

Lucas Fernando Tabata

**ANÁLISE DA INFLUÊNCIA DOS SISTEMAS DE RETENÇÃO
PARA OVERDENTURES IMPLANTO-RETIDAS NA
DISTRIBUIÇÃO INTERNA DAS TENSÕES, ATRAVÉS DO
MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS**

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Araçatuba, da Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”, para obtenção do Título de Mestre em Odontologia – Área de concentração em Prótese Dentária.

Orientador: Prof. Dr. Wirley Gonçalves Assunção

Co-Orientador: Prof. Dr. Edson Antônio Capello Sousa

ARAÇATUBA

2005

Primeiramente à **DEUS**,
que sempre iluminou meu caminho,
me abençoou e guardou na palma de sua mão.
Obrigado por mais esta vitória.

Aos meus queridos pais, **Luiz e Iulca**,
por todo amor e carinho que sempre tiveram por mim,
pelas oportunidades que me proporcionaram,
pelos esforços desmedidos que fizeram,
pela educação que me deram,
por sempre me apoiarem,
e principalmente, **pelos irmãos** que tenho.
Espero que se orgulhem da pessoa que me tornei.
Esta vitória é de vocês também.

Ao meu irmão, **Luiz Cláudio**,
por sua inestimável amizade e companheirismo,
por continuar, mesmo distante, tendo grande influência em minha vida.
Espero que possamos nos ver em breve.

À minha irmã, **Marianne**,
por ser minha melhor amiga,
por seu zelo e carinho para comigo,
por torcer constantemente pelo meu sucesso,
e por minhas grandes paixões, **meus sobrinhos**.
Espero poder superar todas suas expectativas.

Aos meus sobrinhos, **Felipe e Caio**,
pela ausência no desenvolvimento de vocês
nas minhas horas de muito trabalho.
Espero poder compensar todos estes momentos.

À minha namorada, **Patrícia**,
pela paciência e compreensão desprendida,
pelo amor e carinho dedicado,
por estar ao meu lado compartilhando esta fase importante da minha vida.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Ao meu amigo e orientador, **Prof. Dr. Wirley Gonçalves Assunção**, pela paciência e amizade desenvolvidas nesses anos, pelo voto de confiança depositado, por compartilhar seus conhecimentos e pela contribuição direta no meu desenvolvimento acadêmico.

AGRADECIMENTOS

Ao meu co-orientador, **Prof. Edson Antônio Capello Sousa** pela oportunidade de cursar a Disciplina de Método de Elementos Finitos, do Curso de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica da Faculdade de Engenharia de Bauru - UNESP, e pelo desenvolvimento da análise de elementos finitos deste trabalho.

Aos alunos de graduação, da Faculdade de Engenharia de Bauru - UNESP, **Maurício Ramacciato Massarotti**, pelo auxílio prestado no desenvolvimento da análise de elementos finitos deste trabalho, **Rodrigo Saito** e **Reinaldo Nobuyuki Mori**, pela amizade sincera e por me receberem em sua casa.

Ao **Prof. Eduardo Passos Rocha** pelas orientações e sugestões, e pela contribuição no desenvolvimento da metodologia deste trabalho.

Aos **Profs. Humberto Gennari Filho, Eduardo Passos Rocha, Marcelo Coelho Goiato, Paulo Renato Junqueira Zuim, Eulália Maria Martins da Silva, Paulo Henrique dos Santos, Débora de Barros Barbosa e Eduardo Pellizzer** e aos protéticos **Ana Marcelina dos Santos Bacaneli, Jânder de Carvalho Inácio, Carlos Alberto Gonçalves, Eduardo Rodrigues Cobo e José Baleeiro** do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese da Faculdade de Odontologia de Araçatuba, da Universidade Estadual Paulista

“Júlio de Mesquita Filho” pelo voto de confiança depositado, pelo apoio prestado, pelo incentivo e amizade durante o curso.

Aos demais professores e funcionários do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese da Faculdade de Odontologia de Araçatuba, da Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho nas pessoas das secretárias do departamento **Ana Lúcia Francischine Damaceno** e **Maria Lúcia Bordan**, meus sinceros agradecimentos.

Ao coordenador do Programa de Pós-Graduação em Odontologia, da Faculdade de Odontologia de Araçatuba, da Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” **Prof. Wilson Roberto Poi**, pela amizade, acessibilidade e por nossas conversas informais que tiveram grande influência em meu desenvolvimento pessoal e profissional.

Aos funcionários da biblioteca da Faculdade de Odontologia de Araçatuba, da Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho na pessoa da bibliotecária **Ana Cláudia Martins Criegeer Manzatti**, pelo incentivo e colaboração na revisão da dissertação.

Aos meus colegas de mestrado, **Ana Carolina Miessi, Daniela Nardi Mancuso, Michele Marques Zequetto, Manoel Martins Jr., Carlos Marcelo Archangelo, Eduardo Vedovatto, José Vitor Quinelli Mazaro e Marcelo Matida Hamata** pela convivência, colaboração e amizade

desenvolvidas durante o curso e principalmente, por estenderem meus limites, permitindo meu crescimento.

Aos meus companheiros de República, **Amauri (Xuxa), Lucas (Tangerina), Luiz Fernando (Catatau), Matheus (Mixerica), Rafael (Codorna), Renan (Banana) e Rogério (Sali)** pela amizade, pelos momentos compartilhados, pelas situações vividas e principalmente, por representarem minha família aqui, em Araçatuba, na forma de verdadeiros irmãos.

Aos amigos de graduação, **Henrique Corrêa Sato e Leandro Carvalho Cardoso**, que tiveram papel fundamental no meu desenvolvimento pessoal.

Aos **alunos da graduação** que passaram pela clínica da disciplina de Prótese Total nos anos em que fui estagiário, por despertarem o prazer de lecionar e por servirem de estímulo para o meu desenvolvimento acadêmico.

E as demais pessoas, **parentes e amigos**, que de alguma forma contribuíram para o meu desenvolvimento pessoal e profissional, direta ou indiretamente, as quais serei eternamente grato.

Meus sinceros agradecimentos.

EPÍGRAFE

“Impossível é apenas uma grande palavra usada por gente fraca que prefere viver no mundo como está em vez de usar o poder que tem para mudá-lo. Impossível não é um fato. É uma opinião. Impossível não é uma declaração. É um desafio. Impossível é hipotético. Impossível é temporário.”

Muhammed Ali

TABATA, L.F. **Análise da influência dos sistemas de retenção para overdentures implanto-retidas na distribuição interna das tensões, através do método de elementos finitos.** 2005. 197f. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Odontologia de Araçatuba, da Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”, Araçatuba, 2005.

RESUMO

No tratamento com *overdentures* o mecanismo de transmissão e distribuição das tensões geradas por cargas funcionais através dos sistemas de retenção e implantes ao osso não está bem documentado. A intensidade e a forma como esta tensão é transmitida e distribuída ao osso determina os locais e a amplitude da reabsorção óssea. O objetivo deste estudo foi analisar, através do Método de Elementos Finitos (MEF) bidimensional, as tensões geradas pelas *overdentures* e transmitidas aos sistemas de retenção, implantes e tecido ósseo adjacente. Foram construídos em computador, através do programa AutoCAD, três modelos matemáticos representativos de cortes frontais da mandíbula na região inter-caninos, sendo: modelo A (Controle), mandíbula edêntula suporte de prótese total convencional; modelo B, mandíbula edêntula, suporte de *overdenture* com dois implantes ferulizados por meio de barra e clipe plástico; modelo C, mandíbula edêntula, suporte de *overdenture* com dois *attachments* esféricos O’rings em dois implantes isolados. Para análise, foi aplicada carga vertical de 100N em três regiões distintas: nos incisivos centrais

inferiores, no canino inferior esquerdo e no primeiro molar inferior esquerdo. Os mapas de tensão evidenciaram as máximas e mínimas tensões e foram agrupados de acordo com as situações clínicas simuladas, para análise dos efeitos dos sistemas de retenção sobre as estruturas de suporte. O modelo A apresentou menores valores de tensão máxima (10,928MPa) que os modelos B (74,244MPa) e C (78,454MPa) em relação aos tecidos de suporte, sendo que os maiores valores foram obtidos no modelo C, na região peri-implantar do osso cortical para os três carregamentos aplicados. Os resultados sugerem a ferulização dos implantes e a utilização do sistema de retenção barra-clipe quando se pretende ter distribuição otimizada de tensões no tratamento com *overdentures* implanto-retidas.

Palavras chave: análise de elemento finito, implante dentário endoósseo, biomecânica, retenção em dentadura

TABATA, L.F. **Analysis of the influence of retention system for implant-retained overdentures on internal stress distribution, through finite element analysis.** 2005. 197f. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Odontologia de Araçatuba, da Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”, Araçatuba, 2005.

ABSTRACT

On treatment with overdenture, the transfer and distribution mechanism of the stress generated by functional loads through retention system and implants to bone it is not well documented. The intensity and the manner how this stress is transferred and distributed to bone determine the sites and amplitude of bone resorption. The objective of this study was to analyse, through Finite Element Analysis (FEA) bidimensional, the stress generated on overdentures and transfer to retention system, implants and surrounding bone tissue. Three mathematic models were made in computer, through AutoCAD software, representing a frontal mandibular slice of inter-canine area, being: model A (control group), edentulous mandible supporting conventional complete prosthesis; model B, edentulous mandible supporting an overdenture with two splinted implants with bar-clip; model C, edentulous mandible supporting an overdenture with two isolated implants with o’ring attachments. For analysis a vertical load of 100N was applied in three distinct areas: on mandibular central incisors, on mandibular left canine and on mandibular left first molar. The

stresses maps showed the maximum and the minimum stresses values and were gathered according to simulated clinical situations, for analysis of retention system effect on supporting structures. Model A presented lower maximum stress values (10,928MPa) when compared to model B (74,244MPa) and C (78,454MPa) in relation to supporting tissue, where model C presented the highest stresses values in cortical bone surrounding implants, for the three loads applied. Results suggests that splinted implants and bar-clip retention system are indicated when optimized stress distribution for implant retained overdentures is desired.

Keywords: finite element analysis, endosseous dental implantation, biomechanics, denture retention

LISTA DE FIGURAS

- FIGURA 1 – Modelo A: corte frontal da porção anterior da mandíbula edêntula, correspondente a região inter-caninos, suporte de uma prótese total convencional. 72
- FIGURA 2 – Modelo B: corte frontal da porção anterior da mandíbula edêntula, correspondente a região inter-caninos, onde estão dispostos dois implantes osseointegrados Brånemark compatíveis ferulizados, de características 3,75mm de diâmetro por 11,5mm de comprimento, suporte de uma *overdenture* com sistema de retenção barra-clipe. 73
- FIGURA 3 – Modelo C: corte frontal da porção anterior da mandíbula edêntula, correspondente a região inter-caninos, onde estão dispostos dois implantes osseointegrados Brånemark compatíveis isolados, de características 3,75mm de diâmetro por 11,5mm de comprimento, suporte de uma *overdenture* com sistema de retenção o'ring. 74
- FIGURA 4 – Modelo A modificado: corte frontal da porção anterior da mandíbula edêntula, correspondente a região inter-caninos, suporte de uma prótese total convencional, com a extensão distal bilateral correspondente a região dos primeiros molares inferiores. 75
- FIGURA 5 – Modelo B modificado: corte frontal da porção anterior da mandíbula edêntula, correspondente a região inter-caninos, onde estão dispostos dois implantes osseointegrados Brånemark compatíveis ferulizados, de características 3,75mm de diâmetro por 11,5mm de comprimento, suporte de uma *overdenture* com sistema de retenção barra-clipe, com a extensão distal bilateral correspondente a região dos primeiros molares inferiores. 76
- FIGURA 6 – Modelo C modificado: corte frontal da porção anterior da mandíbula edêntula, correspondente a região inter-caninos, onde estão dispostos dois implantes osseointegrados Brånemark compatíveis isolados, de características 3,75mm de diâmetro por 11,5mm de comprimento, suporte

de uma <i>overdenture</i> com sistema de retenção o'ring, com a extensão distal bilateral correspondente a região dos primeiros molares inferiores.	77
FIGURA 7 – Imagem fotográfica (visão frontal) da <i>overdenture</i> mandibular confeccionada sobre modelo de resina.	80
FIGURA 8 – Conjunto do sistema barra-clipe incluído em resina acrílica.	82
FIGURA 9 – Conjunto do sistema esférico incluído em resina acrílica.	82
FIGURA 10 – Conjunto do sistema barra-clipe sendo seccionado em recortadora.	83
FIGURA 11 – Conjunto barra-clipe após secção em recortadora, possibilitando visualização dos passos de rosca, da superfície interna e da adaptação entre os componentes e os implantes.	83
FIGURA 12 – Conjunto esférico após secção em recortador, possibilitando visualização dos passos de rosca, da superfície interna e da adaptação entre os componentes e os implantes.	84
FIGURA 13 – Modelo A com a malha de elementos finitos gerada.	86
FIGURA 14 – Modelo B com a malha de elementos finitos gerada.	86
FIGURA 15 – Modelo C com a malha de elementos finitos gerada.	87
FIGURA 16 – Modelo A modificado com a malha de elementos finitos gerada.	87
FIGURA 17 – Modelo B modificado com a malha de elementos finitos gerada.	88
FIGURA 18 – Modelo C modificado com a malha de elementos finitos gerada.	88
FIGURA 19 – Condições de contorno para o modelo A, mostrando a fixação no eixo X e liberdade de movimento no eixo Y com simetria e carregamento nos incisivos centrais inferiores.	91

- FIGURA 20 – Condições de contorno para o modelo B, mostrando a fixação no eixo X e liberdade de movimento no eixo Y com simetria e carregamento nos incisivos centrais inferiores. 91
- FIGURA 21 – Condições de contorno para o modelo C, mostrando a fixação no eixo X e liberdade de movimento no eixo Y com simetria, e carregamento nos incisivos centrais inferiores. 92
- FIGURA 22 – Condições de contorno para o modelo A, mostrando a fixação no eixo X e liberdade de movimento no eixo Y com simetria, e carregamento no canino inferior esquerdo. 92
- FIGURA 23 – Condições de contorno para o modelo B, mostrando a fixação no eixo X e liberdade de movimento no eixo Y com simetria, e carregamento no canino inferior esquerdo. 93
- FIGURA 24 – Condições de contorno para o modelo C, mostrando a fixação no eixo X e liberdade de movimento no eixo Y com simetria, e carregamento no canino inferior esquerdo. 93
- FIGURA 25 – Condições de contorno para o modelo A modificado, mostrando a fixação no eixo X e liberdade de movimento no eixo Y com simetria, e carregamento no primeiro molar inferior esquerdo. 94
- FIGURA 26 – Condições de contorno para o modelo B modificado, mostrando a fixação no eixo X e liberdade de movimento no eixo Y com simetria, e carregamento no primeiro molar inferior esquerdo. 94
- FIGURA 27 – Condições de contorno para o modelo C modificado, mostrando a fixação no eixo X e liberdade de movimento no eixo Y com simetria, e carregamento no primeiro molar inferior esquerdo. 95
- FIGURA 28 - Mapa de tensão do modelo A para o carregamento nos incisivos centrais inferiores. 100

FIGURA 29 - Mapa de tensão do modelo B para o carregamento nos incisivos centrais inferiores.	101
FIGURA 30 – Mapa de tensão do modelo C para carregamento nos incisivos centrais inferiores.	102
FIGURA 31 – Mapa de tensão do modelo A para o carregamento no canino inferior esquerdo.	104
FIGURA 32 – Mapa de tensão do modelo B para o carregamento no canino inferior esquerdo.	105
FIGURA 33 – Mapa de tensão do modelo C para o carregamento no canino inferior esquerdo.	106
FIGURA 34 – Mapa de tensão do modelo A modificado para o carregamento no primeiro molar inferior esquerdo.	108
FIGURA 35 – Mapa de tensão do modelo B modificado para o carregamento no primeiro molar inferior esquerdo.	109
FIGURA 36 – Mapa de tensão do modelo C modificado para o carregamento no primeiro molar inferior esquerdo.	110
FIGURA 37 – Mapa de tensão com plote da prótese total inferior do modelo A para o carregamento nos incisivos centrais.	117
FIGURA 38 – Mapa de tensão com plote da fibromucosa do modelo A para o carregamento nos incisivos centrais.	118
FIGURA 39 – Mapa de tensão com plote do osso cortical do modelo A para o carregamento nos incisivos centrais.	119

- FIGURA 40 – Mapa de tensão com plote do osso medular do modelo A para o carregamento nos incisivos centrais. 120
- FIGURA 41 – Mapa de tensão com plote da *overdenture* inferior do modelo B para o carregamento nos incisivos centrais. 121
- FIGURA 42 – Mapa de tensão com plote da fibromucosa do modelo B para o carregamento nos incisivos centrais. 122
- FIGURA 43 – Mapa de tensão com plote do osso cortical do modelo B para o carregamento nos incisivos centrais. 123
- FIGURA 44 – Mapa de tensão com plote do osso medular do modelo B para o carregamento nos incisivos centrais. 124
- FIGURA 45 – Mapa de tensão com plote dos implantes do modelo B para o carregamento nos incisivos centrais. 125
- FIGURA 46 – Mapa de tensão com plote dos implantes e componentes do modelo B para o carregamento nos incisivos centrais. 126
- FIGURA 47 – Mapa de tensão com plote da *overdenture* inferior do modelo C para o carregamento nos incisivos centrais. 127
- FIGURA 48 – Mapa de tensão com plote da fibromucosa do modelo C para o carregamento nos incisivos centrais. 128
- FIGURA 49 – Mapa de tensão com plote do osso cortical do modelo C para o carregamento nos incisivos centrais. 129
- FIGURA 50 – Mapa de tensão com plote do osso medular do modelo C para o carregamento nos incisivos centrais. 130
- FIGURA 51 – Mapa de tensão com plote dos implantes do modelo C para o carregamento nos incisivos centrais. 131

- FIGURA 52 – Mapa de tensão com plote dos implantes e componentes do modelo C para o carregamento nos incisivos centrais. 132
- FIGURA 53 – Mapa de tensão com plote da prótese total inferior do modelo A para o carregamento no canino inferior esquerdo. 134
- FIGURA 54 – Mapa de tensão com plote da fibromucosa do modelo A para o carregamento no canino inferior esquerdo. 135
- FIGURA 55 – Mapa de tensão com plote do osso cortical do modelo A para o carregamento no canino inferior esquerdo. 136
- FIGURA 56 – Mapa de tensão com plote do osso medular do modelo A para o carregamento no canino inferior esquerdo. 137
- FIGURA 57 – Mapa de tensão com plote da *overdenture* inferior do modelo B para o carregamento no canino inferior esquerdo. 138
- FIGURA 58 – Mapa de tensão com plote da fibromucosa do modelo B para o carregamento no canino inferior esquerdo. 139
- FIGURA 59 – Mapa de tensão com plote do osso cortical do modelo B para o carregamento no canino inferior esquerdo. 140
- FIGURA 60 – Mapa de tensão com plote do osso medular do modelo B para o carregamento no canino inferior esquerdo. 141
- FIGURA 61 – Mapa de tensão com plote dos implantes do modelo B para o carregamento no canino inferior esquerdo. 142
- FIGURA 62 – Mapa de tensão com plote dos implantes e componentes do modelo B para o carregamento no canino inferior esquerdo. 143
- FIGURA 63 – Mapa de tensão com plote da *overdenture* inferior do modelo C para o carregamento no canino inferior esquerdo. 144

- FIGURA 64 – Mapa de tensão com plote da fibromucosa do modelo C para o carregamento no canino inferior esquerdo. 145
- FIGURA 65 – Mapa de tensão com plote do osso cortical do modelo C para o carregamento no canino inferior esquerdo. 146
- FIGURA 66 – Mapa de tensão com plote do osso medular do modelo C para o carregamento no canino inferior esquerdo. 147
- FIGURA 67 – Mapa de tensão com plote dos implantes do modelo C para o carregamento no canino inferior esquerdo. 148
- FIGURA 68 – Mapa de tensão com plote dos implantes e componentes do modelo C para o carregamento no canino inferior esquerdo. 149
- FIGURA 69 – Mapa de tensão com plote da prótese total inferior do modelo A modificado, para o carregamento no primeiro molar inferior esquerdo. 151
- FIGURA 70 – Mapa de tensão com plote da fibromucosa do modelo A modificado, para o carregamento no primeiro molar inferior esquerdo. 152
- FIGURA 71 – Mapa de tensão com plote do osso cortical do modelo A modificado, para o carregamento no primeiro molar inferior esquerdo. 153
- FIGURA 72 – Mapa de tensão com plote do osso medular do modelo A modificado, para o carregamento no primeiro molar inferior esquerdo. 154
- FIGURA 73 – Mapa de tensão com plote da *overdenture* inferior do modelo B modificado, para o carregamento no primeiro molar inferior esquerdo. 155
- FIGURA 74 – Mapa de tensão com plote da fibromucosa do modelo B modificado, para o carregamento no primeiro molar inferior esquerdo. 156

- FIGURA 75 – Mapa de tensão com plote do osso cortical do modelo B modificado, para o carregamento no primeiro molar inferior esquerdo. 157
- FIGURA 76 – Mapa de tensão com plote do osso medular do modelo B modificado, para o carregamento no primeiro molar inferior esquerdo. 158
- FIGURA 77 – Mapa de tensão com plote dos implantes e componentes do modelo B modificado, para o carregamento no primeiro molar inferior esquerdo. 159
- FIGURA 78 – Mapa de tensão com plote da *overdenture* inferior do modelo C modificado, para o carregamento no primeiro molar inferior esquerdo. 160
- FIGURA 79 – Mapa de tensão com plote da fibromucosa do modelo C modificado, para o carregamento no primeiro molar inferior esquerdo. 161
- FIGURA 80 – Mapa de tensão com plote do osso cortical do modelo C modificado, para o carregamento no primeiro molar inferior esquerdo. 162
- FIGURA 81 – Mapa de tensão com plote do osso medular do modelo C modificado, para o carregamento no primeiro molar inferior esquerdo. 163
- FIGURA 82 – Mapa de tensão com plote dos implantes e componentes do modelo C modificado, para o carregamento no primeiro molar inferior esquerdo. 164

LISTA DE QUADROS

Quadro 1. Dimensões da fibromucosa e osso cortical.	79
Quadro 2. Propriedades das estruturas e dos materiais utilizados nos modelos.	89

LISTA DE TABELAS

- Tabela 1 - Valores e localização das tensões máxima e mínima nos modelos A, B e C, para carga vertical nos incisivos. 111
- Tabela 2 - Valores e localização das tensões máxima e mínima nos modelos A, B e C, para carga vertical no canino inferior esquerdo. 111
- Tabela 3 - Valores e localização das tensões máxima e mínima nos modelos A, B e C modificados, para carga vertical no primeiro molar inferior esquerdo. 112
- Tabela 4 – Localização e valor das tensões máximas nas estruturas plotadas do modelo A para os carregamentos nos incisivos centrais inferiores, no canino inferior esquerdo e no primeiro molar inferior esquerdo. 165
- Tabela 5 – Localização e valor das tensões máximas nas estruturas plotadas do modelo B para os carregamentos nos incisivos centrais inferiores, no canino inferior esquerdo e no primeiro molar inferior esquerdo. 166
- Tabela 6 – Localização e valor das tensões máximas nas estruturas plotadas do modelo C para os carregamentos nos incisivos centrais inferiores, no canino inferior esquerdo e no primeiro molar inferior esquerdo. 167
- Tabela 7 – Comparação entre os sistemas de retenção para *overdentures* em relação a localização e valor das tensões (MPa) no aparelho protético, nos tecidos de suporte, nos implantes e componentes protéticos, para o carregamento nos incisivos centrais inferiores. 168
- Tabela 8 – Comparação entre os sistemas de retenção para *overdentures* em relação a localização e valor das tensões (MPa) no aparelho protético, nos tecidos de suporte, nos implantes e componentes protéticos, para o carregamento no canino inferior esquerdo. 169

Tabela 9 – Comparação entre os sistemas de retenção para *overdentures* em relação a localização e valor das tensões (MPa) no aparelho protético, nos tecidos de suporte, nos implantes e componentes protéticos, para o carregamento no primeiro molar inferior esquerdo. 170

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	30
2. REVISÃO DE LITERATURA	36
2.1. Tratamento com <i>Overdentures</i>	37
2.2. Bioengenharia na Implantodontia	45
2.3. Estudos da Distribuição das Tensões em <i>Overdentures</i> Utilizando Fotoelasticidade e <i>Strain gauges</i>	52
2.4. Estudos da Distribuição das Tensões em <i>Overdentures</i> Utilizando Método de Elementos Finitos	60
3. PROPOSIÇÃO	68
4. MATERIAIS E MÉTODO	70
4.1. Formação dos Grupos	72
4.2. Programas	78
4.3. Geometria das Estruturas	79
4.4. Desenvolvimento dos Modelos de Elementos Finitos	85
4.5. Condições de Contorno e Carregamento	90
4.6. Análise dos Resultados	96
5. RESULTADO	97
6. DISCUSSÃO	171
7. CONCLUSÃO	180
REFERÊNCIAS	182

1. INTRODUÇÃO

A partir do desenvolvimento do tratamento com implantes endósseos, no qual Branemark et al. (1977) introduziram o conceito de osseointegração, definido como a união direta, funcional, estrutural e ordenada entre o osso vivo e o implante de titânio, houve também uma revolução na reabilitação protética, já que os implantes permitiram a colocação de pilares de suporte em regiões desdentadas, oferecendo novas alternativas de tratamento para pacientes desdentados parciais ou totais.

Diversos estudos clínicos mostram uma taxa de sucesso acima de 90% para o tratamento com implantes osseointegrados (ADELL, et al., 1981; BUSER et al., 1997; BATENBURG et al., 1998; WEIBRICH et al., 2001), o que permite ampla margem de segurança ao indicar este tratamento, desde que seja corretamente planejado e executado, apresentando prognóstico bastante favorável (TADA et al., 2003).

Na reabilitação dos pacientes desdentados com próteses totais convencionais, uma grande preocupação dos pacientes e do clínico está relacionada ao arco inferior. Por ter menor área de suporte, restrita ao rebordo residual, a prótese total inferior apresenta menor estabilidade quando comparada à superior, que possui além do rebordo, a área chapeável do palato como suporte, fornecendo maior estabilidade e retenção ao aparelho protético superior. Associado a menor área e suporte existem ainda as inserções musculares, muitas vezes altas, e a movimentação da própria língua, que atuam desestabilizando a prótese total inferior quando em função.

Atualmente existem três conceitos básicos de tratamento para mandíbula edêntula. O primeiro consiste na reabilitação com prótese total convencional, que apresenta baixo custo clínico e laboratorial, sendo sua principal vantagem quando comparada com as outras duas alternativas de tratamento e, portanto, a mais utilizada, embora apresente menor estabilidade e retenção em relação aos tratamentos com implantes. A segunda opção se baseia na colocação de três a seis implantes na porção anterior da mandíbula, usados para suporte de prótese total implanto-retida e implanto-suportada, comumente conhecidas como próteses protocolo. Na terceira, dois a quatro implantes são colocados na porção anterior da mandíbula e serão usados para reter uma sobredentadura (SETZ et al., 2000). Embora os tratamentos sejam clinicamente viáveis e apresentem resultados satisfatórios, possuem vantagens e desvantagens, diferindo assim quanto a sua indicação.

O tratamento com *overdenture* apresenta vantagens sobre o tratamento com prótese total convencional como, melhora da retenção e estabilidade, aumento da eficiência mastigatória (BAKKE et al., 2002; AWAD et al., 2003), tendo influência direta na auto-estima e qualidade de vida do paciente (KENNEY e RICHARDS, 1998). Em comparação com o tratamento com próteses protocolo, necessita-se de menor número de implantes, o que torna o procedimento cirúrgico menos invasivo e oneroso, além de procedimentos protéticos mais simples, pelo uso de sistemas de retenção pré-fabricados, e de menor custo laboratorial, tornando-o mais acessível a um maior número de pacientes (SPIEKERMANN, 2000; FREEMAN et al., 2001; FANUSCU e CAPUTO, 2004). Pelos motivos citados, associado ainda ao alto índice de

sucesso, existe a tendência de que o tratamento com *overdenture* mandibular sobre dois implantes seja a primeira escolha de tratamento para indivíduos edêntulos (FEINE et al., 2002).

Contudo, para que este tratamento tenha um prognóstico favorável, é necessária a correta escolha do sistema de retenção a ser utilizado, já que consiste no elo mais frágil do sistema de união prótese/implante (WATSON et al., 2001). Existem no mercado diversas marcas comerciais de sistemas de retenção, cada qual com suas particularidades e classificados como: sistemas barra-clipe, sistemas esféricos e sistemas magnéticos (WATSON et al., 2001; BONACHELA, 2002).

Apesar do alto índice de sucesso registrado com esta alternativa de tratamento, perda óssea marginal ao redor do implante tem sido registrada, sendo esta uma das principais causas de falha ou insucesso. Esta reabsorção óssea marginal pode ser atribuída tanto à higiene oral deficiente, como a fatores biomecânicos. A estes fatores estão associadas características do implante, como formato, comprimento, diâmetro, material, tratamento de superfície, bem como características do paciente, tais como qualidade óssea, força mastigatória e condição sistêmica (TADA et al., 2003). Ainda assim, os mecanismos responsáveis pelas falhas biomecânicas dos implantes não estão completamente elucidados, e a literatura a respeito das influências de diversos fatores biomecânicos não é conclusiva (SAHIN et al., 2002).

Porém, nos estudos relacionados à biomecânica há uma tendência de que a principal causa da reabsorção óssea esteja relacionada ao excesso de carga sobre o implante, já que este, quando submetido a cargas funcionais,

transmite as tensões geradas diretamente ao osso (BRANEMARK et al., 1977). O excesso de carga gera tensão na interface osso-implante, e a forma pela qual esta tensão é transmitida e distribuída ao osso é que determinará os locais e a amplitude da reabsorção óssea (MISCH, 2000).

Estudos relacionados à bioengenharia, ou seja, a aplicação dos conhecimentos da área de engenharia na odontologia, e mais especificamente na implantodontia, tem se destacado na análise do comportamento biomecânico dos implantes osseointegrados e suas próteses. Com ferramentas da engenharia é possível avaliar as tensões geradas nos implantes, bem como avaliar as deformações dos componentes protéticos, sendo possível quantificá-los. Tais dados têm extrema importância para o desenvolvimento de novas técnicas e aprimoramento das características dos próprios implantes, de forma que se possam suprir as necessidades clínicas. Clinicamente não é possível estudar a distribuição de tensões em nível ósseo, apenas em nível dos *abutments*, através da análise com *strain gauges*, por exemplo. Entretanto, existem outras metodologias que se baseiam em simulações, como a fotoelasticidade e o método de elementos finitos, que possibilitam melhor compreensão do mecanismo de transmissão e distribuição das tensões das cargas funcionais ao osso via implantes (SAHIN et al., 2002).

Em relação ao tratamento com sobredentaduras, este mecanismo de transmissão e distribuição das tensões geradas por cargas funcionais através dos sistemas de retenção e implantes ao osso não está bem documentado (FANUSCU e CAPUTO, 2004). Em vista do exposto, este trabalho tem como objetivo avaliar a influência dos sistemas de retenção para *overdentures*

implanto-retidas e da apresentação dos implantes, se ferulizados ou isolados, na distribuição de tensões nos tecidos de suporte, através do método de elementos finitos bidimensional.

2. REVISÃO DE LITERATURA

Para melhor entendimento deste estudo e das pesquisas a ele relacionadas, a revisão de literatura foi dividida em tópicos pertinentes ao tema, sendo eles:

2.1. - Tratamento com *overdentures*

2.2. - Bioengenharia na implantodontia

2.3. - Estudos da distribuição das tensões em *overdentures* utilizando fotoelasticidade e *strain gauges*

2.4. - Estudos da distribuição das tensões em *overdentures* utilizando método de elemento finito

2.1. TRATAMENTO COM OVERDENTURES

Uma das alternativas de reabilitação protética possibilitada pelo uso de implantes é o tratamento com *overdentures*, que permite oferecer melhor função, conforto e estética ao indivíduo desdentado total quando comparado com as próteses totais convencionais (FREEMAN et al., 2001; BAKKE et al., 2002; AWAD et al., 2003). Além destas vantagens, há ainda a manutenção do tecido ósseo determinada pela colocação de implantes, aumentando o suporte para as próteses completas. (BASKER et al., 1991, HOBÓ et al., 1991).

As *overdentures* podem ser definidas como próteses removíveis totais ou parciais, que cobrem raízes ou implantes osseointegrados, restaurando a dentição ausente (BONACHELA, 2002). Tem como objetivos a manutenção da

altura e espessura do rebordo residual, permitindo que a prótese tenha suporte mais efetivo e retenção mais adequada, além de facilitar a manutenção da prótese pelo paciente.

A indicação das *overdentures* como tratamento alternativo às próteses totais convencionais, faz-se quando o paciente apresentar pilares remanescentes que não possuam características adequadas para confecção de uma prótese fixa, qualidade ou quantidade óssea insuficientes, falta de suporte labial, carga oclusal excessiva, parafunção, defeitos estruturais adquiridos ou congênitos, atrofia do rebordo alveolar (JEMT et al., 1992; BASKER et al., 1993) ou quando, diante de um edentulismo completo, a colocação de implantes permitiria melhora significativa das condições de estabilidade e retenção dessas próteses.

De acordo com Misch (2000), o tratamento com *overdenture* implanto-retidas minimiza a reabsorção óssea; reduz ou elimina o movimento da prótese; melhora a eficiência da mastigação; aumenta a força oclusal; melhora a retenção e a estabilidade da prótese; melhora a fonética, quando comparado com as próteses totais convencionais.

Os pacientes tratados com *overdentures* sobre implantes apresentaram-se satisfeitos ao término do tratamento (CUNE, 1994; TIMMERMAN et al., 2004; MacENTEE et al., 2005), isto porque as principais queixas dos pacientes usuários de próteses totais convencionais, como desconforto, instabilidade, baixa eficiência mastigatória e dificuldade de pronúncia são supridas com a utilização do sistema de retenção deste tratamento, sendo decisiva e estando diretamente relacionada à melhoria na qualidade de vida e no resgate da auto-

estima destes pacientes (KENNEY e RICHARDS, 1998; LANG, 1999; RENOUEARD, 1999).

Um fator determinante para a longevidade do tratamento com *overdenture* está na distribuição das tensões geradas para os implantes e tecidos de suporte adjacentes, muito dependente da passividade de assentamento entre a prótese e o implante e do sistema de retenção (YANASE et al., 1994).

SISTEMAS DE RETENÇÃO

Embora a maioria dos *attachments* tenha sido concebida para dentes e raízes residuais, grande aprimoramento ocorreu nos sistemas de retenção. A experiência acumulada ao longo do tempo por profissionais que usavam estes dispositivos determinou sua mudança para se adequarem ao uso em implantes osseointegrados (BONACHELA, 2002).

Os sistemas de retenção que devem ser selecionados de acordo com as necessidades e condições clínicas de cada caso. O mercado oferece uma variedade de sistemas de retenção de diferentes marcas comerciais, cada qual com suas características, vantagens e desvantagens, que determinam sua indicação frente aos diferentes casos clínicos (SETZ et al., 2000). Existe ainda a possibilidade de associar diferentes sistemas, com o intuito de melhorar a retenção da prótese e distribuí-los estrategicamente, oferecendo maior segurança ao paciente durante o uso.

Os sistemas de retenção podem ser classificados em três categorias básicas: sistema barra-clipe, sistema esférico e sistema magnético, sendo que os dois primeiros são empregados clinicamente com maior frequência na odontologia do que o último, que apresenta como desvantagem a corrosão de seus componentes imantados quando em contato com fluídos orais, sendo por este motivo mais utilizados em próteses implanto-suportadas extra-orais (WATSON et al., 2001).

Sistema Barra/Clipe

Consiste em um sistema de encaixe de um clipe a uma barra que une dois ou mais implantes, podendo ser confeccionada em diversas ligas metálicas, como ligas de titânio ou ligas nobres (JENNINGS e LILLY., 1992). O clipe utilizado neste sistema pode ser metálico ou de plástico. O clipe metálico é mais durável e proporciona melhor retenção ao sistema, porém, está mais sujeito a fratura e pode desgastar a barra. O clipe plástico, por outro lado, pode ser facilmente substituído e apresenta custo mais baixo, além de ter maior resiliência que o clipe metálico (WATSON et al., 2001). A ferulização de dois ou mais implantes com a utilização da barra, confere boa estabilidade à prótese, sendo indicada para corrigir a inclinação de implantes que se apresentem dispostos de forma não paralela. O custo de manutenção deste sistema é baixo e geralmente está associado à troca do clipe plástico devido a perda de sua capacidade retentiva (DAVIS e PACKER, 2001).

Aspectos referentes à barra como a forma de sua secção transversal, extensão e formato devem ser levados em consideração e avaliados de acordo com cada caso clínico, analisando o número e a disposição dos implantes na cavidade oral do paciente, assim como a forma do rebordo alveolar a ser restaurado, já que tais características estão associadas à deflexão e à biomecânica da barra. Uma barra de secção transversal redonda ou ovóide permite maior mobilidade do sistema, sendo interessante a sua utilização no rebordo inferior. Por outro lado, uma barra com secção de paredes paralelas deve ser utilizada quando não se pretende permitir a movimentação da prótese sobre o sistema de retenção (MISCH, 2000). Barras com extensão distal podem ser utilizadas nas sobredentaduras já que essas próteses são mucossuportadas (MERICKE-STERN, 1997), porém devem ter o comprimento limitado a 12 mm nos casos favoráveis e com pelo menos 4 implantes (MISCH, 2000).

Para a utilização deste sistema é necessário que a barra não tenha comprimento maior que 20mm, o que comprometeria sua estabilidade, fazendo com que sofra grande deflexão. Deve ainda ser posicionada sobre o rebordo para que não cause a lingualização protética e ocupe o espaço funcional da língua. Quando vestibularizada, interfere na montagem dos dentes artificiais comprometendo a estética e o equilíbrio da prótese. A barra deve ser posicionada a pelo menos 2mm de altura em relação ao rebordo alveolar para permitir adequada higienização. Isso faz com que o espaço necessário para utilização do sistema barra-clipe seja de pelo menos 5,5mm para acomodar os componentes do sistema, mais o correspondente à altura dos dentes artificiais

que serão utilizados. Pode-se dizer que a altura final de uma *overdenture* com o sistema barra-clipe será de, no mínimo, 14mm (BONACHELA, 2002).

Sistema Esférico

Existem no mercado vários sistemas esféricos com diferentes desenhos e dimensões. O sistema esférico é composto basicamente por um sistema de encaixe do tipo macho/fêmea, no qual o componente macho (*abutment*) é normalmente fixado ao implante, apresentando a forma de uma projeção com o pescoço mais estreito, no qual o anel de borracha (*O'ring*) do componente fêmea se adapta. A componente fêmea geralmente apresenta um anel de borracha envolvido por uma cápsula metálica, que pode apresentar dimensões e formas diferentes. Desta maneira, caso haja necessidade da troca do anel de borracha, que constitui a complicação mais usual relacionada a este sistema, este pode ser realizado facilmente, sem que toda a componente fêmea (cápsula) necessite ser trocada. A necessidade de constante manutenção do anel de borracha consiste em sua principal desvantagem. Outra característica desse sistema é a dureza do material utilizado na confecção da cápsula em relação ao *abutment*. Este deve possuir menor dureza, pois caso ocorra fratura do sistema, uma falha na cápsula apresenta menor preocupação ao protesista, do que uma falha no *abutment* (MISCH, 2000; BONACHELA, 2002; WINKLER, 2002).

Este sistema apresenta vantagens como a possibilidade de uso com implantes isolados, o que diminui o custo laboratorial do tratamento pela

eliminação da confecção de uma barra (SPIERKERMANN, 2000; WINKLER et al., 2002). Oferece a possibilidade da adequação da retenção com a utilização de diferentes anéis de retenção (MISCH, 2000). Além disso, pela utilização de implantes isolados, a higienização deste tipo de tratamento é mais simples e fácil de ser realizada pelo paciente (DAVIS e PACKER, 2001).

Para a utilização deste sistema deve ser avaliado o paralelismo entre os implantes, não devendo haver divergência entre eles maior que 5° quando isolados (HOBBO et al., 1991). Uma divergência maior que 5° entre os implantes não permite passividade da *overdenture* quando em função ou durante sua inserção e remoção, o que provocaria a rápida deterioração do o'ring seguido da incidência de forças laterais deletérias na interface osso/implante (SPIERKERMANN, 2000). Outro fator a ser levado em consideração é a necessidade de um espaço mínimo para uso deste sistema que possui altura de aproximadamente 6mm e, somando-se à resina acrílica e ao dente artificial seriam necessários pelo menos 15mm de altura disponível no espaço intermaxilar para sua utilização.

Sistema Magnético

O sistema magnético é constituído por um ímã e um componente magnético, no qual o ímã é fixado na sobredentadura e o componente magnético é parafusado ao implante. Este sistema se apresenta como uma opção viável para o tratamento com *overdentures*, pois fornece retenção adequada à prótese quando em função. Sua utilização aumentou após o final

da década de 80, com o desenvolvimento de novos imãs com menor dimensão, porém, com maior capacidade magnética (WALMSLEY, 2002).

Assim, como os sistemas esféricos, o sistema magnético tem a possibilidade de ser utilizado com implantes isolados, oferecendo redução de custo do tratamento pela eliminação da confecção de barra, além de permitir higienização mais fácil (WATSON et al., 2001). Tem como principal característica a pequena transmissão de cargas ao implante e osso adjacente, embora esteja associado à instabilidade da prótese no plano horizontal. Com isso, esse sistema pode ser indicado em casos com implantes curtos e de pequeno diâmetro, diminuindo a solicitação biomecânica e, conseqüentemente, diminuindo o risco de falhas do tratamento (BONACHELA, 2002; WALMSLEY, 2002).

Além do baixo custo e da fácil utilização, existe um importante fator envolvido. Este sistema possui baixa altura, podendo ser utilizado em espaços intermaxilares reduzidos (WALMSLEY, 2002). Por não possuir uma conexão mecânica direta de seus componentes, baseando-se basicamente na atração magnética entre eles, aceita uma possível divergência que os implantes possam apresentar (WATSON et al., 2001). Mesmo assim são pouco utilizados devido à estabilidade horizontal insuficiente que proporciona à *overdenture*, pela corrosão do imã ao longo do tempo, provocada pelo contato com os fluídos orais (BONACHELA, 2002) e pelo ruído metálico causado pelo contato de seus componentes quando em função (WALMSLEY, 2002).

O sistema de retenção ideal para sobredentaduras deve proporcionar boa retentividade, fornecendo estabilidade à prótese de tal maneira que não

ocorra grande perda de sua capacidade retentiva ao longo do tempo, devido a inserção e remoção da prótese pelo paciente. Deve ser de fácil manutenção e baixo custo caso haja necessidade de substituição, além de apresentar pouca altura para que possa ser utilizado em espaços intermaxilares reduzidos, favorecendo a estética; e ainda, ter boa capacidade biomecânica auxiliando na distribuição das cargas funcionais aos implantes e osso adjacente.

Sendo a estabilidade do aparelho protético um importante fator de satisfação para o paciente, a utilização de sistemas de retenção que melhorem a retenção e favoreçam a distribuição das tensões é de grande valia para o sucesso do tratamento reabilitador (TOKUHISA et al., 2003).

Apesar da simplicidade muitas vezes apregoada às *overdentures*, o correto diagnóstico e indicação do sistema de retenção, bem como o conhecimento deste em relação ao seu comportamento biomecânico nunca devem ser negligenciados, para que não haja sobrecarga aos implantes e tecidos de suporte e, conseqüentemente, o sucesso e longevidade do tratamento sejam alcançados.

2.2. BIOENGENHARIA NA IMPLANTODONTIA

O emprego dos conhecimentos da engenharia na odontologia tem ajudado na compreensão dos fatores mecânicos associados à biologia. Na odontologia, a utilização de tais conhecimentos tem tido grande desenvolvimento na área da implantodontia. Desde a introdução do tratamento com implantes osseointegrados, diversos trabalhos foram desenvolvidos com a

finalidade de avaliar as variáveis relativas às condições favoráveis para o sucesso do tratamento (FREEMAN et al., 2001).

Inicialmente, as pesquisas estavam relacionadas a parte cirúrgica da implantodontia, tentando analisar os fatores envolvidos na osseointegração e no desenvolvimento de técnicas cirúrgicas que favorecessem a estabilidade inicial dos implantes na cavidade oral. Com o acompanhamento longitudinal dos casos clínicos, e com o relato das resoluções dos tratamentos com sucesso e também das falhas ocorridas, o foco das novas pesquisas voltou-se para a questão biomecânica dos implantes, com o objetivo de analisar as condições influentes no insucesso dos tratamentos. Começou a haver maior interesse e preocupação relacionada aos fatores biomecânicos que pudessem minimizar a reabsorção óssea, favorecendo a manutenção dos implantes no rebordo ósseo, assim como outros fatores benéficos a um prognóstico favorável.

Para a análise do comportamento biomecânico, a bioengenharia dispõe basicamente de três ferramentas: análise com *strain gauges* (GLANTZ et al., 1993; SMEDBERG et al., 1996; SAHIN et al., 2002), análise fotoelástica (GLICKMAN et al., 1970; THAYER e CAPUTO, 1980; KENNEY e RICHARDS, 1998) e método de elementos finitos (MEF) (COOK, 1989). Estas três metodologias possibilitam a avaliação das tensões geradas nos implantes, bem como das deformações dos componentes, através das quais é possível quantificá-las. Segundo Sahin et al. (2002), os estudos comparativos através da análise fotoelástica e com *strain-gauges* mostram contradições em relação à quantificação das tensões. O mesmo não ocorre com MEF 3-D *in vitro* e *strain-*

gauges in vivo, que apresentam compatibilidade mútua nos resultados obtidos. Tais dados têm extrema importância para o desenvolvimento de novas técnicas e características dos próprios implantes, de forma que se possam suprir as necessidades clínicas.

Dentre essas três metodologias, o Método de Elementos Finitos será utilizados neste estudo e por esse motivo será mais abordado.

Análise com *Strain Gauges*

De acordo com Chao et al. (1995), não é possível o estudo *in vivo* da distribuição das tensões em nível ósseo. Clinicamente é possível avaliar as deformações ocorridas até o nível dos *abutments* através da análise com *strain gauges*. Esta análise consiste em um método experimental que permite a mensuração da deformação de estruturas, podendo ser realizada tanto *in vivo* como *in vitro*, mediante aplicação de uma carga, podendo esta ser dinâmica ou estática. Os resistores elétricos (*strain gauges*) são fixados nas superfícies das estruturas das quais se pretende estudar, e são ligados a uma placa condicionadora de sinal, que fornece a corrente elétrica, e a uma placa de aquisição de dados, que possui a finalidade de adquirir, registrar e quantificar a diferença de voltagem sofrida pelos *strain gauges* quando submetidos a aplicação do carregamento. Através da calibração dos resistores previamente à análise, é possível determinar a correlação entre a diferença de potencial e a deformação sofrida pela estrutura estudada, onde os resultados são

apresentados na forma de gráficos (GLANTZ et al., 1993; SMEDBERG et al., 1996; SAHIN et al., 2002).

Análise Fotoelástica

Outra alternativa de estudo da distribuição de tensões nos tecidos de suporte de implantes é a análise fotoelástica, sendo também um método experimental que se baseia na simulação das situações clínicas a partir da construção de um modelo confeccionado em material fotoelástico. Esta metodologia possibilita a visualização direta e conjunta das tensões internas dos corpos, permitindo que essas tensões sejam fotografadas e medidas. Diferente dos demais métodos analíticos de igual propósito, não exige gráficos ou esquemas de distribuição de forças construídos a partir de dados numéricos (CRUZ, 2004).

Utilizada primeiramente na odontologia por Glickman et al. (1970) na avaliação da distribuição das tensões no periodonto, a análise fotoelástica está indicada para estudo de estruturas que apresentem formas geométricas complexas ou carregamentos complicados (FERNANDES, 1971).

O fenômeno da fotoelasticidade manifesta-se pelo surgimento de faixas coloridas no interior de materiais transparentes quando submetidos a esforços externos e iluminados por luz polarizada. Essas faixas coloridas correspondem às áreas de concentração de tensões, como relataram Campos Jr. et al. (1986), em estudo sobre as aplicações dessa metodologia na prática odontológica.

O desenvolvimento da análise pode ser realizada a partir de 3 técnicas diferentes: bidimensional (2D), tridimensional (3D) e quase-tridimensional (CAPUTO e STANDLEE, 1987). A técnica bidimensional tem como vantagens, a facilidade de confecção do modelo fotoelástico, a larga variedade de condições de carregamento e a aplicação de diferentes cargas no mesmo modelo. Porém, por ser bidimensional não consegue reproduzir a geometria tridimensional das estruturas estudadas, impedindo a determinação da distribuição total das tensões. A técnica tridimensional se baseia no congelamento das tensões. Tal fenômeno é possível pela realização do carregamento sob temperatura elevada com redução lenta e gradual da mesma, o que possibilita o aprisionamento das tensões no interior dos modelos fotoelásticos. Sua principal vantagem está na fidelidade dimensional obtida pelo modelo em 3D, contudo, a leitura dos resultados continua sendo em 2D. O modelo fotoelástico, após o aprisionamento das tensões deve ser finamente cortado para que as franjas possam ser fotografadas e medidas. Logo, esta técnica apresenta um alto custo já que a cada mudança de carregamento, um novo modelo deve ser confeccionado. A técnica quase-tridimensional se difere da técnica anterior apenas na leitura e registro das tensões. O modelo não é destruído, logo permite a aplicação de múltiplos sistemas de carregamento em várias localidades do modelo. Entretanto, a leitura da distribuição das tensões é dificultada pela sobreposição das franjas no interior no modelo 3D (CRUZ, 2004).

Método de Elementos Finitos

O estudo da distribuição de tensões também é possível através do método de elementos finitos, que tem se mostrado muito eficiente na odontologia, principalmente no estudo e análise do comportamento de materiais odontológicos, através da simulação mecânica de modelos matemáticos bi ou tridimensionais em microcomputador (HOLMGREN et al., 1998).

