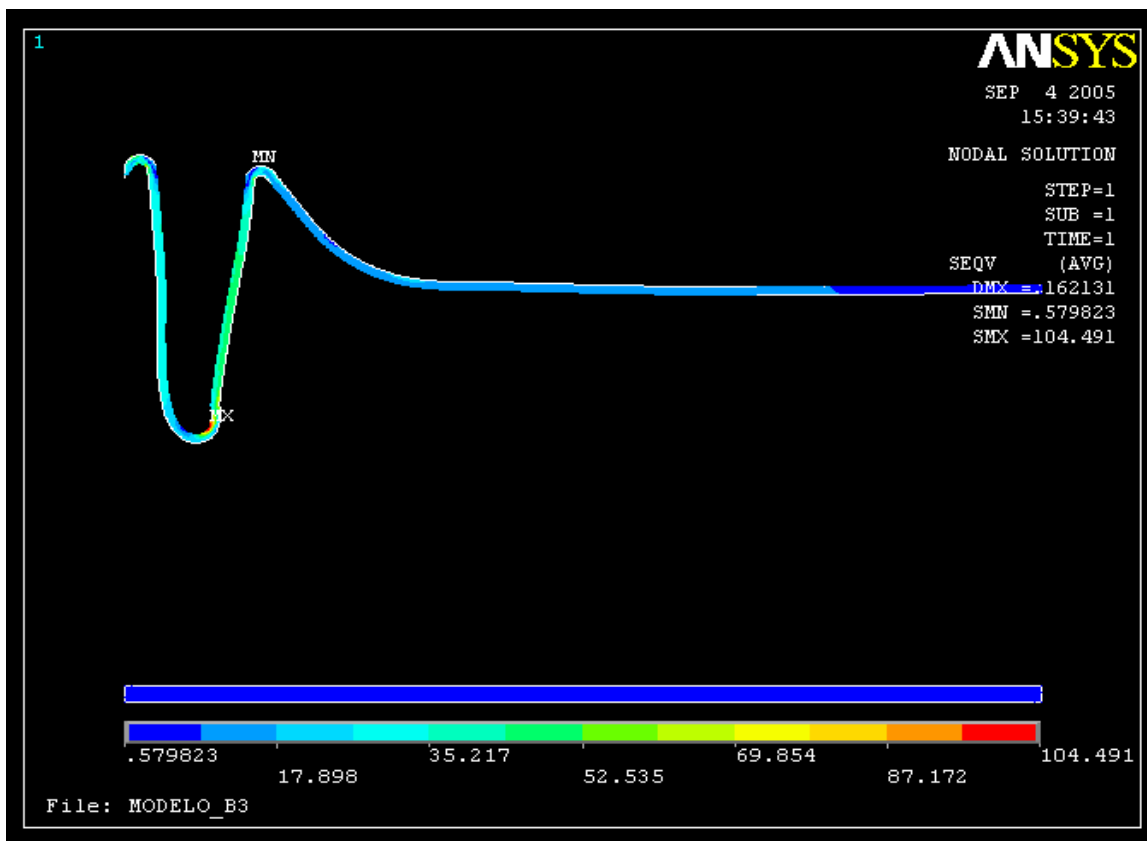


FIGURA 68 - Mapa de tensões - Osso cortical – modelo B3.

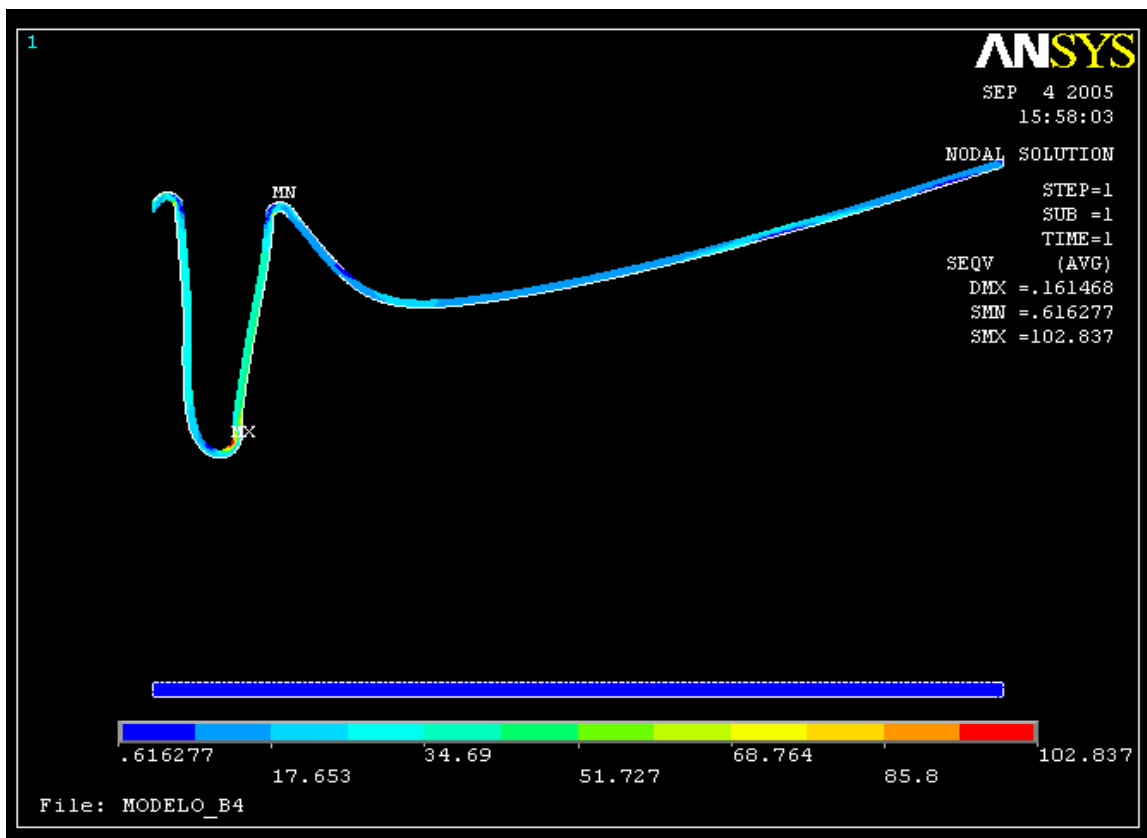


FIGURA 69 - Mapa de tensões - Osso cortical – modelo B4.

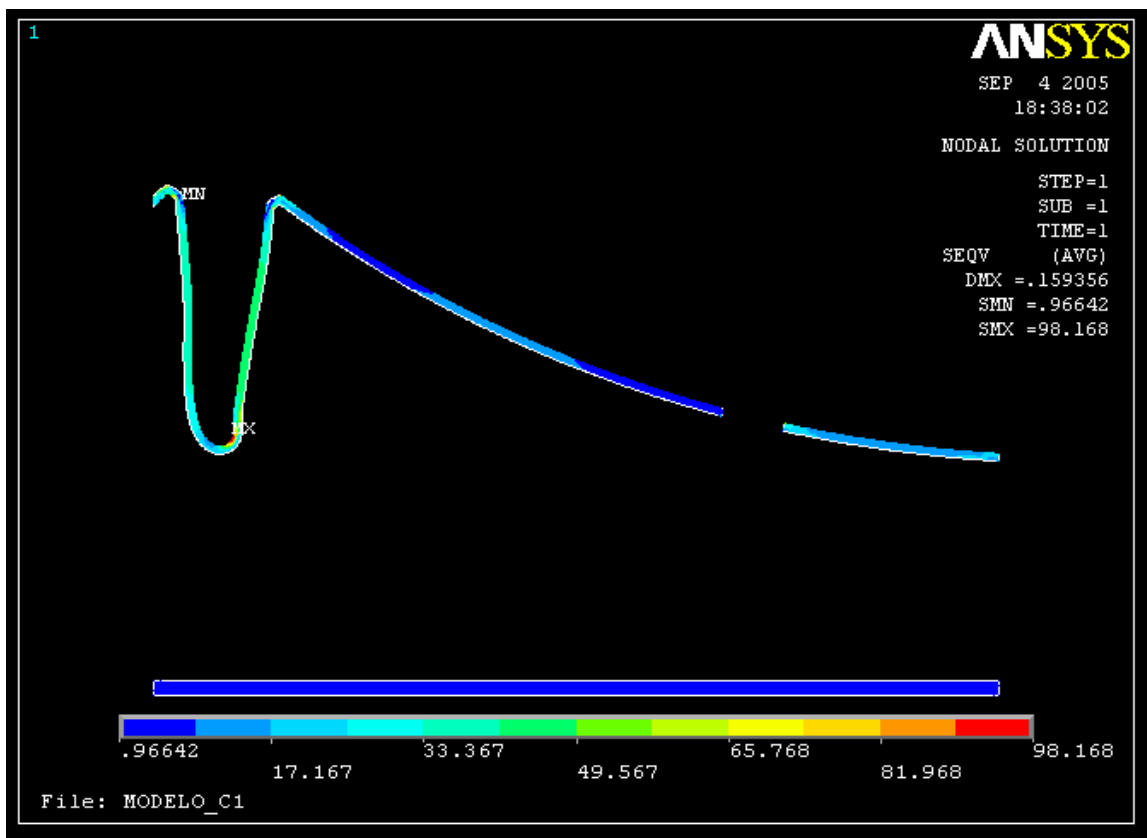


FIGURA 70 - Mapa de tensões - Osso cortical – modelo C1.

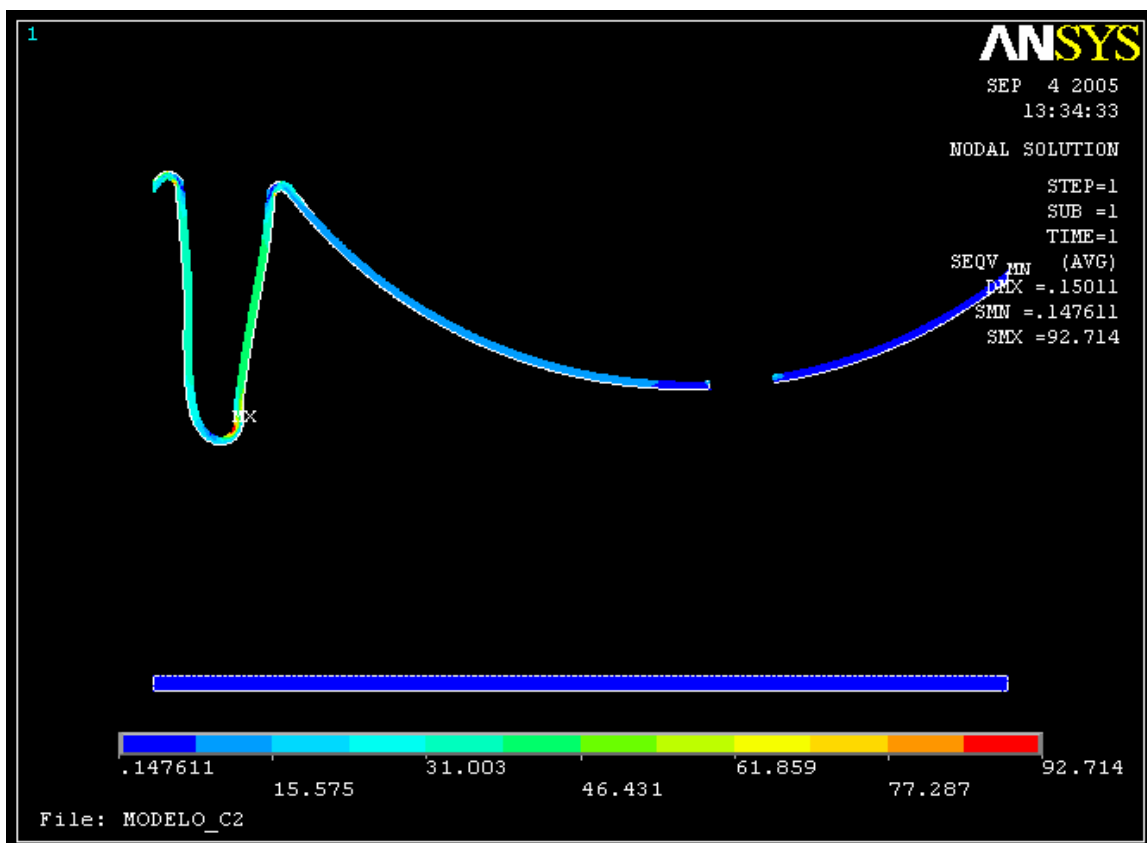


FIGURA 71 - Mapa de tensões - Osso cortical – modelo C2.

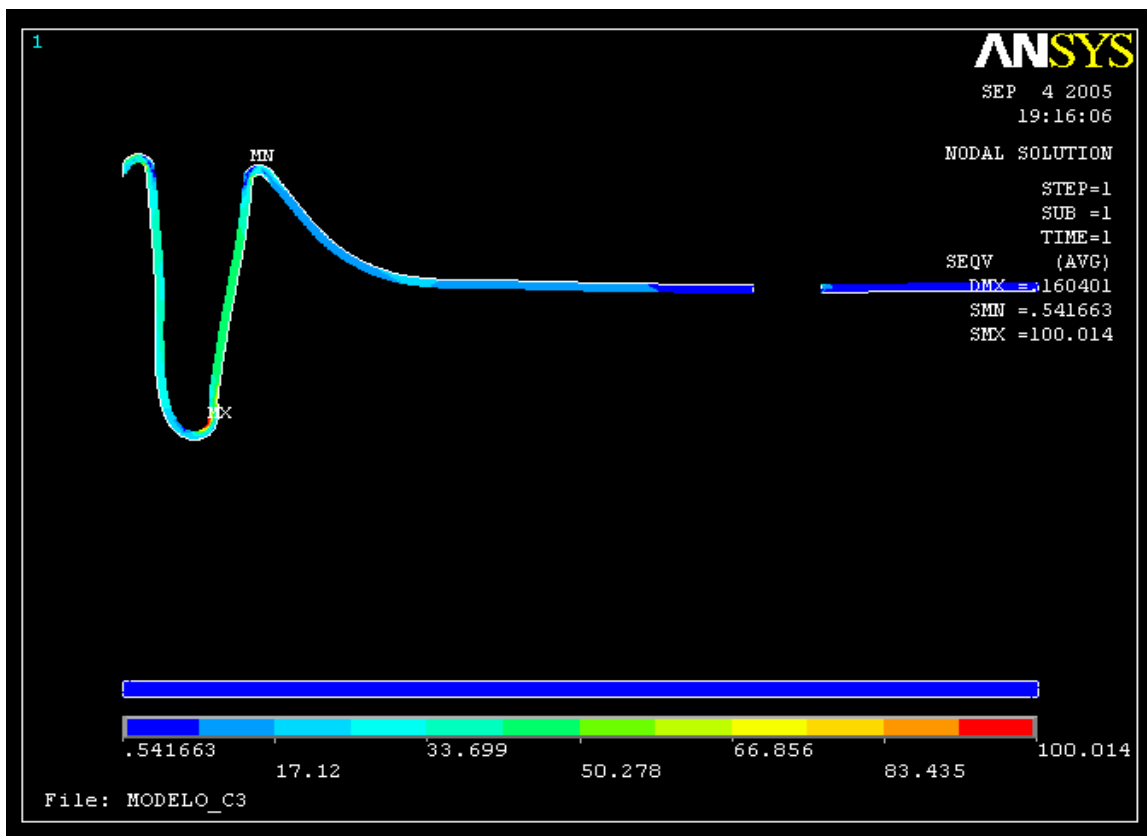


FIGURA 72 - Mapa de tensões - Osso cortical – modelo C3.

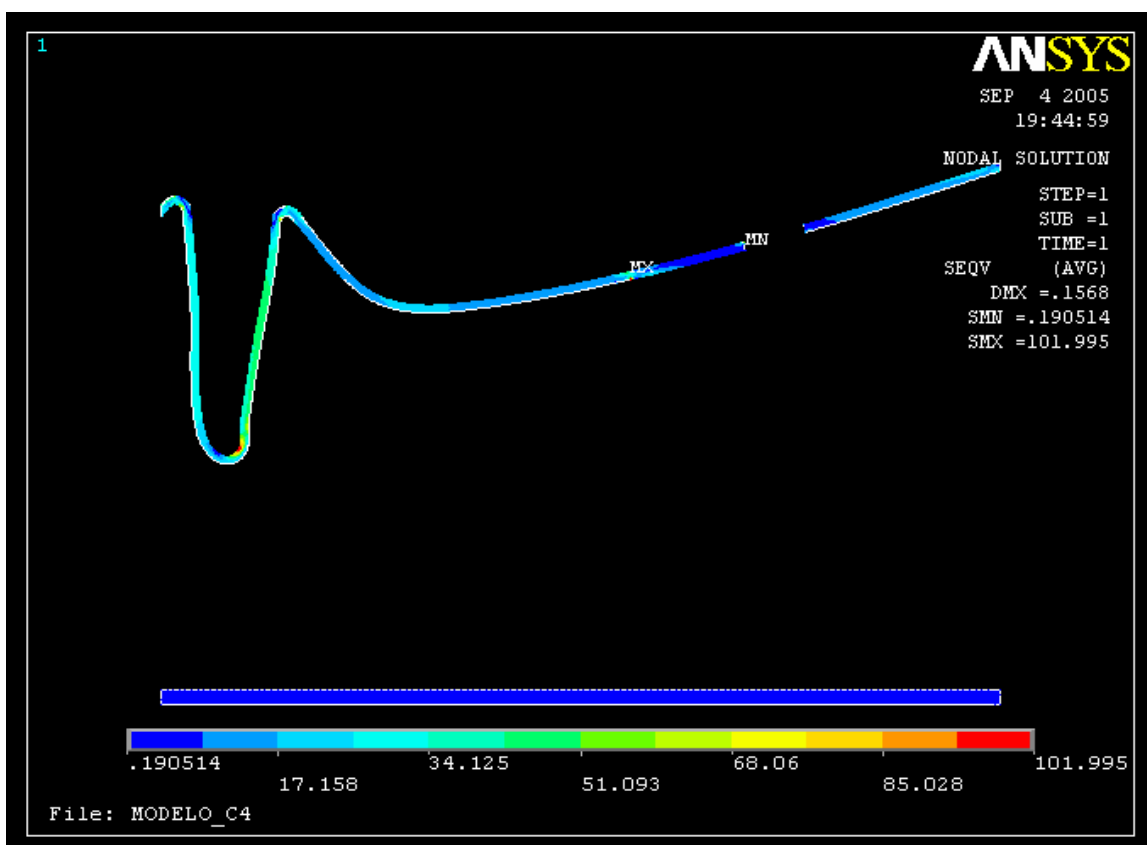


FIGURA 73 - Mapa de tensões - Osso cortical – modelo C4.

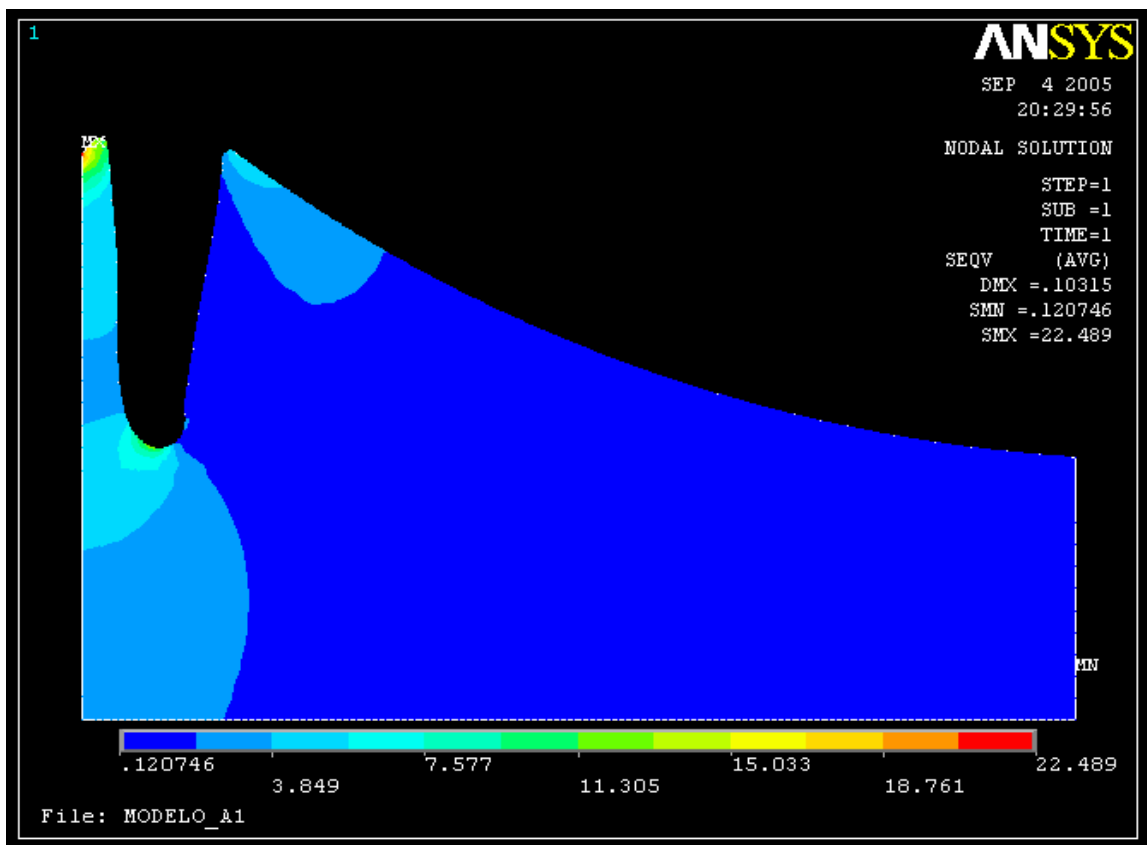


FIGURA 74 - Mapa de tensões - Osso medular – modelo A1.

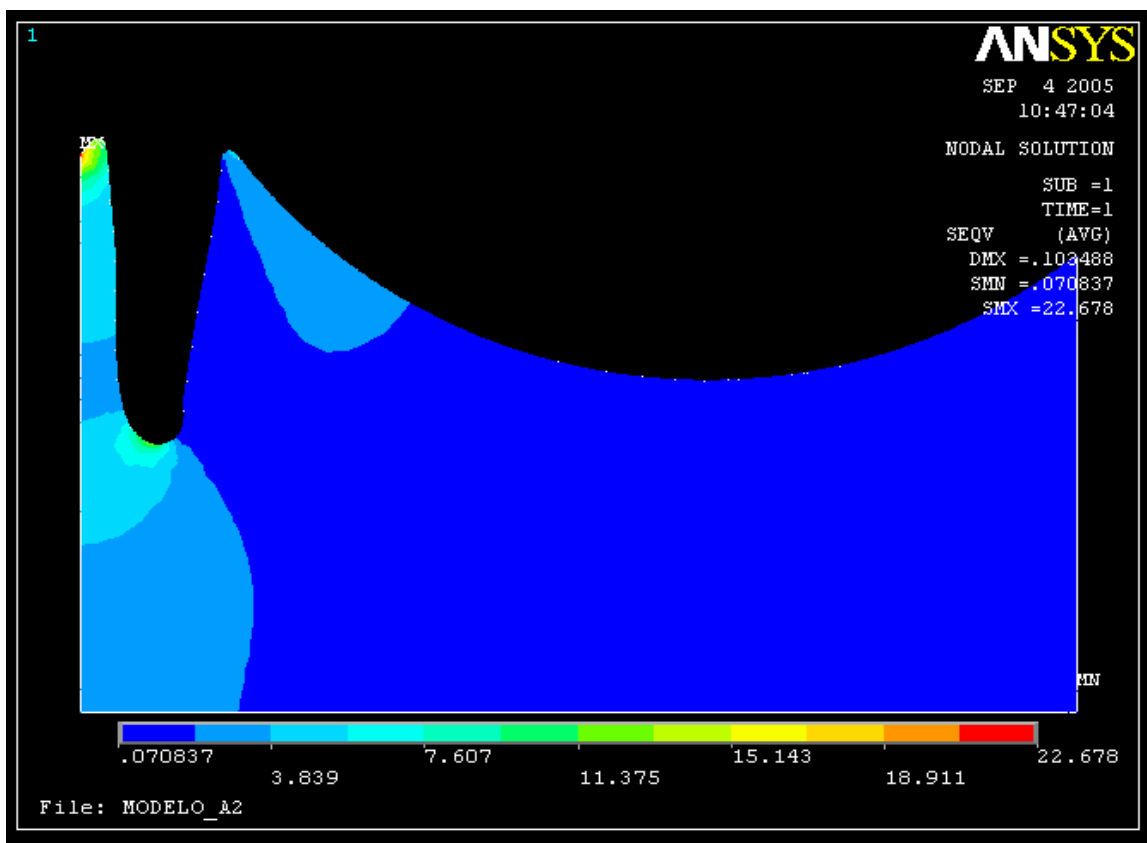


FIGURA 75 - Mapa de tensões - Osso medular – modelo A2.

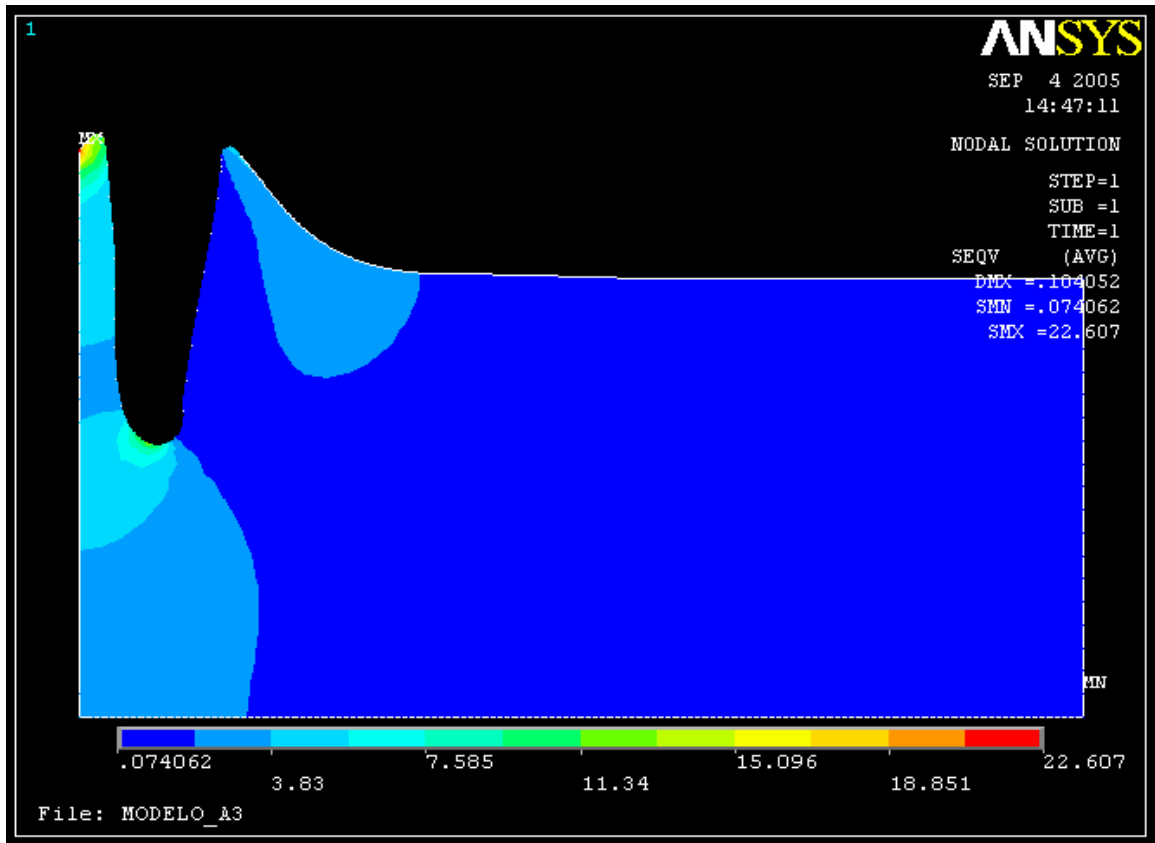


FIGURA 76 - Mapa de tensões - Osso medular – modelo A3.

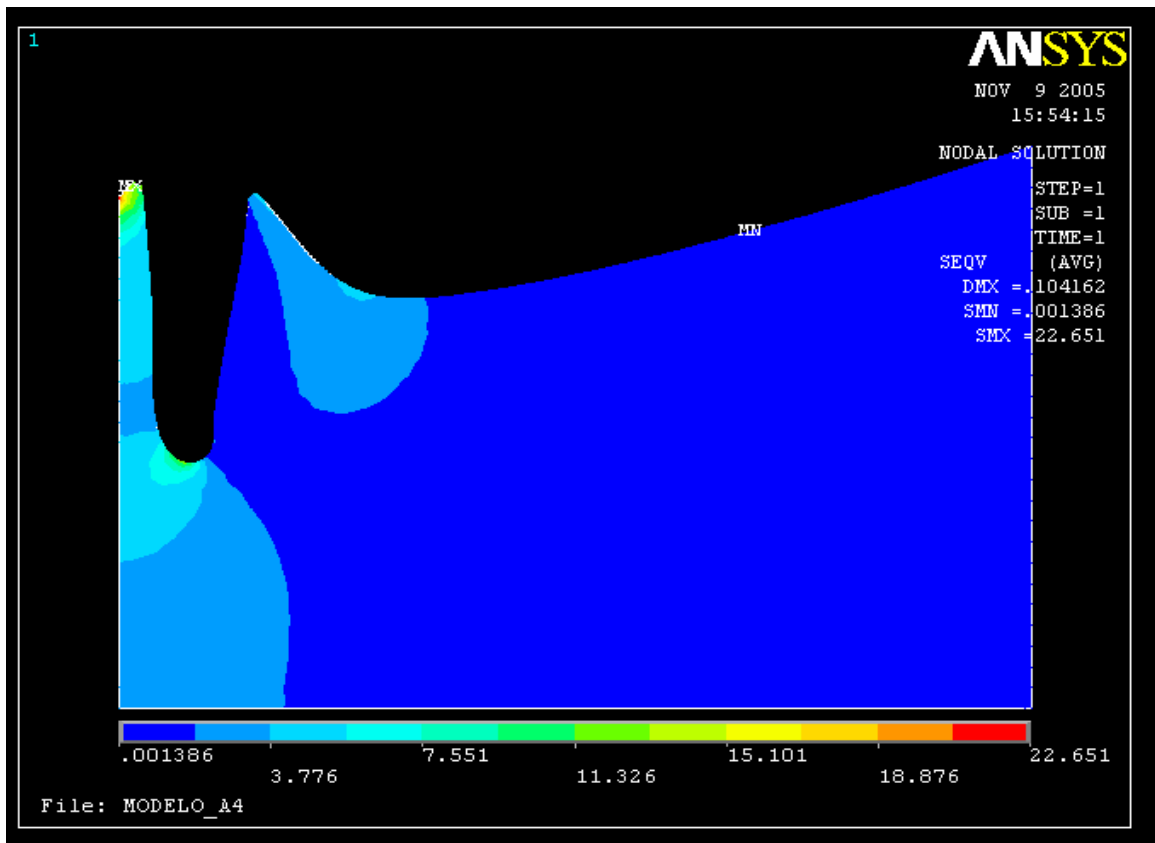


FIGURA 77 - Mapa de tensões - Osso medular – modelo A4.

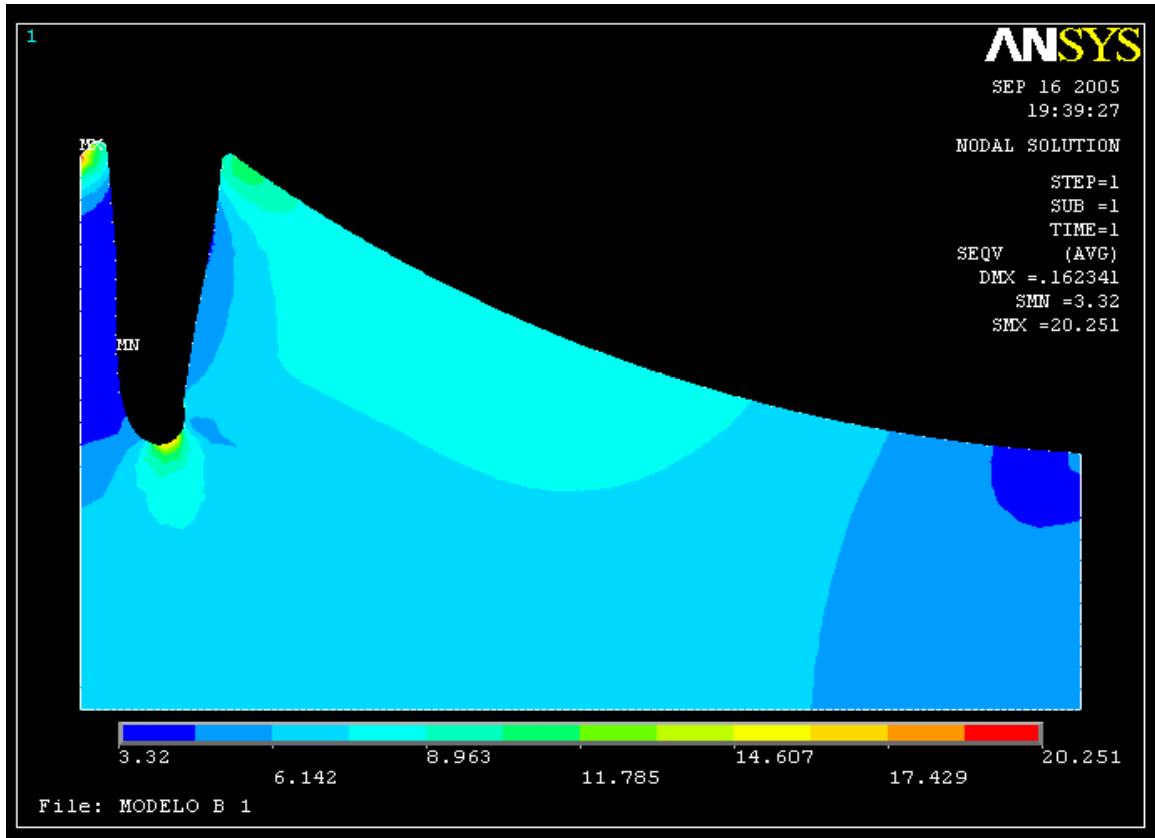


FIGURA 78 - Mapa de tensões - Osso Medular – modelo B1.

