

Érica Alves Gomes

**Efeito da ausência de passividade no
sistema coroa-implante-parafuso de
retenção por meio do MEF-2D**

ARAÇATUBA – SP
2006

Érica Alves Gomes

**Efeito da ausência de passividade no
sistema coroa-implante-parafuso de
retenção por meio do MEF-2D**

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia
do Câmpus de Araçatuba – Unesp, para a obtenção do
Grau de “Mestre em Odontologia” - Área de
Concentração - Prótese Dentária.

Orientador: Prof. Ass. Dr. Wirley Gonçalves Assunção

ARAÇATUBA – SP
2006

Catálogo-na-Publicação

Serviço Técnico de Biblioteca e Documentação – FOA / UNESP

G633a Gomes, Érica Alves
 Efeito da ausência de passividade no sistema coroa-implante-parafuso de retenção por meio do MEF-2D / Érica Alves
 Gomes.- Araçatuba : [s.n.], 2006
 93 f. : il.

Dissertação (Mestrado) – Universidade Estadual Paulista,
Faculdade de Odontologia, Araçatuba, 2006

Orientador: Prof. Dr. Wirley Gonçalves Assunção

1. Análise de elemento finito 2. Biomecânica 3. Adaptação
4. Prótese dentária 5. Implante dentário

Black D3
CDD 617.69

Dedicatória

Primeiramente a **Deus** que esteve sempre guiando meus passos durante esta incessante jornada, protegendo-me de todos os males e me fortalecendo nos momentos difíceis.

Aos meus amados pais **José Osorio** e **Maria Lucia** que são indiscutivelmente verdadeiros Pais e imprescindíveis para a minha existência.

À minha querida irmã **Larissa** por ser tão especial e fundamental em todas as etapas de minha vida.

A meu namorado **Luis Alberto**, pela paciência, compreensão e incentivo.

Agradecimentos Especiais

Ao Prof. Ass. Dr. **Wirley Gonçalves Assunção**, por toda confiança depositada e pelos grandiosos ensinamentos transmitidos, que muito contribuíram para minha formação profissional e pessoal. Agradeço imensamente por ter sido orientada por este professor tão especial, que dedicou a mim grande parte de seu tempo, sempre com muito carinho e, acima de tudo, muita amizade.

Ao Prof. Dr. **Edson Antônio Capello de Souza** da Faculdade de Engenharia Mecânica de Bauru, da Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”, pela brilhante orientação no estudo utilizando o Método dos Elementos Finitos e por ter muitas vezes deixado de lado os seus afazeres para me receber, sempre com extrema paciência, atenção e dedicação.

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. Dr. **Wilson Roberto Poi**, pela gentileza e acessibilidade com que me recebeu nesta instituição de ensino, características estas que lhe são peculiares.

Ao Prof. Dr. **Eduardo Passos Rocha** pela contribuição no desenvolvimento da metodologia desta pesquisa.

Aos Profs. **Humberto Gennari Filho, Paulo Henrique dos Santos, Marcelo Coelho Goiato, Paulo Renato Junqueira Zuim, Alicio Rosalino Garcia, Cícero Eleutério da Silva Filho, Eulália Maria Martins da Silva, Débora de Barros Barbosa, Eduardo Piza Pellizzer, Stefan Fiuza Carvalho Dekon, Adriana Cristina Zavanelli e Renato Salviato Fajardo** e aos técnicos de laboratório **Ana Marcelina dos Santos Bacaneli, Carlos Alberto Gonçalves, Eduardo Rodrigues Cobo, Jânder de Carvalho Inácio e José Baleeiro** do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese da Faculdade de Odontologia de Araçatuba, da Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” pela confiança depositada e acima de tudo pelo carinho e amizade com que me receberam.

Aos demais funcionários do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese da Faculdade de Odontologia de Araçatuba, da Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”, em especial às secretárias **Ana Lúcia Francischine** e **Maria Lúcia Bordan**, pela presteza e dedicação.

Aos funcionários da biblioteca da Faculdade de Odontologia de Araçatuba, da Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”, em especial à bibliotecária **Ana Cláudia Martins Crieger Manzatti**, pela conferência das referências bibliográficas.

Aos funcionários da seção de pós-graduação da Faculdade de Odontologia de Araçatuba, da Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”, **Valéria, Marina e Diogo** pela paciência e dedicação.

Aos meus companheiros de mestrado **Amílcar Freitas Chagas Júnior, Ana Kelly Garcia Gallo, Daniela Micheline dos Santos, Érika Oliveira de Almeida, Patrícia dos Santos Costa, Rosse Mary Falcón Antenucci, Valentim Adelino Ricardo Barão** pela agradável convivência e amizade.

Aos meus admiráveis amigos **Lucas Fernando Tabata** e **Thallita Pereira Queiroz**.

E aos demais **parentes** e **amigos** que direta ou indiretamente participaram desta importante fase de minha formação.

“Ninguém é tão grande que não possa aprender, nem tão pequeno que não possa ensinar”.

Voltaire

GOMES EA. Efeito da ausência de passividade no sistema coroa-implante-parafuso de retenção por meio do MEF-2D [dissertação]. Araçatuba: Faculdade de Odontologia da Universidade Estadual Paulista; 2006.

Resumo

Objetivo: avaliar o deslocamento e distribuição interna de tensões do sistema coroa/implante/parafuso de retenção e tecido ósseo adjacente, em função de diferentes níveis de desadaptação angular unilateral, por meio do MEF-2D.

Materiais e método: foram confeccionados 4 modelos matemáticos, representativos de coroa metálica conectada a implante por meio de parafuso de retenção, inseridos em tecido ósseo, determinando os 4 grupos estudados: Grupo 1 (controle), coroa completamente adaptada ao implante; Grupo 2, 3 e 4, coroa com desadaptações angulares unilaterais de 50 μ m, 100 μ m e 200 μ m, respectivamente. A partir do programa de elementos finitos Ansys, os modelos receberam carga de 133N, com angulação de 30 $^{\circ}$ e deslocamento de 2mm do longo eixo do implante em lado oposto a desadaptação, sendo analisados os mapas de tensões e deslocamento.

Resultados: com o aumento das desadaptações angulares, os mapas de tensões mostraram aumento gradativo das tensões na coroa (1056 N/mm 2 a 2326N/mm 2) e no parafuso de retenção (909.91 N/mm 2 a 987.02N/mm 2) e uniformidade na distribuição de tensões no implante e tecido ósseo medular. Quanto ao deslocamento, verificou-se inclinação do conjunto de 0.3101mm (controle) a 0.3179mm no grupo 4, em função do carregamento e das desadaptações.

Conclusão: a redução do contato unilateral entre a coroa e o implante levou ao deslocamento de todo conjunto e alteração na distribuição e magnitude das tensões ao longo do sistema, principalmente na região da coroa e parafuso de retenção, sendo que, de modo geral, as desadaptações angulares unilaterais de 100 μ m e 200 μ m mostraram maiores valores de tensões em relação ao controle.

Palavras-chave: Análise de Elemento Finito, Biomecânica, Adaptação, Prótese Dentária, Implante Dentário.

GOMES EA. Effect of without passive fit in the prostheses/implant/abutment screw set through MEF-2D. [dissertation]. Araçatuba: Unesp – São Paulo State University; 2006.

Abstract

Objectives: the aim of this study was to evaluate the displacement and stress inner distribution of the prostheses/implant/abutment screw set and surrounding bone, with prostheses presenting different levels of angular misfit unilateral through FEA-2D.

Materials and methods: four mathematic models were made, representing metal prostheses in connection of the implant through abutment screw, inside bone tissue, determining 4 groups: Group 1 (control) prostheses fit on the implant; Groups 2, 3 and 4, prostheses with angular misfit unilateral of 50 μ m, 100 μ m and 200 μ m, respectively. It was applied a load of 133N with 30 $^{\circ}$ angulation and off-axis at 2mm of long axis of the implant in opposite direction of misfit on the models, through finite element program Ansys.

Results: with upper of angular misfit, the stress maps showed gradual increased of prostheses stress (1056N/mm² at 2326N/mm²) and uniform stress distribution in the implant and trabecular bone. About the displacement, observed inclination of the set of 0.3101mm (control) at 0.3179mm in the group 4 due to loading and misfit.

Conclusions: the lower of the unilateral contact between prostheses and implant proportionate the displacement of all set and the distribution and magnitude alterations of the stress of all the system, principally in the prostheses and

abutment screw regions; as a general rule, the angular misfit unilateral of the 100 μ m and 200 μ m showed higher stress values in relation to the control.

Keywords: Finite Element Analysis, Biomechanics, Adaptation, Dental Prosthesis, Dental Implantation.

Lista de figuras do artigo

- Figura 1: Modelo gerado no programa de elementos finitos representativo do conjunto coroa-implante-parafuso de retenção inseridos em tecido ósseo cortical e medular. 41
- Figura 2: Vista aproximada das malhas na região de contato entre a coroa e a plataforma do implante, dos grupos 1, 2, 3 e 4 representativos de coroa totalmente adaptada ao implante e com desadaptações verticais e horizontais unilaterais de 50 μ m, 100 μ m e 200 μ m, respectivamente. 42
- Figura 3: Mapas gerais de tensões do conjunto coroa/implante/parafuso de retenção dos grupos 1, 2, 3 e 4. 43
- Figura 4: Mapas gerais das condições de deslocamento do conjunto coroa/implante/parafuso de retenção dos grupos 1, 2, 3 e 4. 44
- Figura 5: Mapas plotados da distribuição das tensões de Von Mises no parafuso de retenção, dos Grupos 1, 2, 3 e 4. 45
- Figura 6: Mapas plotados da distribuição das tensões de Von Mises na coroa protética, dos grupos 1, 2, 3 e 4. 46

Figura 7: Mapas plotados da distribuição das tensões de Von Mises no implante, dos Grupos 1, 2, 3 e 4.

Lista de figuras do anexo

| | |
|--|----|
| Figura B.1 – Esquema ilustrativo das dimensões da coroa. | 61 |
| Figura B.2: Desadaptação angular unilateral confeccionada na coroa protética. | 62 |
| Figura B.3: Embutidora metalográfica. | 63 |
| Figura B.4: Conjunto coroa/implante/parafuso de retenção incluído. | 63 |
| Figura B.5 – Realização do corte frontal do conjunto coroa/implante/parafuso de retenção em recortadora metalográfica. | 64 |
| Figura B.6: Vista interna da conexão coroa/implante/parafuso de retenção. | 65 |
| Figura B.7: Imagem digitalizada do conjunto coroa/implante/parafuso de retenção após corte frontal. | 66 |
| Figura B.8: Modelo confeccionado no programa AutoCAD representativo de coroa completamente adaptada ao implante. | 67 |

Figura B.9: Modelo confeccionado no programa AutoCAD representativo de coroa com desadaptação angular unilateral em relação ao implante. 67

Figura B.10: Modelo gerado no programa de elementos finitos representativo do conjunto coroa-implante-parafuso de retenção inseridos em tecido ósseo cortical e medular. 69

Figura B.11: Vista aproximada dos modelos na região de contato entre a coroa e a plataforma do implante, dos grupos 1, 2, 3 e 4 70

Figura B.12: Malha dos elementos representativa do conjunto coroa-implante-parafuso de retenção inseridos em tecido ósseo cortical e medular. 71

Figura B.13: Vista aproximada das malhas na região de contato entre a coroa e a plataforma do implante, dos grupos 1, 2, 3 e 4. 71

Figura B.14: Condições de restrição e carregamento para os grupos 1, 2, 3 e 4, mostrando a fixação no eixo X e liberdade de movimento no eixo Y com simetria e carregamento com angulação de 30° em relação ao eixo vertical e deslocamento de 2mm do ponto central da superfície oclusal. 72

| | |
|---|----|
| Figura C.1: Mapas gerais das condições de deslocamento do conjunto coroa/implante/parafuso de retenção dos grupos 1, 2, 3 e 4. | 77 |
| Figura C.2: Mapas gerais de tensões do conjunto coroa/implante/parafuso de retenção dos grupos 1, 2, 3 e 4. | 79 |
| Figura C.3. Vista aproximada dos mapas gerais de tensões do conjunto coroa/implante/parafuso de retenção e tecido ósseo adjacente dos grupos 1, 2, 3 e 4. | 80 |
| Figura C.4: Mapas plotados da distribuição das tensões de Von Mises no parafuso de retenção, dos grupos 1, 2, 3 e 4. | 82 |
| Figura C.5. Mapas plotados da distribuição de tensões do parafuso de retenção após remoção dos pontos de tensões máximas, dos grupos 1, 2, 3 e 4. | 83 |
| Figura C.6: Mapas plotados da distribuição das tensões de Von Mises na coroa protética, dos grupos 1, 2, 3 e 4. | 85 |
| Figura C.7: Mapas plotados da distribuição das tensões de Von Mises no implante, dos grupos 1, 2, 3 e 4. | 87 |

Figura C.8. Mapas plotados da distribuição de tensões do implante após remoção dos pontos de tensões máximas, dos grupos 1, 2, 3 e 4. 88

Figura C.9. Mapas plotados da distribuição de tensões do osso medular, dos grupos 1, 2, 3 e 4. 90

Figura C.10. Mapas plotados da distribuição de tensões do osso cortical superior no eixo X, dos grupos 1, 2, 3 e 4. 92

Figura C.11. Mapas plotados da distribuição de tensões do osso cortical superior no eixo Y, nos grupos 1, 2, 3 e 4. 93

Lista de Tabelas

| | |
|--|----|
| Tabela 1. Propriedades das estruturas e dos materiais utilizados nos modelos. | 48 |
| Tabela 2. Valor de tensões máximas e mínimas de Von Mises no conjunto coroa/implante/parafuso de retenção, parafuso de retenção, coroa protética, implante e tecido ósseo medular. | 49 |
| Tabela 3. Tensões máximas de tração e compressão no osso cortical superior (N/mm^2) para cada grupo. | 50 |
| Tabela B.1 Propriedades das estruturas e dos materiais utilizados nos modelos. | 73 |

Lista de Abreviaturas

| | |
|--|----|
| MEF = Método de Elementos Finitos | 23 |
| MEF-2D = Método de Elementos Finitos Bidimensional | 24 |
| μm = Micrômetros | 24 |
| mm = milímetro | 24 |
| N/cm = Newton por centímetro | 24 |
| Co-Cr = Cobalto-Cromo | 24 |
| N = Newton | 26 |
| MEF-3D = Método de Elementos Finitos Tridimensional | 30 |
| N/mm^2 = Newton por milímetro quadrado | 44 |

Sumário

| | |
|---|----|
| 1 Introdução | 22 |
| 2 Proposição | 24 |
| 3 Material e método | 24 |
| 4 Resultados | 26 |
| 5 Discussão | 27 |
| 6 Conclusão | 33 |
| 7 Referências | 35 |
| Anexos | 51 |
| Anexo A - Normas para publicação | 52 |
| Anexo B - Materiais e método detalhados | 60 |
| Anexo C - Resultados detalhados | 75 |

Introdução*

A correta adaptação do conjunto coroa/implante/parafuso de retenção é extremamente relevante sob o ponto de vista biomecânico das próteses sobre implantes, uma vez que a osseointegração não é feita de forma resiliente no osso alveolar (Weinberg 1993). Assim, almeja-se a passividade entre prótese e implante, a fim de prevenir que inadequadas concentrações de tensões sejam geradas entre os componentes desse sistema (Millington & Leung 1995, Duyck et al. 2001, Kunavisarut et al. 2002), bem como sua transmissão para o tecido ósseo adjacente (Skalak 1983).

A passividade entre a prótese e o implante é conseguida quando o parafuso de retenção está unindo as estruturas apenas por uma força de travamento, implicando numa mínima tensão óssea na ausência de carga oclusal (Mulcahy et al. 2000). Para isso, é necessária uma perfeita adaptação entre componentes e implante, uma vez que a presença de desadaptações pode impedir o adequado assentamento entre as partes durante a aplicação da pré-carga, devido à dureza típica das próteses e parafuso de retenção (Patterson & Johns 1992), levando a um contato assimétrico entre os vários componentes do sistema (Isa & Hobkirk 1995, Isa & Hobkirk 1996).

Muitas vezes, a falta de adequada adaptação entre o conjunto prótese/implante não é detectada pela inspeção visual (Skalak 1983), pois o aperto do parafuso de retenção da prótese e a intensidade da carga aplicada

* O artigo segue as normas do periódico *Clinical Oral Implants Research*, disponível no Anexo A, devendo ser formatado com espaçamento duplo e fonte número 12, totalizando um máximo de 38 páginas, incluindo referências e ilustrações. Para a citação de referências no texto deverá ser colocado o último nome do(s) autor(es) e ano.

sobre os implantes influenciam na diminuição da discrepância vertical de adaptação formada entre o conjunto (Cheshire & Hobkirk 1996, Isa & Hobkirk 1996), sendo que em longo prazo a desadaptação pode acarretar no afrouxamento e fratura dos parafusos de ouro e do intermediário, defeitos e mobilidade das supra-estruturas e até fratura ou perda de osseointegração do implante (Jorneus et al. 1992, Dellinges & Tebrock 1993, Carlson & Carlsson 1994, Geng et al. 2001), além de infiltração microbiana e colonização bacteriana, levando a reações inflamatórias nos tecidos moles peri-implantares (Jansen et al. 1997).

Assim, a necessidade de obter a passividade das próteses aos implantes é salientada por muitos autores (Rangert et al. 1989, Lie & Jemt 1994). Porém, mesmo para a moderna tecnologia, muitos fabricantes de sistemas de implantes não apresentam um nível de exata adaptação entre os componentes (Binon 1995). Conseqüentemente, a desadaptação das próteses é uma realidade clínica, porém, o nível de desadaptação que pode ser tolerado sem causar complicações mecânicas (Kallus & Bessig 1994, Ma et al. 1997) e biológicas (Goodacre et al. 1999, Jemt et al. 2000) ainda não foi totalmente determinado.

É possível avaliar as propriedades mecânicas do sistema de implantes dentais com a utilização do método dos elementos finitos (MEF), que é bastante preciso para tal finalidade (Baiamonte et al. 1996). Dentre os diversos fatores estudados pelo MEF, tem sido enfatizado as condições de tensões ao longo das superfícies do implante e tecido ósseo adjacente (Rieger et al. 1990, Stegaroiu et al. 1998, O'Mahony et al. 2000, Kunavisarut et al. 2002, Bozkaya et al. 2004, Sutpideler et al. 2004), além dos problemas ocorridos entre a conexão prótese/implante principalmente em relação às falhas no parafuso de retenção da

prótese e tecido ósseo adjacente (Patterson & Johns 1992, Sakaguchi & Borgersen 1995, Haack et al. 1995, Byrne et al. 1998, Watanabe et al. 2000, Alkan et al. 2004, Kitagawa et al. 2005, Huang et al. 2005, Kano et al. 2006).

Como visto, a desadaptação entre prótese e implante é uma realidade clínica difícil de ser eliminada devido aos inúmeros fatores envolvidos na construção da prótese, podendo implicar num prognóstico duvidoso no que se refere à longevidade dos implantes osseointegrados. Assim, o objetivo deste estudo foi empregar o MEF-2D para avaliar o deslocamento e a distribuição interna de tensões no conjunto coroa/implante/parafuso de retenção e tecido ósseo adjacente, utilizando coroa total metálica totalmente adaptada (controle) e com diferentes níveis de desadaptação angular unilateral de 50 μ m, 100 μ m e 200 μ m.

Materiais e Método

Para o desenvolvimento deste estudo foi simulado bidimensionalmente, um segmento posterior da mandíbula contendo um implante osseointegrado de hexágono externo do sistema Branemark de 3.75mm de diâmetro por 15.0mm de comprimento (SIN, Sistema de Implantes, São Paulo, SP, Brasil), sobre o qual foi conectada, com parafuso de titânio e torque de 32N/cm, uma coroa protética confeccionada com liga de cobalto-cromo (Co-Cr) (CNG soluções protéticas, São Paulo, SP, Brasil) nas dimensões de 8mm em seu maior diâmetro e 8mm de altura (Binon 1996), a partir de um pilar UCLA com cinta de Co-Cr (SIN, Sistema de Implantes, São Paulo, SP, Brasil).

A partir de dados dimensionais obtidos da própria amostra que foram verificados com o auxílio do programa de desenho assistido AutoCAD (AutoCAD 2005, Autodesk Inc., San Rafael, CA, USA) e por aqueles fornecidos pelo fabricante, confeccionou-se 4 modelos bidimensionais utilizando o mesmo programa, representativos do corte frontal de um implante do sistema Branemark externo localizado na região posterior da mandíbula variando o grau de desadaptação (Isa & Hobkirk 1995, Cheshire & Hobkirk 1996, Jemt 1996, Byrne et al. 1998) existente entre a coroa protética e o implante, o que determinou os 4 grupos a serem estudados: Grupo 1 (controle – Coroa/Prótese), coroa completamente adaptada ao implante; Grupo 2 (Gap 50), coroa com desadaptação angular unilateral de 50 μ m; Grupo 3 (Gap 100), coroa com desadaptação angular unilateral de 100 μ m e Grupo 4 (Gap 200), coroa com desadaptação angular unilateral de 200 μ m. Os implantes foram inseridos em um bloco simulando tecido ósseo com 22.0mm de altura e 21.7mm de largura, apresentando 1.0mm de cortical óssea superior e 2.0mm de cortical óssea inferior (Kunavisarut et al. 2002) e osso medular com 19mm de altura.