Esta ferramenta da bioengenharia se originou primordialmente como um método de análise de tensão apenas, mas atualmente pode ser utilizado para analisar problemas de transferência de calor, escoamento de fluídos, lubrificação, campos elétricos e magnéticos, dentre outros (COOK, 1989). Utilizados primeiramente na odontologia por Huang e Ledley em 1969, o MEF é, basicamente, uma técnica computacional para obtenção da solução de um problema complexo pela subdivisão do problema numa coleção de problemas menores e mais simples. Para tal, há a necessidade do desenvolvimento de um modelo matemático que represente geometricamente os objetos de estudo a serem analisados. Esse modelo deve ser exportado para o *software* de análise de elementos finitos em computador, que realizará o estudo. O programa irá subdividir modelo em um determinado número de células denominados elementos. Cada elemento é definido por um número determinado de nós e o conjunto resultante de elementos é chamado de malha. Atribuem-se aos elementos da malha propriedades iguais às dos materiais que estes representam para, posteriormente, conferir condições de vínculo e

carregamento semelhantes às encontradas clinicamente. Em seguida, após o processo de análise, as tensões geradas na estrutura serão observadas e quantificadas em mapas de tensões (VASCONCELLOS et al., 2002).

Todavia, como em toda análise teórica, devemos pressupor algumas características para que possamos montar os modelos e que o processo de solução seja possível. Por isso, as estruturas presentes no modelo deverão ser consideradas lineares, homogêneas e isotrópicas (HOLMGREN et al., 1998).

O estudo com o método de elementos finitos permite a simulação e análise de tensões com confiabilidade, sendo possível obter melhores resultados que os estudos similares com fotoelasticidade, que fornecem informações qualitativas precisas, porém, limitadas na análise quantitativa (MEIJER et al., 1993; MORAES et al., 2001).

Em relação à utilização de modelos bi ou tridimensionais, para análise com elementos finitos, o modelo 2D é tão eficiente e preciso quanto o 3D quando comparados seus resultados qualitativos. Embora o tempo necessário para se gerar os modelos 3D esteja diminuindo com o avanço tecnológico dos computadores, ainda há uma economia de tempo e custo que justifica o uso do modelo 2D, sempre que apropriado (HOLMGREN et al., 1998).

O MEF tornou-se muito válido na pesquisa odontológica, pois permite a previsão do comportamento dos materiais odontológicos dentro da cavidade oral do paciente, sem a presença de fatores dificultadores presentes em outros tipos de análises ou pesquisas clínicas, tais como seleção de pacientes, tamanho da amostra, padronização e calibração dos procedimentos, comitê de ética e também características intrínsecas de cada paciente, como campo

operatório limitado, saliva e musculatura peribucal. Contudo, nos fornece somente uma visão geral das tendências do comportamento das tensões, sem representar uma simulação individual de uma situação clínica (TADA et al., 2003), sendo esta uma de suas limitações.

Muitos estudos (HOLMGREN et al., 1998; VASCONCELLOS et al., 2002; TADA et al., 2003; HIMMLOVÁ et al., 2004) tem sido realizados com o propósito de se determinar fatores que possam diminuir ou melhorar a forma de distribuição das tensões geradas na interface osso-implante, principalmente na região do osso cortical, onde se localizam as maiores concentrações de tensões, para que a taxa de reabsorção óssea nessa área diminua, melhorando assim a perspectiva de sucesso do tratamento com implantes.

As *overdentures* sobre implantes são muco-suportadas e implanto-retidas, e por isso apresentam singularidade em seu comportamento biomecânico. Devido a este aspecto, o estudo desta modalidade de tratamento tem aumentado consideravelmente, principalmente após o final da década de 90. Para melhor compreensão, os trabalhos sobre distribuição de tensão em *overdentures* implanto-retidas foram separados segundo a metodologia empregada no estudo.

2.3. ESTUDOS DA DISTRIBUIÇÃO DAS TENSÕES EM *OVERDENTURES* UTILIZANDO FOTOELASTICIDADE E *STRAIN GAUGES*

Com o intuito de avaliar a biomecânica das *overdentures*, estudos sobre a transmissão e a distribuição das cargas oclusais foram realizados utilizando metodologias de fotoelasticidade e *straining-gauges*.

Em 1979, Thayer e Caputo utilizaram a fotoelasticidade para pesquisar a transmissão das forças oclusais em sistemas de retenção de *overdentures* mandibulares sobre dois pilares radiculares e os efeitos biomecânicos no tecido ósseo, ligamento periodontal e pilar radicular. Classificando as *overdentures* em duas modalidades, sobre pilar radicular com tratamento endodôntico e capuz de amálgama e sobre pilar radicular com tratamento endodôntico e sistema de retenção, os autores estudaram as *overdentures* com sistemas de retenção do tipo barra (Hader e King Conector) e do tipo *stud* (Rotherman, Gerber e Ancrofix). Observaram que quanto mais retentivo o sistema, maiores eram as tensões geradas, sendo, dentre as variáveis testadas, a barra tipo Hader e o *attachment* Ancrofix os que apresentaram melhor biomecânica em relação aos pilares radiculares. Em estudo complementar, utilizando a mesma metodologia, Thayer e Caputo (1980) compararam a transferência das cargas oclusais em *overdentures* mandibulares sobre 2 remanescentes dentais com sistemas de retenção e sobre pilares radiculares com capuz de amálgama. Em relação a transmissão das cargas oclusais, as *overdentures* sobre pilares radiculares com capuz de amálgama favoreceram a distribuição do carregamento, embora apresentassem pequena retenção e estabilidade da prótese, quando comparada com as *overdentures* que utilizavam sistemas de retenção. Dentre os sistemas avaliados, a barra tipo Hader e o *attachment* Ancrofix continuaram a apresentar melhor efeito biomecânico sobre as

estruturas orais. Baseado nos resultados obtidos em ambos os trabalhos, esses autores concluíram que para os pilares radiculares as cargas oclusais deveriam ser transmitidas ao longo eixo das raízes e compartilhadas com o rebordo residual, obtendo assim melhor efeito biomecânico; e que, como critério de seleção dos sistemas de retenção para as *overdentures* sobre remanescentes dentais, a distribuição das tensões seria mais importante que a retenção e a estabilidade propiciada pelo sistema.

Uma década depois, a partir dos resultados obtidos por Thayer e Caputo (1980), Ogata et al. (1990) analisaram o efeito da variação do espaço entre a base da dentadura e o capuz do pilar radicular de *overdentures* mandibulares. Através da análise com *strain-gauges* avaliaram a relação da distribuição da força aplicada aos dentes e ao rebordo alveolar. Os resultados obtidos mostraram que com o aumento do espaço entre a base da dentadura e o capuz do pilar radicular, uma menor quantidade da força aplicada era transferida aos dentes. Concluíram então, que a presença do espaço entre a base da dentadura e o pilar radicular favorecia a distribuição das cargas oclusais e a preservação do remanescente dental.

Utilizando a fotoelasticidade, Labaig et al. (1997) estudaram a biodinâmica dos *attachments* para *overdentures* sobre raízes com metodologia similar a utilizada por Thayer e Caputo, na qual um modelo fotoelástico da mandíbula que utilizava raízes dos dentes caninos foram utilizadas como pilares de *overdenture* mandibular, variando o sistema de retenção (Gerber rígido, Dalbo B, magnético, e coroas telescópicas) sob três carregamentos diferentes aplicados bilateralmente (24kg, 44kg e 64kg). Objetivaram

desenvolver uma classificação para os casos clínicos que facilitasse a correta seleção dos *attachment*. Quatro classes foram criadas abrangendo as possíveis situações clínicas baseando-se na avaliação do pilar radicular e do rebordo residual para seleção dos sistemas de retenção, sendo: classe I, dentes pilares sem mobilidade e rebordo resiliente, com prognóstico favorável para qualquer tipo de sistema de retenção. Classe II, dentes pilares com mobilidade e rebordo resiliente, com indicação de sistemas que favoreçam a distribuição das tensões (Dalbo B ou barra tipo Dolder). Classe III, dentes pilares sem mobilidade e rebordo flácido, com indicação de *attachments* rígidos (coroas telescópicas ou Gerber). Classe IV, dentes com mobilidade e rebordo flácido, com indicação de técnicas que minimizem os danos biomecânicos em ambas estruturas, os quais, para qualquer terapêutica selecionada o prognóstico se apresentará desfavorável.

Nas *overdentures* sobre remanescentes dentais as necessidades dos pilares protéticos se diferem das *overdentures* sobre implantes. Enquanto nas *overdentures* sobre raízes existe a preocupação com a preservação dos pilares radiculares, sendo desejável que as cargas sejam compartilhadas com o rebordo residual para que não sejam sobrecarregados, nas *overdentures* sobre implantes a preocupação enfoca as estruturas de suporte, como o tecido ósseo cortical e medular e a fibromucosa.

Frederick e Caputo (1996) examinaram por meio da análise fotoelástica a transferência das cargas oclusais em *overdentures* com *attachments* resilientes sobre implantes com orientações diferentes e com atrofia moderada da mandíbula. A comparação foi realizada em *overdentures* retidas por barra-

clipe e barra-clipe com *attachments* resilientes distais (ERA-RDP). Os padrões das tensões obtidas com a simulação de cargas oclusais demonstraram pequeno compartilhamento para o hemi-arco oposto e distribuição mais uniforme do carregamento com os implantes na posição vertical para todos os mecanismos de retenção estudados do que com implantes inclinados. O *attachment* resiliente sobre os implantes isolados forneceu transmissão mais equilibrada do carregamento oclusal para os tecidos de suporte.

Mericske-Stern et al. (1996) realizaram estudo *in vivo* através da metodologia de *strain-gauges*, a respeito da transmissão das cargas oclusais em *overdentures* mandibulares. Os transdutores foram fixados nos implantes sob o mecanismo de ancoragem e três mecanismos foram utilizados: barra em forma de U (sistema rígido), barra de secção transversal redonda (sistema anti-estresse) e coroas telescópicas (sistema rígido). As situações clínicas de máxima força de mordida em oclusão central, mastigação de alimento (pão) e rangimento foram analisadas. Diferenças foram observadas entre os sistemas barra e coroas telescópicas em relação a direção das cargas oblíquas aplicadas. Os resultados encontrados foram diferentes dos de Frederick e Caputo (1996) em relação ao uso de implantes isolados, e concluíram que o sistema rígido barra-clipe contribuiu para a distribuição das tensões nos implantes, embora não tenham avaliado *attachments* resilientes.

Baseados nos resultados do trabalho prévio, Mericske-Stern (1997) utilizando a mesma metodologia, avaliou *overdentures* com sistema rígido com e sem extensão distal da barra na distribuição das forças oclusais e verificou que a extensão da barra teve menos influência do que se imaginava na

distribuição favorável das cargas oclusais. Os resultados mostraram que as extensões distais da barra do sistema rígido aumentaram as tensões geradas e o autor concluiu que em termos de aplicação clínica, a escolha do sistema de retenção deve ser baseada principalmente nas condições morfológicas do paciente, mais influentes que os aspectos biomecânicos.

Kenney e Richards (1998) compararam o sistema esférico e o sistema barra-clipe por meio da fotoelasticidade. Estudaram os padrões de distribuição das tensões geradas por uma *overdenture* implanto-retida por dois implantes. Foram aplicadas cargas verticais e oblíquas de 10 a 200lb unilateralmente nos primeiros molares direito e esquerdo. Sob as cargas verticais o sistema esférico transmitiu tensões mínimas para os implantes, diferentemente do sistema barra-clipe que gerou padrão de tensão com maior concentração e magnitude nos implantes. O carregamento oblíquo posterior resultou em um padrão de tensão similar para ambos os sistemas, sendo que no sistema barra-clipe a quantidade de tensão foi levemente maior. Os resultados sugerem que o sistema esférico transfere menos tensão aos implantes de uma *overdenture* que o sistema barra-clipe.

Com o mesmo intuito, Tokuhisa et al. (2003) estudaram através da metodologia com *strain-gauges* a transmissão do carregamento e a estabilidade de *overdentures* sobre implantes. Avaliaram, além dos dois sistemas de retenção (do tipo esférico e barra-clipe) estudados por Kenney e Richards, o sistema magnético, sob aplicação de cargas de 0 a 50N. Os resultados mostraram que os sistemas esférico e magnético geraram pouca tensão, que se concentrou no implante do lado da aplicação do carregamento,

transferindo pouca carga ao implante do lado oposto, ao contrario do sistema barra-clipe, que gerou maiores concentrações de tensão nos dois implantes. Embora o sistema magnético transmitisse pouca tensão, permitia grande movimentação horizontal da prótese e por isso os autores concluíram que o sistema esférico com implantes isolados apresentou os melhores resultados em relação a distribuição das tensões, indo de encontro com os resultados obtidos por Frederick e Caputo (1996), Kenney e Richards (1998). Além disso, apresentaram resultados satisfatórios em relação a estabilidade da prótese.

Fanuscu e Caputo (2004) compararam, por meio da fotoelasticidade, o sistema de retenção esférico (O'ring) ao sistema barra-clipe associado a *attachments* resilientes distais (ERA). As características de transmissão de carga dos dois mecanismos de retenção de *overdenture* implanto-retida foi realizada em modelo fotoelástico da maxila no qual foram incorporados quatro implantes de 3,75 X 13mm e os dois sistemas de retenção. Carregamentos de 1,4kg e 14,4kg foram aplicados na face palatina dos incisivos centrais e na face palatina dos premolares, com e sem contato de balanceio. Ambos mecanismos de retenção proporcionaram instabilidade da prótese com carregamento protusivo e lateral sem contato de balanceio, gerando uma pequena tensão ao redor dos implantes. Tensões de alta intensidade, indicando intrusão dos implantes posteriores foram notadas quando barra-clipe associado com *attachments* resilientes distais tiveram contato do lado de balanceio para as cargas protusivas e laterais. Os implantes distais com *attachments* esféricos exibiram altos valores de tensão indicando não apenas intrusão como deflexão, com oclusão balanceada. A partir dos resultados, concluíram que a articulação

bilateral balanceada é necessária em ambos os dois sistemas de retenção para fornecer estabilidade as *overdentures* implanto-retidas e que as cargas protusivas e laterais não foram distribuídas de forma equilibrada por nenhum dos sistemas, devido a presença de maior concentração de tensão nos implantes posteriores.

Sadowsky e Caputo (2004) mensuraram, através da fotoelasticidade, o comportamento biomecânico de *overdentures* mandibulares variando o número de implantes. Dois modelos mandibulares fotoelásticos foram construídos tendo dois e três implantes (3,75 X 10mm) respectivamente, nos quais foram confeccionadas duas barras com *cantilever* de 7mm e quatro próteses, sendo duas para cada modelo, variando quanto a presença do sistema de travamento (SwissLoc) na região da extensão distal da barra. Cargas de 15 e 30lb foram aplicadas no primeiro molar unilateralmente e de 15lb no primeiro premolar. Os resultados demonstraram que a *overdenture* retida por sistema com travamento transferiu menores quantidades de tensões para o implante no hemi-arco oposto a aplicação do carregamento, do que *overdenture* implanto-retida pelo sistema barra-clipe.

Dentre os trabalhos que utilizaram a metodologia de fotoelasticidade e *strain-gauges* pode-se perceber a diferença nos objetivos dos trabalhos que estudaram próteses sobre raízes e próteses sobre implantes. No primeiro há uma preocupação com a preservação do pilar radicular, e os critérios de seleção dos sistemas de retenção favorecem a distribuição das cargas oclusais nos remanescentes dentais, de forma que seja o mais paralelo possível ao longo eixo do dente e também que sejam compartilhadas com o rebordo

residual. Nas próteses sobre implantes existe uma preocupação quanto a distribuição das tensões no tecido ósseo, principalmente no osso cortical ao redor do implante, região que apresenta uma concentração de tensões, a fim de se evitar reabsorção óssea que possa conduzir perda dos implantes e fracasso do tratamento.

2.4. ESTUDOS DA DISTRIBUIÇÃO DAS TENSÕES EM *OVERDENTURES* UTILIZANDO MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS

Outra metodologia bastante empregada no estudo da distribuição das tensões em próteses sobre implantes é o método com elementos finitos. Soltesz e Siegele (1982) demonstraram que as regiões de concentração de tensões obtidas nos modelos laboratoriais coincidiam com as zonas de reabsorção óssea observadas em mandíbulas de cachorros tratados com o mesmo tipo de implantes dos modelos laboratoriais. Logo, na análise com elementos finitos é desejável não se obter nos mapas de tensão, regiões de concentração de tensões com valores altos e expressivos.

Meijer et al. (1992) avaliaram, através do MEF bidimensional, a influência do comprimento da barra, formato da supra-estrutura e altura da mandíbula na distribuição das tensões, utilizando modelo representativo de corte frontal da mandíbula. As maiores concentrações de tensões se localizaram no osso cortical ao redor dos implantes, devido ao alto módulo de elasticidade do osso cortical. Nos casos de implantes ferulizados, concentrações de tensão se localizaram nas distais dos implantes. Ali se

concentram porque os implantes não possuem movimentação independente por apresentarem-se unidos pela barra, e quando a mandíbula é submetida a aplicação de carga oclusal e se deforma, o mesmo não acontece com os implantes, que acabam criando concentração de tensões nessas regiões. Os resultados sugerem que os picos de concentração de tensão se localizam no osso cortical, sendo que o sistema barra-clipe gera maior quantidade de tensão do que quando os implantes apresentam-se isolados e que a altura do rebordo ósseo tem grande influência na criação das concentrações de tensões, sendo proporcionalmente indireta, ou seja, quanto maior a altura do rebordo, menores as tensões.

Bidez et al. (1992) também investigaram a performance mecânica do sistema de retenção barra-clipe para *overdentures* em relação ao potencial de falha quando em função, variando o comprimento e as propriedades dos materiais, já que relatos clínicos da flexão da barra estão relacionados com falhas nas ligas utilizadas nas supra-estruturas. Três comprimentos de barras foram analisados (6mm, 12mm e 18mm) junto com três ligas metálicas (liga áurea tipo IV, Legacy e J.D.) clinicamente utilizadas. As extremidades das barras foram modeladas estando fixas a *copings* de 2,5mm de altura, conectados a implantes de 3.8mm de diâmetro, fixados em um bloco ósseo. Mediante a aplicação de uma carga de 200N, os resultados sugerem possível falha na barra com 18mm. Os autores concluíram que o comprimento da barra teve maior importância que as propriedades dos materiais utilizados.

Em trabalho complementar, Bidez et al. (1993) conduziram análise com método de elementos finitos 3D em sistema de retenção para *overdenture* tipo

barra Hader sobre 4 implantes, a fim de determinar as propriedades mecânicas relacionadas ao comprimento, altura, rigidez e propriedades materiais da barra. Três alturas da barra foram utilizadas (1, 2 e 3mm) junto com três ligas metálicas (liga áurea tipo IV, Legacy e J.D.) clinicamente utilizadas. O modelo representativo da barra tipo Hader apresentava 1.8mm de diâmetro. As extremidades da barra foram fixadas a um *coping* de 5mm de diâmetro, conectados a implantes de 3,8mm de diâmetro, fixados em bloco ósseo. Uma carga de 200N foi aplicada na região mesial da barra e outra de 450N na região distal para todas as situações estudadas. Os resultados sugeriram falhas em todas as barras com 1mm de altura e para liga áurea tipo IV. Os autores concluíram que, assim como o comprimento, a altura da barra teve maior importância no desempenho da supra-estrutura do que as propriedades das ligas metálicas testadas.

Em 1997, Xu et al. analisaram e compararam o efeito biomecânico no tecido ósseo suporte de *overdenture* implanto-retida por magnetos e por barra-clipe. Os valores das tensões no tecido ósseo peri-implantar mandibular foram estudados sob as mesmas condições de carregamento vertical e horizontal pelo método de elementos finitos tridimensional. Os resultados encontrados sugerem que ambos os sistemas produzem tensões significativas no tecido ósseo peri-implantar e em outras regiões da mandíbula, entretanto, o sistema magnético, com implantes isolados, foi mais benéfico por transmitir menor quantidade de tensão ao osso adjacente ao implante, aumentando a longevidade da *overdenture* implanto-retida, do que o sistema barra-clipe, semelhante aos resultados de Meijer et al. (1992).

No mesmo ano, Chao e Wei (1997) estudaram os padrões da distribuição das tensões em *overdenture* mandibular implanto-retida por sistema barra-clipe modificado com a utilização dentes artificiais de porcelana ou resina, sob aplicação de carregamento, através do método tridimensional de elementos finitos. Os resultados mostraram que os picos de tensão nos implantes das próteses com dentes de porcelana foram maiores que nas próteses com dentes de resina, e que na interface osso-implante pouca diferença foi encontrada, sendo esta apenas em relação a uniformidade da distribuição das tensões encontrada nas próteses com resina, o que implica que os dentes de resina possuem um efeito de amortecimento do carregamento, reduzindo os picos de tensão nos implantes. Concluíram que os dentes de porcelana ou resina podem ser utilizados devido a pequena influência dos mesmos nos picos de tensão na interface osso-implante.

Cen et al. (1997) avaliaram a distribuição das tensões nos implantes, na interface osso-implante, na superfície do rebordo residual e na *overdenture* retida por implantes do tipo cilíndricos e do tipo lâmina em três oclusões diferentes. Os resultados mostraram que os valores das tensões foram maiores nas *overdentures* retidas por implantes do tipo lâmina do que por implantes cilíndricos. A distribuição das tensões com a utilização de implantes cilíndricos foi mais aceitável segundo os autores.

No ano seguinte Luo et al. (1998) investigaram a distribuição das tensões nos tecidos de suporte de *overdentures* diferindo os sistemas de retenção e aplicação de cargas, por meio do método de elemento finitos em 3D, com a confecção do modelo a partir de tomografia computadorizada e

tecnologia computacional CAD. Os autores constataram que a utilização de tomografia computadorizada para confecção dos modelos de elementos finitos apresenta redução de tempo e esforço, não danifica o modelo experimental e é possível distinguir os tecidos estruturais na imagem tomográfica. Os resultados sugerem que em relação à distribuição de tensão nos tecidos de suporte da *overdenture*, houve diferença entre a utilização do sistema tipo barra e tipo stud, entretanto, esta diferença foi mínima quando comparada com as tensões geradas variando a direção da aplicação da carga. O valor de tensão obtido no osso cortical ao redor do implante com aplicação de carga oblíqua à 20° foi até 3 vezes maior que com a aplicação de carga vertical. Com isso, concluíram que para reduzir os picos de tensões deve-se prestar atenção à direção da força de mordida, já que esta variável é mais importante que o desenho da supra-estrutura.

Luo et al. (1998) em estudo complementar, investigaram a distribuição das tensões no tecido ósseo suporte de *overdentures* retidas por implantes e raízes. Utilizando a metodologia do trabalho anterior, com a montagem dos modelos de elementos finitos pela utilização de tomografia computadorizada, variaram a retenção da *overdenture* (implantes e raízes), os sistemas de retenção e as cargas aplicadas. Independentemente da utilização de implantes ou raízes para retenção da prótese houve diferença em relação ao sistema de retenção utilizado, porém, esta diferença foi mínima quando comparada com a direção da aplicação do carregamento. Os valores das tensões no osso cortical peri-implantar e peri-dental sob aplicação de carga oblíqua a 20° foi de 2 a 3 vezes maior que no carregamento vertical. *Overdenture* implanto-retida

produziu tensões de 2,5 a 4 vezes maiores que as *overdentures* dento-retidas. Concluíram que para se reduzir os valores das tensões e a reabsorção óssea, um maior número de implantes ou uma supra-estrutura com desenho que favorece a distribuição do carregamento deve ser utilizado nas *overdentures* retidas apenas por implantes.

Meniccuci et al. (1998) utilizaram o MEF tridimensional para estudar a transmissão da força mastigatória de *overdentures* implanto-retidas por sistema de retenção do tipo esférico e barra-clipe. As tensões na região óssea peri-implantar e as forças de reação do rebordo edêntulo foram comparadas com aplicação de carga de 35N no primeiro molar inferior. Os resultados semelhantes aos achados de Meijer et al. (1992), mostraram que as tensões se concentraram principalmente no osso cortical ao redor dos implantes e na região apical. O sistema barra-clipe gerou maior quantidade de tensão nos dois implantes, se localizando distalmente ao implante, enquanto no sistema esférico as tensões se localizaram no implante mais próximo ao carregamento. Concluíram que o sistema esférico favoreceu a distribuição das tensões, assim como Meijer et al. (1992) e Xu et al. (1997), para o lado de trabalho e não trabalho já que gerou menores concentrações de tensões que o sistema barra-clipe e a carga foi distribuída por uma maior área.

Pan et al. (1999), avaliaram quais dos sistemas de retenção de *overdentures* era mais benéfico aos pilares radiculares (barra ou coroas telescópicas) e se um dente com metade de seu suporte ósseo poderia ser utilizado com sistema de retenção para *overdenture*. O método tridimensional de elementos finitos foi utilizado para investigar a distribuição das tensões na

mandíbula suporte de uma *overdenture* retida pelas raízes de dois caninos. Os dentes foram conectados por uma barra ou restaurados com coroas telescópicas e em seguida com uma *overdenture*. Para cada uma das superestruturas a influência da altura óssea ao redor das raízes (sem reabsorção alveolar e reabsorção óssea até metade da raiz) foi analisada sob três carregamentos diferentes. Os valores mais altos de tensão foram localizados na crista óssea alveolar ao redor das raízes. No caso do carregamento anterior, as tensões foram menores nas coroas telescópicas. Em relação à altura do rebordo, os valores das tensões no modelo com reabsorção óssea foram maiores que no modelo sem reabsorção, porém a diferença não foi significativa. Os valores das tensões aumentaram conforme a altura óssea diminuiu, entretanto, o aumento foi menor que 30%. Os autores concluíram que as *overdentures* sobre pilares radiculares isolados (coroas telescópicas) são mais convenientes do que sobre barra para os remanescentes dentais, e que nos dentes com reabsorção óssea a realização da amputação da parte coronal da raiz é necessária para que esta obtenha uma relação corono-radicular mais adequada.

Chun et al. (2005) estudaram os efeitos de diferentes sistemas de retenção utilizados em implantes isolados. Quatro tipos de sistemas de retenção foram utilizados, sendo eles: Dalbo stud rígido, Dalbo Stress Broken móvel, Dalro móvel e O'ring móvel. Através do método de elementos finitos em 3D, variando-se os tipos de sistemas de retenção e a inclinação do carregamento, avaliaram a distribuição das tensões no osso maxilar, separadamente no osso cortical e trabecular. A análise foi conduzida

assumindo duas diferentes condições de contorno na interface entre a cápsula do *attachment* e o *abutment*, a fim de avaliar a influência das condições de contorno na distribuição das tensões no osso maxilar. As duas condições de contorno utilizadas foram união direta e contato por fricção. A partir dos resultados numéricos verificaram que o mecanismo de transferência de carga foi alterado significativamente pelo tipo de sistema de retenção de *overdenture*, e também que, um cuidado especial deve ser tomado para utilizar condições de contorno adequadas nas análises de elementos finitos. O sistema de retenção do tipo Dalro produziu o mais alto estresse efetivo no osso maxilar, dentre os modelos, sob um mesmo carregamento inclinado com contato por fricção. O sistema de retenção do tipo Dalbo Stud gerou o menor estresse efetivo no osso maxilar sob as mesmas condições inclinadas de carregamento para condições de contorno consideradas perfeitas.

Dentre os estudos com métodos de elementos finitos sobre a distribuição das tensões nas *overdentures*, há uma tendência de que os implantes quando isolados apresentam melhor efeito biomecânico do que quando unidos pelo sistema barra-clipe. Embora alguns trabalhos mostrem pequena diferença no padrão das tensões geradas entre implantes ferulizados e isolados, a ação independente de sistemas de retenção como sistema esférico parecem ser, segundo a revisão de literatura, mais benéficos aos tecidos de suporte que os implantes unidos com barra.

3. PROPOSIÇÃO

O objetivo deste estudo foi avaliar, por meio do método de elementos finitos bidimensional, as tensões na região anterior dos tecidos de suporte de prótese total convencional mandibular e região adjacente a dois implantes osseointegrados, suportes de *overdenture* mandibular, variando os sistemas de retenção (sistema esférico com implantes isolados e sistema barra-clipe com implantes ferulizados), sob aplicação de carregamento vertical de 100N em três regiões distintas: na região central, na região lateral e na região posterior.

4. MATERIAIS E MÉTODO

Para o desenvolvimento da metodologia com elementos finitos é necessário, primeiramente, a confecção do modelo matemático que represente o problema físico a ser estudado. Neste estudo foram confeccionados três modelos matemáticos bidimensionais, representando um corte frontal da porção anterior de uma mandíbula edêntula correspondente a região intercaninos para aplicação do carregamento na região central e lateral, e três modelos derivados dos primeiros, com modificação para carregamento na região posterior.

Os modelos foram divididos em três grupos A, B e C, quanto a utilização ou não de implantes para retenção do aparelho protético, e quanto a apresentação dos implantes, se ferulizados ou isolados. Os sistemas de retenção estudados foram: barra/clipe plástico em implantes ferulizados e *attachment* esférico (O'ring) em implantes isolados.

4.1. FORMAÇÃO DOS GRUPOS

Para melhor entendimento da análise e de seus resultados, os grupos foram formados como segue:

GRUPO A (controle) – corte frontal da porção anterior da mandíbula edêntula, correspondente a região inter-caninos, suporte de uma prótese total convencional (Figura 1).

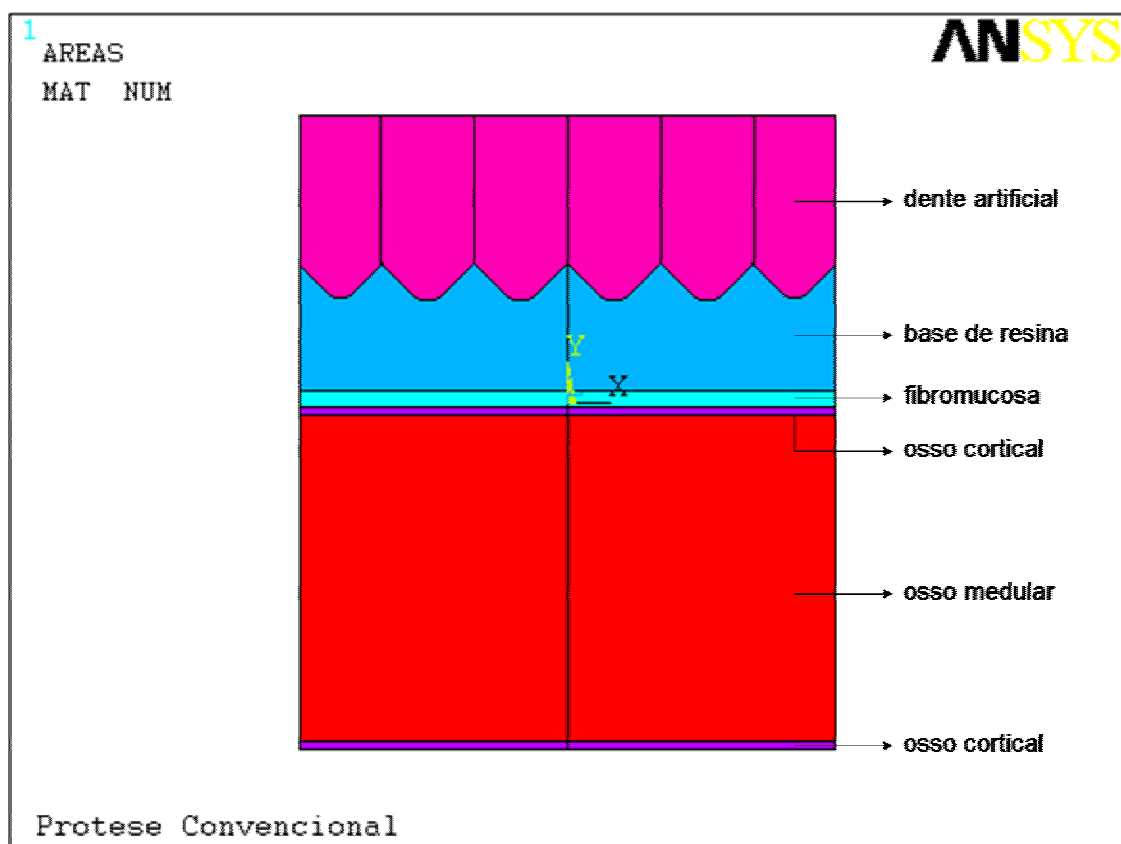


FIGURA 1 – Modelo A: corte frontal da porção anterior da mandíbula edêntula, correspondente a região inter-caninos, suporte de uma prótese total convencional.

GRUPO B – corte frontal da porção anterior da mandíbula edêntula, correspondente a região inter-caninos, onde estão dispostos dois implantes osseointegrados Brånemark compatíveis, de características 3,75mm de diâmetro por 11,5mm de comprimento, e suporte de uma *overdenture*.

No modelo B, os implantes apresentam-se ferulizados com sistema de barra e clipe de plástico (Figura 2).

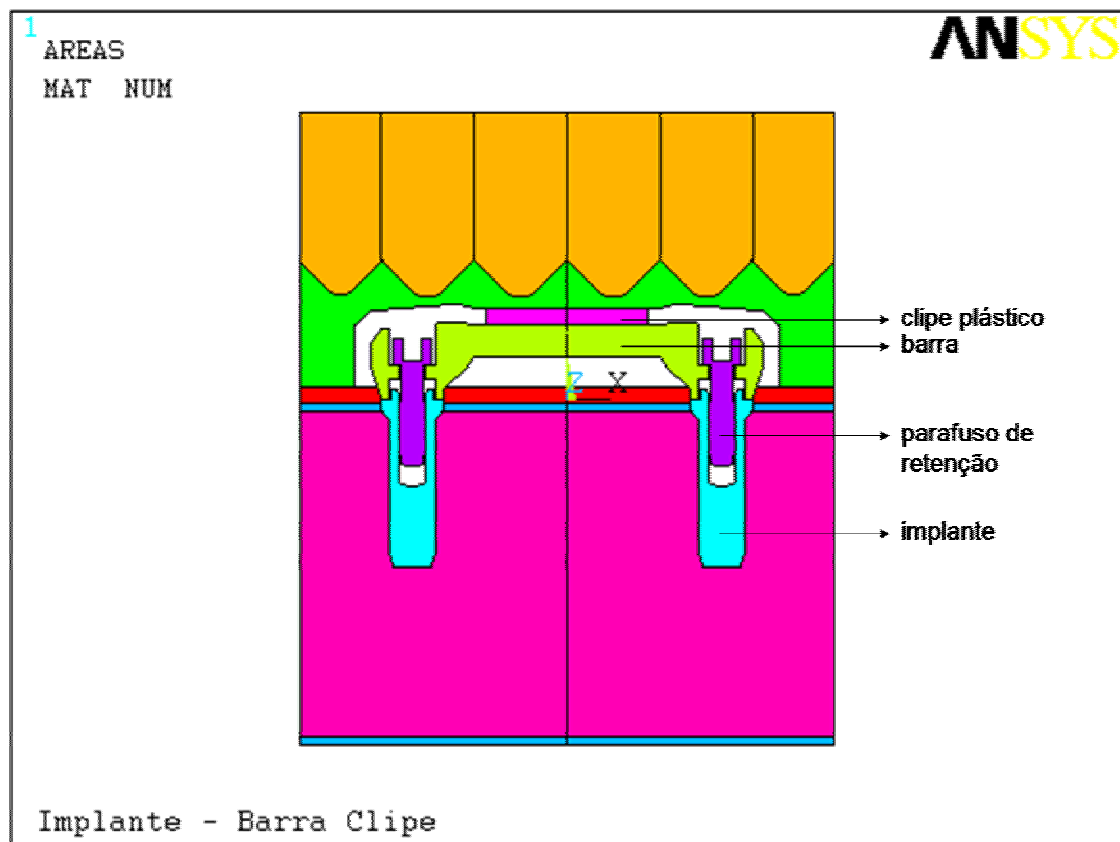


FIGURA 2 – Modelo B: corte frontal da porção anterior da mandíbula edêntula, correspondente a região inter-caninos, onde estão dispostos dois implantes osseointegrados Brånemark compatíveis ferulizados, de características 3,75mm de diâmetro por 11,5mm de comprimento, suporte de uma *overdenture* com sistema de retenção barra-clipe.

GRUPO C - corte frontal da porção anterior da mandíbula edêntula, correspondente a região inter-caninos, onde estão dispostos dois implantes osseointegrados Bränemark compatíveis, de características 3,75mm de diâmetro por 11,5mm de comprimento, e suporte de uma *overdenture*.

No modelo C, que possui as mesmas configurações do modelo B diferindo-se na apresentação dos implantes, que estão isolados e no sistema de retenção da *overdenture*, no caso com dois *attachments* esféricos (O'ring) (Figura 3).

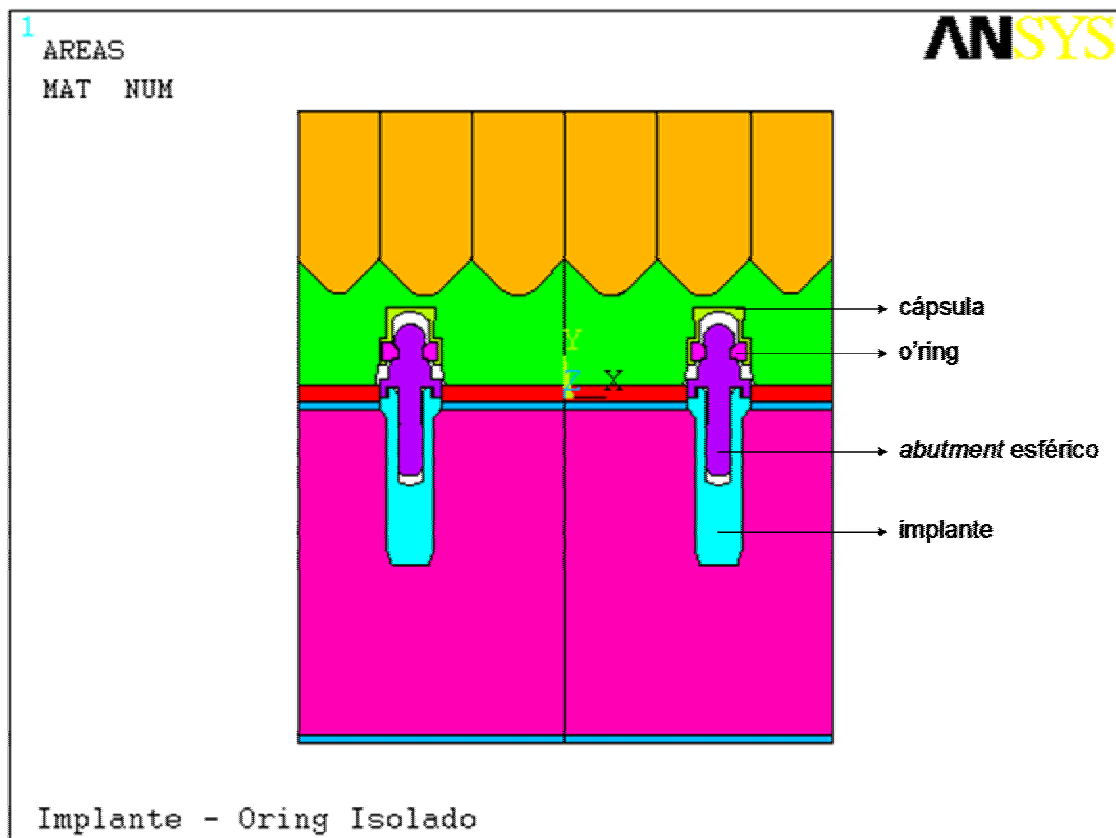


FIGURA 3 – Modelo C: corte frontal da porção anterior da mandíbula edêntula, correspondente a região inter-caninos, onde estão dispostos dois implantes osseointegrados Bränemark compatíveis isolados, de características 3,75mm de diâmetro por 11,5mm de comprimento, suporte de uma *overdenture* com sistema de retenção o'ring.

A modificação nos modelos A, B e C foi realizada por meio do programa de elementos finitos, e consistiu na extensão distal bilateral das estruturas, a fim de que a aplicação da carga na região compatível com o primeiro molar inferior esquerdo fosse possível. Os modelos A, B e C modificados (Figuras 4, 5 e 6) se apresentaram da seguinte maneira:

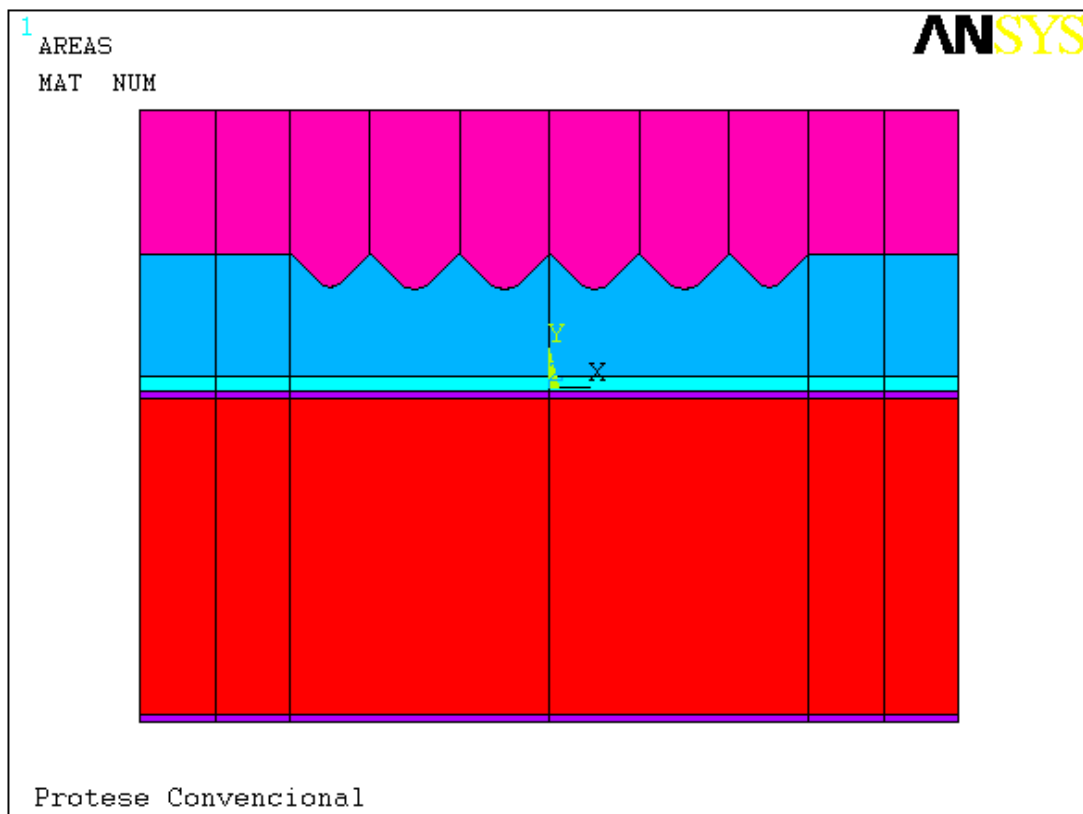


FIGURA 4 – Modelo A modificado: corte frontal da porção anterior da mandíbula edêntula, correspondente a região inter-caninos, suporte de uma prótese total convencional, com a extensão distal bilateral correspondente a região dos primeiros molares inferiores.

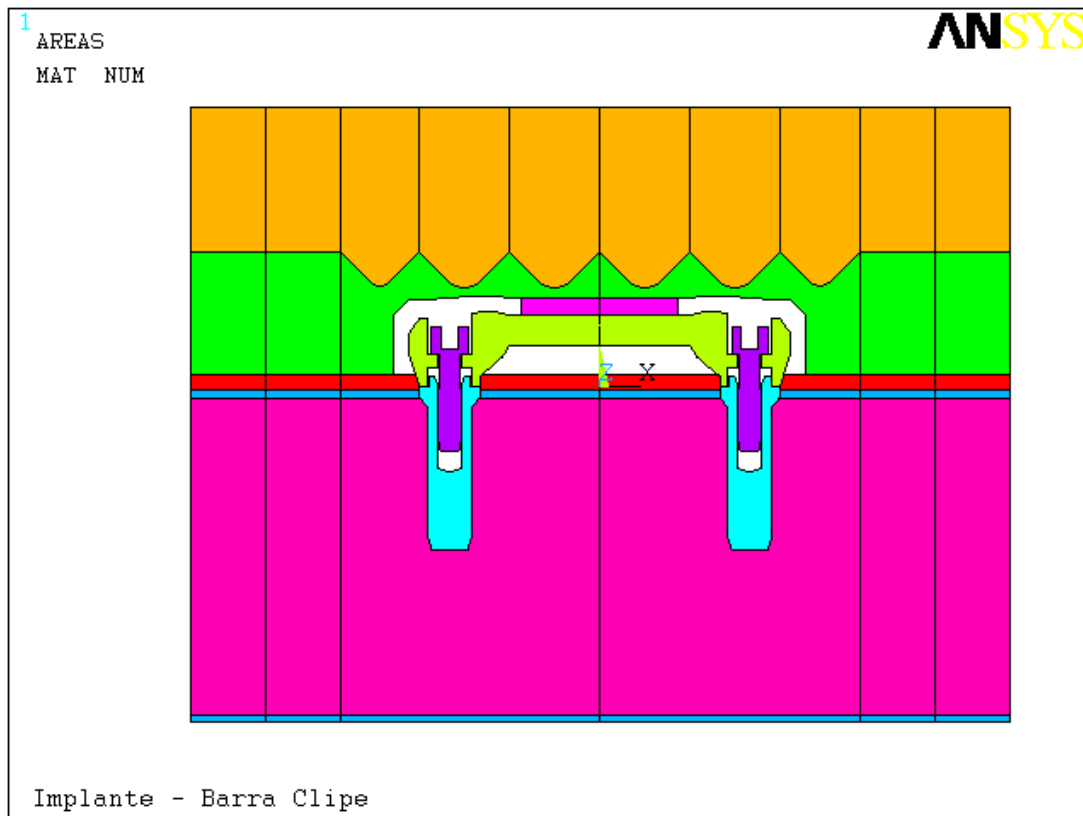


FIGURA 5 – Modelo B modificado: corte frontal da porção anterior da mandíbula edêntula, correspondente a região inter-caninos, onde estão dispostos dois implantes osseointegrados Brånemark compatíveis ferulizados, de características 3,75mm de diâmetro por 11,5mm de comprimento, suporte de uma overdenture com sistema de retenção barra-clipe, com a extensão distal bilateral correspondente a região dos primeiros molares inferiores.

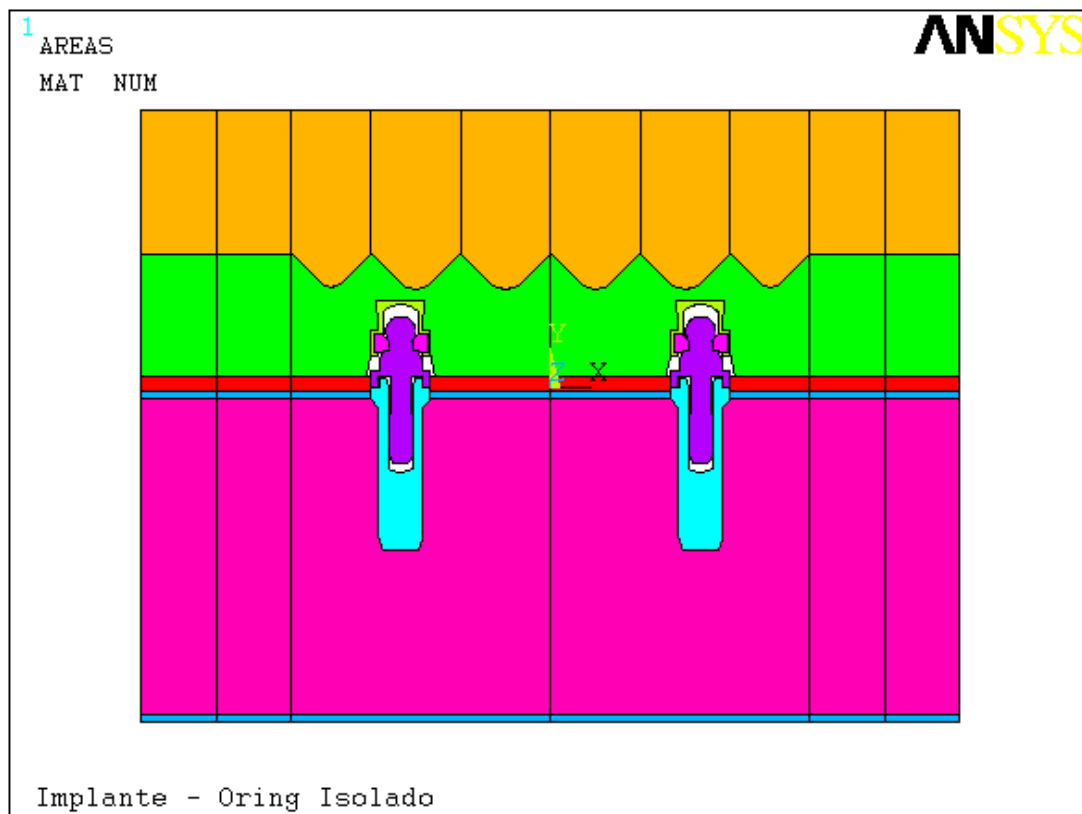


FIGURA 6 – Modelo C modificado: corte frontal da porção anterior da mandíbula edêntula, correspondente a região inter-caninos, onde estão dispostos dois implantes osseointegrados Brånemark compatíveis isolados, de características 3,75mm de diâmetro por 11,5mm de comprimento, suporte de uma *overdenture* com sistema de retenção o'ring, com a extensão distal bilateral correspondente a região dos primeiros molares inferiores.