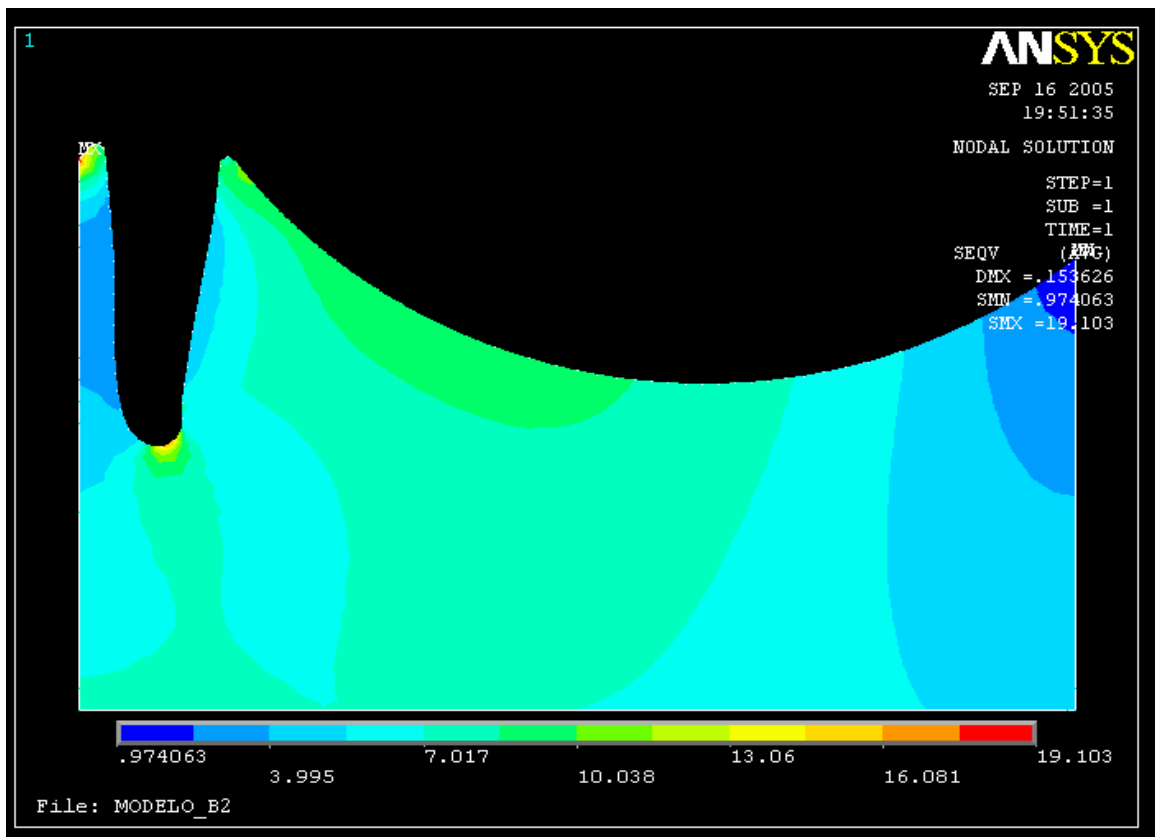


FIGURA 79 - Mapa de tensões - Osso medular – modelo B2.

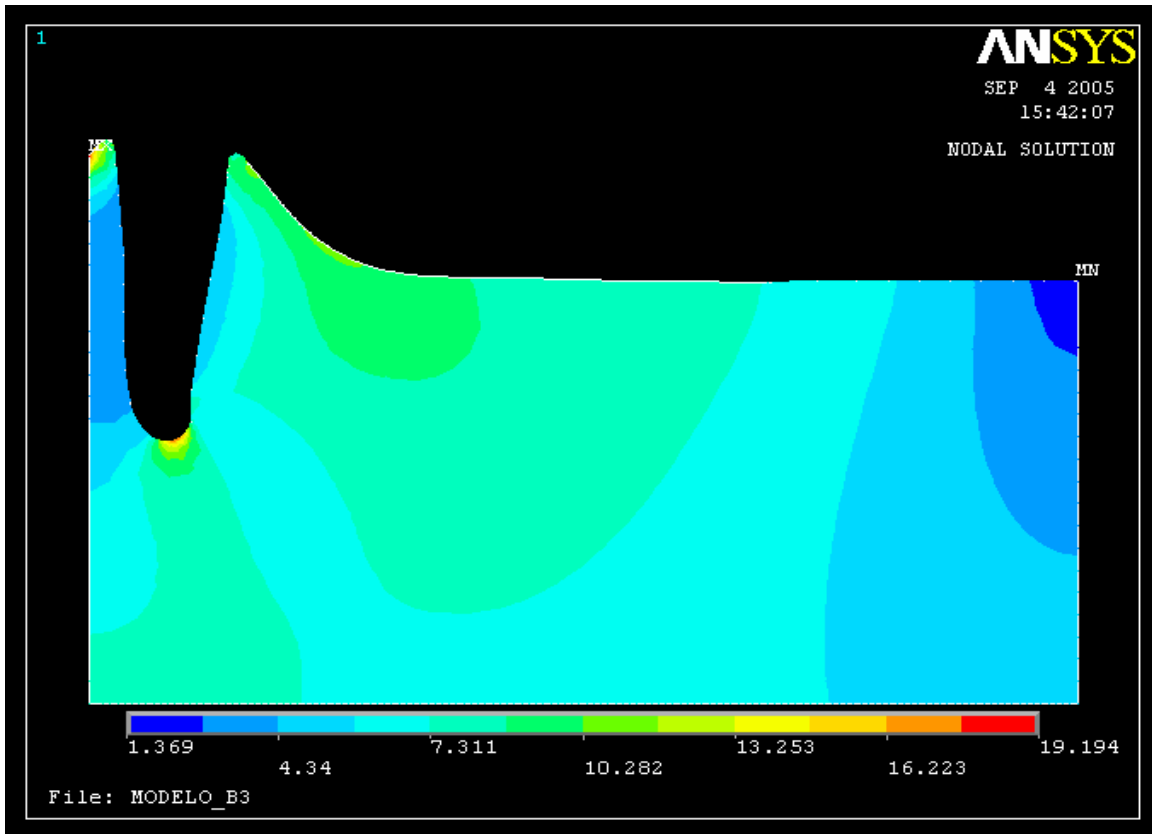


FIGURA 80 - Mapa de tensões - Osso medular – modelo B3.

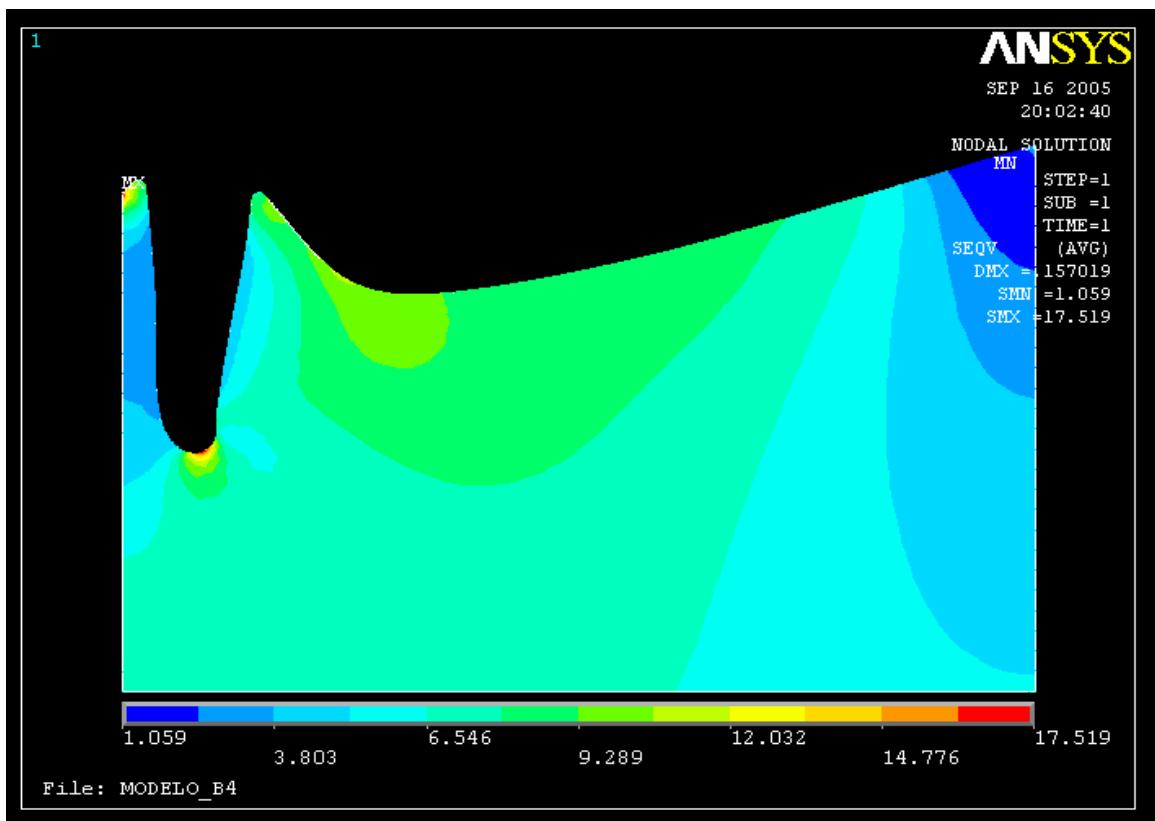


FIGURA 81 - Mapa de tensões - Osso medular –modelo B4.

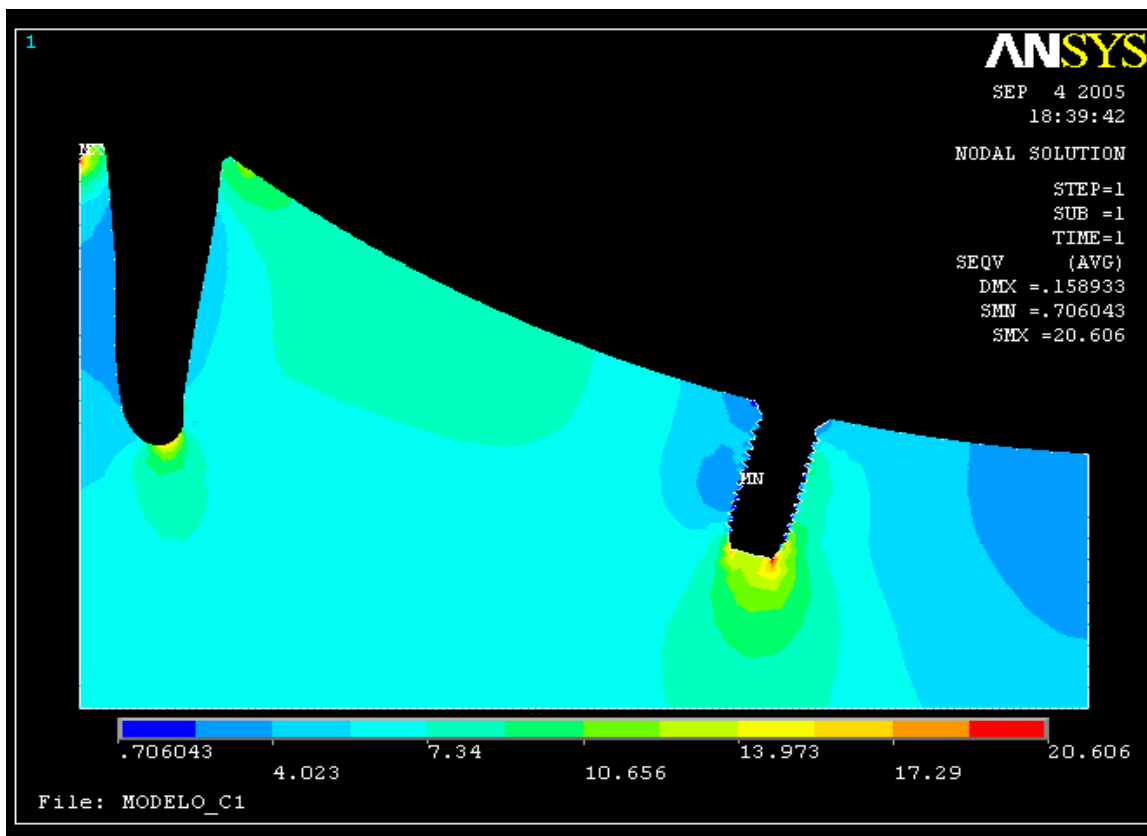


FIGURA 82 - Mapa de tensões -Osso medular – modelo C1.

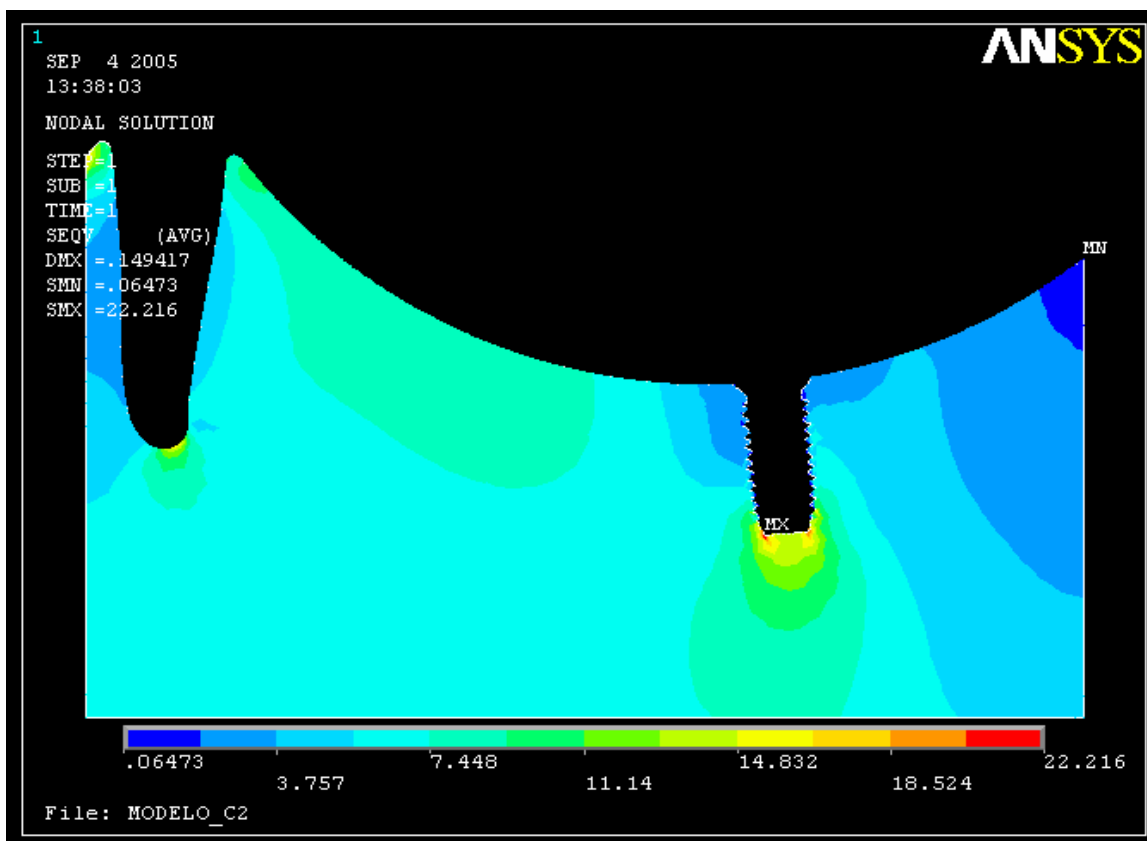


FIGURA 83 - Mapa de tensões - Osso medular – modelo C2.

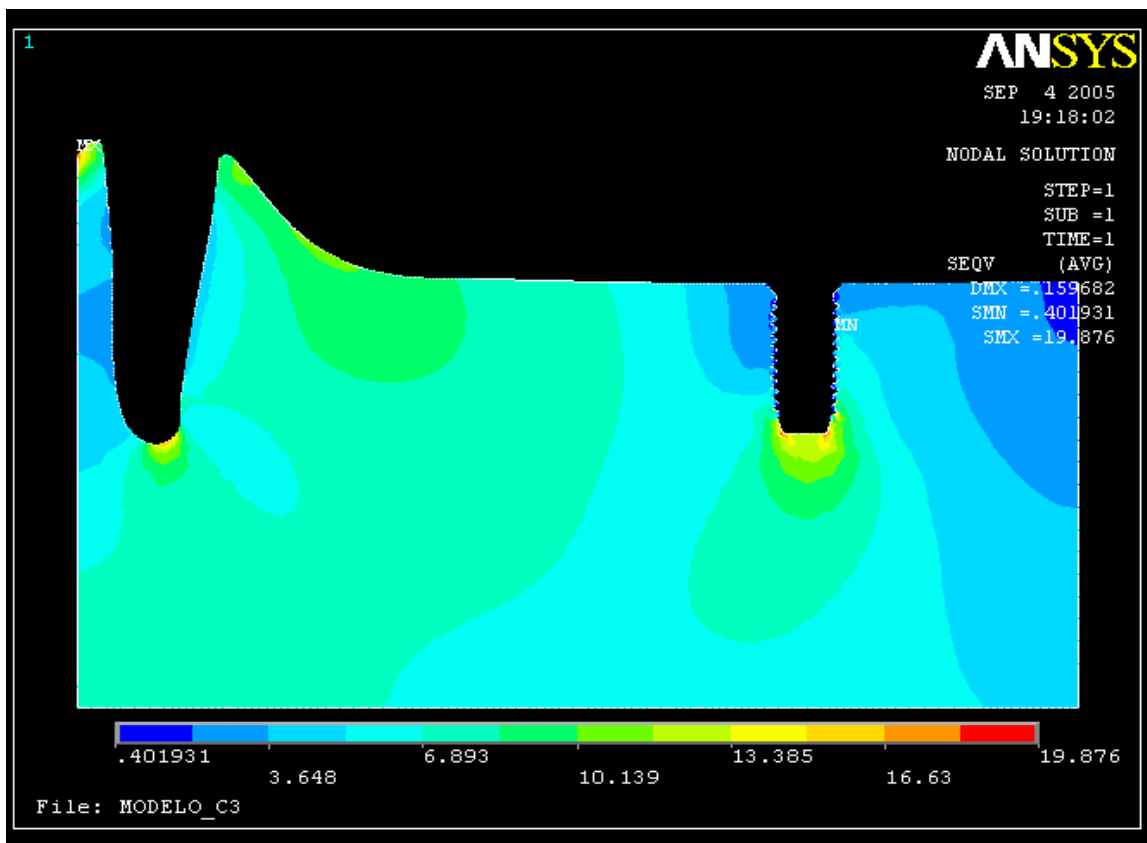


FIGURA 84 - Mapa de tensões - Osso medular – modelo C3.

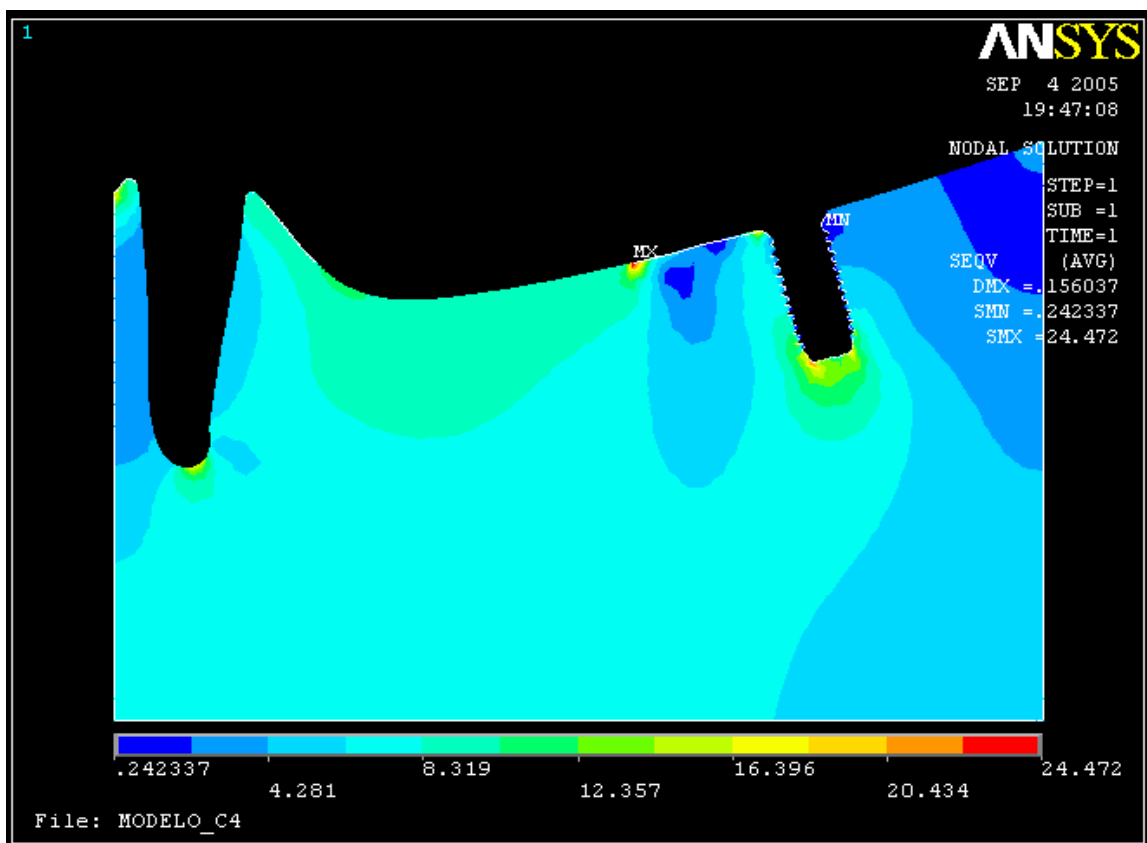


FIGURA 85 - Mapa de tensões - Osso medular – modelo C4.

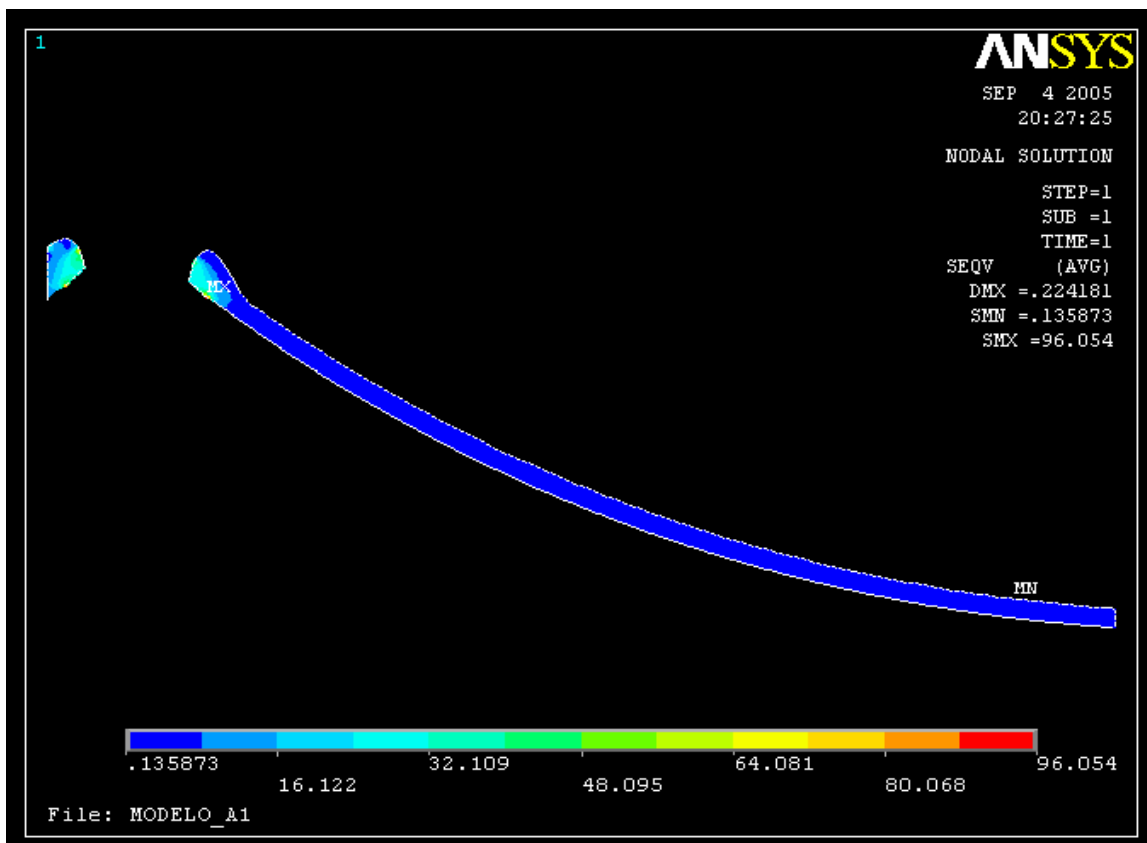


FIGURA 86 - Mapa de tensões – Fibromucosa – modelo A1.

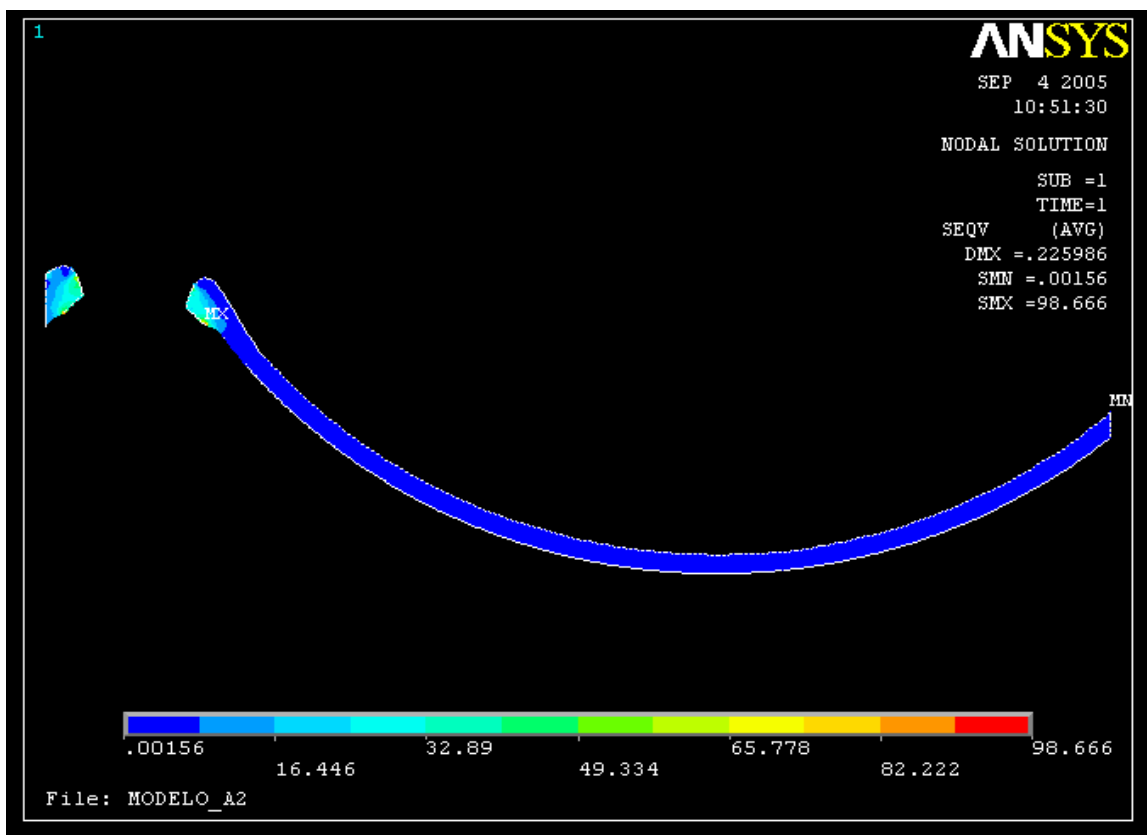


FIGURA 87 - Mapa de tensões – Fibromucosa – modelo A2.

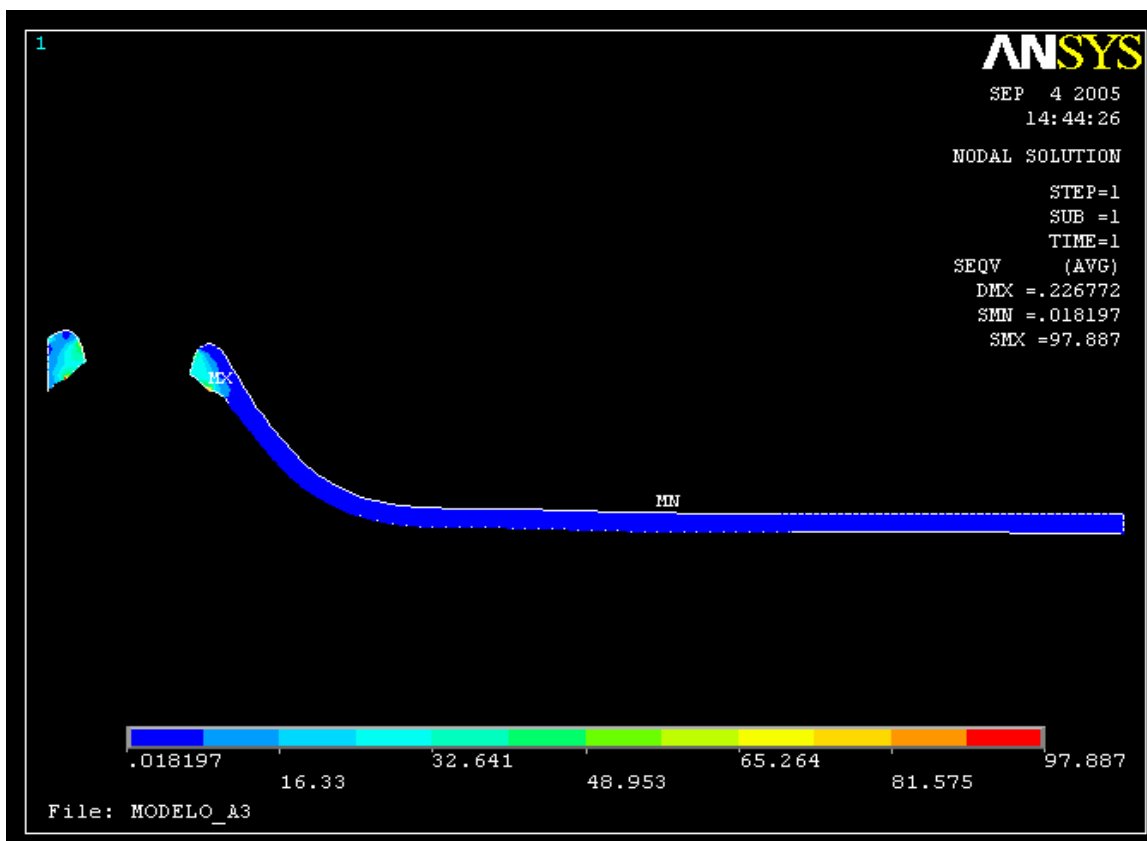


FIGURA 88-Mapa de tensões – Fibromucosa – modelo A3.

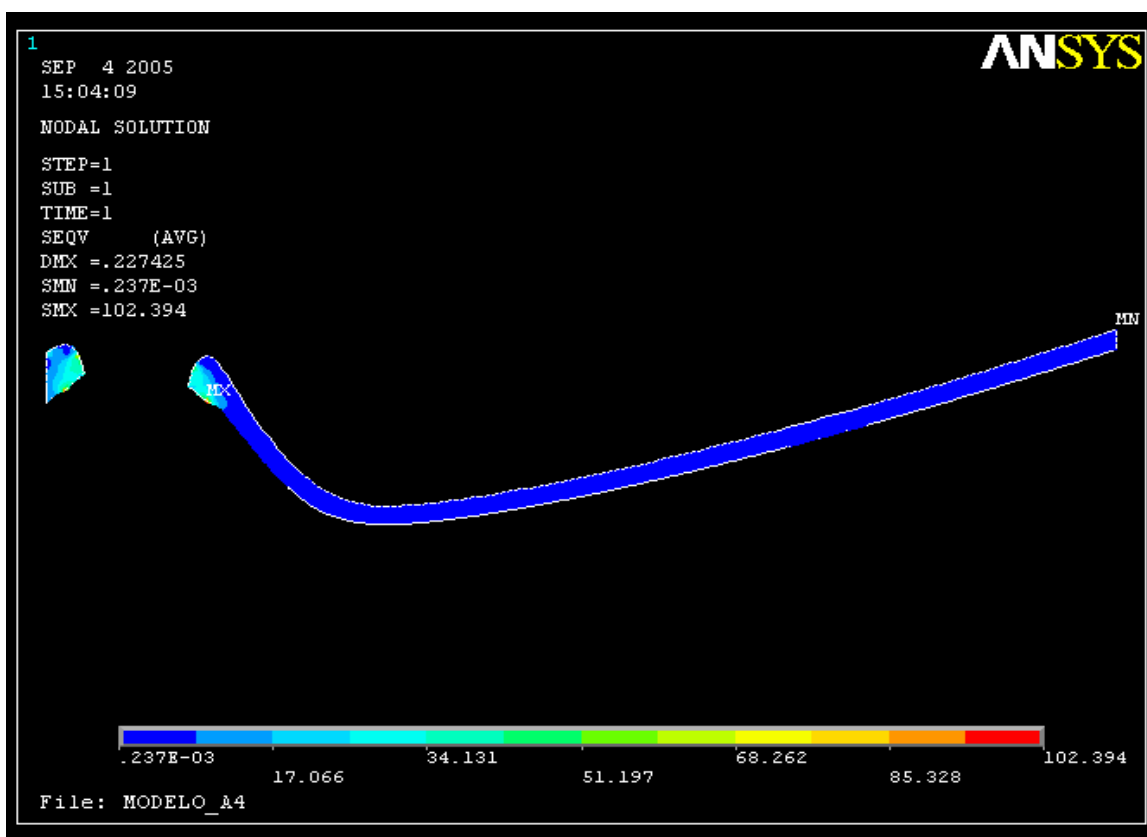


FIGURA 89-Mapa de tensões – Fibromucosa – modelo A4.

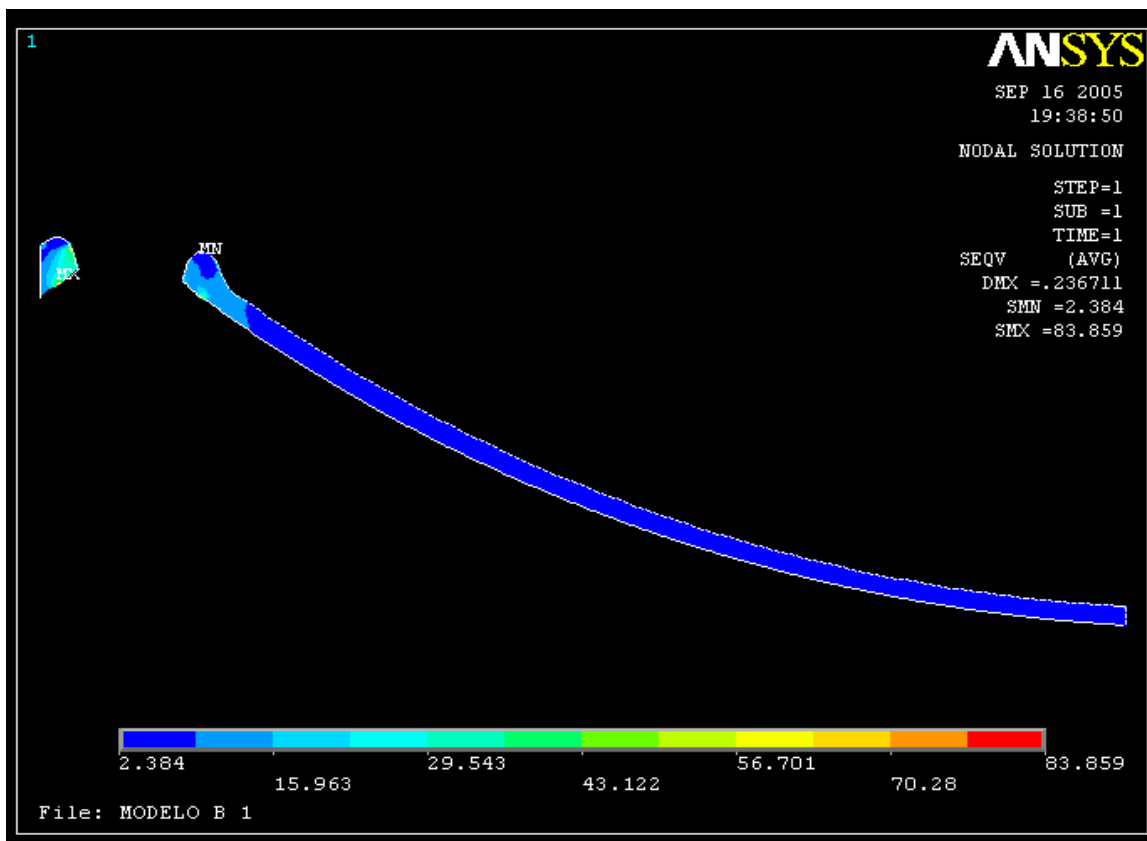


FIGURA 90-Mapa de tensões – Fibromucosa – modelo B1.