Após elaborar e mensurar os 4 modelos, os mesmos foram exportados para o programa de elementos finitos Ansys (Ansys 7.0, Swanson Analysis System, Houston, Pa, USA), para a confecção dos modelos de elemento finito (Figura 1), os quais foram assumidos em estado plano de tensão, utilizando 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. O grupo 1 foi constituído de 16.820 nós e 8.275 elementos, o grupo 2 com 16.868 nós e 8.297 elementos, o grupo 3 com 16.828 nós e 8.277 elementos e o grupo 4 com 16.896 nós e 8.309 elementos (Figura 2).

Para simular uma situação real, foram determinadas condições de restrição aos modelos, os quais foram fixados apenas no eixo X, tendo liberdade com simetria no eixo Y, permitindo movimento vertical. Considerou-se total osseointegração do implante ao osso adjacente e os materiais utilizados foram considerados homogêneos, isotrópicos e linearmente elásticos, sendo caracterizados pelo módulo de elasticidade e coeficiente de Poisson (Tabela 1).

Aplicou-se aos modelos carga estática de 133N (Binon 1996) de sentido oblíquo (Holmgren 1998), com angulação de 30° em relação ao eixo vertical e deslocamento de 2.0mm do ponto central na superfície oclusal (O'Mahony et al. 2000) para o lado oposto as desadaptações presentes nos grupos 2, 3 e 4, a fim de avaliar as tensões geradas no sistema coroa/implante/parafuso de retenção em função do grau de desadaptação angular unilateral entre a base de assentamento da coroa ao implante.

Os mapas de tensões obtidos pelo processamento do programa de elementos finitos foram analisados pela teoria das tensões de tração e compressão na região da interface osso cortical/implante e pela análise das tensões de Von Mises, sobre o sistema coroa/implante/parafuso de retenção e osso medular, sendo que para melhor visualização dos resultados, os mapas de tensões foram plotados de modo que as estruturas do sistema fossem avaliadas individualmente.

Resultados

As condições de deslocamento do conjunto coroa/implante/parafuso de retenção e os padrões de distribuição de tensões no parafuso de retenção, coroa

e implante estão representados nas figuras 3 a 7. A tabela 2 mostra os valores de tensões máximas e mínimas de Von Mises encontradas no conjunto coroa/implante/parafuso de retenção, parafuso de retenção, coroa protética, implante e tecido ósseo medular e os valores máximos de tração e compressão da região óssea cortical superior estão descritos na tabela 3.

Discussão

Diversas pesquisas realizadas tanto *in vitro* como *in vivo*, mostram que uma freqüente complicação existente em prótese sobre implante refere-se ao fenômeno do desrosqueamento e fratura do parafuso de retenção das próteses (Kallus & Bessing, 1994, Carlson & Carlsson, 1994, Binon, 1996, Huang et al. 2005, Kitagawa et al. 2005, Kano et al. 2006), o que está relacionado a elevadas tensões no parafuso (Geng et al. 2001) e a próteses mal adaptadas (Rangert et al. 1989; Patterson & Johns 1992). Neste estudo, os modelos submetidos à análise pelo método dos elementos finitos (MEF) mostraram claramente que a presença de desadaptação unilateral entre a coroa e o implante apresenta significativo impacto no deslocamento e na distribuição de tensões no parafuso de retenção da prótese, coroa, implante e tecido ósseo adjacente.

Analisando os mapas de deslocamento de todo o conjunto coroa/implante/parafuso de retenção e tecido ósseo adjacente, verificou-se um aumento gradativo no deslocamento deste sistema, em função da diminuição do contato unilateral entre a coroa e o implante, sendo que no grupo 1 (coroa protética completamente adaptada) houve a inclinação do conjunto devido apenas ao carregamento, sem interferência da desadaptação, mostrando deslocamento

lateral máximo de 0.3101mm. Nas situações de desadaptação de 50 μ m, 100 μ m e 200 μ m, o deslocamento aumentou para 0.3106mm, 0.3132mm e 0.3179mm (Figura 3).

No grupo 2, situação em que a desadaptação angular unilateral foi de 50 μ m, não houveram grandes mudanças no comportamento do conjunto, tanto em relação ao seu deslocamento (Figura 3) como nos níveis de tensões plotados conjuntamente (Figura 4) ou isoladamente, comparado com o grupo 1, pois a porcentagem de redução no contato entre a coroa e o implante foi pequena (16%), o que possivelmente representa pouca alteração sob o ponto de vista mecânico. Em relação aos grupos 3 e 4, representativos das situações de desadaptação angular unilateral da coroa em 100 μ m e 200 μ m, verificou-se uma maior diminuição no contato entre a coroa e o implante, com valores percentuais de 33% e 66%, implicando conseqüentemente em maiores alterações biomecânicas do conjunto.

Numericamente, os valores de deslocamento dos grupos 3 e 4 pouco se alteraram comparados com a situação controle e grupo 2, mas se tratando de condições micrométricas, verificou-se um aumento no deslocamento de 0.5 μ m, 3.1 μ m e 7.8 μ m para os grupos 2, 3 e 4, respectivamente, em relação ao grupo 1 (controle). Sendo assim, tal deslocamento nos grupos 3 e 4 torna-se acentuado, levando a prováveis alterações na distribuição de tensões de todo o sistema. Além disso, a tendência de maior deslocamento da coroa pode influenciar a fadiga dos elementos, sendo que os componentes mais tensionados falharão num período de tempo menor que o estimado, o que corroboram com os achados de Binon 1996, Patterson e Johns 1992.

A presença de desadaptação acima de $100\mu\text{m}$ provocou um aumento das tensões no parafuso de retenção da prótese, sendo observado que o local de maior solicitação foi a região de contato entre a coroa e o parafuso de retenção no lado oposto ao da desadaptação, devido ao deslocamento da coroa como consequência da redução no contato entre a plataforma de assentamento da coroa ao implante (Figura 5).

Isto provavelmente ocorreu porque a integridade mecânica do sistema está diretamente relacionada a dois fatores: área de contato entre os componentes e efetividade do parafuso. Assim, o adequado contato entre a coroa e o implante é importante na distribuição das cargas incidentes tanto na coroa como no parafuso de retenção da prótese, contribuindo para a máxima efetividade destes componentes e longevidade do conjunto, conforme afirmam Byrne et al. 1998. Por outro lado, se isto não ocorrer, a maior parte da carga recairá sobre o parafuso, havendo redução de sua vida útil na ordem de semanas ao invés de anos (Patterson & Johns 1992).

Adicionalmente, ao se remover as máximas tensões pontuais no parafuso a fim de facilitar a visualização das distribuições de tensões de maneira generalizada, verificou-se uma uniformidade nessa distribuição pelo corpo do parafuso nos diferentes grupos e alteração do local de maior solicitação, passando da região de contato entre a coroa e o parafuso para a região entre o colo do parafuso e sua primeira rosca. Tais resultados estão de acordo com o estudo de Huang et al. (2005), que sob teste de resistência à flexão, com incidência de carga estática máxima de $798.8 \pm 4.1\text{N}$ incidindo no parafuso do intermediário, verificaram falha do parafuso, havendo deformação plástica maior que 2mm entre as regiões da haste e primeira rosca. Realizando uma análise

teórica de fadiga dos parafusos de retenção, Patterson & Johns (1992) também demonstraram que as fontes mais frequentes de falha do sistema coroa/implante/parafuso de retenção são as regiões da haste e primeira rosca do parafuso, o que está relacionado à fadiga causada pela alta concentração de tensões no parafuso, conseqüência das diferentes alterações no passo de rosca produzido pelas forças de tração e compressão existentes no contato entre as partes.

Analisando os mapas de tensões referentes à coroa protética na condição de perfeita adaptação (grupo 1), verificou-se que a região de tensões máximas estavam no local de contato entre a coroa e o parafuso de retenção (Figura 6). Entretanto, com a redução do contato na plataforma de assentamento do implante, observou-se que a região de maior sollicitação da coroa, evidenciada pelas tensões máximas, passaram a ser o local de redução do contato, sendo verificado um aumento gradativo dos valores de tensões máximas variando de 1.22 a 2.20 vezes maior que as do grupo 1 (controle). Associado a isto, deve ser destacado que, clinicamente, poderá haver maior risco de fratura do material de revestimento da supra-estrutura metálica, em especial a porcelana, nesta região dos grupos 2, 3 e 4, uma vez que sua espessura provavelmente será reduzida com a diminuição do contato entre a plataforma de assentamento da coroa e do implante.

Esta alteração ocorrida no padrão de distribuição das tensões do sistema, em especial na coroa protética, em função da redução do contato entre a coroa e o implante está de acordo com os estudos de Kunavisarut et al. (2002) que avaliaram a distribuição de tensões nos componentes do implante, prótese e osso adjacente utilizando o MEF-3D, em situações de próteses fixas de 2 elementos

com e sem cantiléver e desadaptação vertical entre a coroa e o intermediário, verificando que próteses desadaptadas influenciam tanto no padrão como na magnitude da distribuição de tensões nas próteses, sendo que em situações de passividade as tensões são bem distribuídas em todos os componentes, produzindo pequenos picos de tensões em cada estrutura.

Adicionalmente, Millington et al. (1995) analisaram a natureza e magnitude de tensões em supra-estrutura protética quando diferentes níveis de desadaptação estão presentes, a partir da análise por fotoelasticidade. Criaram desadaptações verticais de $6\mu\text{m}$ a $104\mu\text{m}$, verificando uma correlação positiva entre o nível de desadaptação e as tensões geradas na supra-estrutura. Entretanto, a razão do aumento das tensões em função do nível de desadaptação também não foi linear, como no presente estudo, sendo que o nível de tensão estática causada pela desadaptação é dependente do seu tamanho, forma (vertical, horizontal e angular) e localização.

A alteração do contato na base de assentamento da coroa ao implante, em função dos diferentes níveis de desadaptação simulados, também definiu as tensões no implante. Observou-se no grupo 1, que as tensões máximas ficaram definidas no ponto de contato entre o parafuso de retenção e o implante. Entretanto, com a redução do contato entre a coroa e o implante, as tensões máximas passaram para a plataforma de assentamento protético do implante, na região da desadaptação, evidenciando o aumento da solicitação desta área (Figura 7), sendo que os valores de tensões máximas não apresentaram um aumento de forma gradativa. Embora, o nível de tensão no implante tenha oscilado, em função da diminuição do contato coroa-implante, manteve-se dentro

dos limites de adequada manutenção do tecido ósseo segundo estudos desenvolvidos por Rieger et al. 1990.

A fim de facilitar a visualização das distribuições de tensões de maneira generalizada no implante, removeu-se as regiões de pico de tensões, podendo ser verificada uma uniformidade das mesmas nos diferentes modelos, tanto em relação aos valores máximos quanto em sua distribuição. Além disso, notou-se que a região de maior solicitação do implante manteve-se definida no mesmo ponto de contato entre o parafuso de retenção e o implante para todos os modelos, independentemente da situação de assentamento da coroa. Esta tendência na uniformidade das tensões verificadas no corpo do implante pode estar relacionada à maior rigidez apresentada pelo material em que foi confeccionada a coroa protética em relação ao material do implante, o que está de acordo com o estudo de Sertgoz (1997), que afirmou que materiais mais rígidos devem ser utilizados para a confecção da supra-estrutura a fim de prevenir falhas protéticas reduzindo, desta forma, o risco de sobrecarga nas demais estruturas como implante e tecido ósseo adjacente, visto que materiais mais resilientes levam ao aumento de tensões no parafuso de retenção protético.

Os mapas de tensões que plotaram o osso medular mostraram que esta região não absorveu diretamente os efeitos da alteração no nível de desadaptação entre a coroa e o implante, devido à sua uniformidade na distribuição de tensões em todos os grupos, além de valores de tensões máximas muito semelhantes entre si (Tabela 2). Tal fato vem a comprovar a tendência na uniformidade das tensões verificadas também no implante, mostrando que estas regiões são pouco solicitadas em situações de inadequado assentamento entre a coroa e o implante. Observou-se também, que os locais de tensões mais

elevados no osso medular localizaram-se na região do ápice do implante e próximo à plataforma protética do mesmo, o que está de acordo com Rieger et al. (1990) que compararam o padrão de distribuição de tensões no osso cortical e medular ao redor de seis diferentes marcas comerciais de implantes endósseos, a partir da utilização do MEF, verificando que as tensões localizaram-se basicamente nas regiões da cabeça e ápice do implante, quando os mesmos foram submetidos à carga aplicada axialmente no longo eixo do implante.

Analisando os mapas de tensões do osso cortical superior, verificou-se uniformidade nos valores de tração e compressão, para o grupo 1 (Tabela 3). Entretanto, os grupos 2, 3 e 4 mostraram diferença nos valores de tração e compressão, havendo redução nos valores de compressão. Deste modo, com a diminuição do apoio entre a coroa e o implante ocorreu um alívio no osso cortical na região de compressão e, conseqüentemente, acarretou no sobrecarregamento de outras estruturas do sistema e, de acordo com Rangert (1989), quando a adaptação entre prótese e implante não é precisa, alguma região da unidade de ancoragem assume como principal região para a concentração de tensão enquanto outras praticamente não recebem. Além disso, a flexão óssea ao redor dos implantes como resposta da desadaptação, suporta o consenso clínico de potenciais complicações em termos de reabsorção óssea marginal e possíveis perdas da osseointegração (Jemt & Lekholm 1998).

Diante das condições e limitações deste estudo, pode-se concluir que a perda de contato unilateral entre a base de assentamento da coroa e a plataforma do implante, em função de diferentes condições de desadaptação, acarretam no deslocamento de todo o conjunto e na alteração da distribuição e magnitude das tensões ao longo de todo o sistema, principalmente na região da coroa protética e

do parafuso de retenção. Houve significativo aumento do deslocamento, em níveis micrométricos, dos grupos 3 e 4 (3.1 μ m e 7.8 μ m, respectivamente), em relação ao grupo controle. De modo geral, os grupos 3 e 4 que apresentaram desadaptações angulares unilaterais de 100 μ m e 200 μ m, mostraram maiores valores de tensões máximas em relação aos grupos controle e grupo 2 (desadaptação angular unilateral de 50 μ m) em função da diminuição unilateral do apoio entre a base de assentamento da coroa e a plataforma do implante.

Referências**

- Alkan, I., Sertgoz, A. & Ekici, B. (2004) Influence of occlusal forces on stress distribution in preloaded dental implant screws. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 91:319-325.
- Baiamonte, T., Abbate, M.F., Pizzarello, F., Lozada, J. & James, R. (1996) The experimental verification of the efficacy of finite element modeling to dental implant systems. *The Journal of Oral Implantology* 22:104-110.
- Barbier, L., Vander Sloten, J., Krzesinski, E., Scherpers, E. & Van der Perre, G. (1998) Finite element analysis of non-axial versus axial loading of oral implants in the mandible of the dog. *Journal of Oral Rehabilitation* 25:847-858.
- Binon, P.P. (1995) Evaluation of machining accuracy and consistency of selected implants, standard abutments, and laboratory analogs. *The International Journal of Prosthodontics* 8:162-178.
- Binon, P.P. (1996) The effect of implant/abutment hexagonal misfit on screw joint stability. *The International Journal of Prosthodontics* 9:149-160.
- Bozkaya, D., Muftu, S. & Muftu, A. (2004) Evaluation of load transfer characteristics of five different implants in compact bone at different load levels by finite elements analysis. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 92:523-530.
- Byrne, D., Houston, F., Cleary, R. & Claffey, N. (1998) The fit of cast and premachined implant abutments. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 80:184-192.

** O artigo segue as normas do periódico *Clinical Oral Implants Research*, disponível no Anexo A, sendo que para periódicos deverá constar o nome dos autores, seguidos pelo ano, título do artigo, nome completo do periódico, volume e páginas. Para citação de livro deverá ser colocado o nome dos autores, ano, título do livro, edição, volume, capítulo ou páginas do livro, cidade da publicação e editora.

- Carlson, B. & Carlsson, G.E. (1994) Prosthodontic complications in osseointegrated dental implant treatment. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 9:90-94.
- Cheshire, P.D. & Hobkirk, J.A. (1996) An in vivo quantitative analysis of the fit of Nobel Biocare implant superstructures. *Journal of Oral Rehabilitation* 23:782-789.
- Craig, R.G. (1989) *Restorative dental materials*, p.84, 8th ed. St. Louis (MO): Mosby.
- Dellinges, M. A. & Tebrock, O. C. (1993) A measurement of torque values obtained with hand-held drivers in a simulated clinical setting. *Journal of Prosthodontics* 2:212-214.
- Duyck, J., Ronold, H.J., Oosterwyck, H., Naert, I., Vander Sloten, J. & Ellingsen, J.E. (2001) The influence of static and dynamic loading on marginal bone reactions around osseointegrated implants: an animal experimental study. *Clinical Oral Implants Research* 12:207-218.
- Geng, J.P., Tan, K.B. & Liu, G.R. (2001) Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 85:585-598.
- Goodacre, C.J., Kan, J.Y. & Rungcharassaeng, K. (1999) Clinical complications of osseointegrated implants. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 81:537-552.
- Haack, J.E., Sakaguchi, R.L., Sun, T. & Coffey, J.P. (1995) Elongation and preload stress in dental implant abutment screws. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 10:529-536.
- Holmgren, E.P., Seckinger, R.J., Kilgren, L.M. & Mante, F. (1998) 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. *The Journal of Oral Implantology* 24:80-88.

Huang, H.M., Tsai, C.M., Chang, C.C., Lin, C.T. & Lee, S.Y. (2005) Evaluation of loading conditions on fatigue-failed implants by fracture surface analysis. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 20:854-859.

Isa, M.Z. & Hobkirk, J.A. (1996) The effects of superstructure fit and loading on individual implant units: Part 2. The effects of loading a superstructure with varying degrees of fit. *The European Journal of Prosthodontics and Restorative Dentistry* 4:11-14.

Isa, Z.M. & Hobkirk, J.A. (1995) The effects of superstructure fit and loading on individual implant units: Part I. The effects of tightening the gold screws and placement of a superstructure with varying degrees of fit. *The European Journal of Prosthodontics and Restorative Dentistry* 3:247-253.

Jansen, V.K., Conrads, G., Richter, E.J. (1997) Microbial leakage and marginal fit of the implant-abutment interface. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 12:527-540.

Jemt, T. (1996) In vivo measurements of precision of fit involving implant-supported prostheses in the edentulous jaw. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 11:151-158.

Jemt, T. & Lekholm, U. (1998) Measurements of bone and frame-work deformations induced by misfit of implant superstructures. A pilot study in rabbits. *Clinical Oral Implants Research* 9:272-280.

Jemt, T., Lekholm, U. & Johansson, C.B. (2000) Bone response to implant-supported frameworks with differing degrees of misfit preload: in vivo study in rabbits. *Clinical Implants Dentistry and Related Research* 2:129-137.

Jorneus, L., Jemt, T. & Carlsson, L. (1992) Loads and designs of screw joints for single crowns supported by osseointegrated implants. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 7:353-359.

Kallus, T. & Bessing, C. (1994) Loose gold screws frequently occur in full-arch fixed prostheses supported by osseointegrated implants after 5 years. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 9:169-178.

Kano, S.C., Binon, P., Bonfante, G. & Curtis, D.A. (2006) Effect of casting procedures on screw loosening in UCLA-type abutments. *Journal of Prosthodontics* 15:77-81.

Kitagawa, T., Tanimoto, Y., Odaki, M., Nemoto, K. & Aida, M. (2005) Influence of implant/abutment joint designs on abutment screw loosening in a dental implant system. *Journal of Biomedical Materials Research Part B, Applied Biomaterials* 75:457-463.

Kunavisarut, C., Lang, L.A., Stoner, B.R. & Felton, D.A. (2002) Finite element analysis on dental implant-supported prostheses without passive fit. *Journal of Prosthodontics* 11:30-40.

Lie, A. & Jemt, T. (1994) Photogrammetric measurements of implant positions. Description of a technique to determine the fit between implants and superstructures. *Clinical Oral Implants Research* 5:30-36.

Ma, T., Nicholls, J.I. & Rubenstein, J.E. (1997) Tolerance measurements of various implant components. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 12:371-375.

Millington, N.D. & Leung, T. (1995) Inaccurate fit of implant superstructures. Part 1: Stresses generated on the superstructure relative to the size of fit discrepancy. *The International Journal of Prosthodontics* 8:511-516.