4.2. PROGRAMAS

O programa de desenho assistido (AutoCAD 2005, Autodesk Inc., San Rafael, CA, USA) foi utilizado para elaboração dos modelos, pois permite a determinação das dimensões dos elementos, componentes e distâncias biológicas dentro de um padrão de fidelidade elevado, simulando uma situação muito próxima da realidade. Os modelos bidimensionais foram confeccionados a partir da imagem digitalizada de um implante seccionado longitudinalmente e de dados dimensionais das estruturas dos modelos presentes na literatura.

Após a elaboração dos modelos, os mesmos foram cotados para serem exportados para o programa de elementos finitos (Ansys versão 7, Swanson Analysis System, Houston, Pa, USA), sob execução do Prof. Eng. Edson Antônio Capello Sousa, do Departamento de Engenharia Mecânica da Faculdade de Engenharia de Bauru – UNESP.

4.3. GEOMETRIA DAS ESTRUTURAS

Mandíbula

A mandíbula foi representada por um bloco envolvendo os implantes, quando presentes, e as dimensões do osso cortical e fibromucosa foram baseadas nas utilizadas por Rocha (2001), estando disposta no quadro 1. As dimensões do osso medular foram baseadas nas dimensões da imagem usada como referência para montagem dos modelos (Figura 7).

Quadro 1. Dimensões da fibromucosa e osso cortical.

ESTRUTURA	DIMENSÃO (mm)	REFERÊNCIA
Fibromucosa	1,0	Rebossio (1963)
Osso Cortical	0,5	Lacerda (1999)

Prótese e dentes artificiais

A partir de imagem fotográfica com visão frontal de uma *overdenture* mandibular (Figura 7) confeccionada sobre modelo mandibular de resina, utilizado pela disciplina de Prótese Total da Faculdade de Odontologia de Araçatuba – UNESP, foi possível obter as dimensões de contorno da prótese e dos dentes artificiais para o estudo.



FIGURA 7 – Imagem fotográfica (visão frontal) da *overdenture* mandibular confeccionada sobre modelo de resina.

Implantes e componentes protéticos

Foram utilizados neste estudo implantes osseointegrados Brånemark compatíveis, com dimensões de 3,75mm de diâmetro por 11,5mm de comprimento e componentes protéticos da marca Conexão Sistemas de Prótese Ltda, São Paulo, SP, Brasil.

A criação dos modelos matemáticos envolvendo o implante seguiu a mesma metodologia adotada por Rocha (2001), segundo a qual o implante foi incluído em resina acrílica autopolimerizável para posterior secção. Após este procedimento, o implante seccionado incluído em resina foi digitalizado por meio de scanner e a imagem exportada para o programa de desenho assistido. Para montagem do sistema de retenção esférico foram utilizados *abutment* esférico com cinta de 2mm, espaçador, o’ring e cápsula e para confecção da

barra foram utilizados dois cilindros plásticos UCLA, barra de plástico e clipe plástico. A barra foi fundida em liga de NiCr segundo os procedimentos técnicos laboratoriais padrões, tendo sido os implantes posicionados paralelamente a 20mm de distância e fixados sobre placa de vidro com adesivo de cianoacrilato (SuperBond Loctite, Henkel Corp., Rocky Hill, CT, USA) e silicone de condensação (Zetalabor, Zhermack S.p.A., Rovigo, Itália). Após confecção da barra, foram formados dois conjuntos, sendo o primeiro conjunto o clipe plástico conectado a barra confeccionada unida aos implantes pelos parafusos do sistema (Figura 8) e o segundo conjunto a cápsula do sistema esférico posicionada sobre o *abutment* esférico, com interposição do espaçador plástico, conectado ao implante (Figura 9).

Os dois conjuntos foram incluídos em 10g de resina acrílica autopolimerizável (Jet, Artigos Odontológicos Clássico, São Paulo, SP, Brasil), sob calor e pressão constante de 150Kgf/cm³, em embutidora metalográfica (Arotec PRE 30S, Arotec S.A. Ind. e Com., Cotia, SP, Brasil) por 20 minutos (Figuras 8 e 9). A inclusão dos conjuntos em resina acrílica teve o intuito de possibilitar que os mesmos fossem posteriormente seccionados em recortadora (Isomet, Buehler, Lake Bluff, IL, USA) (Figura 10) para uma melhor e direta visualização dos passos de rosca e da superfície interna dos implantes, além da adaptação entre os componentes (Figuras 11 e 12).

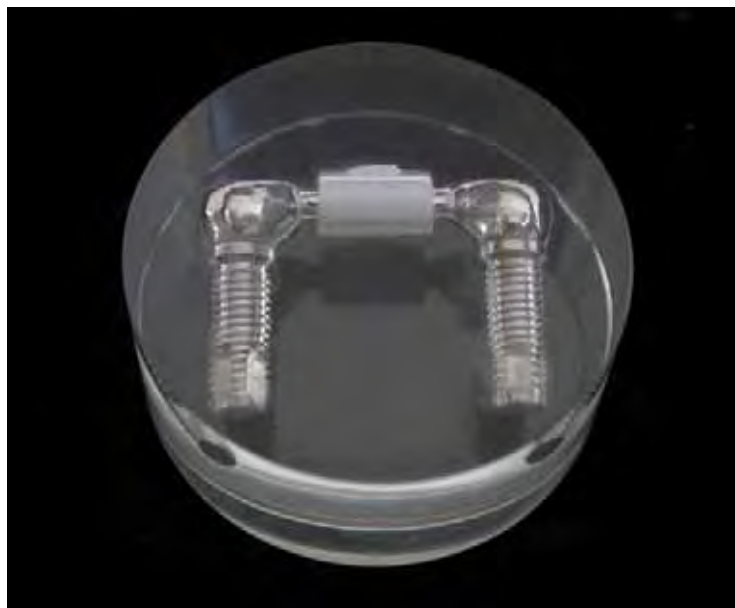


FIGURA 8 – Conjunto do sistema barra-clipe incluído em resina acrílica.



FIGURA 9 – Conjunto do sistema esférico incluído em resina acrílica.

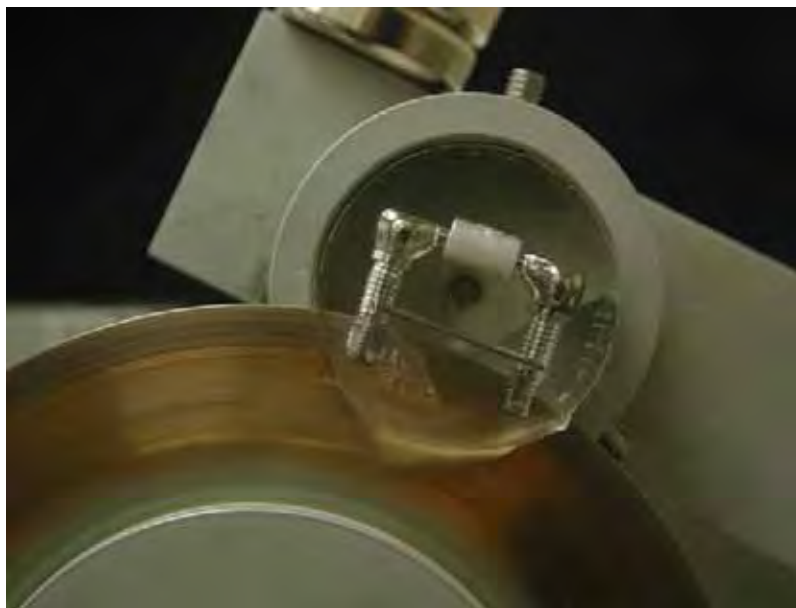


FIGURA 10 – Conjunto do sistema barra-clipe sendo seccionado em recortadora.



FIGURA 11 – Conjunto barra-clipe após secção em recortadora, possibilitando visualização dos passos de rosca, da superfície interna e da adaptação entre os componentes e os implantes.



FIGURA 12 – Conjunto esférico após secção em recortador, possibilitando visualização dos passos de rosca, da superfície interna e da adaptação entre os componentes e os implantes.

Com auxílio de scanner (HP scanjet 2400, Hewlett-Packard Company, Palo Alto, CA, USA) os conjuntos incluídos e seccionados foram digitalizados e as imagens obtidas exportadas para o programa AutoCAD, no qual foi possível reproduzir com alta fidelidade a dimensão, o formato, e a relação entre o implante e os componentes protéticos.

4.4. DESENVOLVIMENTO DOS MODELOS DE ELEMENTOS FINITOS

Os modelos criados no programa AutoCAD foram inicialmente cotados, a fim de serem exportados para o programa de elementos finitos Ansys para análise de tensões. Este programa forneceu os dados relacionados ao comportamento mecânico dos implantes e estruturas adjacentes frente aos diferentes sistemas de retenção das *overdentures* submetidas a carga em diferentes posições.

Os materiais utilizados no estudo foram considerados homogêneos, isotrópicos e linearmente elásticos, e os modelos assumidos em estado plano de tensão.

Utilizou-se o elemento sólido bidimensional (plane 2: 2-D 6-Node Triangular Structural Solid) que apresenta 6 nós e 3 arestas, descrevendo uma parábola para geração da malha de elementos finitos. As figuras 13, 14, 15, 16, 17 e 18 mostram os modelos A, B e C e A, B e C modificados com as malhas de elementos finitos geradas

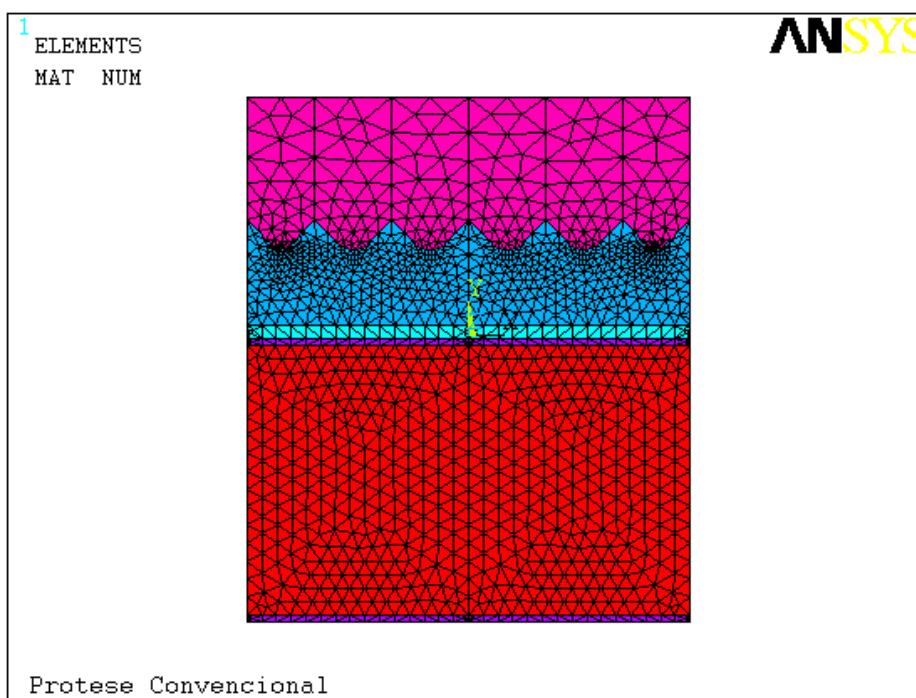


FIGURA 13 – Modelo A com a malha de elementos finitos gerada (5288 nós e 2550 elementos).

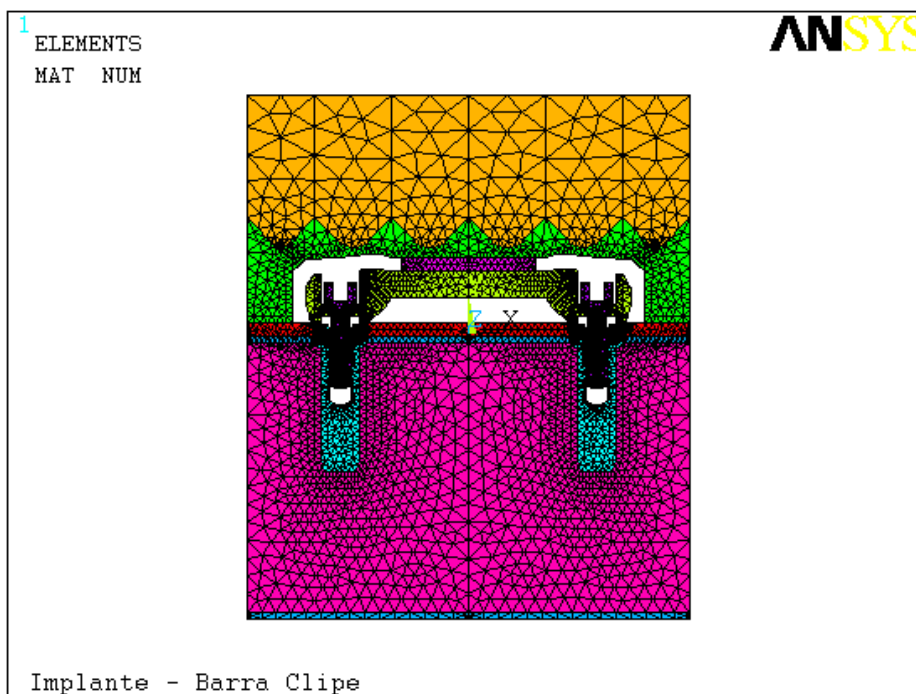


FIGURA 14 – Modelo B com a malha de elementos finitos gerada (17228 nós e 8210 elementos).

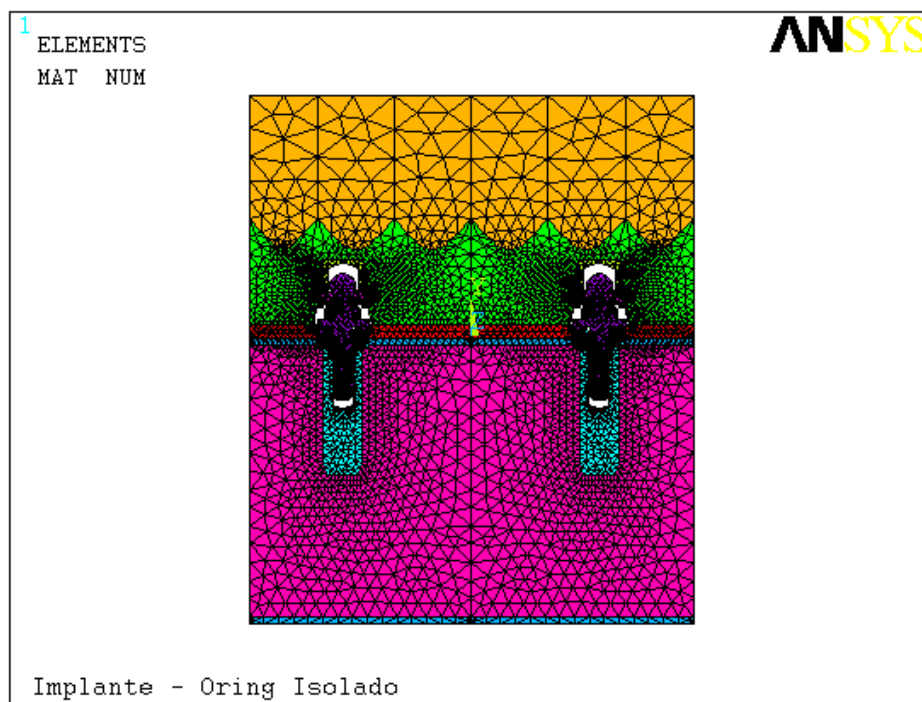


FIGURA 15 – Modelo C com a malha de elementos finitos gerada (19016 nós e 9206 elementos).

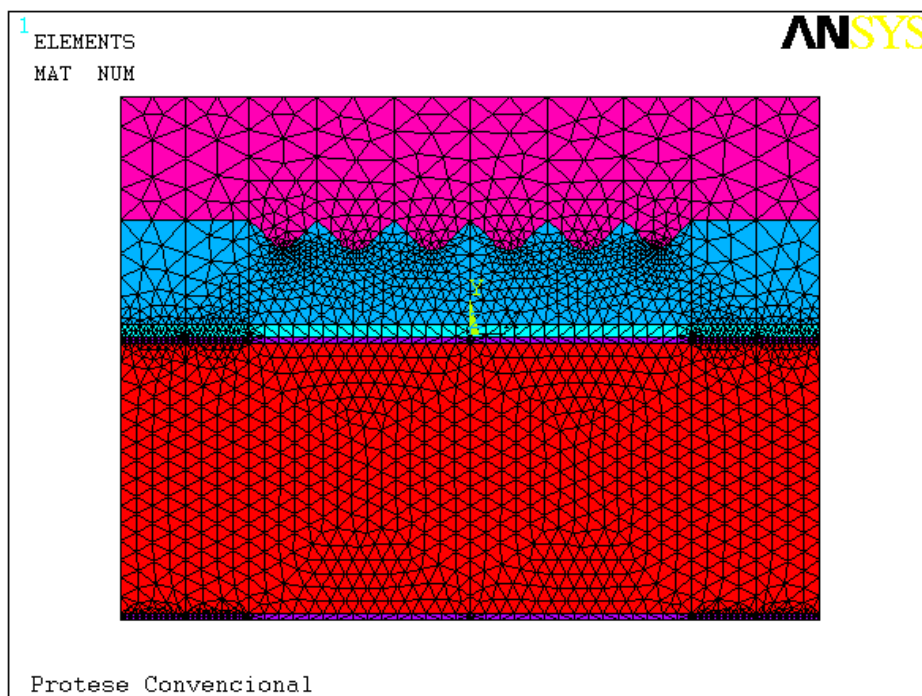


FIGURA 16 – Modelo A modificado com a malha de elementos finitos gerada (9149 nós e 4414 elementos).

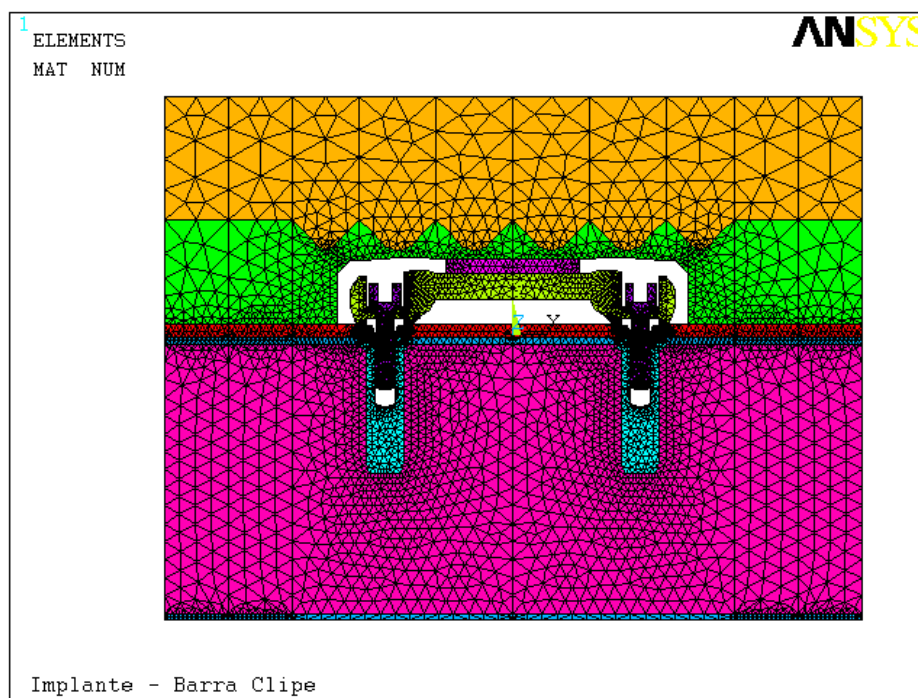


FIGURA 17 – Modelo B modificado com a malha de elementos finitos gerada (21121 nós e 10090 elementos).

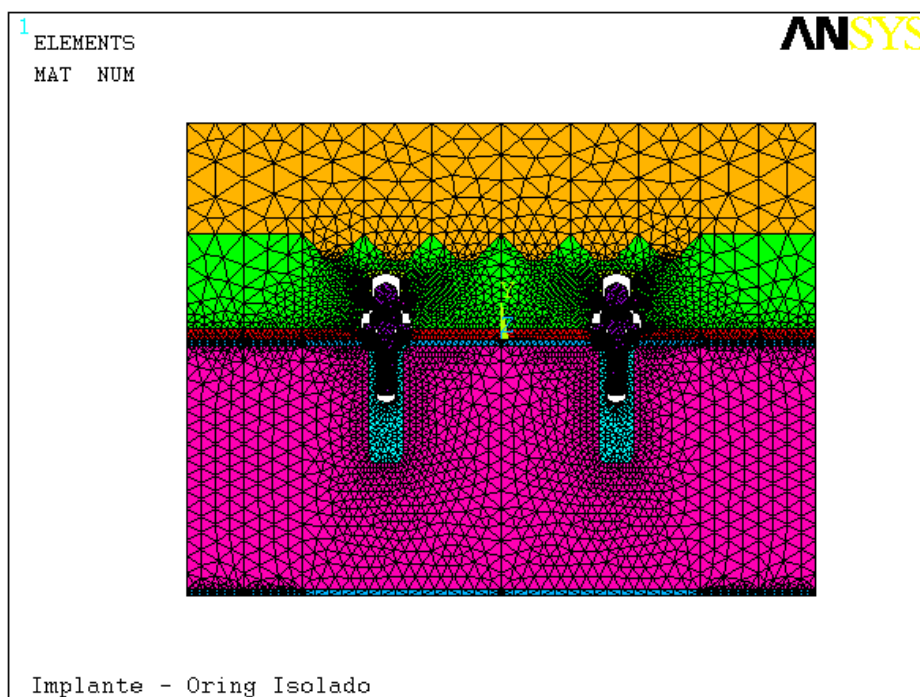


FIGURA 18 – Modelo C modificado com a malha de elementos finitos gerada (22877 nós e 11070 elemento).

Para a realização da análise com elementos finitos foi necessário atribuir dados das propriedades dos materiais envolvidos no estudo, como o módulo de elasticidade e o coeficiente de Poisson. No quadro 2 encontram-se as propriedades das estruturas e dos materiais utilizados nos modelos.

Quadro 2. Propriedades das estruturas e dos materiais utilizados nos modelos.

MATERIAL	MÓDULO ELÁSTICO E (GPA)	COEFICIENTE DE POISSON	REFERÊNCIA
Dente de Resina	8,3	0,28	Darbar et al. (1995)
Resina	8,3	0,28	Darbar et al. (1995)
Fibromucosa	0,68	0,45	Ko et al. (1992)
Osso Cortical	13,7	0,3	Barbier et al. (1998)
Osso Medular	1,37	0,3	Barbier et al. (1998)
Implante (Ti-6Al-4V)	103,4	0,35	Sertgoz e Gunever (1996)
Liga de Ni-Cr	24,9	0,32	Kase e Tesk (1984)
Aço Inoxidável	190	0,31	Shigley (1984)
Clipe Plástico	3,0	0,28	Fabricante*
Borracha	0,005	0,45	Chun et al. (2005)

* comunicação pessoal

4.5. CONDIÇÕES DE CONTORNO E CARREGAMENTO

Para simular uma situação real os modelos foram fixados apenas no eixo X, tendo liberdade com simetria no eixo Y, permitindo o movimento vertical como esperado clinicamente.

Para análise, foi aplicada uma carga de 100N (Meijer et al., 1992) no sentido vertical em três regiões distintas: na região central (Figuras 19, 20 e 21), na região lateral (Figuras 22, 23 e 24) e na região posterior (Figuras 25, 26 e 27).

O carregamento dos modelos foi realizado de forma que a carga fosse aplicada sobre a superfície incisal dos incisivos centrais inferiores e a oclusal do canino inferior esquerdo e do primeiro molar inferior esquerdo, para os carregamentos da região central, região lateral e região posterior respectivamente. Dessa forma foi possível diminuir a concentração pontual de tensões no local de aplicação do carregamento.

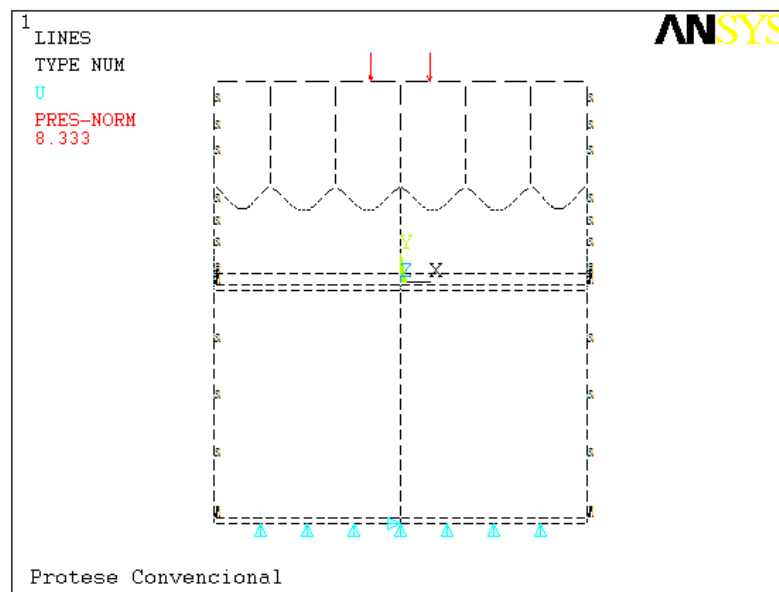


FIGURA 19 – Condições de contorno para o modelo A, mostrando a fixação no eixo X e liberdade de movimento no eixo Y com simetria e carregamento nos incisivos centrais inferiores.

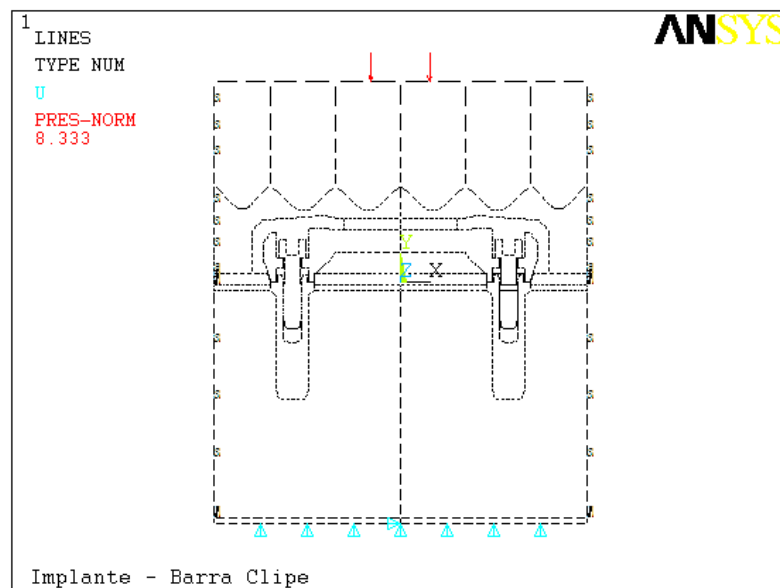


FIGURA 20 – Condições de contorno para o modelo B, mostrando a fixação no eixo X e liberdade de movimento no eixo Y com simetria e carregamento nos incisivos centrais inferiores.

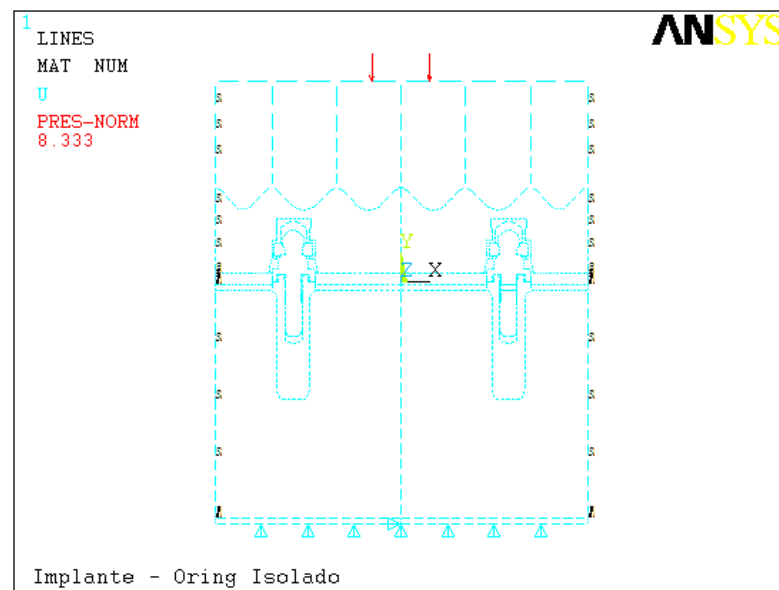


FIGURA 21 – Condições de contorno para o modelo C, mostrando a fixação no eixo X e liberdade de movimento no eixo Y com simetria, e carregamento nos incisivos centrais inferiores.

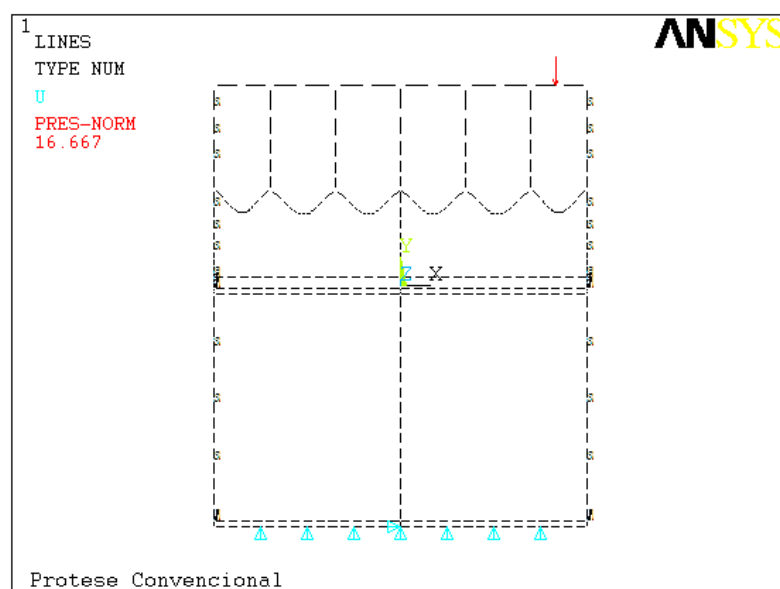


FIGURA 22 – Condições de contorno para o modelo A, mostrando a fixação no eixo X e liberdade de movimento no eixo Y com simetria, e carregamento no canino inferior esquerdo.

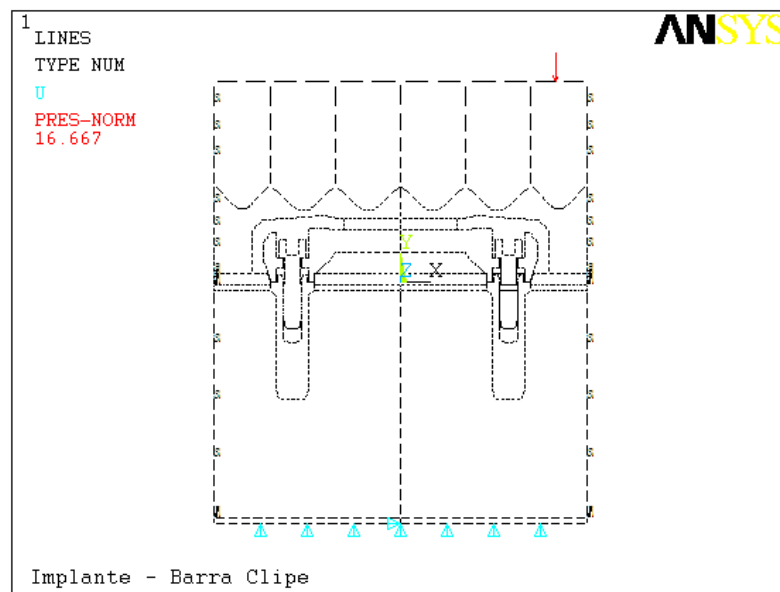


FIGURA 23 – Condições de contorno para o modelo B, mostrando a fixação no eixo X e liberdade de movimento no eixo Y com simetria, e carregamento no canino inferior esquerdo.

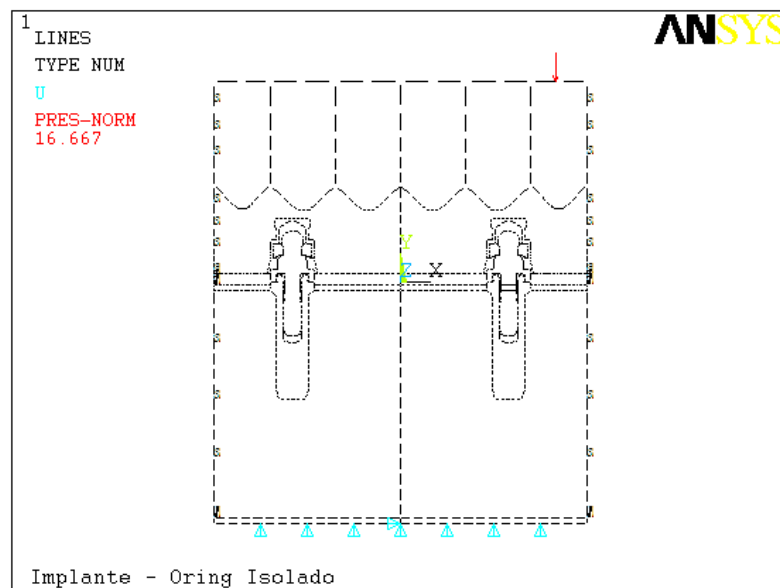


FIGURA 24 – Condições de contorno para o modelo C, mostrando a fixação no eixo X e liberdade de movimento no eixo Y com simetria, e carregamento no canino inferior esquerdo.

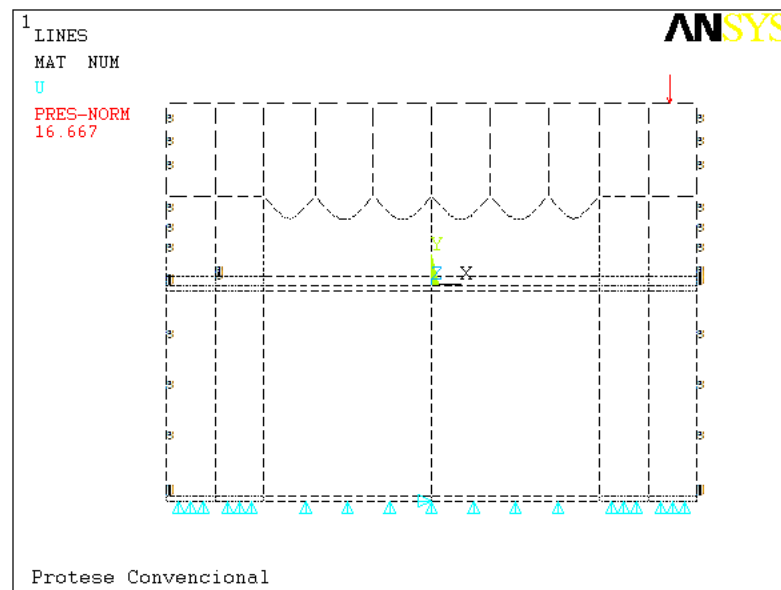


FIGURA 25 – Condições de contorno para o modelo A modificado, mostrando a fixação no eixo X e liberdade de movimento no eixo Y com simetria, e carregamento no primeiro molar inferior esquerdo.

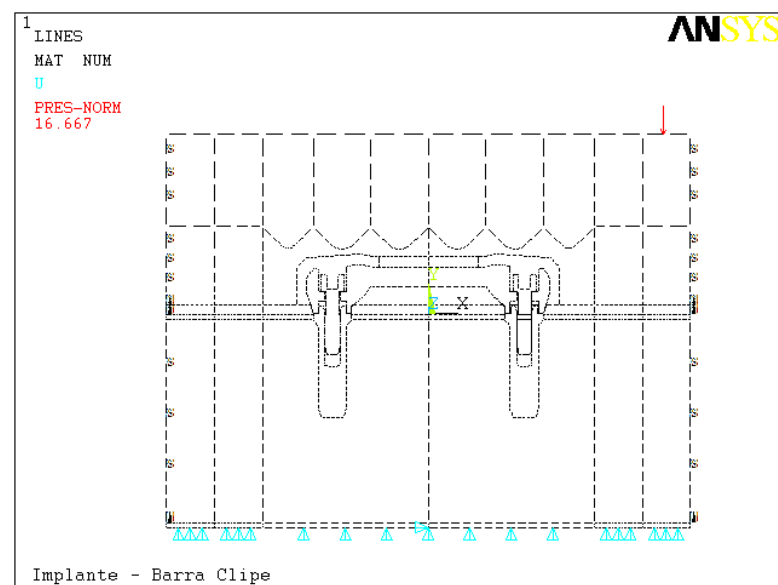


FIGURA 26 – Condições de contorno para o modelo B modificado, mostrando a fixação no eixo X e liberdade de movimento no eixo Y com simetria, e carregamento no primeiro molar inferior esquerdo.

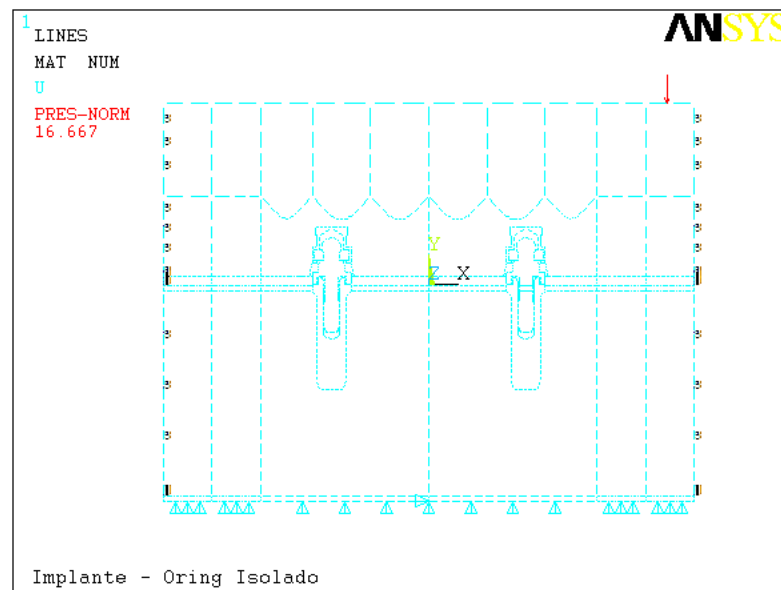


FIGURA 27 – Condições de contorno para o modelo C modificado, mostrando a fixação no eixo X e liberdade de movimento no eixo Y com simetria, e carregamento no primeiro molar inferior esquerdo.

4.6. ANÁLISE DOS RESULTADOS

Os mapas de tensão obtidos pelo processamento do programa de elementos finitos foram agrupados de acordo com as situações clínicas simuladas, a fim de analisar os efeitos que cada condição induz sobre os aparelhos protéticos, as estruturas de suporte, os implantes e componentes dos sistemas de retenção.

5. RESULTADO

Após o processamento dos dados pelo programa de elementos finitos foram obtidos os mapas de tensões para os modelos A, B e C, para a aplicação do carregamento vertical nas três situações descritas: região dos incisivos centrais inferiores (Figuras 28, 29 e 30), do canino inferior esquerdo (Figuras 31, 32 e 33) e do primeiro molar inferior esquerdo (Figuras 34, 35 e 36).

Para melhor visualização dos resultados obtidos, os mapas de tensão foram plotados no programa de elementos finitos. Este procedimento consiste na individualização das estruturas a serem estudadas e é utilizado para permitir maior detalhamento das concentrações de tensões, principalmente quando os mapas obtidos apresentam grande intervalo de valores entre as tensões máximas e mínimas. A configuração da escala da legenda dos mapas também foi realizada com o mesmo intuito, ou seja, melhorar a visualização dos resultados obtidos. Os mapas principais apresentam a legenda dos valores de tensões com escala de 40 cores (Figuras 28 a 36), e os mapas de tensão das estruturas plotadas (Figuras 37 a 82) apresentam legenda de valores de tensão com menor escala de cor (12 cores) para facilitar a comparação entre os resultados obtidos.

A partir da leitura dos mapas obtidos, os valores e a localização das tensões máxima e mínima foram tabulados para os modelos A, B, C e A, B e C modificados para os três carregamentos (Tabelas 1, 2 e 3).

MAPAS DE TENSÃO DOS MODELOS A, B e C PARA O CARREGAMENTO NOS INCISIVOS CENTRAIS INFERIORES

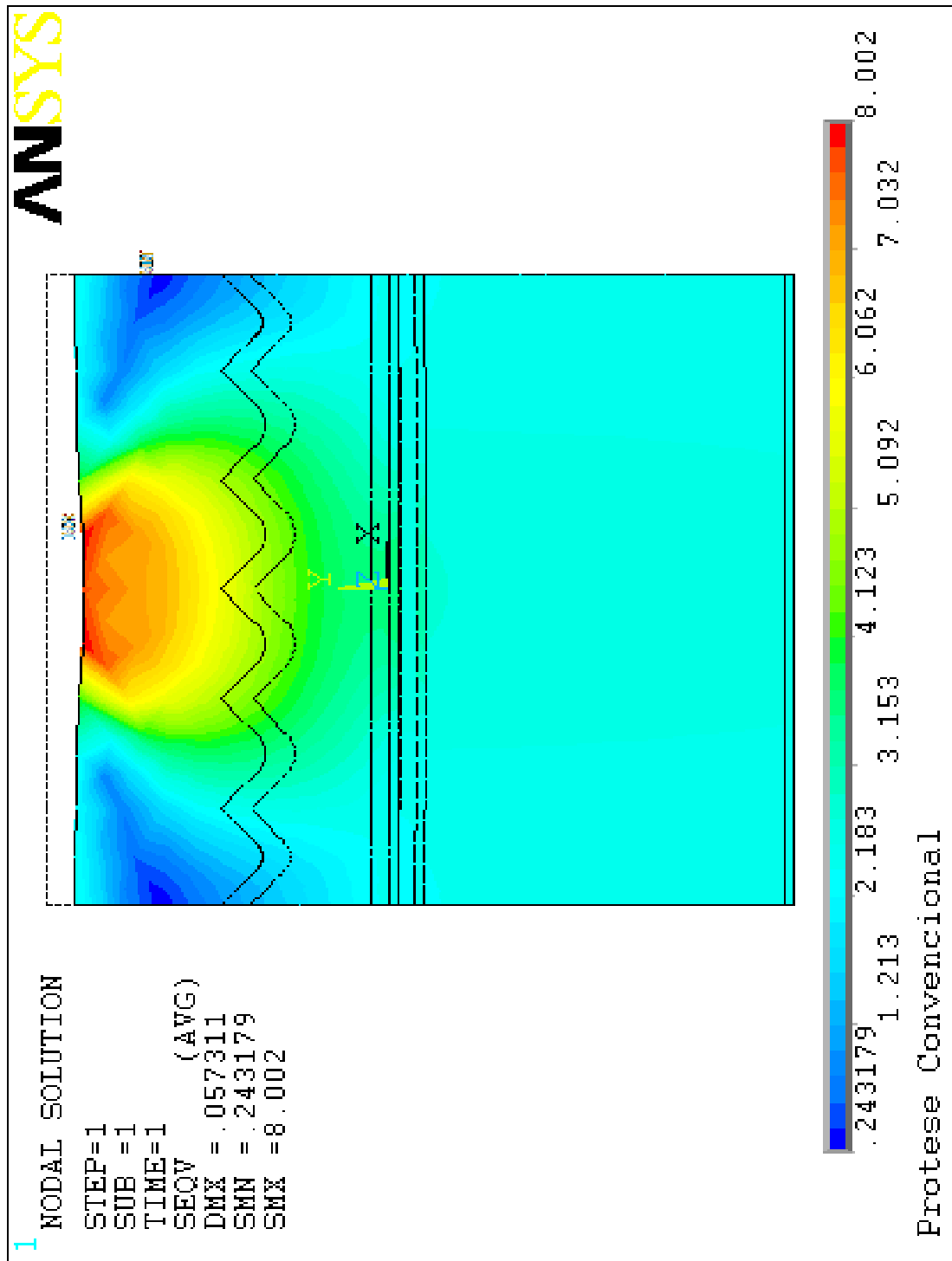


FIGURA 28 - Mapa de tensão do modelo A para o carregamento nos incisivos centrais inferiores.

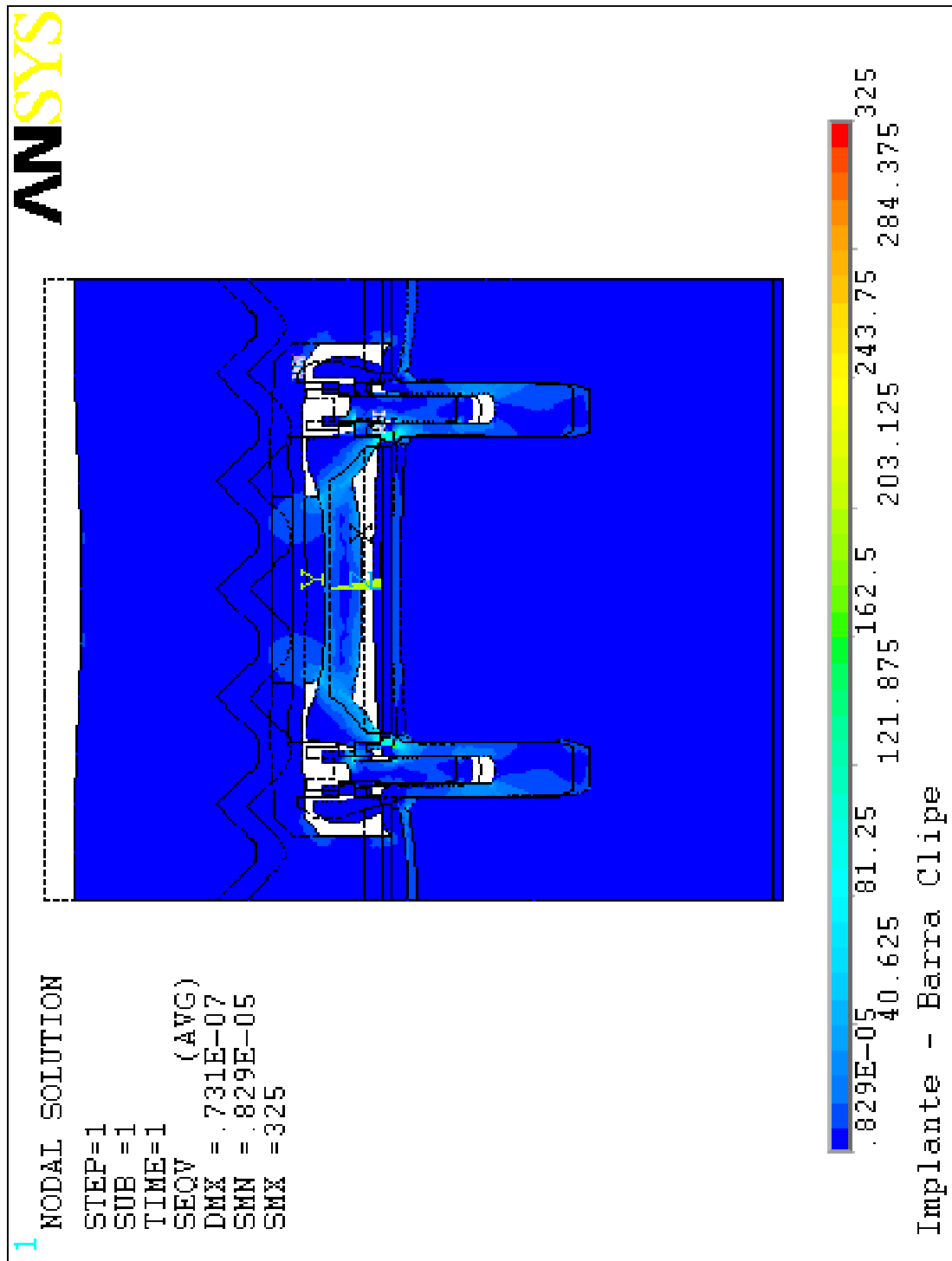


FIGURA 29 - Mapa de tensão do modelo B para o carregamento nos incisivos centrais inferiores.