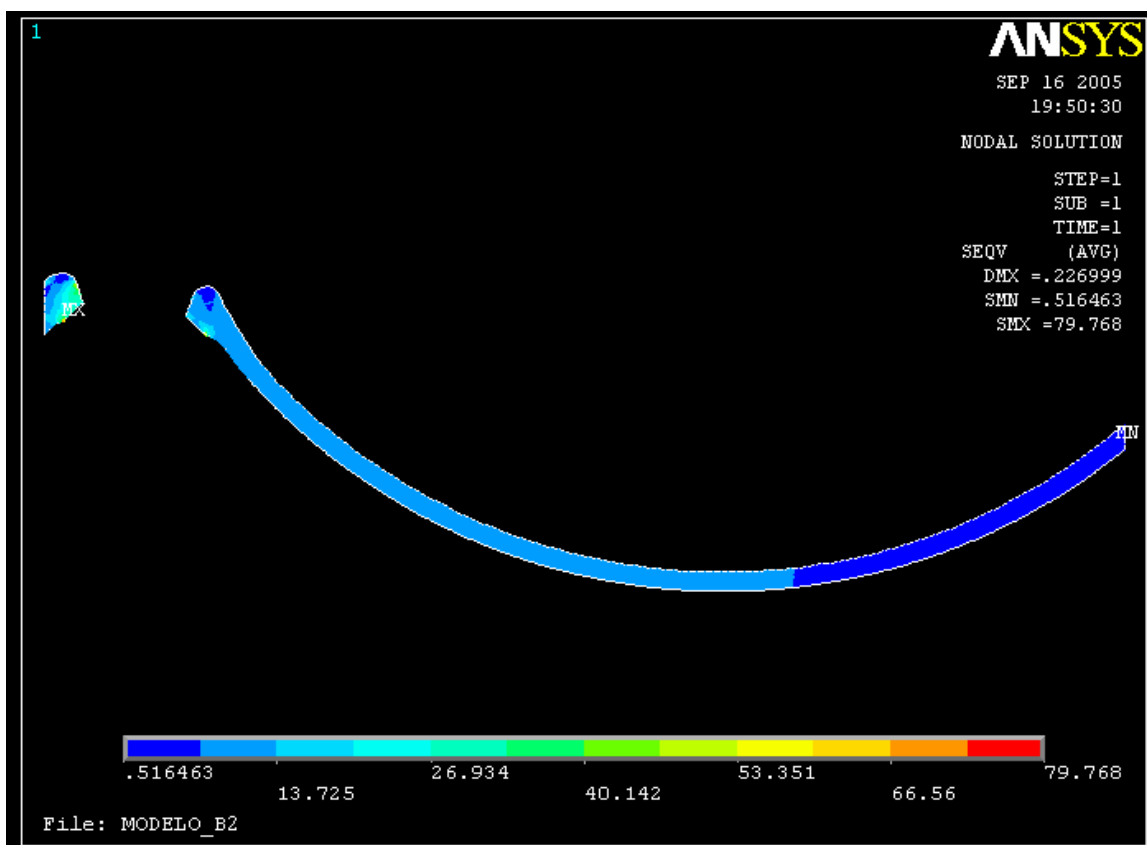


FIGURA 91-Mapa de tensões – Fibromucosa – modelo B2.

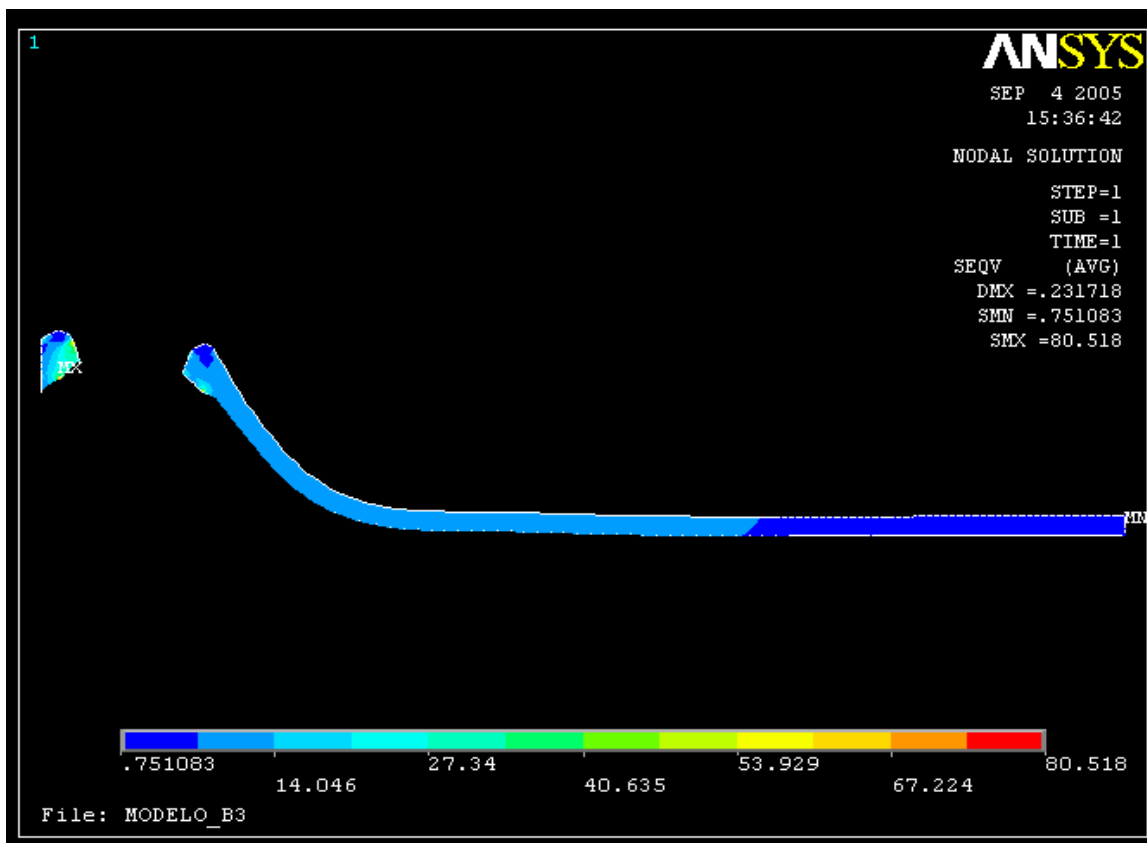


FIGURA 92-Mapa de tensões – Fibromucosa – modelo B3.

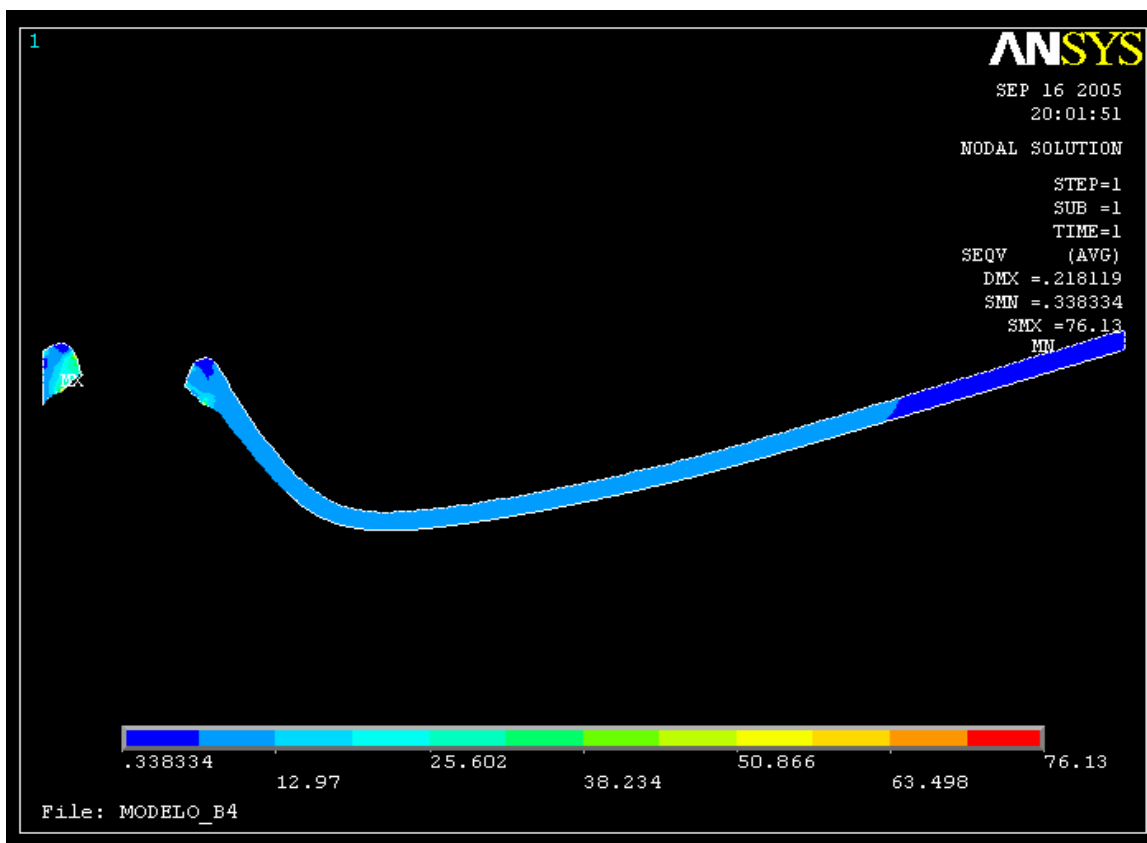


FIGURA 93-Mapa de tensões – Fibromucosa – modelo B4.

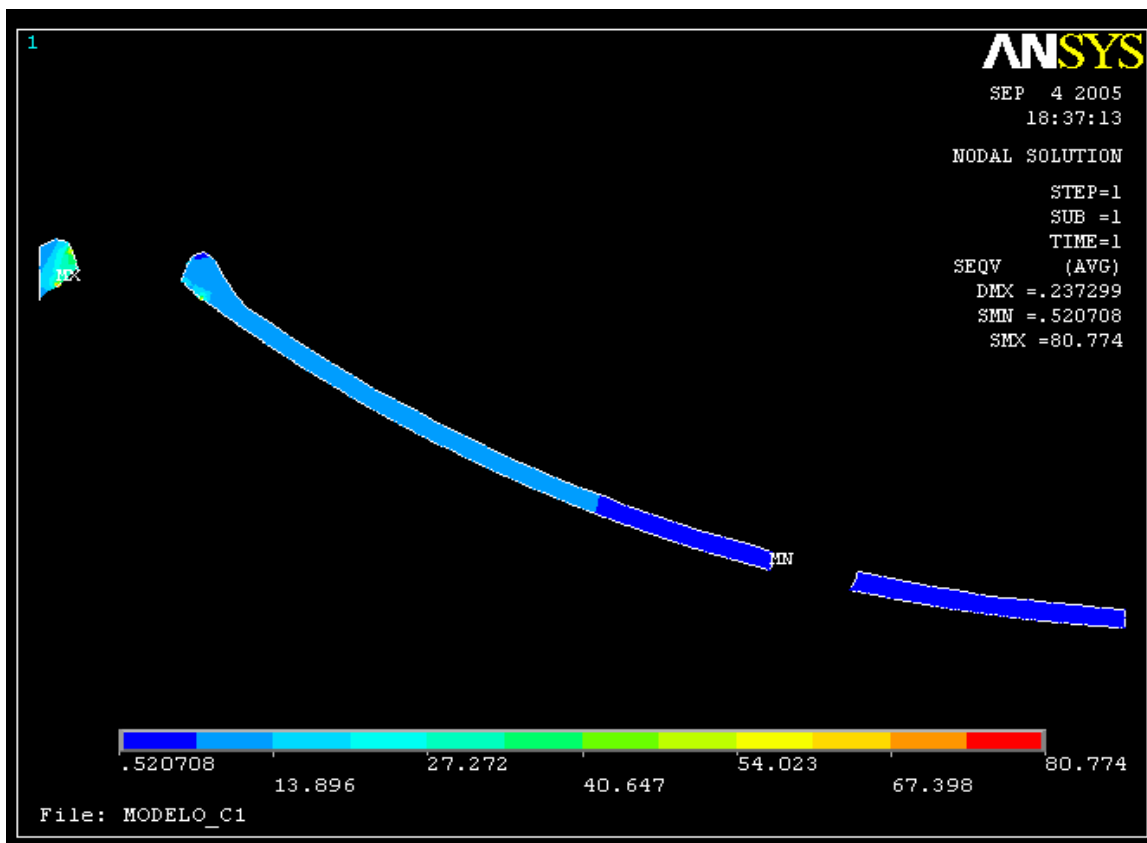


FIGURA 94-Mapa de tensões – Fibromucosa – modelo C1.

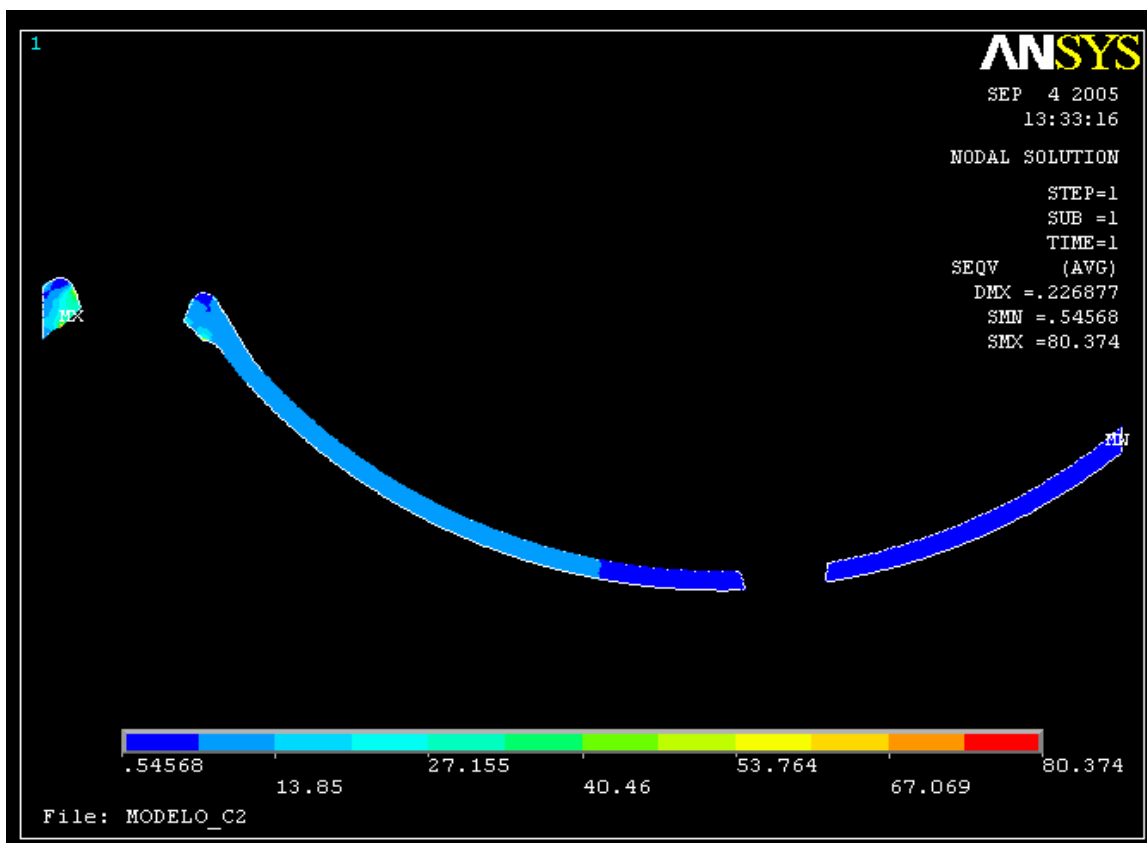


FIGURA 95-Mapa de tensões – Fibromucosa – modelo C2.

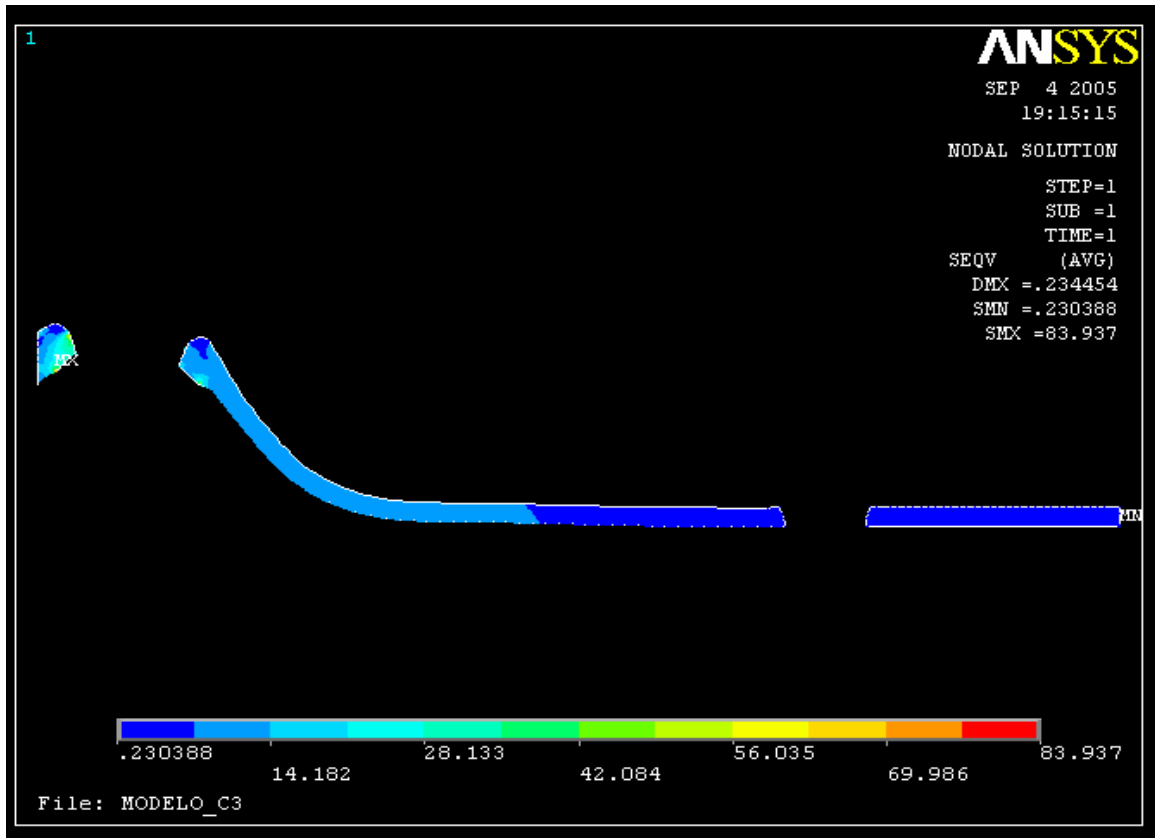


FIGURA 96-Mapa de tensões – Fibromucosa – modelo C3.

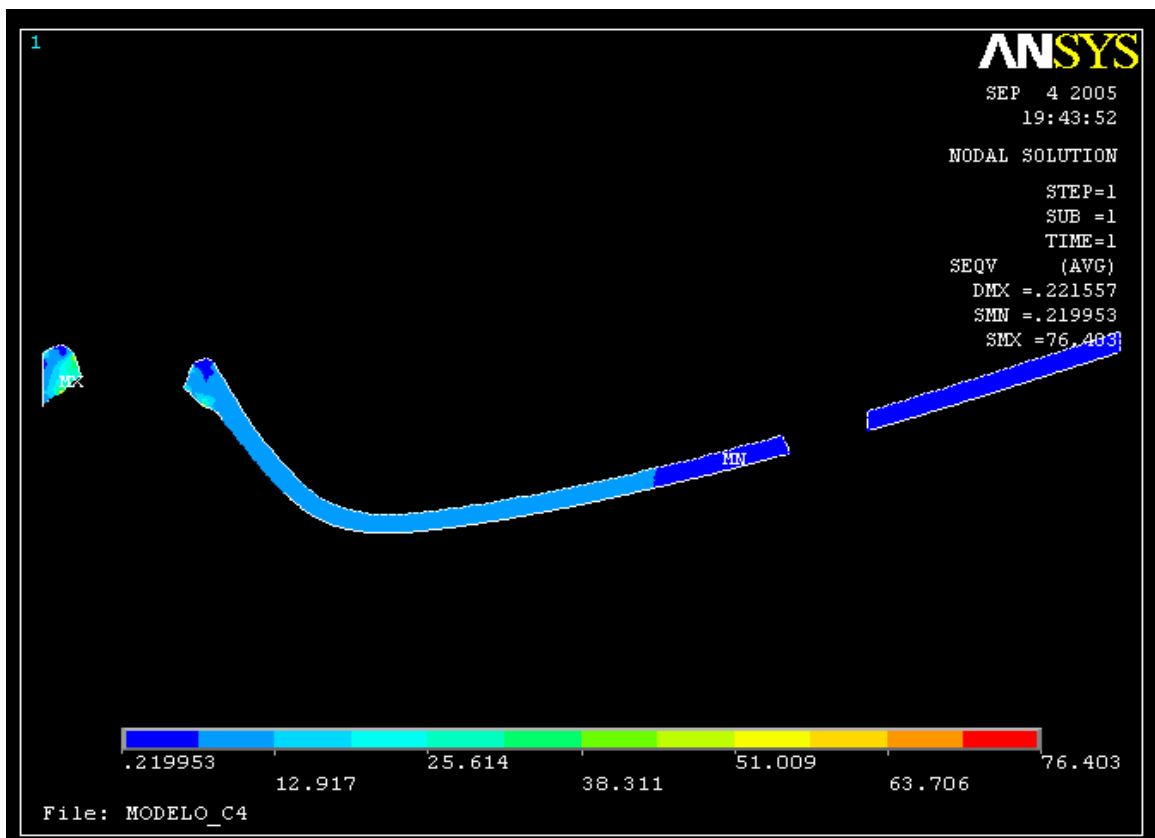


FIGURA 97-Mapa de tensões – Fibromucosa – modelo C4.

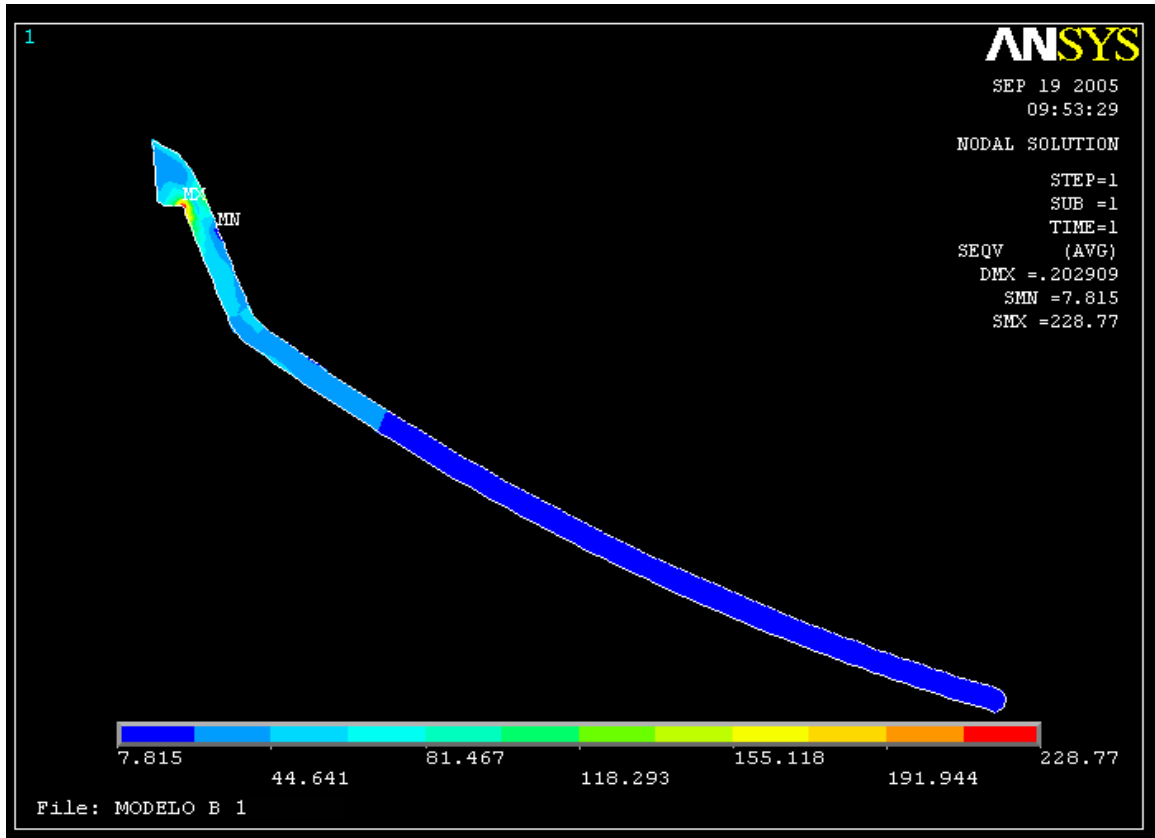


FIGURA 98-Mapa de Tensões – Estrutura metálica – modelo B1.

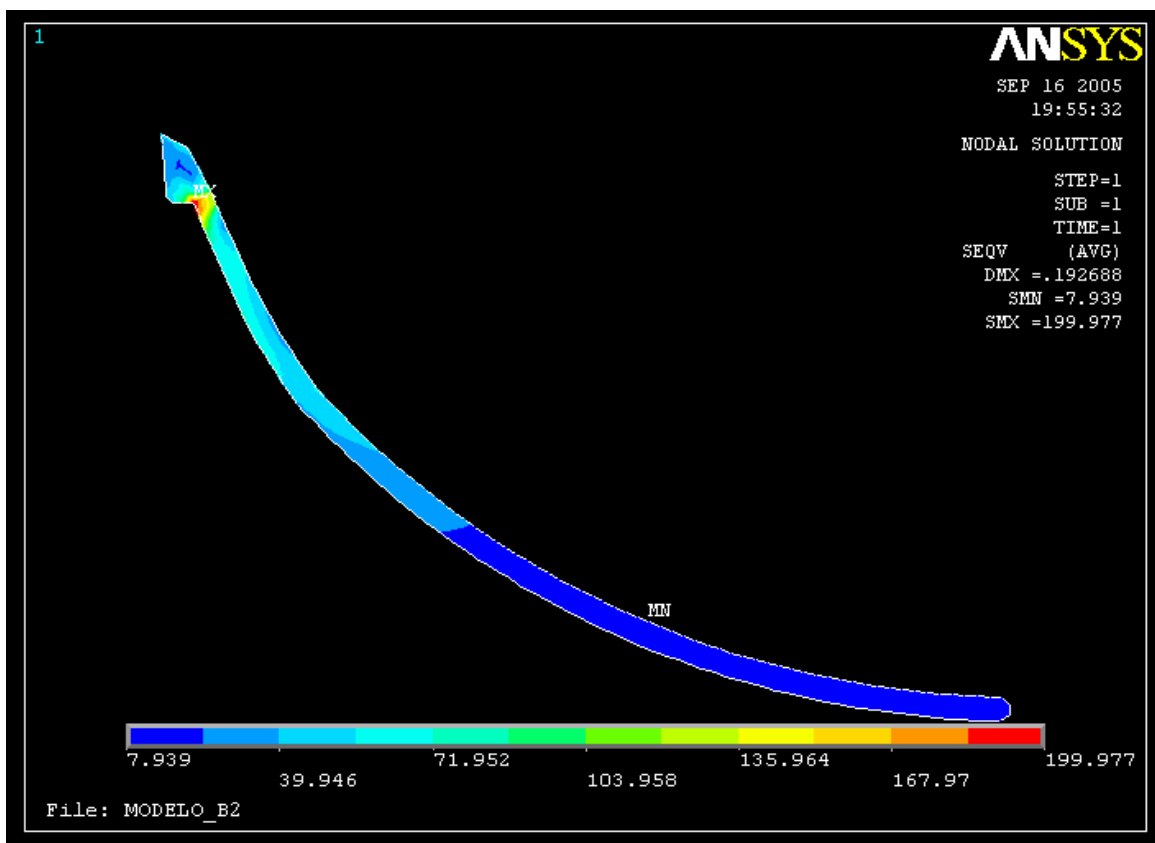


FIGURA 99-Mapa de Tensões – Estrutura metálica – modelo B2.

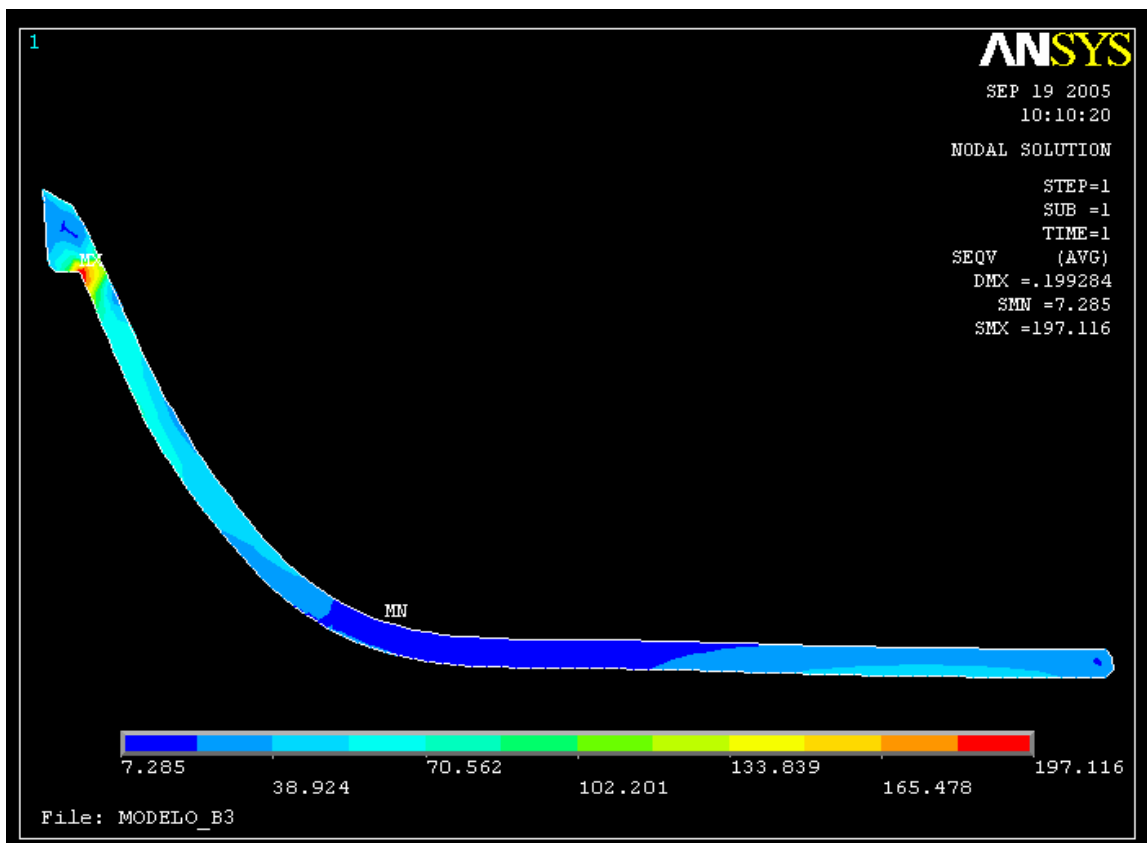


FIGURA 100-Mapa de Tensões – Estrutura metálica – modelo B3.

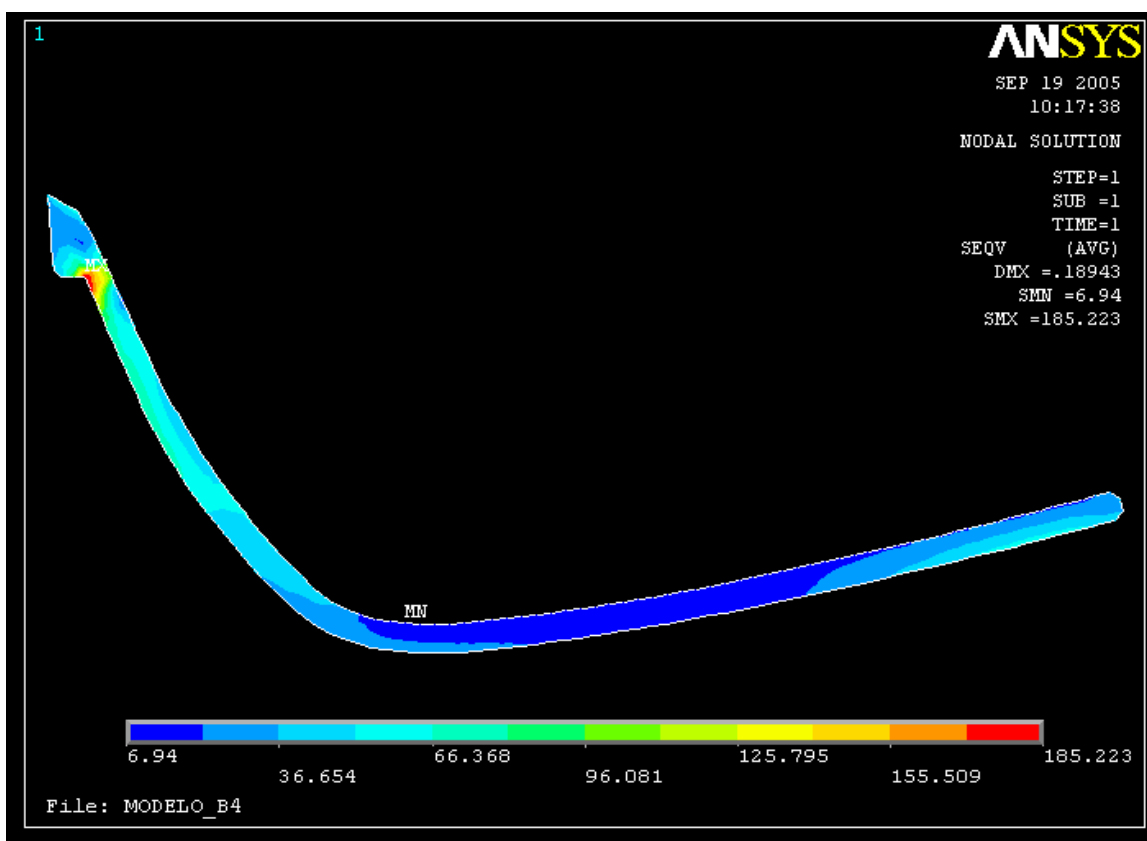


FIGURA 101-Mapa de Tensões – Estrutura metálica – modelo B4.