- Mulcahy, C., Sherriff, M., Walter, J.D. & Fenlon, M.R. (2000) Measurement of misfit at the implant-prosthesis interface: an experimental method using a coordinate measuring machine. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 15:111-118.
- O'Mahony, A., Bowles, Q., Woolsey, G., Robinson, S.J. & Spencer, P. (2000) Stress distribution in the single-unit osseointegrated dental implant: finite element analyses of axial and off-axial loading. *Implant Dentistry* 9:207-218.
- Patterson, E.A. & Johns, R.B. (1992) Theoretical analysis of the fatigue life of fixture screws in osseointegrated dental implants. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 7:26-33.
- Rangert, B., Jemt, T. & Jorneus, L. (1989) Forces and moments on Branemark implants. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 4:241-247.
- Rieger, M.R., Mayberry, M. & Brose, M.O. (1990) Finite element analysis of six endosseous implants. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 63:671-676.
- Sakaguchi, R.L. & Borgersen, S.E. (1995) Nonlinear contact analysis of preload in dental implant screws. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 10:295-302.
- Sertgoz, A. & Gunever, S. (1996) Finite element analysis of the effect of cantil ver and implant length on stress distribution in an implant-supported prosthesis. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 76:165-169.
- Sertgoz, A. (1997) Finite element analysis study of the effect of superstructure material on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis. *The International Journal of Prosthodontics* 10:19-27.
- Skalak, R. (1983) Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 49:843-848.

Stegaroiu, R., Sato, T., Kusakari, H. & Miyakawa, O. (1998) Influence of restoration type on stress distribution in bone around implants: a three-dimensional finite element analysis. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 13:82-90.

Sutpideler, M., Eckert, S.E., Zobitz, M. & An K.N. (2004). Finite element analysis of effect of prosthesis height, angle of force application, and implant offset on supporting bone. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 19:819-825.

Watanabe, F., Uno, I., Hata, Y., Neuendorff, G. & Kirsch, A. (2000) Analysis of stress distribution in a screw-retained implant prosthesis. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 15:209-218.

Weinberg, L.A. (1993) The biomechanics of force distribution in implant-supported prostheses. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 8:19-31.

Figuras:

Figura 1: Modelo gerado no programa de elementos finitos representativo do conjunto coroa/implante/parafuso de retenção inseridos em tecido ósseo cortical e medular.

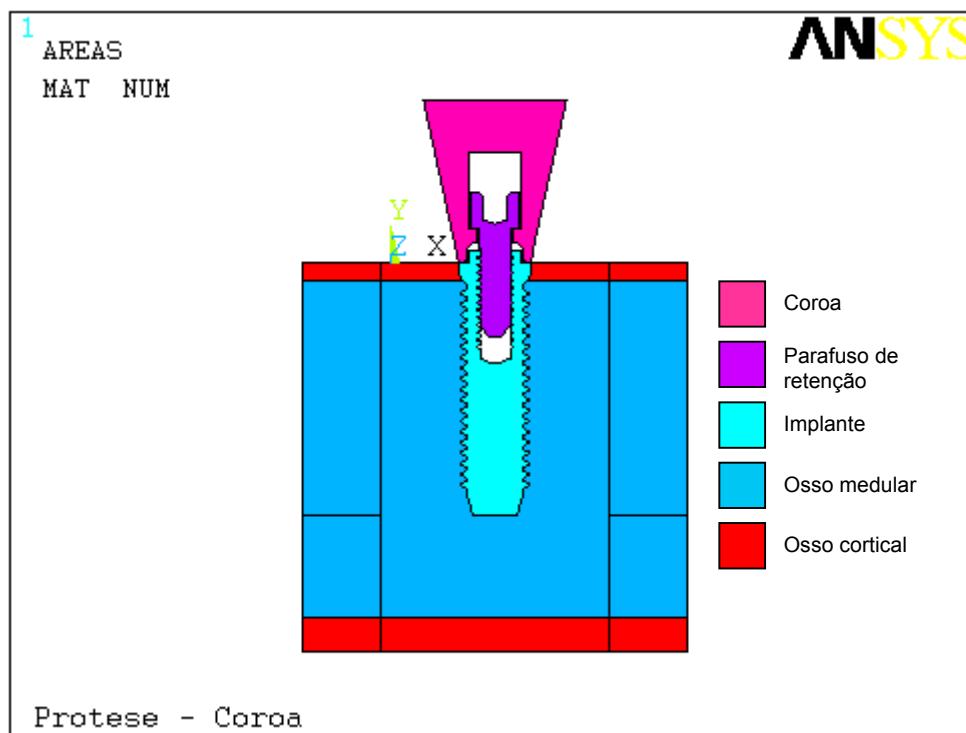


Figura 2: Vista aproximada das malhas na região de contato entre a coroa e a plataforma do implante dos grupos 1, 2, 3 e 4, representativos de coroa totalmente adaptada ao implante e com desadaptações angulares unilaterais de 50 μ m, 100 μ m e 200 μ m, respectivamente.

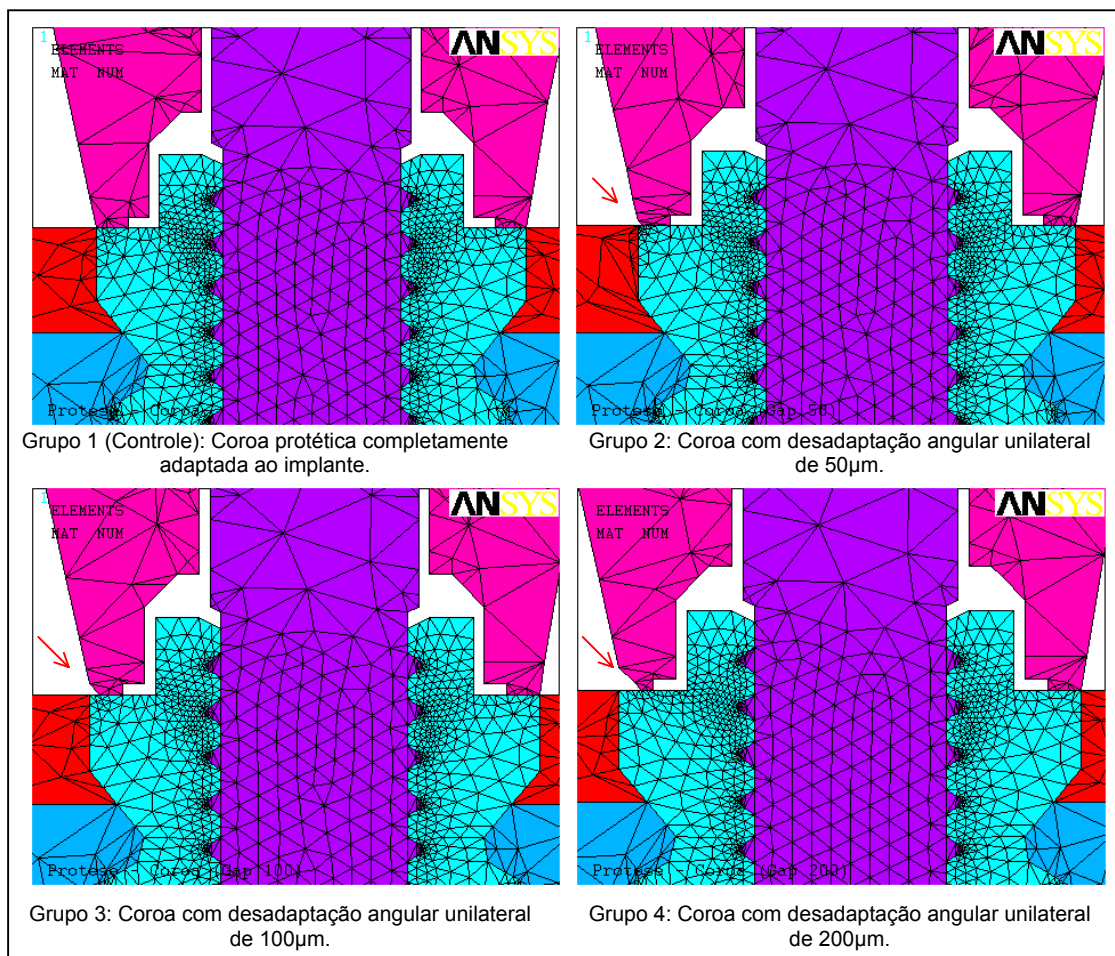
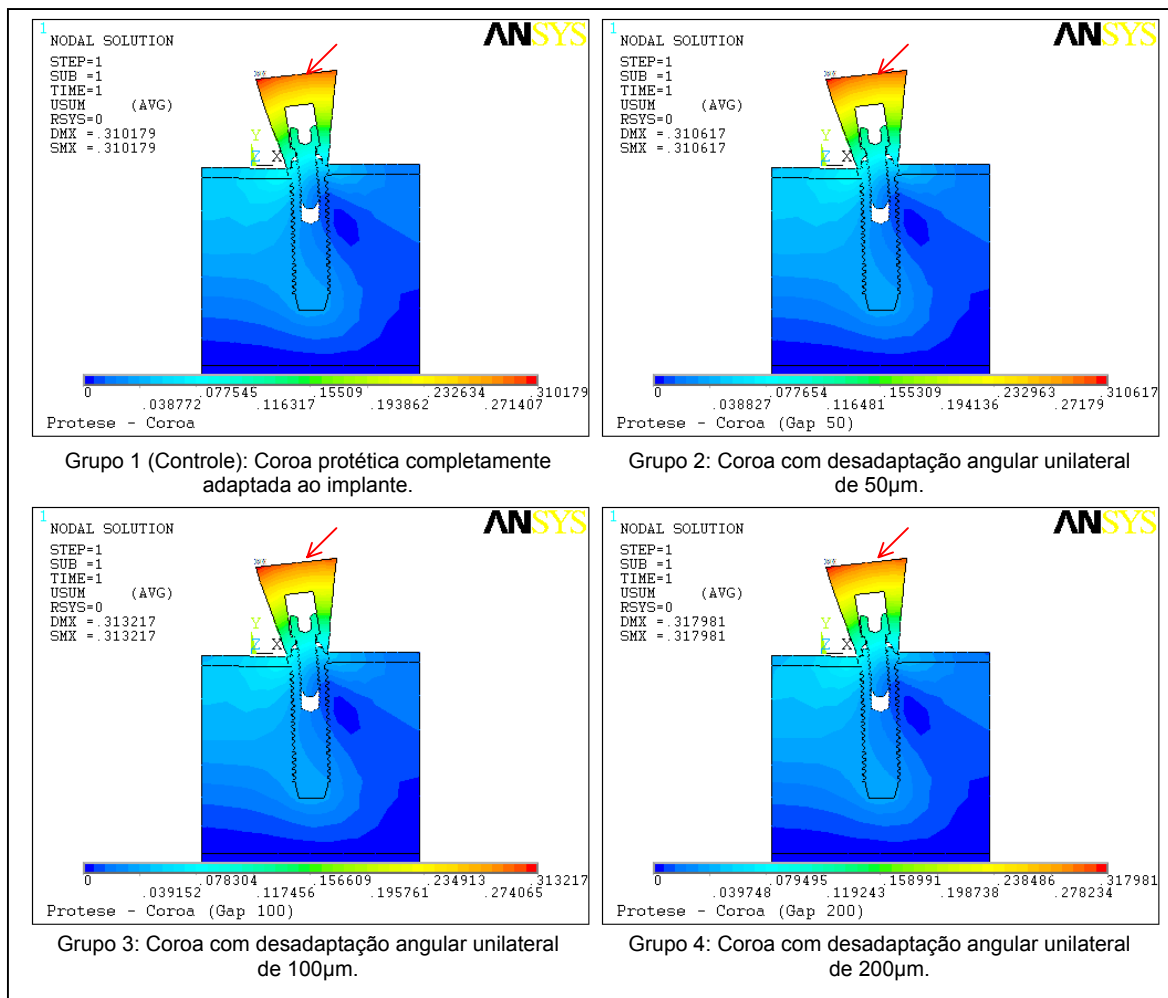


Figura 3: Mapas gerais das condições de deslocamento do conjunto coroa/implante/parafuso de retenção dos grupos 1, 2, 3 e 4.

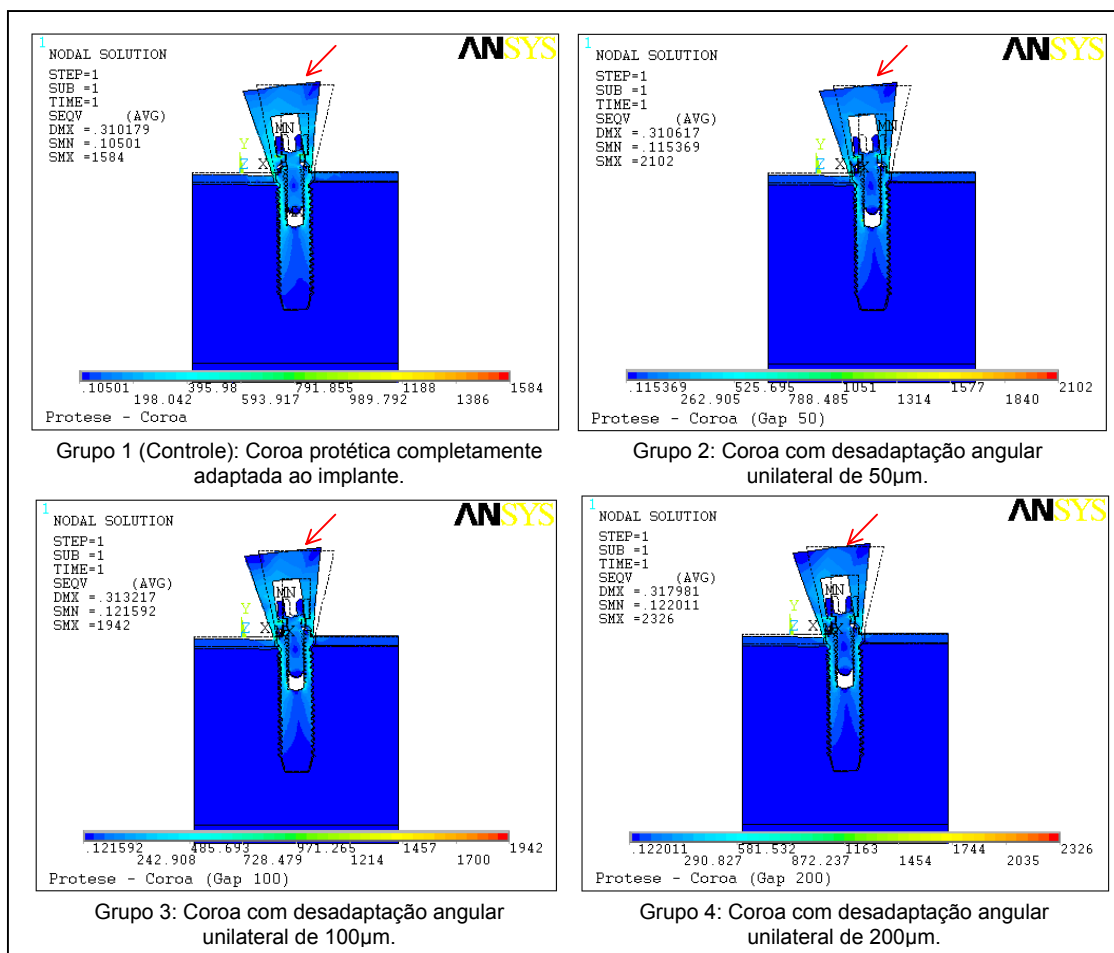


USUM = Deslocamento

DMX = Deslocamento máximo (milímetros)

→ = Carregamento

Figura 4: Mapas gerais de tensões do conjunto coroa/implante/parafuso de retenção dos grupos 1, 2, 3 e 4.



SEQV = Tensões Equivalentes ou de Von Mises

SMN = Valores de tensões mínimas (N/mm^2)

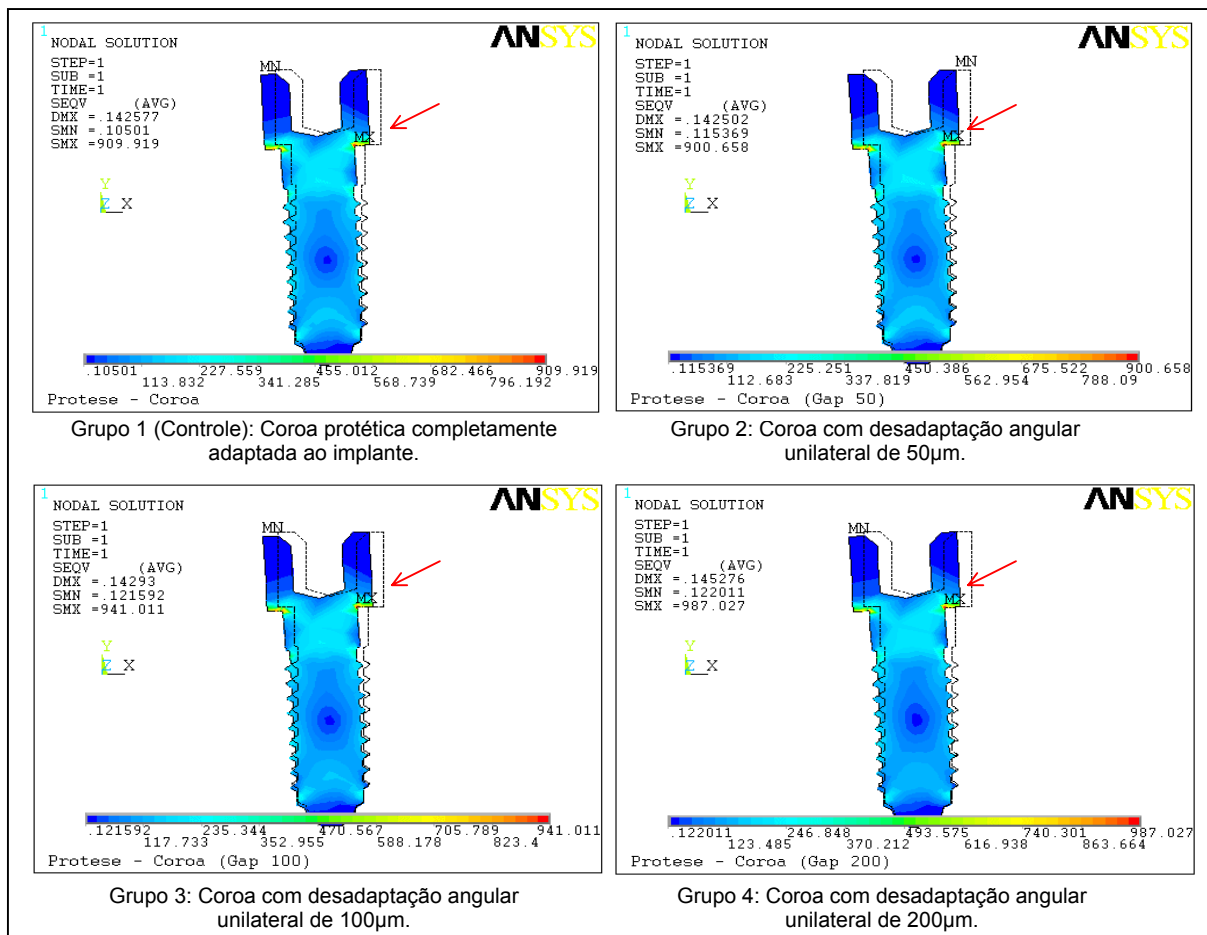
SMX = Valores de tensões máximas (N/mm^2)

MN = Local de tensão mínima

MX = Local de tensão máxima

→ = Carregamento

Figura 5: Mapas plotados da distribuição das tensões de Von Mises no parafuso de retenção dos grupos 1, 2, 3 e 4.