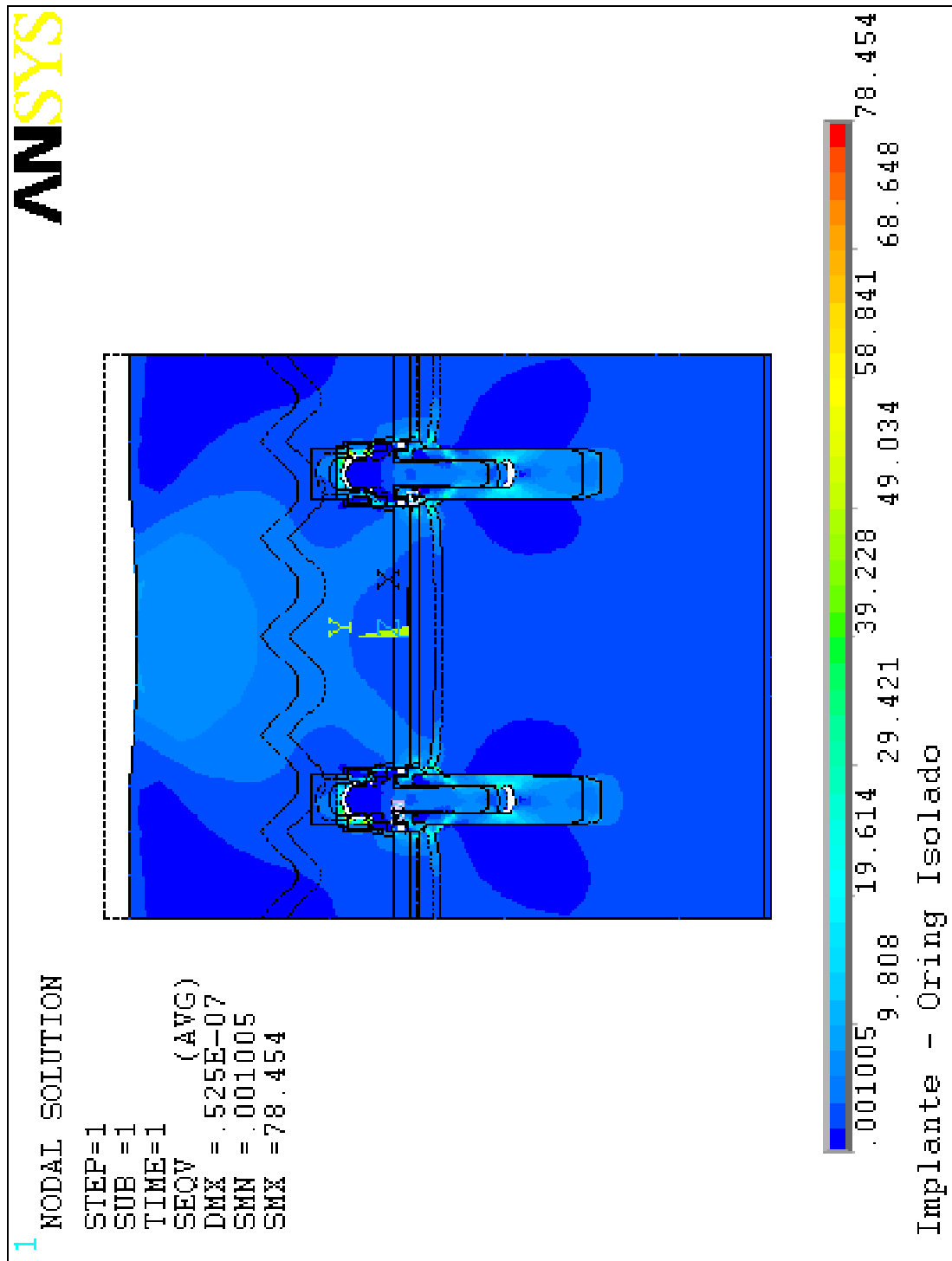


FIGURA 30 – Mapa de tensão do modelo C para carregamento nos incisivos centrais inferiores.

MAPAS DE TENSÃO DOS MODELOS A, B e C PARA O CARREGAMENTO NO CANINO INFERIOR ESQUERDO

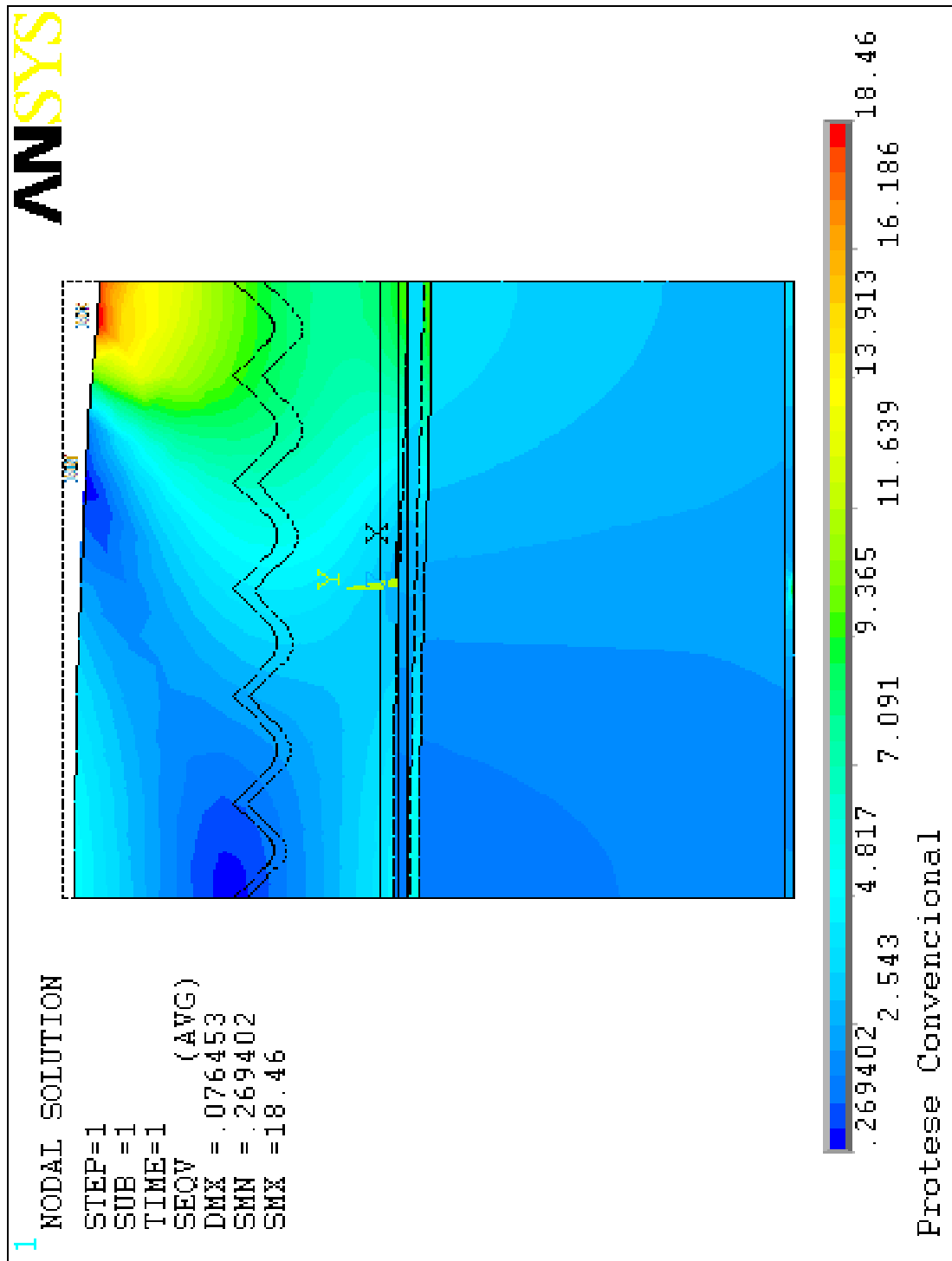


FIGURA 31 – Mapa de tensão do modelo A para o carregamento no canino inferior esquerdo.

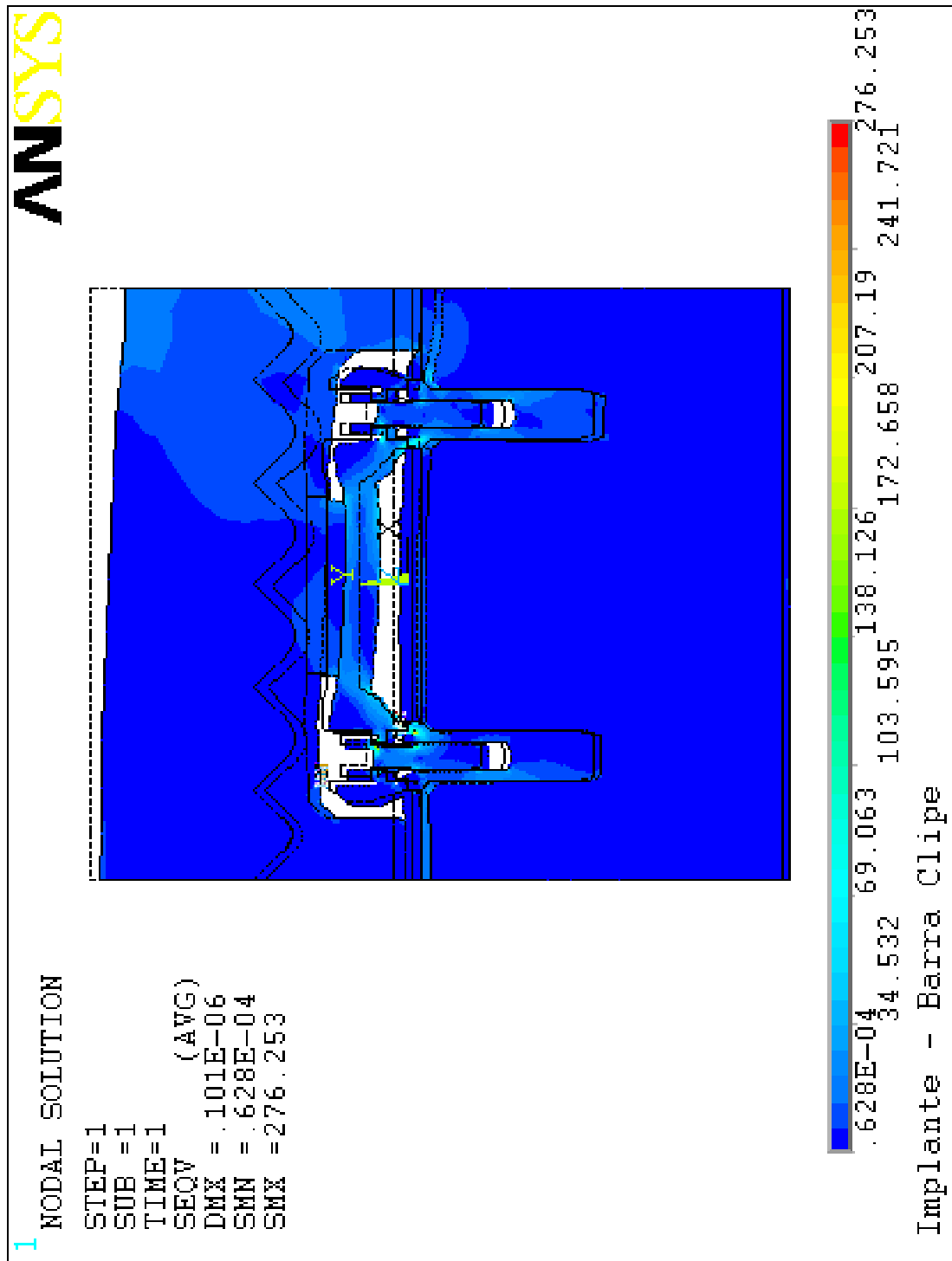


FIGURA 32 – Mapa de tensão do modelo B para o carregamento no canino inferior esquerdo.

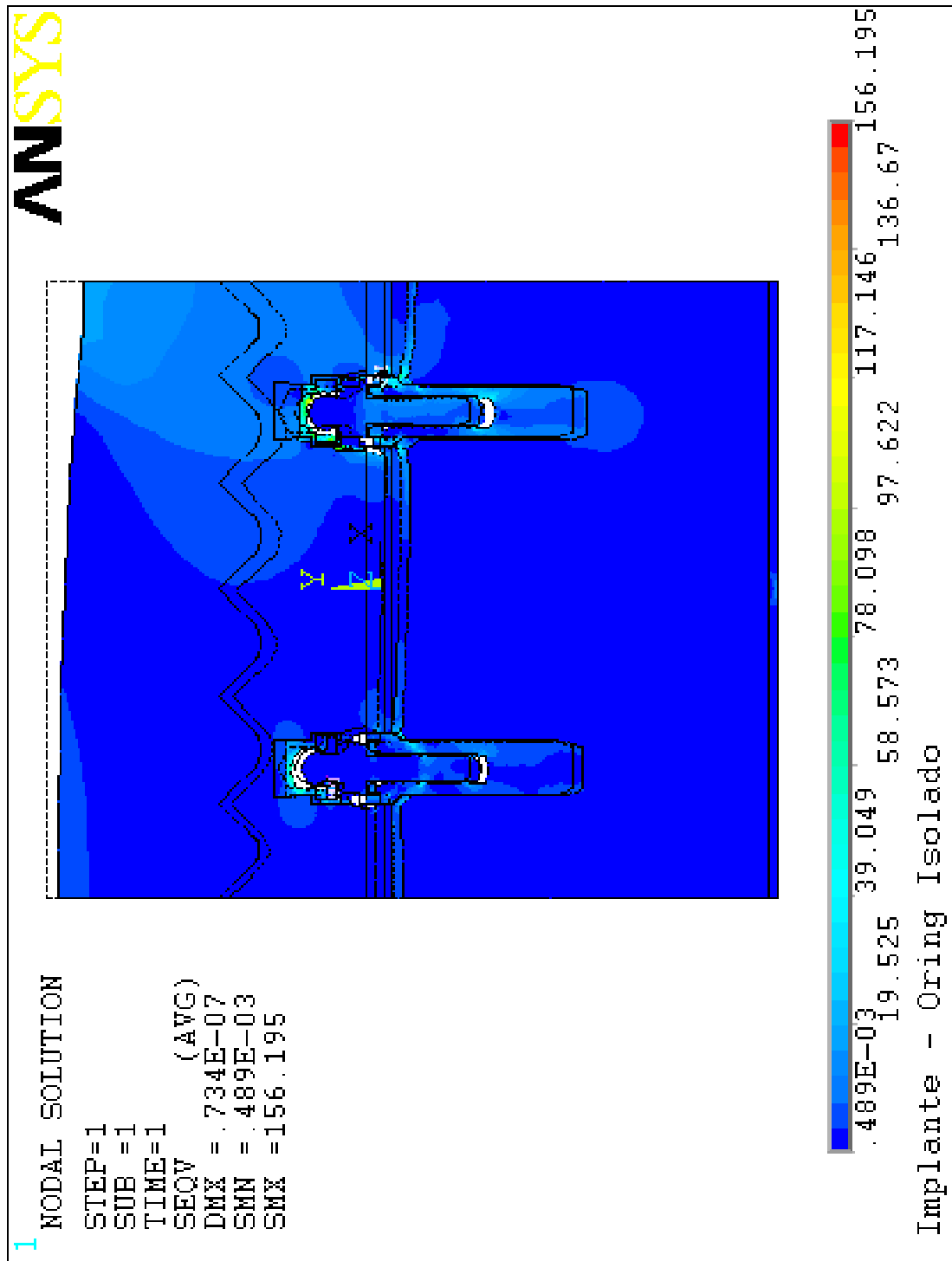


FIGURA 33 – Mapa de tensão do modelo C para o carregamento no canino inferior esquerdo.

**MAPAS DE TENSÃO DOS MODELOS A, B e C PARA O
CARREGAMENTO NO PRIMEIRO MOLAR INFERIOR
ESQUERDO**

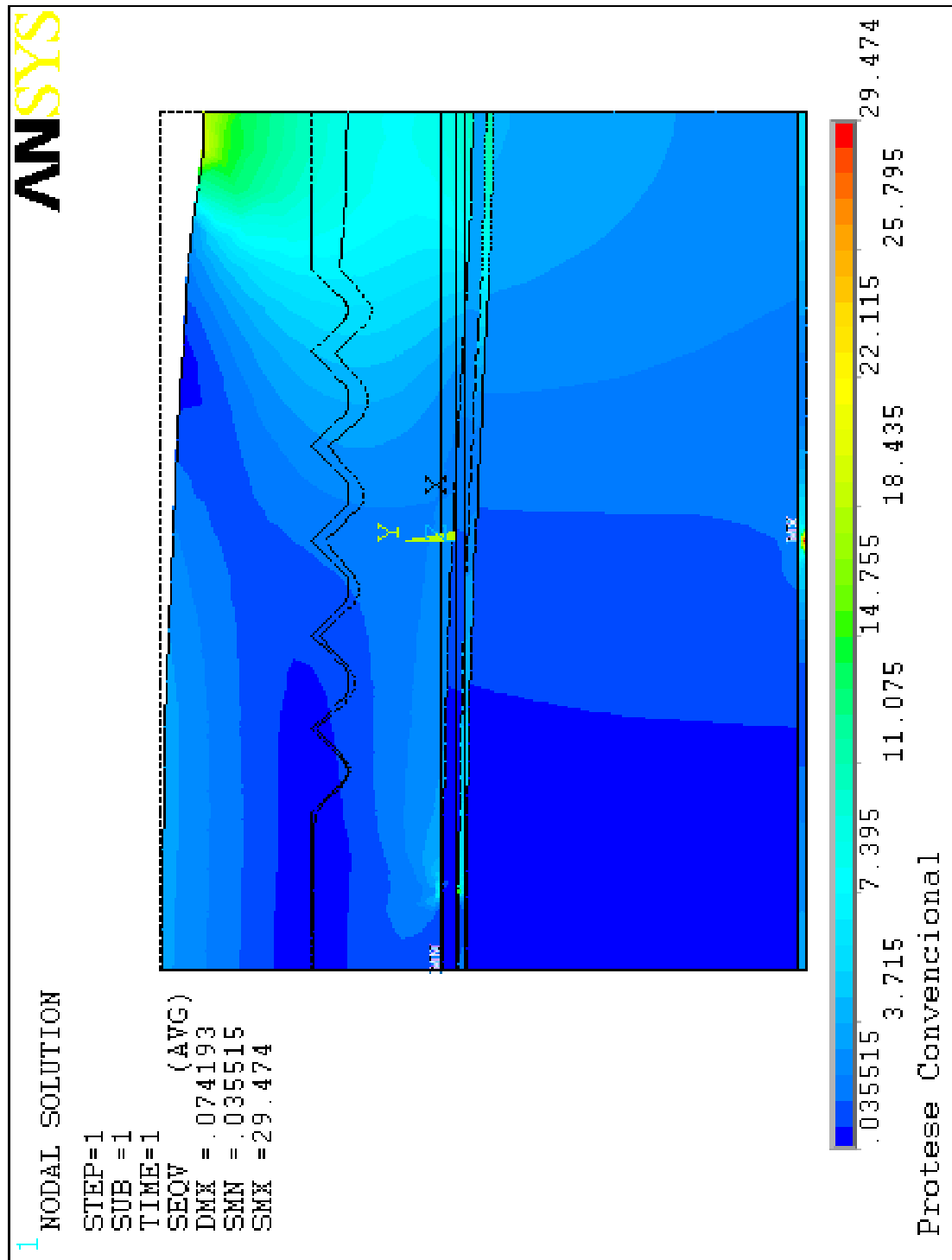


FIGURA 34 – Mapa de tensão do modelo A modificado para o carregamento no primeiro molar inferior esquerdo.

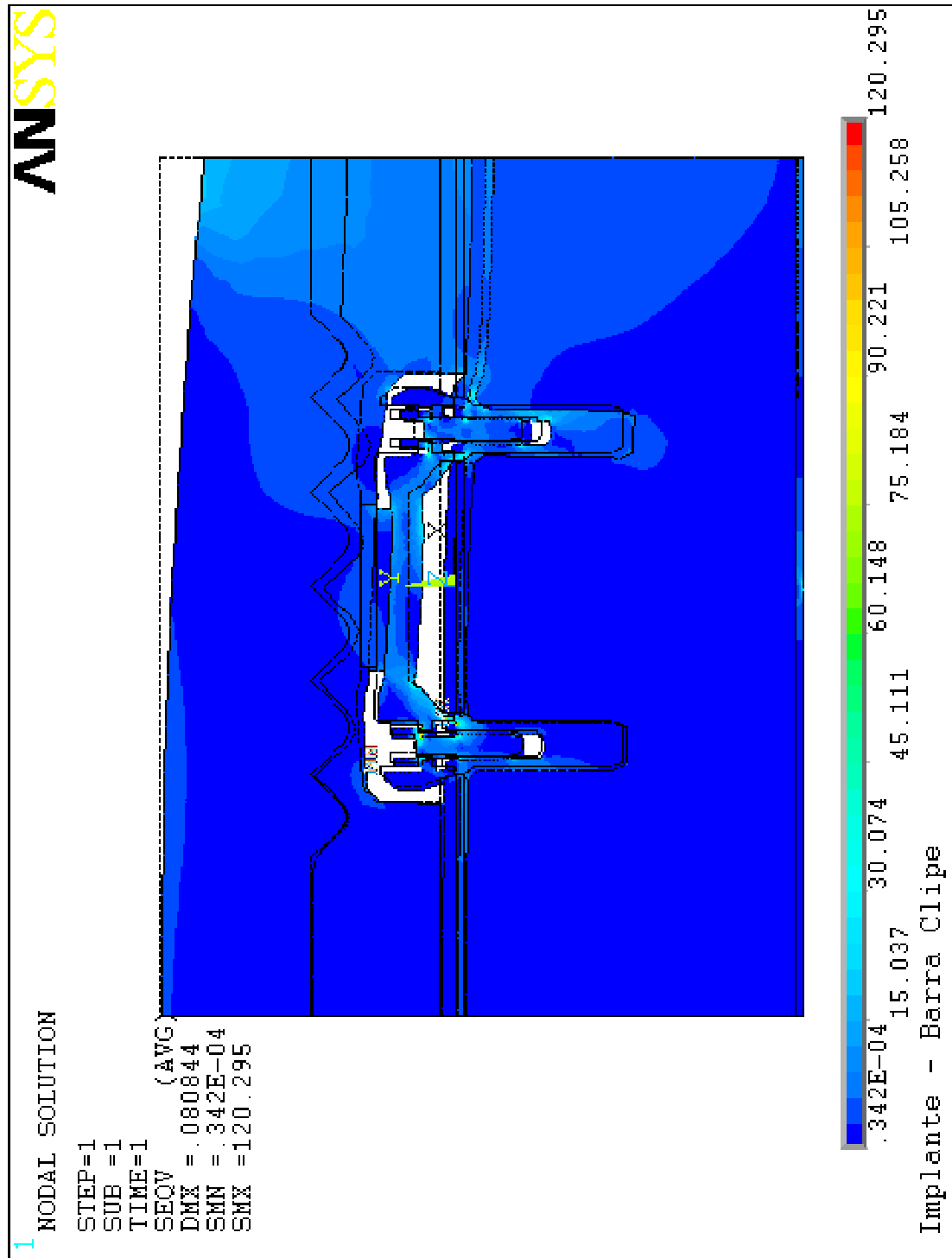


FIGURA 35 – Mapa de tensão do modelo B modificado para o carregamento no primeiro molar inferior esquerdo.

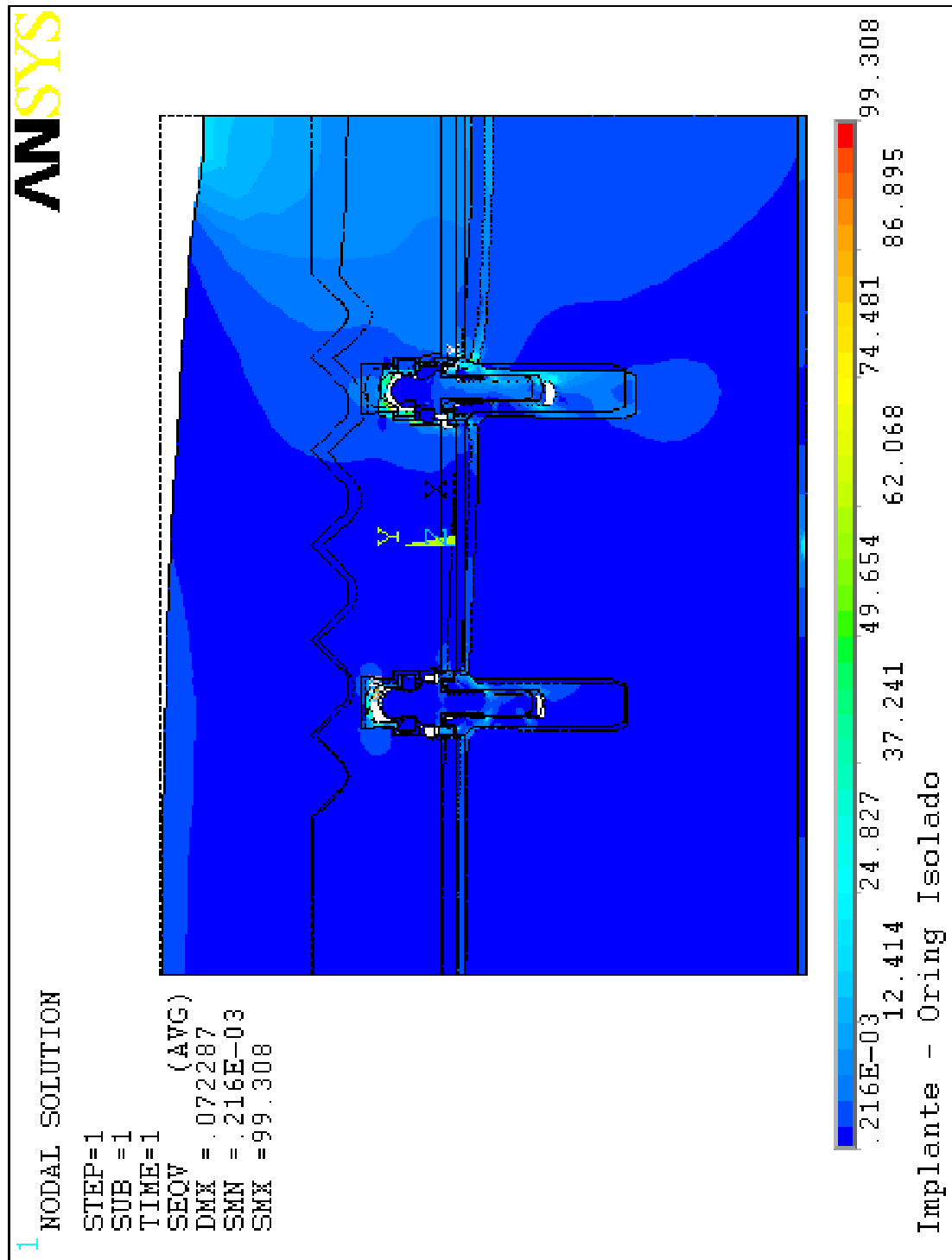


FIGURA 36 – Mapa de tensão do modelo C modificado para o carregamento no primeiro molar inferior esquerdo.

Tabela 1 - Valores e localização das tensões máxima e mínima nos modelos A, B e C, para carga vertical nos incisivos.

MAPA DE TENSÕES (MPa)*				
MODELO	MÁXIMA TENSÃO	LOCALIZAÇÃO	MÍNIMA TENSÃO	LOCALIZAÇÃO
A	8,002	Incisal dos incisivos centrais inferiores	0,243	Terço médio dos caninos inferiores
B	325,000	Extremidade da barra, na região de contato com o implante	$0,829 \times 10^{-5}$	Extremidade da barra
C	78,454	Região peri-implantar do osso cortical	0,001	Superfície superior do hexágono externo do implante

* MPa = unidade de medida, MegaPascal.

Tabela 2 - Valores e localização das tensões máxima e mínima nos modelos A, B e C, para carga vertical no canino inferior esquerdo.

MAPA DE TENSÕES (MPa)				
MODELO	MÁXIMA TENSÃO	LOCALIZAÇÃO	MÍNIMA TENSÃO	LOCALIZAÇÃO
A	18,460	Incisal do canino inferior esquerdo	0,269	Incisal dos incisivos centrais inferiores
B	276,253	Extremidade direita da barra, na região de contato com o implante	$0,624 \times 10^{-4}$	Extremidade direita da barra
C	156,195	<i>Abutment</i> esquerdo, na região de contato com o implante	$0,489 \times 10^{-3}$	Parte esférica do <i>abutment</i> direito

Tabela 3 - Valores e localização das tensões máxima e mínima nos modelos A, B e C modificados, para carga vertical no primeiro molar inferior esquerdo.

MAPA DE TENSÕES (MPa)				
MODELO	MÁXIMA TENSÃO	LOCALIZAÇÃO	MÍNIMA TENSÃO	LOCALIZAÇÃO
A	29,474	Linha média do osso cortical inferior	0,035	Lado direito da fibromucosa
B	120,295	Extremidade direita da barra, na região de contato com o implante	$0,324 \times 10^{-4}$	Extremidade direita da barra
C	99,308	<i>Abutment</i> esquerdo, na região de contato com implante	$0,216 \times 10^{-3}$	Parte esférica do <i>abutment</i> direito

MAPAS DE TENSÃO DOS MODELOS A, B e C PARA OS TRÊS CARREGAMENTOS (nos incisivos centrais inferiores, no canino inferior esquerdo e no primeiro molar inferior esquerdo)

O modelo A, representando corte frontal da porção anterior de mandíbula edêntula, correspondente a região inter-caninos, suporte de uma prótese total convencional, foi utilizado como grupo controle, para comparação das concentrações e dos valores de tensão obtidos nos mapas dos grupos B e C, para os três carregamentos utilizados.

Os valores de tensão máxima do modelo A foram, de maneira geral, bem menores que os valores encontrados nos modelos B e C para as três situações, estando localizadas na região incisal dos dentes da prótese total inferior, sob a área de aplicação da carga, sendo de 8,002MPa para o carregamento nos incisivos centrais inferiores (região central), de 18,460MPa para o carregamento no canino inferior esquerdo (região lateral). Para o carregamento no primeiro molar inferior esquerdo (região posterior) a tensão máxima se concentrou na região da linha média do osso cortical inferior, sendo de 29,474MPa. Na oclusal do dente primeiro molar inferior esquerdo tensões de 19,442MPa foram obtidas. As tensões mínimas no modelo A se localizaram no terço médio dos caninos (0,243MPa) para o carregamento nos incisivos centrais inferiores, na incisal dos incisivos centrais inferiores (0,269MPa) para o carregamento no canino inferior esquerdo e no lado direito da fibromucosa (0,035MPa) para o carregamento no primeiro molar inferior esquerdo.

O modelo B, representando corte frontal da porção anterior de mandíbula edêntula, correspondente a região inter-caninos, onde estão dispostos dois implantes osseointegrados Brånemark compatíveis ferulizados, de características 3,75mm de diâmetro por 11,5mm de comprimento, suporte de uma *overdenture* com sistema de retenção barra-clipe, obtiveram os maiores valores de tensão máxima quando comparado com os mapas de tensão dos modelos A e C.

No modelo B os valores de tensão máxima se localizaram na extremidade da barra do sistema de retenção da *overdenture*, sendo que o carregamento vertical nos incisivos centrais inferiores determinou o mais alto valor de tensão obtido (325,000MPa) na região de contato da barra com o implante, em sua porção mesial. No carregamento no canino inferior esquerdo e no primeiro molar inferior esquerdo, as tensões máximas foram na extremidade direita da barra, na região de contato com o implante, sendo de 276,253MPa para o carregamento lateral e de 120,295MPa para o carregamento posterior. As tensões mínimas também se localizaram na barra do sistema de retenção da *overdenture*, em suas extremidades distais, sendo de $0,829 \times 10^{-5}$ MPa para o carregamento central. Para as cargas laterais e posterior, a extremidade direita da barra obtiveram as tensões mínimas, sendo de $0,624 \times 10^{-4}$ e $0,324 \times 10^{-4}$ respectivamente.

No modelo C, representando corte frontal da porção anterior de mandíbula edêntula, correspondente a região inter-caninos, onde estão dispostos dois implantes osseointegrados Brånemark compatíveis isolados, de características 3,75mm de diâmetro por 11,5mm de comprimento, suporte de

uma *overdenture* com sistema de retenção o'ring, as tensões máximas se localizaram na região peri-implantar do osso cortical (78,454MPa) para o carregamento nos incisivos centrais inferiores e no *abutment* esférico do lado esquerdo para os demais carregamentos, sendo de 156,195MPa para o carregamento no canino inferior esquerdo e de 99,308MPa para o carregamento no primeiro molar inferior esquerdo. As tensão mínimas se localizaram na superfície do hexágono externo do implante (0,001MPa) para o carregamento central e no *abutment* esférico do lado direito, para o carregamento lateral e posterior, com valores de $0,483 \times 10^{-3}$ e $0,216 \times 10^{-3}$, respectivamente.

**MAPAS DE TENSÃO DAS ESTRUTURAS PLOTADAS
DOS MODELOS A, B e C PARA O CARREGAMENTO
NOS INCISIVOS CENTRAIS INFERIORES**

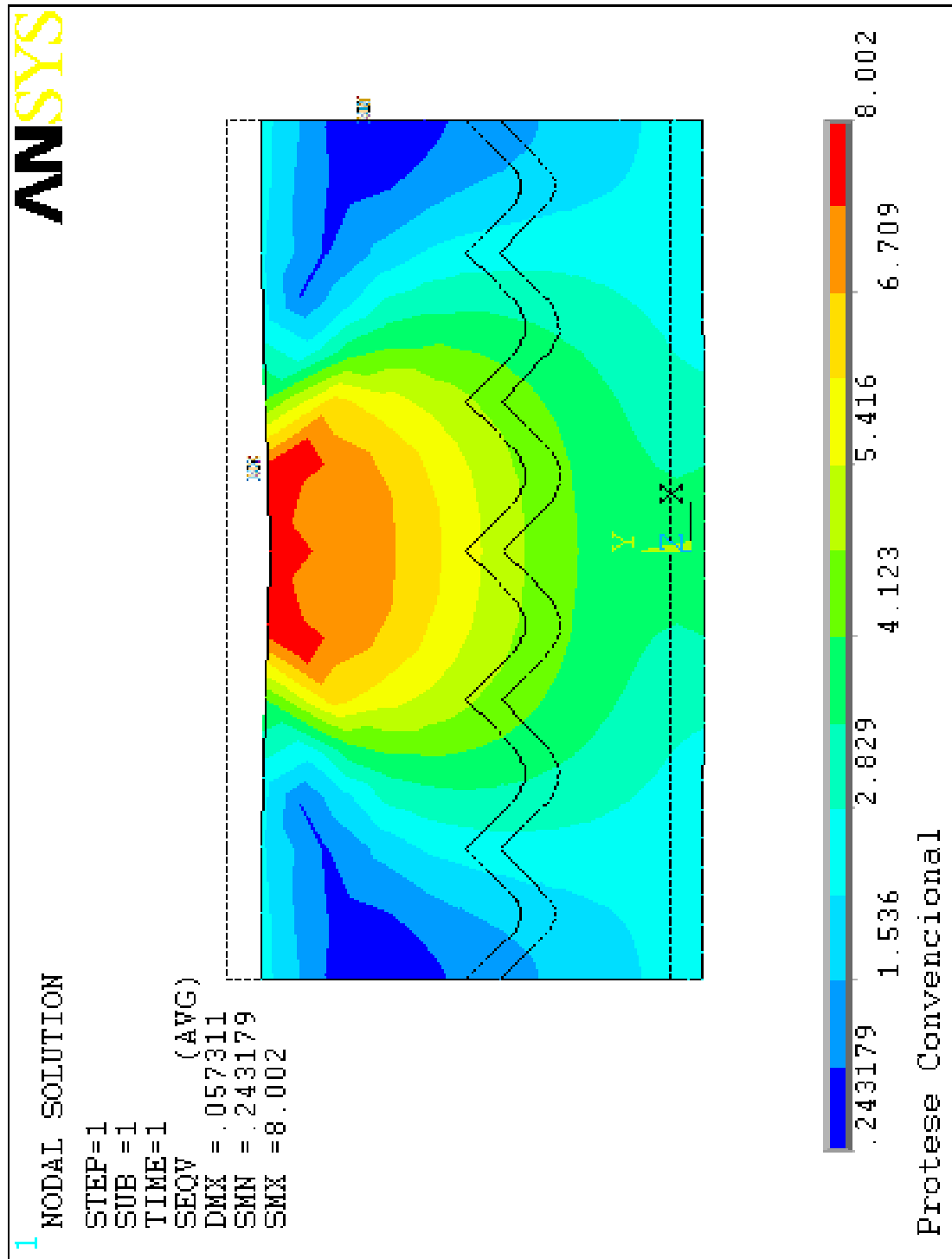


FIGURA 37 – Mapa de tensão com plot da prótese total inferior do modelo A para o carregamento nos incisivos centrais.

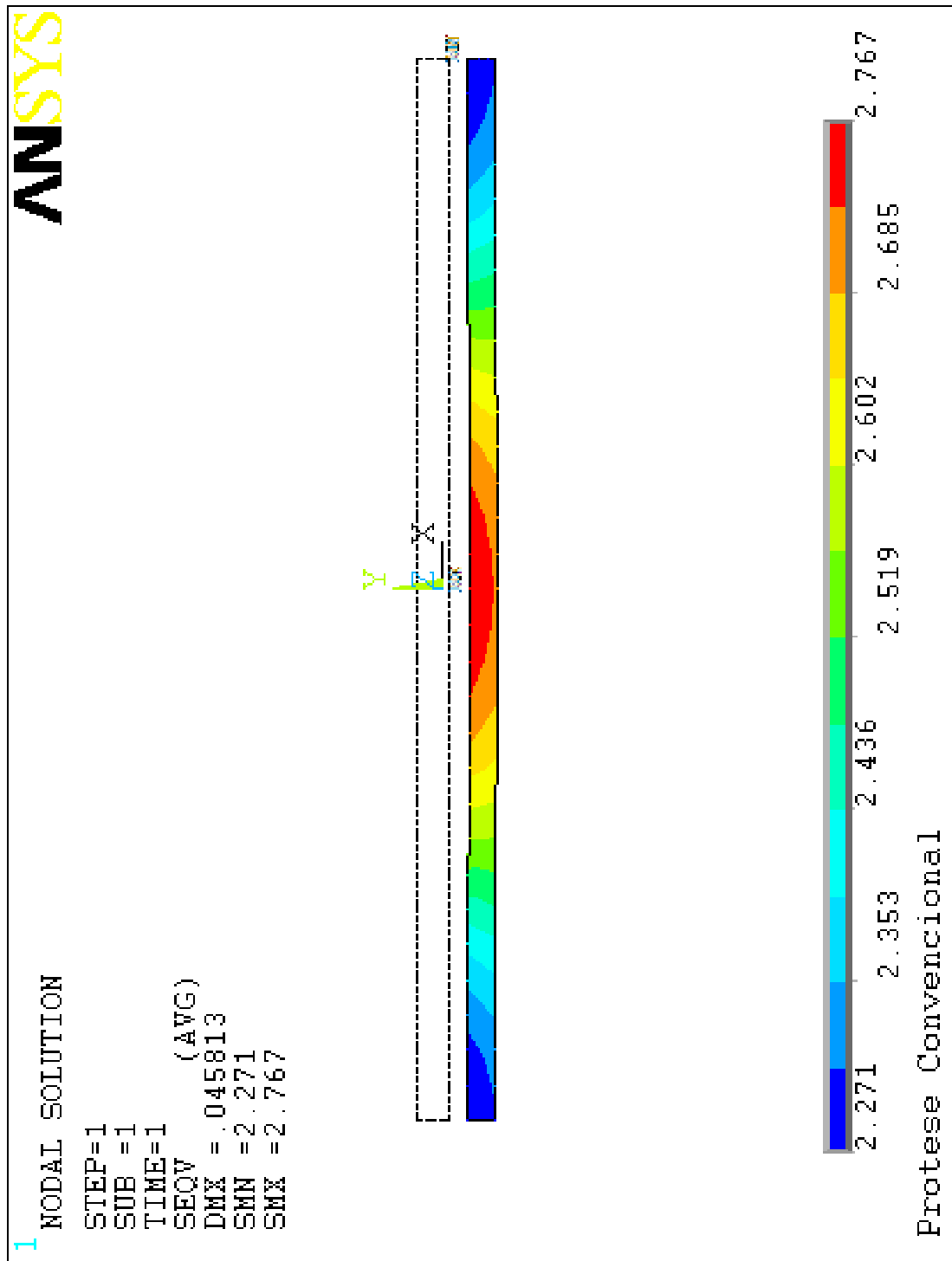


FIGURA 38 – Mapa de tensão com plot da fibromucosa do modelo A para o carregamento nos incisivos centrais.

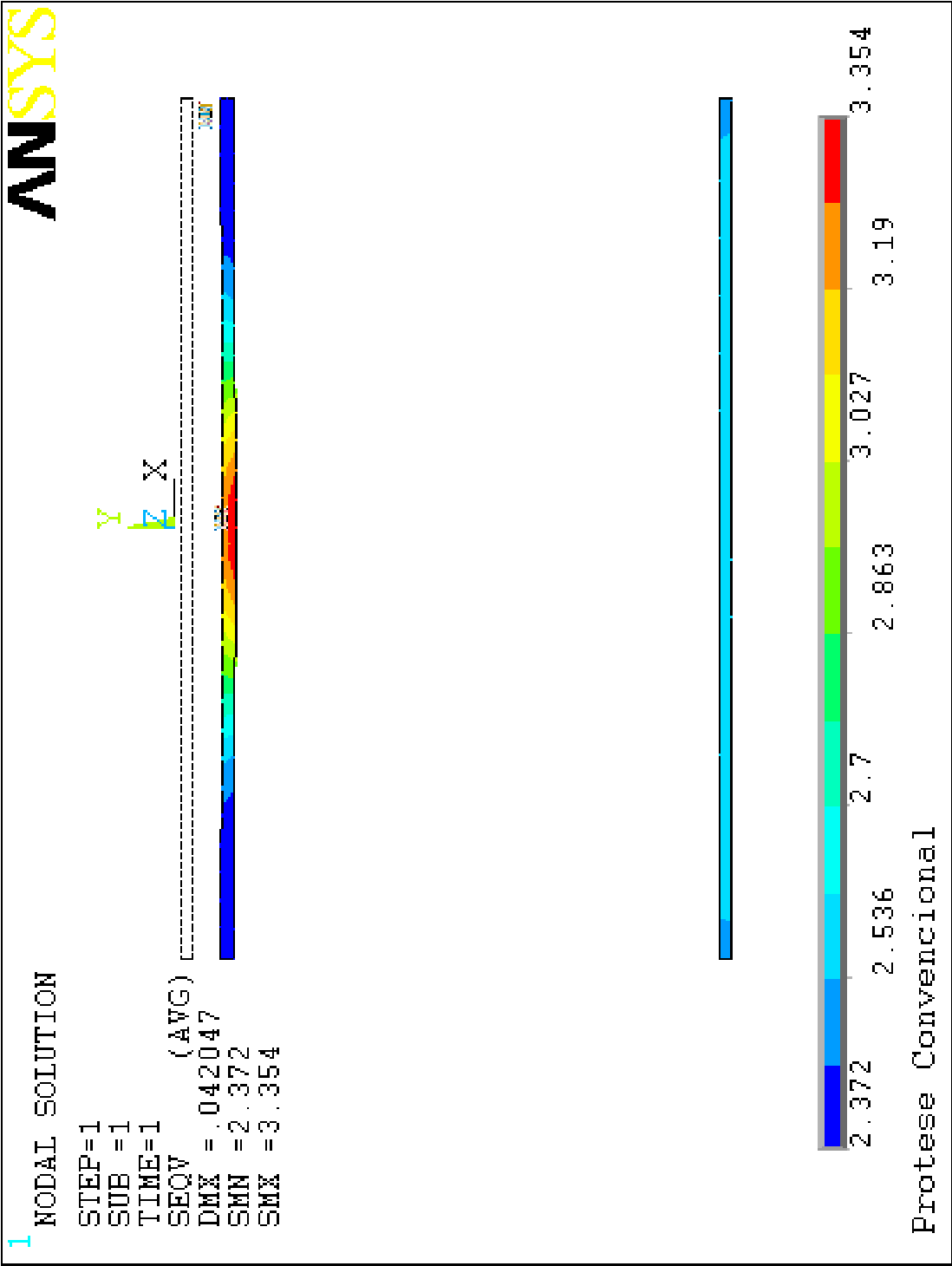


FIGURA 39 – Mapa de tensão com plote do osso cortical do modelo A para o carregamento nos incisivos centrais.

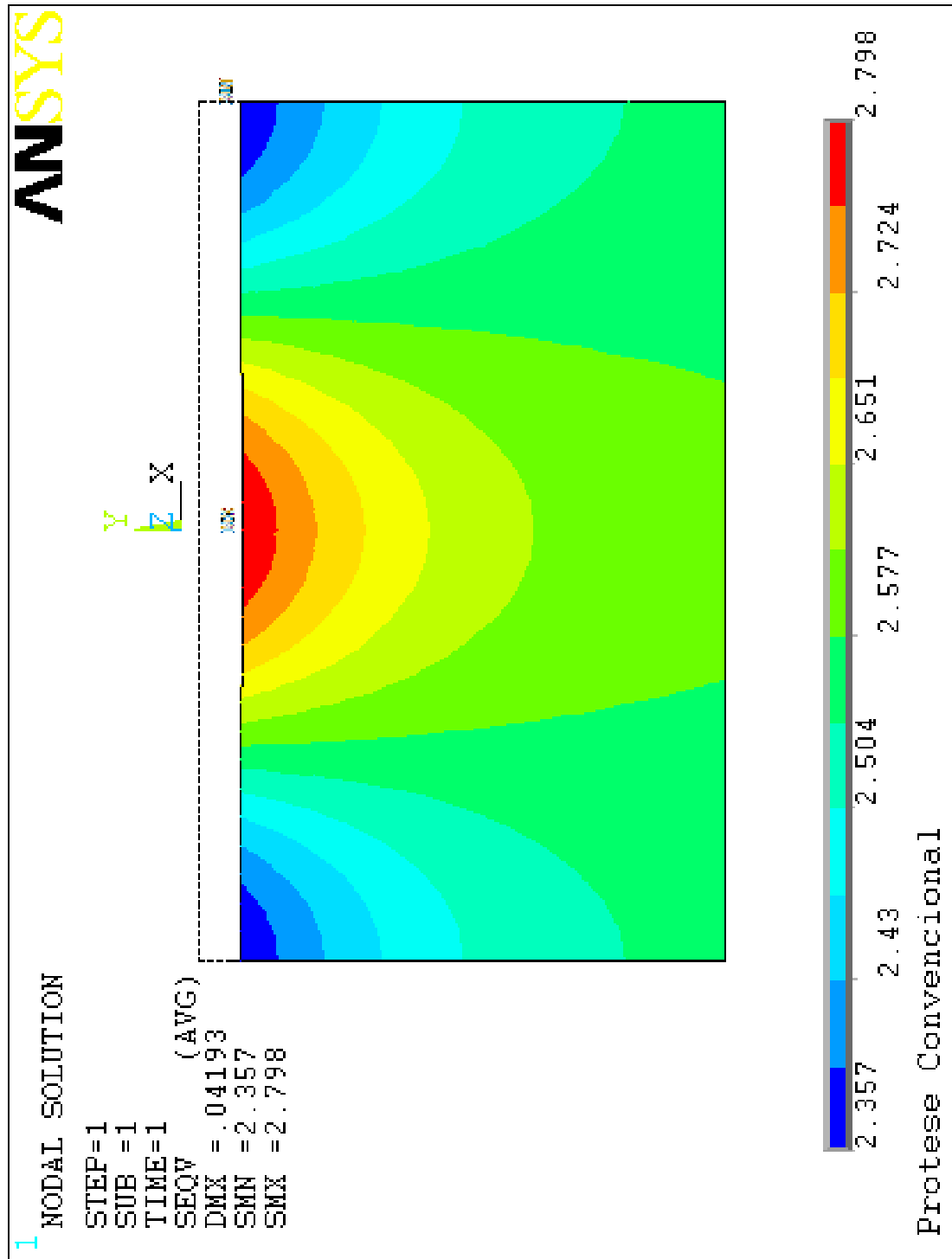


FIGURA 40 – Mapa de tensão com plote do osso medular do modelo A para o carregamento nos incisivos centrais.

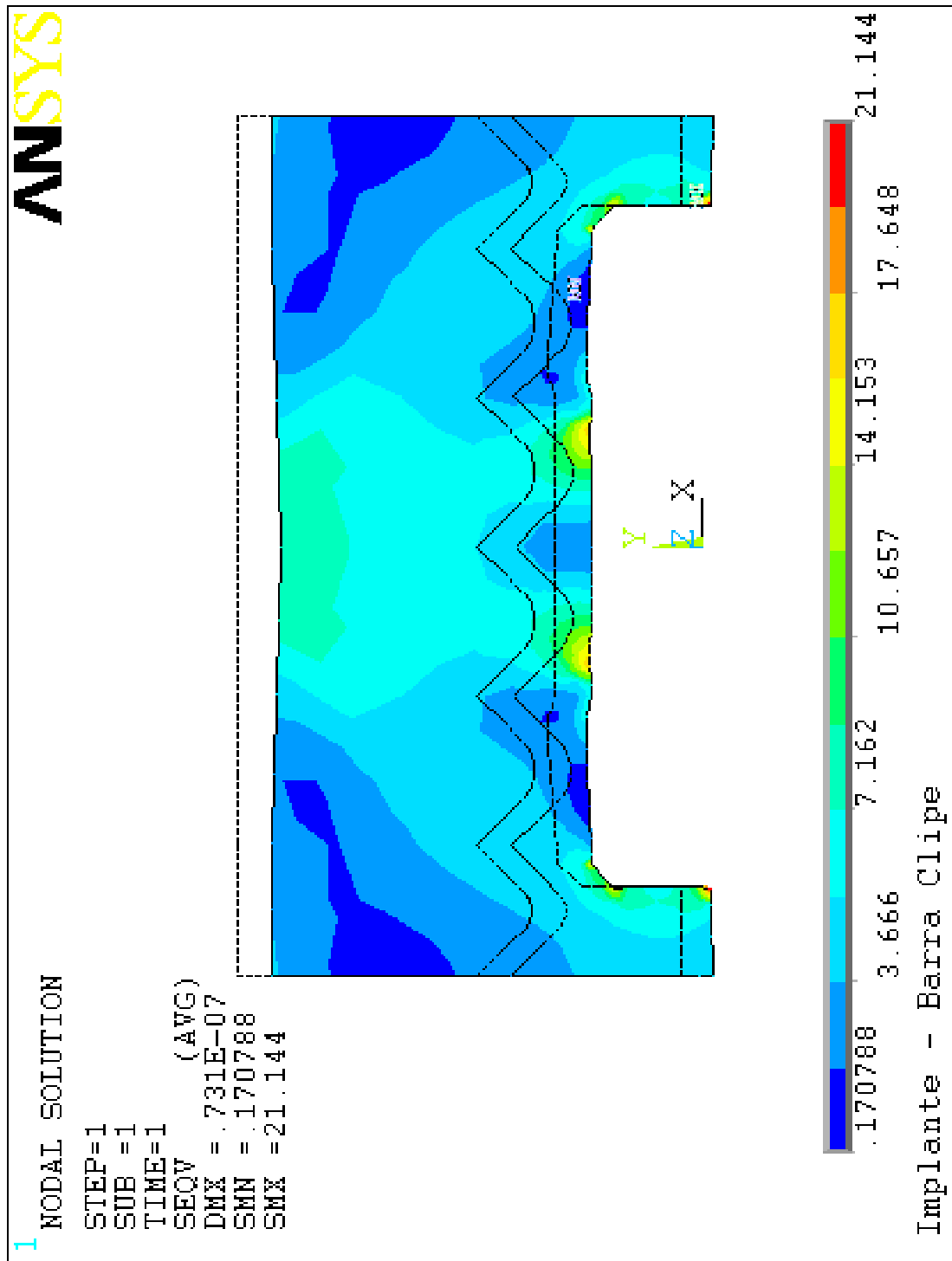


FIGURA 41 – Mapa de tensão com plote da *overdenture* inferior do modelo B para o carregamento nos incisivos centrais.