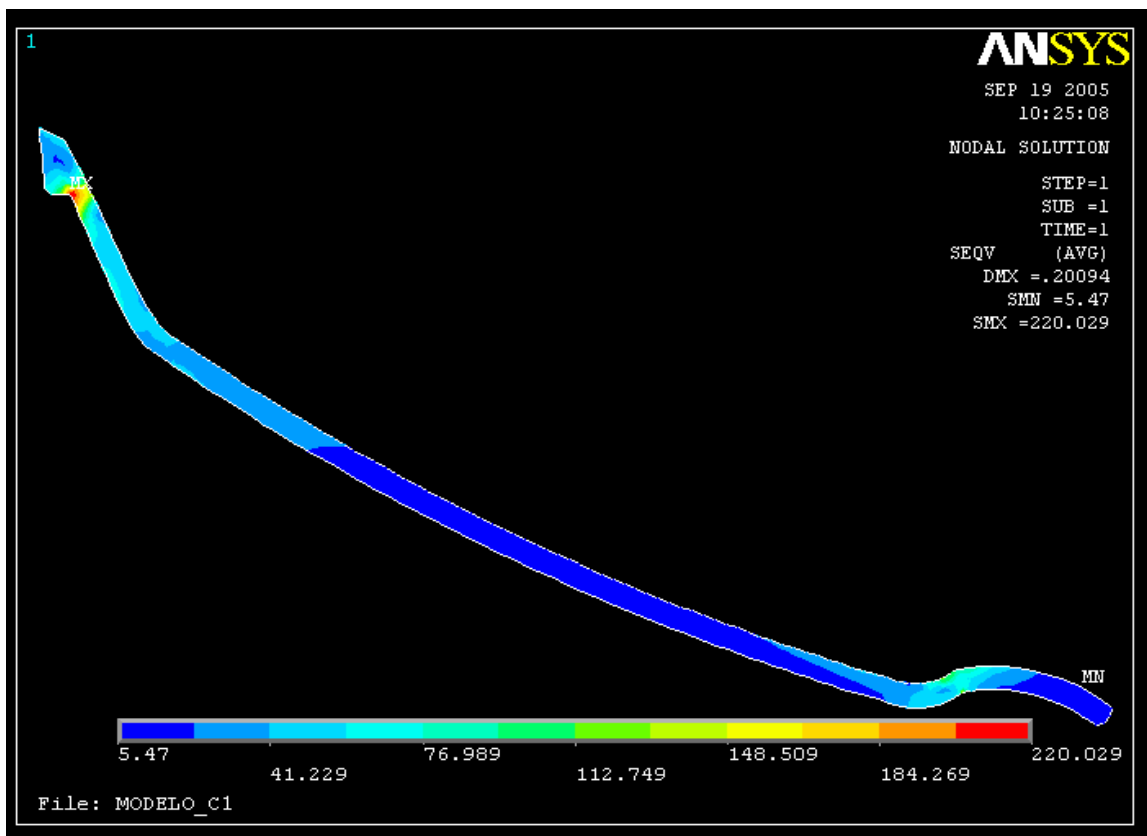


FIGURA 102-Mapa de Tensões – Estrutura metálica – modelo C1.

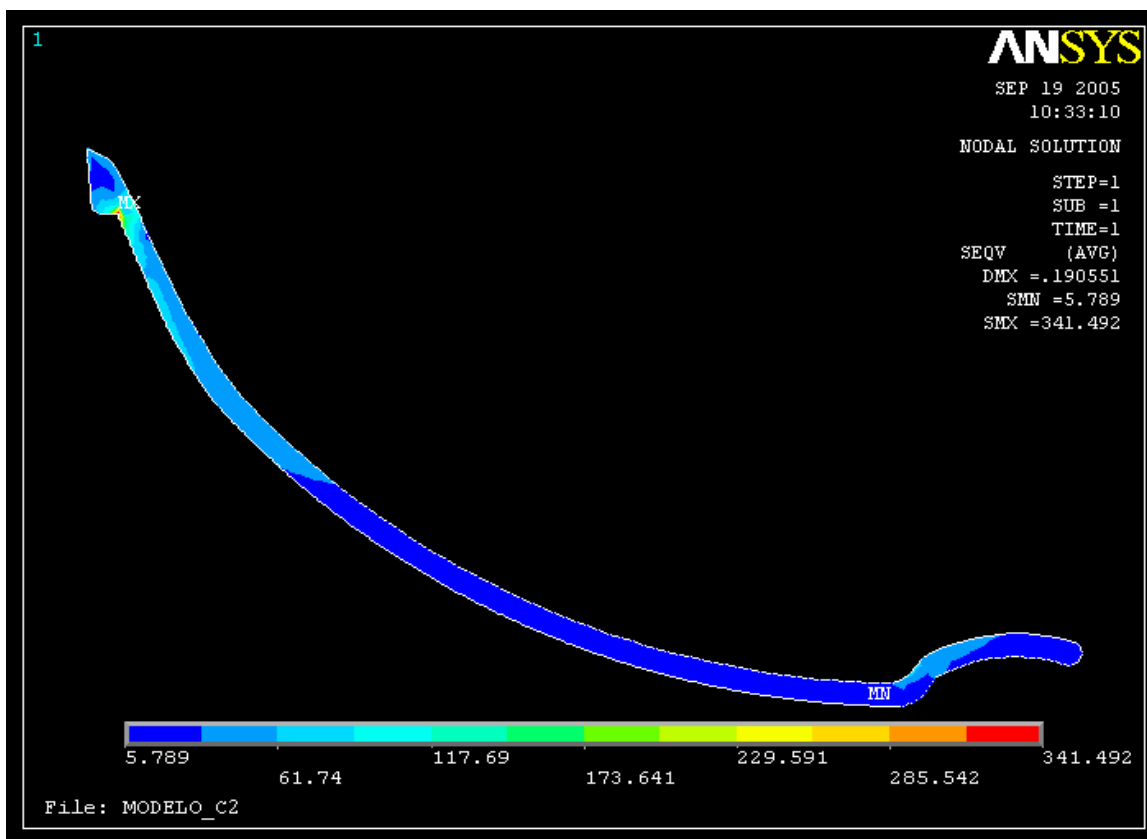
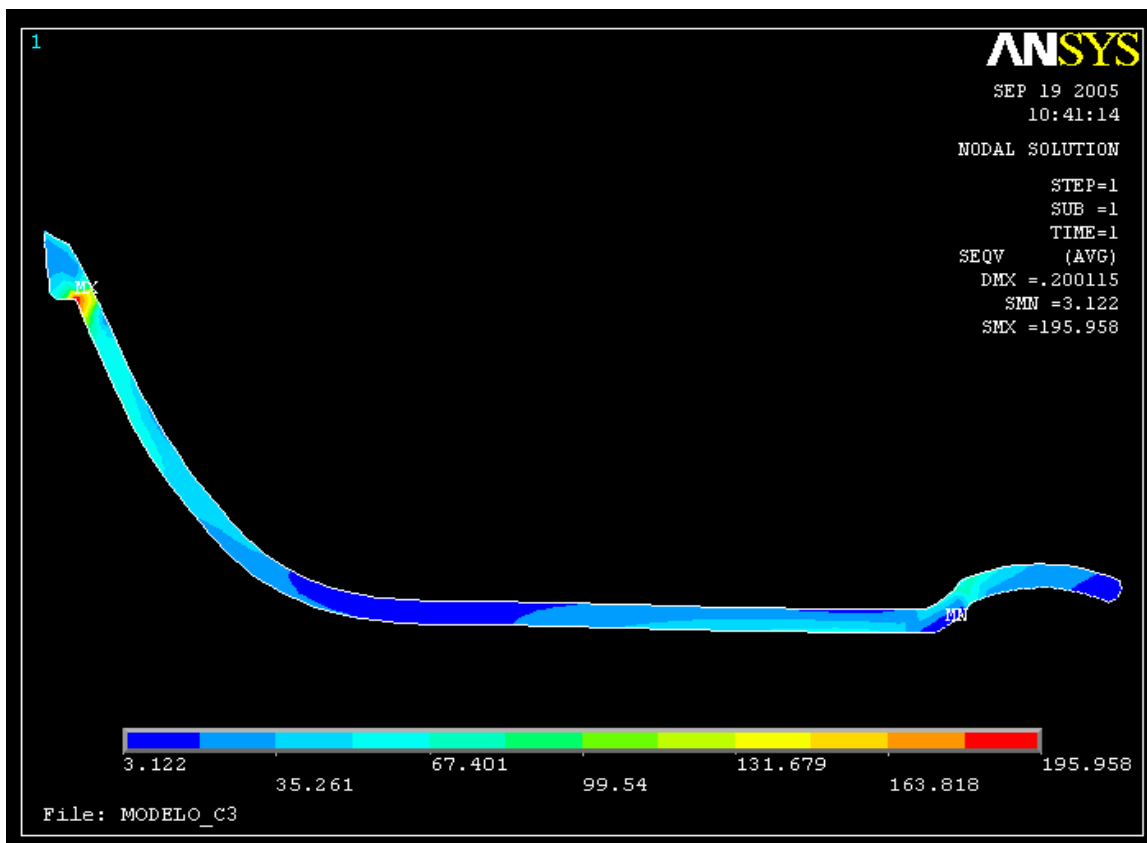
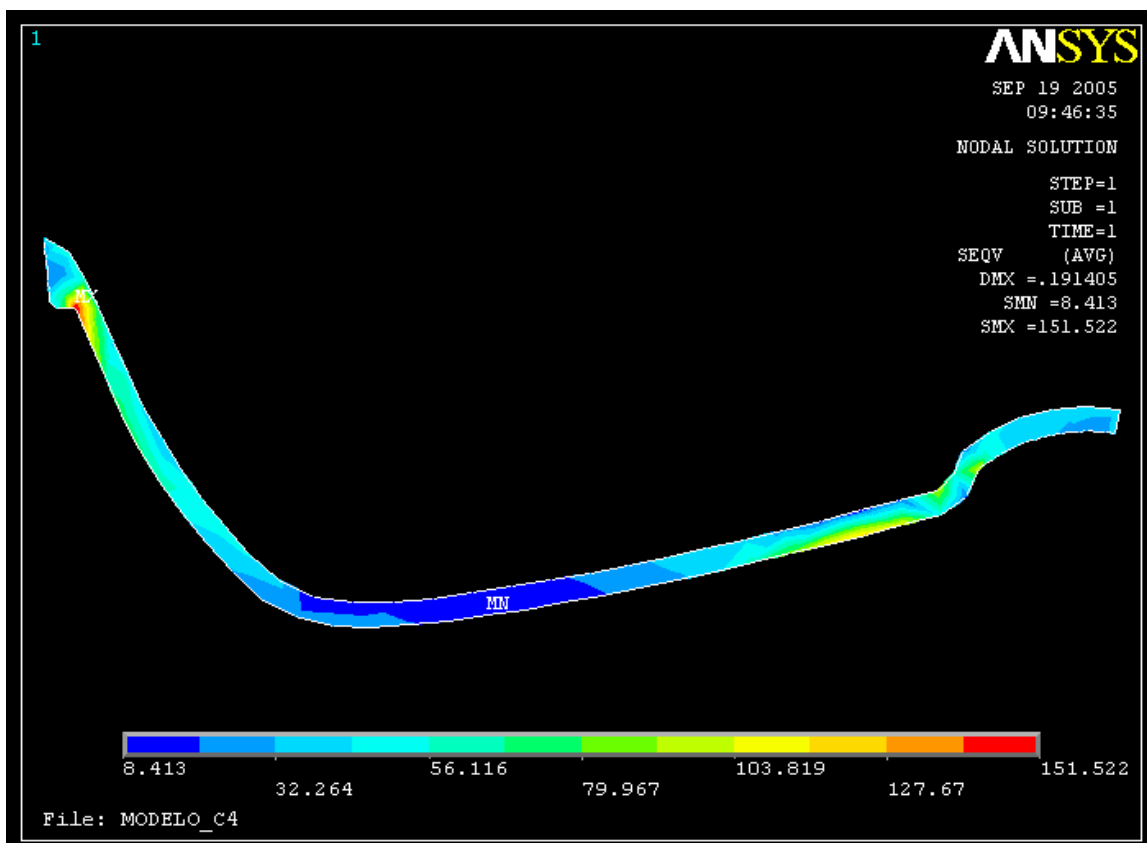


FIGURA 103-Mapa de Tensões – Estrutura metálica – modelo C2.



**FIGURA 104-Mapa de Tensões – Estrutura metálica – modelo C3.**



**Figura 105-Mapa de Tensões – Estrutura metálica – modelo C4.**

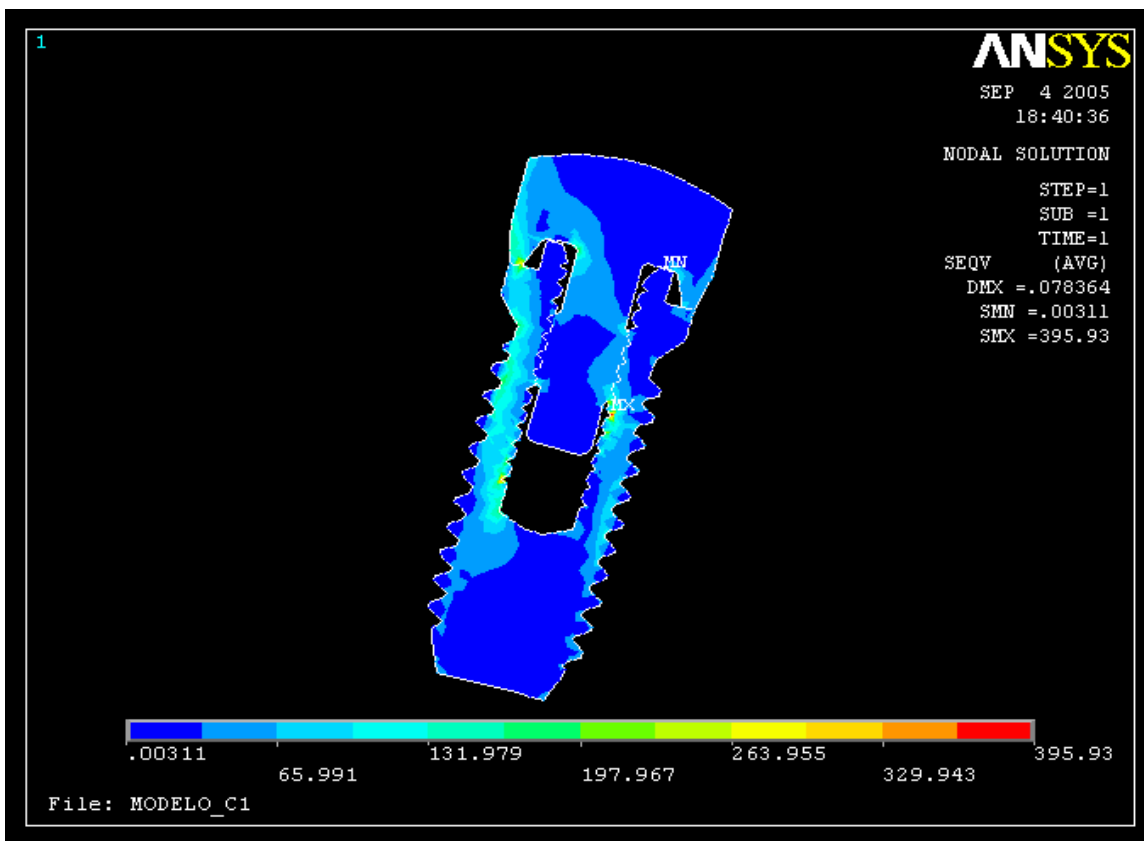


FIGURA 106-Mapa de tensões – Implante – modelo C1.

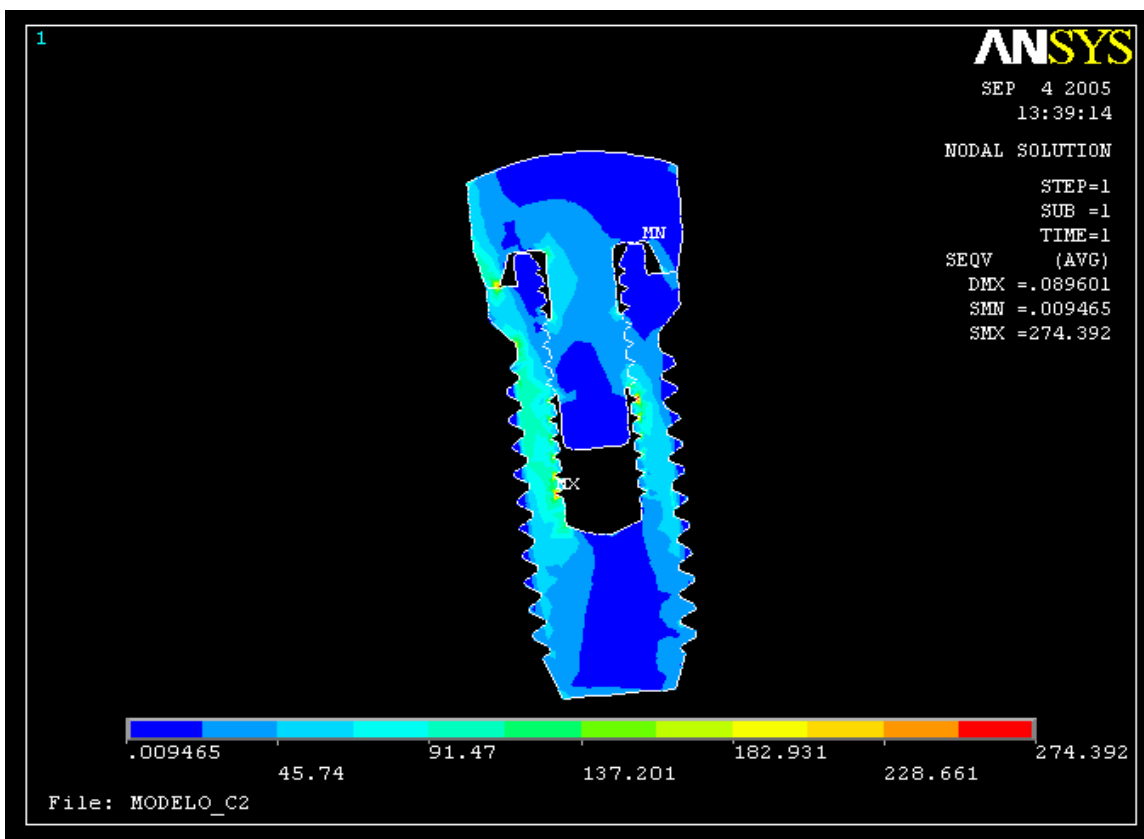


FIGURA 107-Mapa de tensões – Implante – modelo C2.

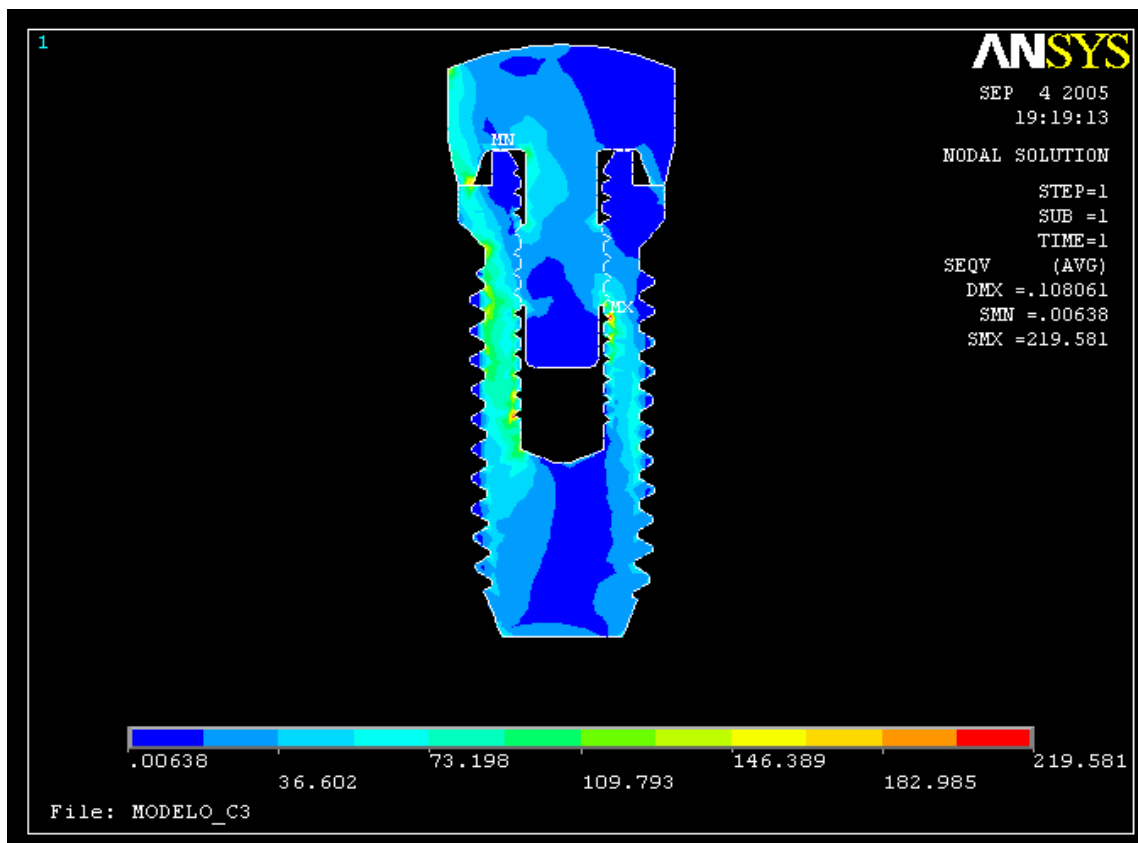


FIGURA 108-Mapa de tensões – Implante – modelo C3.

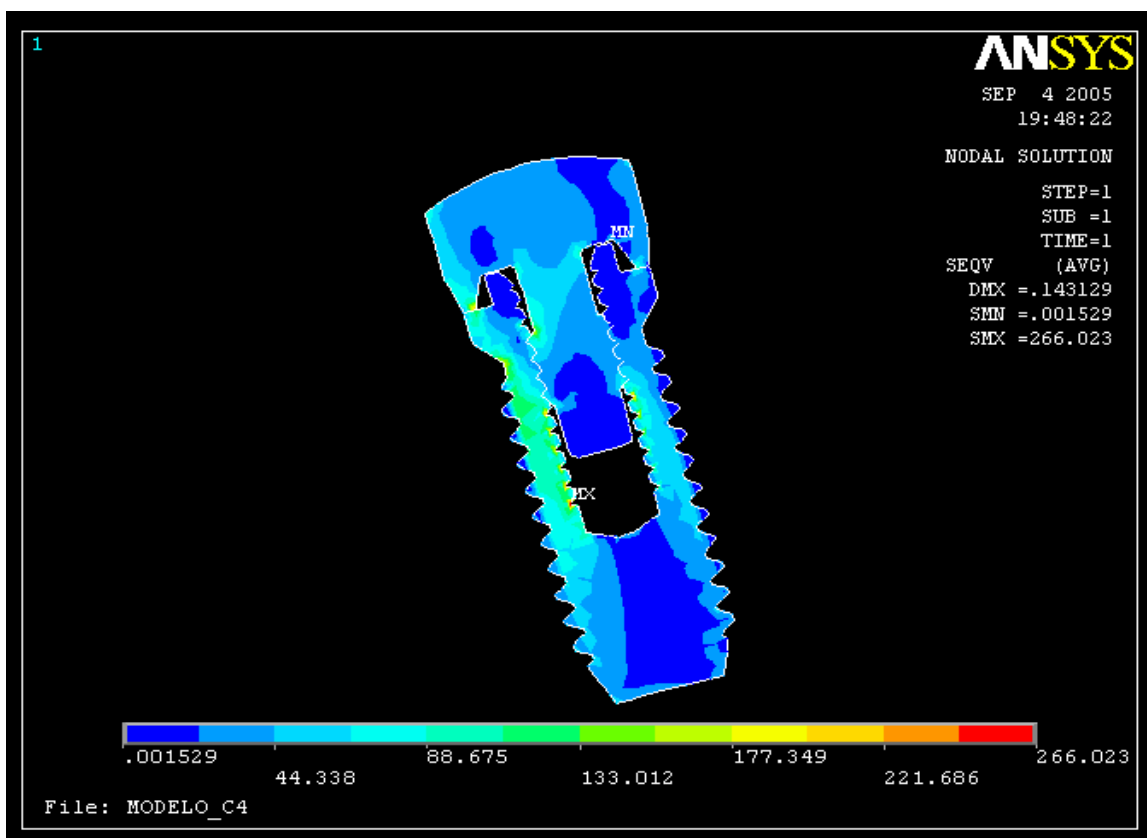


FIGURA 109-Mapa de tensões – Implante – modelo C4.

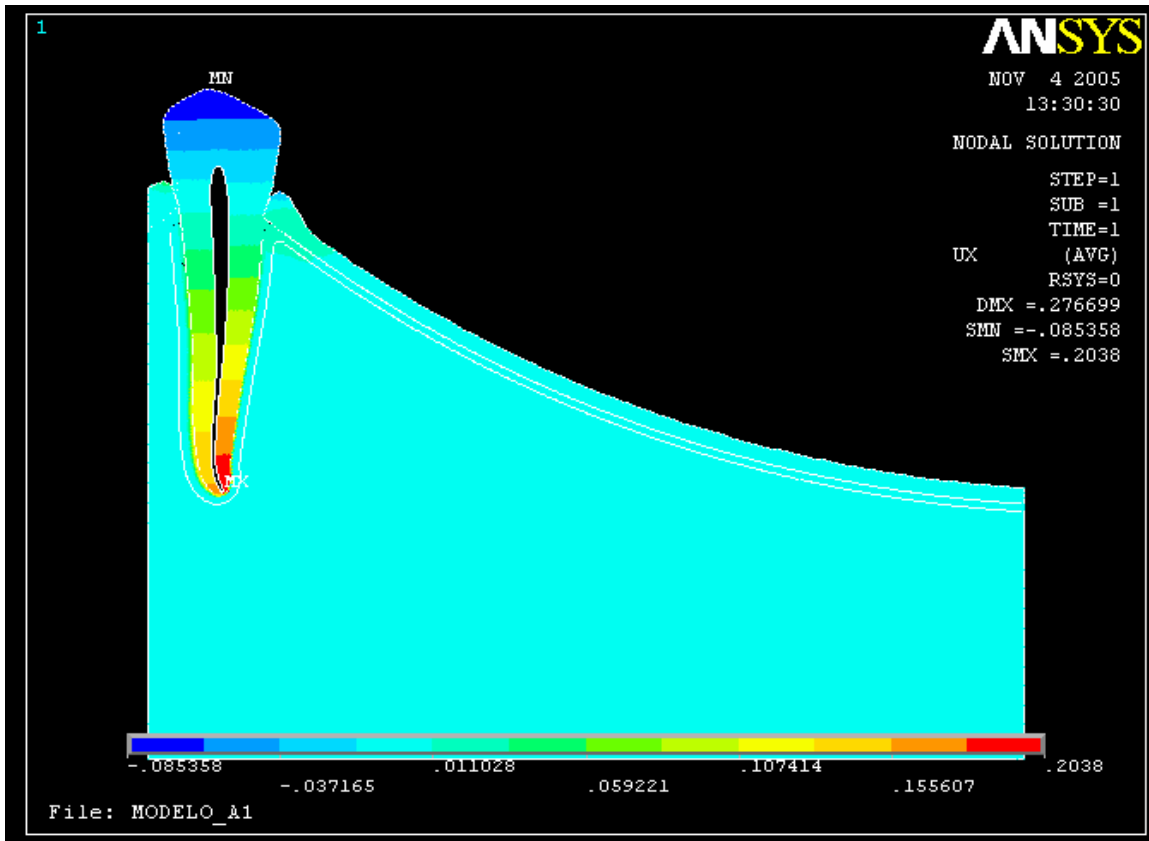


FIGURA 110-Mapa de tendência ao deslocamento em x, modelo A1.

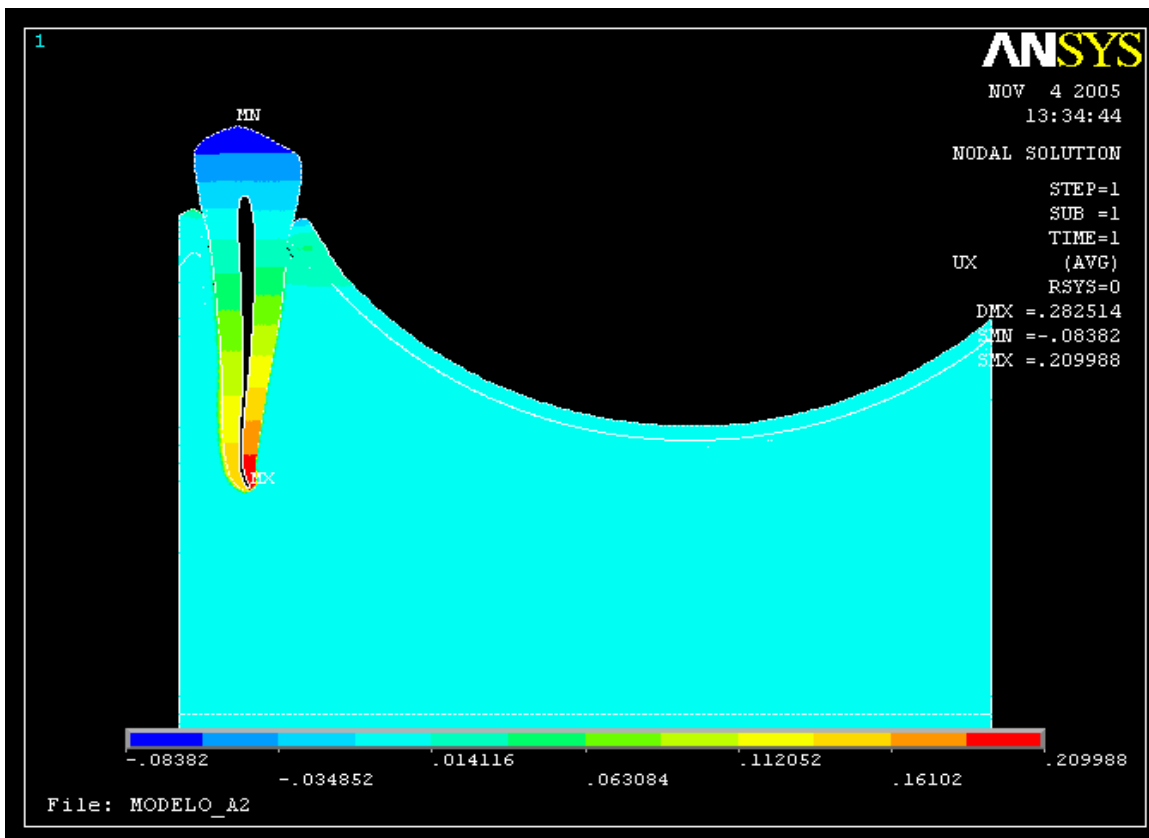


FIGURA 111-Mapa de tendência ao deslocamento em x, modelo A2.

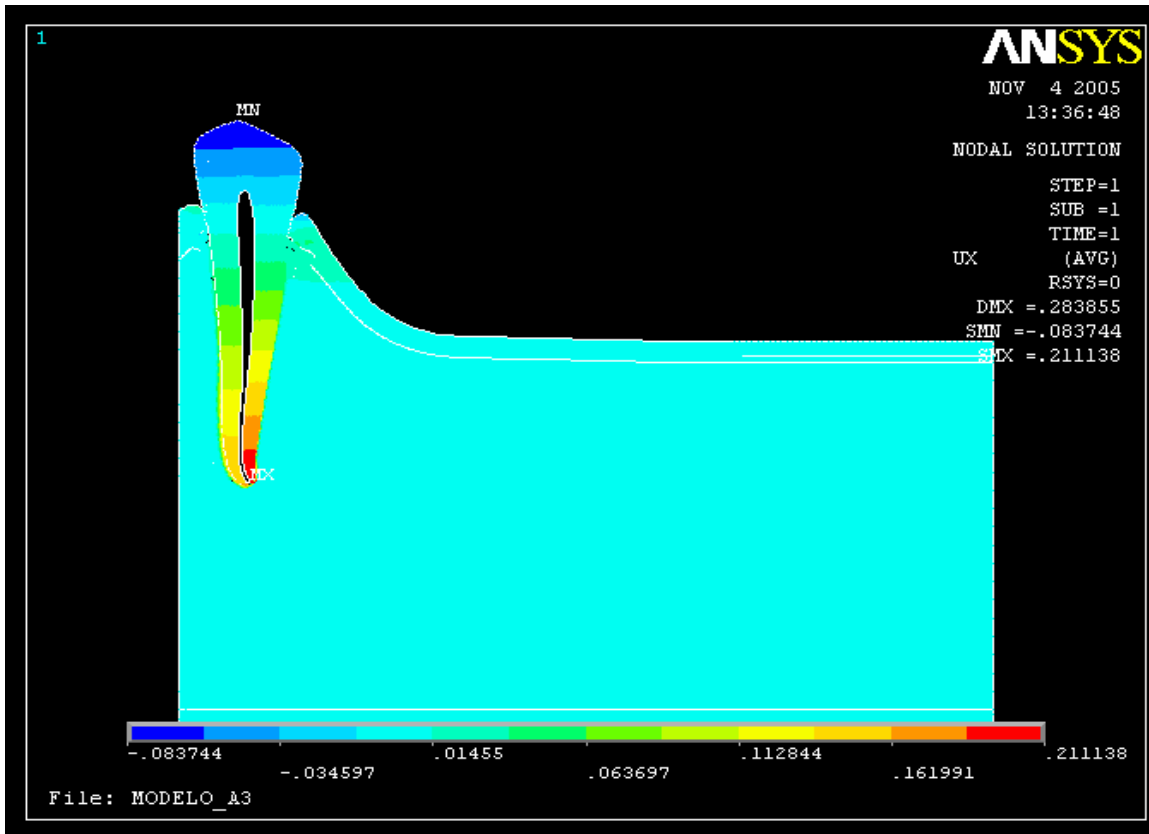


FIGURA 112-Mapa de tendência ao deslocamento em x, modelo A3.

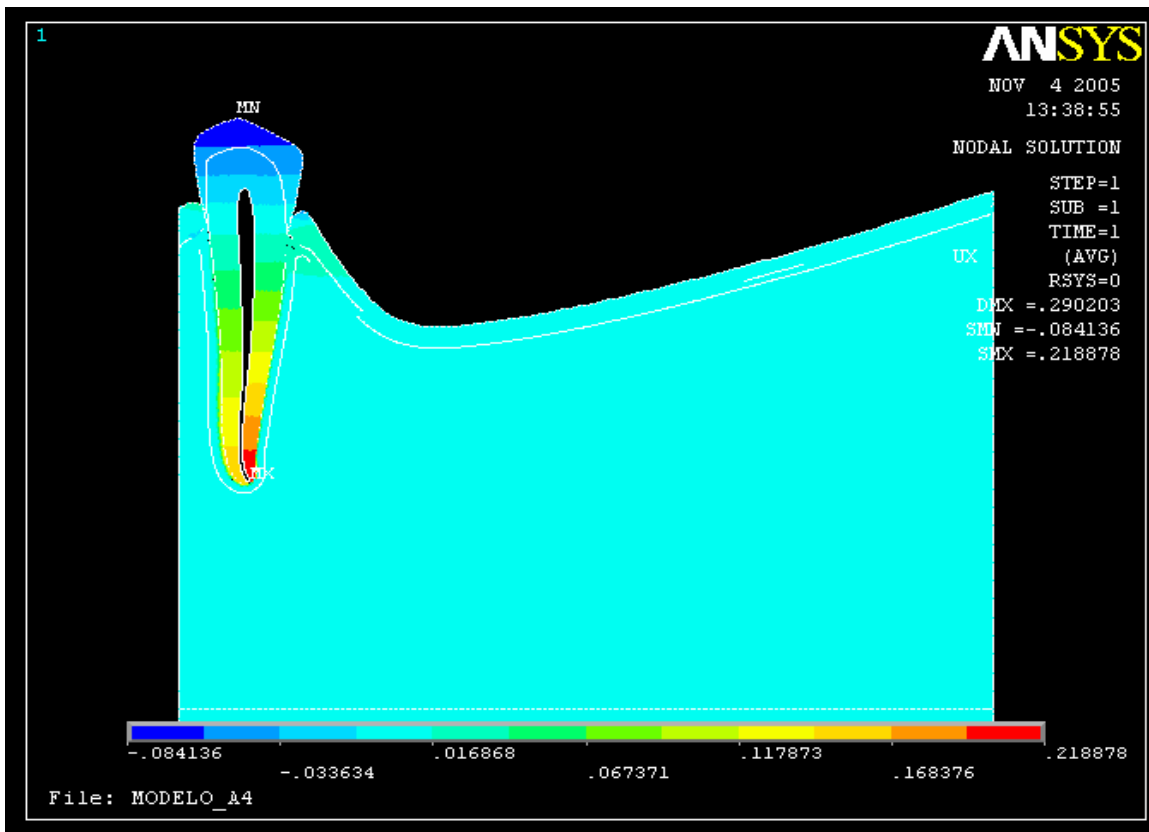


FIGURA 113-Mapa de tendência ao deslocamento em x, modelo A4.