SEQV = Tensões Equivalentes ou de Von Mises

SMN = Valores de tensões mínimas (N/mm^2)

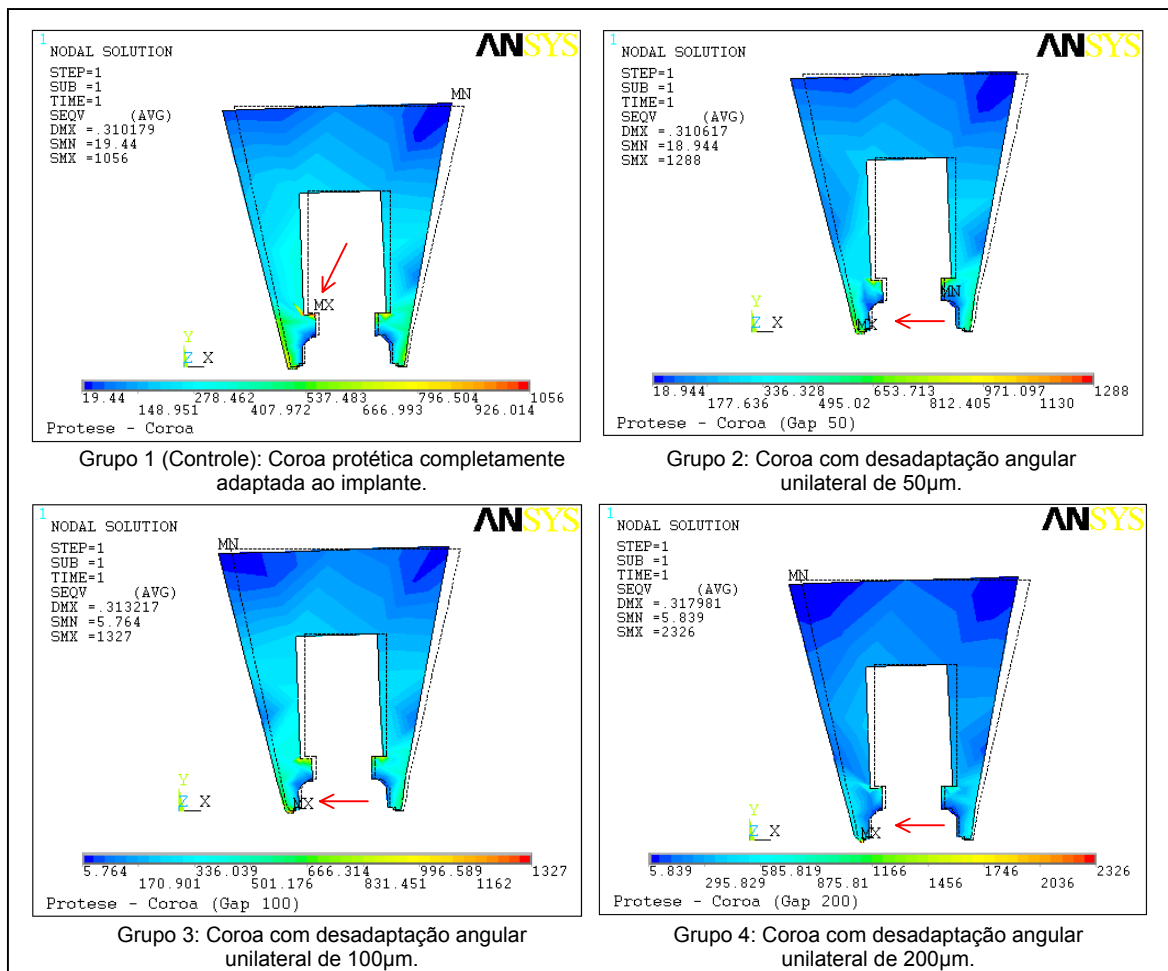
SMX = Valores de tensões máximas (N/mm^2)

MN = Local de tensão mínima

MX = Local de tensão máxima

→ = Região de tensão máxima

Figura 6: Mapas plotados da distribuição das tensões de Von Mises na coroa protética dos grupos 1, 2, 3 e 4.



SEQV = Tensões Equivalentes ou de Von Mises

SMN = Valores de tensões mínimas (N/mm^2)

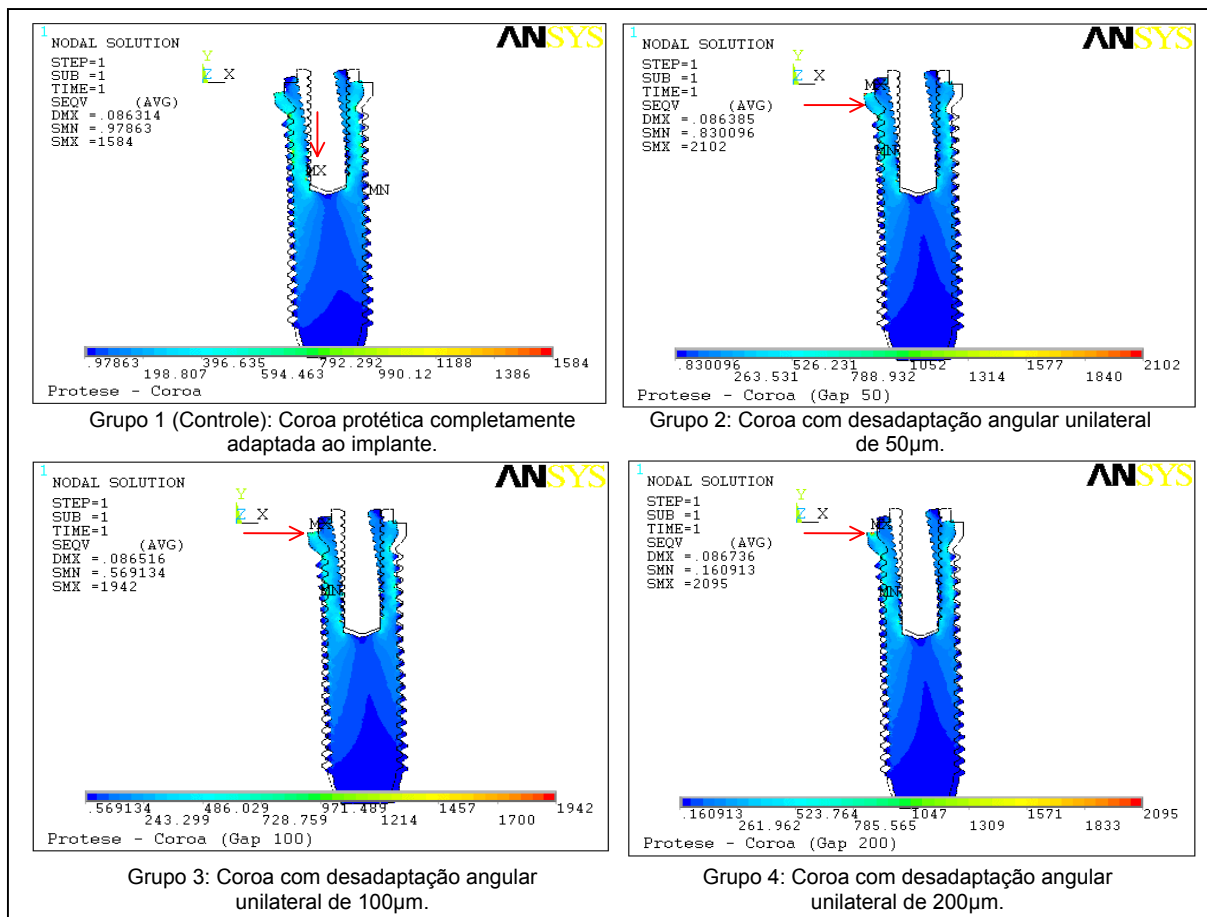
SMX = Valores de tensões máximas (N/mm^2)

MN = Local de tensão mínima

MX = Local de tensão máxima

→ = Região de tensão máxima

Figura 7: Mapas plotados da distribuição das tensões de Von Mises no implante dos grupos 1, 2, 3 e 4.



SEQV = Tensões Equivalentes ou de Von Mises

SMN = Valores de tensões mínimas (N/mm^2)

SMX = Valores de tensões máximas (N/mm^2)

MN = Local de tensão mínima

MX = Local de tensão máxima

→ = Região de tensão máxima

Tabelas

Tabela 1. Propriedades das estruturas e dos materiais utilizados nos modelos.

| Material | Módulo elástico E (GPa) | Coefficiente de Poisson | Referências |
|---|----------------------------|----------------------------|----------------------------------|
| OssO Cortical | 13.70 | 0.30 | Barbier et al. (1998) |
| OssO Medular | 1.37 | 0.30 | Barbier et al. (1998) |
| Implante (Ti puro)* | 117.00 | 0.30 | Sakaguichi e Borgersen (1995) |
| Liga de Co-Cr | 218.00 | 0.33 | Craig (1989) |
| Parafuso de titânio (Ti-6Al-4V)* | 103.40 | 0.35 | Sertgoz e Gunever (1996) |

* Composição do implante e do parafuso de retenção fornecidas pela empresa fabricante (SIN - Sistema de Implantes).

Tabela 2. Valores de tensões máximas e mínimas de Von Mises no conjunto coroa/implante/parafuso, parafuso de retenção, coroa protética, implante e tecido ósseo medular.

| Área | Grupo 1 (Controle) | | Grupo 2 (Gap 50) | | Grupo 3 (Gap 100) | | Grupo 4 (Gap 200) | |
|-------------------------|-----------------------|--------|---------------------|--------|----------------------|--------|----------------------|--------|
| | SMN | SMX | SMN | SMX | SMN | SMX | SMN | SMX |
| Coroa/implante/parafuso | 0.105 | 1584 | 0.115 | 2102 | 0.121 | 1942 | 0.122 | 2326 |
| Parafuso de retenção | 0.105 | 909.91 | 0.115 | 900.65 | 0.121 | 941.01 | 0.122 | 987.02 |
| Coroa | 19.44 | 1056 | 18.94 | 1288 | 5.76 | 1327 | 5.83 | 2326 |
| Implante | 0.978 | 1584 | 0.830 | 2102 | 0.569 | 1942 | 0.160 | 2095 |
| Osso medular | 0.700 | 20.71 | 0.699 | 20.73 | 0.700 | 20.77 | 0.699 | 20.86 |

SMN = Valores de tensões mínimas (N/mm²)

SMX = Valores de tensões máximas (N/mm²)

Tabela 3. Tensões máximas de tração e compressão no osso cortical superior (N/mm²) para cada grupo.

| Tensão | Grupo 1 (Controle) | Grupo 2 (Gap 50) | Grupo 3 (Gap 100) | Grupo 4 (Gap 200) |
|---------------|-------------------------------|-----------------------------|------------------------------|------------------------------|
| Tração | 96.55 | 96.55 | 97.54 | 99.41 |
| Compressão | -121.29 | -103.17 | -81.57 | -53.39 |

ANEXOS

Anexo A – Normas para Publicação

Clinical Oral Implants Research

[Official publication of the European Association for Osseointegration](#)

Edited by: Niklaus P. Lang

Print ISSN: 0905-7161

Online ISSN: 1600-0501

Frequency: Bi-monthly

Current Volume: 17 / 2006

ISI Journal Citation Reports® Ranking: 2005: 13/49 (Dentistry, Oral Surgery & Medicine); 11/41 (Engineering, Biomedical)

Impact Factor: 1.897

Author Guidelines

From December 1st 2005 all print (hard) copy submissions will be returned to the author and will not be accepted for review. Online Submission is now available and submissions will be welcomed.

<http://mc.manuscriptcentral.com/coir>

Complete instructions for preparing and submitting manuscripts online are provided at the submission site. The review process is entirely electronic-based.

Editorial Office:

Clinical Oral Implants Research - Department of Comprehensive Dental Care

University of Berne - School of Dental Medicine

Freiburgstrasse 7 - CH-3010 Berne - Switzerland

Editorial Assistant Ms. Brigitte Baur: coir@zmk.unibe.ch

Authors submitting a paper do so on the understanding that the work has not been published before, is not being considered for publication elsewhere and has been read and approved by all authors. The submission of the manuscript by the authors means that the authors automatically agree to assign exclusive copyright to Blackwell Munksgaard if and when the manuscript is accepted for publication. An Exclusive Licence Form has to be returned to the production department signed on behalf of all co-authors. An article will not proceed in production before the Exclusive Licence Form has been received at the production office. The Exclusive Licence Form can be downloaded at www.blackwellpublishing.com/clr or <http://mc.manuscriptcentral.com/coir> under 'Instructions and Forms'.

Please send the form to:

Clinical Oral Implants Research -Blackwell Publishing

101 George Street –Edinburgh -EH2 3ES -UK

Fax: +44 (0)131 2263803

The work shall not be published elsewhere in any language without the written consent of the publisher. The articles published in this journal are protected by copyright, which covers translation rights and the exclusive right to reproduce

and distribute all of the articles printed in the journal. No material published in the journal may be stored on microfilm or videocassettes or in electronic databases and the like or reproduced photographically without the prior written permission of the publisher.

The instructions to authors will be strictly adhered to by the Editor. Manuscripts otherwise prepared will be returned to the authors for revision prior to review.

Acceptable material - Original investigations, reviews, and case reports. The last will be published only if they provide new fundamental knowledge and if they use language understandable to the clinician. Proceedings of international meetings may also be considered for publication at the discretion of the Editor.

Electronic submission: Authors must submit their manuscripts electronically to the online submission site: <http://mc.manuscriptcentral.com/coir>. Complete instructions for preparing and submitting manuscripts online are provided at the submission site. Authors are notified promptly by e-mail that their manuscripts have been received. If this acknowledgement is not received within a week or so then authors should enquire at the editorial office: Editorial Assistant Ms. Brigitte Baur: coir@zmk.unibe.ch.

Manuscripts - The author is responsible for all statements made in the work, including changes made by the copy editor, which must be reviewed in proof. Manuscripts must be written in English. Articles should not normally exceed 10 printed pages, including illustrations and references. One printed page is the equivalent of 3.8 typed double-spaced pages using a 12-pitch font (12 characters per inch). Additional pages will be charged to the author(s) at the rate of DKK 800 per page. The author must list 5 appropriate key words for indexing purposes. The

Online Submission System offers a list of keywords to choose from and additional keywords can be manually added.

The article should be clearly divided as follows:

Abstract - An abstract should not to exceed 250 words. This should be structured into: objectives - material and methods - results - conclusions, and no other information.

Introduction - Summarise the rationale and purpose of the study, giving only strictly pertinent references. Do not review existing literature extensively. State clearly the working hypothesis.

Material and methods - Material and methods should be presented in sufficient detail to allow confirmation of the observations. Published methods should be referenced and discussed only briefly, unless modifications have been made. Indicate the statistical methods used, if applicable.

Results - Present your results in a logical sequence in the text, tables, and illustrations. Do not repeat in the text all data in the tables and illustrations. The important observations should be emphasised.

Discussion - Summarise the findings without repeating in detail the data given in the Results section. Relate your observations to other relevant studies and point out the implications of the findings and their limitations. Cite other relevant studies.

Acknowledgements - Acknowledge persons who have made substantive contributions to the study. Authors are responsible for obtaining written permission from everyone acknowledged by name because readers may infer their endorsement of the data and conclusions. Sources of financial support may be acknowledged.

Short communications -Short communications, limited to two printed pages including illustrations and references, will be considered for rapid publication. Such papers must be based on work that is of special importance or has the potential for great impact. Short communications need not follow the usual division into Material and methods, etc., but should have an abstract.

References - in the text should quote the last name(s) of the author(s) and the year of publication (Black & Miller 1988). Three or more authors should always be referred to as, for example, (Fox et al. 1977).

A list of references should be given at the end of the paper and should follow the recommendations in *Units, symbols and abbreviations: a guide for biological and medical editors and authors* (1988), p. 52, London: The Royal Society of Medicine.

a) The arrangement of the references should be alphabetical by author's surname.

b) The order of the items in each reference should be: (i) for journal references: name(s) of author(s), year, title of paper, title of journal, volume number, first and last page numbers. (ii) for book references: name(s) of author(s), year, title of book, edition, volume, chapter and/ or page number, town of publication, publisher.

c) Author's names should be arranged thus: Daniels, J.A., Kelly, R.A. & Til, T.C. Note the use of the ampersand and omission of comma before it. Author's names when repeated in the next reference are always spelled out in full.

d) The year of publication should be surrounded by parentheses: (1966).

e) The title of the paper should be included, without quotation marks.

f) The journal title should be written in full, italicised (single underlining on typescript), and followed by volume number in bold type (double underlining on typescript), and page numbers.

Examples - Tonetti, M. S., Schmid, J., Hämmerle, C. H. & Lang, N. P. (1993) Intraepithelial antigen-presenting cells in the keratinized mucosa around teeth and osseointegrated implants. *Clinical Oral Implants Research* 4: 177-186.

Poole, B., Ohkuma, S. & Warburton, M. (1978) Some aspects of the intracellular breakdown of exogenous and endogenous proteins. In: Segal, H.S. & Doyle, D.J., eds. *Protein turnover and lysosome function*, 1st edition, p. 43. New York: Academic Press.

Illustrations - All figures should clarify the text and their number should be kept to a minimum. Details must be large enough to retain their clarity after reduction in size. Illustrations should preferably fill a single-column width (81 mm) after reduction, although in exceptional cases 120mm (double-column) and 168 mm (full page) widths will be accepted. Micrographs should be designed to be reproduced without reduction, and they should be dressed directly on the micrograph with a linear size scale, arrows, and other designators as needed.

Line drawings should be professionally drawn; halftones should exhibit high contrast. Colour illustrations in small numbers may be accepted free of charge to the authors at the discretion of the Editor. Otherwise the author must pay for the illustrations at a rate to be quoted by the publisher. To download a Colour Work agreement form, go to:

http://www.blackwellpublishing.com/pdf/SN_Sub2000_X_CoW.pdf. Please find the Electronic Artwork Guidelines on the Blackwell Publishing Author Service website <http://www.blackwellpublishing.com/bauthor/author.asp>.

Tables - Tables should be numbered consecutively with Arabic numerals. Type each table on a separate sheet, with titles making them self-explanatory. Due regard should be given to the proportions of the printed page.

Scientific names - Proper names of bacteria should be binomial and should be singly underlined on the typescript. The full proper name (e.g., *Streptococcus sanguis*) must be given upon first mention. The generic name may be abbreviated thereafter with the first letter of the genus (e.g., *S. sanguis*). If abbreviation of the generic name could cause confusion, the full name should be used. If the vernacular form of a genus name (e.g., streptococci) is used, the first letter of the vernacular name is not capitalised and the name is not underlined. Use of two letters of the genus (e.g., *Ps. for Peptostreptococcus*) is incorrect, even though it might avoid ambiguity. With regard to drugs, generic names should be used instead of proprietary names. If a proprietary name is used, it must be attached when the term is first used.

Abbreviations and symbols - The symbol % is to be used for percent, h for hour, min for minute, and s for second. *In vitro*, *in vivo*, *in situ* and other Latin expressions are to be italicised. Use only standard abbreviations. All units will be metric. Use *no roman* numerals in the text. In decimals, a decimal point and not a comma will be used. Avoid abbreviations in the title. The full term for which an abbreviation stands should precede its first use in the text unless it is a standard unit of measurement. In cases of doubt, the spelling orthodoxy of *Webster's third new international dictionary* will be adhered to.

Author material archive policy - Please note that unless specifically requested, Blackwell Publishing will dispose of all hardcopy or electronic material submitted two months after publication. If you require the return of any material submitted, please inform the editorial office or production editor as soon as possible if you have not yet done so.

Proofs - The corresponding author will receive an e-mail alert containing a link to a web site. A working e-mail address must therefore be provided for the corresponding author. The proof can be downloaded as a PDF (portable document format) file from this site. Acrobat Reader will be required in order to read this file. This software can be downloaded (free of charge) from the following web site: <http://www.adobe.com/products/acrobat/readstep2.html>. This will enable the file to be opened, read on screen and printed out in order for any corrections to be added. Further instructions will be sent with the proof. Hard copy proofs will be posted if no e-mail address is available. Excessive changes made by the author in the proofs, excluding typesetting errors, will be charged separately.

Offprints - The senior authors will receive a PDF offprints of their article. Additional hard copy offprints can be ordered from the publisher by using the offprint order form accompanying the proofs when page proofs are returned.

NEW: Online production tracking is now available for your article through Blackwell's Author Services.

Author Services enables authors to track their article - once it has been accepted - through the production process to publication online and in print. Authors can check the status of their articles online and choose to receive automated e-mails at key stages of production. The author will receive an e-mail with a unique link that enables them to register and have their article automatically added to the system. Please ensure that a complete e-mail address is provided when submitting the manuscript. Visit www.blackwellpublishing.com/bauthor for more details on online production tracking and for a wealth of resources including FAQs and tips on article preparation, submission and more.

Anexo B - Materiais e Método Detalhados

Para a aplicação da metodologia com elementos finitos é fundamental a confecção de um modelo matemático que represente fielmente o problema físico a ser estudado. Nesta pesquisa optou-se pela elaboração de modelos experimentais bidimensionais, conforme descrito a seguir:

B.1. Criação dos Modelos Matemáticos

Foi utilizado um implante osseointegrável de hexágono externo do sistema Brånemark, com dimensões de 3,75mm de diâmetro por 15,00mm de comprimento (SIN, Sistema de Implantes, São Paulo, SP, Brasil) e um pilar UCLA com cinta de cobalto-cromo (Co-Cr) (SIN, Sistema de Implantes, São Paulo, SP, Brasil) com dispositivo anti-rotacional (AR), sendo próprio para a confecção de coroa unitária.

B.1.1 – Preparo do Pilar

Sobre o pilar UCLA fez-se o enceramento de uma coroa protética com formato de cone invertido nas dimensões de 8mm de altura e 8mm no maior diâmetro, segundo a metodologia descrita por BINON (1996) (FIGURA B.1). O pilar foi incluído com revestimento fosfatado (CNG Soluções Protéticas, São Paulo, SP, Brasil) e fundido em liga de cobalto-cromo (CNG Soluções Protéticas, São Paulo, SP, Brasil) (SERTGÖZ & GUNEVER, 1997). Seqüencialmente, fez-se

a desinclusão, seguido do acabamento e polimento da coroa protética, exceto na área da conexão protética.