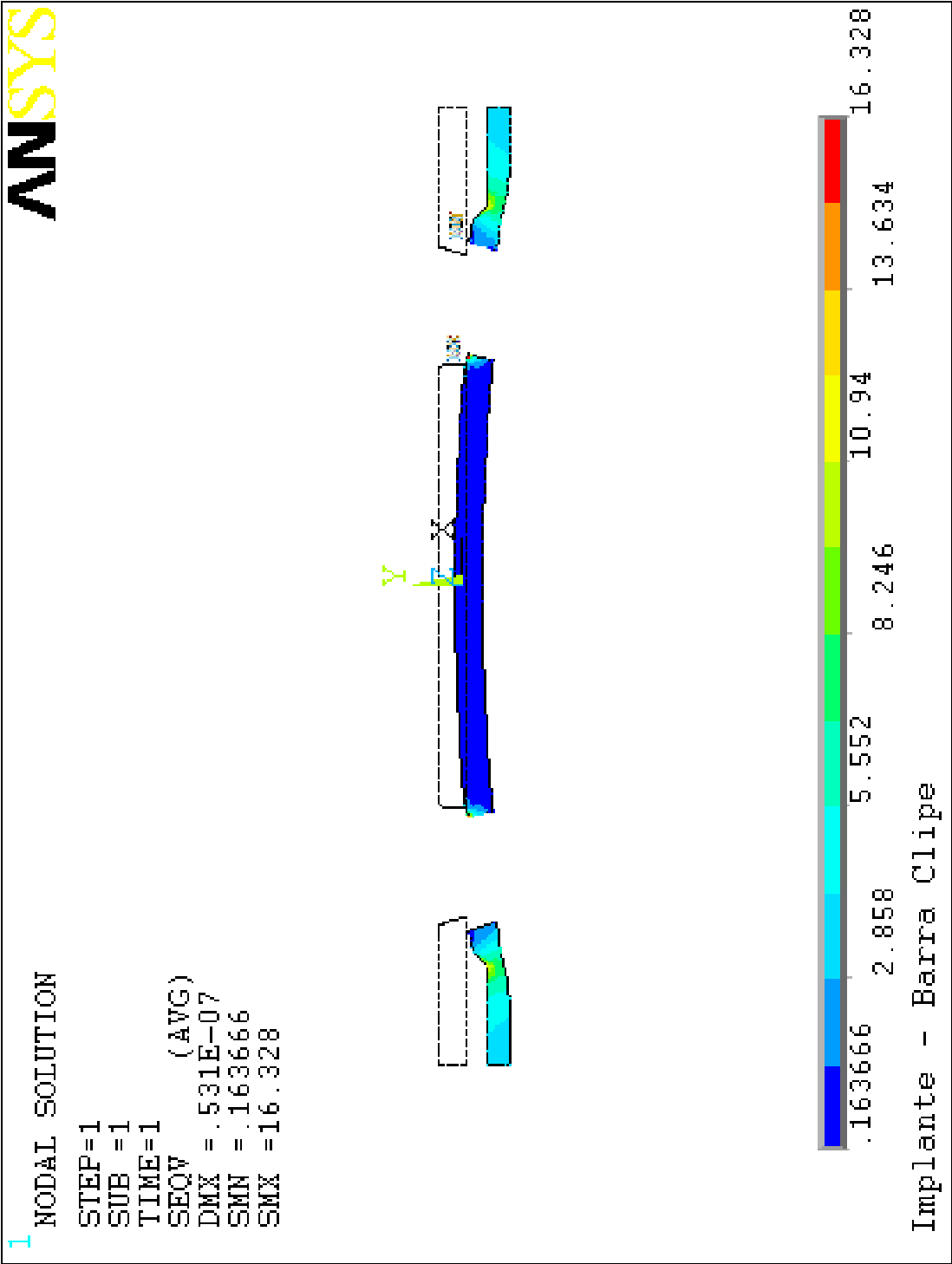


FIGURA 42 – Mapa de tensão com plot da fibromucosa do modelo B para o carregamento nos incisivos centrais.

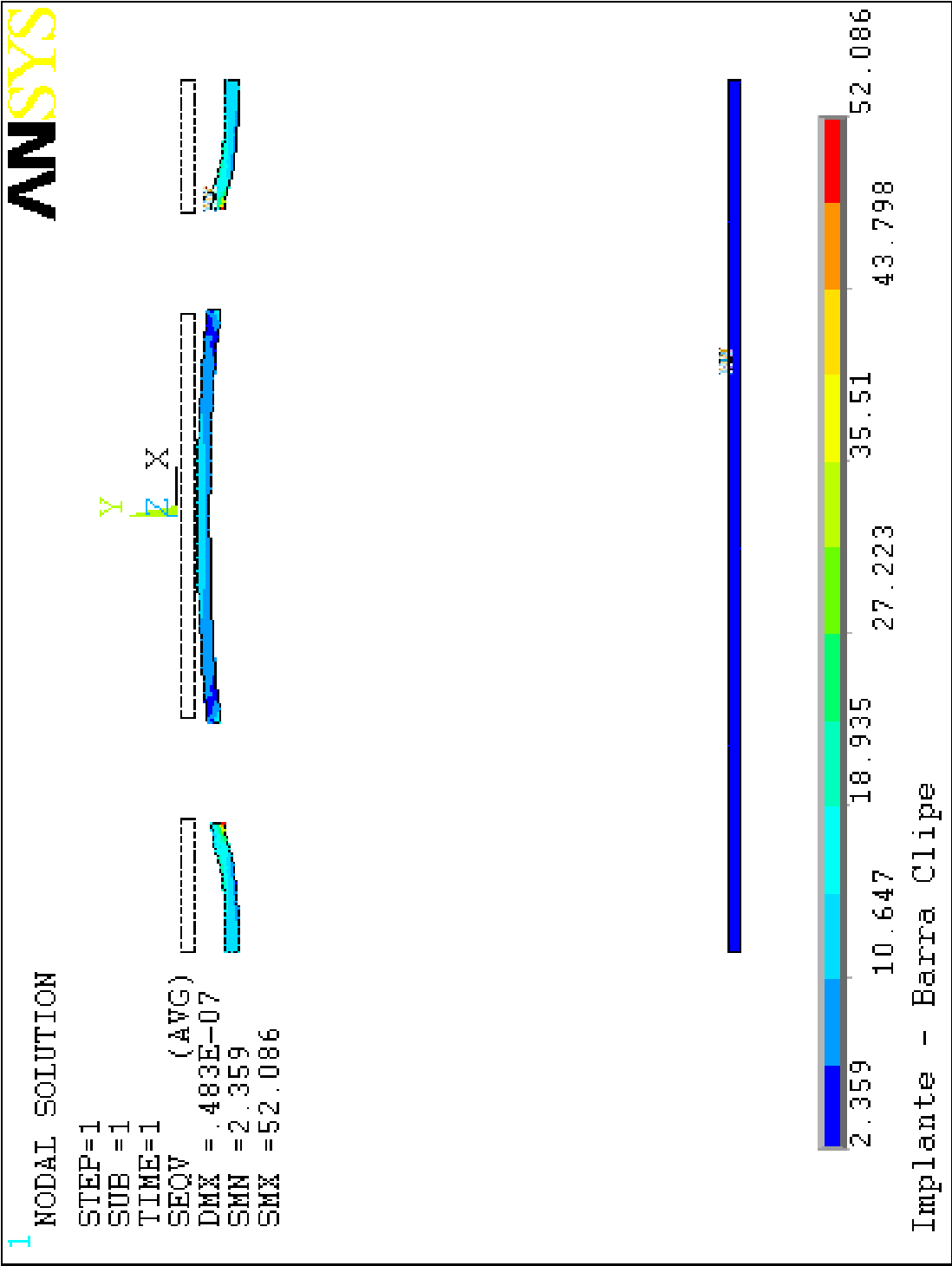


FIGURA 43 – Mapa de tensão com plote do osso cortical do modelo B para o carregamento nos incisivos centrais.

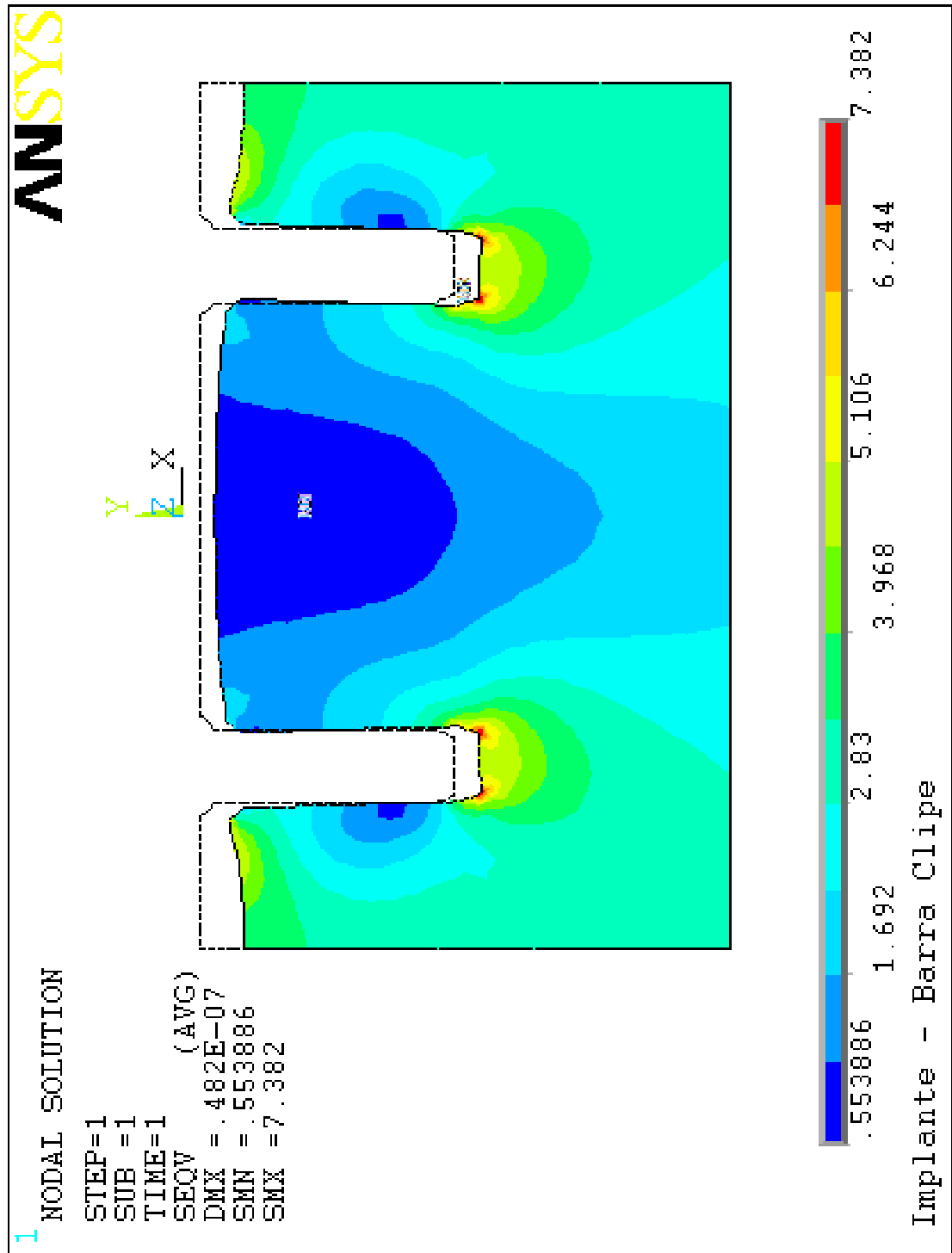


FIGURA 44 – Mapa de tensão com plote do osso medular do modelo B para o carregamento nos incisivos centrais.

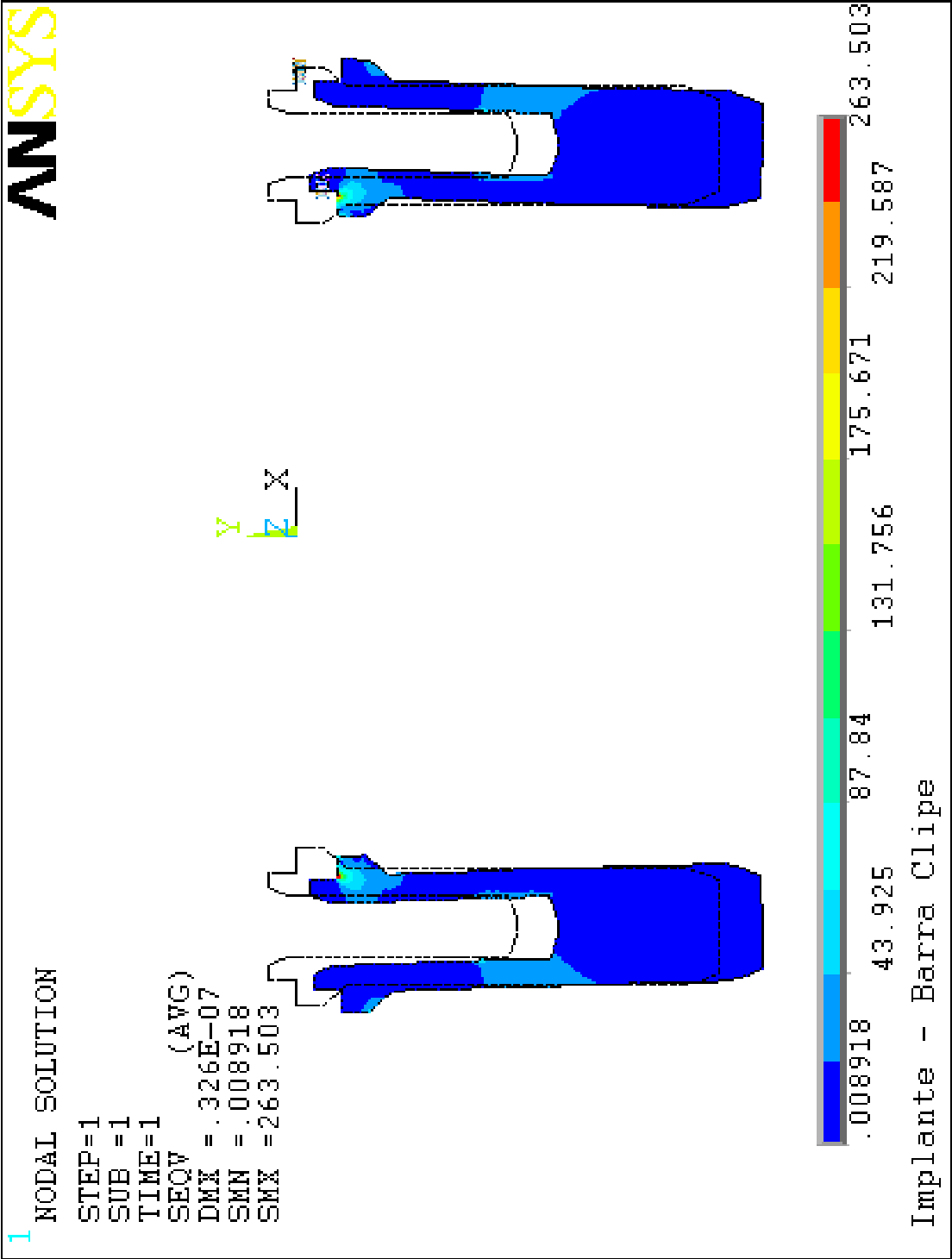


FIGURA 45 – Mapa de tensão com plot de implantes do modelo B para o carregamento nos incisivos centrais.

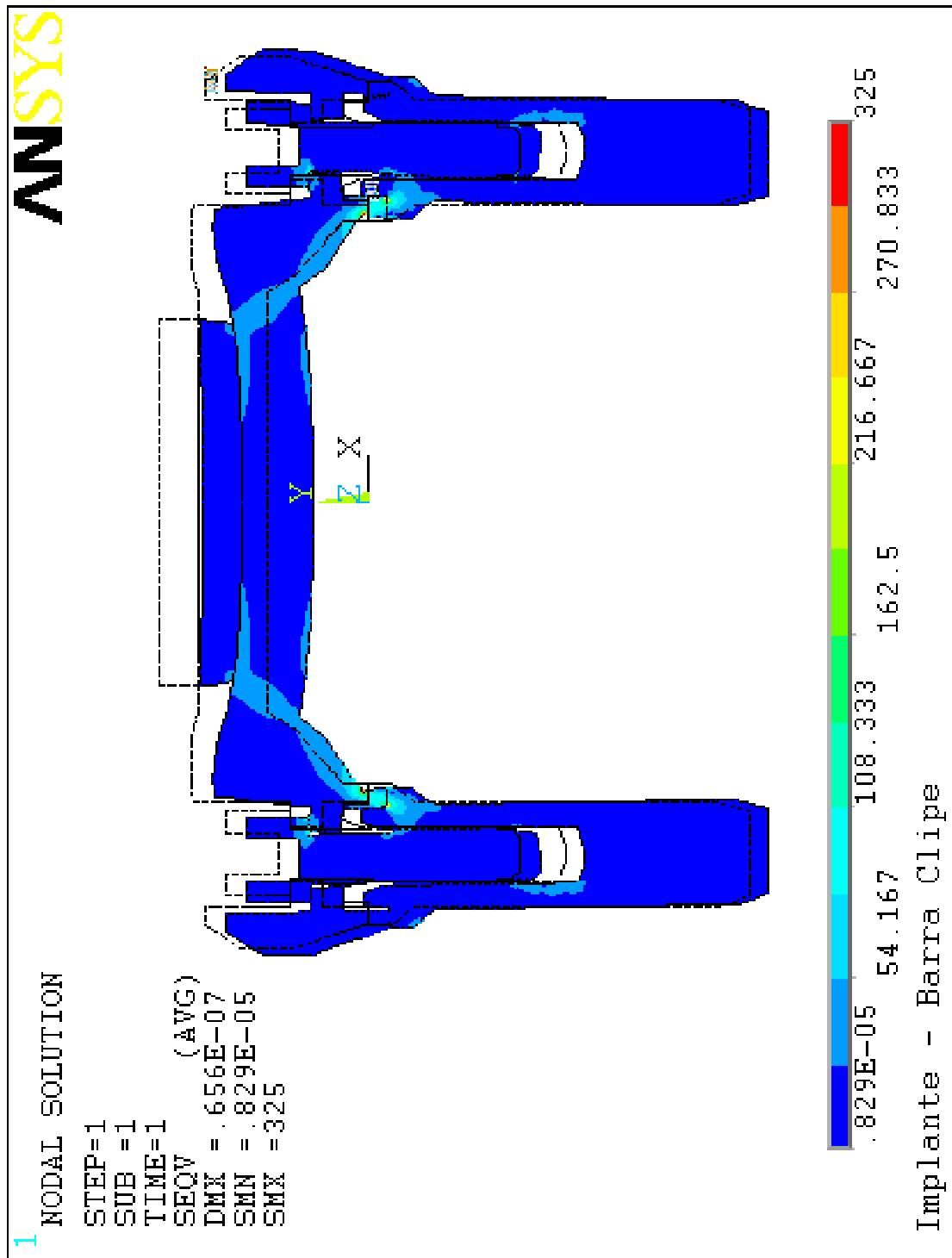


FIGURA 46 – Mapa de tensão com plot dos implantes e componentes do modelo B para o carregamento nos incisivos centrais.

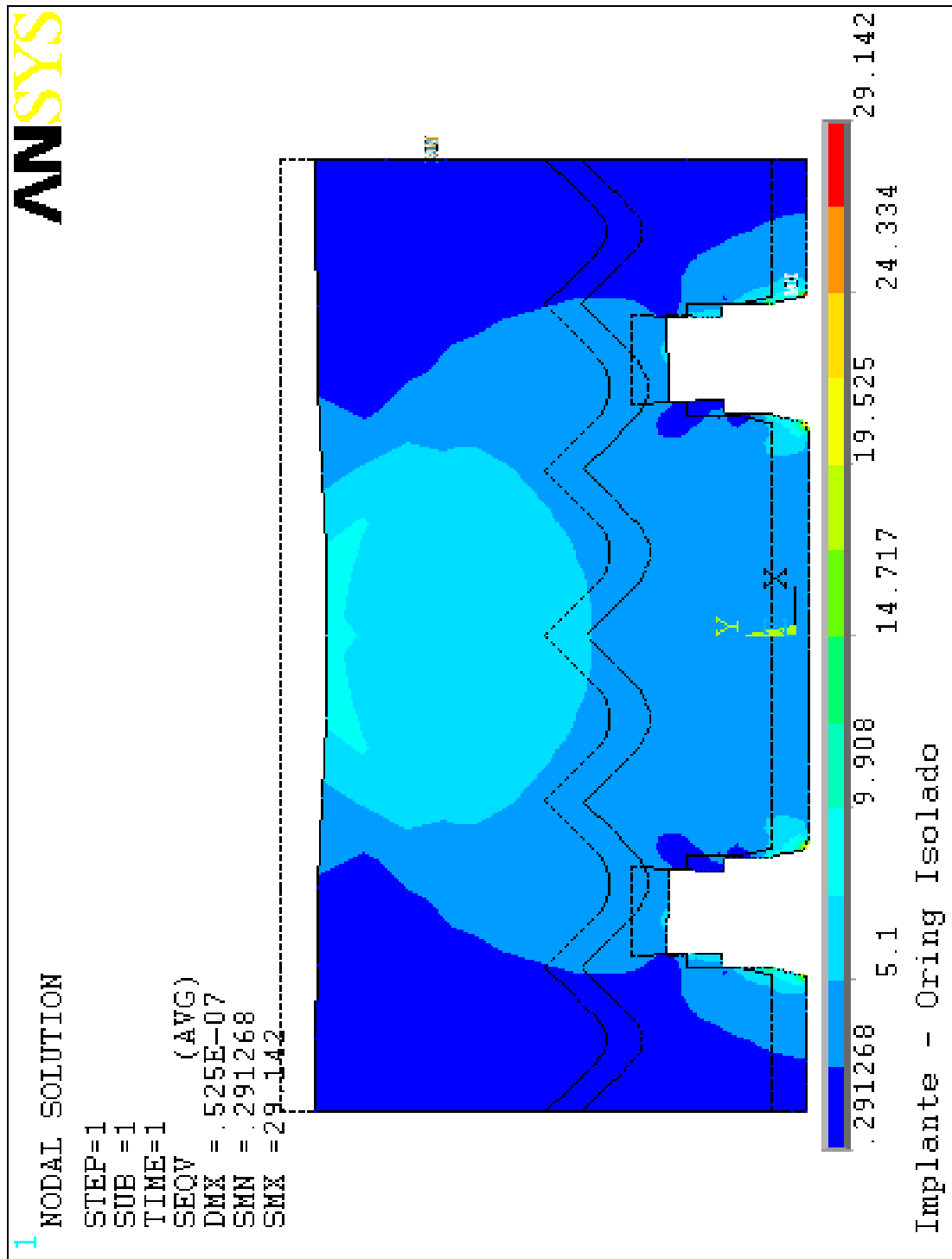


FIGURA 47 – Mapa de tensão com plot da *overdenture* inferior do modelo C para o carregamento nos incisivos centrais.

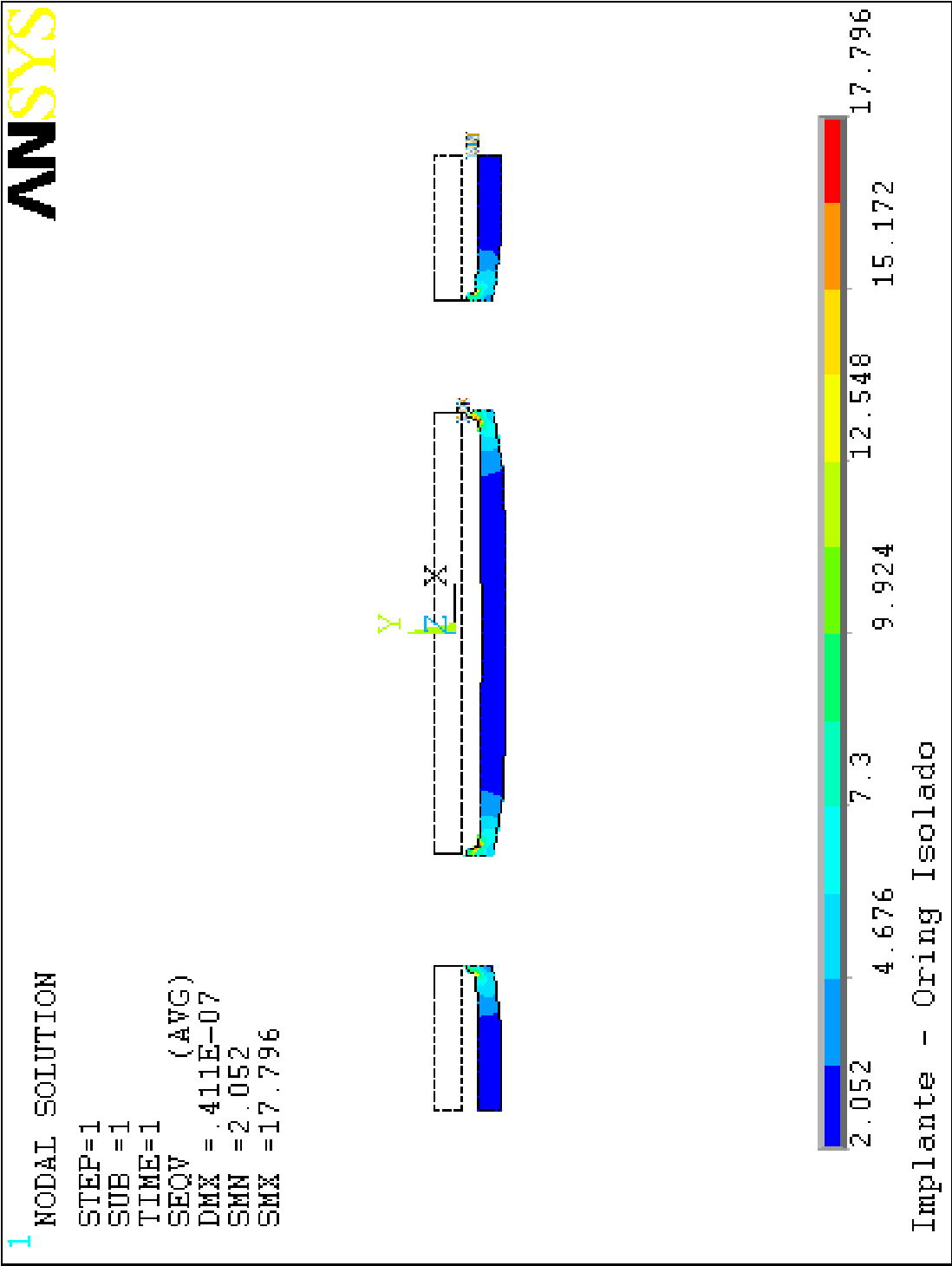


FIGURA 48 – Mapa de tensão com plot da fibromucosa do modelo C para o carregamento nos incisivos centrais.

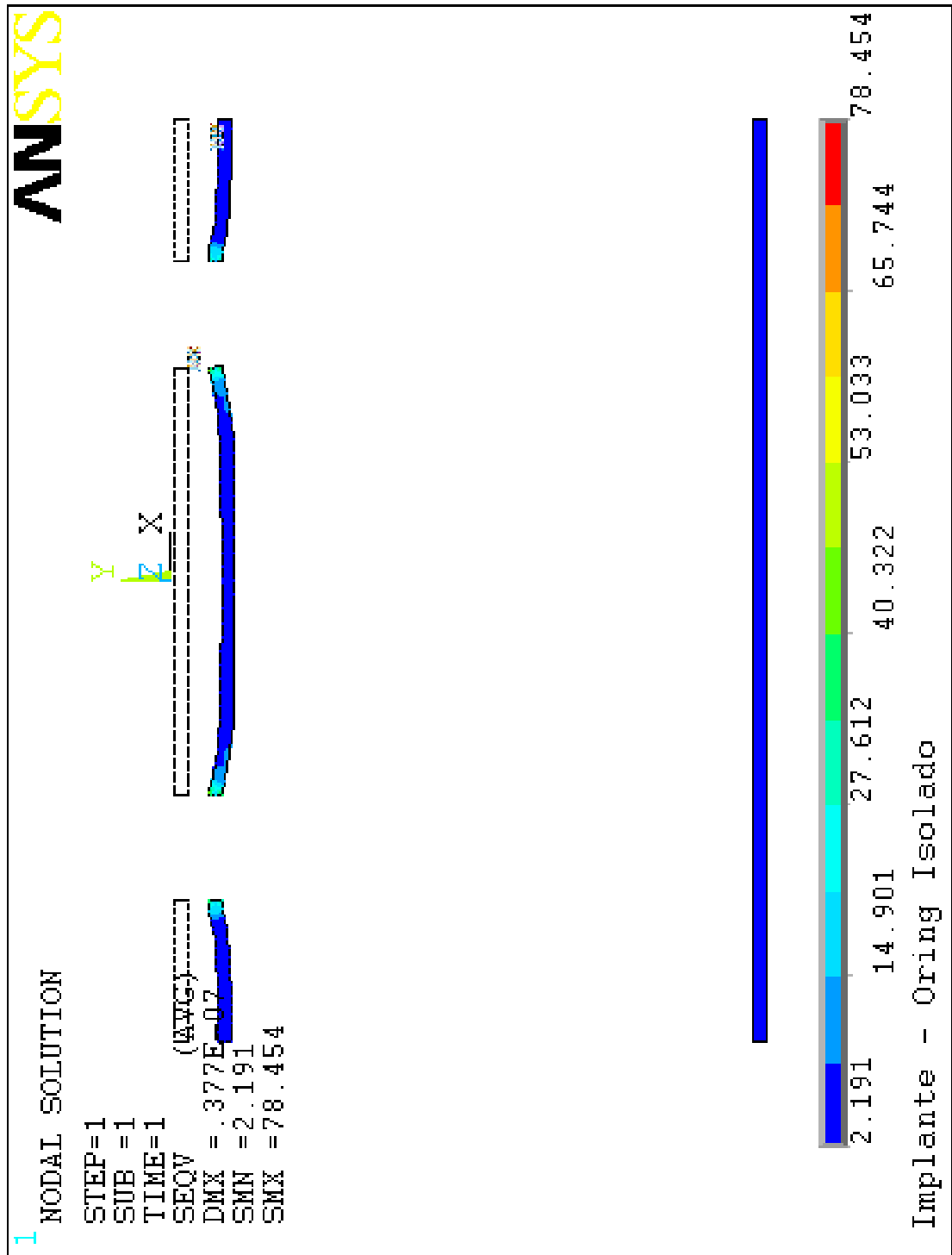


FIGURA 49 – Mapa de tensão com plot de osso cortical do modelo C para o carregamento nos incisivos centrais.

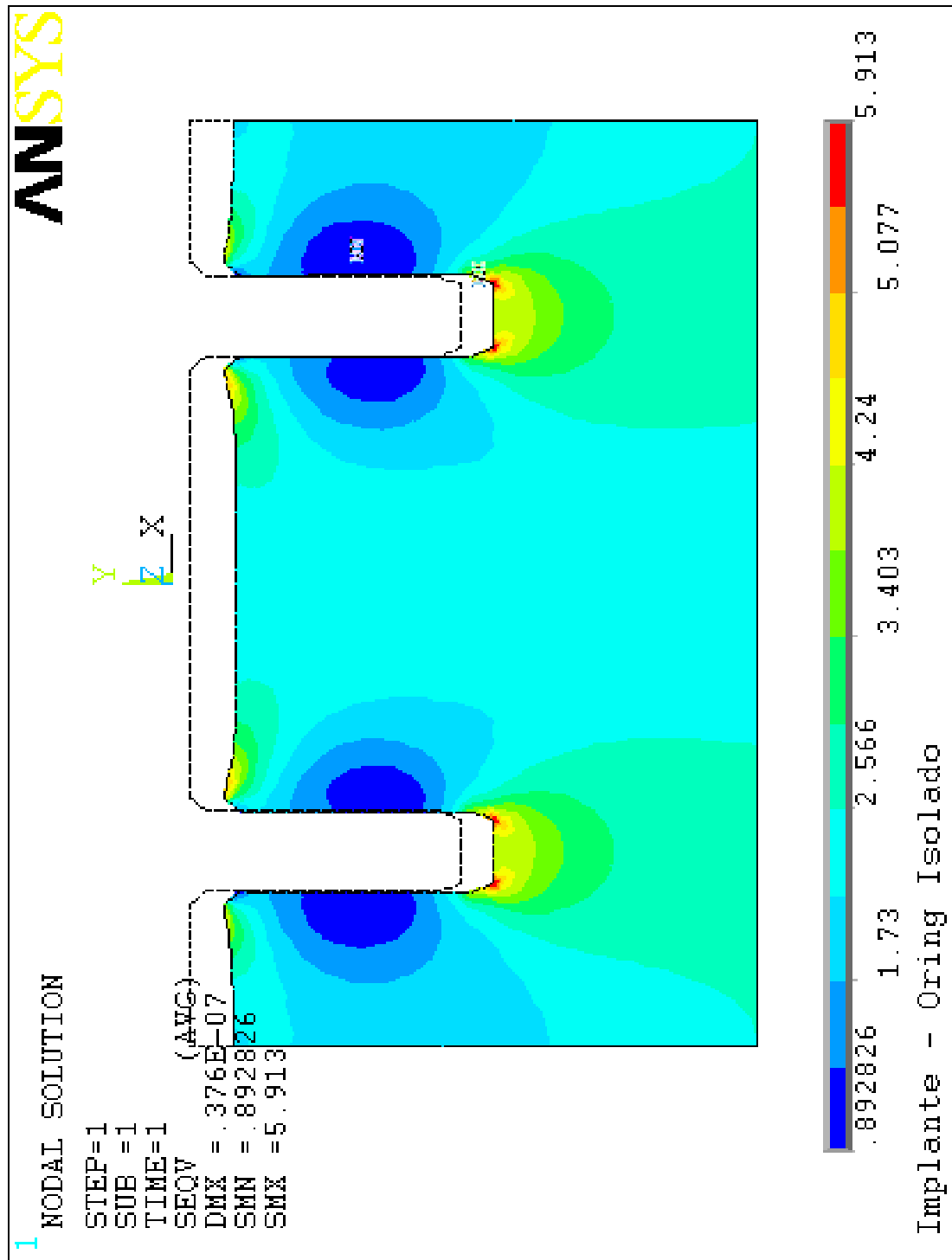


FIGURA 50 – Mapa de tensão com plote do osso medular do modelo C para o carregamento nos incisivos centrais.

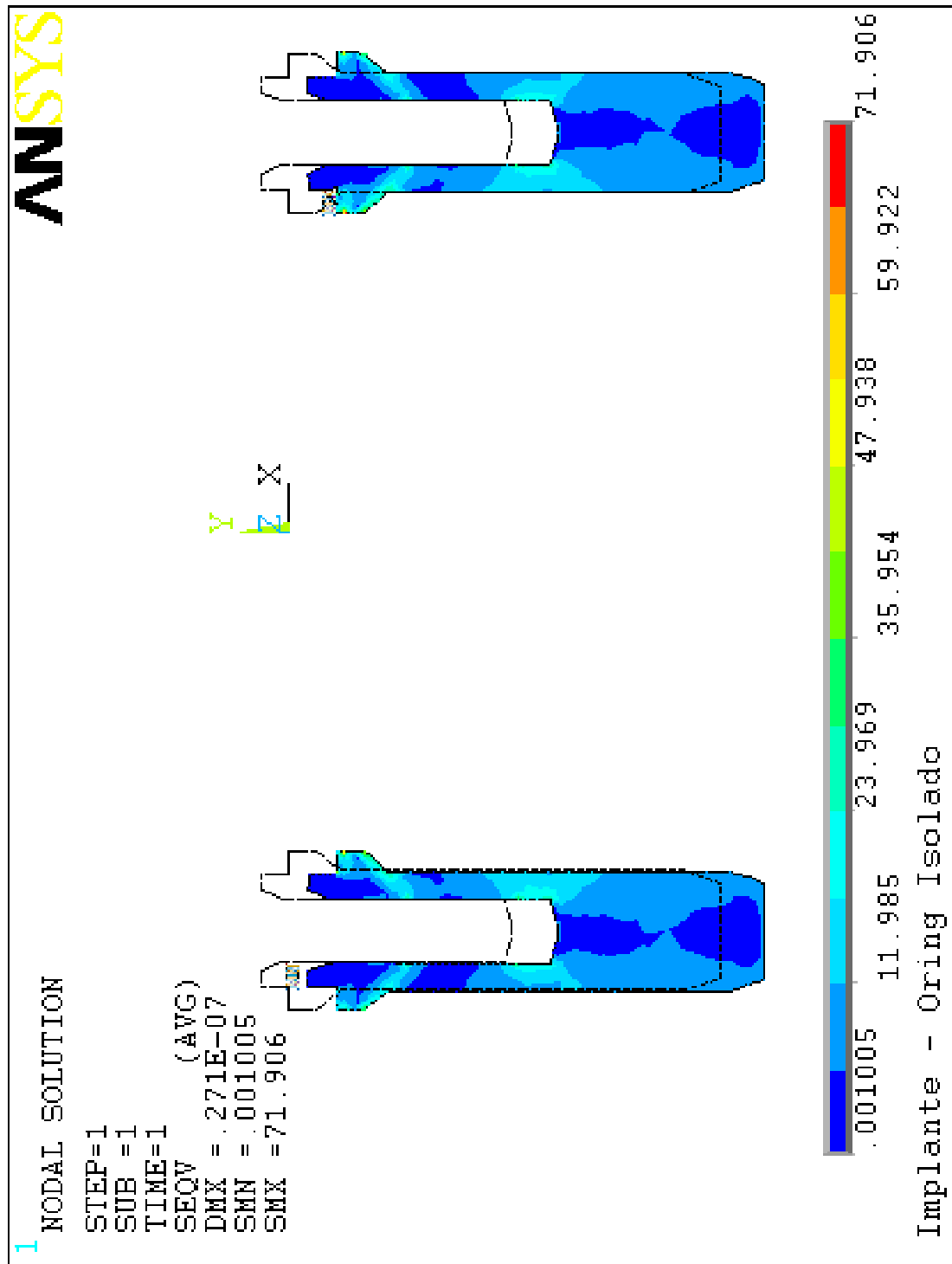


FIGURA 51 – Mapa de tensão com plot dos implantes do modelo C para o carregamento nos incisivos centrais.

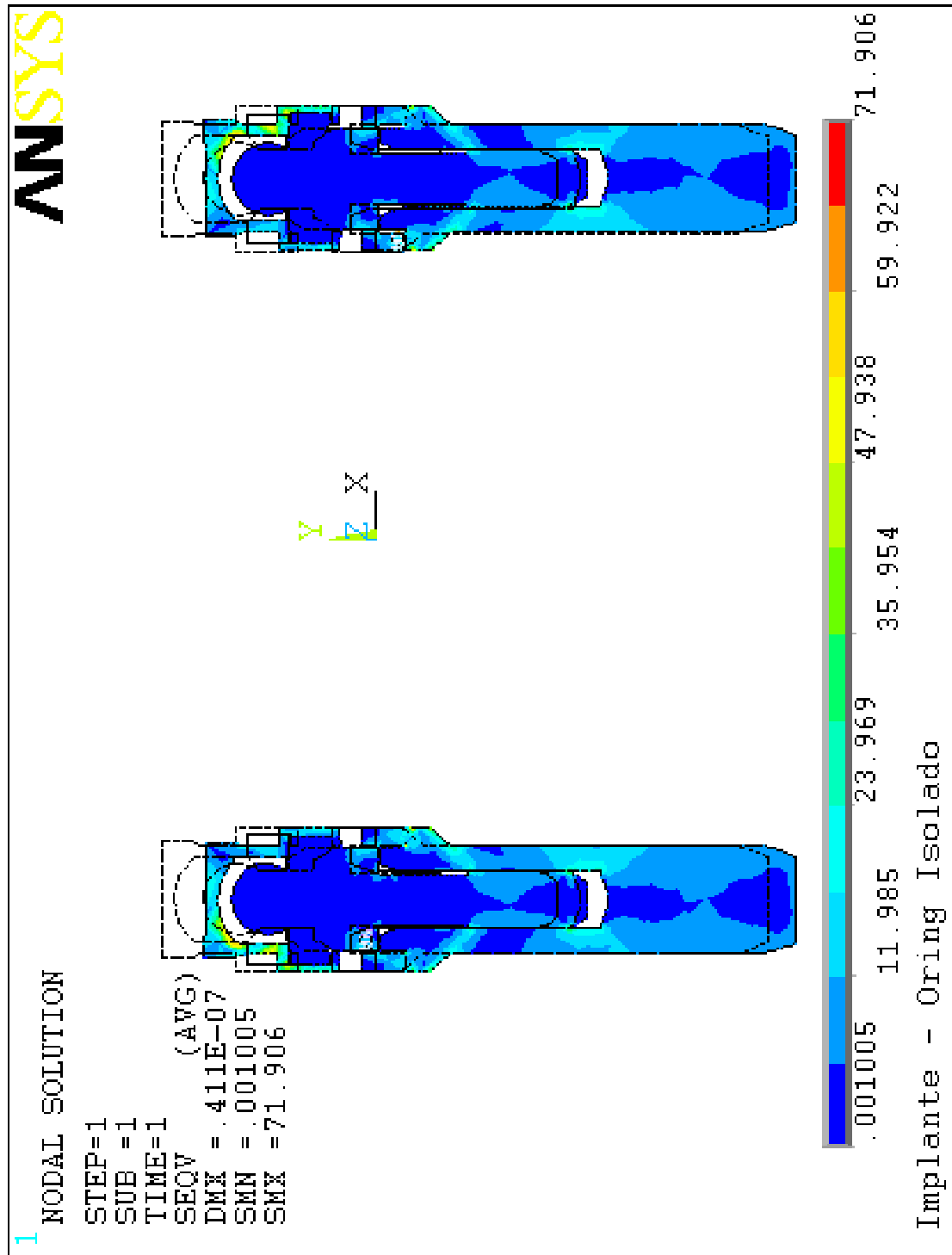


FIGURA 52 – Mapa de tensão com plot de tensões e componentes do modelo C para o carregamento nos incisivos centrais.

**MAPAS DE TENSÃO DAS ESTRUTURAS PLOTADAS
DOS MODELOS A, B e C PARA O CARREGAMENTO NO
CANINO INFERIOR ESQUERDO**

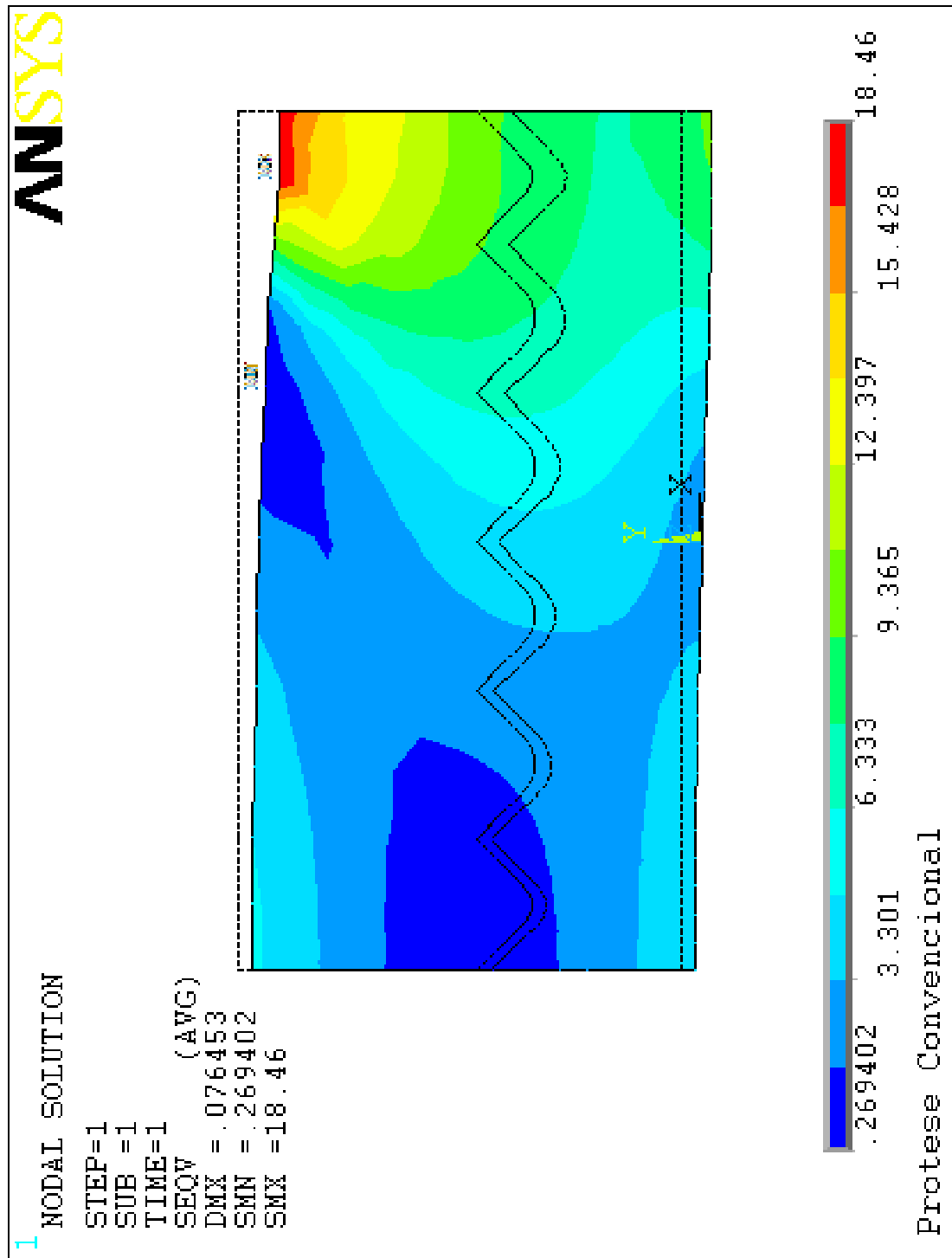


FIGURA 53 – Mapa de tensão com plote da prótese total inferior do modelo A para o carregamento no canino inferior esquerdo.

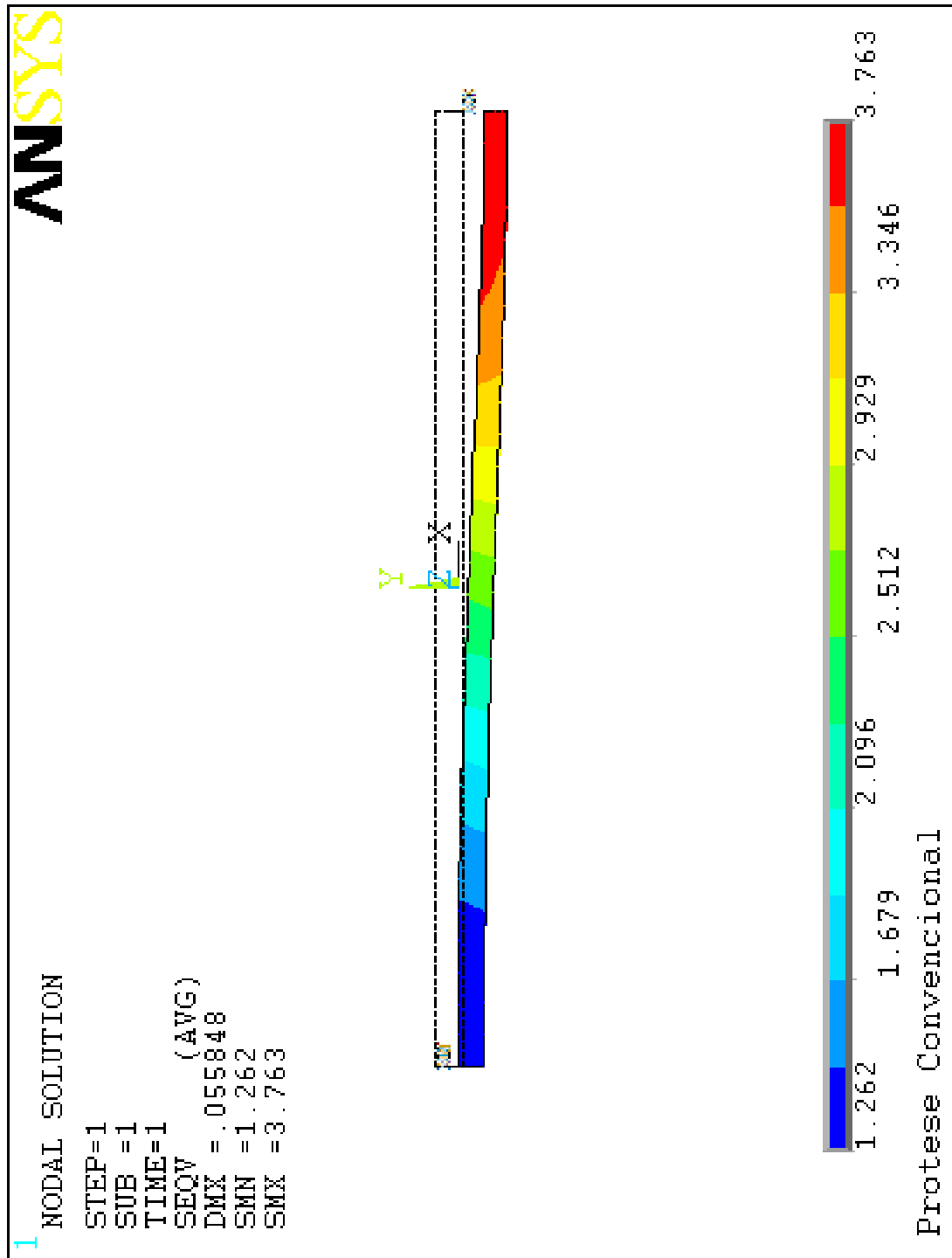


FIGURA 54 – Mapa de tensão com plote da fibromucosa do modelo A para o carregamento no canino inferior esquerdo.