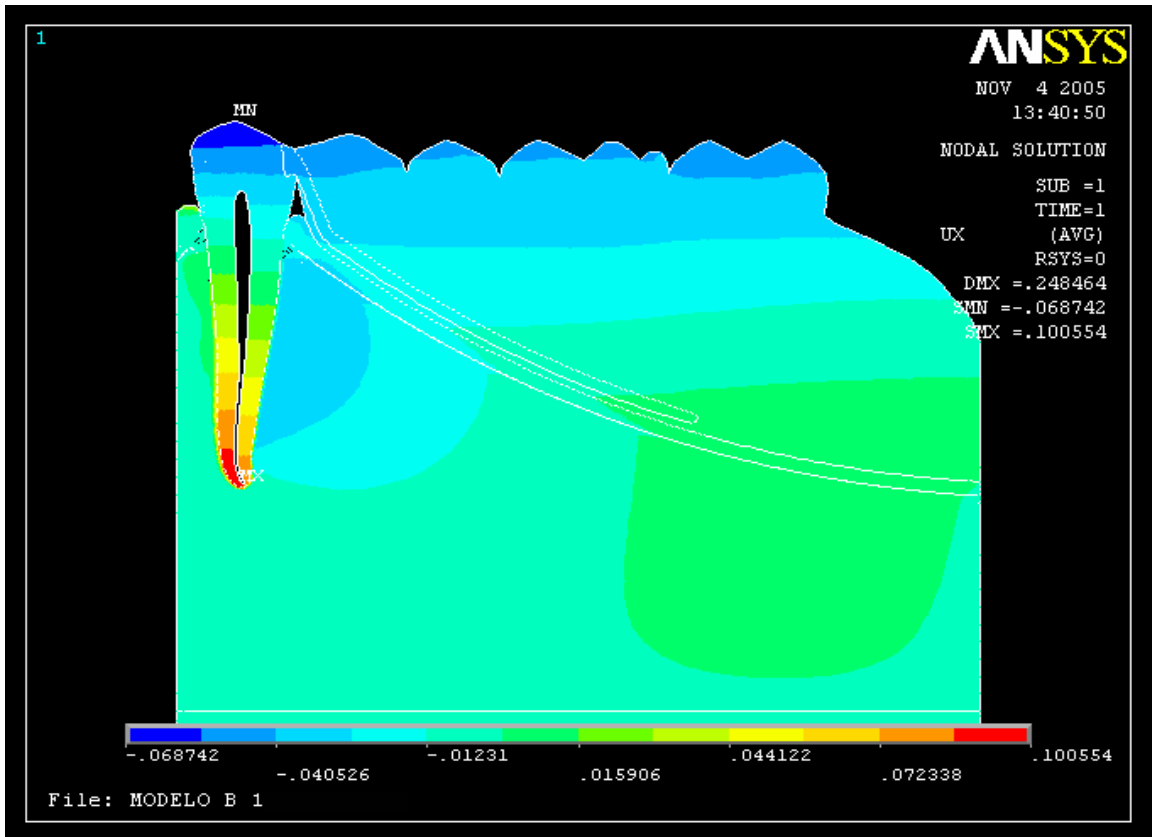


FIGURA 114-Mapa de tendência ao deslocamento em x, modelo B1.

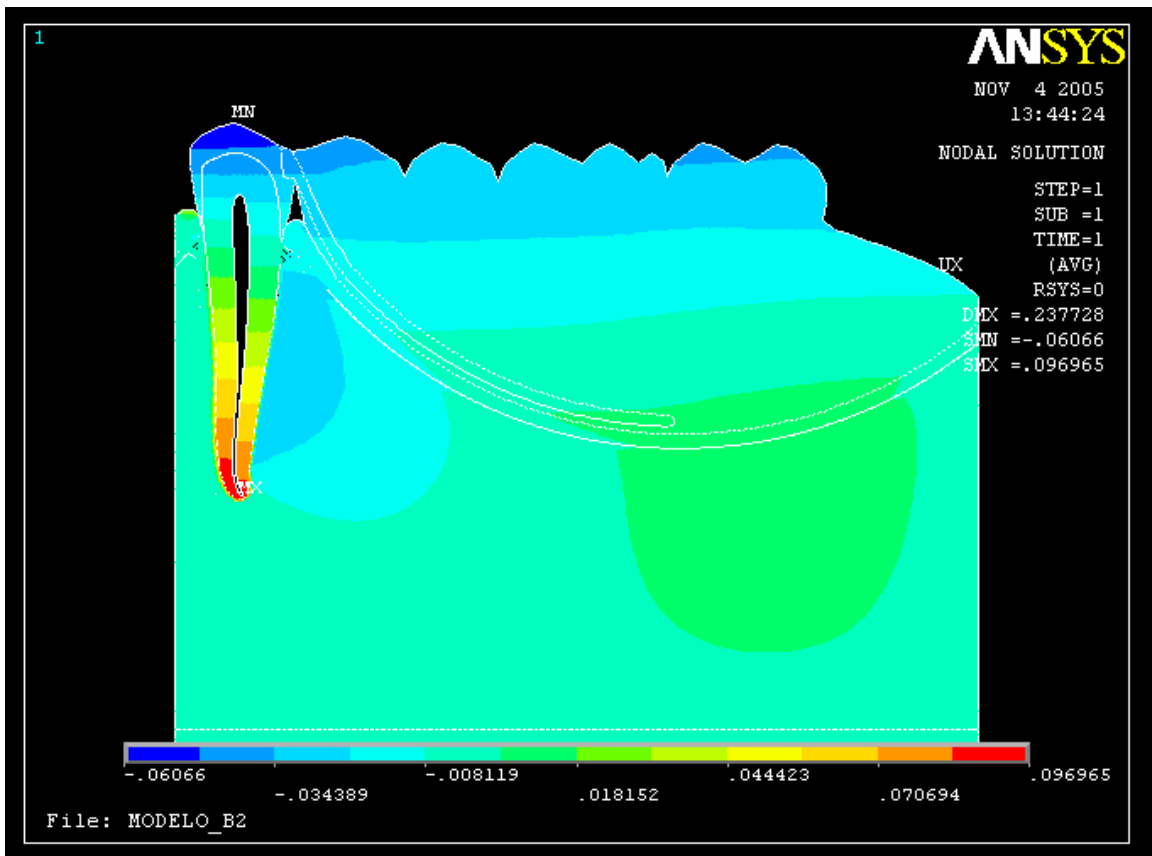


FIGURA 115-Mapa de tendência ao deslocamento em x, modelo B2.

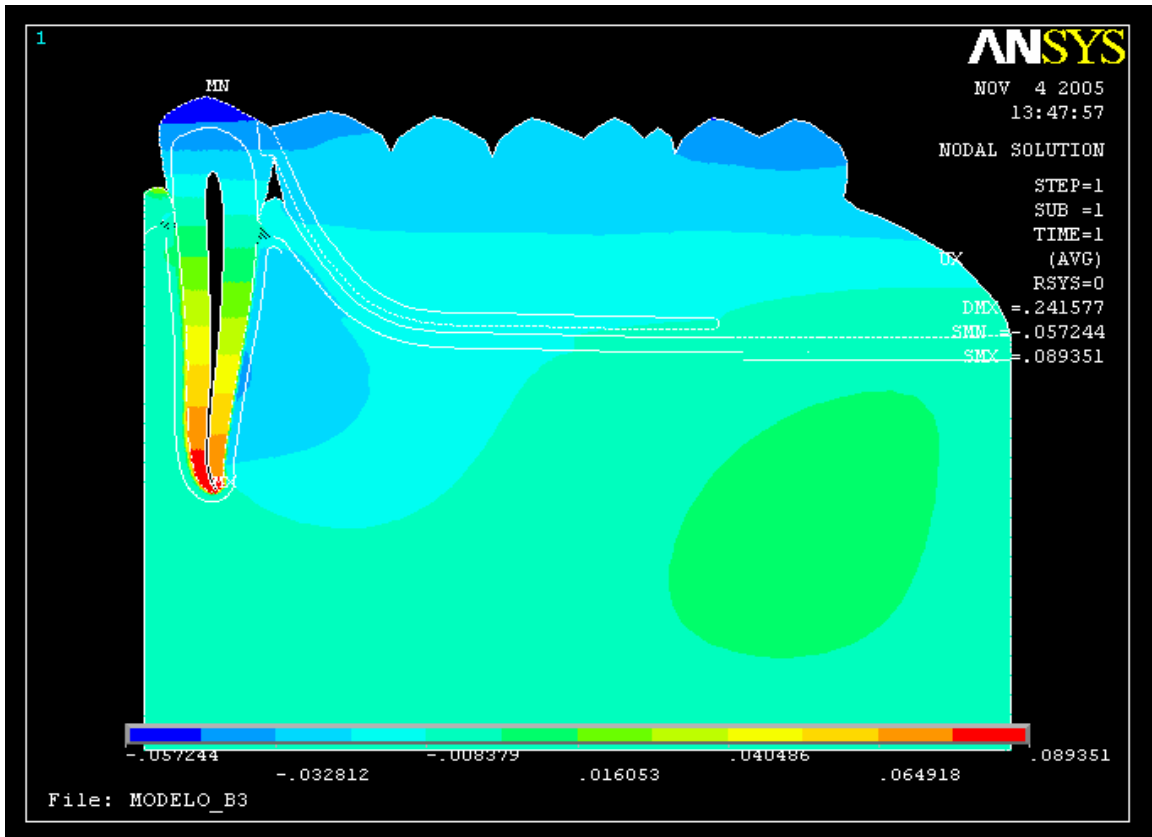


FIGURA 116-Mapa de tendência ao deslocamento em x, modelo B3.

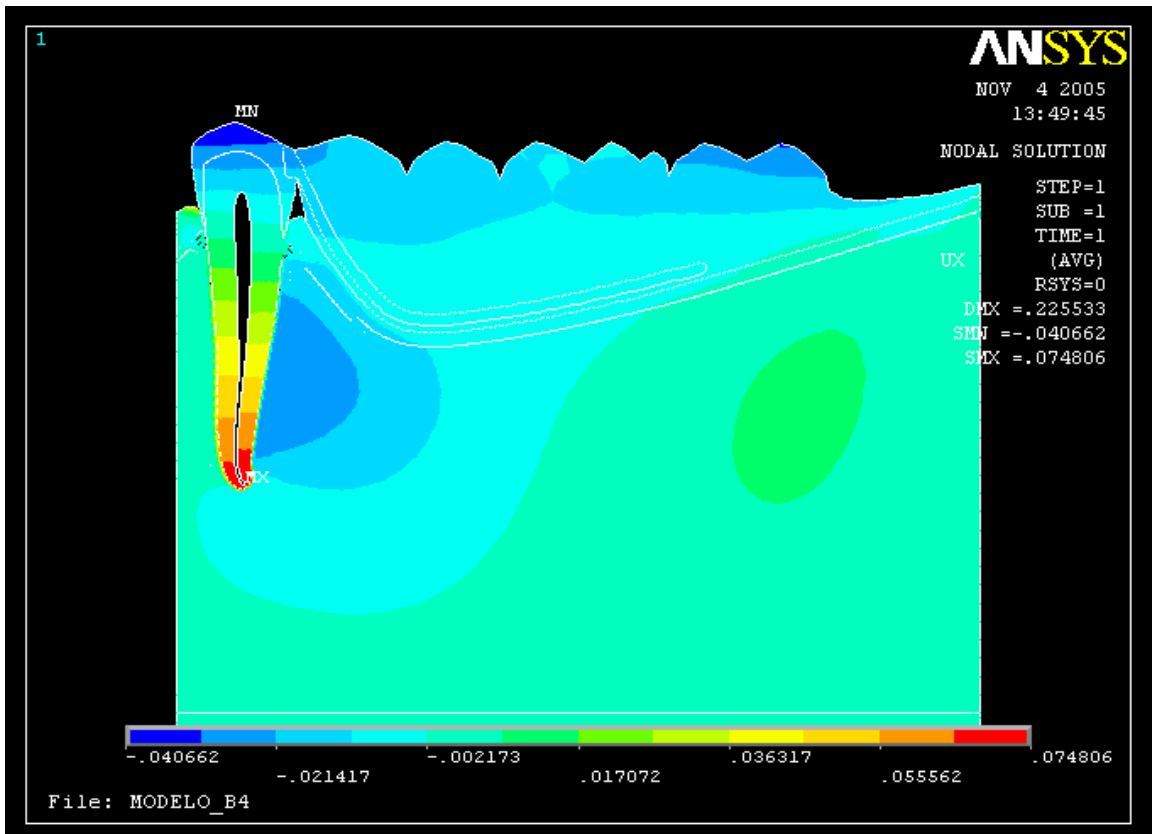


FIGURA 117-Mapa de tendência ao deslocamento em x, modelo B4.

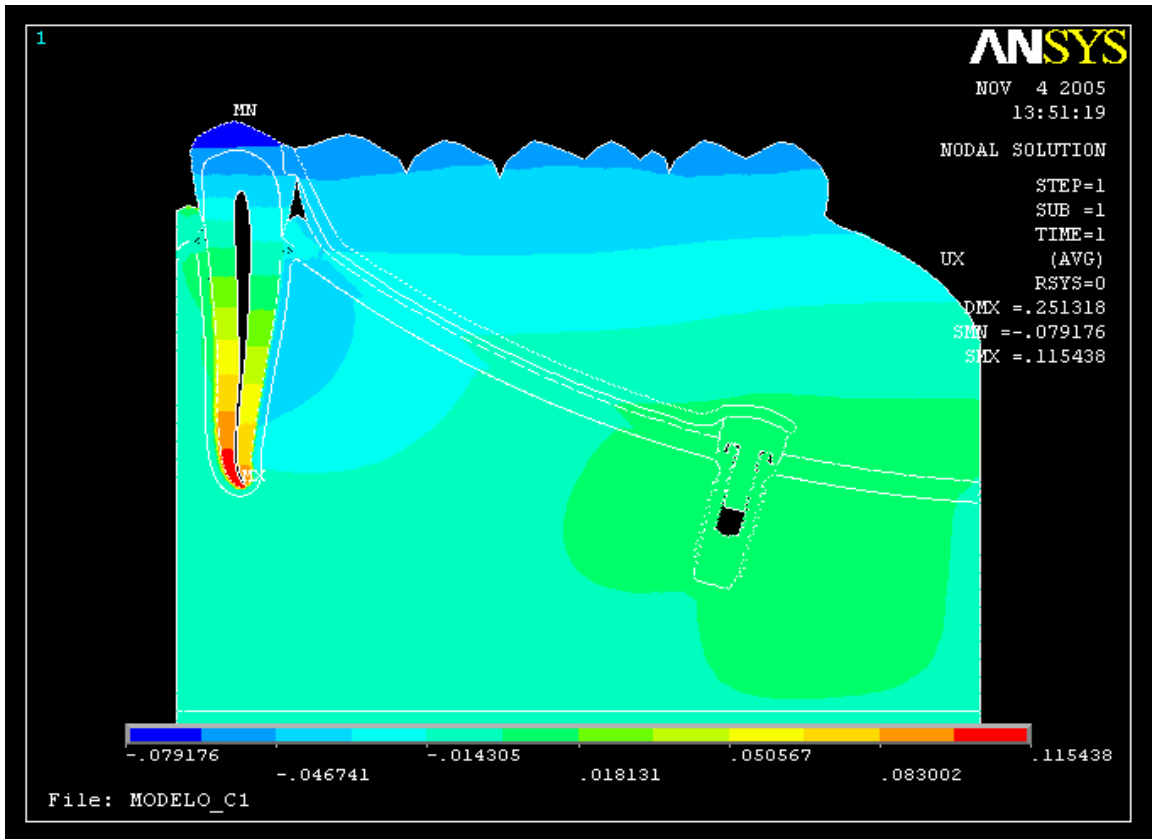


FIGURA 118-Mapa de tendência ao deslocamento em x, modelo C1.

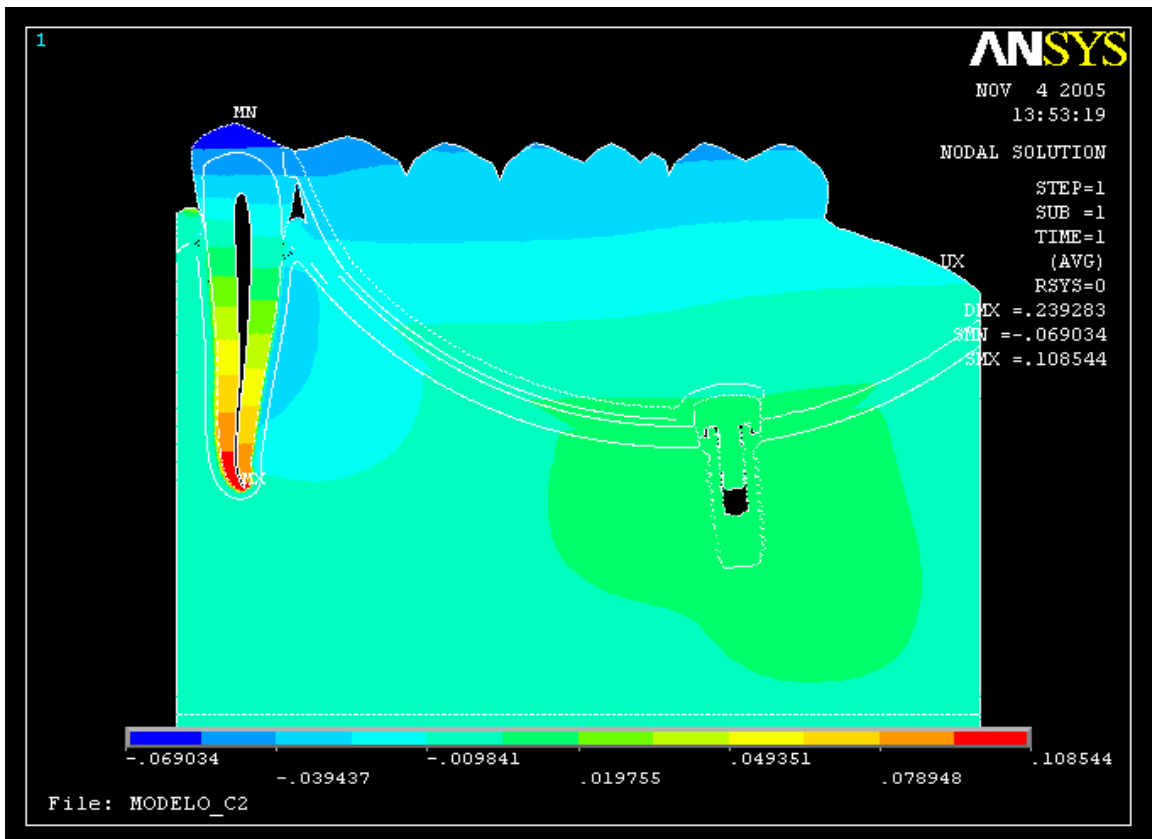


FIGURA 119-Mapa de tendência ao deslocamento em x, modelo C2.

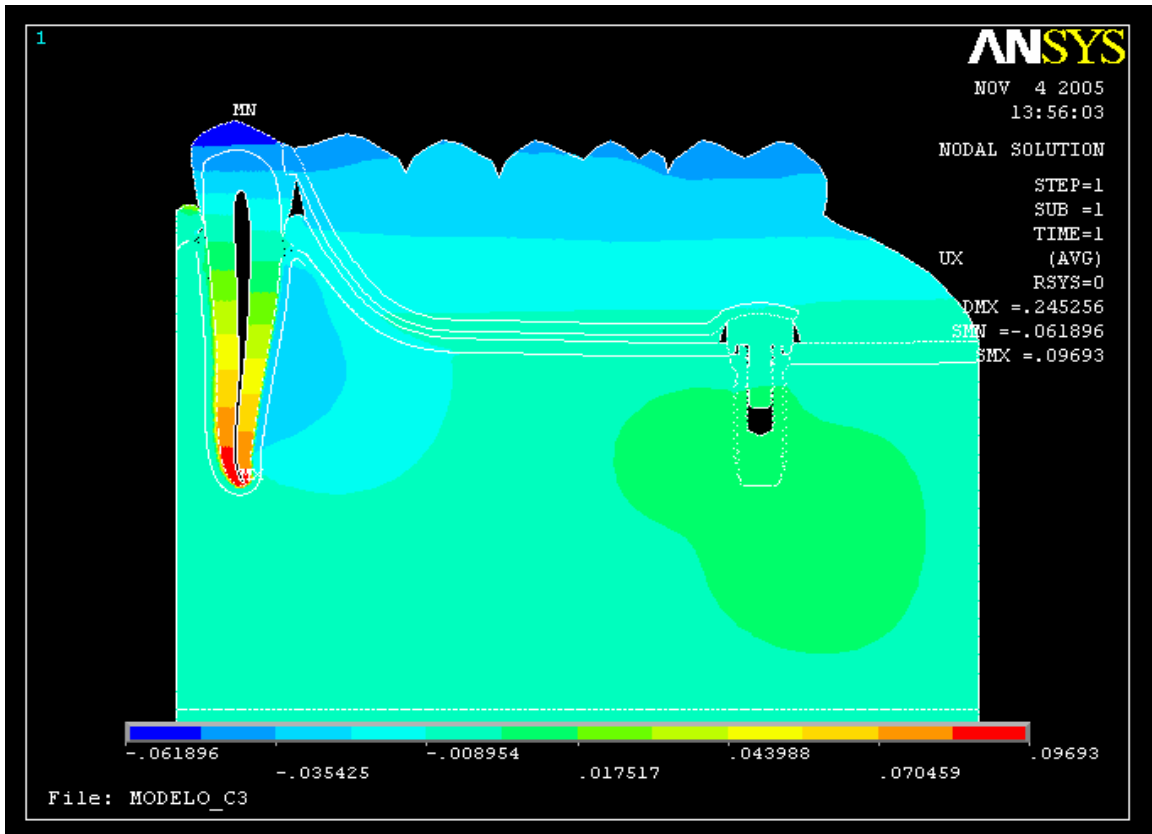


FIGURA 120-Mapa de tendência ao deslocamento em x, modelo C3.

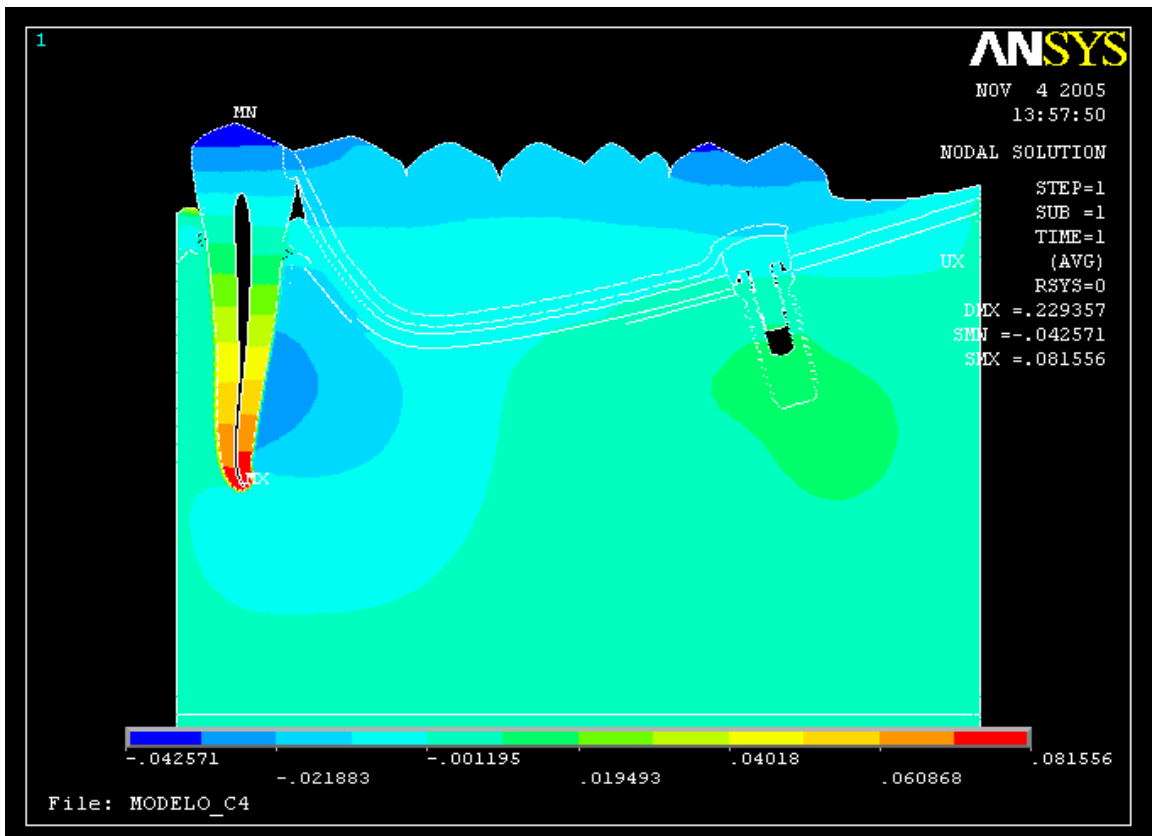


FIGURA 121-Mapa de tendência ao deslocamento em x, modelo C4.

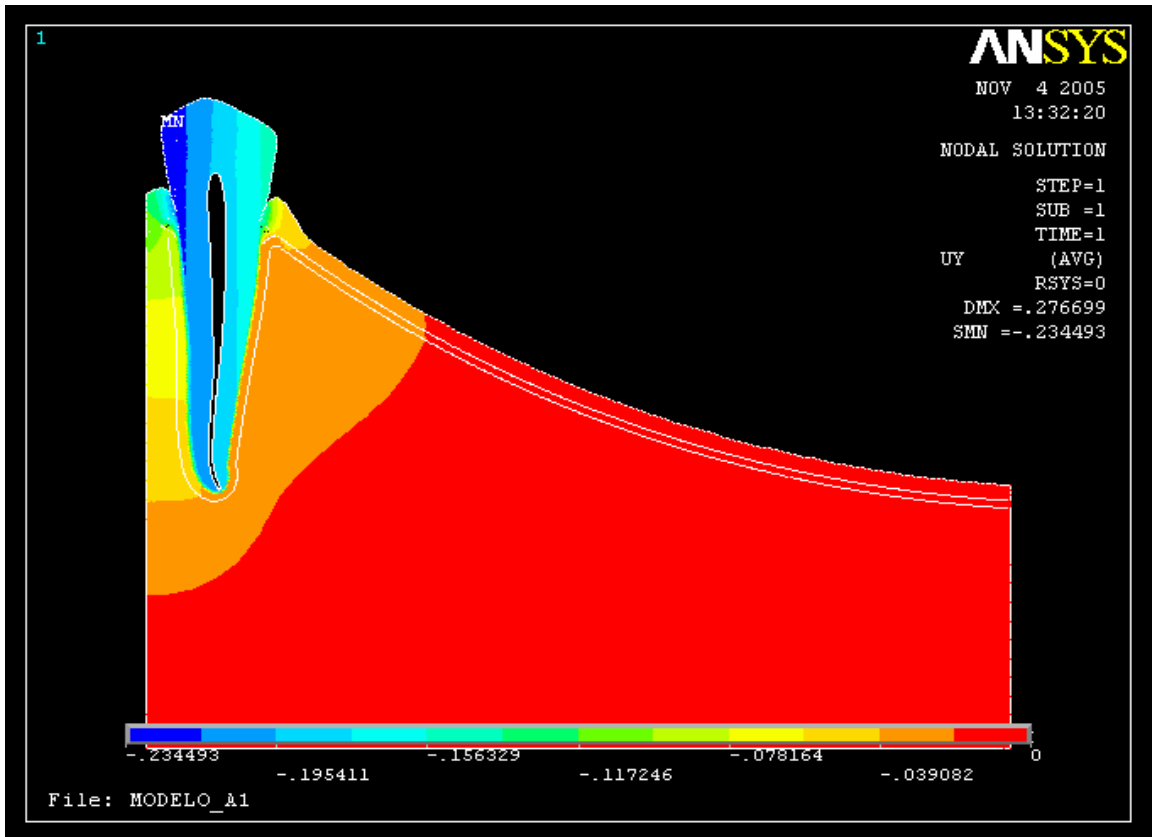


FIGURA 122-Mapa de tendência ao deslocamento em y, modelo A1.

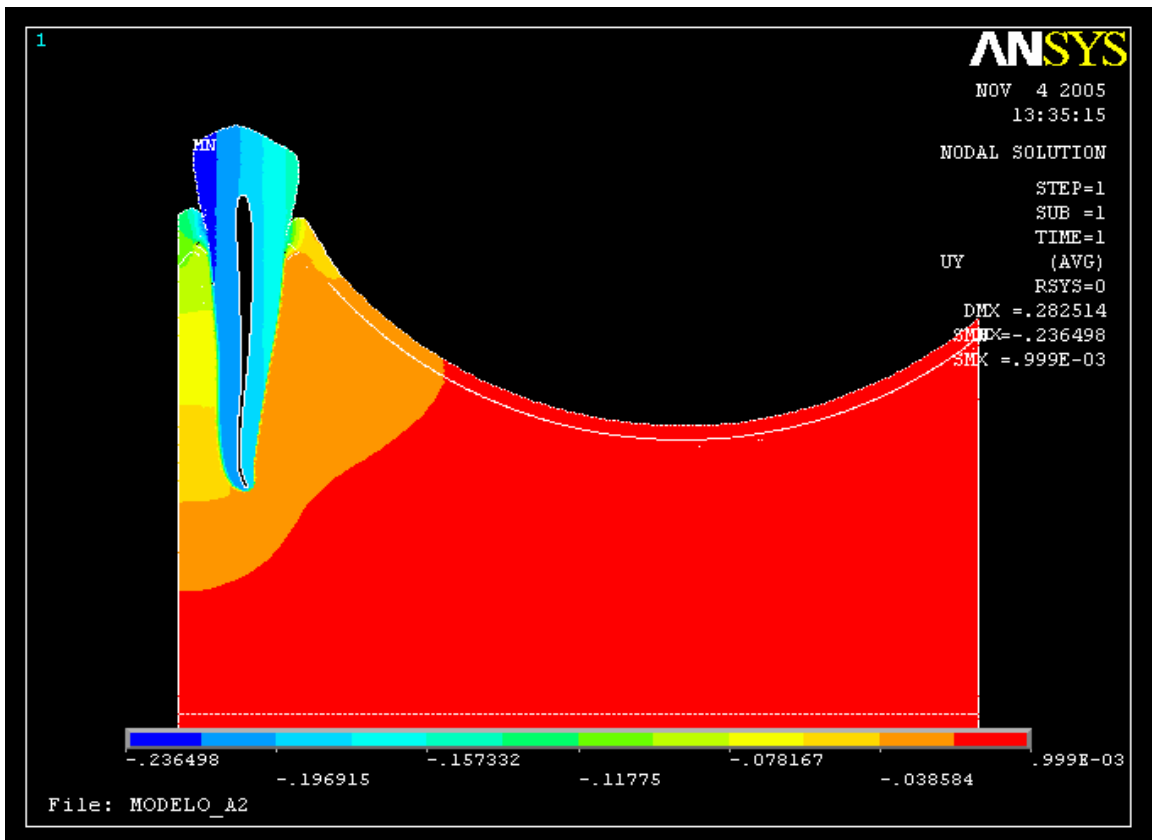


FIGURA 123-Mapa de tendência ao deslocamento em y, modelo A2.

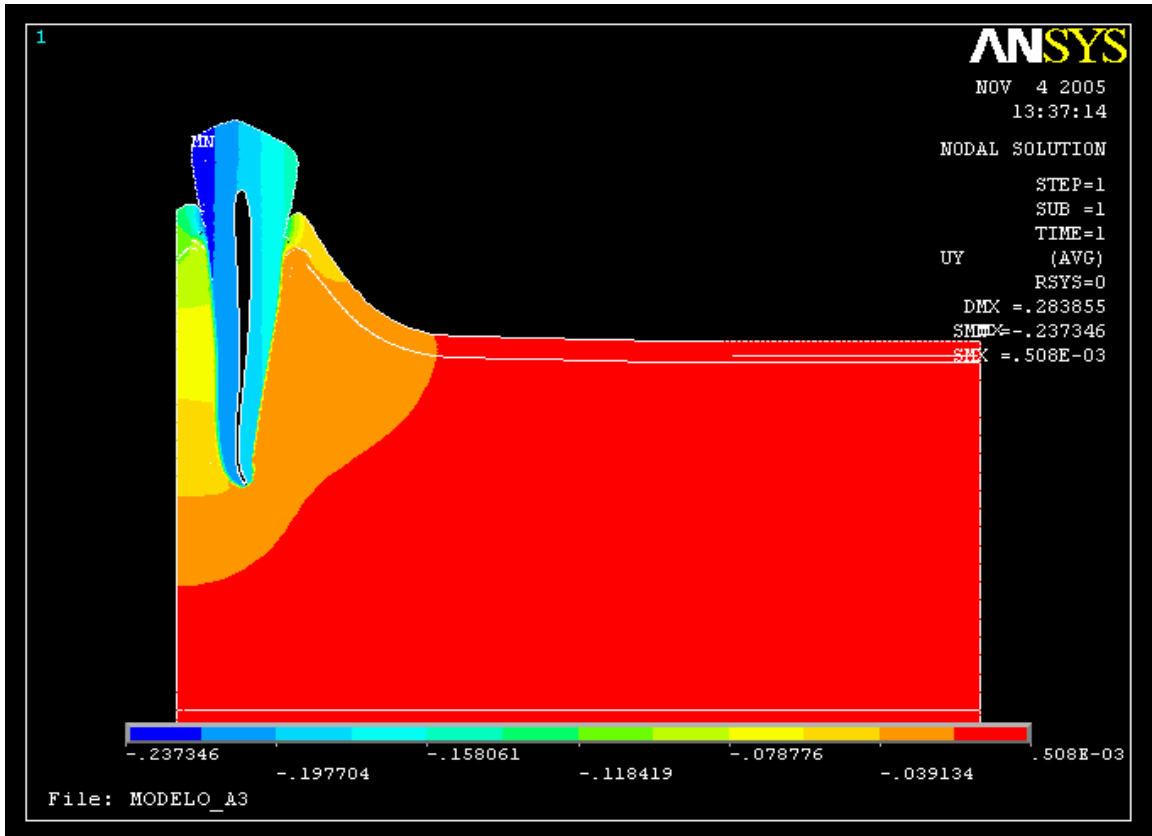


FIGURA 124-Mapa de tendência ao deslocamento em y, modelo A3.