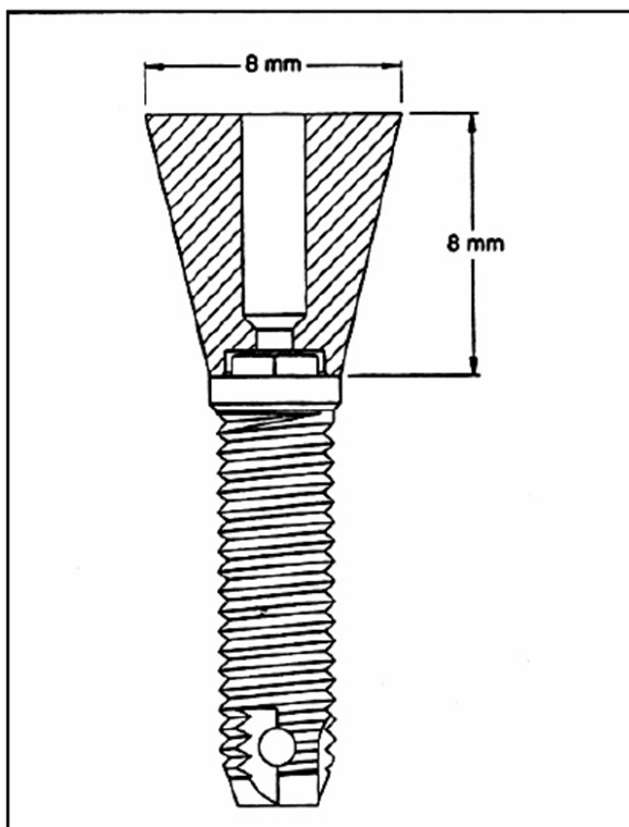


Figura B.1 – Esquema ilustrativo das dimensões da coroa.

Utilizando um disco de carborundum, confeccionou-se na base de assentamento do pilar protético uma desadaptação angular unilateral, a fim de simular a falta de adaptação da base em relação à plataforma do implante. Posteriormente, a coroa foi conectada ao implante por meio de parafuso de titânio com torque de 32N/cm (FIGURA B.2).

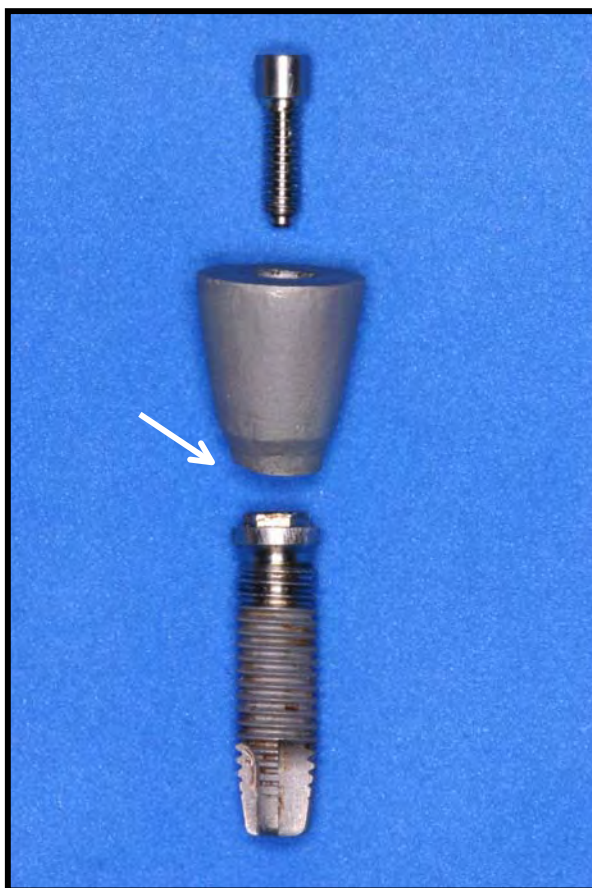


Figura B.2: Desadaptação angular unilateral confeccionada na coroa protética.

B.1.2 – Inclusão do Conjunto Coroa/Implante/Parafuso de Retenção

Para a criação dos modelos matemáticos envolvendo o sistema coroa/implante/parafuso de retenção, tal conjunto foi incluído em 10g de resina acrílica autopolimerizável transparente (Jet, Artigos Odontológicos Clássico, São Paulo, SP, Brasil), sob calor e pressão constantes de 150Kgf/cm^3 , por meio de embutidora metalográfica (Arotec PRE 30S, Arotec S.A. Ind. e Com., Cotia, SP, Brasil) por um período de 20 minutos (FIGURAS B.3 e B.4), sendo destes 10 minutos de aquecimento e 10 minutos de resfriamento.



Figura B.3: Embutidora metalográfica



Figura B.4: Conjunto coroa/implante/parafuso de retenção incluído.

Após a inclusão, o conjunto coroa/implante/parafuso de retenção foi seccionado frontalmente em recortadora metalográfica (Isomet, Buehler, Lake Bluff, IL, USA), conforme ilustrado na FIGURA B.5, para a direta visualização interna do conjunto, analisando desta forma os passos de rosca e a superfície interna do implante, além da adaptação entre os componentes (FIGURA B.6).

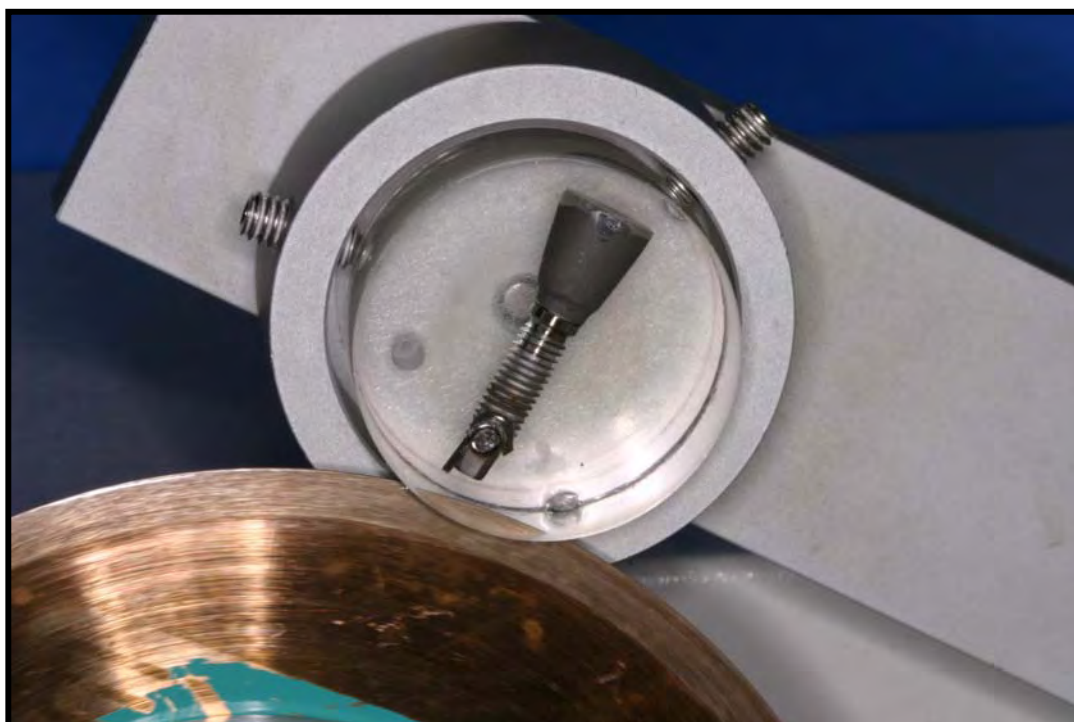


Figura B.5 – Realização do corte frontal do conjunto coroa/implante/parafuso de retenção em recortadora metalográfica.

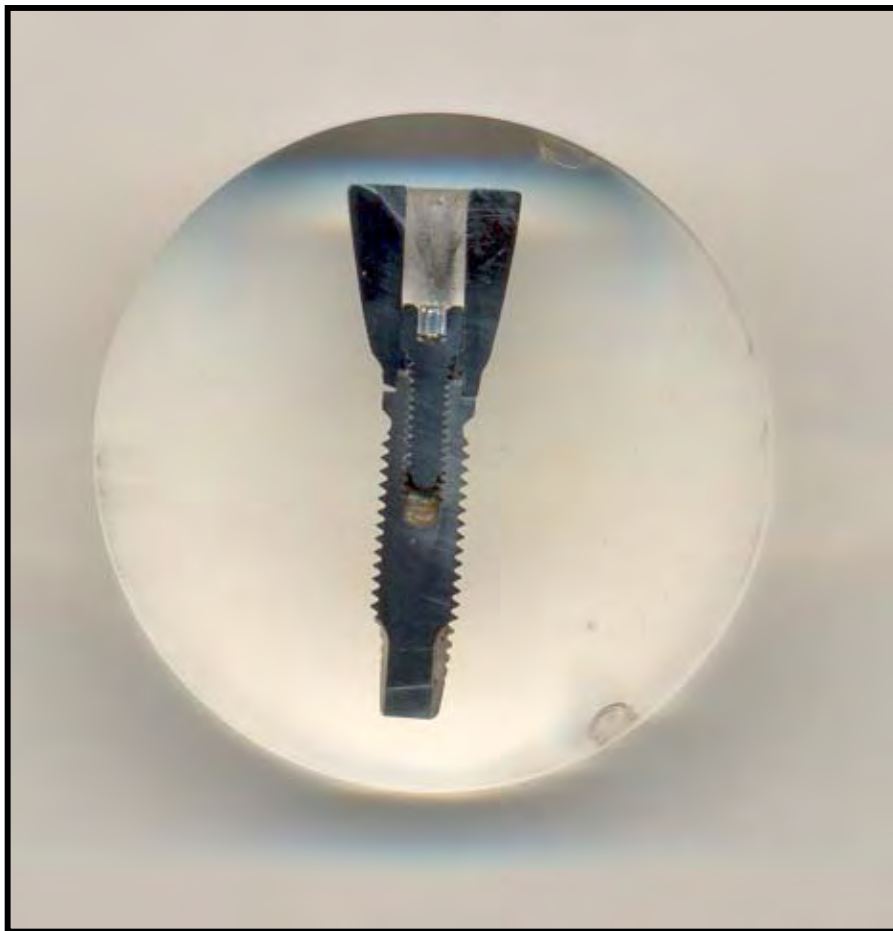


Figura B.6: Vista interna da conexão coroa/implante/parafuso de retenção.

B.1.3 – Digitalização das Imagens

Após a realização do corte frontal do conjunto coroa/implante/parafuso de retenção, a imagem obtida foi digitalizada com o auxílio de um scanner (HP scanjet 2400, Hewlett-Packard Company, Palo Alto, CA, USA) (FIGURA B.7), sendo que esta imagem foi exportada para o programa de desenho assistido AutoCAD (AutoCAD 2005, Autodesk Inc., San Rafael, CA, USA).

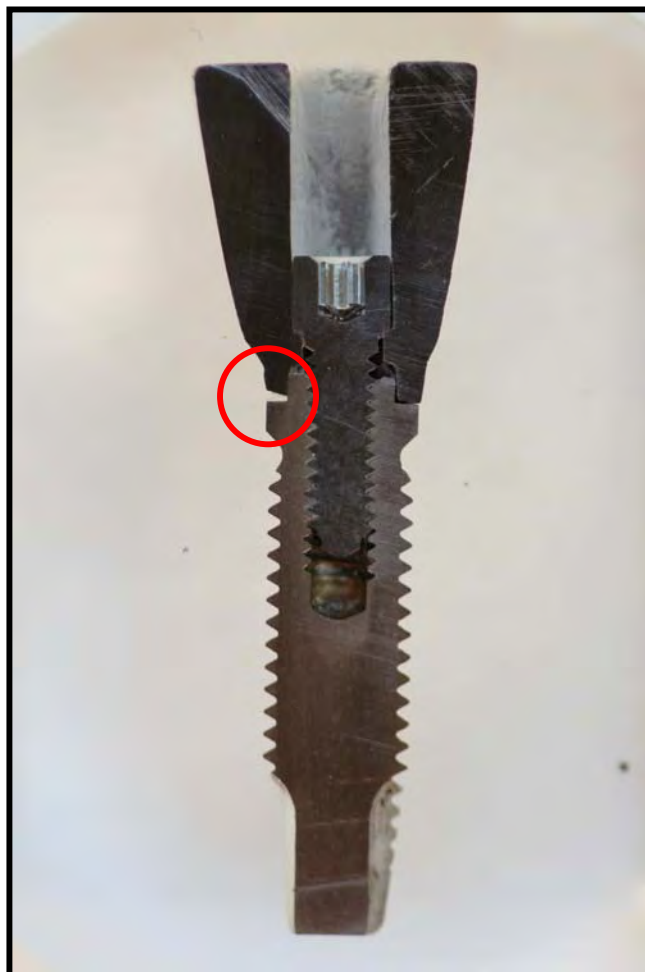


Figura B.7: Imagem digitalizada do conjunto coroa/implante/parafuso de retenção após corte frontal.

B.1.4 – Determinação das Dimensões do Modelo

No programa de desenho assistido AutoCAD foram reproduzidas as dimensões, o formato e a relação entre o implante e os componentes protéticos dentro de um padrão de fidelidade elevado, a partir da imagem digitalizada do sistema coroa/implante/parafuso de retenção e de dados fornecidos pelo fabricante do sistema de implantes utilizado. Tal confiabilidade nas dimensões estruturais está relacionada à possibilidade que o programa oferece de cotar todas as dimensões do modelo em estudo, a partir da ferramenta dimensão que

possui ícones lineares, angulares, dentre outros, que permitem mensurar todos os pontos limites do modelo matemático.

Para este estudo foram confeccionados e cotados, quatro modelos bidimensionais, representativos do corte frontal de um implante de hexágono externo localizado na região posterior da mandíbula variando o grau de adaptação existente entre a coroa protética e o implante (ISA & HOBKIRK, 1995; CHESHIRE & HOBKIRK; 1996; JEMT, 1996; BYRNE et al., 1998), o que determinou os quatro grupos a serem estudados: Grupo 1 (controle), coroa completamente adaptada (FIGURA B.8); Grupo 2, coroa com desadaptação angular unilateral de 50 μ m; Grupo 3, coroa com desadaptação angular unilateral de 100 μ m e Grupo 4, coroa com desadaptação angular unilateral de 200 μ m (FIGURA B.9).

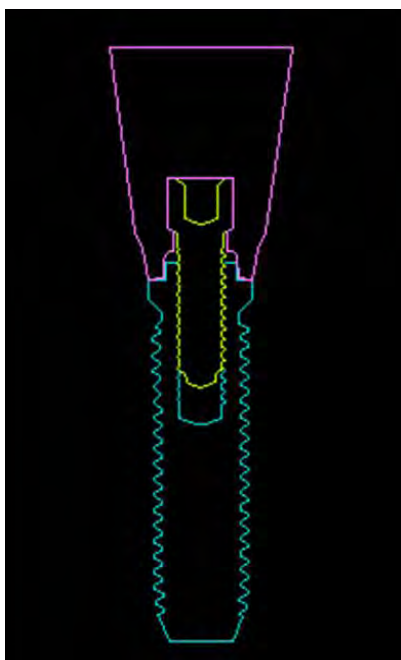


Figura B.8: Modelo confeccionado no programa AutoCAD representativo de coroa completamente adaptada ao implante.

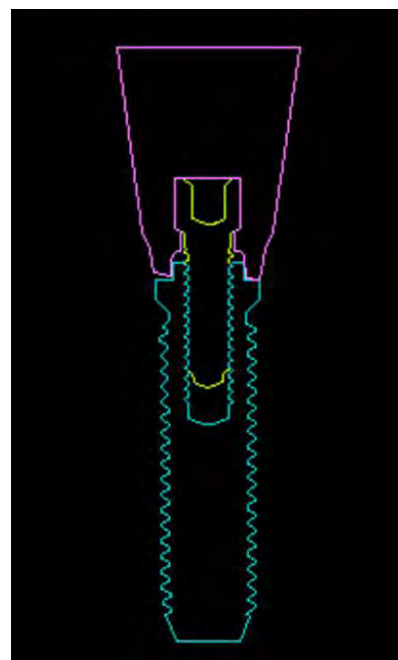


Figura B.9: Modelo confeccionado no programa AutoCAD representativo de coroa com desadaptação angular unilateral em relação ao implante.

Além disso, simulou-se que os implantes estavam inseridos em um bloco de tecido ósseo com 22mm de altura e 21,7mm de largura, apresentando 1mm de cortical óssea superior e 2mm de cortical óssea inferior (KUNAVISARUT et al., 2002) e osso medular com 19mm de altura, considerando 100% de osseointegração do implante ao osso alveolar.

B.2. Desenvolvimento dos Modelos de Elementos Finitos

Após elaborar e cotar os quatro modelos no programa AutoCAD, os mesmos foram exportados para o programa de elementos finitos Ansys (Ansys 7.0, Swanson Analysis System, Houston, Pa, USA), para a confecção dos modelos de elemento finito. Tal procedimento foi realizado sob coordenação do Prof. Dr. Edson Antônio Capello Sousa, do Departamento de Engenharia Mecânica da Faculdade de Engenharia de Bauru – UNESP. Este programa forneceu os dados relacionados ao comportamento mecânico dos implantes, seus componentes e estruturas adjacentes, em função dos diferentes níveis de desadaptação na relação coroa/implante quando submetidos a determinado carregamento.

B.2.1 – Definição da Estrutura Geométrica

A partir do modelo desenhado com o auxílio do programa AutoCAD, prosseguiu-se para a confecção dos quatro modelos matemáticos utilizando-se o programa de elementos finitos Ansys (FIGURAS B.10 e B.11), em função do grau de desadaptação entre a base de assentamento da coroa ao implante. Para tal,

utilizou-se as cotas advindas do programa AutoCAD para o relacionamento da porção coronária ao implante e parafuso de retenção, sendo que a parte correspondente às roscas do implante foi desenhada de acordo com as mensurações fornecidas pela empresa fabricante (SIN – Sistema de Implantes), a fim de garantir total confiabilidade ao sistema representado, pois a fase de obtenção do modelo matemático é a mais importante quando se trabalha com o método dos elementos finitos.

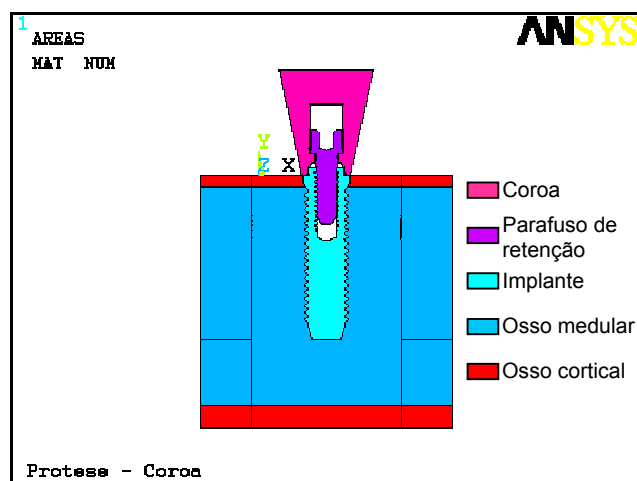


Figura B.10: Modelo gerado no programa de elementos finitos representativo do conjunto coroa-implante-parafuso de retenção inseridos em tecido ósseo cortical e medular.

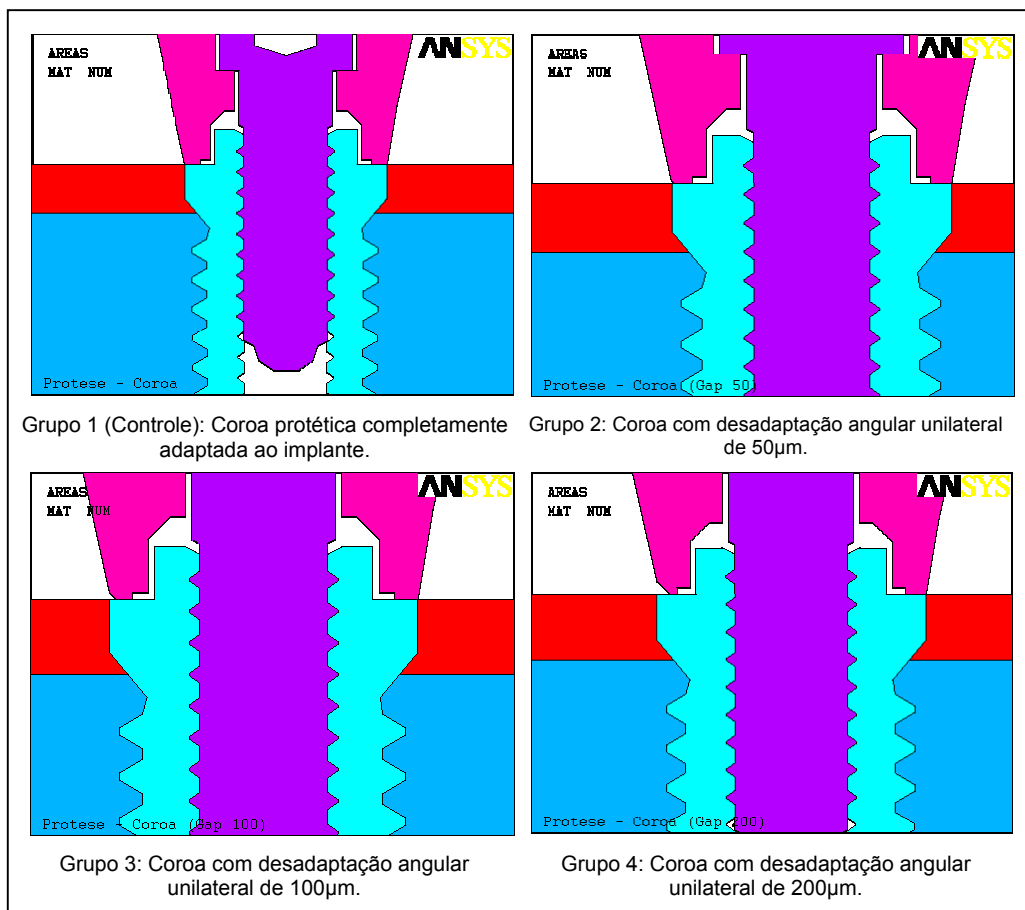


Figura B.11: Vista aproximada dos modelos na região de contato entre a coroa e a plataforma do implante, dos grupos 1, 2, 3 e 4.