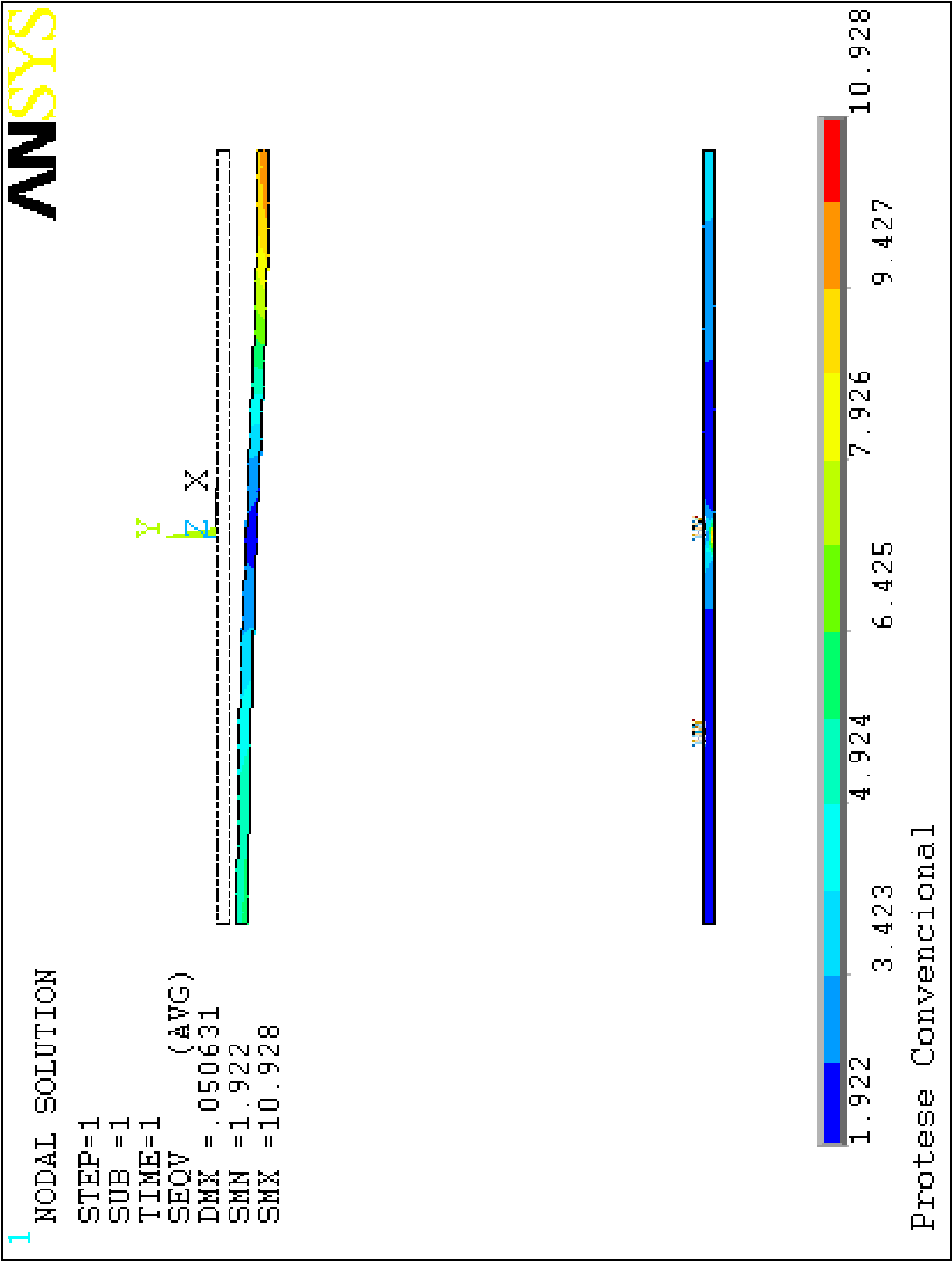


FIGURA 55 – Mapa de tensão com plote do osso cortical do modelo A para o carregamento no canino inferior esquerdo.

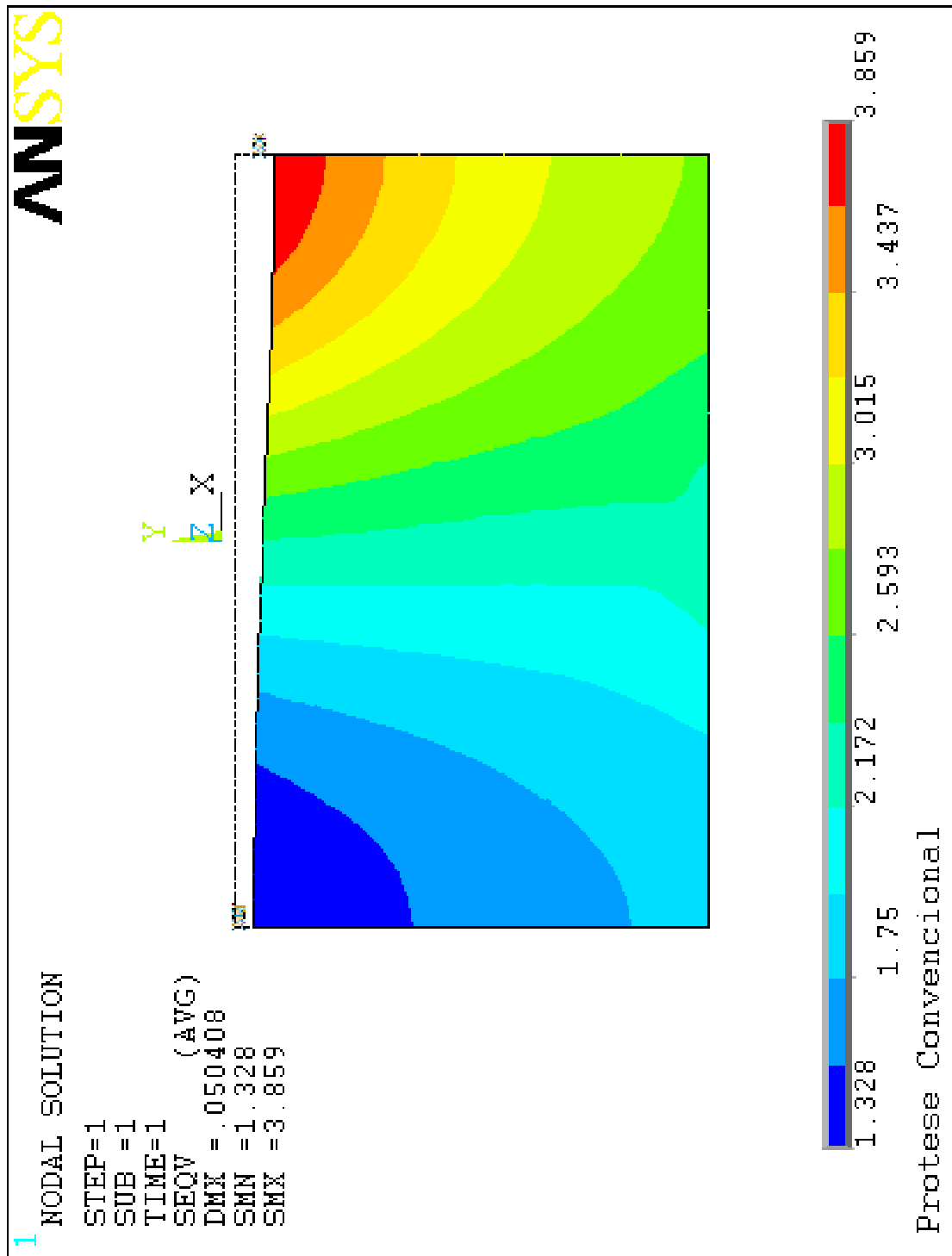


FIGURA 56 – Mapa de tensão com plote do osso medular do modelo A para o carregamento no canino inferior esquerdo.

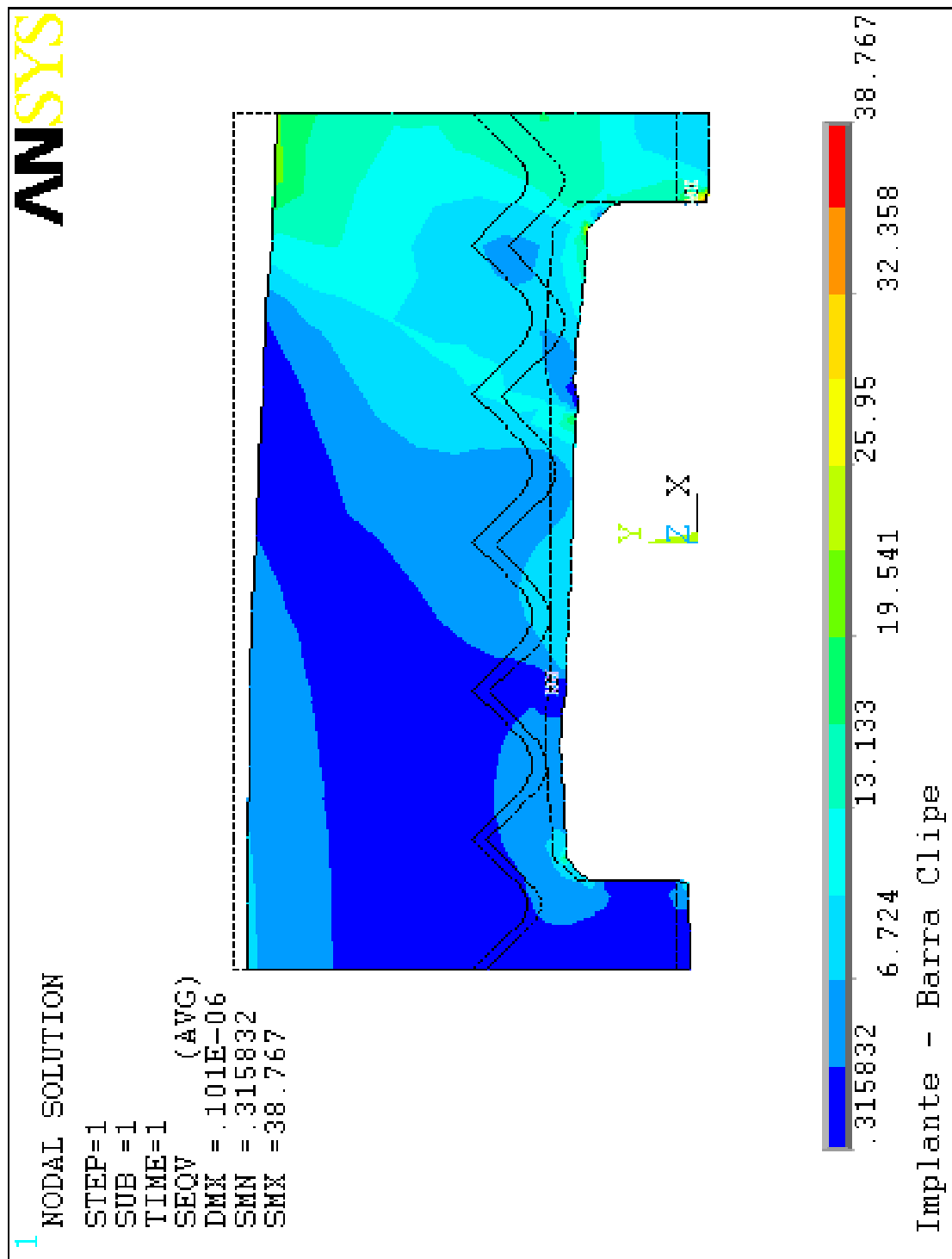


FIGURA 57 – Mapa de tensão com plote da *overdenture* inferior do modelo B para o carregamento no canino inferior esquerdo.

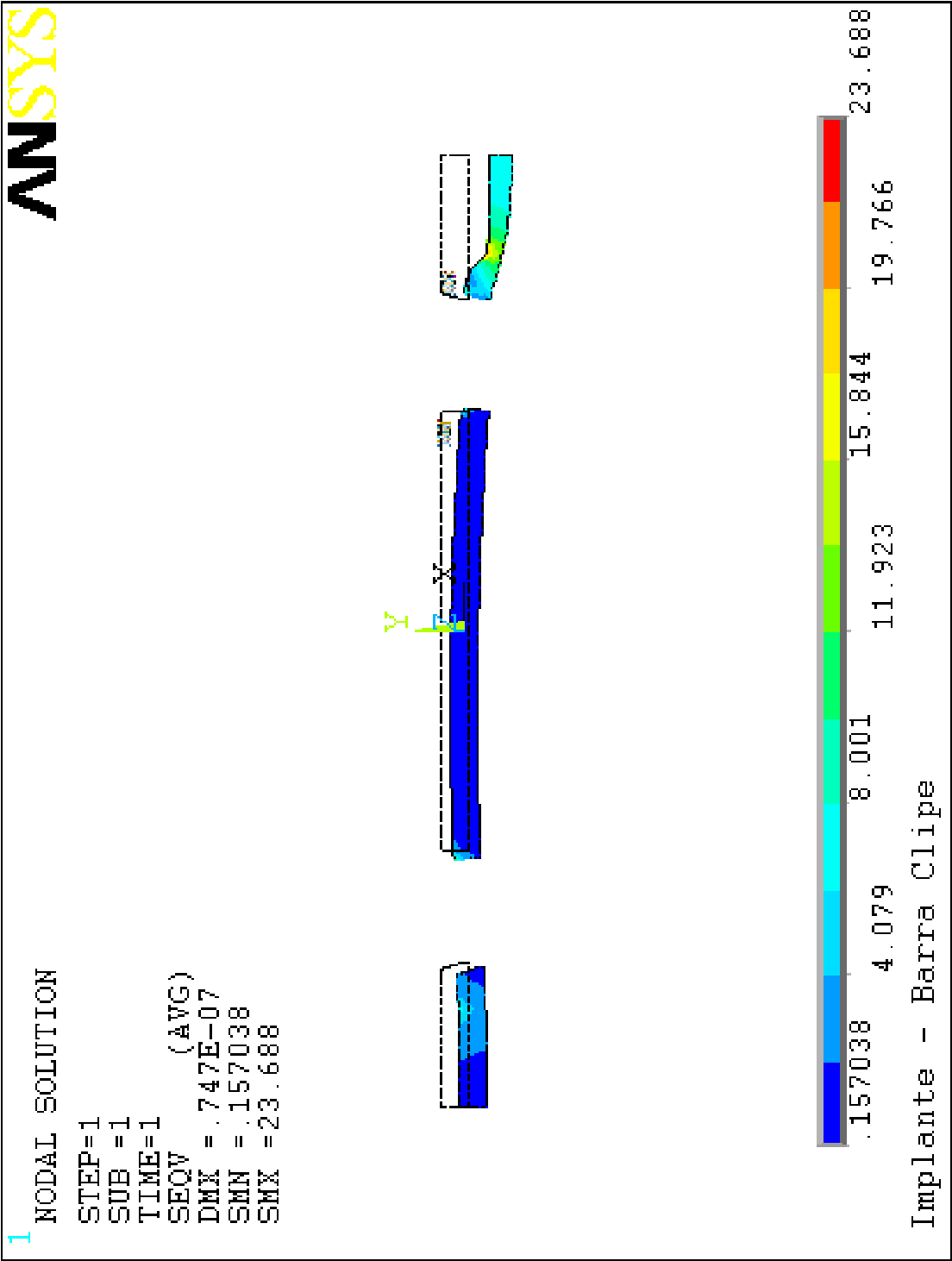


FIGURA 58 – Mapa de tensão com plote da fibromucosa do modelo B para o carregamento no canino inferior esquerdo.

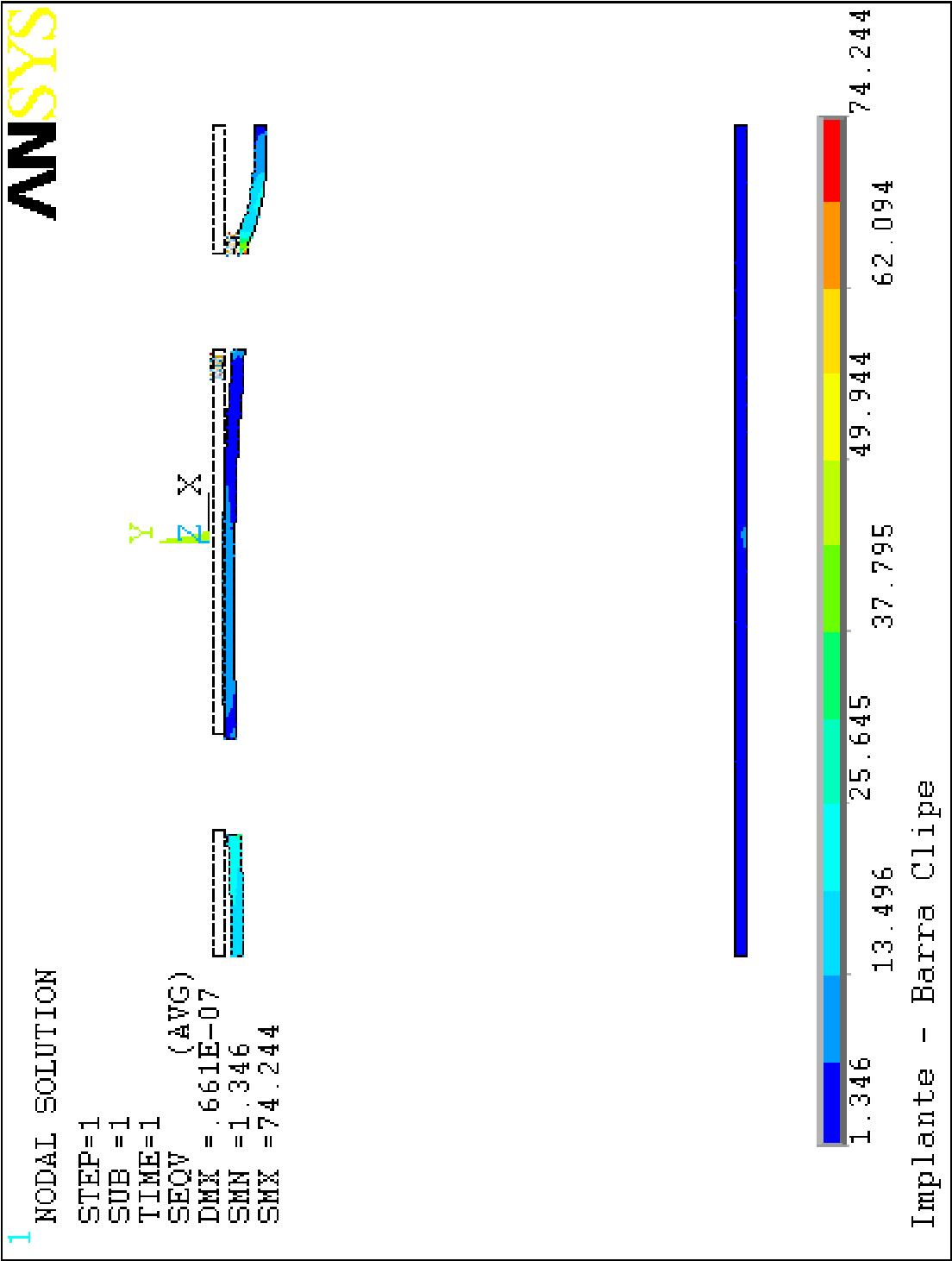


FIGURA 59 – Mapa de tensão com plote do osso cortical do modelo B para o carregamento no canino inferior esquerdo.

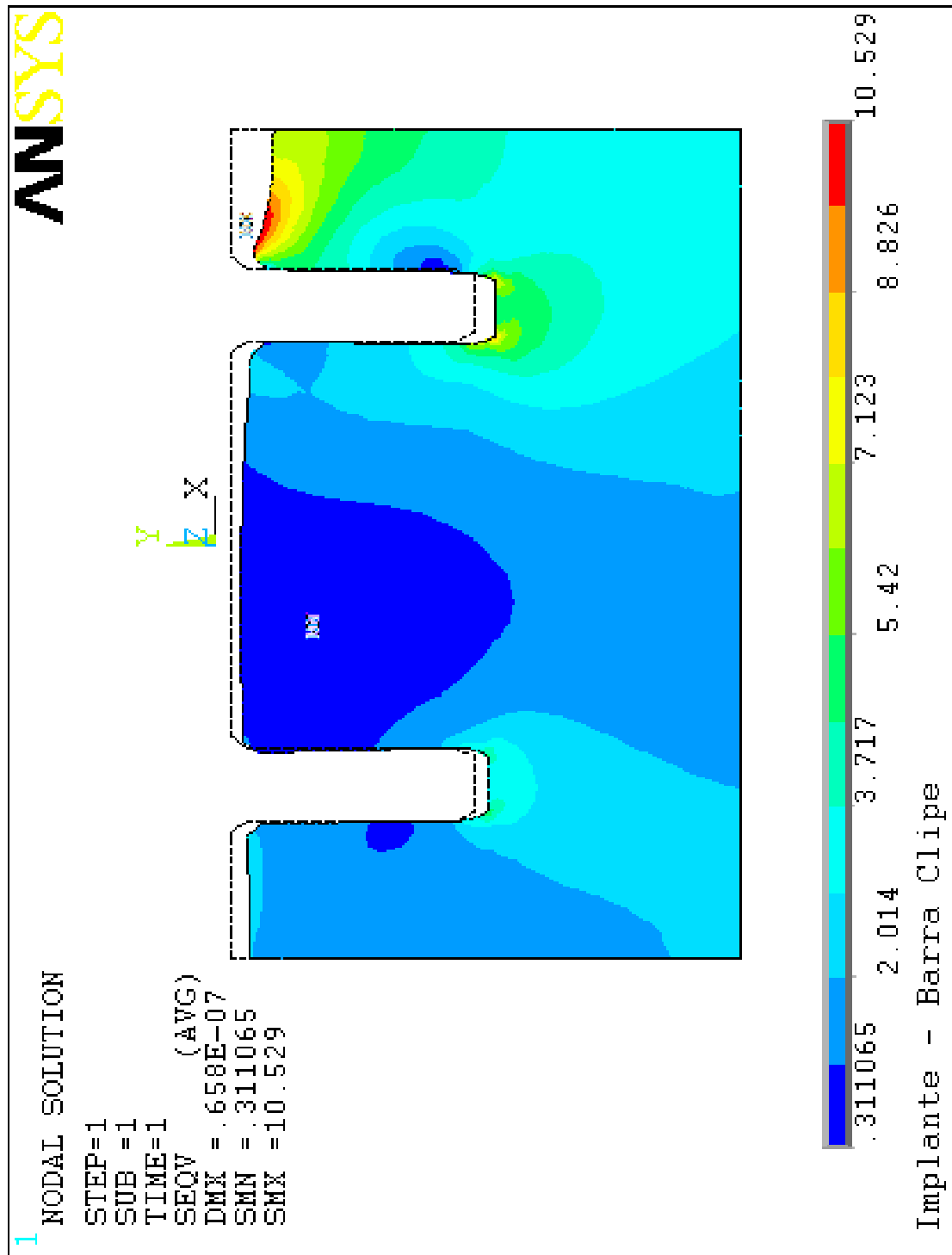


FIGURA 60 – Mapa de tensão com plot de osso medular do modelo B para o carregamento no canino inferior esquerdo.

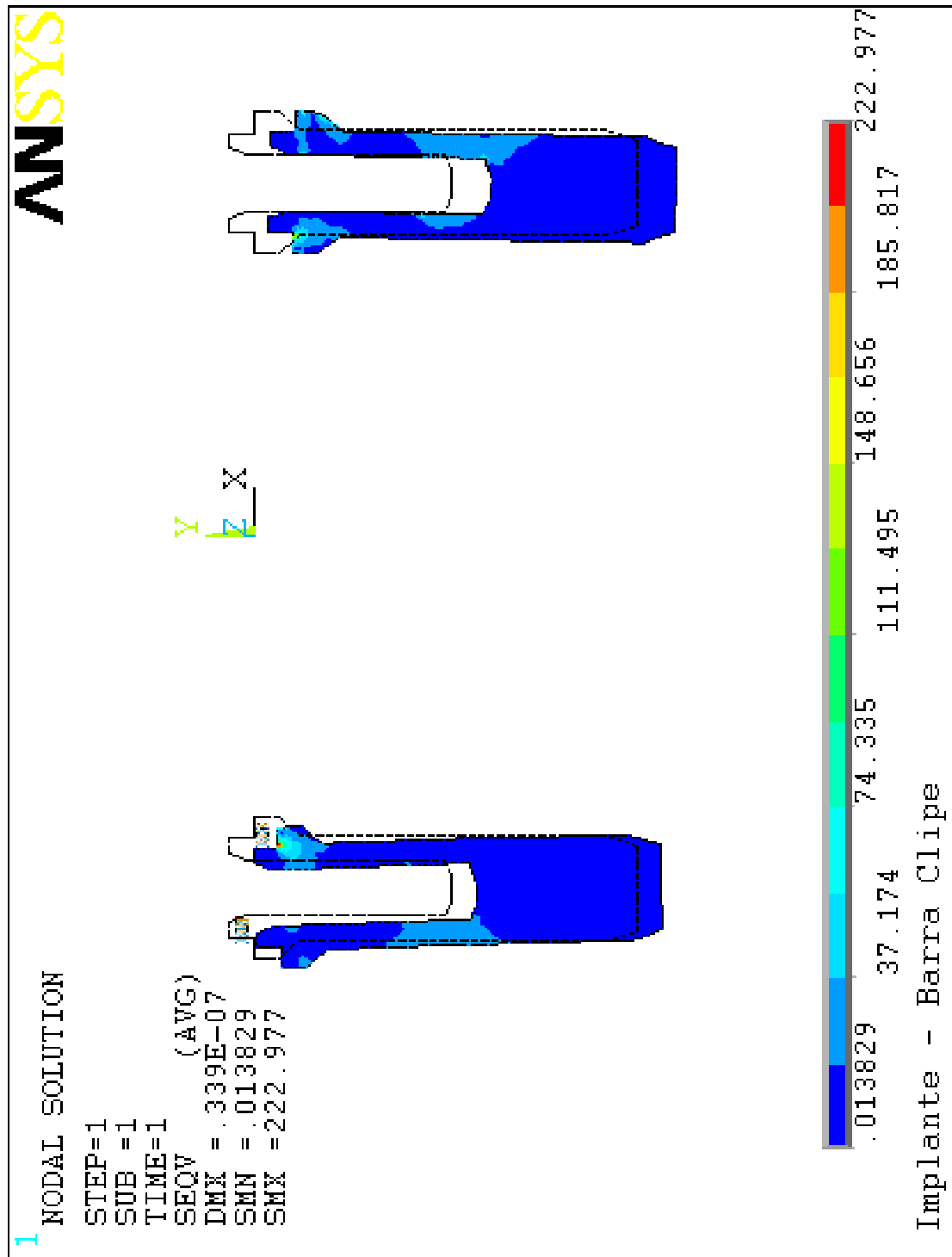


FIGURA 61 – Mapa de tensão com plot dos implantes do modelo B para o carregamento no canino inferior esquerdo.

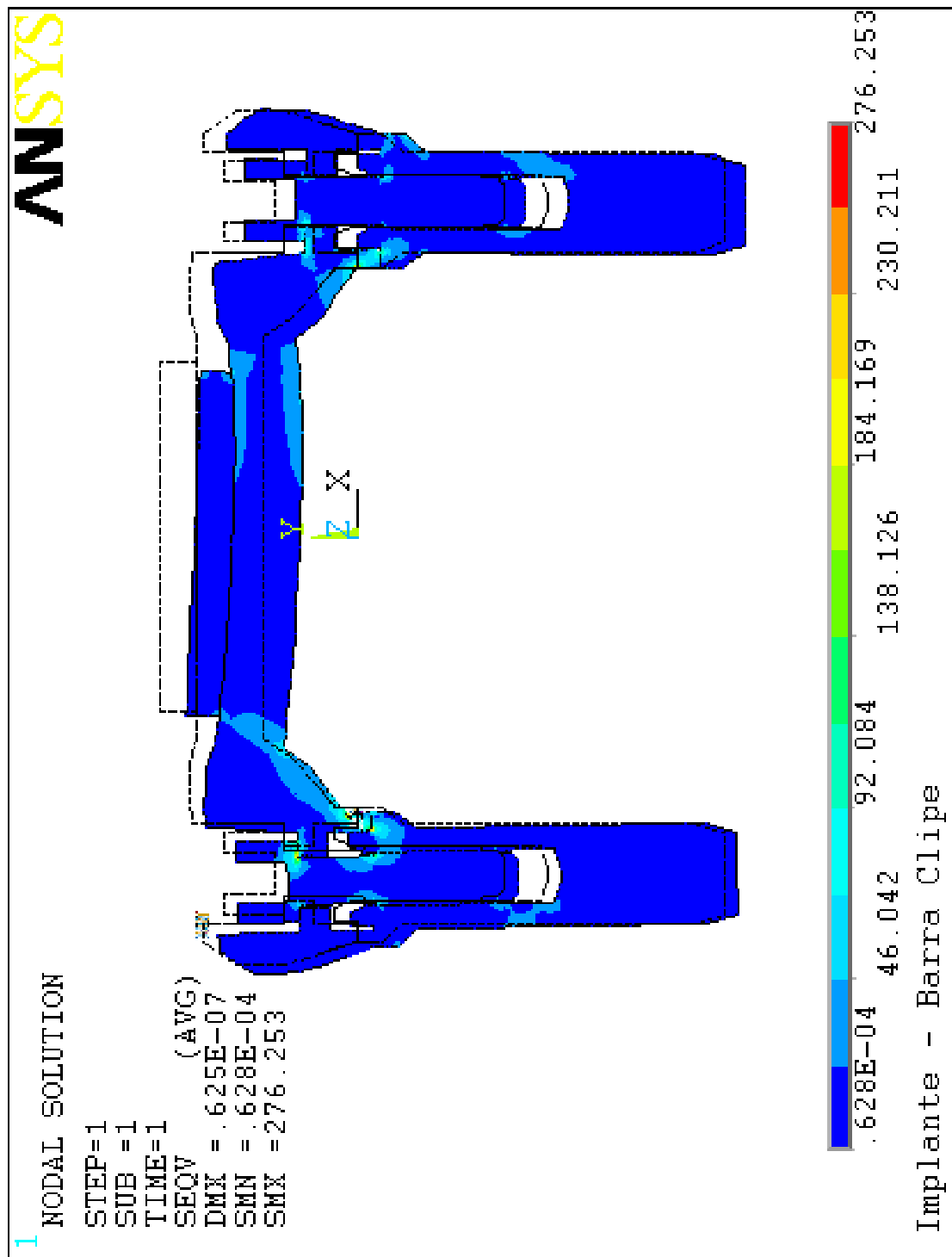


FIGURA 62 – Mapa de tensão com plot dos implantes e componentes do modelo B para o carregamento no canino inferior esquerdo.

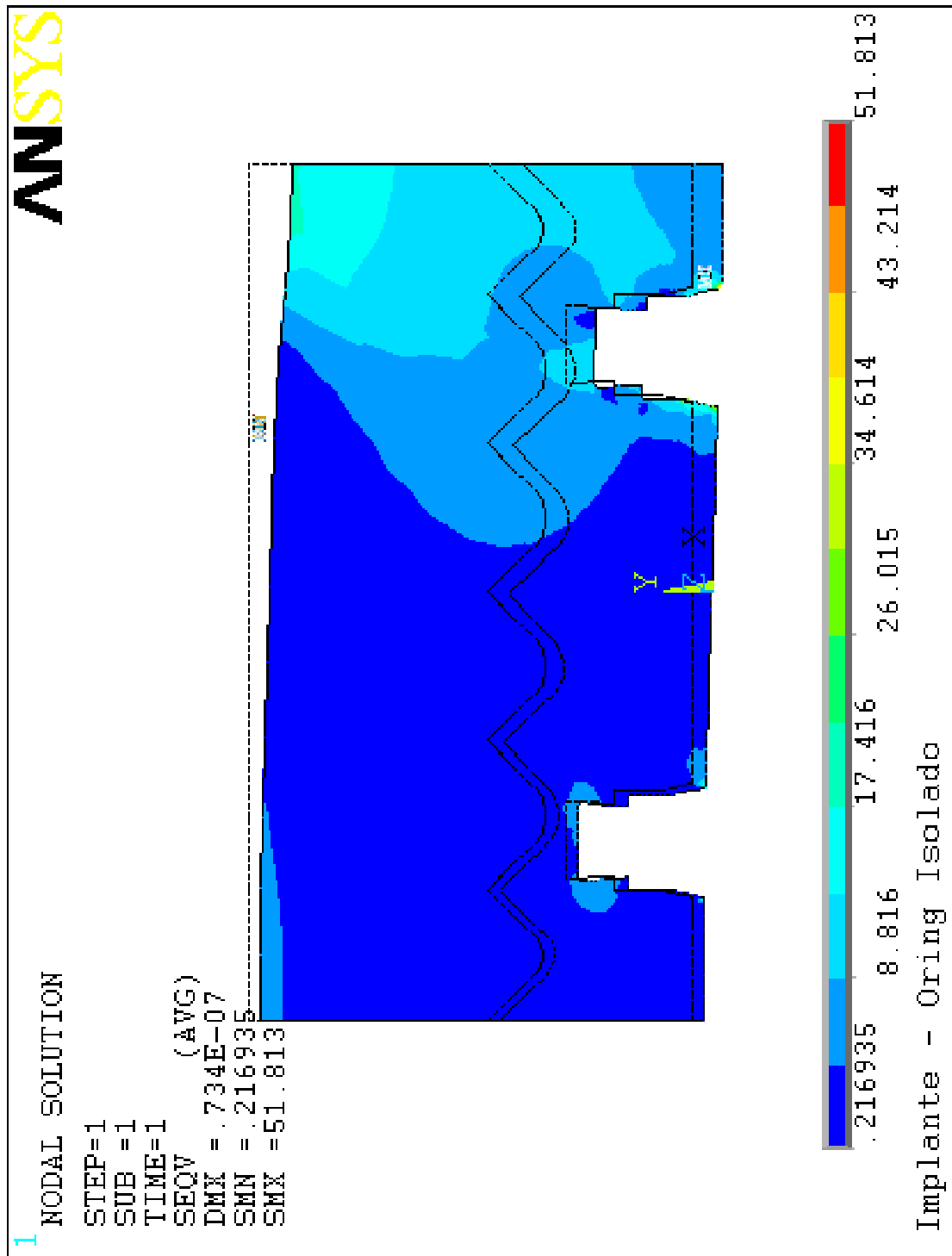


FIGURA 63 – Mapa de tensão com plote da *overdenture* inferior do modelo C para o carregamento no canino inferior esquerdo.

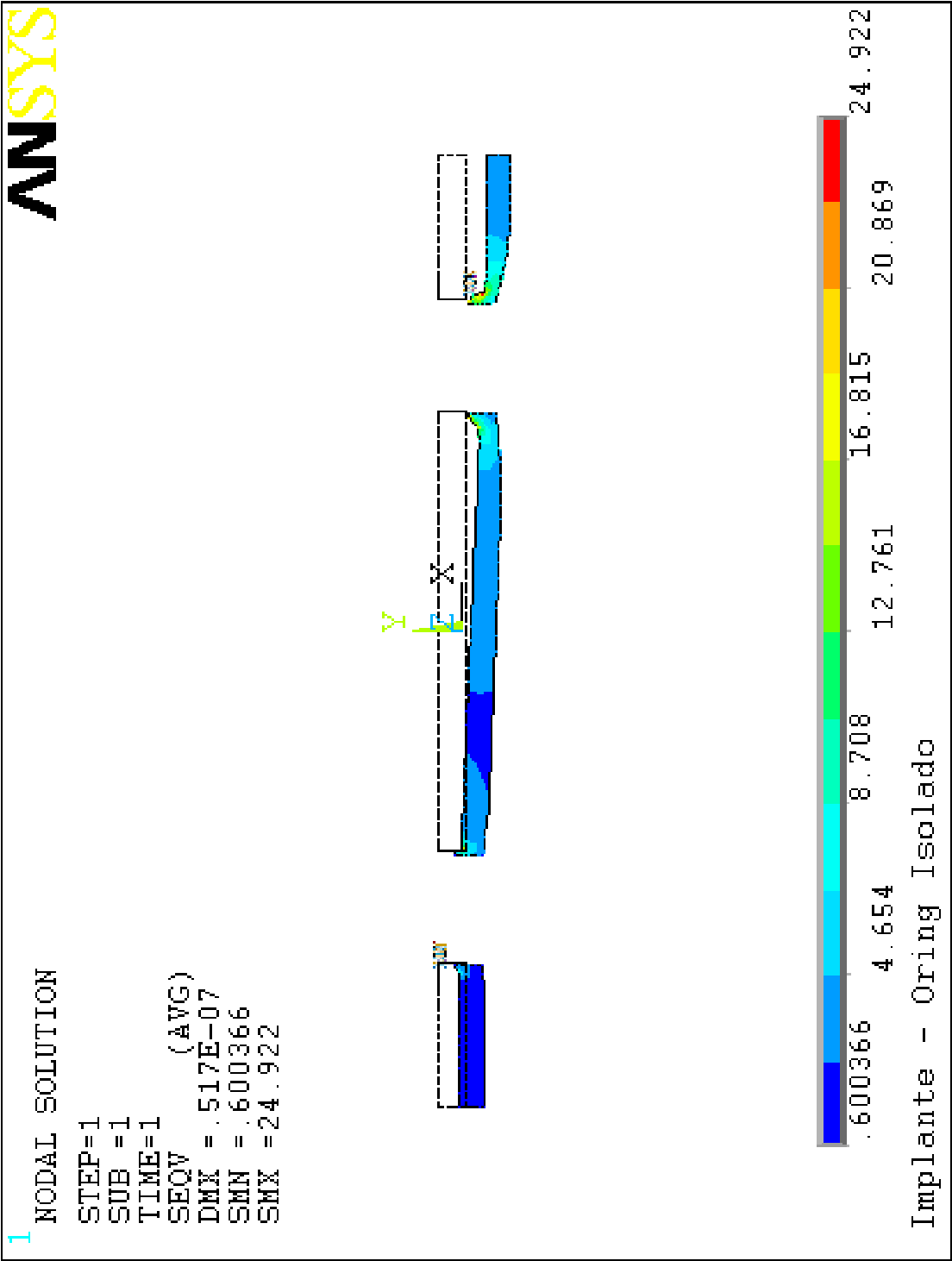


FIGURA 64 – Mapa de tensão com plote da fibromucosa do modelo C para o carregamento no canino inferior esquerdo.

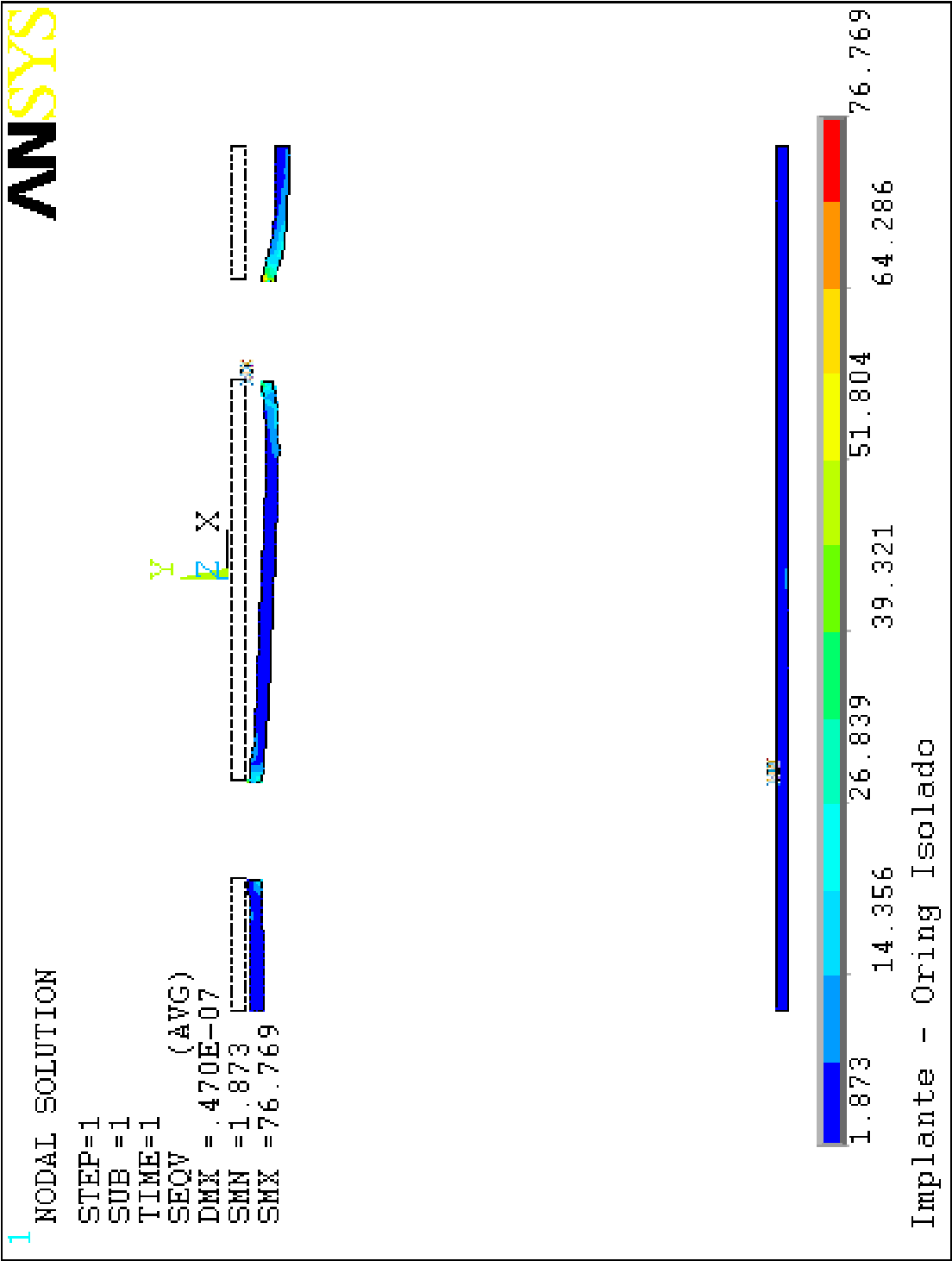


FIGURA 65 – Mapa de tensão com plote do osso cortical do modelo C para o carregamento no canino inferior esquerdo.

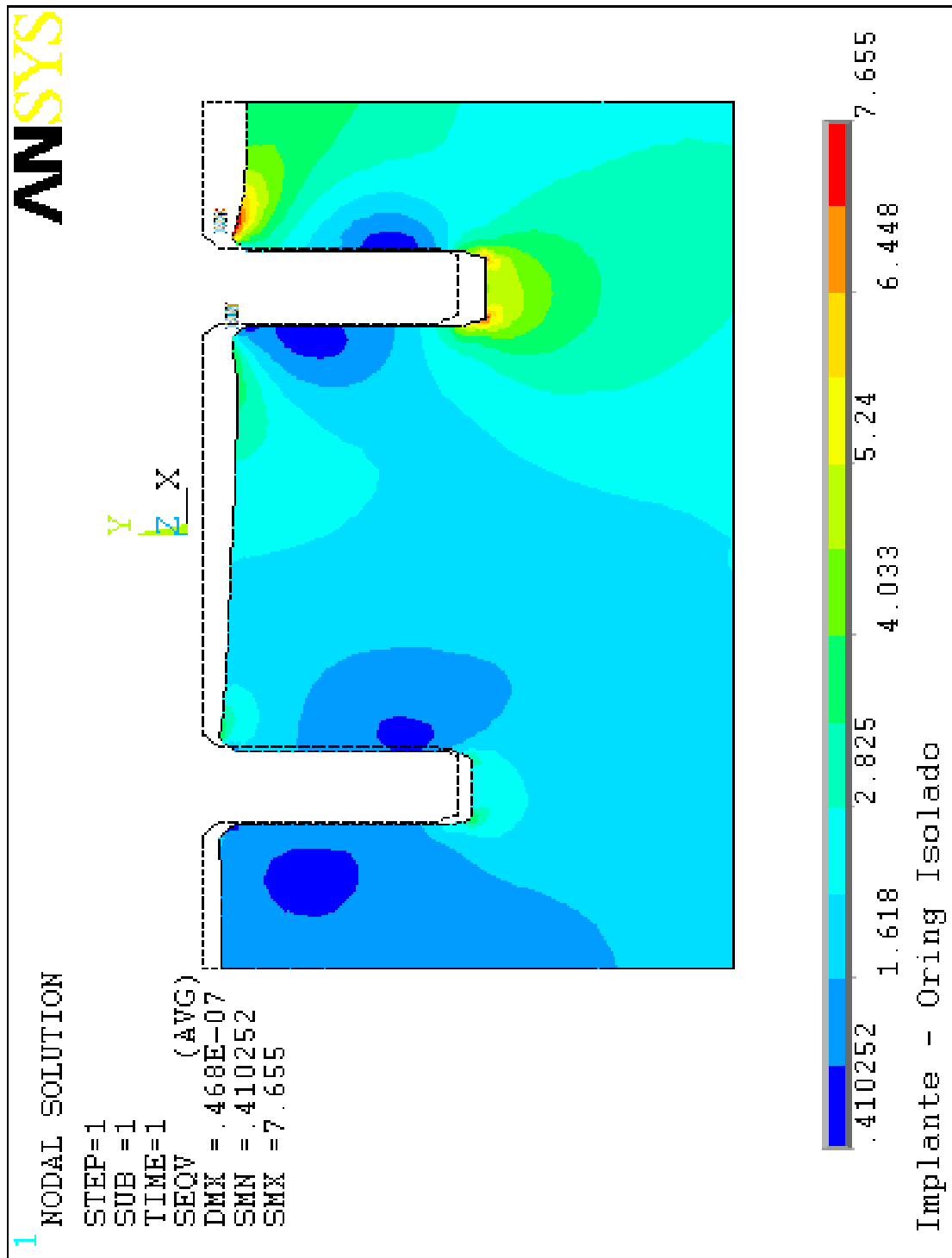


FIGURA 66 – Mapa de tensão com plote do osso medular do modelo C para o carregamento no canino inferior esquerdo.

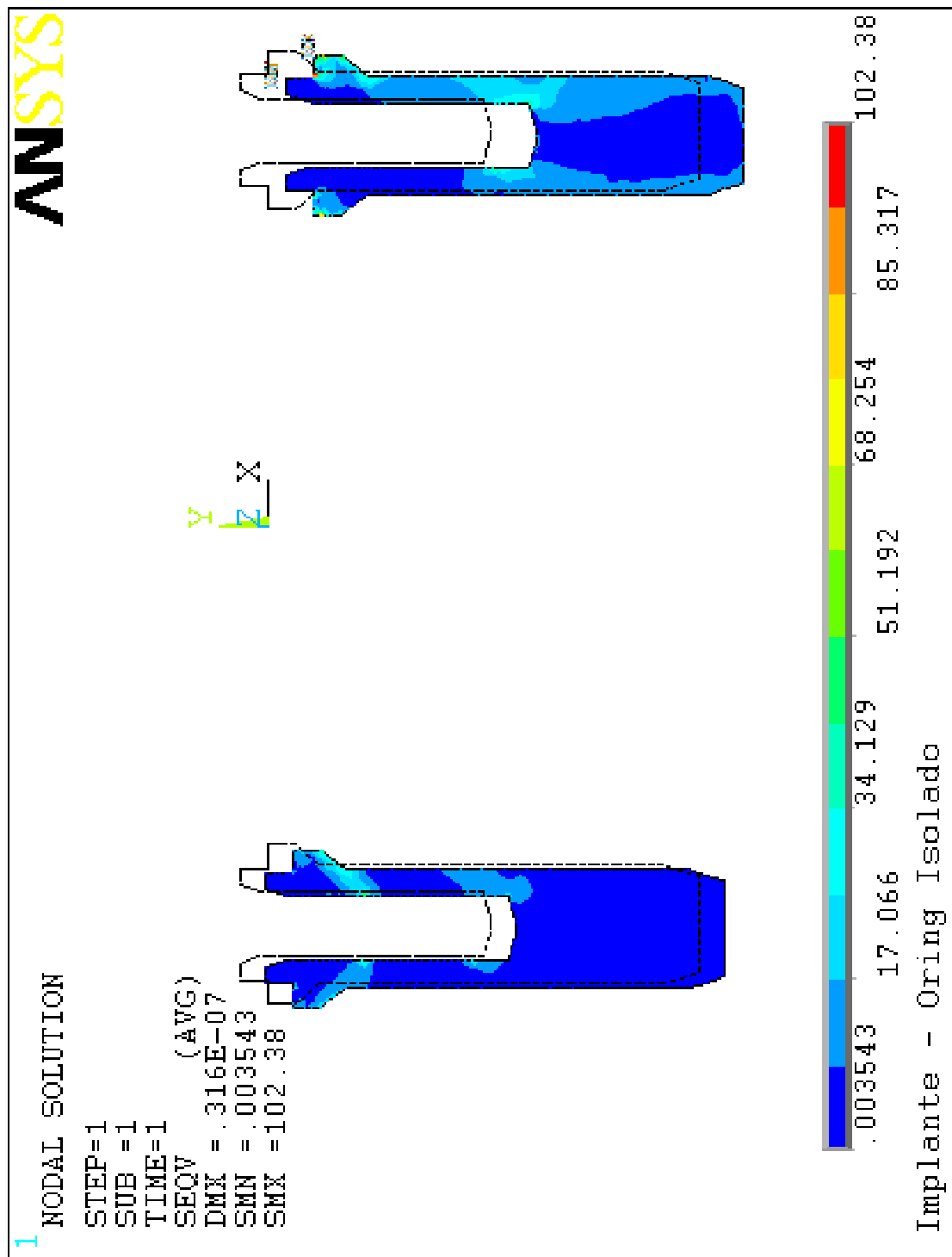


FIGURA 67 – Mapa de tensão com plot de implantes do modelo C para o carregamento no canino inferior esquerdo.