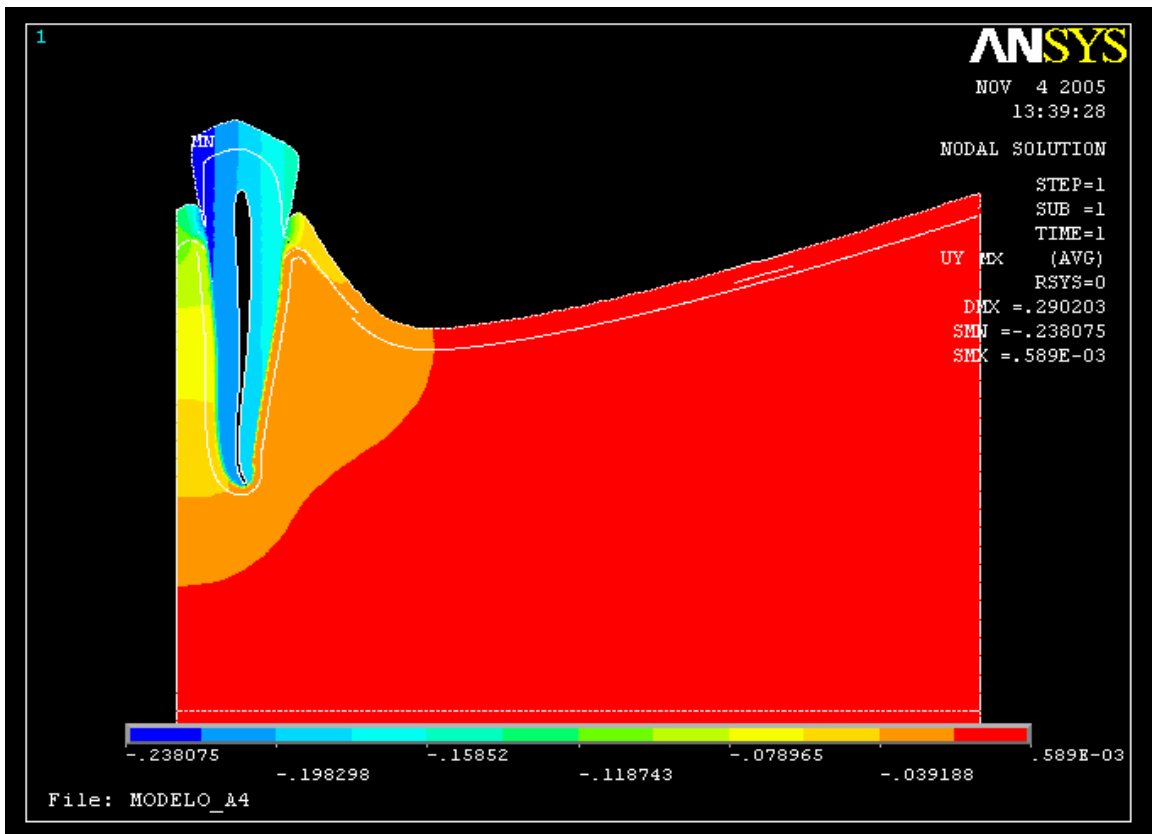


FIGURA 125-Mapa de tendência ao deslocamento em y, modelo A4.

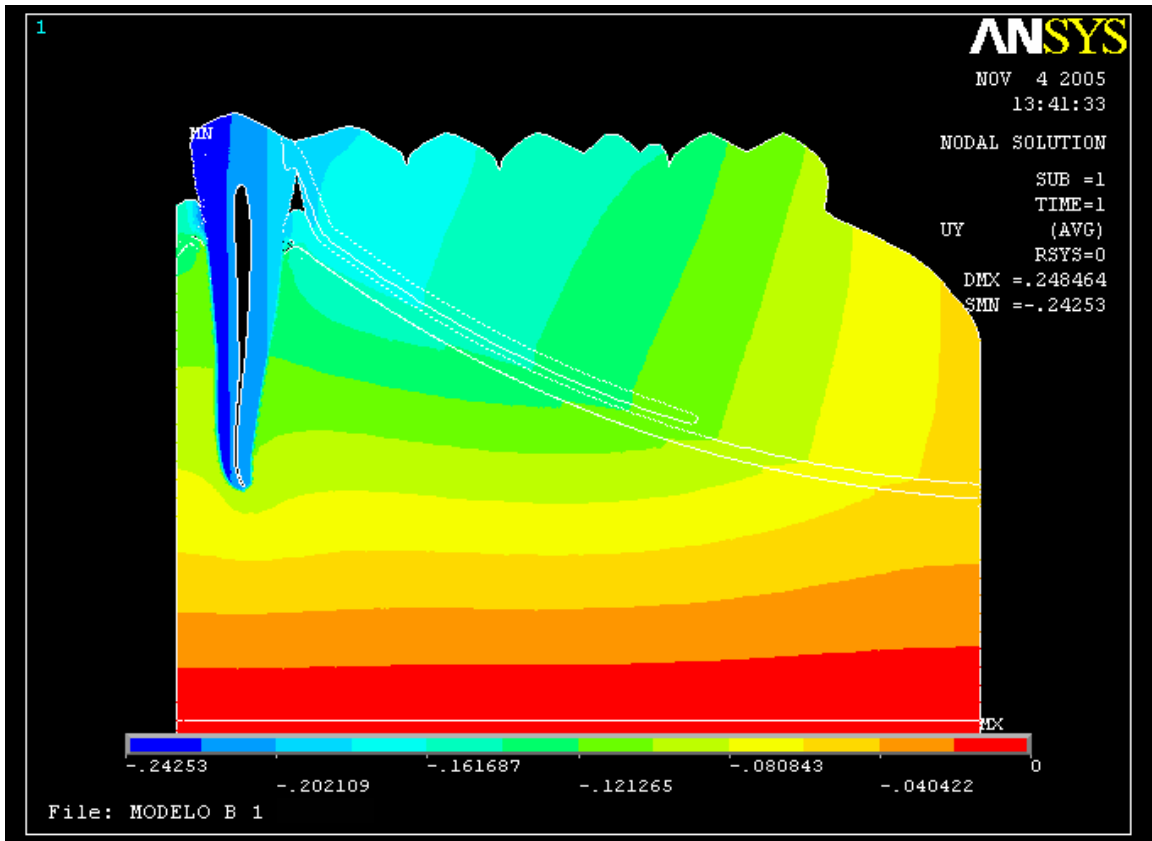


FIGURA 126-Mapa de tendência ao deslocamento em y, modelo B1.

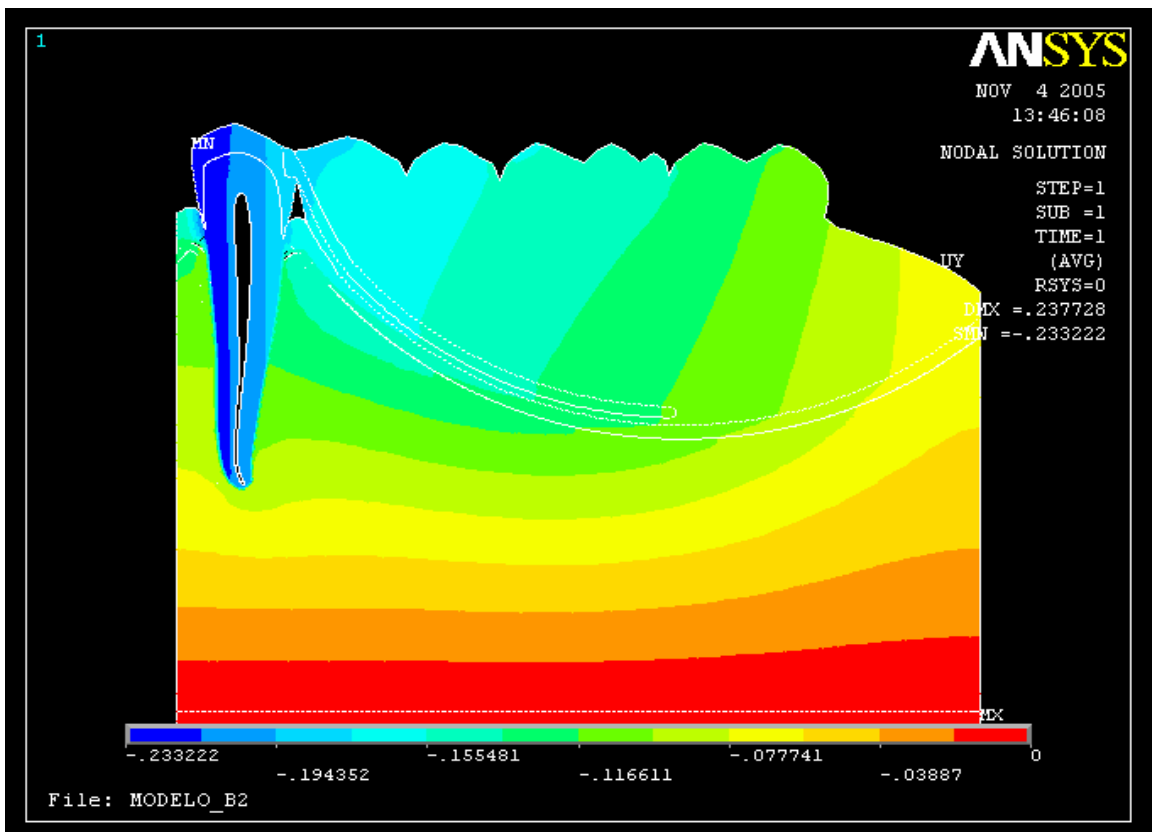


FIGURA 127-Mapa de tendência ao deslocamento em y, modelo B2.

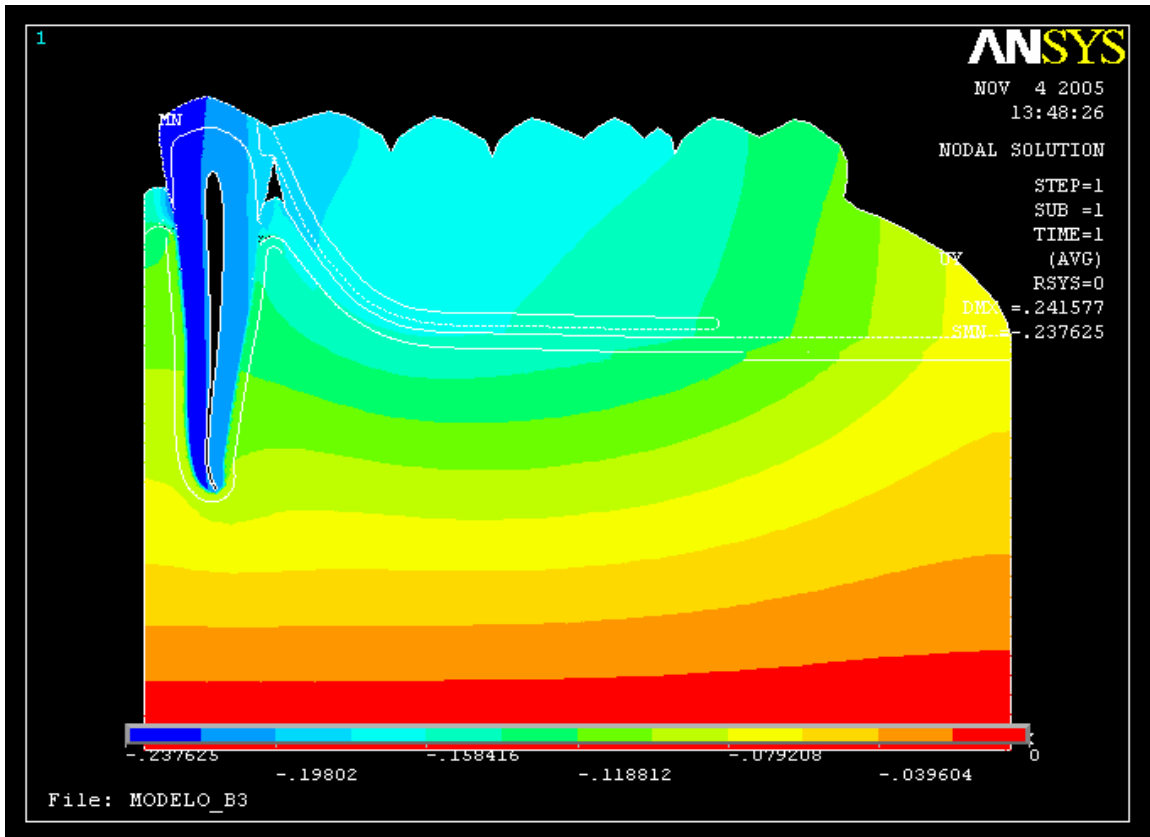


FIGURA 128-Mapa de tendência ao deslocamento em y, modelo B3.

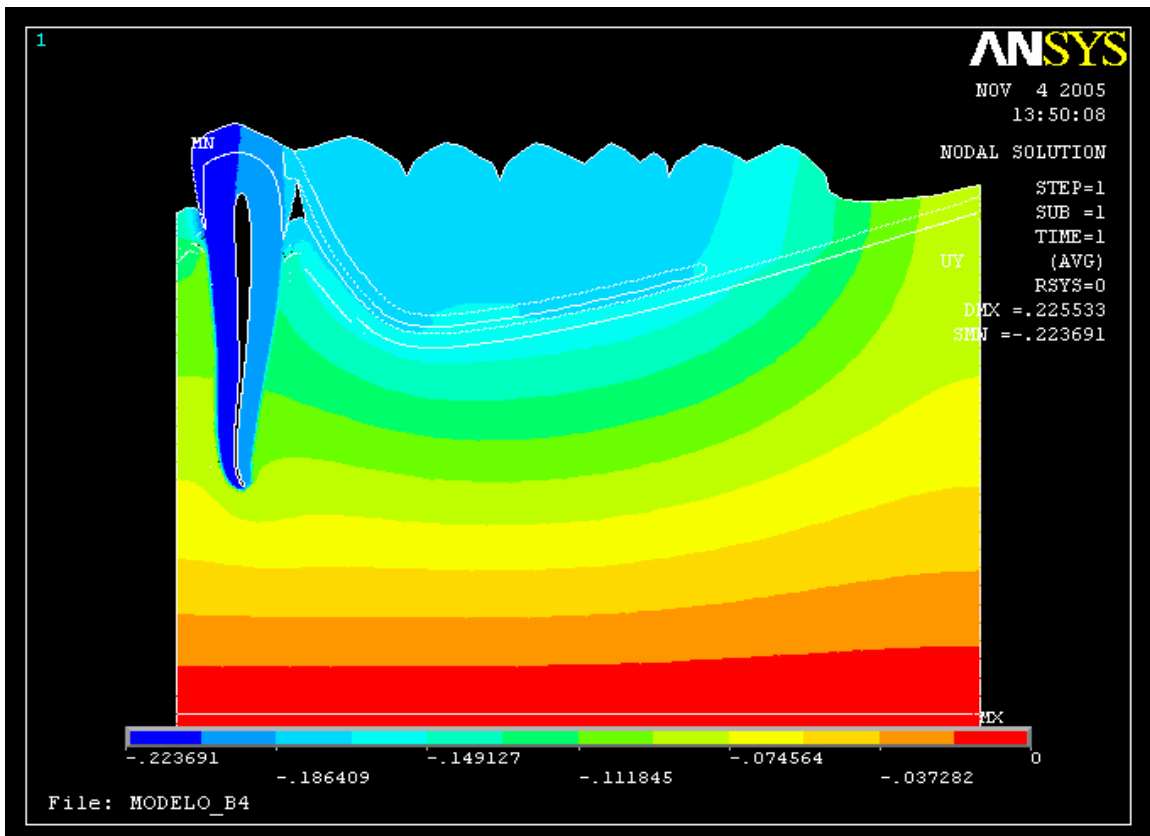


FIGURA 129-Mapa de tendência ao deslocamento em y, modelo B4.

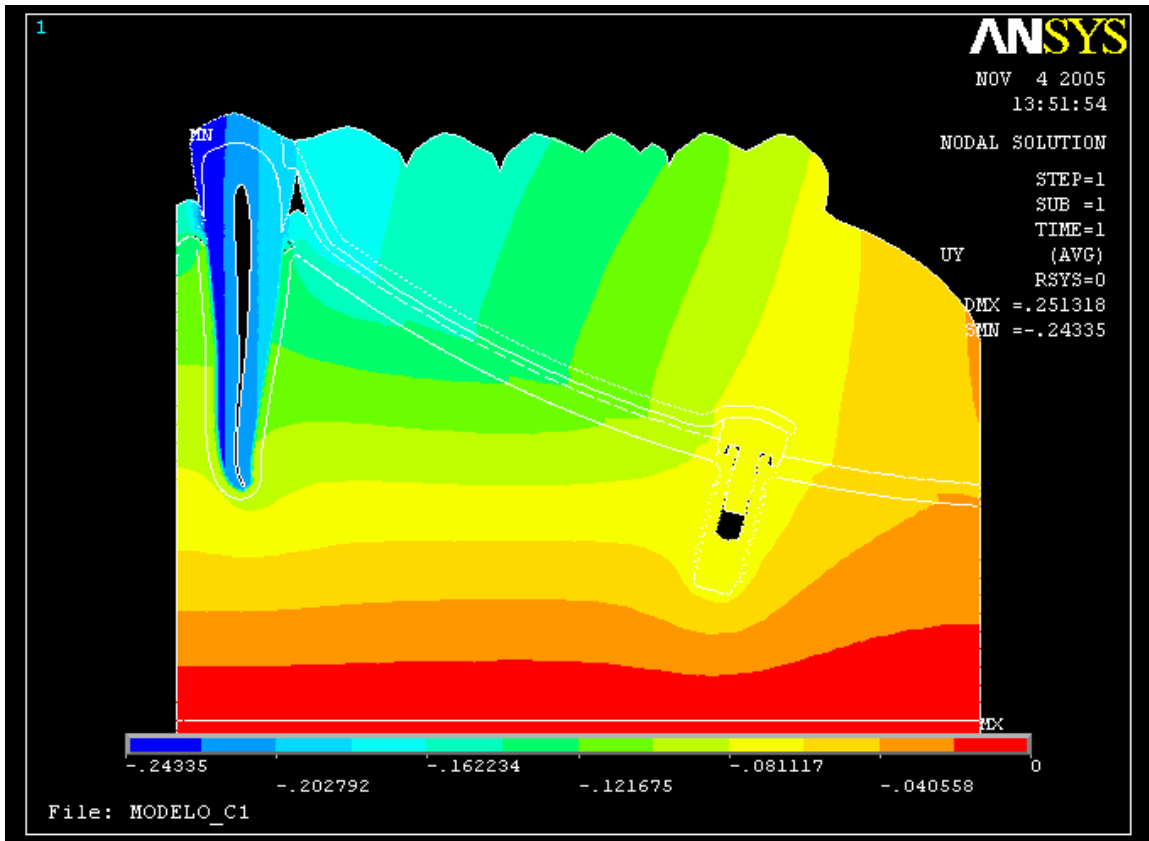


FIGURA 130-Mapa de tendência ao deslocamento em y, modelo C1.

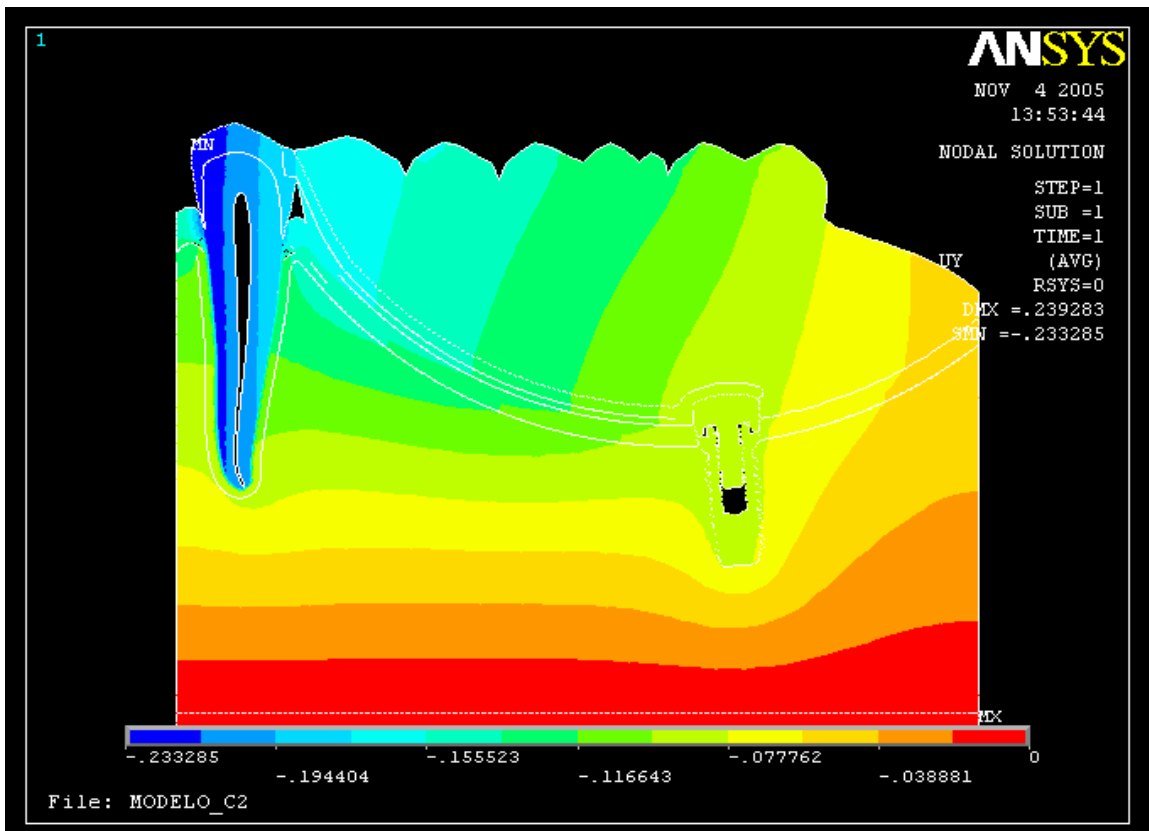


FIGURA 131-Mapa de tendência ao deslocamento em y, modelo C2.

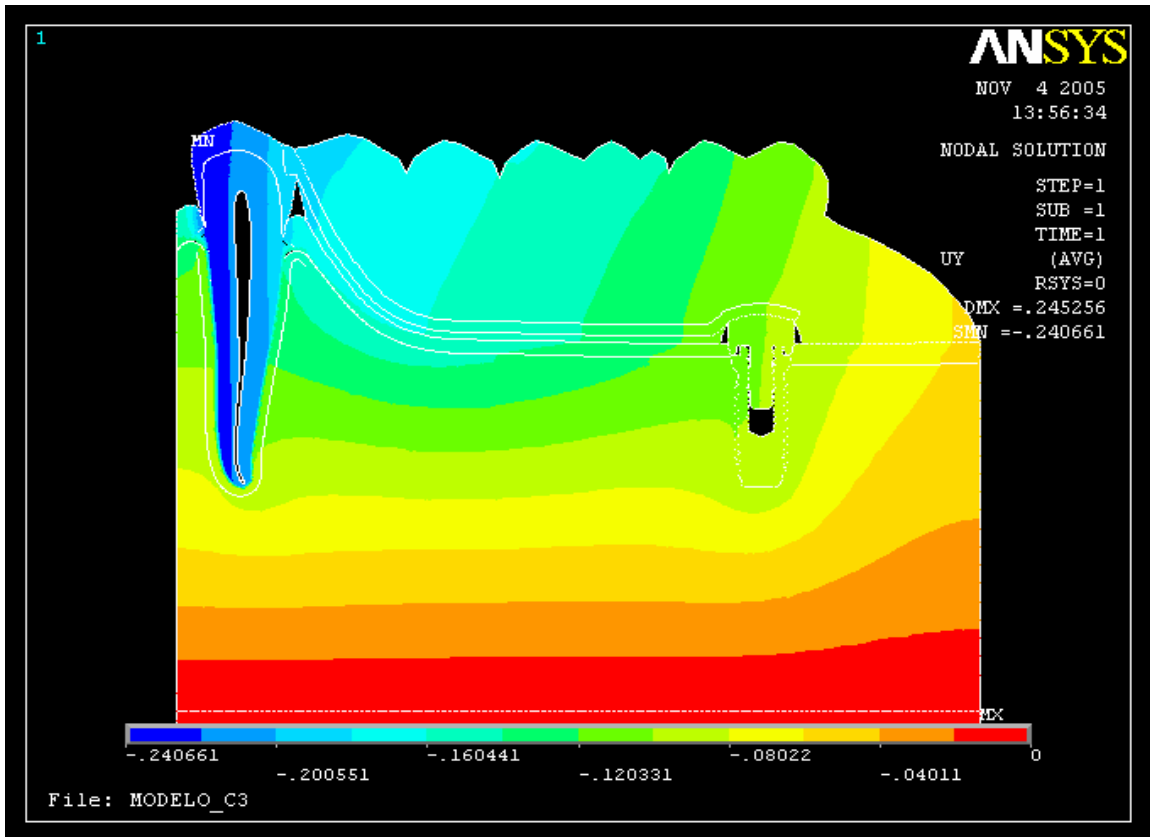


FIGURA 132-Mapa de tendência ao deslocamento em y, modelo C3.

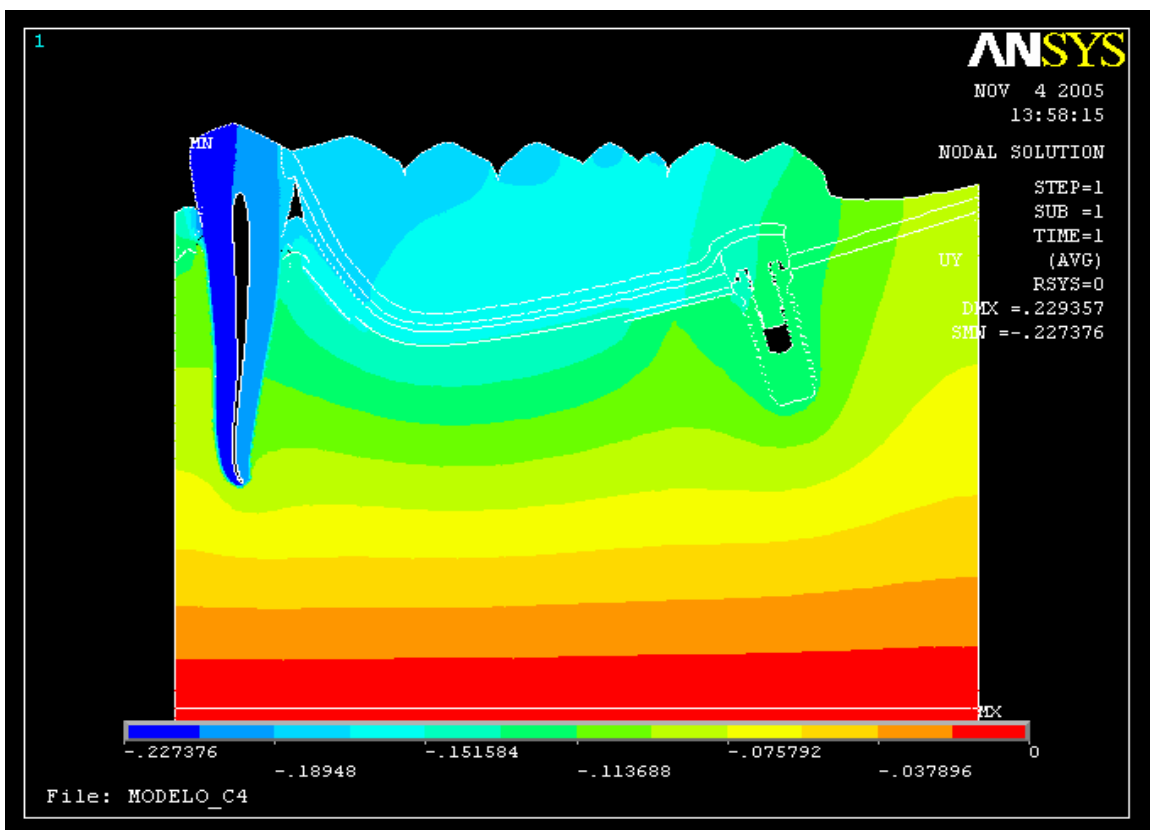


FIGURA 133-Mapa de tendência ao deslocamento em y, modelo C4.

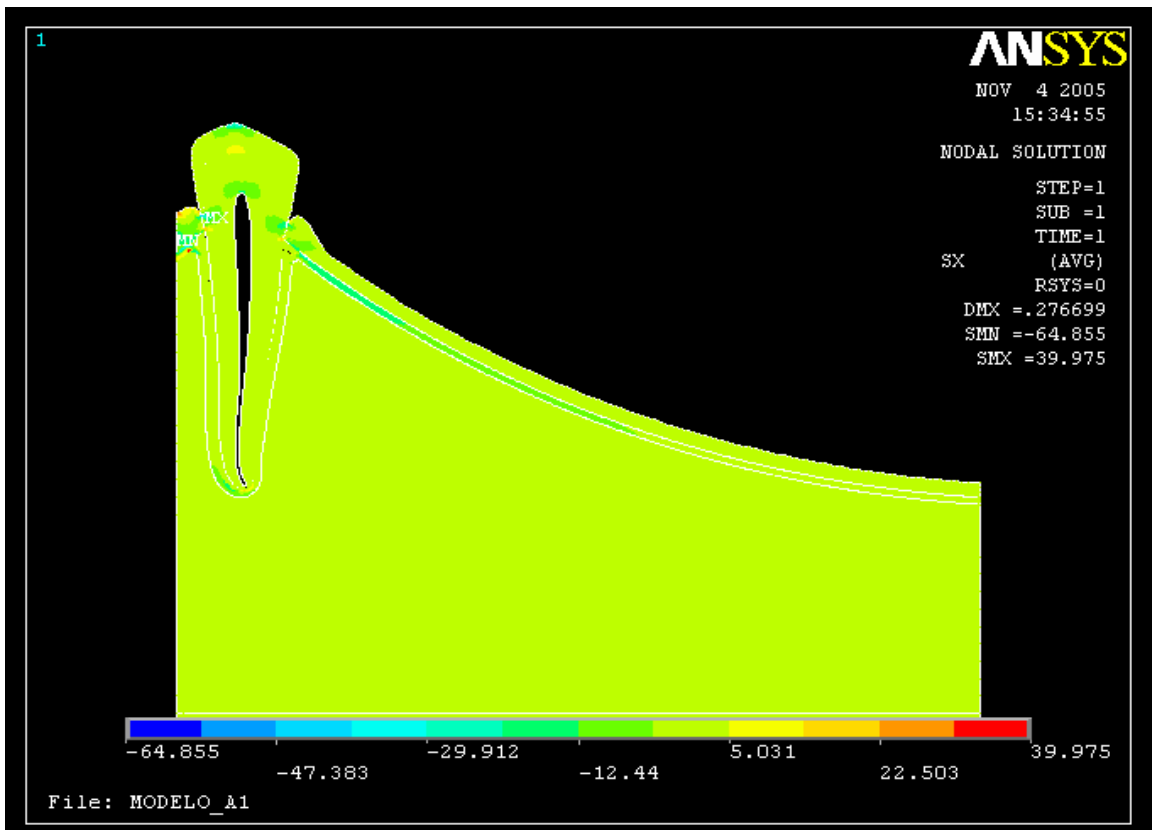


FIGURA 134-Mapa de tensão de von Mises em x, modelo A1.

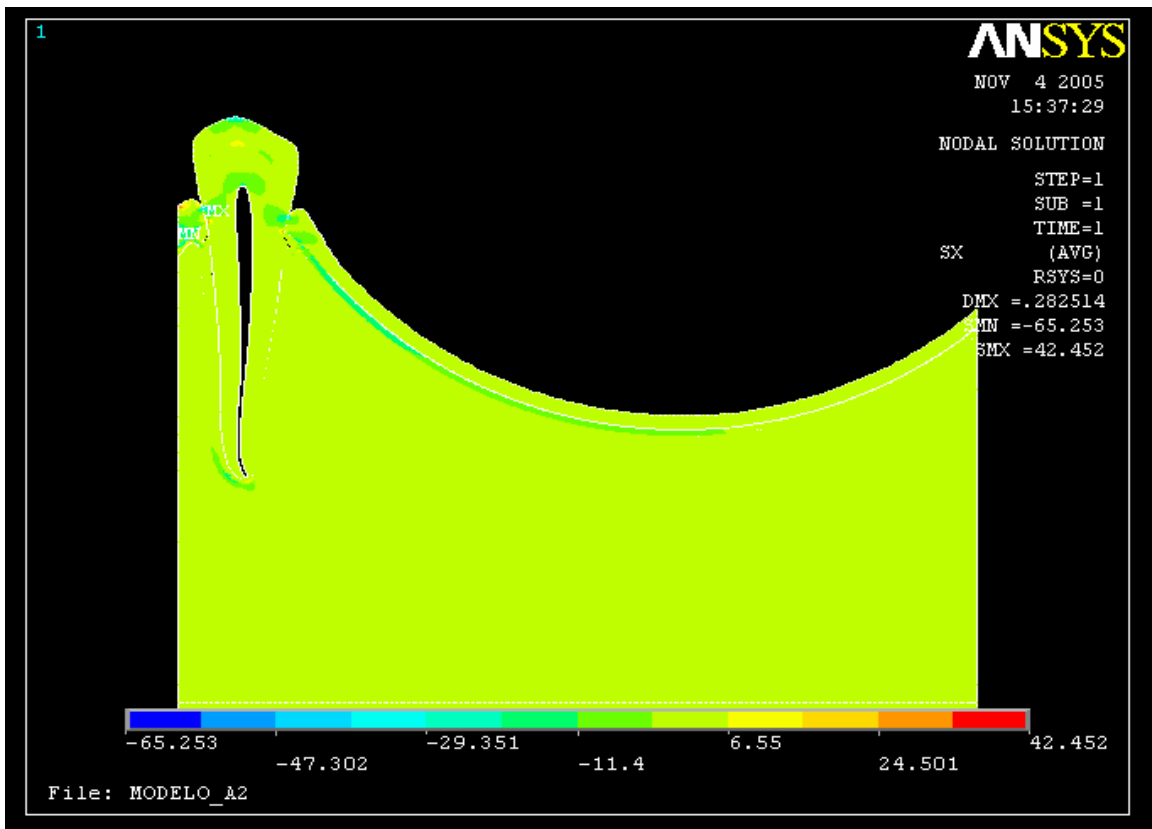


FIGURA 135-Mapa de tensão de von Mises em x, modelo A2.

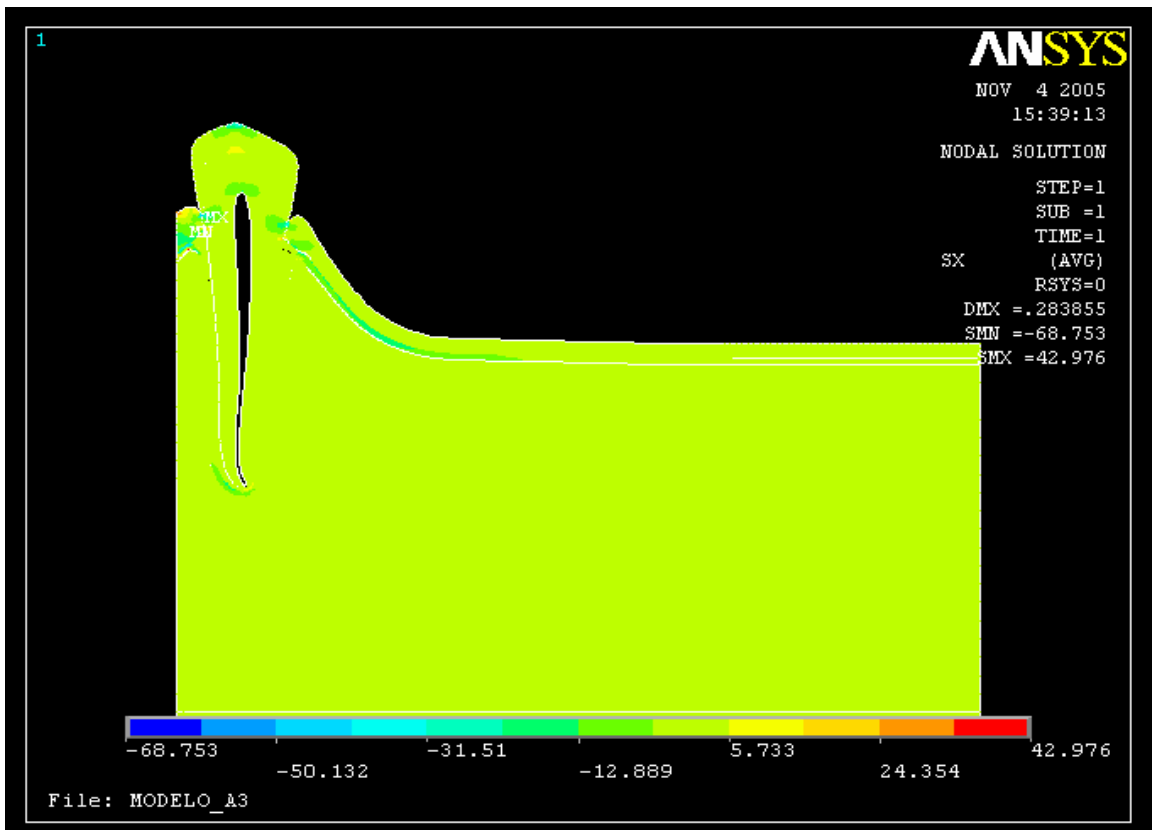


FIGURA 136-Mapa de tensão de von Mises em x, modelo A3.