B.2.2 – Discretização da Estrutura

Os modelos foram assumidos em estado plano de tensão, utilizando 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. O grupo 1 foi constituído de 16.820 nós e 8.275 elementos, o grupo 2 com 16.868 nós e 8.297 elementos, o grupo 3 com 16.828 nós e 8.277 elementos e o grupo 4 com 16.896 nós e 8.309 elementos (FIGURAS B.12 e B.13).

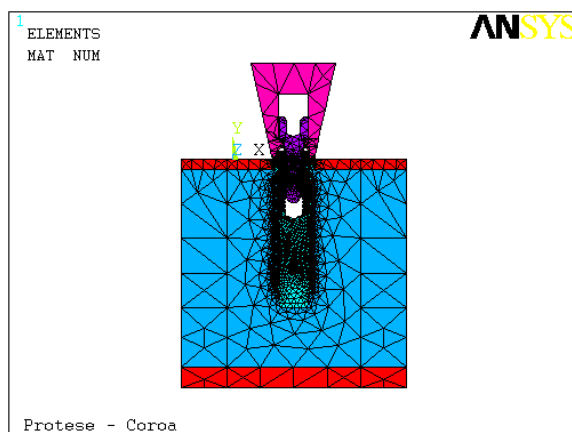


Figura B.12: Malha dos elementos representativa do conjunto coroa-implante-parafuso de retenção inseridos em tecido ósseo cortical e medular.

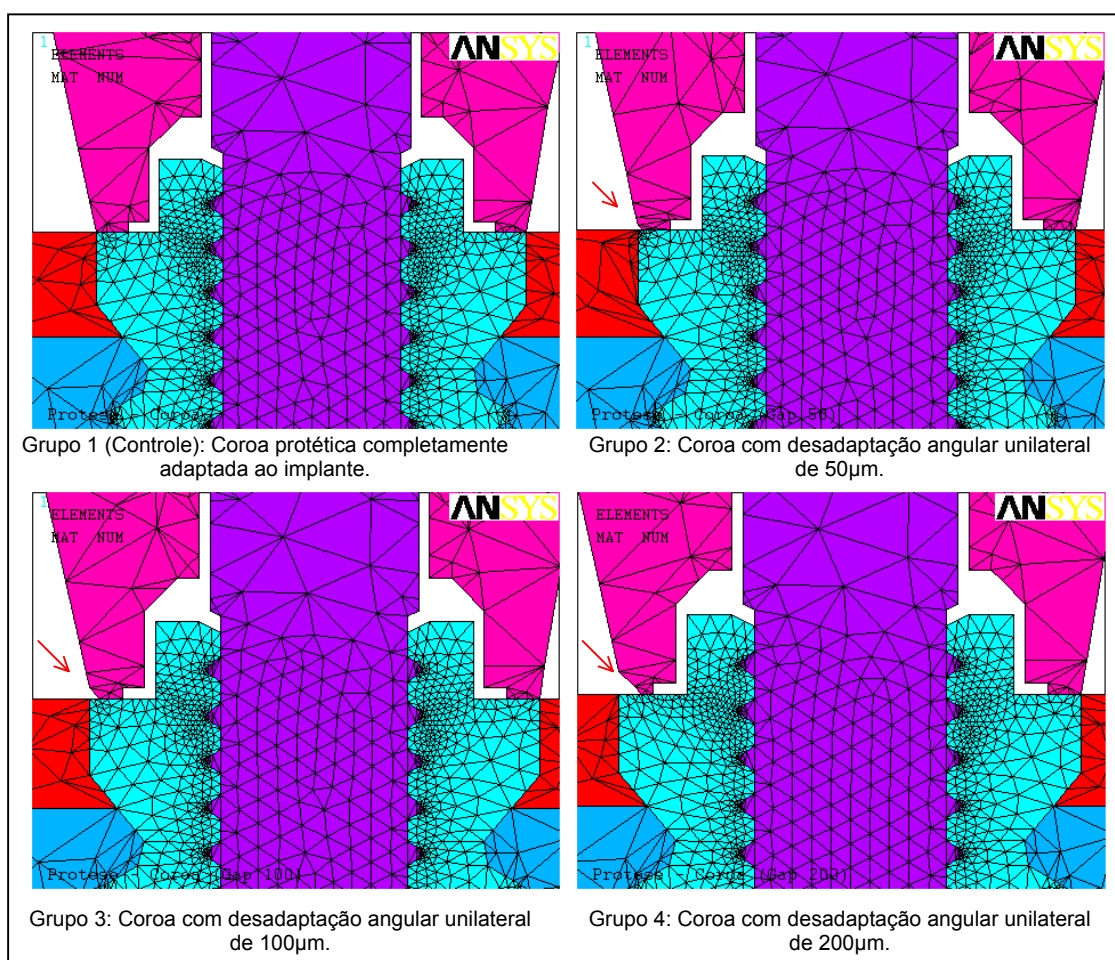


Figura B.13: Vista aproximada das malhas na região de contato entre a coroa e a plataforma do implante, dos grupos 1, 2, 3 e 4

B.2.3 – Condições de Restrição e de 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 e para a análise da tensão gerada no sistema coroa-implante-parafuso de retenção e tecido ósseo adjacente, foi aplicada uma carga de 133N (BINON, 1996) de maneira oblíqua (HOLMGREN et al., 1998; SÜTPIDELER et al., 2004; HUANG et al., 2005), com angulação de 30° em relação ao eixo vertical e deslocamento de 2mm do ponto central na superfície oclusal (O'MAHONY et al., 2000) para o lado oposto as desadaptações presentes nos grupos 2, 3 e 4 (FIGURA B.14).

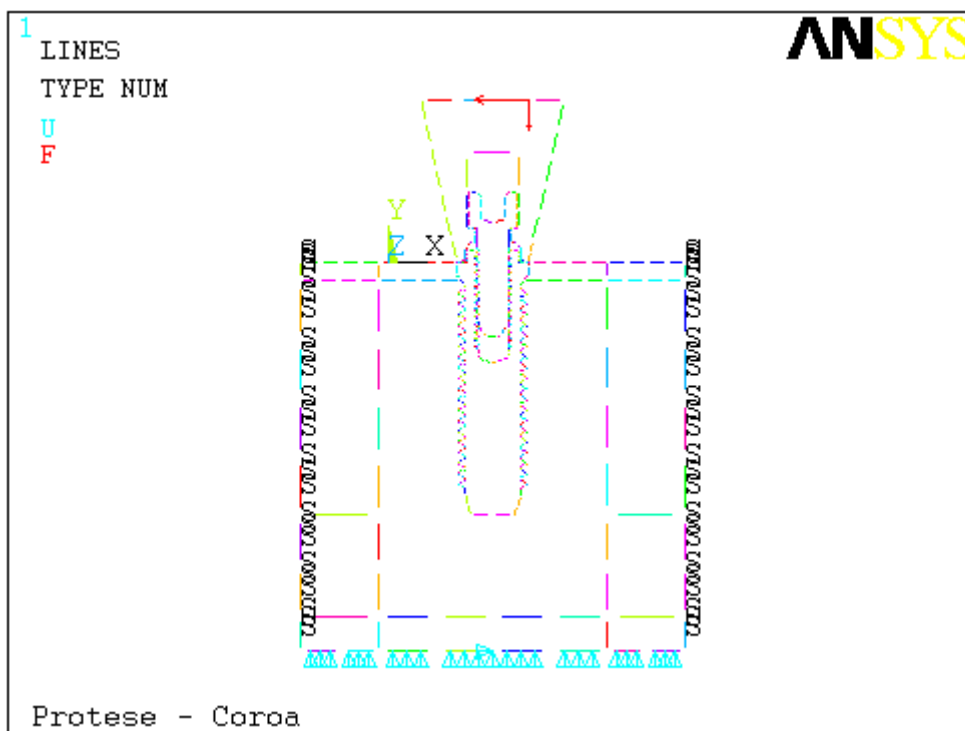


Figura B.14: Condições de restrição e carregamento para os grupos 1, 2, 3 e 4, mostrando a fixação no eixo X e liberdade de movimento no eixo Y com simetria e carregamento com angulação de 30° em relação ao eixo vertical e deslocamento de 2mm do ponto central da superfície oclusal.

B.2.4 – Propriedades do Modelo Experimental

Os materiais utilizados neste estudo foram considerados homogêneos, isotrópicos e linearmente elásticos, ou seja, apresentaram a mesma composição e as mesmas propriedades mecânicas em todas as direções em um mesmo ponto do elemento estrutural e foram caracterizados pelo módulo de elasticidade e coeficiente de Poisson. Na tabela B.1, encontram-se as propriedades das estruturas e dos materiais utilizados nos modelos.

Tabela B.1. Propriedades das estruturas e dos materiais utilizados nos modelos.

| Material | Módulo elástico E (GPA) | Coefficiente de Poisson | Referência |
|---|----------------------------|----------------------------|----------------------------------|
| OssO Cortical | 13,7 | 0,3 | Barbier et al. (1998) |
| OssO Medular | 1,37 | 0,3 | Barbier et al. (1998) |
| Implante (Ti puro)* | 117,0 | 0,30 | Sakaguichi e Borgersen (1995) |
| Liga de Co-Cr | 218 | 0,33 | Craig (1989) |
| Parafuso de titânio (Ti-6Al-4V)* | 103,4 | 0,35 | Sertgoz e Gunever (1996) |

* Composição do implante e do parafuso de retenção fornecidas pela empresa fabricante (SIN - Sistema de Implantes).

B.3. Análise dos Resultados

Os mapas de tensões obtidos pelo processamento do programa de elementos finitos foram analisados pela teoria das tensões de tração e compressão na região da interface osso cortical/implante e pela análise das tensões de Von Mises, sobre o sistema coroa-implante-parafuso de retenção e osso medular, sendo que para melhor visualização dos resultados, os mapas de tensões foram plotados de modo que as estruturas do sistema fossem avaliadas individualmente.

Anexo C – Resultados Detalhados

As condições de deslocamento do conjunto coroa/implante/parafuso de retenção e os padrões de distribuição de tensões em todo o conjunto, parafuso de retenção, coroa, implante e tecido ósseo cortical e medular foram representados a partir de mapas de tensões presentes nas FIGURAS C.1 a C.10 e estão descritas detalhadamente a seguir.

C.1. Mapas de deslocamento

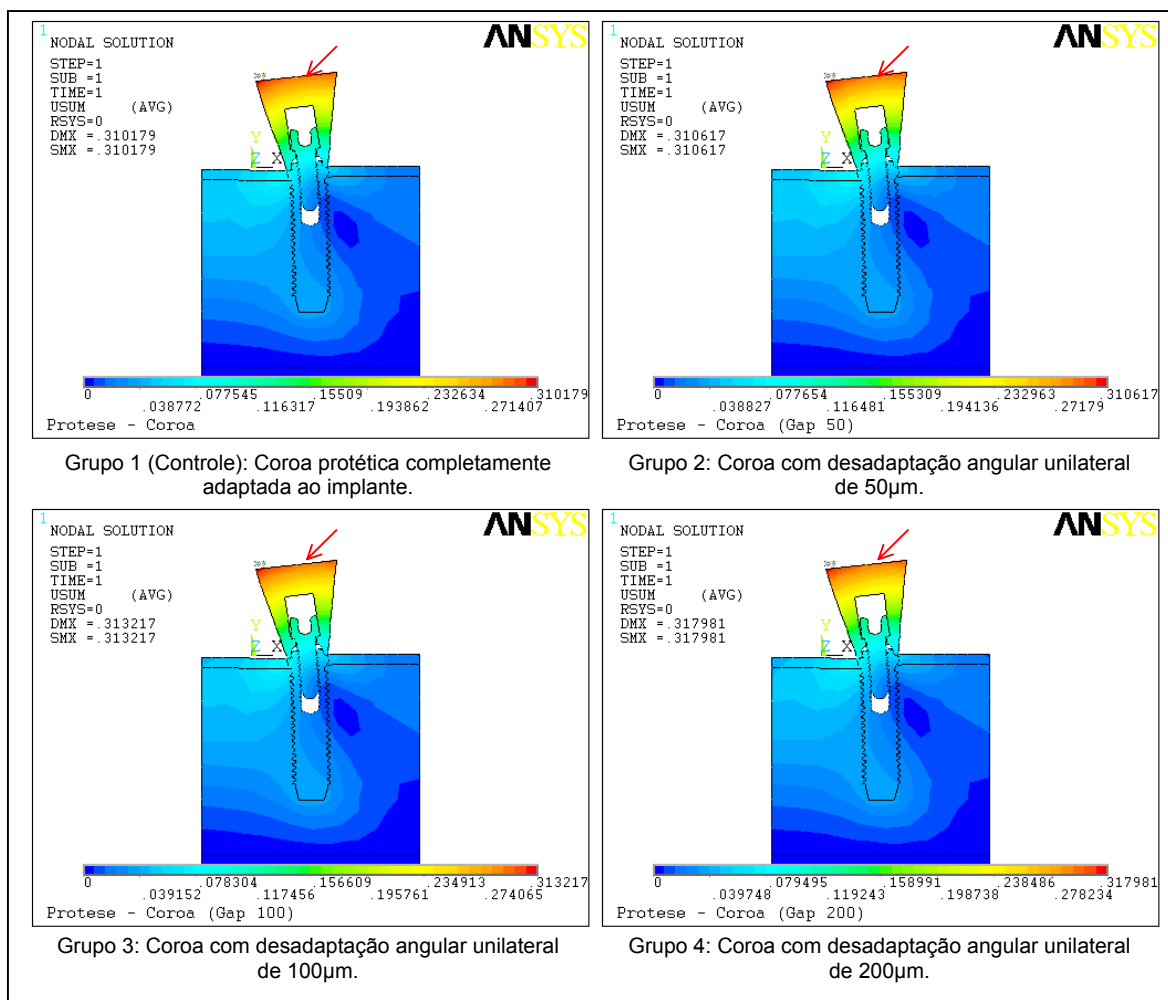
C.1.1. Mapas de deslocamento do conjunto coroa/implante/parafuso de retenção e tecido ósseo adjacente

Analisando os mapas de deslocamento de todo o conjunto coroa/implante/parafuso de retenção e tecido ósseo adjacente, verificou-se um aumento gradativo no deslocamento de todo o conjunto, em função da diminuição do contato unilateral entre a coroa e o implante, sendo que no grupo 1 (coroa protética completamente adaptada) houve a inclinação de todo conjunto devido apenas ao carregamento, sem interferência da desadaptação, mostrando deslocamento lateral máximo de 0,3101mm. Nas situações de desadaptação de 50 μ m, 100 μ m e 200 μ m, o deslocamento aumentou para 0,3106mm, 0,3132mm e 0,3179mm (FIGURA C.1).

No grupo 2, situação em que a desadaptação angular unilateral foi de 50 μ m, não houve grandes mudanças no comportamento do conjunto, tanto em relação ao seu deslocamento como nos níveis de tensões plotados

conjuntamente ou mesmo isoladamente, comparado com o grupo 1, pois a porcentagem de perda de contato entre a coroa e o implante foi pequena (16%), o que possivelmente representa pouca alteração sob o ponto de vista mecânico. Em relação aos grupos 3 e 4, representativos das situações de desadaptação angular unilateral da coroa em 100 μ m e 200 μ m, verificou-se uma maior redução de contato entre a coroa e o implante, com valores percentuais de 33% e 66%, implicando conseqüentemente em maiores alterações biomecânicas do conjunto.

Figura C.1: Mapas gerais das condições de deslocamento do conjunto coroa/implante/parafuso de retenção dos grupos 1, 2, 3 e 4.



USUM = Deslocamento

DMX = Deslocamento máximo (milímetros)

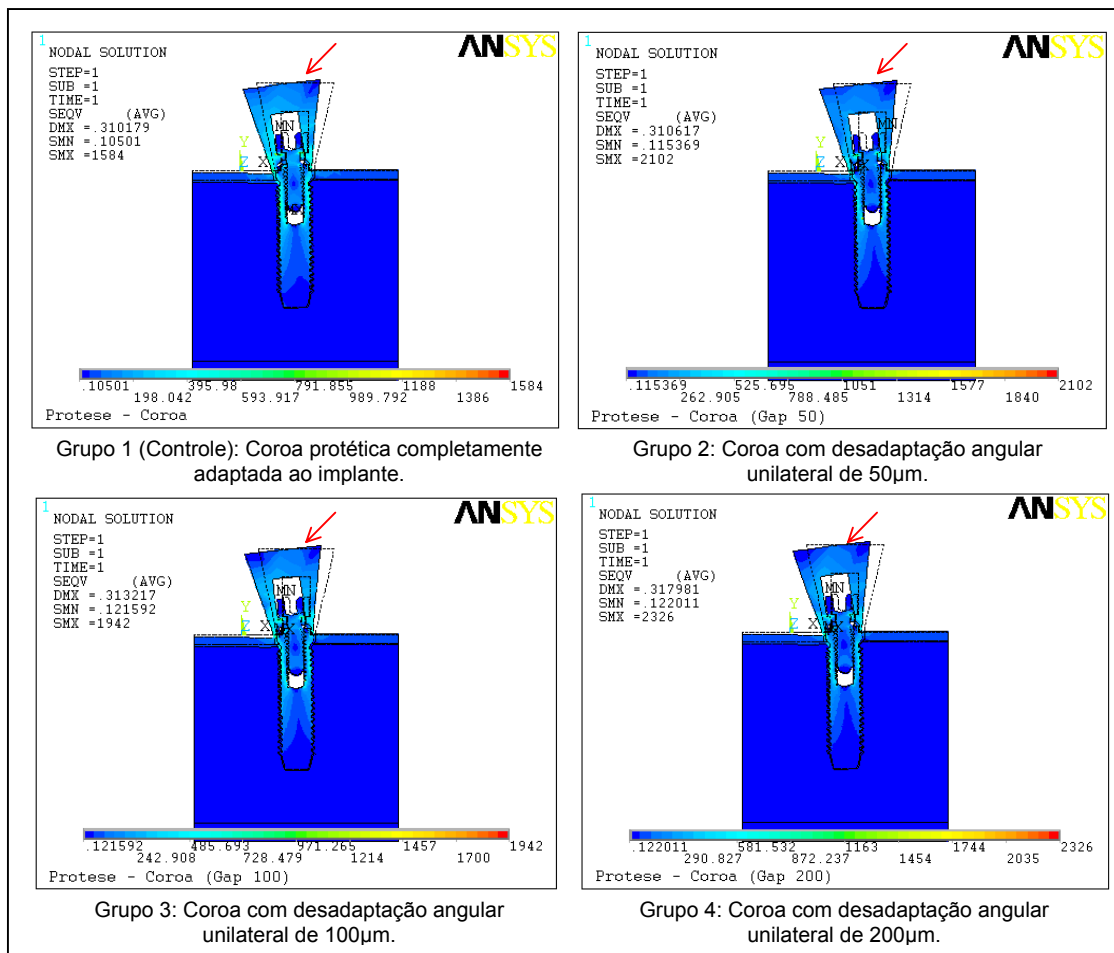
→ = Carregamento

C.2. Mapas de tensões

C.2.1 Mapas gerais de tensões do conjunto coroa/implante/parafuso de retenção e tecido ósseo adjacente

Ao observar os mapas de tensões do conjunto coroa/implante/parafuso de retenção e tecido ósseo adjacente de maneira geral, sem realizar a plotagem individual das estruturas (FIGURAS C.2 e C.3), verificou-se que no grupo 1, a região de tensões máximas foi definida no ponto de contato entre o parafuso de retenção e o implante. Entretanto, para os demais grupos (2, 3 e 4), a região de tensões máximas foi transferida para o local onde houve a redução do contato entre a coroa e o implante. Assim, de maneira geral pode-se correlacionar que a alteração do contato entre a coroa e o implante implicará numa modificação das tensões do sistema.

Figura C.2: Mapas gerais de tensões do conjunto coroa/implante/parafuso de retenção e tecido ósseo adjacente dos grupos 1, 2, 3 e 4.