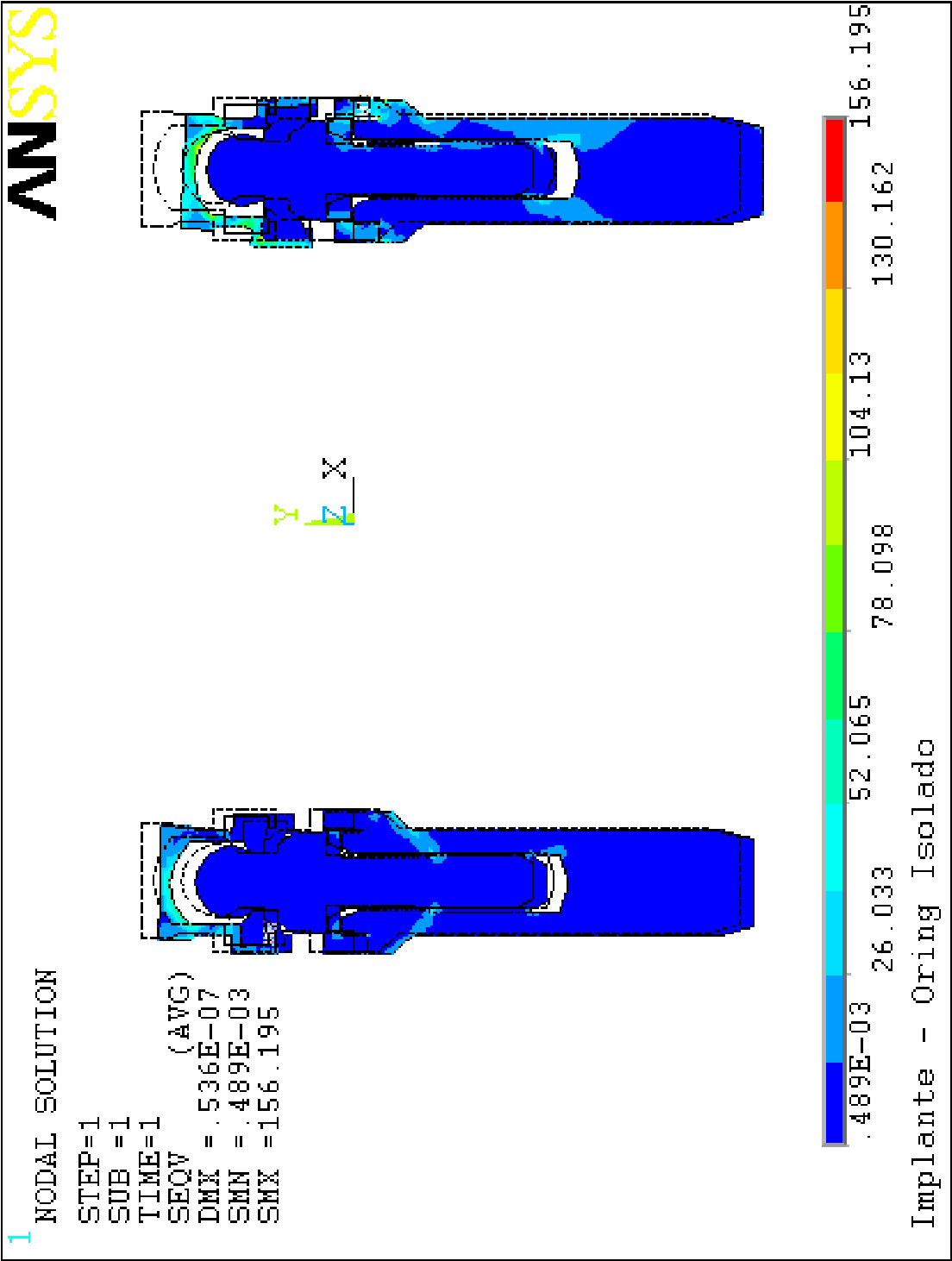


FIGURA 68 – Mapa de tensão com plot de tensões e componentes do modelo C para o carregamento no canino inferior esquerdo.

MAPAS DE TENSÃO DAS ESTRUTURAS PLOTADAS DOS MODELOS A, B e C PARA O CARREGAMENTO NO PRIMEIRO MOLAR INFERIOR ESQUERDO

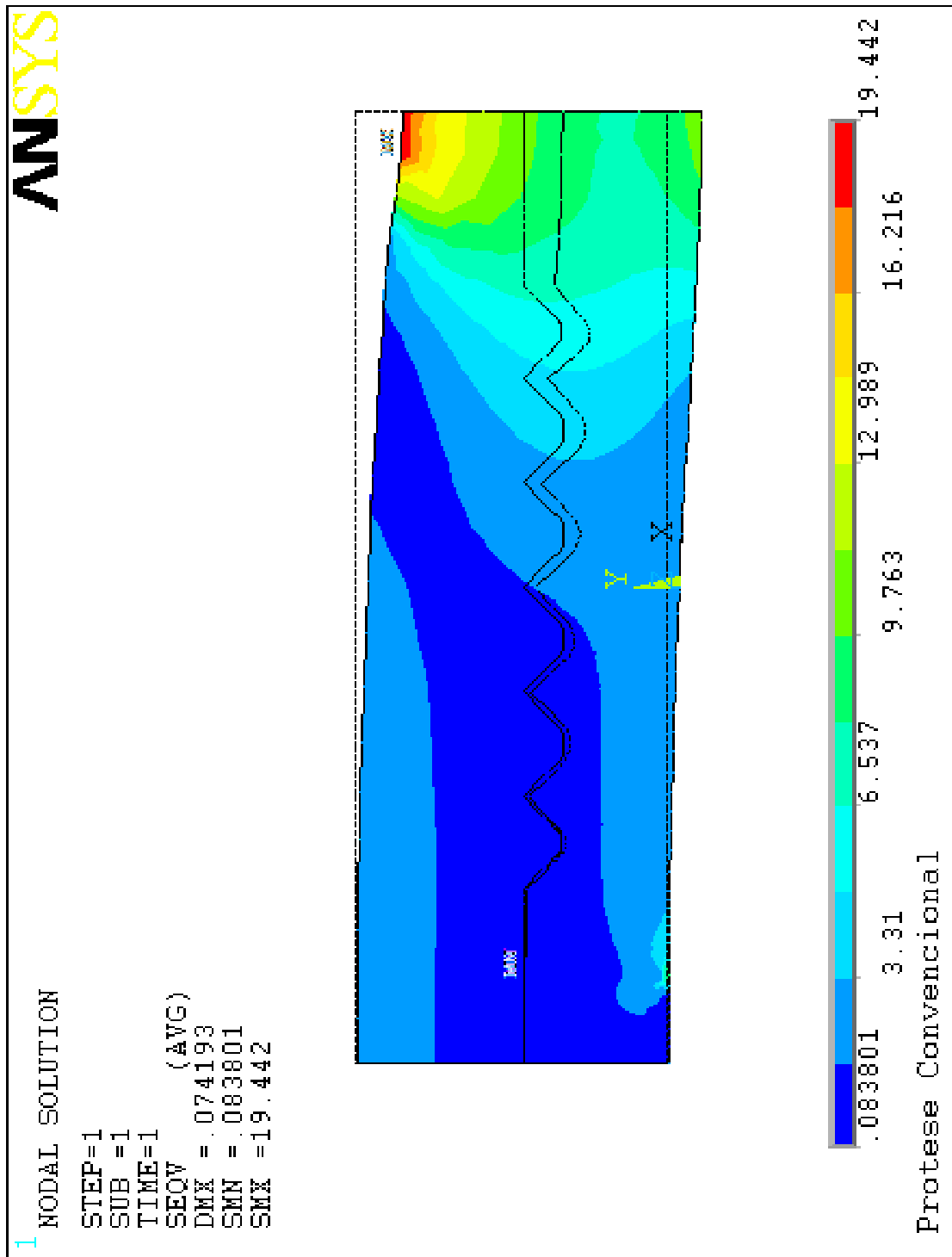


FIGURA 69 – Mapa de tensão com plot da prótese total inferior do modelo A modificado, para o carregamento no primeiro molar inferior esquerdo.

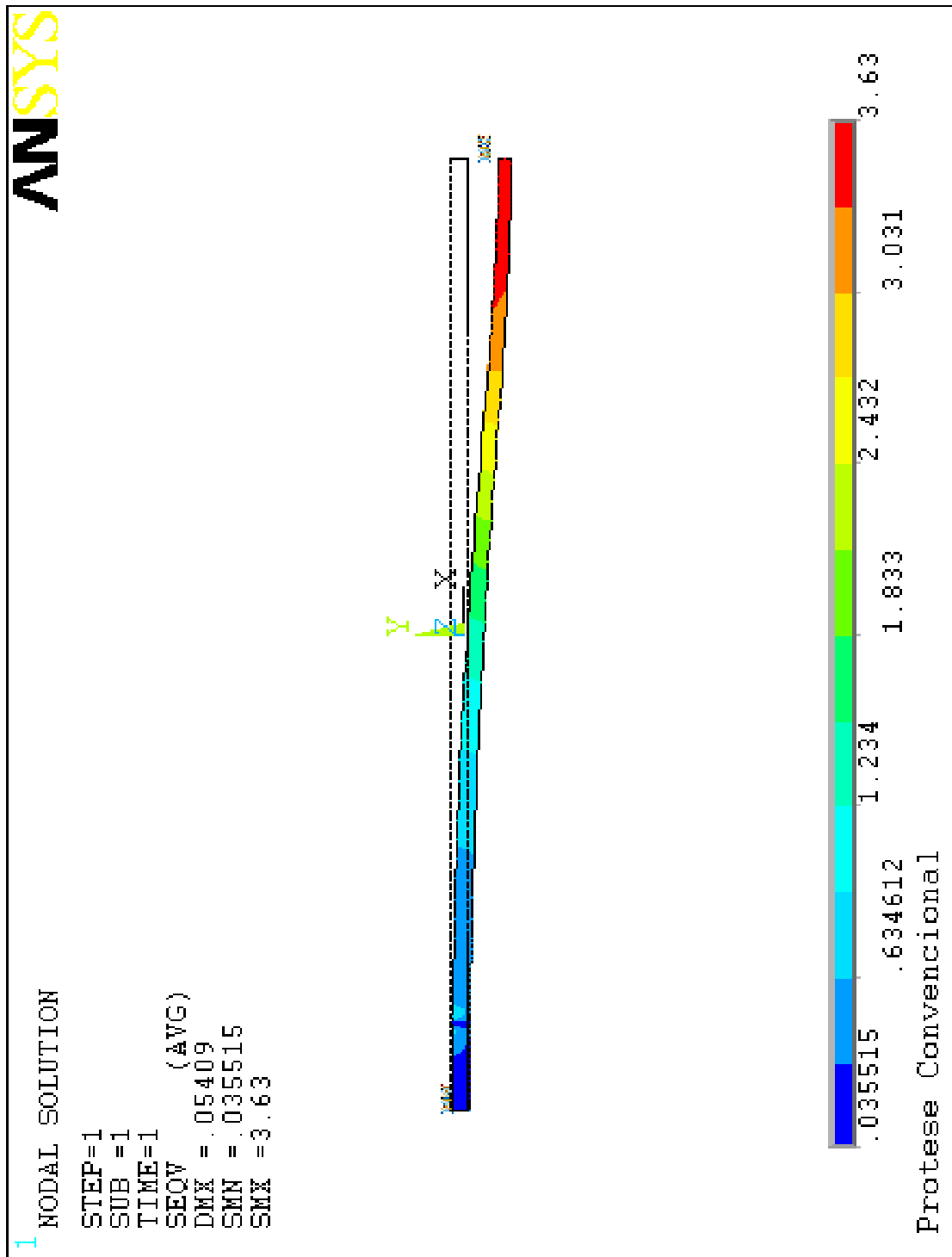


FIGURA 70 – Mapa de tensão com plote da fibromucosa do modelo A modificado, para o carregamento no primeiro molar inferior esquerdo.

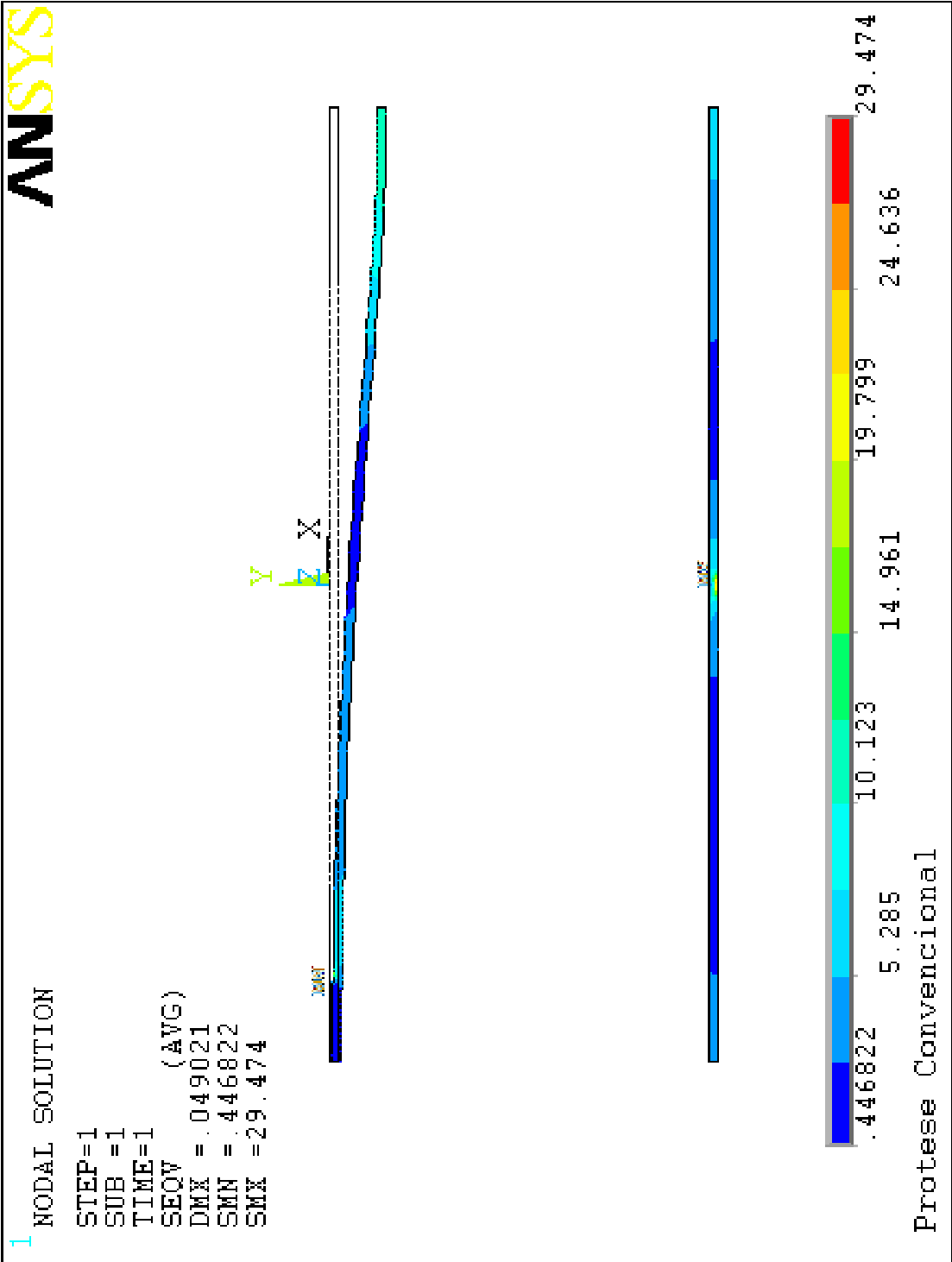


FIGURA 71 – Mapa de tensão com plote do osso cortical do modelo A modificado, para o carregamento no primeiro molar inferior esquerdo.

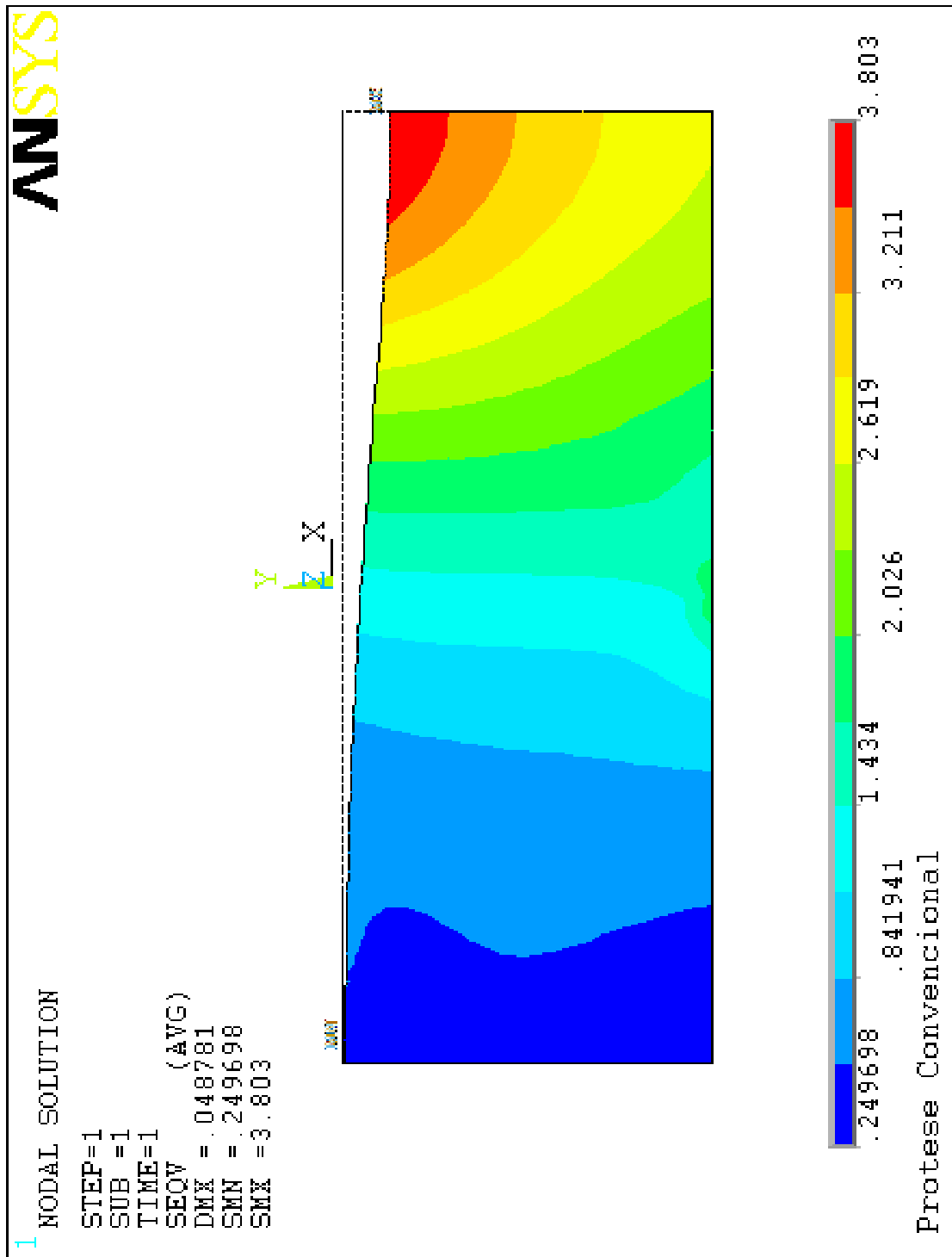


FIGURA 72 – Mapa de tensão com plote do osso medular do modelo A modificado, para o carregamento no primeiro molar inferior esquerdo.

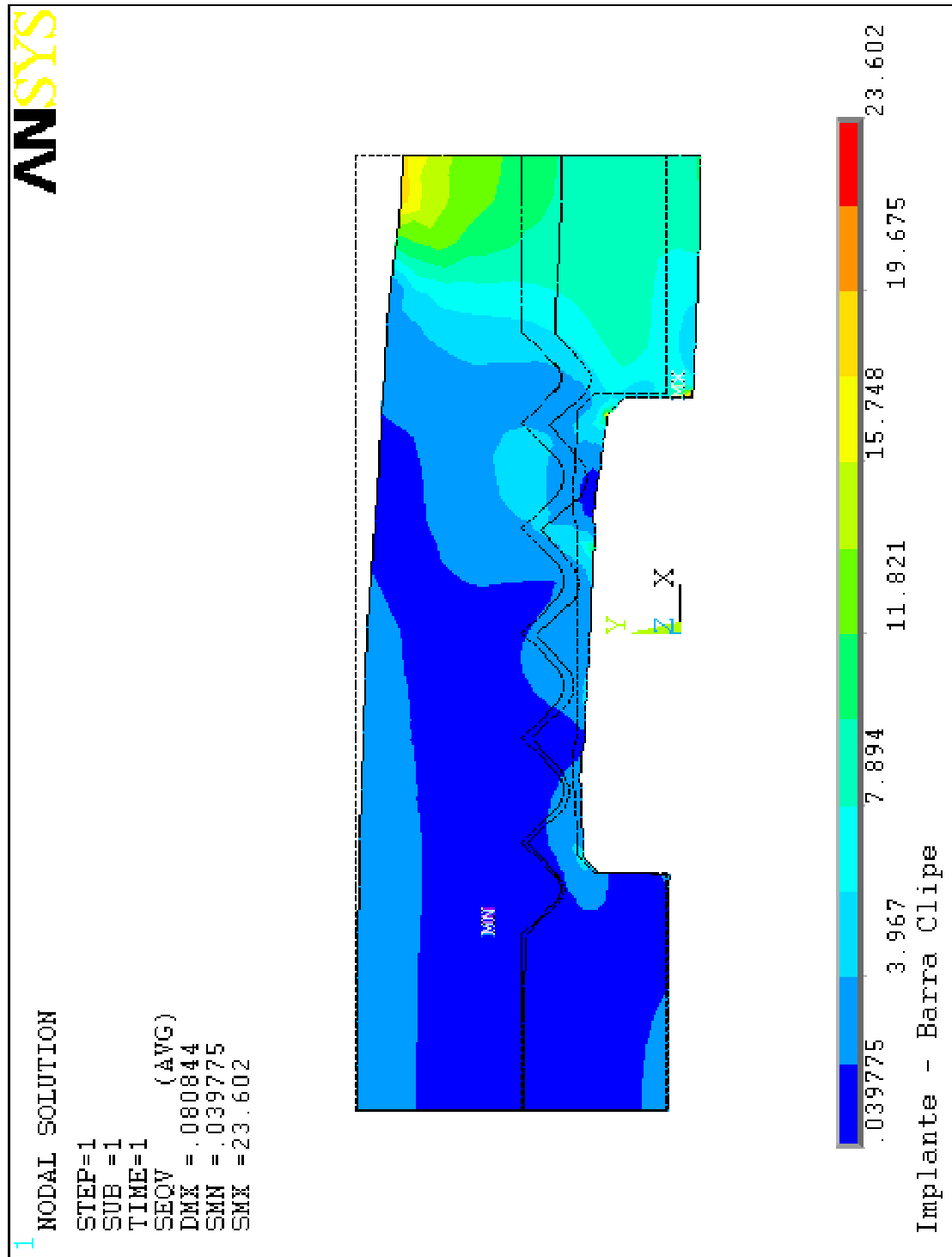


FIGURA 73 – Mapa de tensão com plot de *overdenture* inferior do modelo B modificado, para o carregamento no primeiro molar inferior esquerdo.

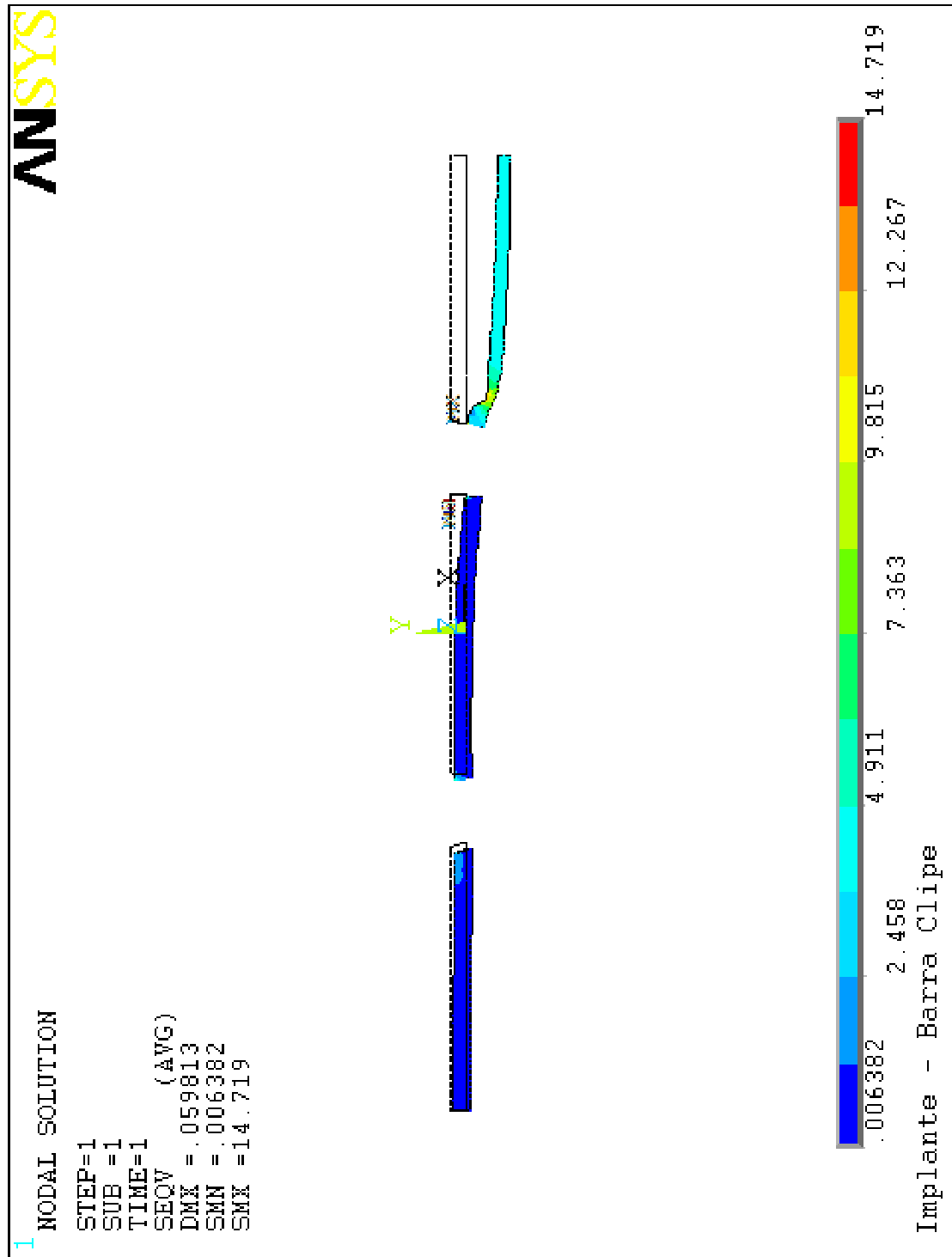


FIGURA 74 – Mapa de tensão com plot de la fibromucosa do modelo B modificado, para o carregamento no primeiro molar inferior esquerdo.

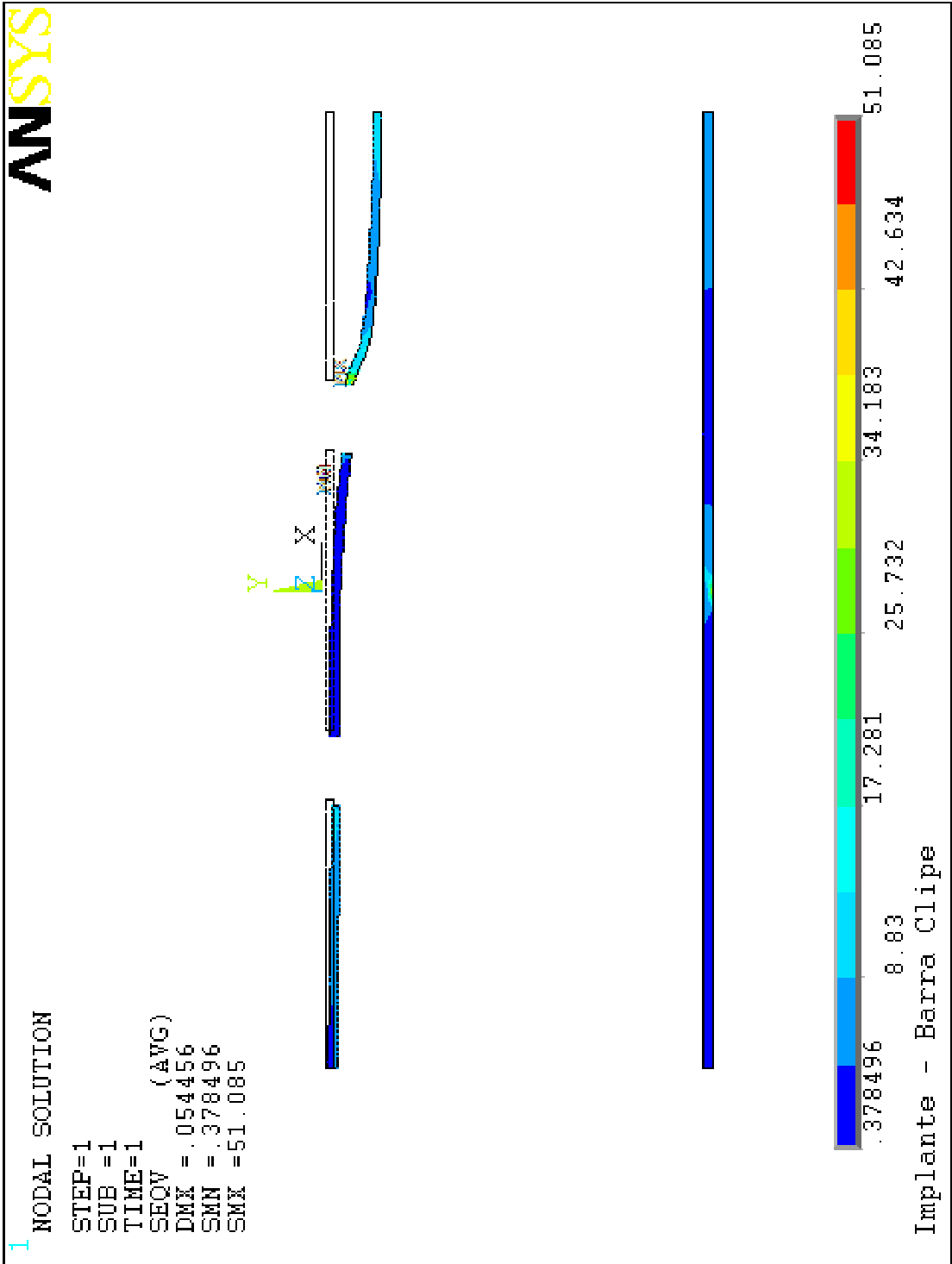


FIGURA 75 – Mapa de tensão com plote do osso cortical do modelo B modificado, para o carregamento no primeiro molar inferior esquerdo.

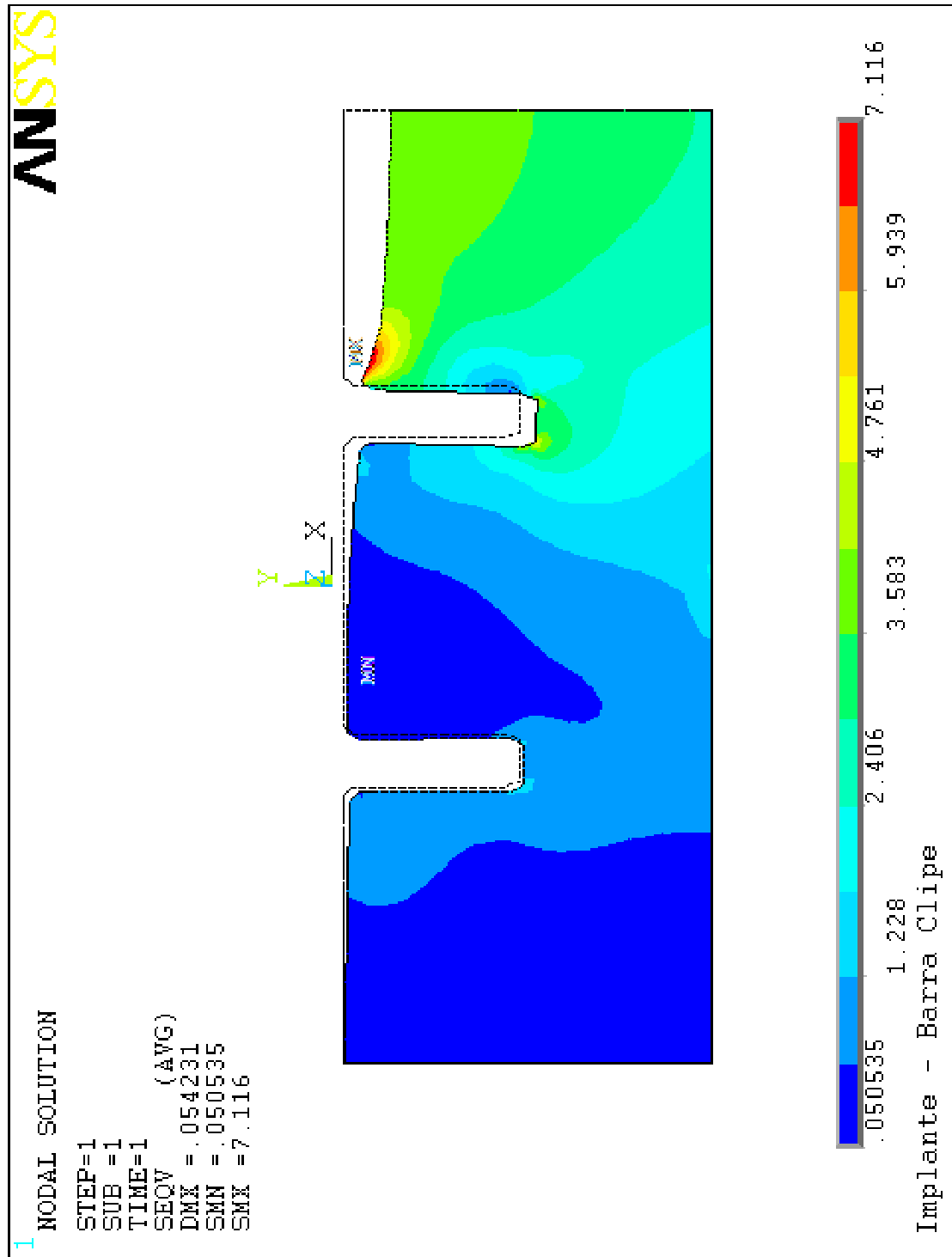


FIGURA 76 – Mapa de tensão com plote do osso medular do modelo B modificado, para o carregamento no primeiro molar inferior esquerdo.

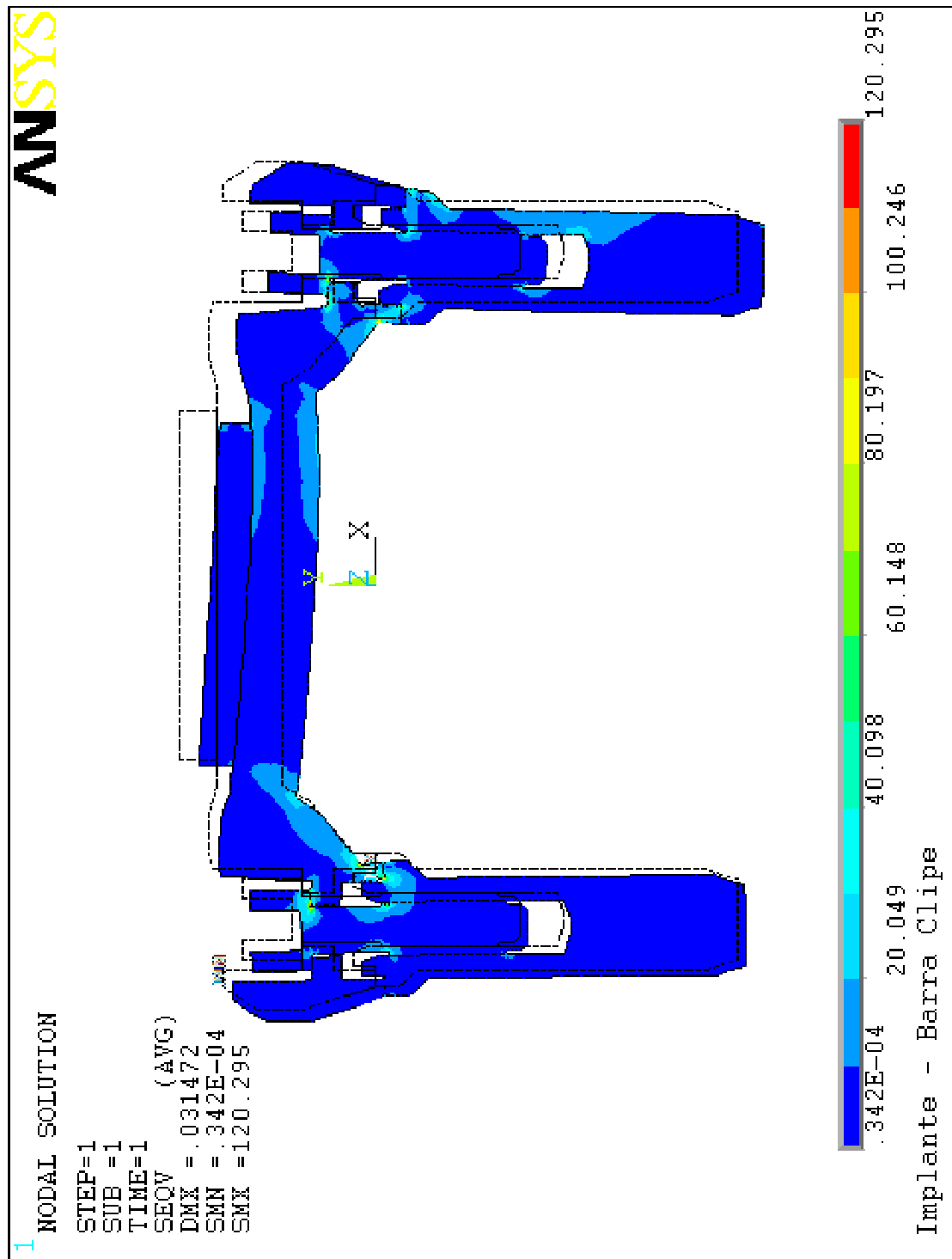


FIGURA 77 – Mapa de tensão com plot dos implantes e componentes do modelo B modificado, para o carregamento no primeiro molar inferior esquerdo.

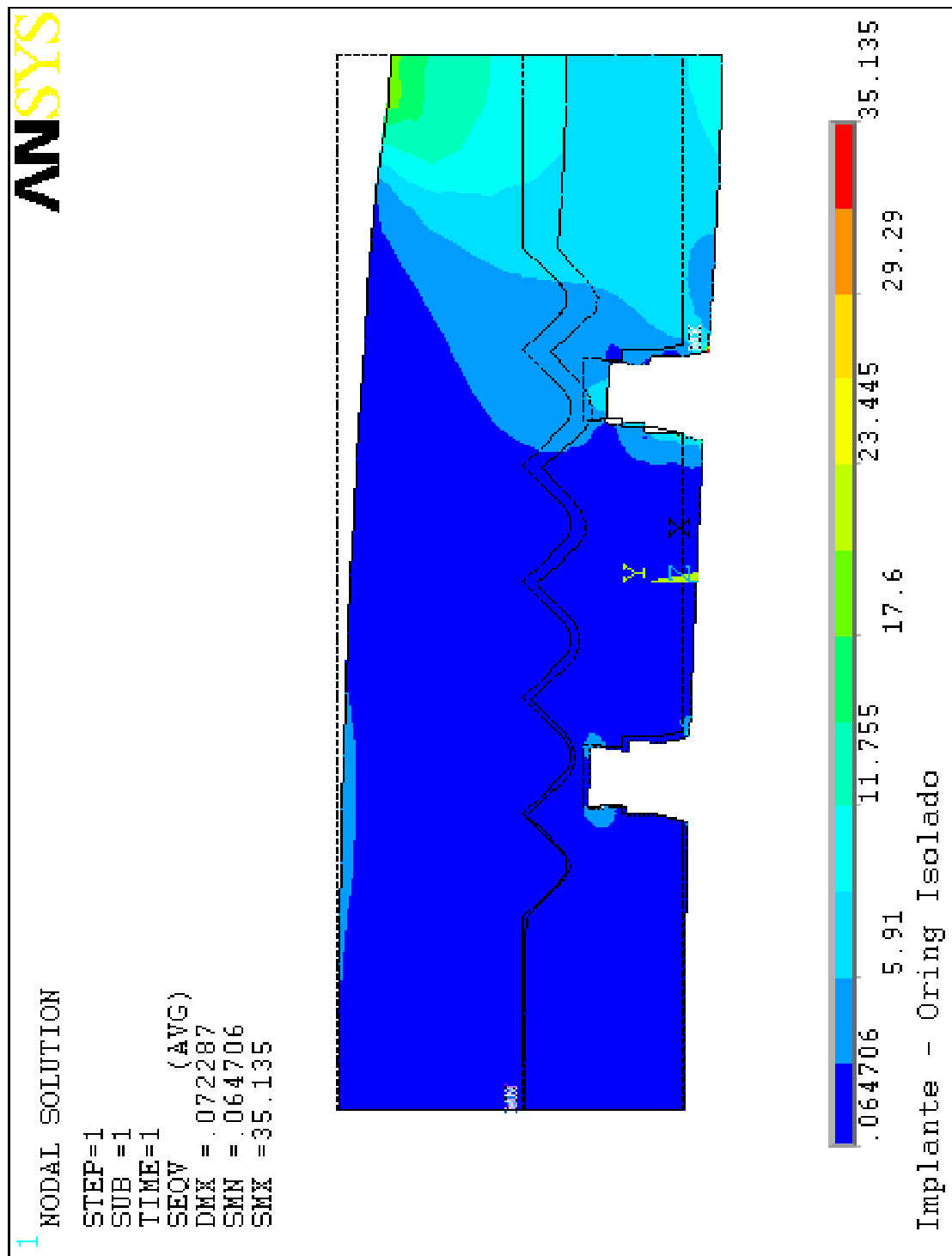


FIGURA 78 – Mapa de tensão com plot de *overdenture* inferior do modelo C modificado, para o carregamento no primeiro molar inferior esquerdo.

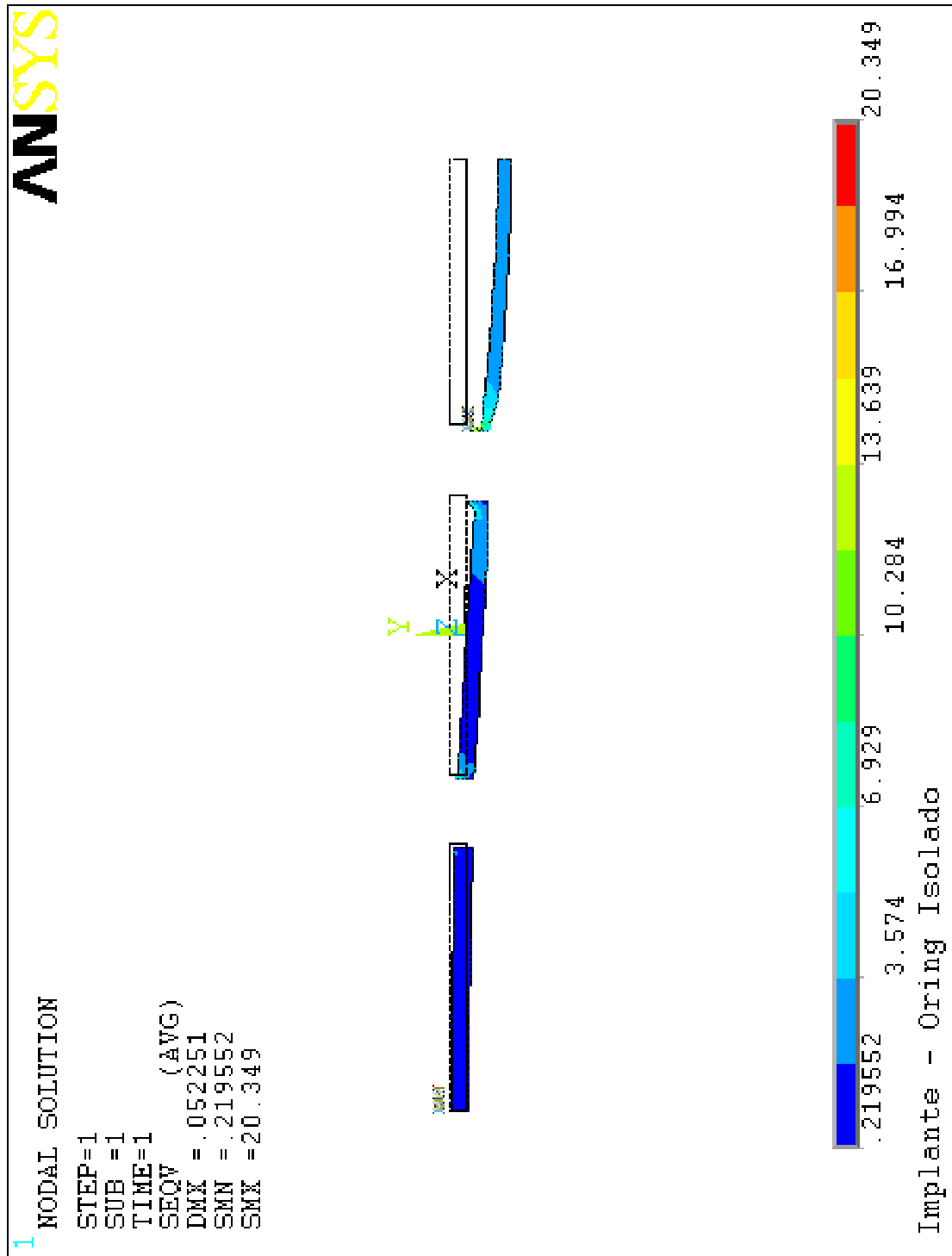


FIGURA 79 – Mapa de tensão com plote da fibromucosa do modelo C modificado, para o carregamento no primeiro molar inferior esquerdo.

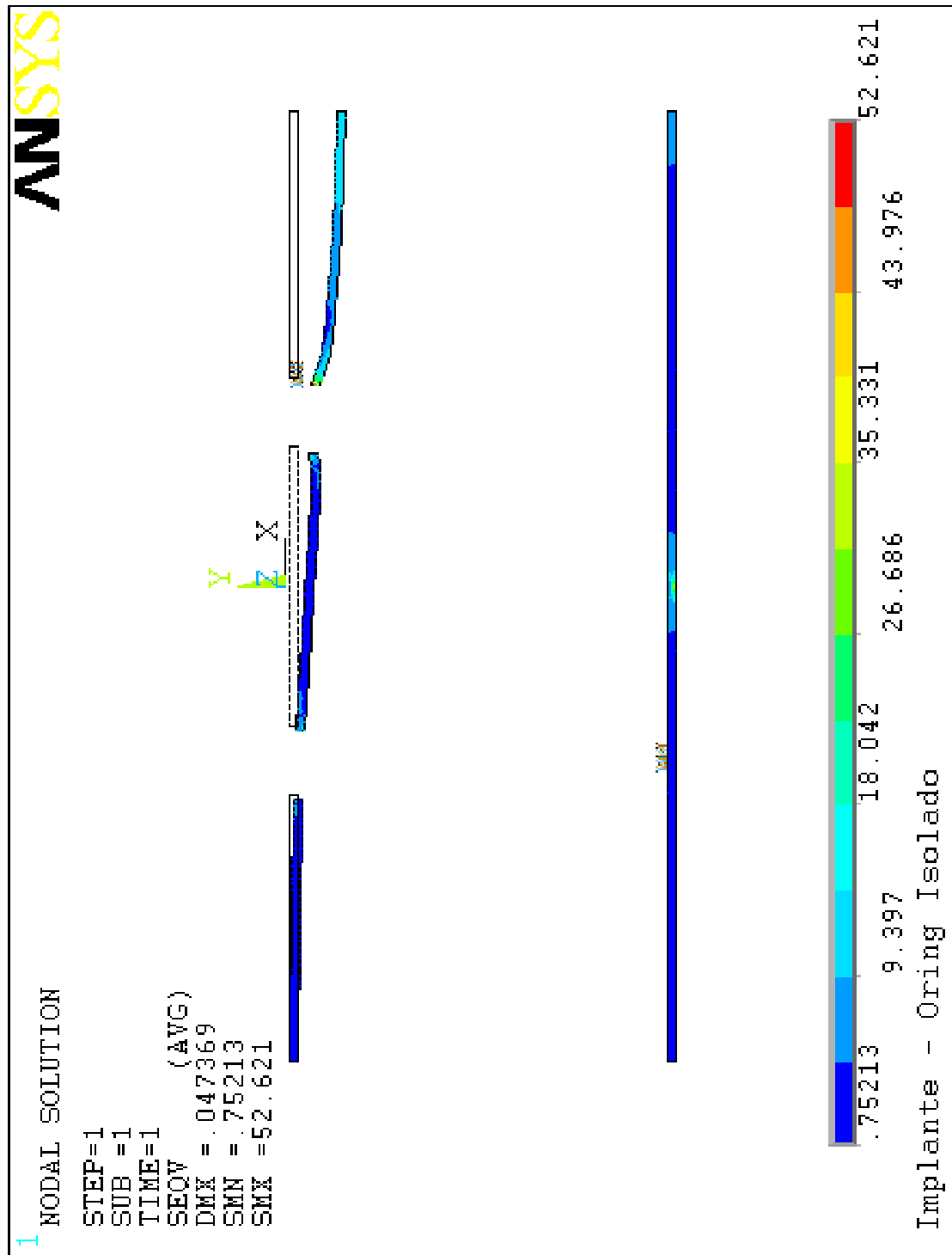


FIGURA 80 – Mapa de tensão com plote do osso cortical do modelo C modificado, para o carregamento no primeiro molar inferior esquerdo.