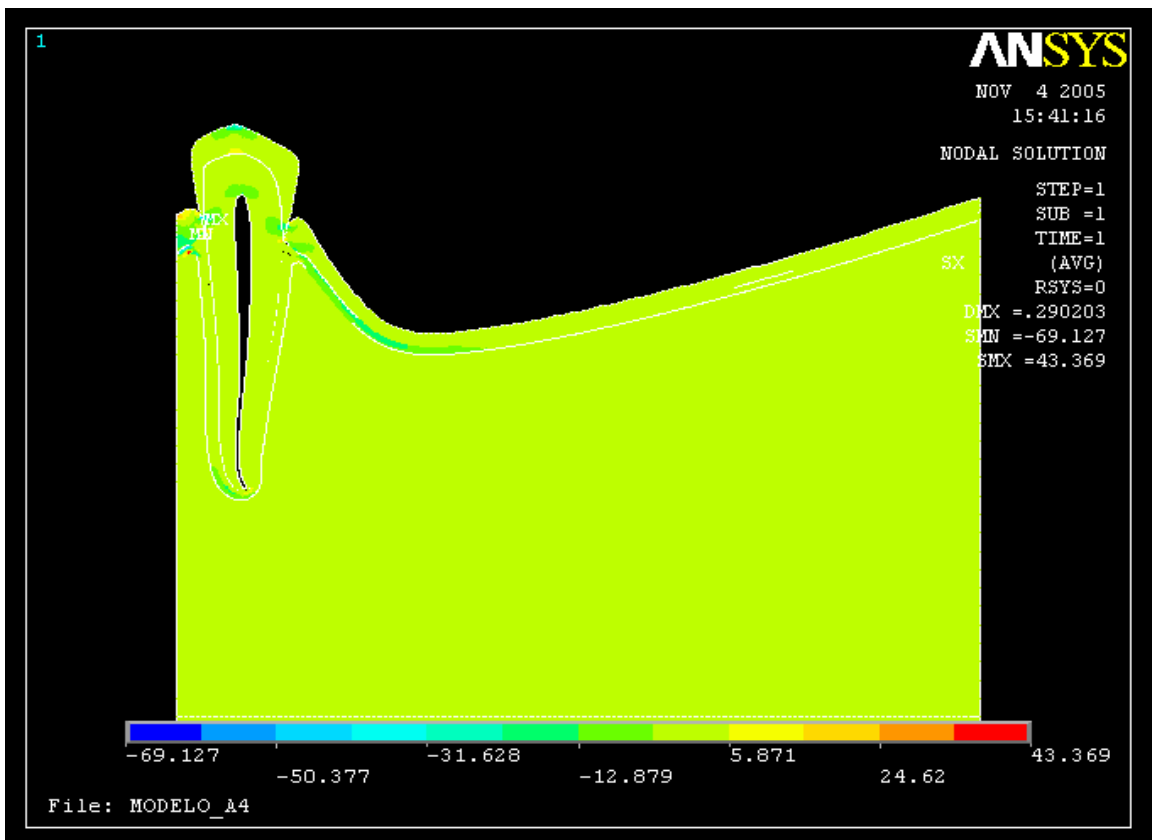


FIGURA 137-Mapa de tensão de von Mises em x, modelo A4.

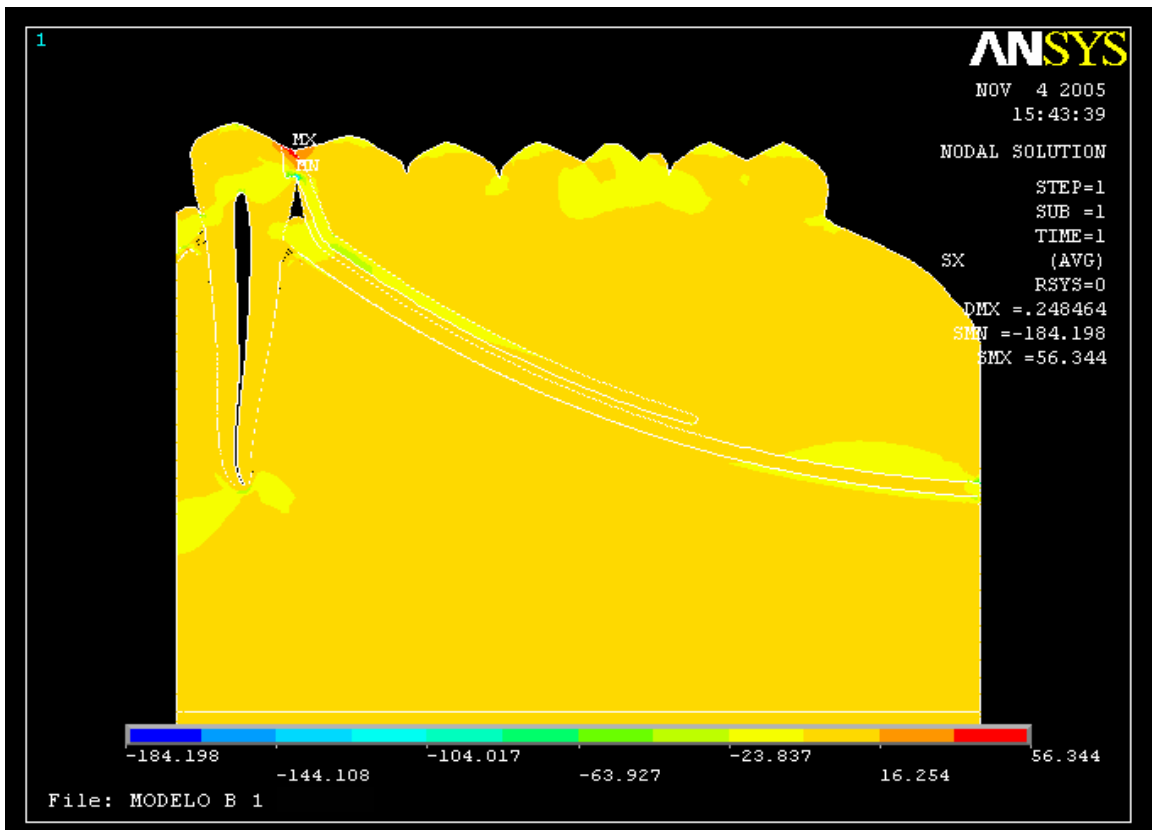


FIGURA 138-Mapa de tensão de von Mises em x, modelo B1.

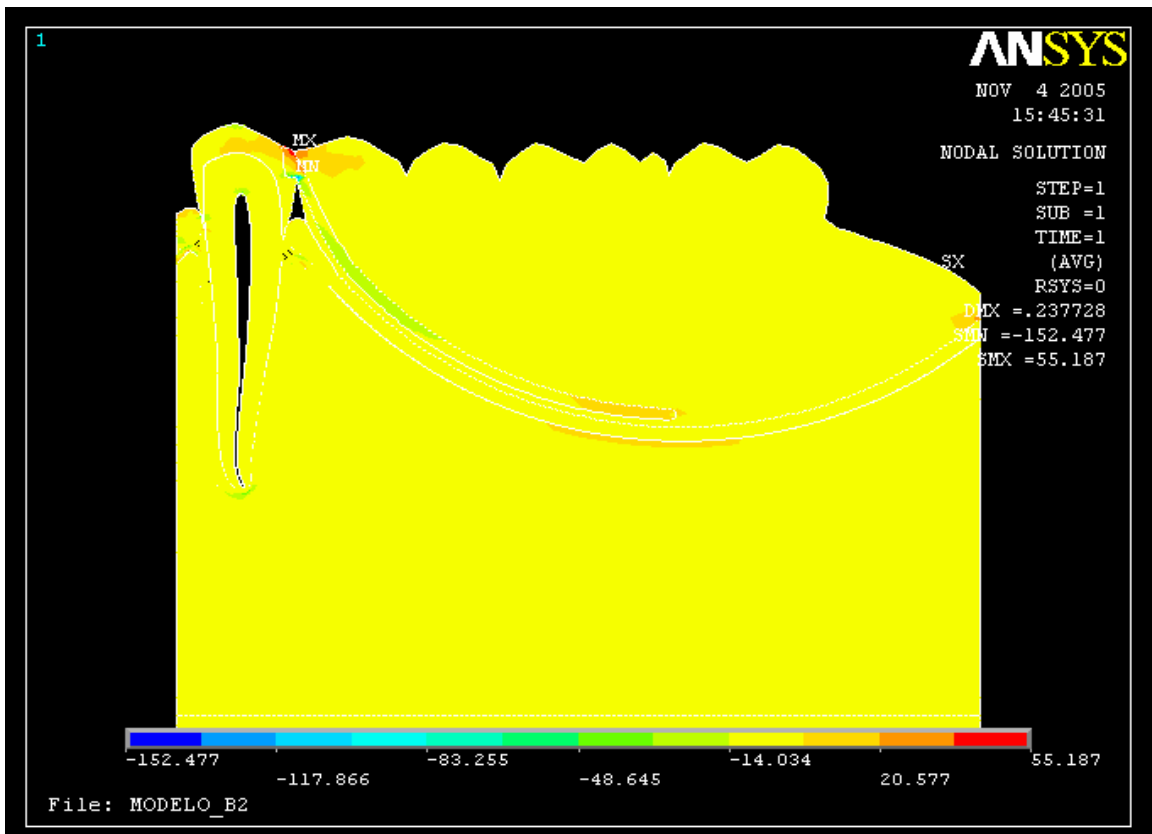


FIGURA 139-Mapa de tensão de von Mises em x, modelo B2.

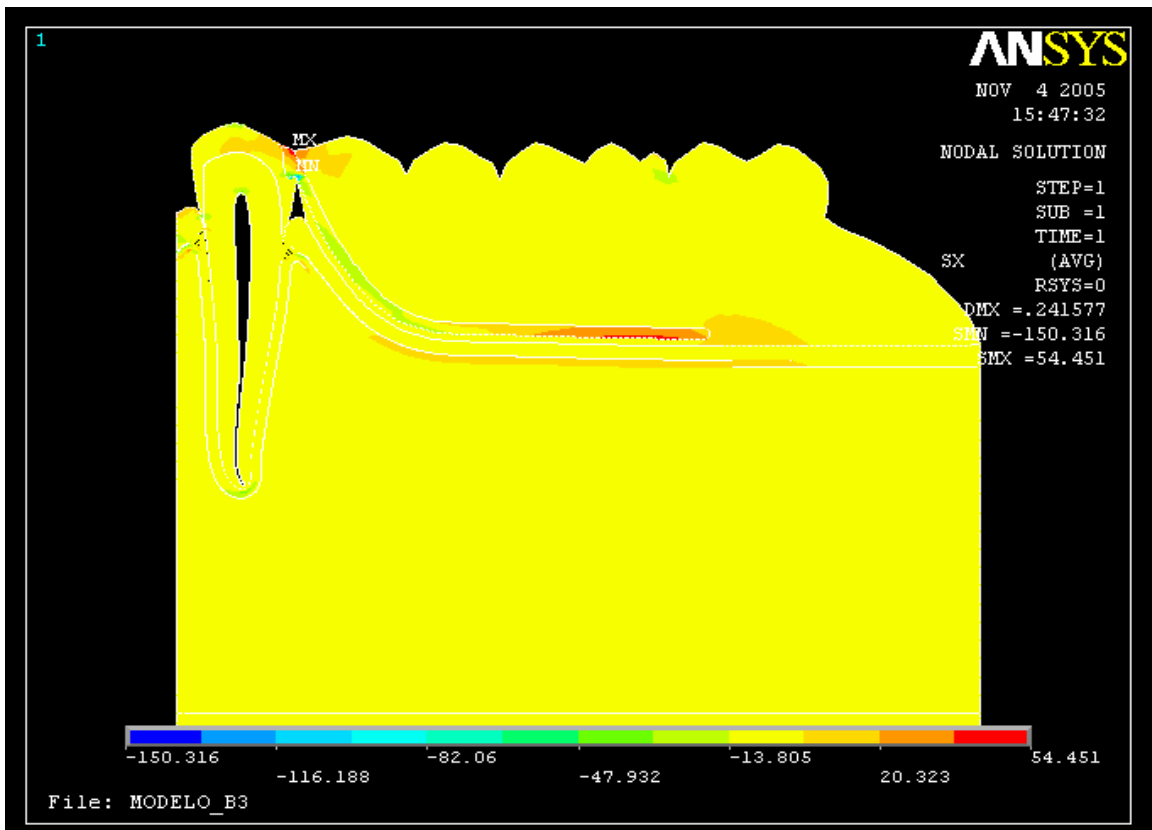


FIGURA 140-Mapa de tensão de von Mises em x, modelo B3.

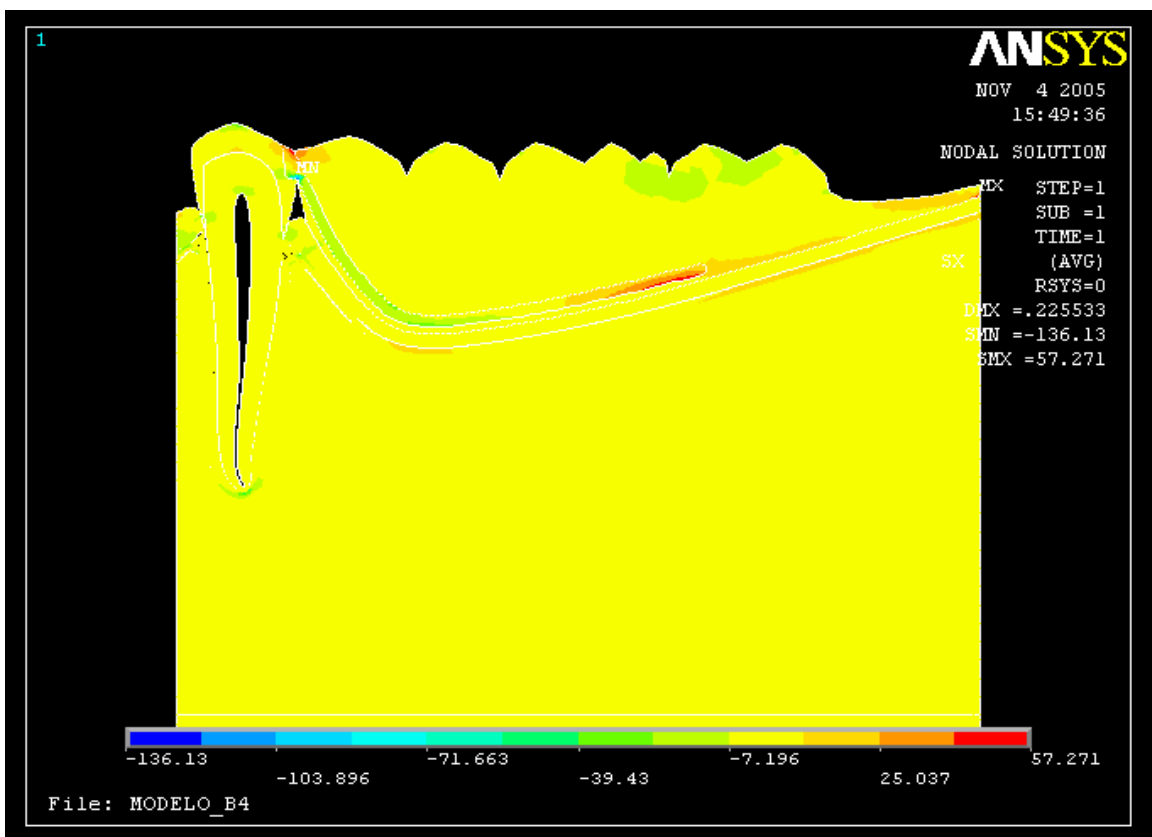


FIGURA 141-Mapa de tensão de von Mises em x, modelo B4.

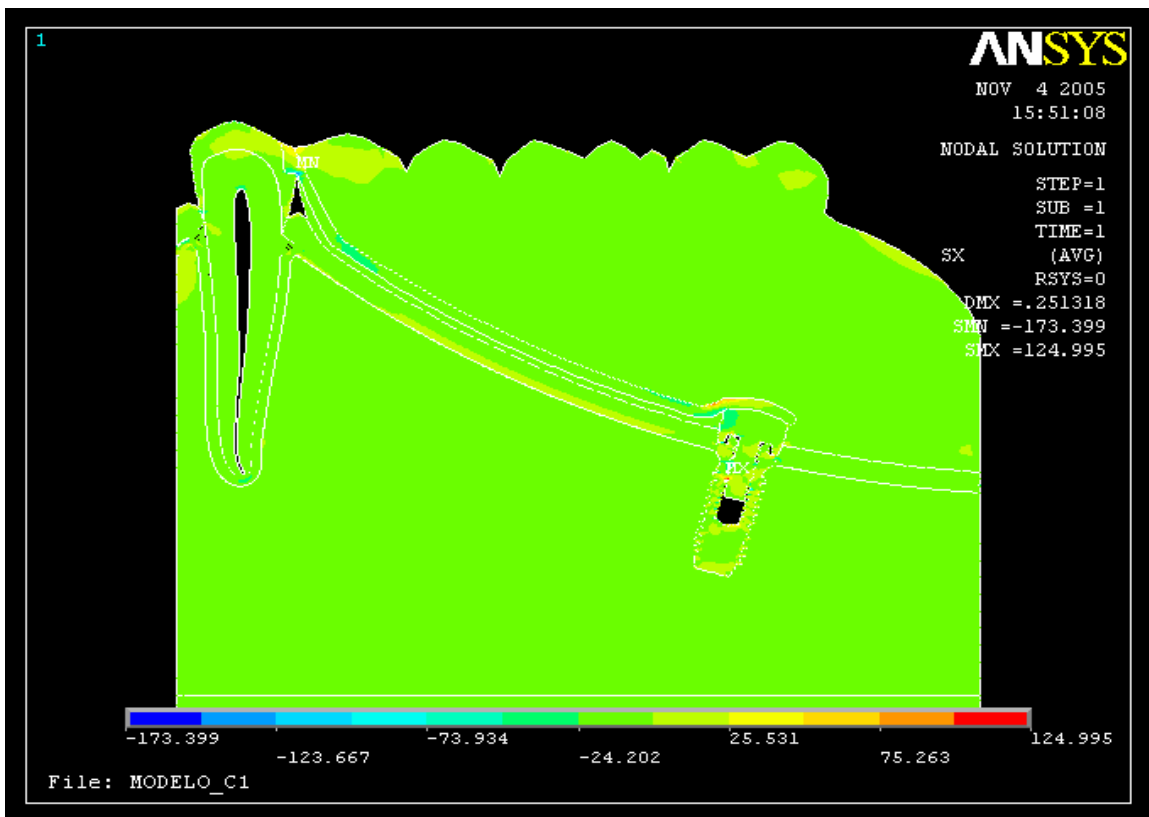


FIGURA 142-Mapa de tensão de von Mises em x, modelo C1.

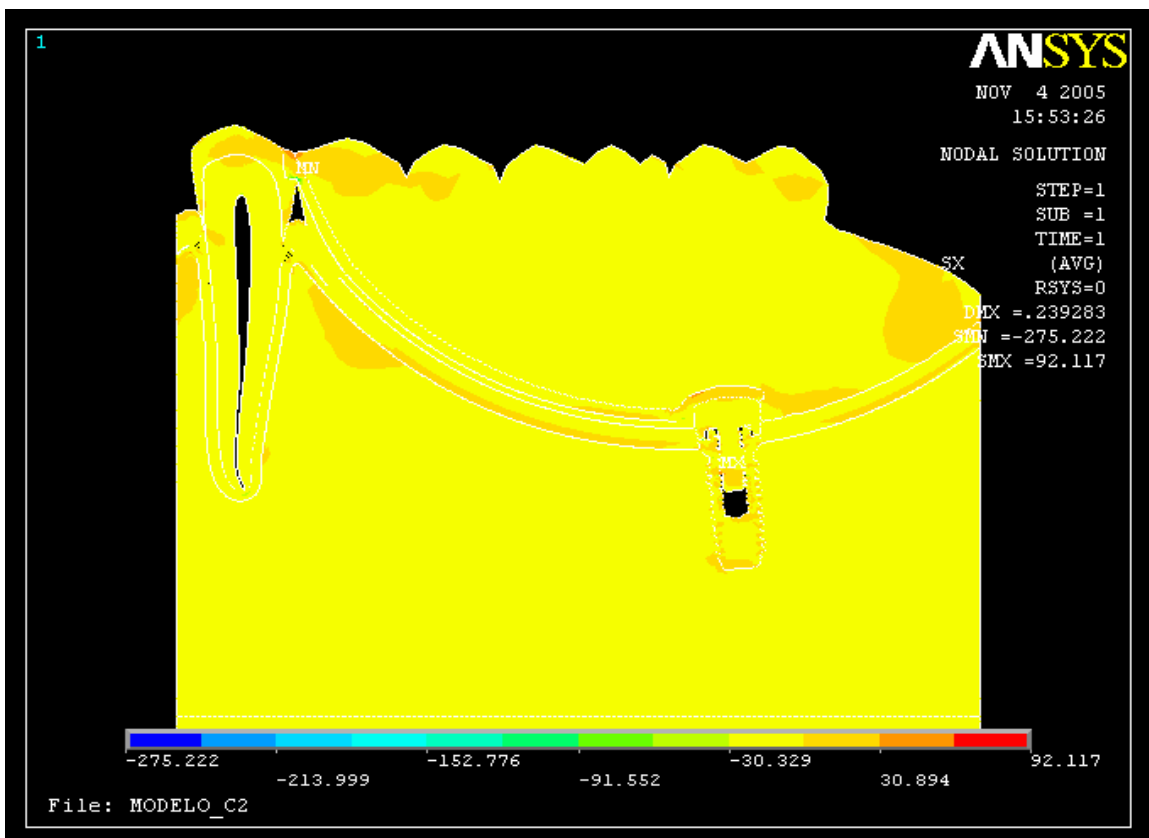


FIGURA 143-Mapa de tensão de von Mises em x, modelo C2.

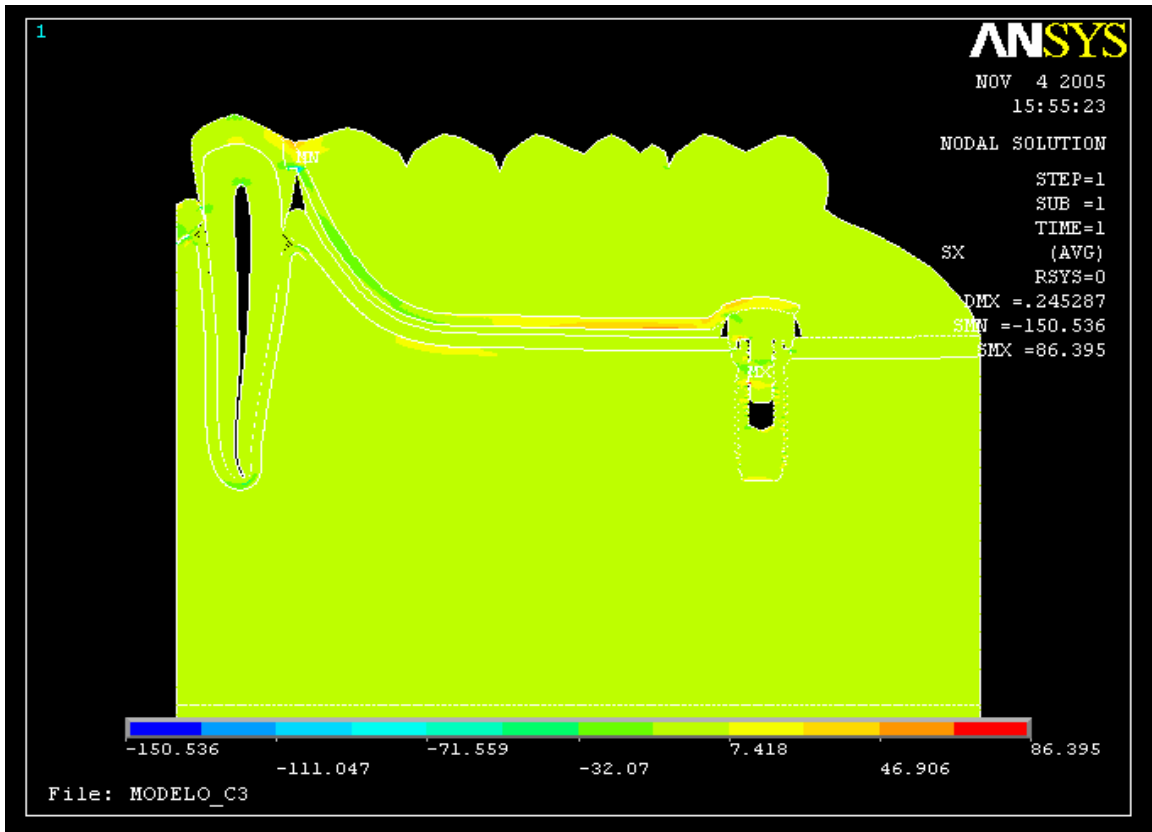


FIGURA 144-Mapa de tensão de von Mises em x, modelo C3.

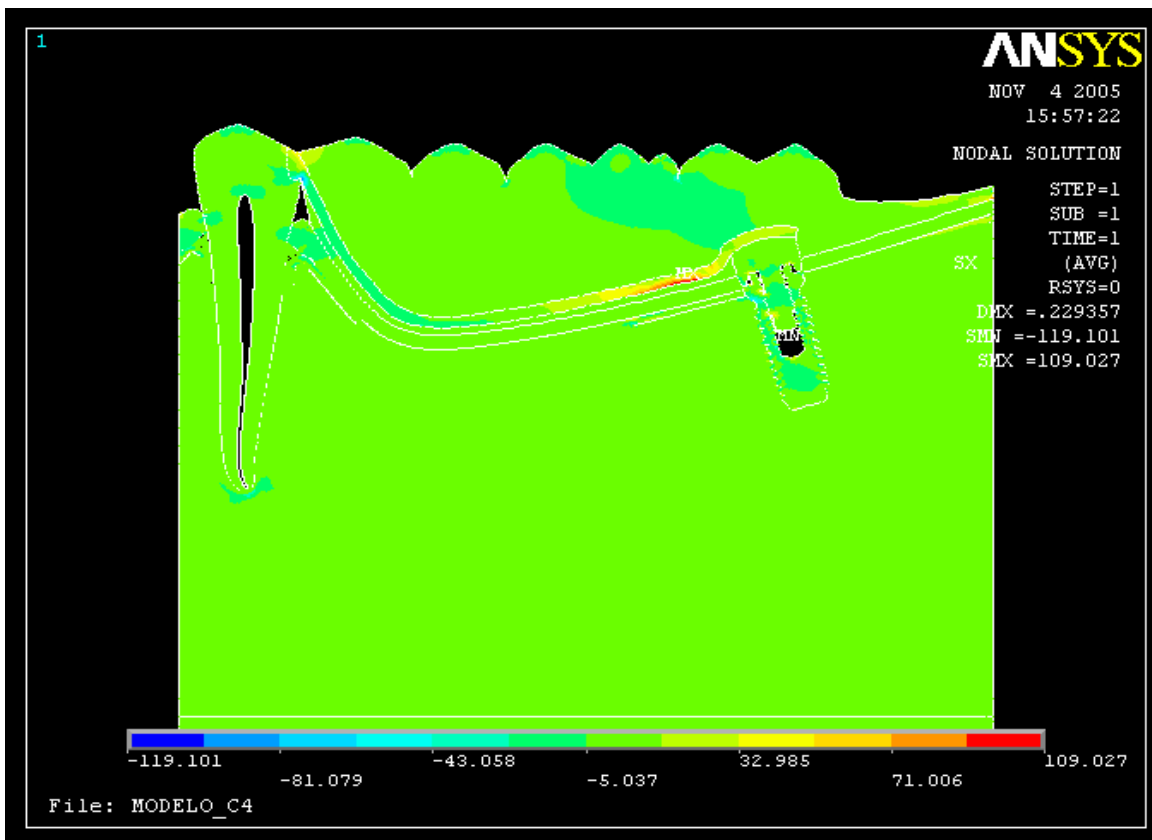


FIGURA 145-Mapa de tensão de von Mises em x, modelo C4.

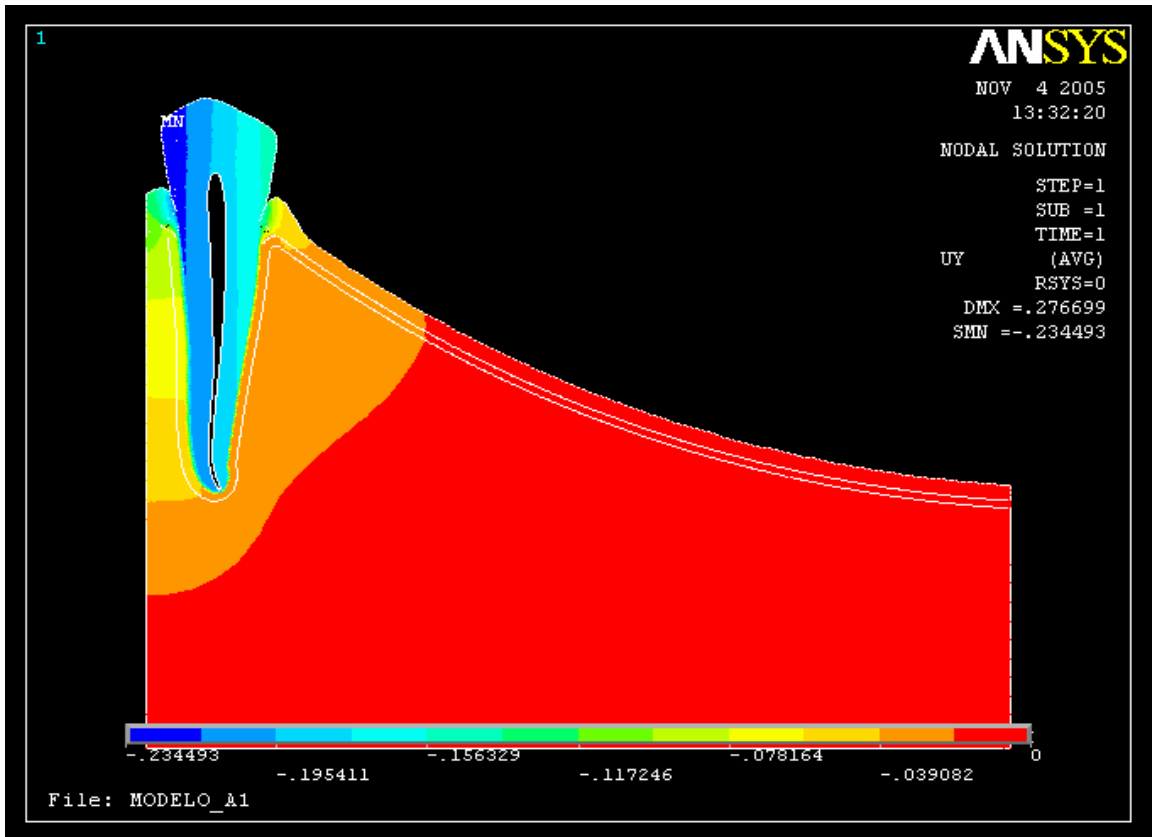


FIGURA 146-Mapa de tensão de von Mises em y, modelo A1.

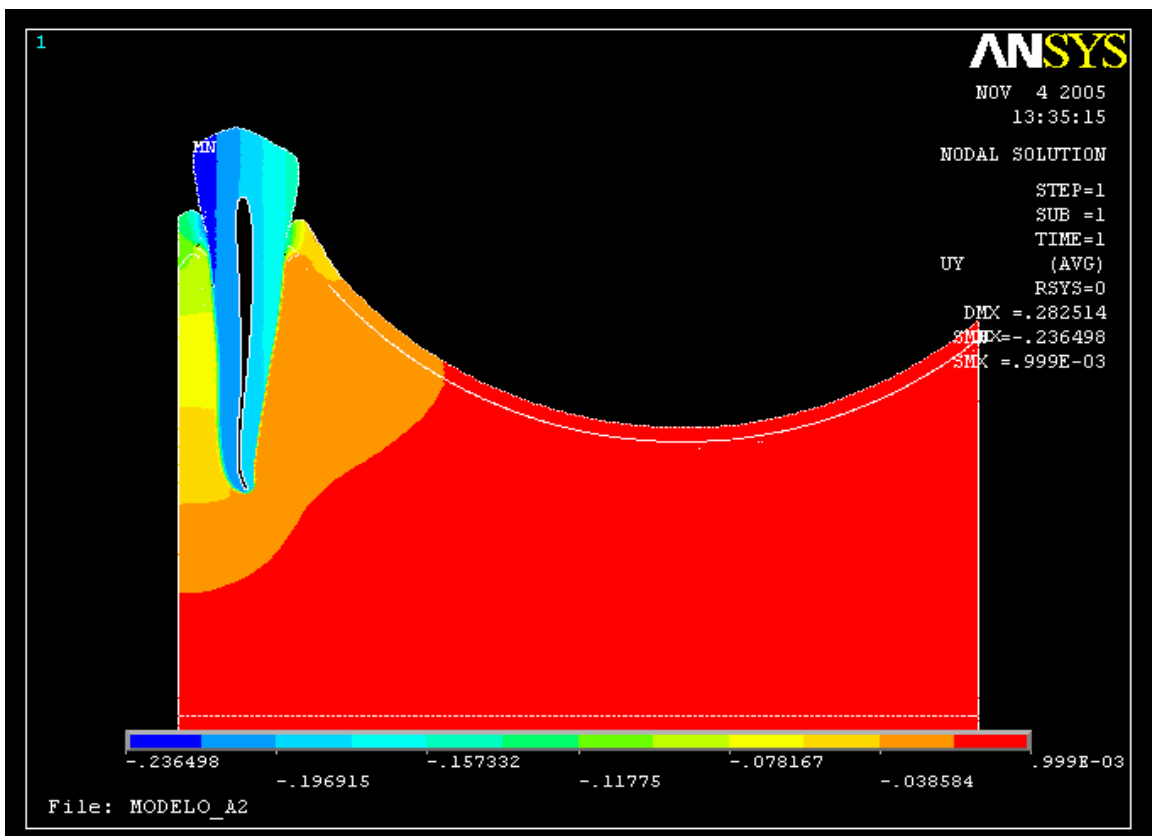


FIGURA 147-Mapa de tensão de von Mises em y, modelo A2.