SEQV = Tensões Equivalentes ou de Von Mises

SMN = Valores de tensões mínimas (N/mm^2)

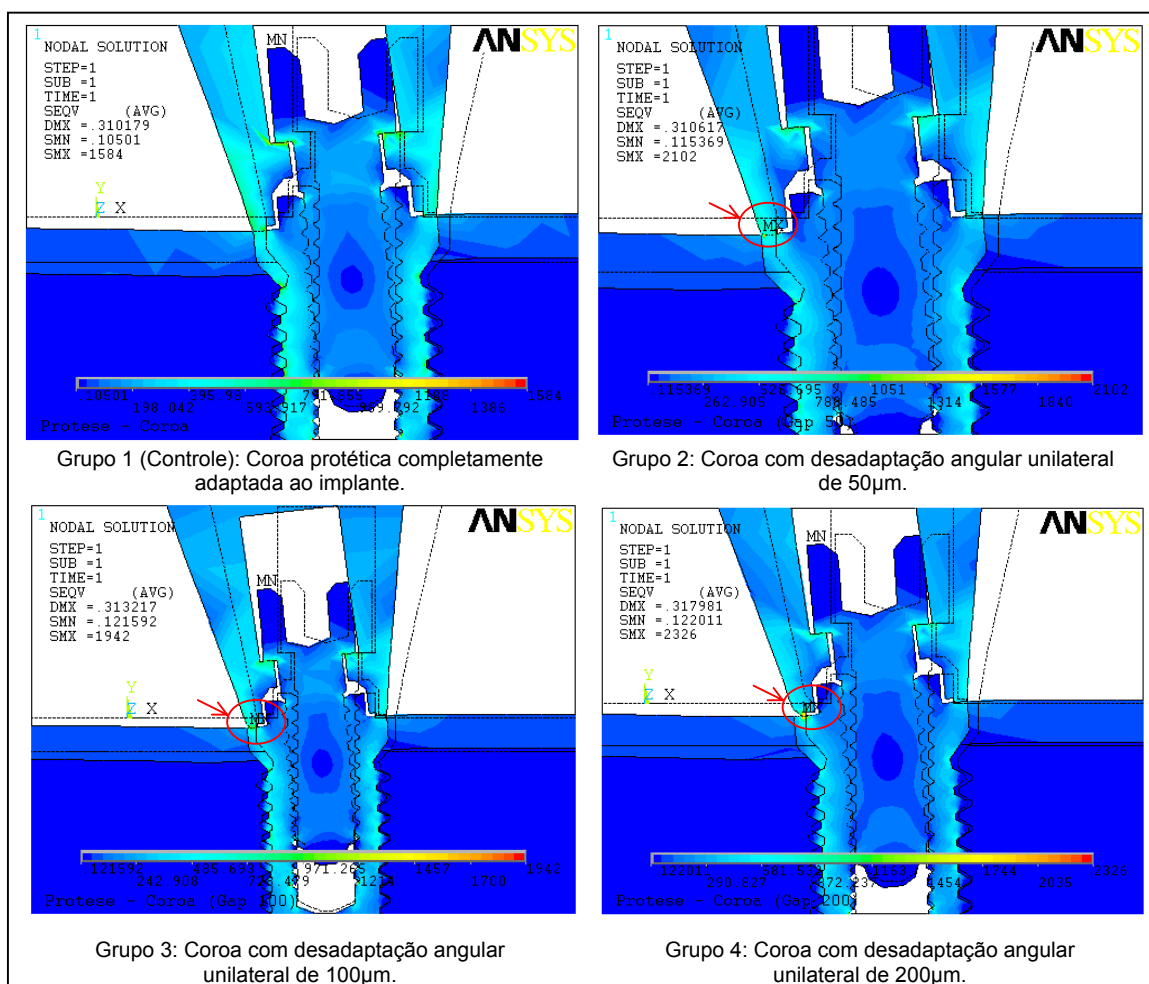
SMX = Valores de tensões máximas (N/mm^2)

MN = Local de tensão mínima

MX = Local de tensão máxima

→ = Carregamento

Figura C.3. Vista aproximada dos mapas gerais de tensões do conjunto coroa/implante/parafuso de retenção e tecido ósseo adjacente dos grupos 1, 2, 3 e 4.



SEQV = Tensões Equivalentes ou de Von Mises

SMN = Valores de tensões mínimas (N/mm²)

SMX = Valores de tensões máximas (N/mm²)

MN = Local de tensão mínima

MX = Local de tensão máxima

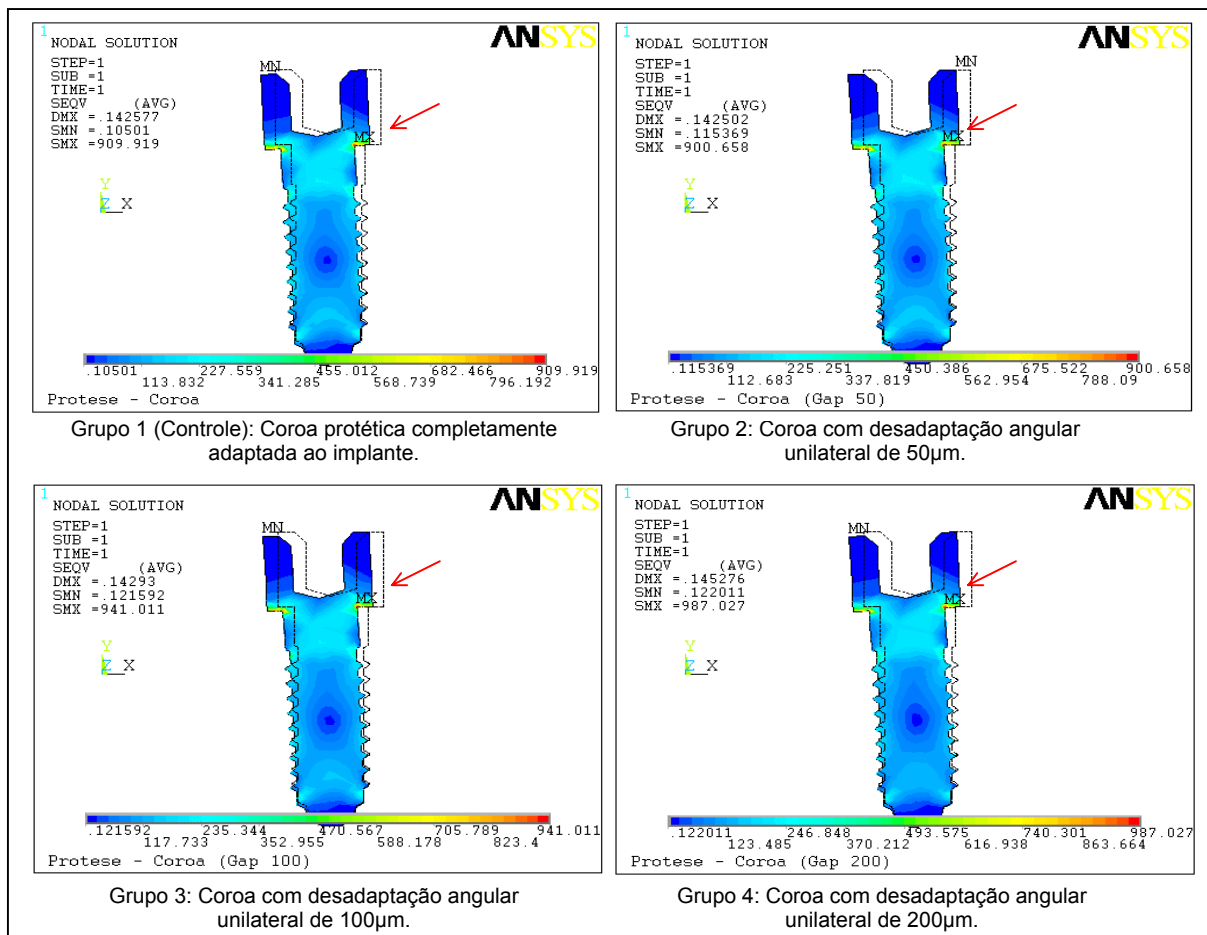
→ = Região de tensão máxima

C.2.2 Mapas de tensões do parafuso de retenção

Avaliando-se os mapas de tensões referentes a plotagem do parafuso de retenção isoladamente, verificou-se que nos grupos 1 e 2, representativos da coroa protética totalmente adaptada e com desadaptação angular unilateral de $50\mu\text{m}$, os valores de tensões máximas não diferiram muito para ambas condições (909.92N/mm^2 e 900.66 N/mm^2 , respectivamente) (FIGURA C.4), devido à pequena porcentagem removida do ponto de apoio entre a plataforma de assentamento da coroa ao implante (16%). Entretanto, os mapas de tensões dos grupos 3 e 4, representativos das coroas protéticas com desadaptações angulares unilaterais de $100\mu\text{m}$ e $200\mu\text{m}$, mostraram um aumento gradativo das tensões no parafuso de retenção da prótese (941.01N/mm^2 e 987.02N/mm^2 , respectivamente) (FIGURA C.4), sendo que o local das tensões máximas do parafuso foi verificado na região de contato entre a coroa e o parafuso de retenção no lado oposto ao da desadaptação devido à maior inclinação da coroa protética, conforme visto na FIGURA C.1.

Removendo-se as regiões de maiores tensões no parafuso de retenção, a fim de facilitar a visualização das distribuições de tensões de maneira generalizada, verificou-se uma uniformidade em sua distribuição no corpo do parafuso nos diferentes grupos, independentemente da presença ou ausência de adaptação (FIGURA C.5). Além disso, os mapas de tensões também mostraram uma alteração do local de maior solicitação do parafuso, passando da região de contato entre a coroa e o parafuso de retenção no lado oposto ao da desadaptação para a região entre colo do parafuso e sua primeira rosca.

Figura C.4: Mapas plotados da distribuição das tensões de Von Mises no parafuso de retenção, dos grupos 1, 2, 3 e 4.



SEQV = Tensões Equivalentes ou de Von Mises

SMN = Valores de tensões mínimas (N/mm^2)

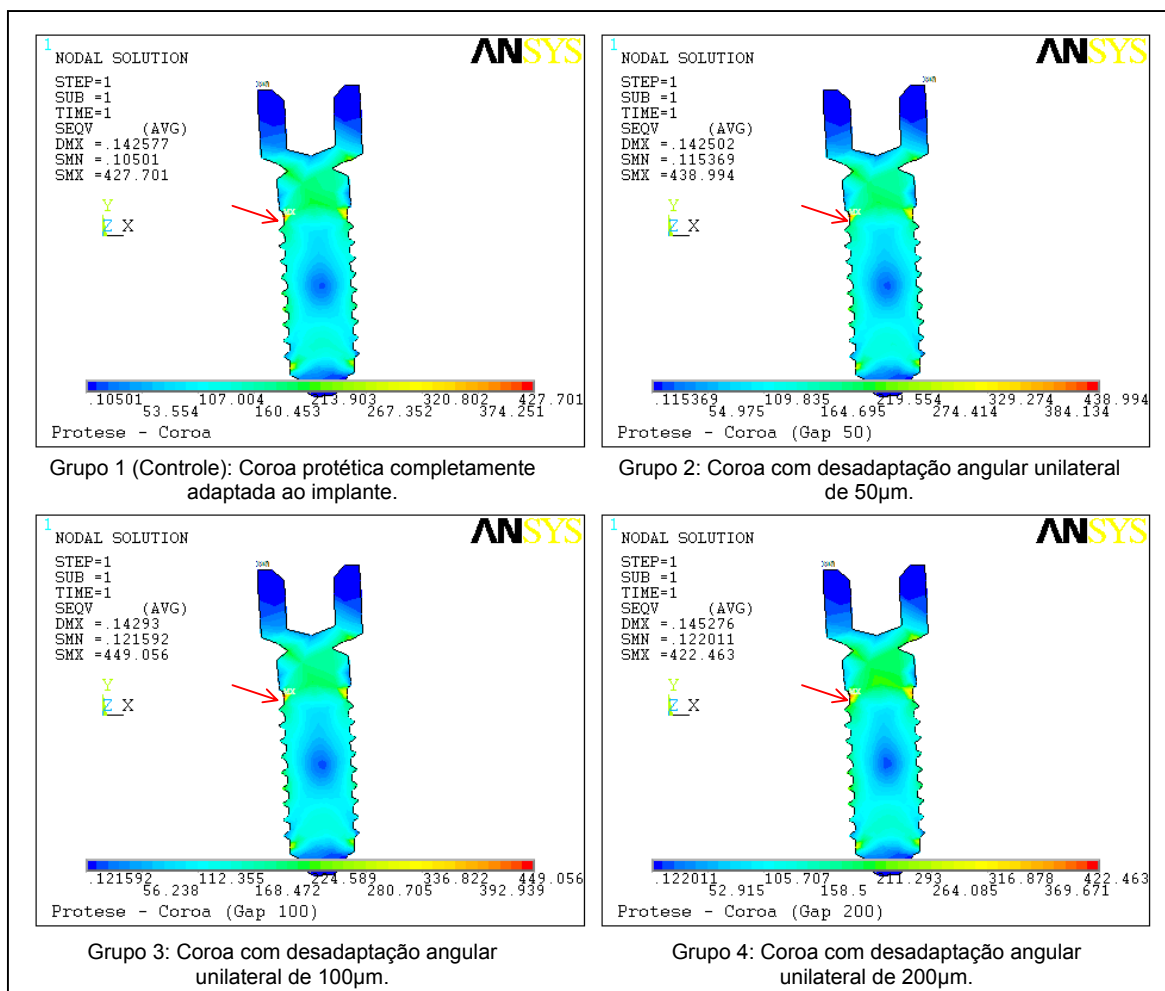
SMX = Valores de tensões máximas (N/mm^2)

MN = Local de tensão mínima

MX = Local de tensão máxima

→ = Região de tensão máxima

Figura C.5. Mapas plotados da distribuição de tensões do parafuso de retenção após remoção dos pontos de tensões máximas, dos grupos 1, 2, 3 e 4.



SEQV = Tensões Equivalentes ou de Von Mises

SMN = Valores de tensões mínimas (N/mm²)

SMX = Valores de tensões máximas (N/mm²)

MN = Local de tensão mínima

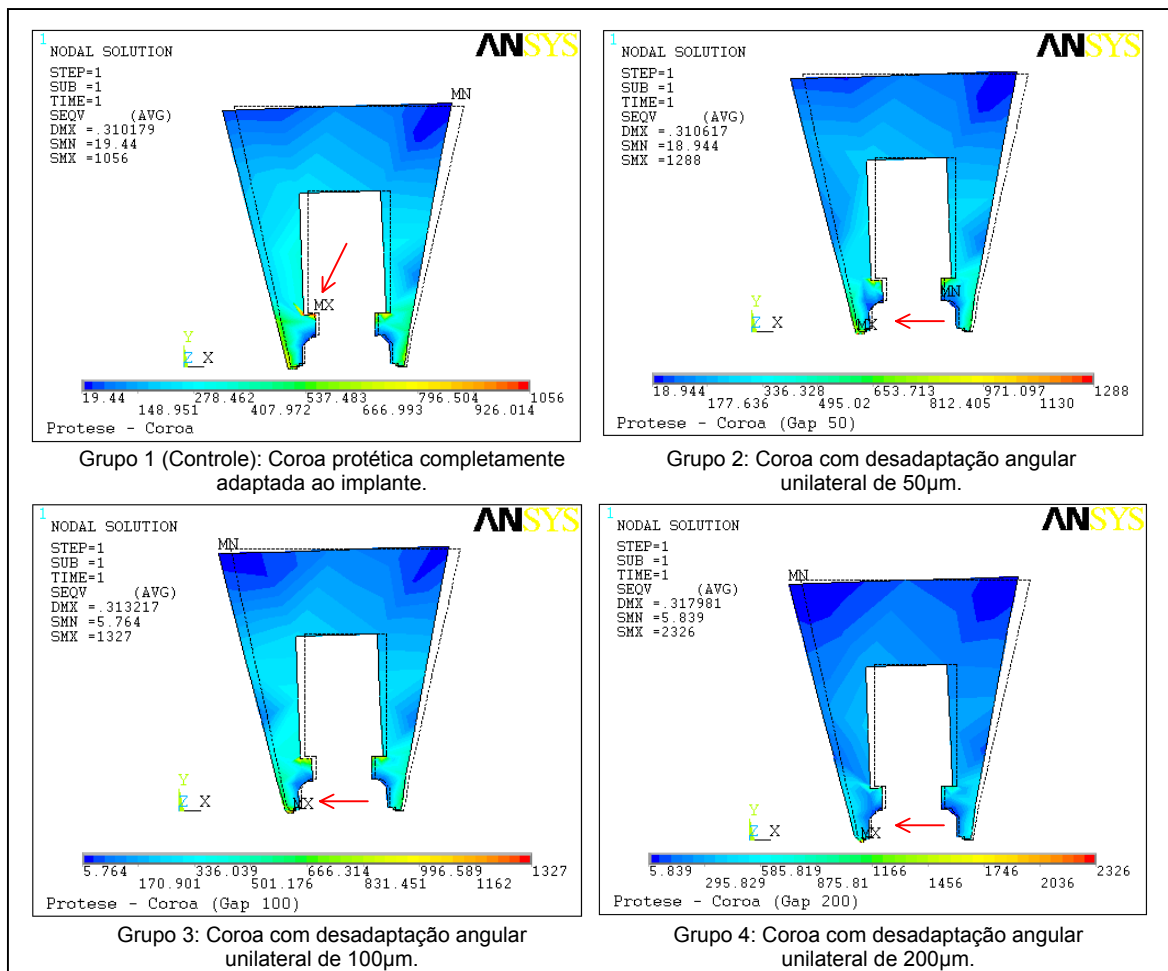
MX = Local de tensão máxima

→ = Região de tensão máxima

C.2.3 Mapas de tensões da coroa protética

Os mapas de tensões que plotaram estritamente a região da coroa protética, mostraram claramente haver uma alteração no padrão de distribuição das tensões da coroa em função da redução do contato entre a coroa e o implante. Na condição de perfeita adaptação (grupo 1), verificou-se que a região de tensões máximas estava localizada no contato entre a coroa e o parafuso de retenção. Entretanto, com a redução do contato na plataforma de assentamento do implante, observou-se que a região de maior sollicitação da coroa, evidenciada pela tensão máxima, foi o local onde houve redução do contato, sendo verificado um aumento gradativo dos valores de tensão máxima variando de 1,22 a 2,20 vezes maior que a tensão máxima do grupo 1 (FIGURA C.6).

Figura C.6: Mapas plotados da distribuição das tensões de Von Mises na coroa protética, dos grupos 1, 2, 3 e 4.



SEQV = Tensões Equivalentes ou de Von Mises

SMN = Valores de tensões mínimas (N/mm²)

SMX = Valores de tensões máximas (N/mm²)

MN = Local de tensão mínima

MX = Local de tensão máxima

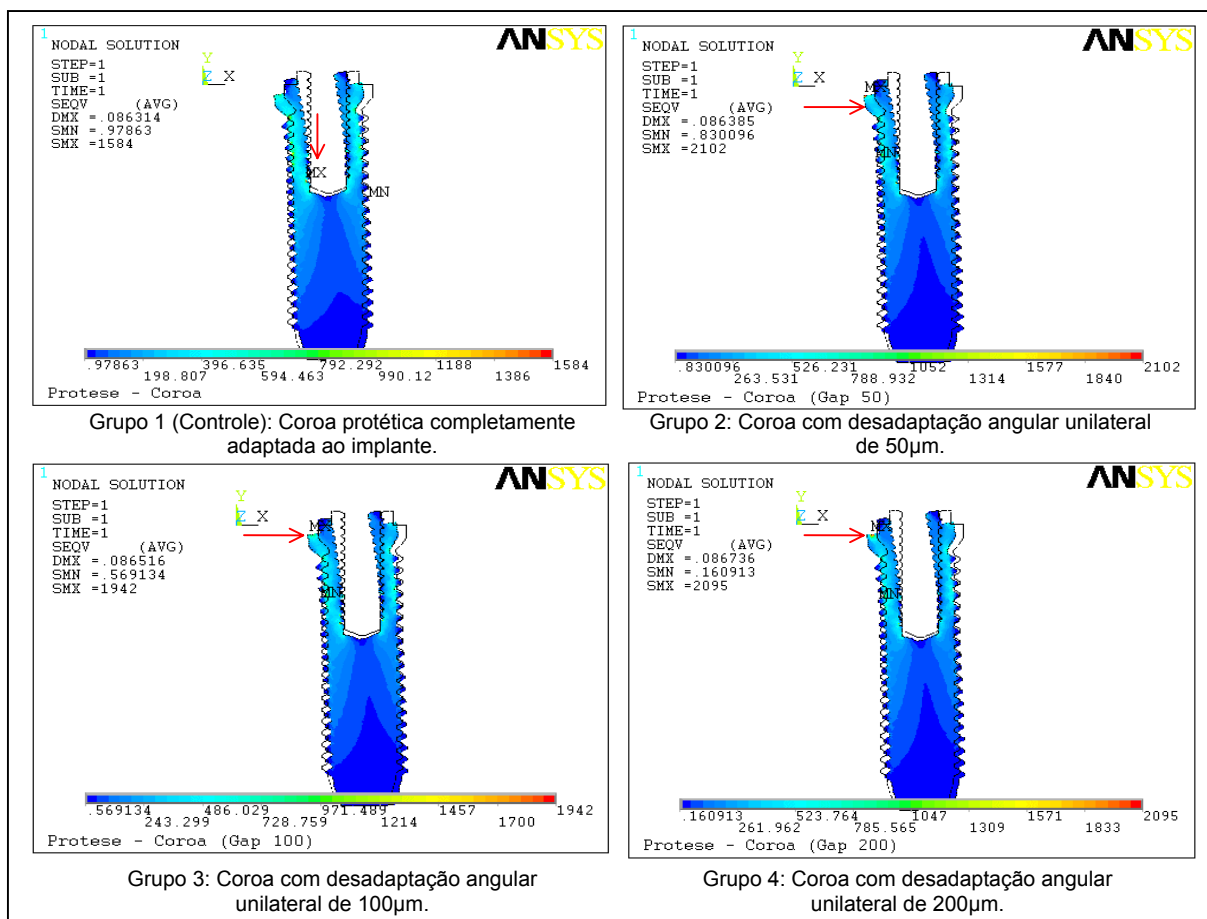
→ = Região de tensão máxima

C.2.4 Mapas de tensões do implante

Ao analisar os mapas de tensões que plotaram a região do implante, verificou-se que a alteração no contato da base de assentamento da coroa em relação ao implante, em função dos diferentes níveis de desadaptações angulares simulados, foi responsável pela definição da distribuição de tensões no implante. Observou-se no grupo 1 (coroa protética completamente adaptada ao implante), que as tensões máximas ficaram definidas no ponto de contato entre o parafuso de retenção e o implante. Entretanto, com a redução do contato entre a coroa e o implante, as tensões máximas localizaram-se na plataforma de assentamento protético do implante, na região da desadaptação, evidenciando o aumento da solicitação desta área (FIGURA C.7).