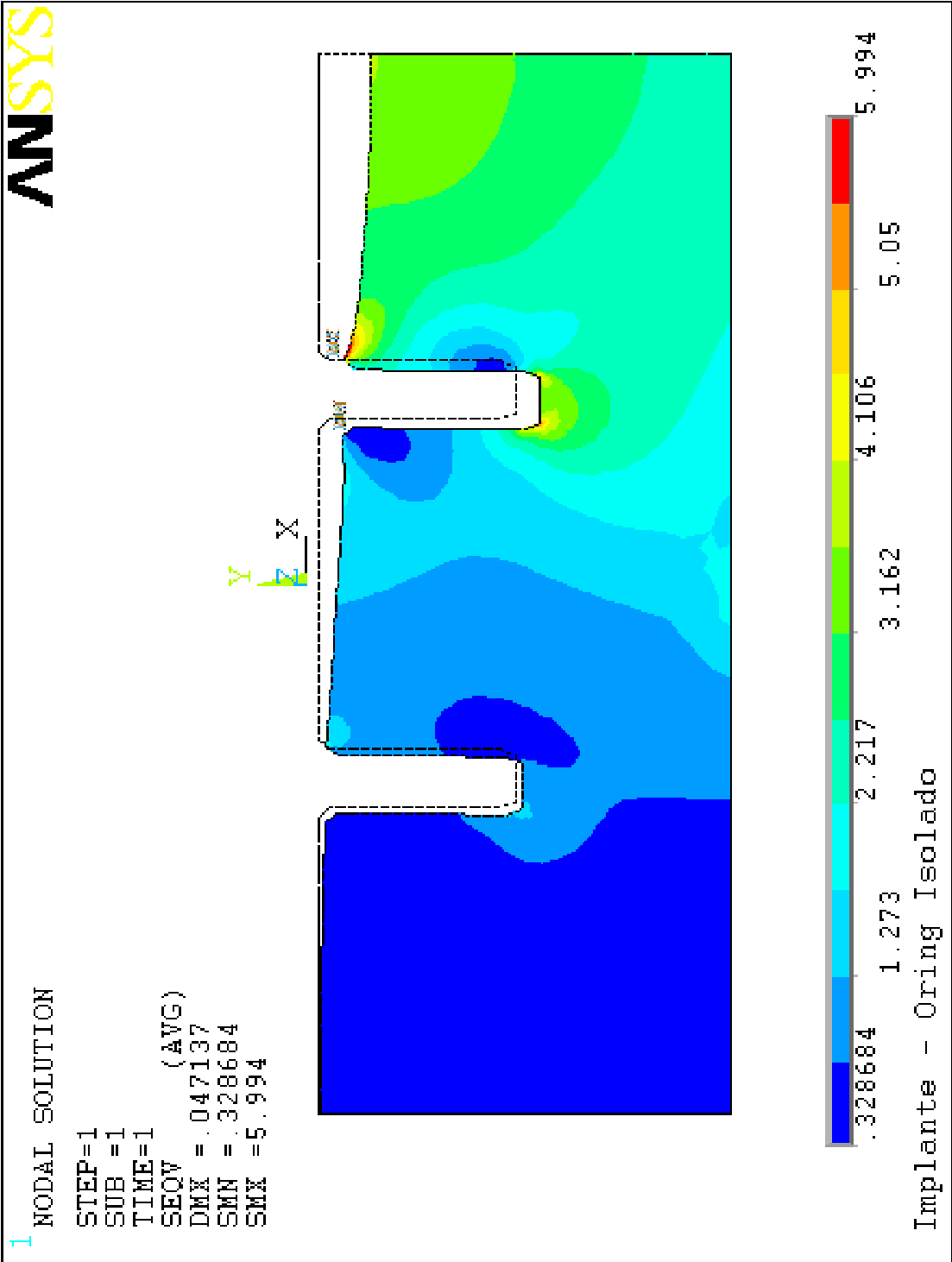


FIGURA 81 – Mapa de tensão com plote do osso medular do modelo C modificado, para o carregamento no primeiro molar inferior esquerdo.

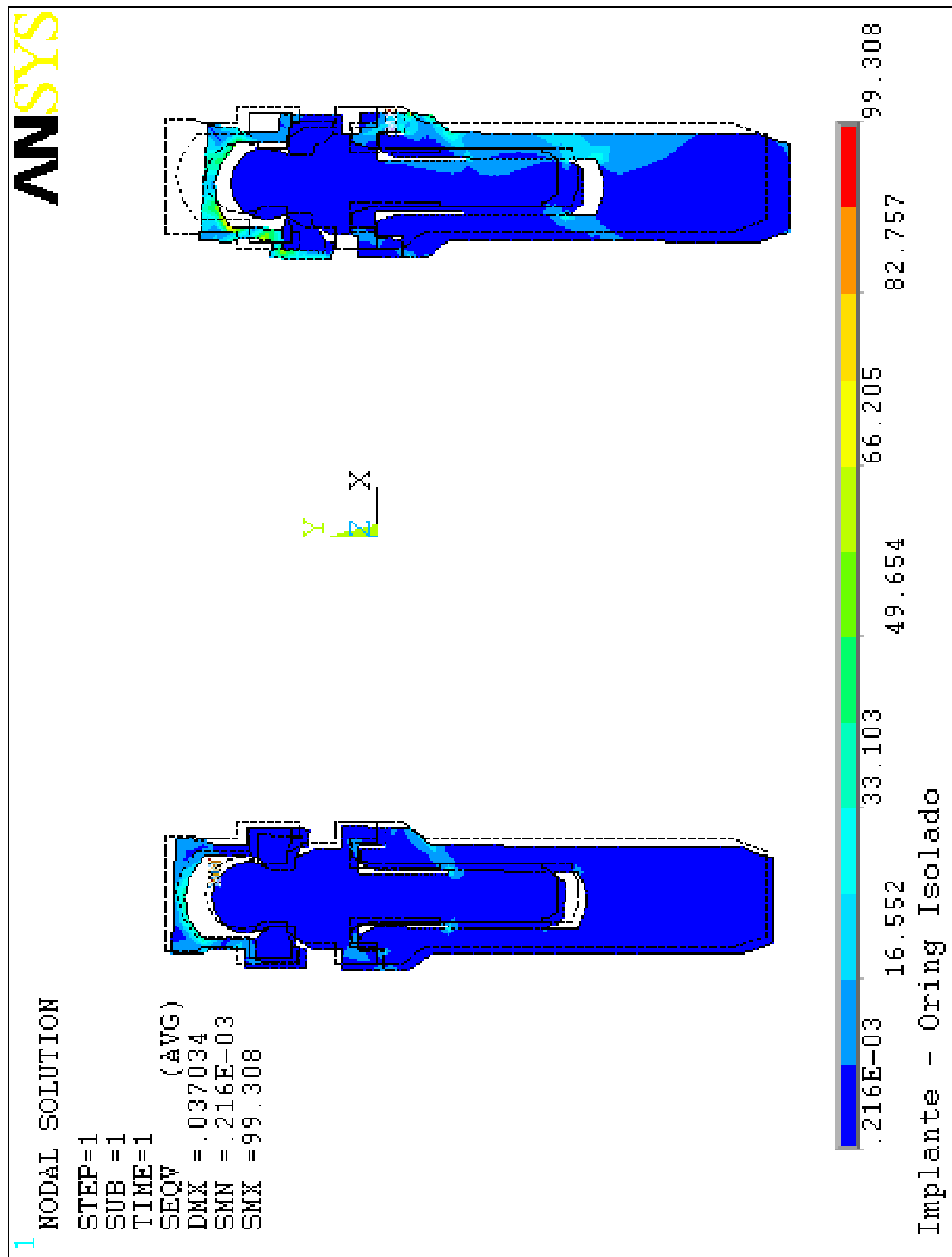


FIGURA 82 – Mapa de tensão com plot dos implantes e componentes do modelo C modificado, para o carregamento no primeiro molar inferior esquerdo.

Tabela 4 – Localização e valor das tensões máximas nas estruturas plotadas do modelo A para os carregamentos nos incisivos centrais inferiores, no canino inferior esquerdo e no primeiro molar inferior esquerdo.

MODELO A (MPa)			
ESTRUTURA PLOTADA	REGIÃO DO CARREGAMENTO		
	incisivos	canino	1º molar
prótese total inferior	(8,002) incisal dos incisivos centrais inferiores	(18,460) incisal do canino inferior esquerdo	(19,442) oclusal do 1º molar inferior esquerdo
fibromucosa	(2,767) região da linha média	(3,763) sob região do canino inferior esquerdo	(3,630) sob região do 1º molar inferior esquerdo
osso cortical superior	(3,354) região da linha média	(10,928) sob região do canino inferior esquerdo	(10,123-14,961) sob região do 1º molar inferior esquerdo
osso cortical inferior	(2,536-2,700) região da linha média	(6,425-7,926) região da linha média	(19,799) região da linha média
osso medular	(2,798) região da linha média	(3,859) sob região do canino inferior esquerdo	(3,803) sob região 1º molar inferior esquerdo

Tabela 5 – Localização e valor das tensões máximas nas estruturas plotadas do modelo B para os carregamentos nos incisivos centrais inferiores, no canino inferior esquerdo e no primeiro molar inferior esquerdo.

MODELO B (MPa)			
ESTRUTURA PLOTADA	REGIÃO DO CARREGAMENTO		
	incisivos	canino	1º molar
overdenture inferior	(7,162) incisal dos incisivos centrais inferiores	(13,133-19,541) incisal do canino inferior esquerdo	(15,748-19,675) oclusal do 1º molar inferior esquerdo
	(21,144) região de contato com a fibromucosa	(38,767) lado esquerdo, região de contato com a fibromucosa	(23,602) lado esquerdo, região de contato com a fibromucosa
fibromucosa	(16,328) região peri-implantar	(23,688) região peri-implantar do implante esquerdo	(14,719) região peri-implantar do implante esquerdo
osso cortical superior	(52,086) região peri-implantar	(74,244) região peri-implantar do implante esquerdo	(51,085) região peri-implantar do implante esquerdo
osso cortical inferior	(2,359) distribuição uniforme	(1,346-13,496) pontual na região da linha média	(8,830) região da linha média
osso medular	(7,382) região apical dos implantes	(7,123) região apical do implante esquerdo	(4,761) região apical do implante esquerdo
	(5,106) sob região dos caninos	(10,529) sob região do canino inferior esquerdo	(7,116) sob região do canino inferior esquerdo
implantes	(263,503) região de contato com barra	(222,977) implante direito, na região de contato com barra	(100,246-120,295) implante direito, na região de contato com barra
implantes e componentes	(325,000) extremidades da barra, na região de contato com os implantes	(276,253) extremidade direita da barra, na região de contato com implante	(120,295) extremidade direita da barra, na região de contato com implante

Tabela 6 – Localização e valor das tensões máximas nas estruturas plotadas do modelo C para os carregamentos nos incisivos centrais inferiores, no canino inferior esquerdo e no primeiro molar inferior esquerdo.

MODELO C (MPa)			
ESTRUTURA PLOTADA	REGIÃO DO CARREGAMENTO		
	incisivos	canino	1º molar
overdenture inferior	(9,908) incisal dos incisivos centrais inferiores	(17,416-26,015) incisal do canino inferior esquerdo	(17,600) oclusal do 1º molar inferior esquerdo
	(29,142) região de contato com a fibromucosa	(51,813) lado esquerdo, região de contato com a fibromucosa	(35,135) lado esquerdo, região de contato com a fibromucosa
fibromucosa	(17,796) região peri-implantar	(24,922) região peri-implantar do implante esquerdo	(20,349) região peri-implantar do implante esquerdo
osso cortical superior	(78,454) região peri-implantar	(76,769) região peri-implantar do implante esquerdo	(52,621) região peri-implantar do implante esquerdo
osso cortical inferior	(2,191) distribuição uniforme	(14,356) pontual na região da linha média	(9,397) região da linha média
osso medular	(5,913) região apical dos implantes	(7,655) região apical do implante esquerdo	(5,050) região apical do implante esquerdo
	(5,077) sob região dos caninos	(7,655) sob região do canino inferior esquerdo	(5,994) sob região do canino inferior esquerdo
implantes	(71,906) região de contato com <i>abutment</i>	(102,380) implante esquerdo, na região de contato com <i>abutment</i>	(82,757-99,308) implante esquerdo, na região de contato com <i>abutment</i>
implantes e componentes	(71,906) <i>abutments</i> , na região de contato com os implantes	(156,195) <i>abutment</i> esquerdo, na região de contato com implante	(99,308) <i>abutment</i> esquerdo, na região de contato com implante

Tabela 7 – Comparação entre os sistemas de retenção para *overdentures* em relação a localização e valor das tensões máximas (MPa) no aparelho protético, nos tecidos de suporte, nos implantes e componentes protéticos, para o carregamento nos incisivos centrais inferiores.

ESTRUTURA PLOTADA	MODELO		
	CONTROLE (A)	BARRA-CLIQUE (B)	ESFÉRICO (C)
<i>overdenture</i> inferior	(8,002) incisal dos incisivos centrais inferiores	(7,162-10,657) incisal dos incisivos centrais inferiores	(5,100-9,908) incisal dos incisivos centrais inferiores
	(4,123) região de contato com a fibromucosa	(21,144) região de contato com a fibromucosa	(29,142) região de contato com a fibromucosa
fibromucosa	(2,767) região da linha média	(16,328) região peri-implantar	(17,796) região peri-implantar
osso cortical superior	(3,354) região da linha média	(52,086) região peri-implantar	(78,454) região peri-implantar
osso cortical inferior	(2,536-2,700) região da linha média	(2,359) distribuição uniforme	(2,191) distribuição uniforme
osso medular	(2,798) região da linha média	(7,382) região apical dos implantes	(5,913) região apical dos implantes
		(5,106) sob região dos caninos	(5,077) sob região dos caninos
implantes	---	(263,503) região de contato com barra	(71,906) região de contato com <i>abutment</i>
componentes	---	(325,000) extremidade da barra, na região de contato com implante	(71,906) <i>abutment</i> , na região de contato com implante

Tabela 8 – Comparação entre os sistemas de retenção para *overdentures* em relação a localização e valor das tensões máximas (MPa) no aparelho protético, nos tecidos de suporte, nos implantes e componentes protéticos, para o carregamento no canino inferior esquerdo.

ESTRUTURA PLOTADA	MODELO		
	CONTROLE (A)	BARRA-CLIQUE (B)	ESFÉRICO (C)
<i>overdenture</i> inferior	(18,460) incisal do canino inferior esquerdo	(19,541-25,950) incisal do canino inferior esquerdo	(17,416-26,015) incisal do canino inferior esquerdo
	(9,365-12,397) região de contato com a fibromucosa	(38,767) região de contato com a fibromucosa	(51,813) região de contato com a fibromucosa
fibromucosa	(3,763) sob região do canino inferior esquerdo	(23,688) região peri-implantar do implante esquerdo	(24,922) região peri-implantar do implante esquerdo
		(4,079) região peri-implantar do implante direito	(4,654) região peri-implantar do implante direito
osso cortical superior	(10,928) sob região do canino inferior esquerdo	(74,244) região peri-implantar do implante esquerdo	(76,769) região peri-implantar do implante esquerdo
		(13,469) região peri-implantar do implante direito	(14,356) região peri-implantar do implante direito
osso cortical inferior	(6,425-7,926) região da linha média	(13,496) pontual na região da linha média	(14,356) pontual na região da linha média
osso medular	(3,859) sob região do canino inferior esquerdo	(7,123) região apical do implante esquerdo	(7,655) região apical do implante esquerdo
		(5,420) região apical do implante direito	(4,033) região apical do implante direito
		(10,529) sob região do canino inferior esquerdo	(7,655) sob região do canino inferior esquerdo
		(3,171) sob região do canino inferior direito	(4,033) sob região do canino inferior direito
implantes	---	(222,977) implante direito, na região de contato com barra	(102,380) implante esquerdo, na região de contato com <i>abutment</i>
componentes	---	(276,253) extremidade direita da barra, na região de contato com implante	(156,195) <i>abutment</i> esquerdo, na região de contato com implante

Tabela 9 – Comparação entre os sistemas de retenção para *overdentures* em relação a localização e valor das tensões máximas (MPa) no aparelho protético, nos tecidos de suporte, nos implantes e componentes protéticos, para o carregamento no primeiro molar inferior esquerdo.

ESTRUTURA PLOTADA	MODELO		
	CONTROLE (A)	BARRA-CLIQUE (B)	ESFÉRICO (C)
overdenture inferior	(19,442) oclusal do 1º molar inferior esquerdo	(15,748-19,675) oclusal do 1º molar inferior esquerdo	(17,600-23,445) incisal do canino inferior esquerdo
	(9,736-12,989) região de contato com a fibromucosa	(23,602) lado esquerdo, região de contato com a fibromucosa	(35,135) região de contato com a fibromucosa
fibromucosa	(3,630) sob região do 1º molar inferior esquerdo	(14,719) região peri-implantar do implante esquerdo	(20,349) região peri-implantar do implante esquerdo
		(2,458) região peri-implantar do implante direito	(3,574) região peri-implantar do implante direito
osso cortical superior	(10,123) sob região do 1º molar inferior esquerdo	(51,085) região peri-implantar do implante esquerdo	(52,621) região peri-implantar do implante esquerdo
		(8,830) região peri-implantar do implante direito	(9,397) região peri-implantar do implante direito
osso cortical inferior	(29,474) região da linha média	(8,830) pontual na região da linha média	(9,397) pontual na região da linha média
osso medular	(3,803) sob região do canino inferior esquerdo	(4,761) região apical do implante esquerdo	(5,050) região apical do implante esquerdo
		(1,228) região apical do implante direito	(1,273) região apical do implante direito
		(7,116) sob região do canino inferior esquerdo	(5,944) sob região do canino inferior esquerdo
		(1,228) sob região do canino inferior direito	(1,273) sob região do canino inferior direito
componentes	---	(120,295) extremidade direita da barra, na região de contato com implante	(99,308) <i>abutment</i> esquerdo, na região de contato com implante

6. DISCUSSÃO

Toda análise que utiliza modelos para simulação de um problema físico a ser avaliado há uma limitação inerente na reprodução exata das propriedades e características das estruturas reais. Logo, todo estudo deve ser compreendido sob as condições de sua própria metodologia, com suas vantagens e desvantagens (LABAIG et al., 1997; FANUSCU e CAPUTO, 2004). Este estudo utilizou a metodologia de MEF bidimensional para avaliar a influência dos sistemas de retenção e da ferulização dos implantes em *overdentures* implanto-retidas na distribuição de tensões na região anterior dos tecidos de suporte. Portanto, por fornecer os resultados em mapas de tensões em dois planos, a distribuição total das tensões geradas pelo problema físico real não podem ser reproduzidas, contudo, tal limitação não invalida os resultados obtidos, que se encontram em íntima relação com dados significantes presentes na literatura.

Ao analisar os resultados obtidos, pudemos observar que as tensões se concentraram sob a região da aplicação da carga para os modelos A e A modificado (prótese convencional) (Figuras 28, 31 e 34) para cada um dos carregamentos. Nos modelos B, B modificado, C e C modificado (*overdentures*) (Figuras 29, 30, 32, 33, 35 e 36) as tensões se concentraram na região peri-implantar, ao redor do colo dos implantes e na região apical, provavelmente devido a maior rigidez desses quando comparado as estruturas dos tecidos de suporte, que tendem a transmitir e distribuir maiores tensões para os tecidos adjacentes. Estes achados estão de acordo com os de Meijer, et al. (1992),

Chao et al. (1995), Meniccuci et al. (1998), Chun et al. (2005), que verificaram que as concentrações de tensões máximas usualmente acontecem no osso cortical na região peri-implantar. Esta tendência pode ser atribuída ao fato do osso cortical ser compacto e ter maior módulo de elasticidade que o osso medular, que possui um trabeculado ósseo. Por esse motivo acaba gerando maiores concentrações de tensões, sobretudo ao redor do implante. A concentração de tensões na região apical do implante também foi relatada por Meniccuci et al. (1998) que estudaram a transmissão das cargas mastigatórias em *overdentures*. O padrão das elevadas tensões observadas no ápice dos implantes deve estar associado ao seu *design* que, se modificado pode favorecer uma melhor distribuição das tensões ao osso medular. As concentrações de tensões elevadas na região peri-implantar do osso cortical e apical dos implantes sugerem aos fabricantes a tentativa de aprimoramento no *design*, configuração e superfície dos implantes nessas regiões.

Em relação aos carregamentos, pôde-se observar que o carregamento lateral, no canino inferior esquerdo, produziu, de maneira geral, maiores concentrações de tensões do que o carregamento na região central e na região posterior (Tabelas 7, 8 e 9). Fanuscu e Caputo (2004), ao avaliaram a distribuição das tensões em *overdentures* maxilares retidas por 4 implantes, através da fotoelasticidade, e ao aplicarem os carregamentos nos incisivos centrais superiores e nos primeiros premolares superiores, também observaram que as cargas laterais geraram maior quantidade de tensões que o carregamento centralizado. Trabalhos sobre *overdentures* mandibulares implanto-retidas, mostram que a localização e direção das forças oclusais tem

maior importância nas concentrações de tensões geradas que outros aspectos, tais como comprimento ou posição dos implantes (CHAO et al., 1995). Provavelmente o ocorrido se deve a disposição dos implantes e componentes protéticos, que no carregamento no canino inferior esquerdo se localizou sob a região da aplicação da carga, sendo transferida principalmente ao implante esquerdo, o que não ocorreu no carregamento dos incisivos centrais inferiores, no qual a carga pôde ser distribuída pelos dois implantes; e nem no carregamento no primeiro molar inferior esquerdo, no qual a carga foi suportada primordialmente pelo rebordo desdentado posterior.

Ao se comparar os dois sistemas de retenção das *overdentures* com a prótese total, em relação as tensões geradas na incisal/oclusal dos dentes artificiais de resina, pode se observar que nos modelos B, B modificado, C e C modificado as tensões foram mais elevadas que nos modelos A e A modificado (Tabelas 7, 8 e 9), provavelmente devido a presença dos implantes e dos sistemas de retenção, que limitaram a movimentação da prótese, o que ocasionou as maiores concentrações de tensões. Clinicamente, pacientes tratados com próteses sobre implantes apresentaram alto grau de desgaste dos dentes artificiais, segundo estudos de Von Fraunhofer et al. (1988) e Hirano et al. (1998), sendo indicado o uso de dentes artificiais de resina mais resistentes para evitar desgaste dental excessivo. Este alto grau de desgaste encontrado nas próteses sobre implantes está de acordo com os resultados obtidos neste estudo, no qual as *overdentures* apresentaram maior concentração de tensões na incisal/oclusal dos dentes artificiais de resina, e que clinicamente pode estar associado com o aumento da eficiência

mastigatória devido a melhora da retenção e do suporte das próteses sobre implantes, que conferem maior segurança ao paciente e, conseqüentemente, maior força mastigatória.

Ao avaliarmos as tensões geradas nos modelos em relação à fibromucosa, foi possível observar que o sistema de retenção esférico produziu concentrações de tensões maiores na região peri-implantar de ambos os implantes do que o sistema barra-clipe para os três carregamentos (Tabelas 7, 8 e 9). Este fato justifica-se pela maior resiliência do sistema esférico com o'ring, que permite maior movimentação da prótese comparado ao sistema barra-clipe, que permite apenas movimentação rotacional ântero-posterior, enquanto que o o'ring permite a movimentação ântero-posterior, lateral e intrusiva. A maior movimentação da prótese, sobretudo no movimento intrusivo, é, provavelmente, a causa de maior compressão da fibromucosa e da produção de maiores valores de tensão, verificado no sistema esférico.

Comparando os sistemas de retenção em relação à distribuição de tensões no tecido ósseo pôde-se observar que no osso cortical a utilização do sistema esférico provocou a maior concentração de tensões nas regiões peri-implantares, embora discreta nos carregamentos lateral e posterior, do que quando utilizado o sistema barra-clipe (Tabelas 7, 8 e 9). Esta maior concentração de tensões no osso cortical com o uso do sistema de retenção esférico em implantes isolados também foi observado por Meijer et al. (1992), Chao et al. (1995), Meniccuci et al. (1998) e Chun et al. (2005). Devido a ausência da união dos implantes, estes apresentam maior movimentação do que os implantes do sistema barra clipe, que apresentam-se ferulizados. Esta

maior liberdade de movimento pode levar ao aumento de compressão do osso cortical, que certamente é a causa das concentrações de tensões mais elevadas encontradas no sistema esférico.

Em relação ao osso medular é necessário ressaltar as tensões geradas nas regiões peri-implantares e nas regiões apicais. Ao se comparar as concentrações de tensões verificadas, pôde-se observar que no carregamento nos incisivos centrais inferiores o sistema barra-clipe gerou maiores tensões que o sistema esférico (Tabela 7). No carregamento no canino inferior esquerdo, embora as diferenças nos valores de tensão tenham sido pequenas, o sistema barra-clipe levou a maior concentração de tensões na região peri-implantar esquerda e na região apical do implante direito, sendo que na região peri-implantar direita e na região apical do implante esquerdo, o sistema esférico gerou maior pico de tensão (Tabela 8). No carregamento no primeiro molar inferior esquerdo, assim como no carregamento lateral, houve uma pequena diferença entre os valores de tensão, porém as maiores tensões nos ápices dos implantes e na região peri-implantar do lado direito foram observadas com o sistema esférico, enquanto o sistema barra-clipe gerou maior tensão na região peri-implantar do lado esquerdo, próximo a aplicação da carga (Tabela 9). De forma geral a diferença na localização e nas concentrações das tensões se deve, principalmente, a apresentação dos implantes, se ferulizados ou não. No osso medular, a conexão rígida dos implantes por meio de barra frente aos carregamentos central e lateral parece não melhorar a capacidade biomecânica do sistema de retenção na distribuição das tensões quando comparada a utilização de implantes isolados. Em relação

ao carregamento posterior, a ferulização dos implantes parece ter proporcionado uma distribuição das tensões mais favorável. Embora a ferulização dos implantes nos carregamentos central e lateral tenha gerado maiores concentrações de tensões, as diferenças entre as concentrações obtidas com o sistema esférico foram pequenas, sendo que, de maneira geral, a conexão dos implantes com o sistema barra-clipe favoreceu a distribuição das tensões nos demais tecidos de suporte (osso cortical e fibromucosa), o que corrobora o estudo clínico de Bergendal e Engquist (1998), que observaram maior perda de implantes nas *overdentures* implanto-retidas através do sistema esférico (38,8%), do que retidas por meio do sistema barra-clipe (20,6%). Os resultados verificados se contrapõem aos estudos de Meijer et al. (1992), Menicucci et al. (1998) e Chun et al. (2005) que utilizaram método de elementos finitos, de Frederick e Caputo (1996), Kenney e Richards (1998), que utilizaram a fotoelasticidade e também ao de Tokuhisa et al. (2003) que utilizou o método com *strain-gauges* na análise da distribuição das tensões de *overdentures* nos tecidos de suporte e encontraram que a utilização independente dos implantes, e do sistema de retenção esférico favorecia a distribuição das tensões.

A presente pesquisa se difere dos estudos acima citados que utilizaram o método com *strain-gauges* e da fotoelasticidade, pela análise comparativa individual das estruturas de suporte (fibromucosa, osso cortical e osso medular), o que não é possível na metodologia com *strain-gauges*, que permite apenas a análise ao nível dos *abutments*, em relação aos componentes protéticos, e nem nos estudos fotoelásticos, os quais, para a construção dos

modelos de estudo apresentam uma resina específica para a simulação do tecido ósseo, não o diferenciando em compacto ou trabeculado. Além disso, a fibromucosa é usualmente representada por uma camada de material de moldagem, não possibilitando a visualização da distribuição das tensões em seu interior.

Em relação aos implantes e componentes, para os três carregamentos, o sistema barra-clipe desenvolveu maiores valores de tensão que o sistema esférico (Tabelas 7, 8 e 9). Estes valores mais altos no modelo B podem estar associados a rigidez fornecida pela ferulização dos implantes com a barra, que distribui o carregamento para os implantes. Já no modelo C, com ausência da conexão dos implantes, nos carregamentos lateral e posterior o implante do lado da aplicação da carga gerou maiores áreas de tensões que o implante no lado oposto ao carregamento. Estes resultados corroboram os de Menicucci et al. (1998), que atribuem este fato à ação independente dos implantes.

De acordo com MacEntee et al. (2005), as conseqüências biológicas da indução de tensões no tecido ósseo suporte de implantes por qualquer um dos dois sistemas de retenção para *overdentures* é controverso e não há nenhuma evidência contundente de que um dos sistemas seja superior ao outro. Os autores observaram também que embora exista uma melhora na retenção, estabilidade e eficiência mastigatória do aparelho protético, relatada pelos pacientes, relacionado ao uso dos sistemas de retenção, os mesmos não apresentaram preferência por nenhum dos dois tipos de sistemas. Além disso, é importante salientar que as *overdentures* são implanto-retidas, porém, mucossuportadas e que, dessa forma a resiliência da fibromucosa tem papel

decisivo na amplitude da movimentação da prótese. Uma fibromucosa flácida permite maior movimentação, o que aumenta as concentrações das tensões nos tecidos de suporte ao redor dos implantes, podendo levar a reabsorção óssea da região peri-implantar, gerando prognóstico desfavorável. Isto posto, é lícito afirmar que a resiliência da fibromucosa é um dos aspectos importantes, dentre outros, a ser avaliado para seleção do sistema de retenção para *overdentures*.

Portanto, sendo a distribuição das tensões um fator importante na reabsorção óssea quando dos tratamentos reabilitadores protéticos com implantes (CHUN et al., 2005), é desejável um sistema que as transmita de forma mais equilibrada, a fim de haver maior preservação óssea e melhor prognóstico do tratamento.

Logo, segundo os resultados obtidos em relação a distribuição das tensões, a ferulização dos implantes e a utilização do sistema barra-clipe favoreceu a transmissão das cargas oclusais para os tecidos de suporte.

7. CONCLUSÃO

Com base nos resultados observados e dentro das limitações do estudo, podemos concluir que:

- Nas próteses convencionais, as tensões se concentraram sob a região do carregamento e, de maneira geral, as tensões geradas nos tecidos de suporte foram menores que nas *overdentures* implanto-retidas.
- Os dois sistemas de retenção produziram características diferentes na distribuição das tensões.
- As tensões se concentraram na região peri-implantar, ao redor do colo dos implantes e na região apical dos mesmos.
- Cargas laterais geraram maiores valores de tensão, do que quando aplicadas na região central e na região posterior.
- O sistema esférico gerou maiores concentrações de tensão do que o sistema barra-clipe nos tecidos de suporte.
- Em relação a distribuição das tensões, a ferulização dos implantes e utilização do sistema barra-clipe favoreceu a transmissão das cargas oclusais.

REFERÊNCIAS

ADELL, R.; LEKHOLM, U.; ROCKLER, B.; BRANEMARK, PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. ***Int. J. Oral Surg.***, v.10,n.6, p.387-416, Dec. 1981.

AWAD, M.A.; LUND, J.P.; DUFRESNE, E.; FEINE, J.S. Comparing the efficacy of mandibular implant-retained overdentures and conventional dentures among middle-aged edentulous patients: satisfaction and functional assessment. ***Int. J. Prosthodont.***, v.16, n.2, p.117-122, Mar./Apr. 2003.

BAKKE, M.; HOLM, B.; GOTFREDSEN, K. Masticatory function and patient satisfaction with implant-supported mandibular overdentures: a prospective 5-year study. ***Int. J. Prosthodont.***, v.15, n.6, p.575-581, Nov./Dec. 2002.

BARBIER, L.; VANDER SLOTEN, J., KRZESINSKI, E.; VAN DER PERRE, G. et al. Finite element analysis of non-axial versus axial loading of oral implants in the mandible of the dog. ***J. Oral Rehabil.***, v.25, n.11, p.847-858, Nov. 1998.

BASKER, R.M.; HARRINSON, A.; RALPH, J.P.; WATSON, C.J. ***Overdentures in general practice***. 3. ed. London: British Dental Association, 1993. 84p.

Normas da ABNT NBR 6023/2002

BATENBURG, R.H.; MEIJER, H.J.; RAGHOEBAR, G.M. VISSINK, A. Treatment concept for mandibular overdentures supported by endosseous implants: a literature review. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, v.13, n.4, p.539-545, Jul./Aug. 1998.

BERGENDAL, T.; ENGQUIST, B. Implant-supported overdentures: A longitudinal prospective study. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, v.13, n.2, p.253-262, Mar./Apr.1998.

BIDEZ, M.W.; CHEN, Y.; McLOUGHLIN, S.W.; ENGLISH, C.E. Finite element analysis of four-abutment Hader bar designs. *Implant Dent.*, v.2, n.3, p.171-176, Fall. 1993.

BIDEZ, M.W.; CHEN, Y.; McLOUGHLIN, S.W.; ENGLISH, C.E. Finite element analysis (FEA) studies in 2.5mm round bar designs: the effects of bar length and material composition on bar failure. *J. Oral Implantol.*, v.18, n.2, p.122-128, 1992.

BONACHELA, W.C.; ROSSETI, P.H.O. **Overdentures:** das raízes, aos implantes osseointegrados. Planejamento, tendências e inovações. São Paulo: Ed. Santos, 2002. 216p.

BRANEMARK, P.I.; HANSON, B.O.; ADELL, R.; BREINE, U; LINDSTRON, J.; HALLEN, O.; OHMAN, A. Osseointegrated implants in the treatment of the

edentulous jaw: Experience from a 10-year period. **Scand. J. Plast. Reconstr. Surg. Suppl.**, v.16, p.1-132, 1977.

BUSER, D.; MERIESKE-STERN, R.; BERNARD, J.P., et al. Long-term evaluation of non-submerged ITI implants. Part 1: 8-year life table analysis of a prospective multi-center study with 2359 implants. **Clin. Oral Implants Res.**, v.8, n.3, p.161-172, Jun. 1997.

CAPUTO, A.A.; STANDLEE, J.P. **Biomechanics in clinical dentistry**. Chicago: Quintessence, 1987. cap.1, p.13-28.

CEN, Y.; MAO, X.; HE, J. A three dimensional finite element stress analysis of implant-supported prosthesis and its supporting tissue in the edentulous mandible. Part 5. The influence of implant type in complete implant overdenture and its supporting tissue. **Hua Xi Kou Qiang Yi Xue Za Zhi.**, v.15, n.1, p.64-66, Feb. 1997.

CHAO, Y.; WEI, H. A three dimensional anisotropic finite element analysis of modified bar-clip implant-borne overdenture in the edentulous mandible under punching loads. **Hua Xi Kou Qiang Yi Xue Za Zhi.**, v.15, n.3, p.195-199, Aug. 1997.

CHAO, Y.L.; MEIJER, H.J.; VAN OORT, R.P.; VERSTEEGH, P.A.M. The incomprehensible success of the implant stabilised overdenture in the

edentulous mandible: a literature review on transfer of chewing forces to bone surrounding implants. ***Eur. J. Prosthodonti. Res. Dent.***, v.3, n..6, p.255-261, Dec. 1995.

CRUZ, A.N.L. ***Análise fotoelástica das estruturas de suporte e craniofaciais de portadores de PPR superior, classe II de Kennedy, subclasse 1.*** 2004. 163 f. Tese (Doutorado) Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, São Paulo, 2004.

CHUN, H.G.; PARK, D.N.; HAN, C.H.; HEO, S.J.; HEO, M.S.; KOAK, J.Y. Stress distribution in maxillary bone surrounding overdenture implants with different overdenture attachments. ***J. Oral Rehabil.***, v.32, n.3, p.193-205, Mar. 2005.

COOK, R.D.; MALKUS, D.S.; PLESHA, M.E. ***Concepts and applications of finite element analysis.*** 3 ed. New York: Wiley, 1989. p.1-30.

CUNE, M.S. e De PUTTER, C. Dental implants under overlay dentures: na assessment. ***Tidschr. Gerontol. Geriat.***, v.25, n.5, p.205-211, Oct. 1994.

DARBAR, U.R.; HUGGETT, R.; HARRISON, A.; et al. Finite element analysis of stress distribution at the tooth-denture base interface of acrylic resin teeth debonding from the denture base. ***J. Prosthet. Dent.***, v.74, n.6, p.592-594, Dec. 1995.

DAVIS, D.M.; PARCKER, M.E. The maintenance requirements of mandibular overdentures stabilized by Astra Tech implants using three different attachment mechanisms – balls, magnets, and bars; 3-year results. ***Eur. J. Prosthodont. Rest. Dent.***, v.8, n.4, p.131-134, Dec. 2000.

ETTINGER, R.L. Tooth loss in a overdenture population. ***J. Prosthet. Dent.***, v.60, n.4, p. 459-462, Oct. 1988.

FANUSCU, M.I.; CAPUTO, A.A. Influence of attachments systems on load transfer of an implant-assisted maxillary overdenture. ***J. Prosthodont.***, v.13, n.4, p.214-220, Dec. 2004.

FEINE, J.S.; CARLSSON, G.E.; AWAD, M.A.; CHECHADE, A.; DUNCAN, W.J.; GIZANI, S.; et al. The McGill consensus statment on overdentures. Mandibular two-implant overdentures as first choice standart of care for edentulous patient. ***Int. J. Oral Maxillofac. Implants***, v.19, n.1, p.3-4, Jul./Aug. 2002.

FERNANDES, O.C. ***Uma contribuição ao estudo das tensões na raiz de dentes de engrenagens.*** 1971. 76 f. Dissertação (Mestrado). Escola de Engenharia da Universidade Federal de São Carlos. São Carlos, 1971.

FREDERICK, D.R.; CAPUTO, A.A. Effects of overdenture retention designs and implant orientations on load transfer characteristics. **J. Prosthet. Dent.**, v.76, n.6, p.624-632, Dec. 1996.

FREEMAN, C.; BROOK, I.; JOSHI, R. Long term follow-up of implant-stabilised overdentures. **Eur. J. Prosthodont. Rest. Dent.**, v.9, n.3/4, p.147-150, Sep./Dec. 2001.

GLANTZ, P.O.; RANGERT, B.; SVENSSON, A.; STAFFORD, G.D.; ARNVIDARSON, B.; RANDOW, K.; et al. On clinical loading of osseointegrated implants. A methodological and clinical study. **Clin. Oral Implants Res.**, v.4, n.2, p.99-105, Jun. 1993.

GLICKMAN, I.; ROEBER, F.W.; BRION, M.; PAMEIJER, J.H. Photoelastic analysis of internal stress en the periodontum created by occlusal forces. **J. Periodontal**, v.41, n.1, p.30-35, 1970.

HE, J.; CEN, Y.; MAO, X. A three dimensional finite element analysis of implant-supported prosthesis and its supporting tissue in the edentulous mandible. Part 6. The influence of superstructure in mandibular complete implant overdenture and its supporting tissue. **Hua Xi Kou Qiang Yi Xue Za Zhi.**, v.15, n.1, p.67-69, Feb. 1997.

HIMMLOVÁ, L.; DOSTÁLOVÁ, T.; KÁCOVSKY, A.; KONVICKOVÁ, S. Influence of implant length and diameter on stress distribution: a finite element analysis. **J. Prosthet. Dent.**, v.91, n.1, p.20-25, Jan. 2004.

HIRANO, S.; MAY, K.B.; WAGNER, W.C.; HACKER, C.H. In vitro wear of resin denture teeth. **J. Prosthet. Dent.**, v. 79, n.2, p.152-153, Feb. 1998.

HOBO, S.; ICHIDA, E.; GARCIA, L.T. **Osseointegration and occlusal rehabilitation**. Japan: Quintessence. 1991. 462p.

HOLMGREN, E.P.; SECKINGER, R.J.; KILGREN, L.M.; MANTE, F. Evaluating parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis - a two-dimensional comparative study examining the effects of implant diameter, implant shape, and load direction. **J. Oral Implantol.**, v.24, n.2, p.80-88, 1998.

HUANG, H.K.; LEDLEY, R.S. Numerical experiments with a linear force-displacement tooth model. **J. Dent. Res.**, v.48, n.1, p.32-37, Jan./Feb. 1969.

JEMT, T.; BOOK, K.; HEDEN, B.; URGE, G. Failures and complications in 92 consecutively insert overdentures supported by branemark implants in severely resorbed edentulous maxillae: a study from prosthetic treatment to first annual check up. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v.7, n.2, p. 162-167, Summer. 1992.

JENNINGS, K.J.; LILLY, P. Bar-retained overdentures for implants: technical aspects. ***J. Prosthet. Dent.***, v.68, n.2, p.380-384, Aug. 1992.

KASE, H.R.; TESK, J.A. Elastic constants of nonprecious alloys at room . In: ***Annual meeting of the International Association for Dental Research***, 1984, Dallas, Texas, 1984.

KENNEY, R.; RICHARDS, M.W. Photoelastic stress patterns produced by implant-retained overdentures. ***J. Prosthet. Dent.***, v.80, n.5, p.559-564, Nov. 1998.

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

LABAIG, C.; MARCO, R.; FONS, A.; SELVA, E.J. Biodynamics of attachments used in overdentures; experimental analysis with photoelasticity. ***Quintessence Int.***, v.28, n.3, p.183-190, Mar. 1997.

LACERDA, T.S.P. ***Comportamento biomecânico das estruturas de suporte e da prótese parcial removível apoiada sobre implante na região distal.*** 1999. 150 f. Dissertação (Mestrado) Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo. São Paulo, 1999.

LANG, N.P.; KARRING, T.; LINDHE, J. ***Proceedings of the 3rd European workshop on periodontology implant dentistry.*** London: Quintessence. 1999.

LUO, X.; OUYANG, G.; MA, X. Three dimensional finite element analysis on the mandibular complete overdenture supported by nature roots or implants. ***Zhonghua Kou Qiang Yi Xue Za Zhi.***, v.33, n.5, p.303-305, Sep. 1998.

LUO, X.; OUYANG, G.; MA, X.; JIA, A.; GUO, T. The three-dimensional analysis of mandibular overdenture supported by implants. ***Sheng Wu Yi Xue Gong Cheng Xue Za Zhi.***, v.15, n.2, p.167-171, Jun. 1998.

MacENTEE, M.I.; WALTON, J.N.; GLICK, N. A clinical trial of patient satisfaction and prosthodontic needs with ball and bar attachments for implant-retained complete overdentures: three-year results. ***J. Prosthet. Dent.***, v.93, n.1, p.28-37, Jan. 2005.

MEIJER, H.J.; 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.***, v.68, n.1, p.96-102. Jul, 1992.

MEIJER, H.J.; STARMANS, F.J.; STEEN, W.H.; BOSMAN, F. A three dimensional finite element analysis of bone around dental implants in an edentulous human mandible. **Arch. Oral Biol.**, V.38, n.6, p.491-496, Jun. 1993.

MENICUCCI, G.; LORENZETTI, M.; OERA, P.; PRETI, G. Mandibular implant-retained overdenture: finite element analysis of two anchorage systems. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants.**, v.13, n.3, p.369-376, May/Jun. 1998.

MERICSKE-STERN, R. Force distribution on implants supporting overdentures: the effect of distal bar extensions. A 3-D study. **Clin. Oral Implants Res.**, v.8, n.2, p.142-151, Apr. 1997.

MERICSKE-STERN, R.; PIOTTI, M.; SIRTES, G. 3-D in vivo force measurements on mandibular implants supporting overdentures. **Clin. Oral Implants Res.**, v.7, p.387-396, Dec. 1996.

MISCH, C.E. **Implantes Dentários Contemporâneos**. 2. ed. São Paulo: Ed. Santos, 2000. 685p.

MORAES, M.C.C.S.B.; MORAES, E.J.; ELIAS, C.N. Análise de tensões em implantes osseointegrados por elementos finitos: variação da ancoragem e diâmetro dos implantes. **Rev. Bras. Implant.**, v.33, n.1, p.21-25, Jul. 2001.

OGATA, K.; AOKI, T.; MATSUNAGA, T.; UCHIDA, K. Occlusal force distribution in lower complete overdentures. **J. Oral Rehabil.** v.17, n.4, p.335-342. Jul. 1990.

PAN, S.; YIN, Y.; FENG, H. Three dimensional finite element analysis and comparison of stress distribution in overdentures supported with bar attachments and telescopic crowns. **Chin. J. Dent. Res.**, v.2, n.1, p.21-30, Feb. 1999.

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

RENOAUD, F.; RANGERT, B. **Risk factors in implant dentistry**. simplified clinical analysis for predictable treatment. Chicago: Quintessence, 1999.

ROCHA, E.P. **Prótese parcial removível de extremidade livre associada a um implante osseointegrado. Estudo através do método dos elementos finitos**. 2001. 183 f. Tese (Doutorado) Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas, Piracicaba, 2001.

SADOWSKY, S.J.; CAPUTO, A.A. Stress transfer of four implant overdenture cantilever designs. **J. Prosthet. Dent.**, v.92, n.4, p.328-336, Oct. 2004.

SAHIN, S.; ÇEHRELI, M.C.; YALÇIN, E. The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prosthesis – a review. **J. Dentistry**, v.30, n.7-8, p.271-282, Nov./Dec. 2002.

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

SETZ, J.M.; WRIGHT, P.S.; FERMAN, A.M. Effects of attachment type on the mobility of implant-stabilized overdentures – an in vitro study. **Int. J. Prosthodont.** V.13, n.6, p.494-499. 2000.

SHIGLEY, J.E. **Elementos de máquinas 2**. Rio de Janeiro: Livros Técnicos e Científicos Ed. Ltda 1984.

SMEDBERG, J.I.; NILNER, K.; RANGERT, B.; SVENSSON, S.A.; GLANTZ, S.A. On the influence of superstructure connection on implant preload: a methodological and clinical study. **Clin. Oral implants Res.**, v.7, n.1, p.55-63, Mar. 1996.

SOLTESZ, U.; SIEGELE, D. Principal characteristics of the stress distribution in the jaw caused by dental implants. In: HUISKES, R.; Van CAMPEN, D.; De WIJN, J.; (Eds). **Biomechanics**: principles and applications. The Netherlands: Martinus Nijhoff, 1982 p.439-444.

SPIEKERMANN, H. ***Implantologia***. Porto Alegre: Artmed. 2000. 288p.

TADA, S.; STEGAROIU, R.; KITAMURA, E.; MIYAKAWA, O.; KUSAKARI, H. Influence of implant design and bone quality on stress/strain distribution in bone around implants: a 3 dimensional finite element analysis. ***Int. J. Oral Maxillofac. Implants***, v.18, n. 3, p.357-368, May/Jun. 2003.

THAYER, H.H.; CAPUTO, A.A. Occlusal force transmittion by overdenture attachments. ***J. Prosthet. Dent.***, v.41, n.3, p.266-271, Mar. 1979.

THAYER, H.H.; CAPUTO, A.A. Photoelastic stress analysis of overdenture attachments. ***J. Prosthet. Dent.***, v.43, n.6, p.611-617, Jun. 1980.

TIMMERMAN, R.; STOKER, G.T.; WISMEIJER, D.; OOSTERVELD, P.; VERMEEREN, J.I.J.F.; VAN WAAS, M.A.J. An eight-year follow-up to a randomized clinical trial of participant satisfaction with three types of mandibular mandibular overdentures. ***J. Dent. Res.***, v.83, n.8, p.630-633, Aug. 2004.

TOKUHISA, M.; MATSUSHITA, Y.; KOYANO, K. In vitro study of mandibular implant overdenture retained with ball, magnet, or bar attachments: comparison of load transfer and denture stability. ***Int. J. Prosthodont.***, v.16, n.2, p.128-134, Mar./Apr. 2003.

VASCONCELLOS, A.B.; MORI, M.; ANDUEZZA, A.; SILVA, E.M. Tensões internas em prótese parcial fixa com dois sistemas de retenção corono-radicular: método de elementos finitos. **Rev. Bras. Odontol.**, v.59, n.3, p.206-210, Mai./Jun. 2002.

VON FRAUNHOFER, J.A.; RAZAVI, R.; KHAN, Z. Wear characteristics of high-strength denture teeth. **J. Prosthet. Dent.**, v.59, n.62, p.173-175, Feb. 1988.

WALMSLEY, A.D. Magnetic retention in prosthetic dentistry. **Dent. Update.** v.29, n.9, p.428-433, Nov. 2002.

WATSON, C.J.; TINSLEY, D.; SHARMA, S. Implant complication and failures: the complete overdenture. **Dent. Update.**, v.28, n.5, p.234-240, Jun. 2001.

WEIBRICH, G.; BUCH, R.S.; WEGENER, J.; WAGNER W. Five-year prospective follow-up report of the Astra Tech standart dental implant in clinical treatment. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v.16, n.4, p.557-572, Jul./Aug. 2001.

WINKLER, S.; PIERMATTI, J.; ROTHMAN, A.; SIAMOS, G. An overview of the o'ring implant overdenture attachment; clinical reports. **J. Oral Implantol.**, v.28, n.2, p.82-86, 2002.

XU, S.; CHENG, X.; HUA, X. Three dimensional finite element stress analysis of magnetical retaining and bar retaining in overdenture implants. ***Zhonghua Kou Qiang Yi Xue Za Zhi.***, v.32, n.2, p.105-107, Mar. 1997.

YANASE, R.T.; BINON, P.P.; JEMT, T.; GULBRANSEN, H.J.; PAREL, S. How do you test a cast framework fit for a full-arch fixed implant-supported prosthesis. ***Int. J. Oral. Maxillofac. Implants***, v.9, n.4, p.469-474, Apr. 1994.