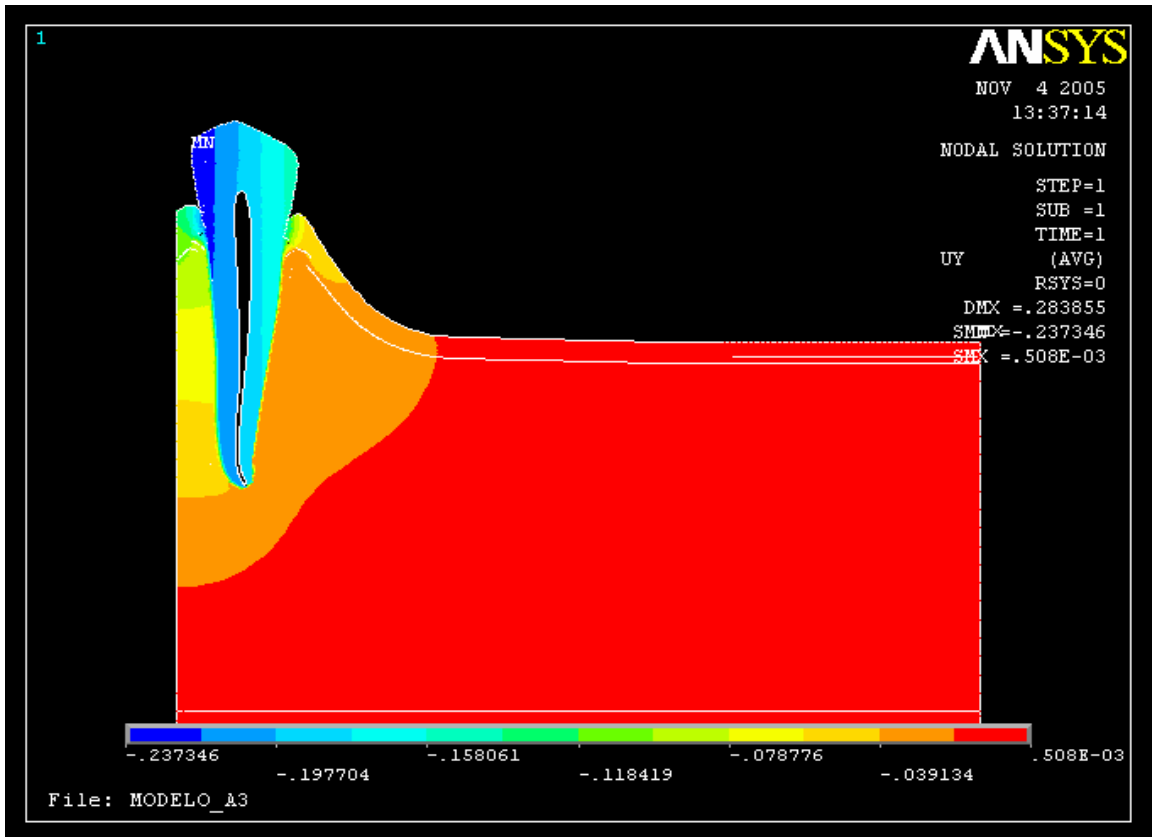


FIGURA 148-Mapa de tensão de von Mises em y, modelo A3.

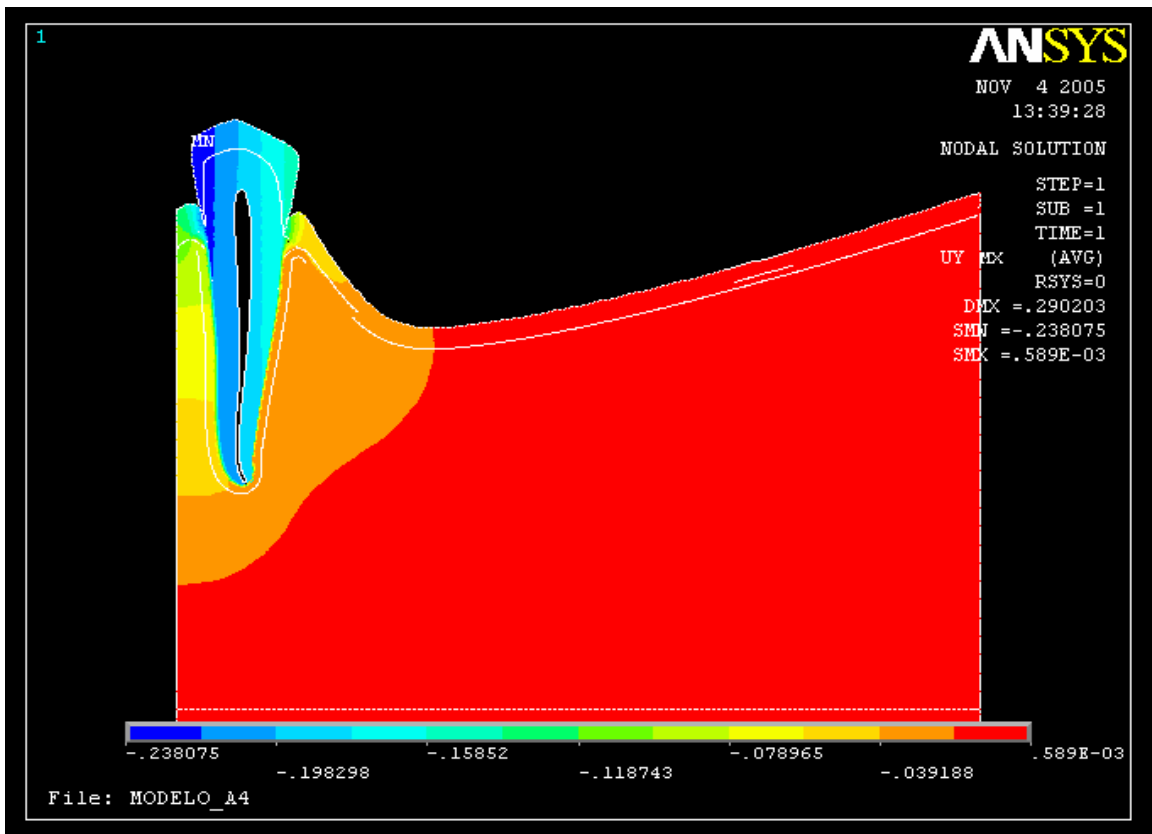


FIGURA 149-Mapa de tensão de von Mises em y, modelo A4.

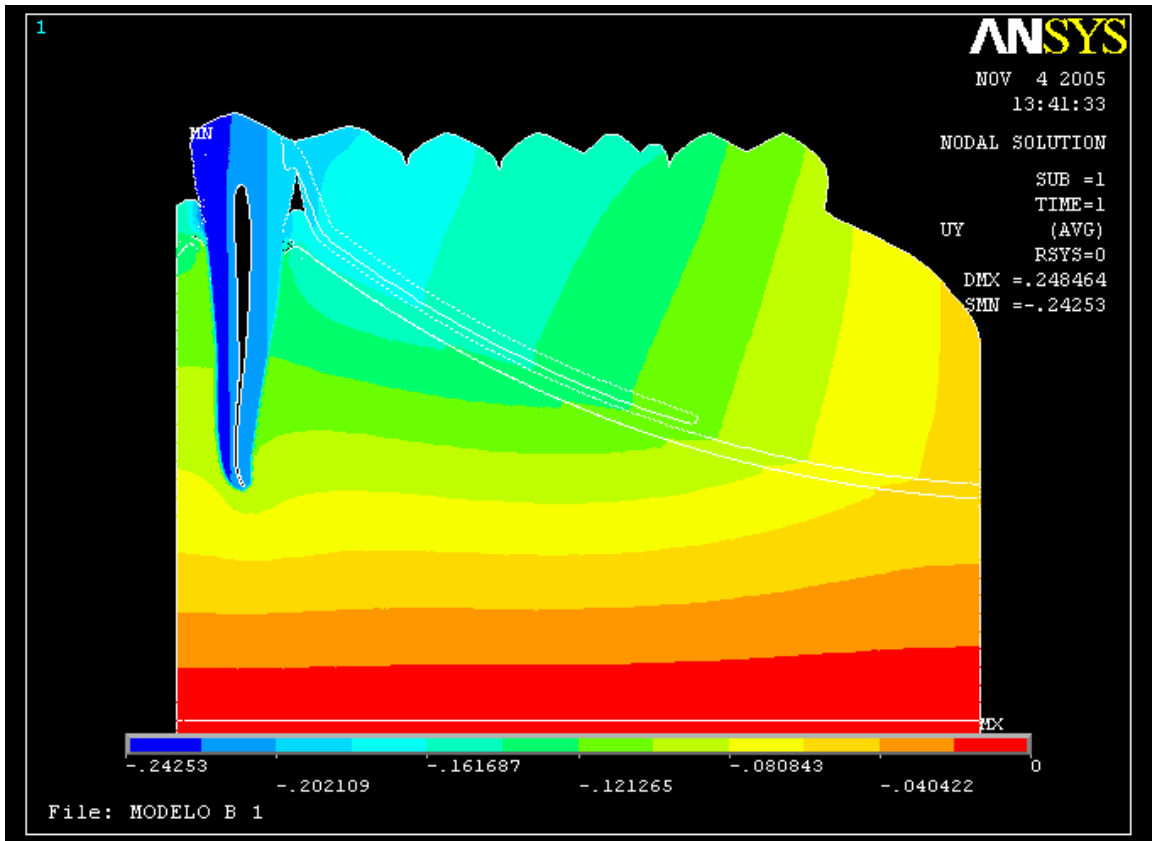


FIGURA 150-Mapa de tensão de von Mises em y, modelo B1.

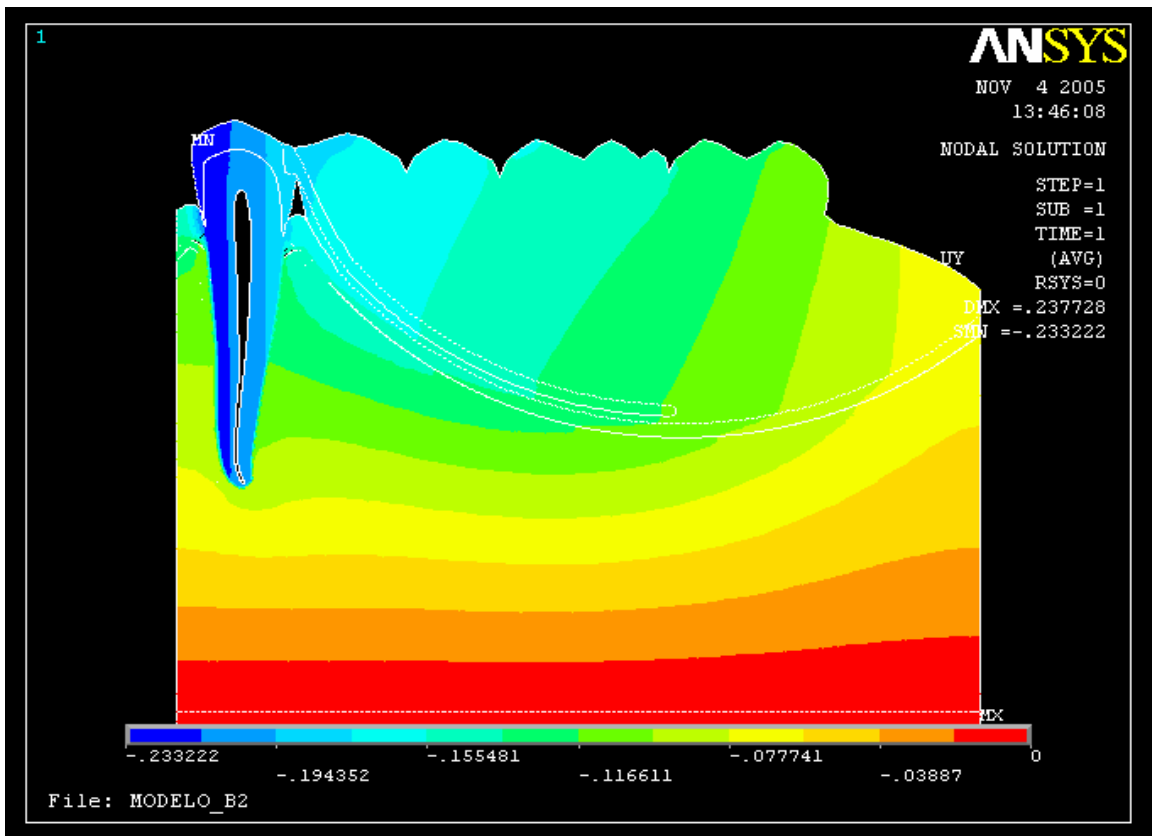


FIGURA 151-Mapa de tensão de von Mises em y, modelo B2.

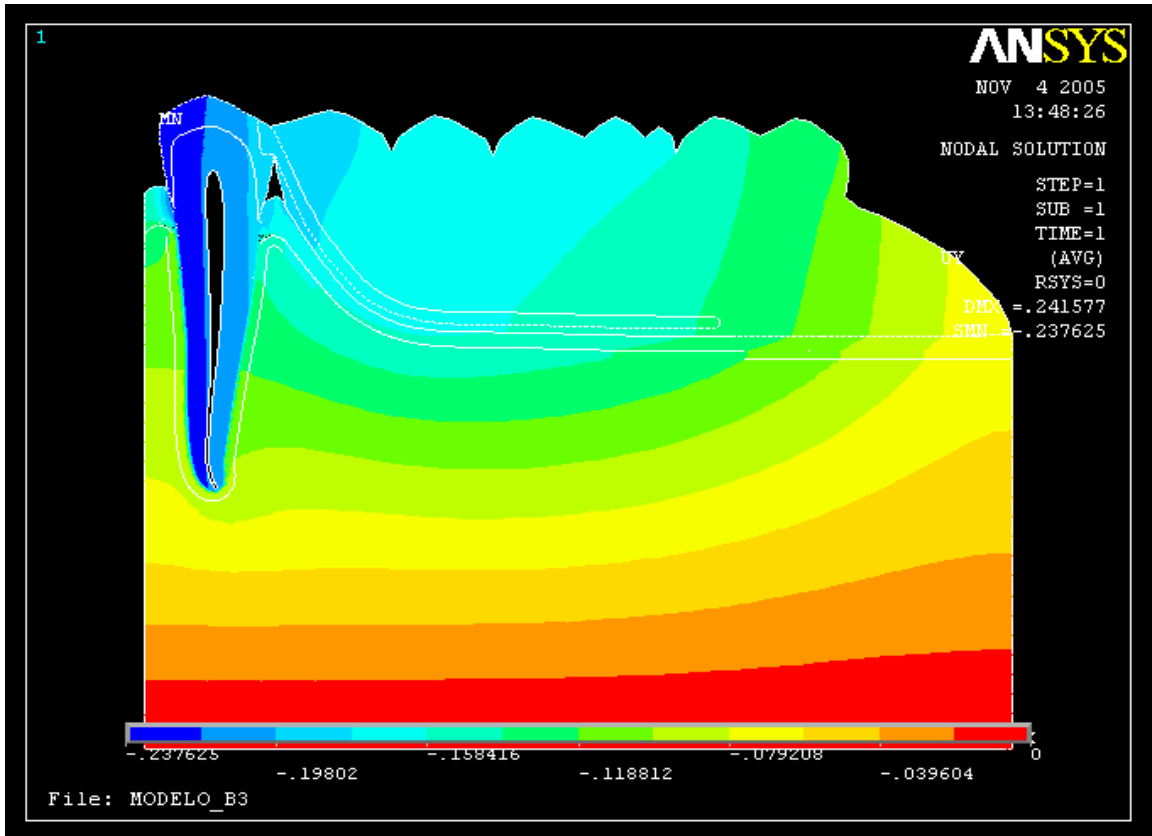


FIGURA 152-Mapa de tensão de von Mises em y, modelo B3.

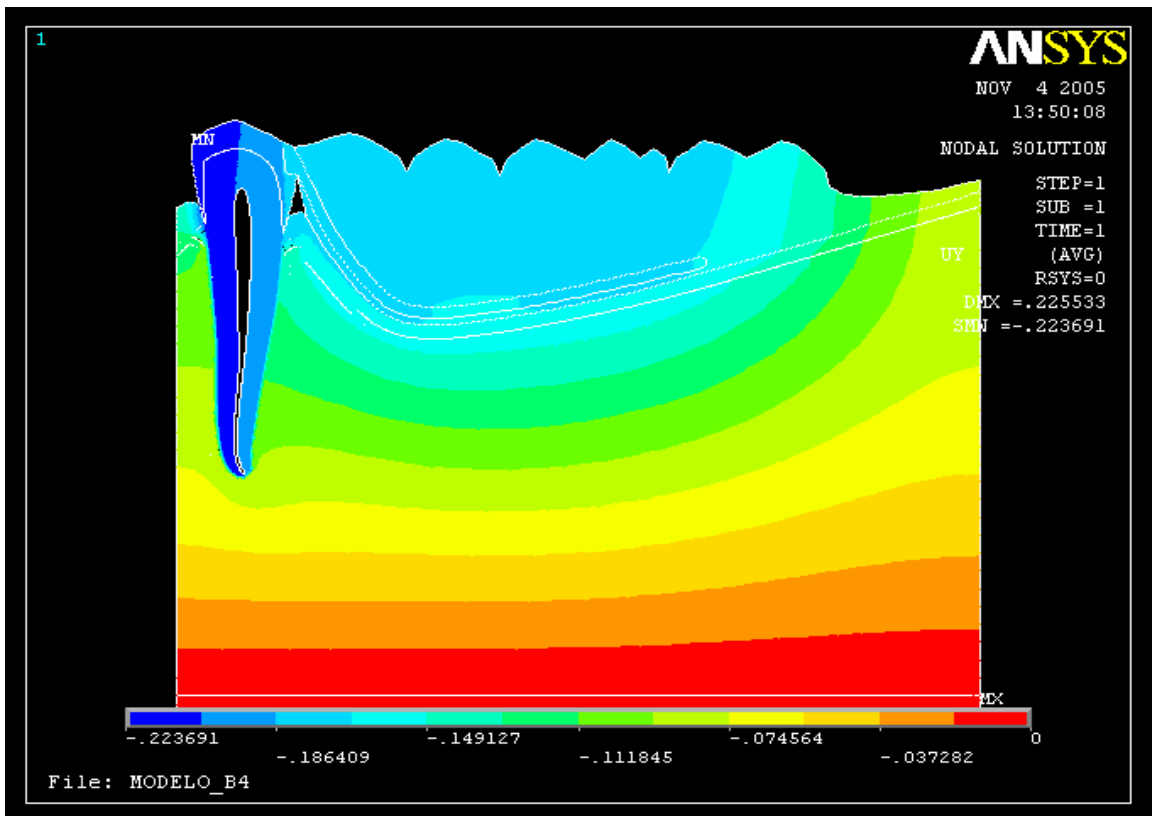


FIGURA 153-Mapa de tensão de von Mises em y, modelo B4.

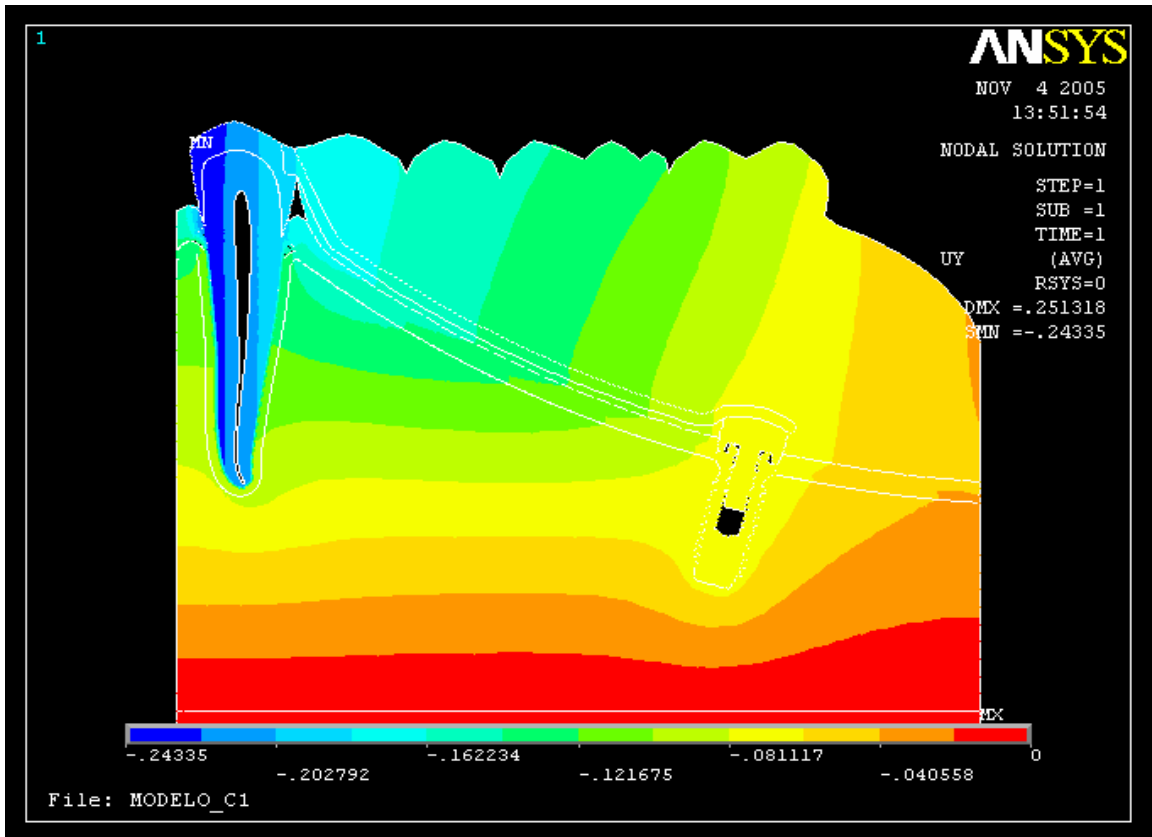


FIGURA 154-Mapa de tensão de von Mises em y, modelo C1.

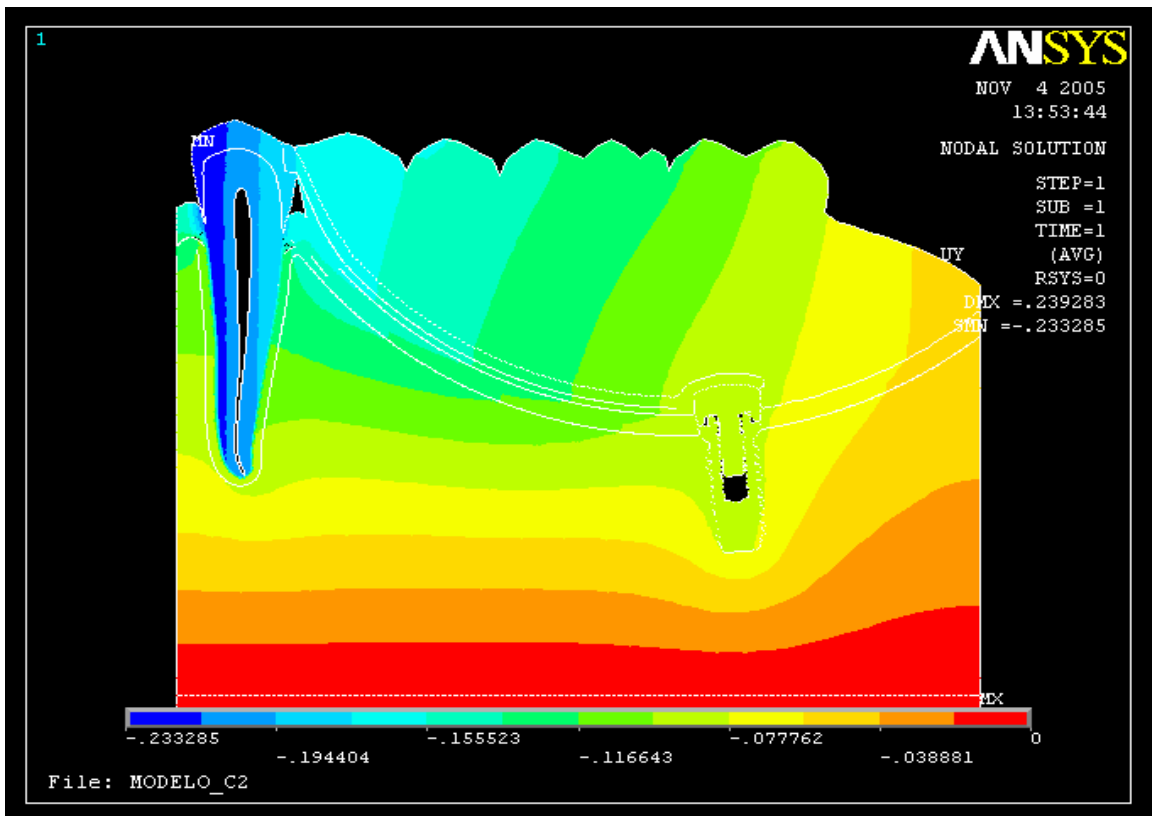


FIGURA 155-Mapa de tensão de von Mises em y, modelo C2.

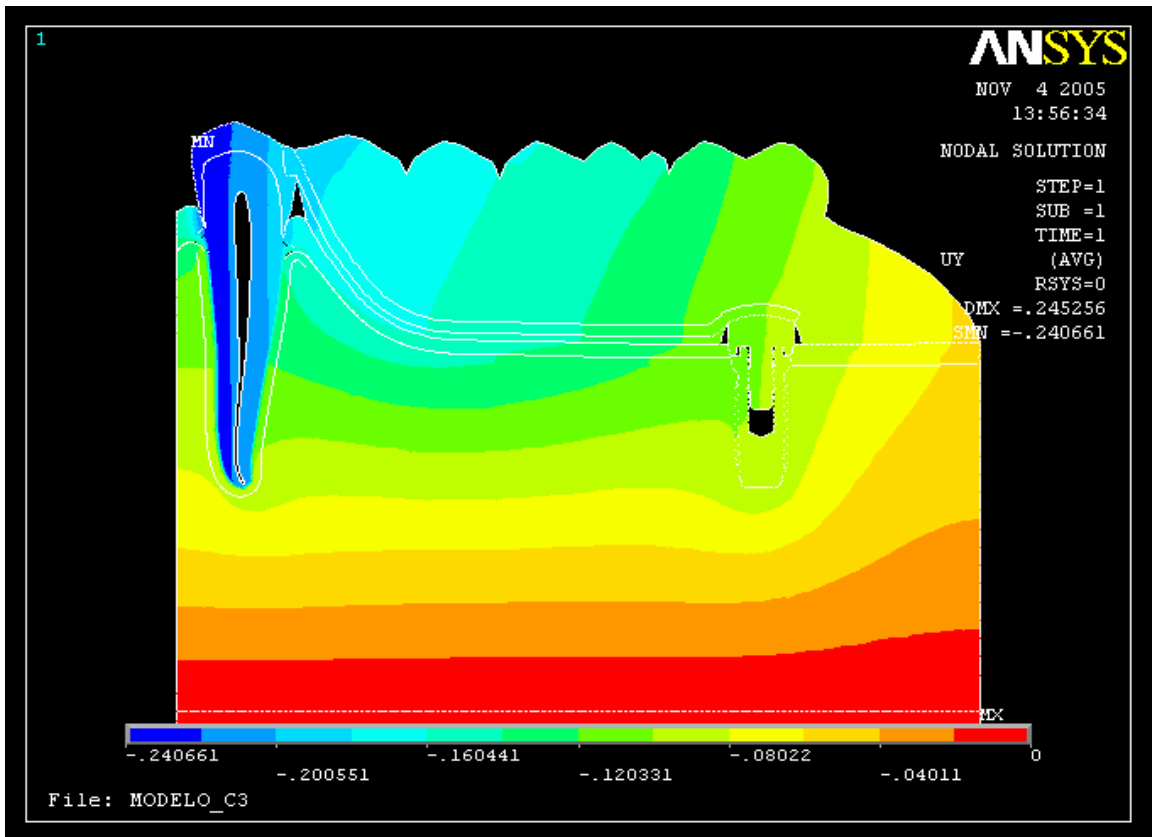


FIGURA 156-Mapa de tensão de von Mises em y, modelo C3.

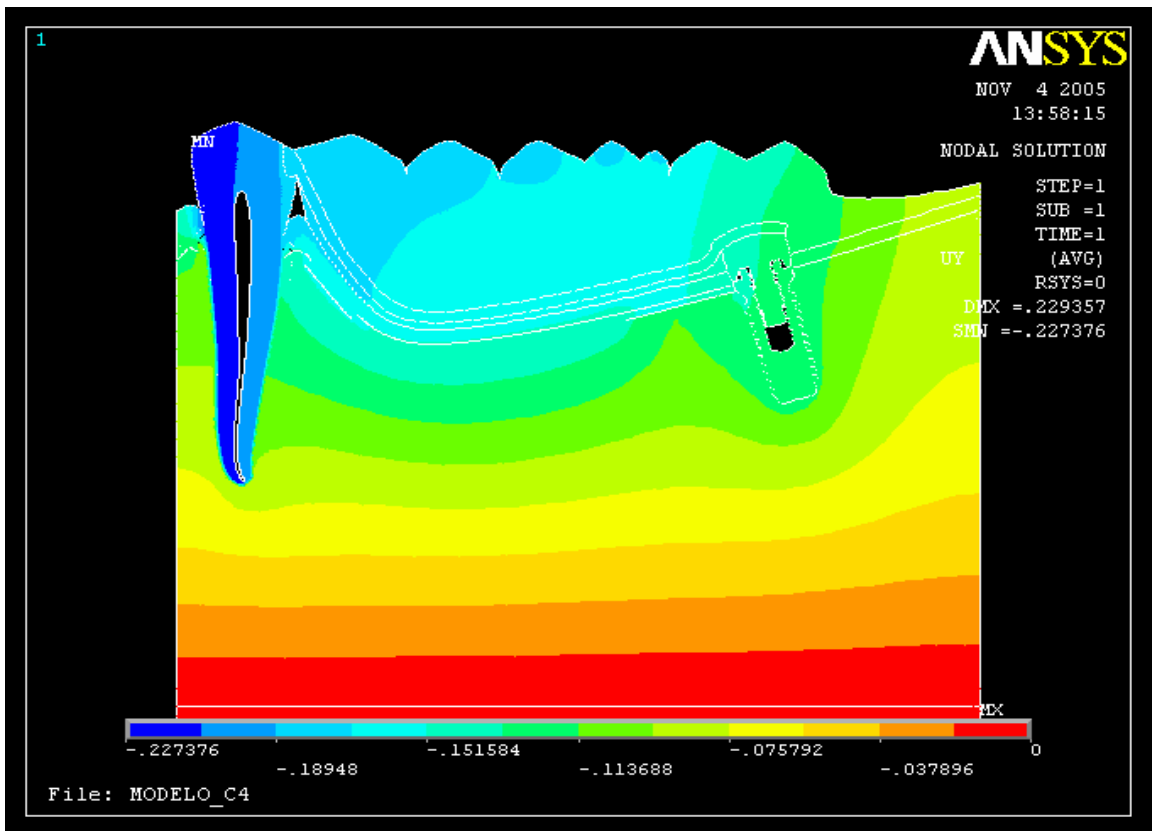


FIGURA 157-Mapa de tensão de von Mises em y, modelo C4.

**Tabela 12-Tendência ao deslocamento no eixo x.**

<b>Mapas de tendência ao deslocamento no eixo x (mm)</b>				
Modelo	Deslocamento Máximo Positivo	Localização	Deslocamento Máximo Negativo	localização
A1	0,2038	Ápice radicular	- 0,0853	Ponta de cúspide 33
A2	0,2099	Ápice radicular	- 0,0838	Ponta de cúspide 33
A3	0,2111	Ápice radicular	- 0,0837	Ponta de cúspide 33
A4	0,2188	Ápice radicular	- 0,0841	Ponta de cúspide 33
B1	0,1005	Ápice radicular	- 0,0687	Ponta de cúspide 33
B2	0,0969	Ápice radicular	- 0,0606	Ponta de cúspide 33
B3	0,0893	Ápice radicular	- 0,0572	Ponta de cúspide 33
B4	0,0748	Ápice radicular	- 0,0406	Ponta de cúspide 33
C1	0,1154	Ápice radicular	- 0,0791	Ponta de cúspide 33
C2	0,1085	Ápice radicular	- 0,0690	Ponta de cúspide 33
C3	0,0964	Ápice radicular	- 0,0618	Ponta de cúspide 33
C4	0,0815	Ápice radicular	- 0,0425	Ponta de cúspide 33

**Tabela 13-Tendência ao deslocamento eixo y.**

<b>Mapas de tendência ao deslocamento no eixo y (mm)</b>				
Modelo	Deslocamento Máximo Positivo	Localização	Deslocamento Máximo Negativo	localização
A1	0	Cortical óssea inferior	- 0,2334	Mesio-oclusal 33
A2	0,0009	Cortical óssea inferior	- 0,2364	Mesio-oclusal 33
A3	0,0005	Cortical óssea inferior	- 0,2373	Mesio-oclusal 33
A4	0,0005	Cortical óssea inferior	- 0,2380	Mesio-oclusal 33
B1	0	Cortical óssea inferior	- 0,2425	Mesio-oclusal 33
B2	0	Cortical óssea inferior	- 0,2332	Mesio-oclusal 33
B3	0	Cortical óssea inferior	- 0,2376	Mesio-oclusal 33
B4	0	Cortical óssea inferior	- 0,2236	Mesio-oclusal 33
C1	0	Cortical óssea inferior	- 0,2433	Mesio-oclusal 33
C2	0	Cortical óssea inferior	- 0,2332	Mesio-oclusal 33
C3	0	Cortical óssea inferior	- 0,2406	Mesio-oclusal 33
C4	0	Cortical óssea inferior	- 0,2273	Mesio-oclusal 33

**Tabela 14-Tensão no eixo x.**

Mapas de tensão no eixo x (MPa)				
Modelo	Tensão mx. tração	Localização	Tensão mx. compressão	localização
A1	39,975	M. Colo 33	- 64,855	M. Colo 33
A2	42,452	M. Colo 33	- 65,253	M. Colo 33
A3	42,976	M. Colo 33	- 68,753	M. Colo 33
A4	43,396	M. Colo 33	- 69,127	M. Colo 33
B1	56,344	Apoio metálico	- 184,198	Apoio metálico
B2	55,187	Apoio metálico	- 152,477	Apoio metálico
B3	54,451	Apoio metálico	- 150,316	Apoio metálico
B4	57,271	D.base acrílica	- 136,13	Apoio metálico
C1	124,995	Implante	- 173,399	Apoio metálico
C2	92,117	Implante	- 275,222	Apoio metálico
C3	86,395	Implante	- 150,536	Apoio metálico
C4	109,027	Estrutura metálica	- 119,101	Implante

**Tabela 15-Tensão de no eixo y.**

Mapas de tensão no eixo y (MPa)				
Modelo	Tensão mx tração	Localização	Tensão mx. compressão	Localização
A1	38,028	Crista óssea D.	- 125,304	Crista óssea M.
A2	53,458	Crista óssea D.	- 126,809	Crista óssea M.
A3	39,849	Crista óssea D.	- 123,708	Crista óssea M.
A4	42,666	Crista óssea D.	- 127,678	Crista óssea M.
B1	93,758	Apoio metálico	- 158,926	Apoio metálico
B2	89,452	Apoio metálico	- 146,400	Apoio metálico
B3	87,109	Apoio metálico	- 144,063	Apoio metálico
B4	77,274	Apoio metálico	- 136,157	Apoio metálico
C1	105,722	Apoio metálico	- 425,087	Implante
C2	87,24	Apoio metálico	- 271,195	Implante
C3	87,526	Apoio metálico	- 232,38	Implante
C4	77,55	Implante	- 268,062	Implante