Ao remover-se as regiões de maiores tensões do implante, a fim de facilitar a visualização das distribuições de tensões de maneira generalizada, pôde ser verificada uma uniformidade das tensões nos diferentes grupos, tanto em relação aos valores máximos de tensões quanto em sua distribuição. Adicionalmente, notou-se que a região de maior solicitação do implante, local de tensão máxima, manteve-se definida no mesmo ponto de contato entre o parafuso de retenção e o implante para todos os grupos, independentemente da situação de assentamento da coroa (FIGURA C.8).

Figura C.7: Mapas plotados da distribuição das tensões de Von Mises no implante, dos grupos 1, 2, 3 e 4.



SEQV = Tensões Equivalentes ou de Von Mises

SMN = Valores de tensões mínimas (N/mm^2)

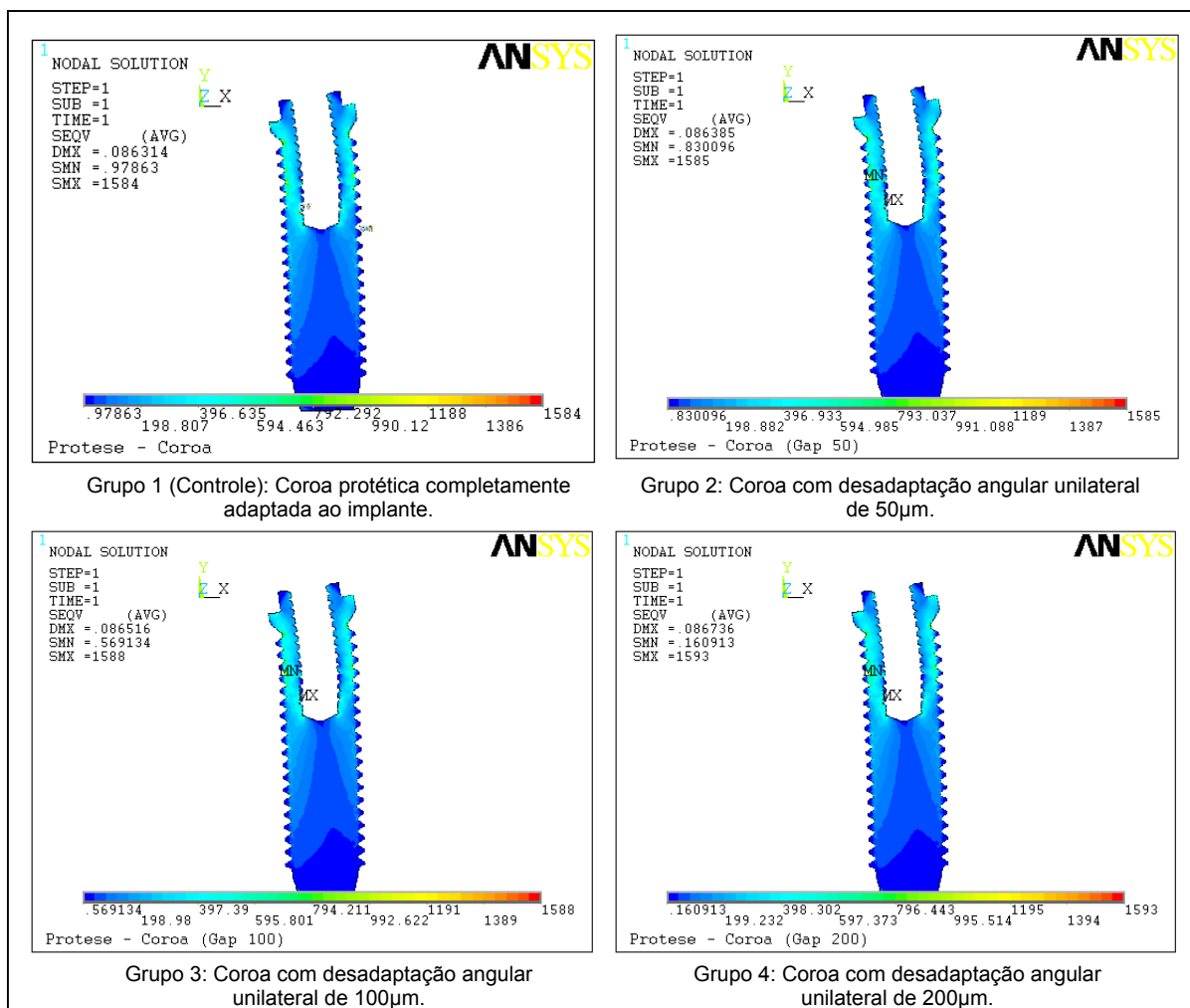
SMX = Valores de tensões máximas (N/mm^2)

MN = Local de tensão mínima

MX = Local de tensão máxima

→ = Região de tensão máxima

Figura C.8. Mapas plotados da distribuição de tensões do implante após remoção dos pontos de tensões máximas, dos grupos 1, 2, 3 e 4.



SEQV = Tensões Equivalentes ou de Von Mises

SMN = Valores de tensões mínimas (N/mm²)

SMX = Valores de tensões máximas (N/mm²)

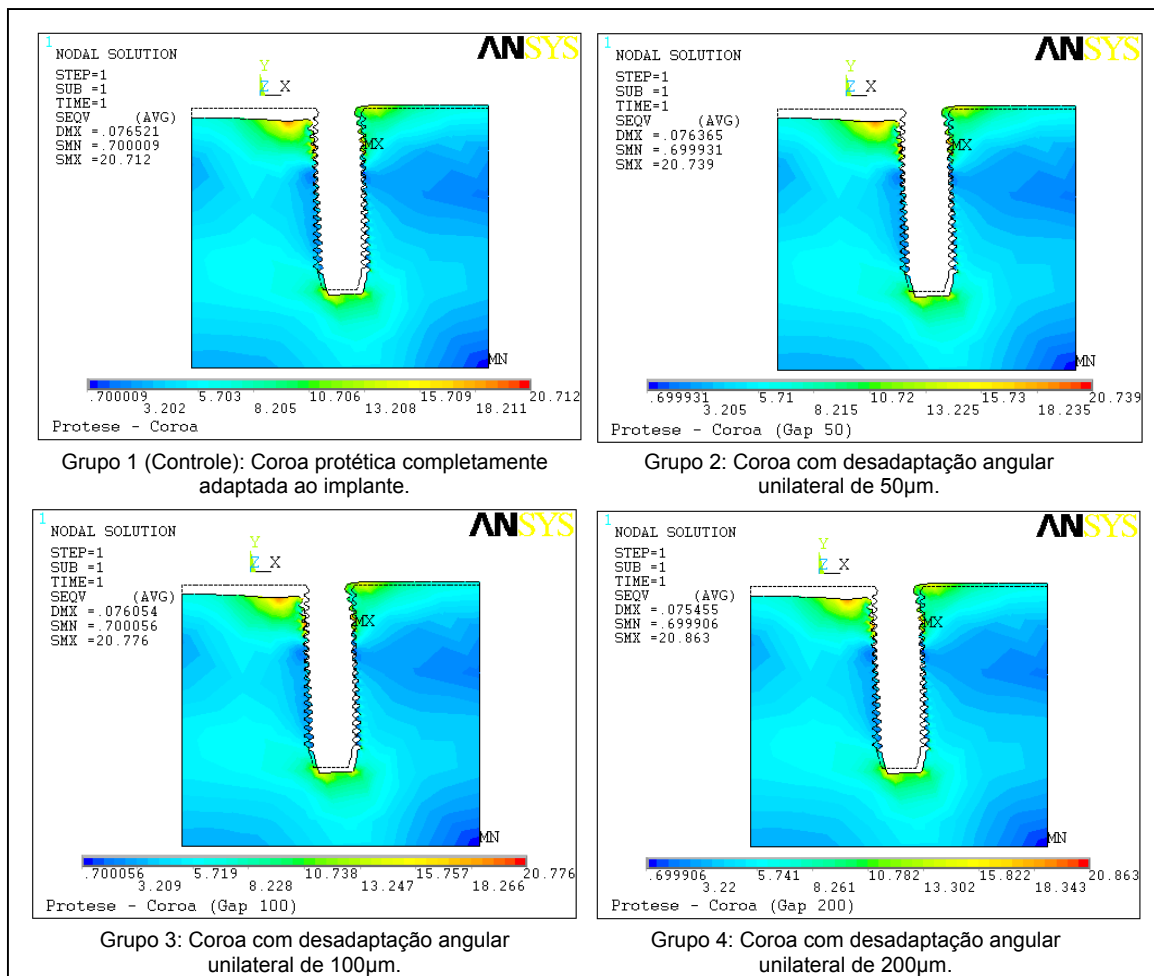
MN = Local de tensão mínima

MX = Local de tensão máxima

C.2.5 Mapas de tensões do osso medular

Os mapas de tensões que plotaram o osso medular mostraram que esta região não absorve diretamente os efeitos da alteração no nível de desadaptação entre a coroa e o implante, devido à sua uniformidade na distribuição de tensões em todos os grupos, além de valores de tensões máximas muito semelhantes entre si. Tal fato vem a comprovar a tendência na uniformidade das tensões verificadas também no implante, mostrando que estas regiões são pouco solicitadas em situações de inadequado assentamento entre a coroa e o implante. Observou-se também, que os locais de tensões mais elevadas no osso medular localizaram-se na região do ápice do implante e próximo à plataforma protética do mesmo (FIGURA C.9).

Figura C.9. Mapas plotados da distribuição de tensões do osso medular, dos grupos 1, 2, 3 e 4.



SEQV = Tensões Equivalentes ou de Von Mises

SMN = Valores de tensões mínimas (N/mm^2)

SMX = Valores de tensões máximas (N/mm^2)

MN = Local de tensão mínima

MX = Local de tensão máxima

C.2.6 Mapas de tensões do osso cortical superior

A fim de avaliar adequadamente os mapas de tensões no osso cortical superior, optou-se pela análise individual no eixo X e no eixo Y, pois quando os valores dos conjuntos são muito próximos há um mascaramento dos níveis de tensões quando aplicado à análise das tensões equivalentes ou tensão de Von Mises. Assim, é necessário fazer a avaliação a partir das tensões reais observadas em cada um dos eixos.

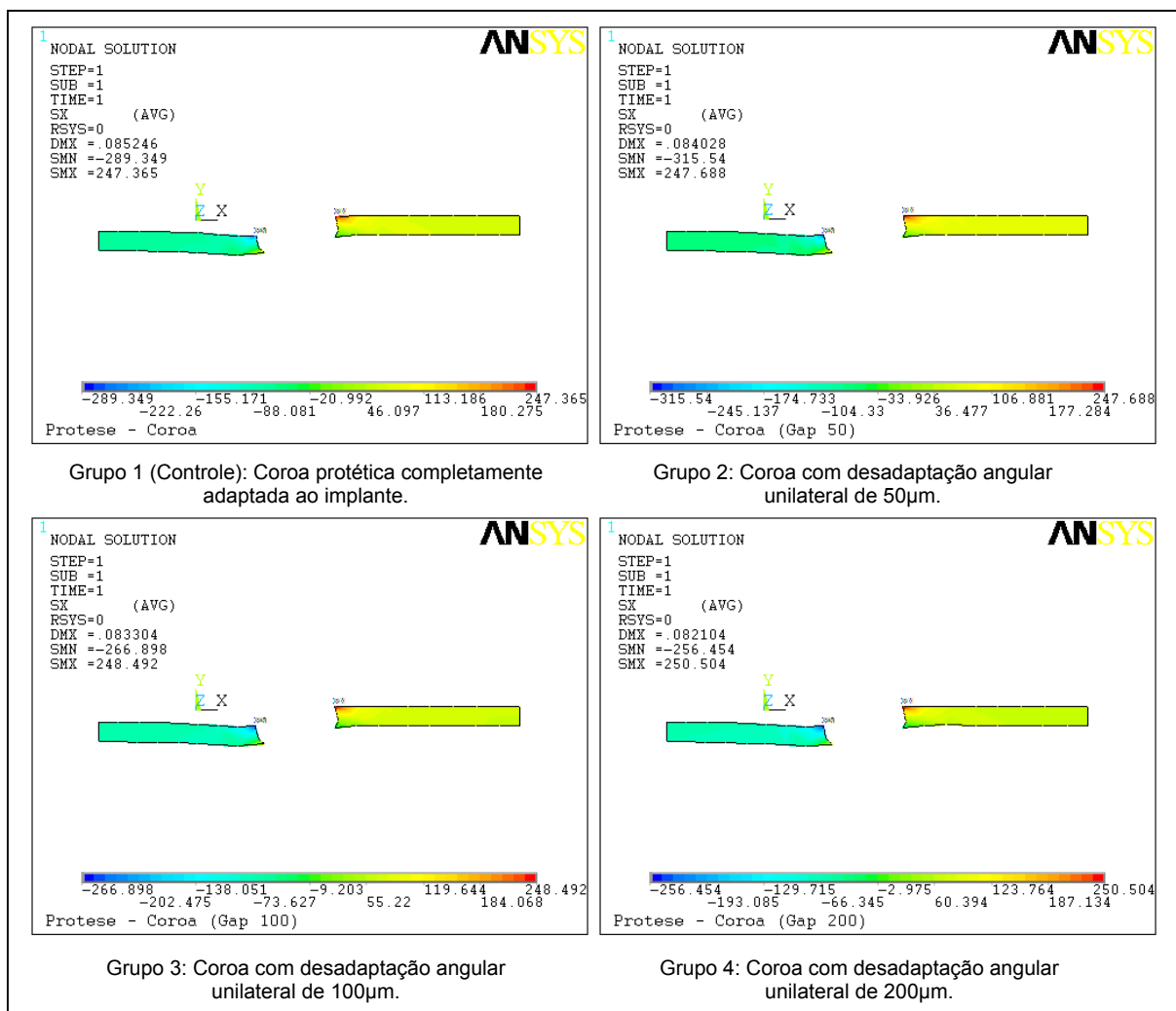
C.2.6.1 Análise dos mapas de tensões no eixo X

Avaliando os mapas de tensões do osso cortical superior no eixo X, verificou-se que quanto maior é a rigidez do conjunto, ou seja, maior o contato entre os elementos, as forças distribuem-se mais no sentido horizontal (FIGURA C.10).

C.2.6.2 Análise dos mapas de tensão no eixo Y

Analisando os mapas de tensões do osso cortical superior no eixo Y, verificou-se uma uniformidade nos valores de tração e compressão (+96,55 /- 121,29, respectivamente) na situação em que a coroa apresentava-se completamente adaptada ao implante (grupo 1). Entretanto, nos grupos 2, 3, e 4, que representavam diferentes condições de desadaptação da coroa em relação ao implante, observou-se uma diferença nos valores de tração e compressão (+96,55/-103,17; +97,54/-81,57; +99,41 /-53,39, respectivamente), sendo verificada uma redução para os valores de compressão (FIGURA C.11).

Figura C.10. Mapas plotados da distribuição de tensões do osso cortical superior no eixo X, dos grupos 1, 2, 3 e 4.

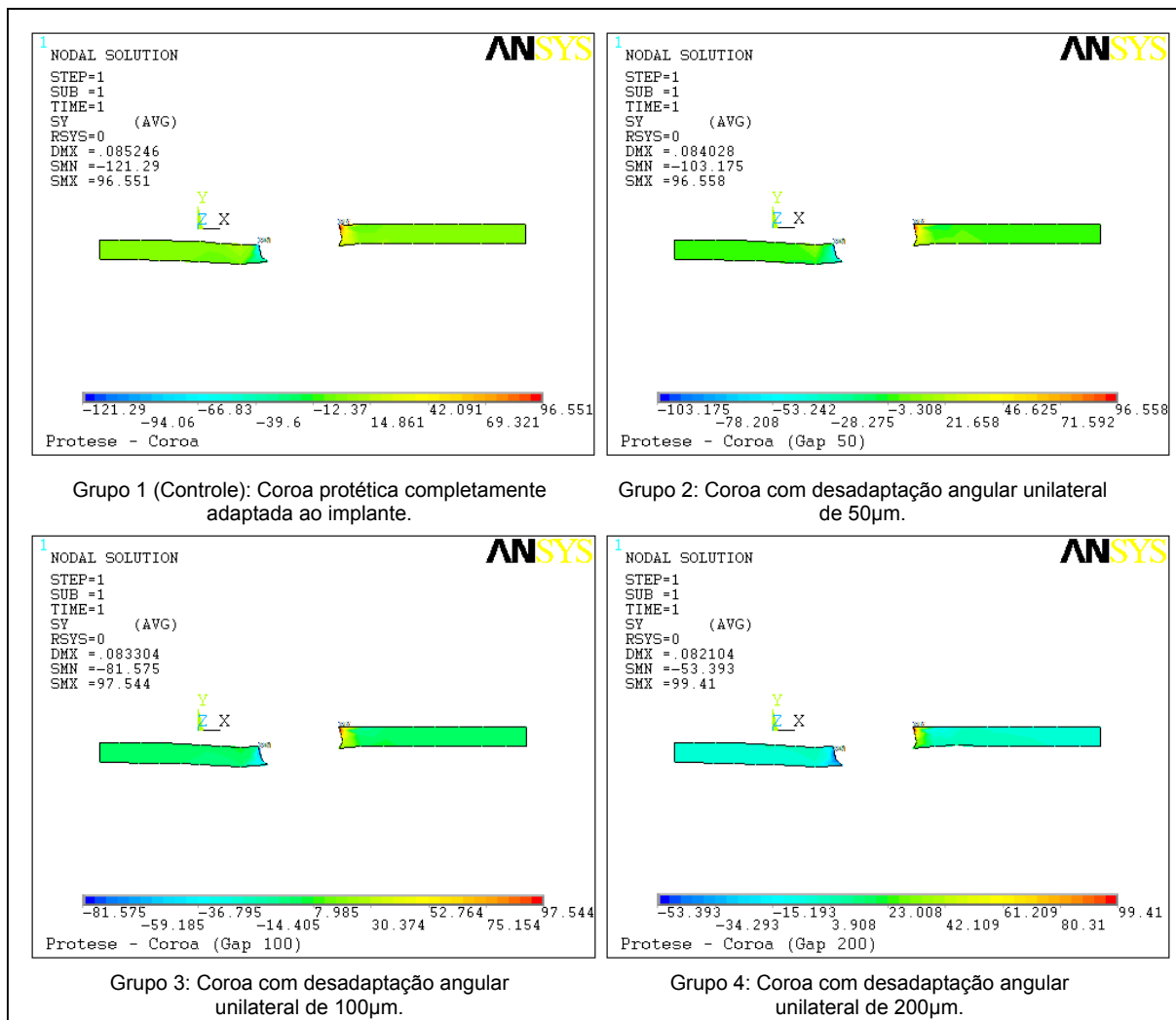


SX = Tensões de Tração e Compressão no eixo X

SMN = Valores de tensões mínimas (N/mm^2)

SMX = Valores de tensões máximas (N/mm^2)

Figura C.11. Mapas plotados da distribuição de tensões do osso cortical superior no eixo Y, nos grupos 1, 2, 3 e 4.



SY = Tensões de Tração e Compressão no eixo Y

SMN = Valores de tensões mínimas (N/mm²)

SMX = Valores de tensões máximas (N/mm²)