

MARCELO FONTES TEIXEIRA

**ANÁLISE COMPARATIVA, POR ELEMENTOS FINITOS, DAS TENSÕES  
GERADAS EM DOIS SISTEMAS DE PRÓTESES: COM E SEM ESPLINTAGEM  
RÍGIDA ENTRE IMPLANTES**

CAMPINAS

2008

MARCELO FONTES TEIXEIRA

**ANÁLISE COMPARATIVA, POR ELEMENTOS FINITOS, DAS TENSÕES  
GERADAS EM DOIS SISTEMAS DE PRÓTESES: COM E SEM ESPLINTAGEM  
RÍGIDA ENTRE IMPLANTES**

Dissertação apresentada ao Centro de Pós-Graduação / CPO São Leopoldo Mandic para obtenção do Grau de Mestre em Odontologia.

Área de concentração: Implantodontia

Orientador: Prof. Dr. Saturnino Aparecido Ramalho

Co-Orientadora: Profa. Dra. Ivete Aparecida de Mattias Sartori

CAMPINAS

2008

**Ficha Catalográfica elaborada pela Biblioteca "São Leopoldo Mandic"**

T266a Teixeira, Marcelo Fontes.  
Análise comparativa, por elementos finitos, das tensões geradas em dois sistemas de próteses: com e sem esplintagem rígida entre implantes / Marcelo Fontes Teixeira. – Campinas: [s.n.], 2008.  
127f.: il.

Orientador: Saturnino Aparecido Ramalho.  
Dissertação (Mestrado em Implantodontia) – C.P.O. São Leopoldo Mandic – Centro de Pós-Graduação.

1. Mandíbula. 2. Análise de elemento finito. 3. Implante dentário. I. Ramalho, Saturnino Aparecido. II. C.P.O. São Leopoldo Mandic – Centro de Pós-Graduação. III. Título.

**C.P.O. - CENTRO DE PESQUISAS ODONTOLÓGICAS  
SÃO LEOPOLDO MANDIC**

Folha de Aprovação

A dissertação intitulada: **“ANÁLISE COMPARATIVA, POR ELEMENTOS FINITOS, DAS TENSÕES GERADAS EM DOIS SISTEMAS DE PRÓTESES: COM E SEM ESPLINTAGEM RÍGIDA ENTRE IMPLANTES”** apresentada ao Centro de Pós-Graduação, para obtenção do grau de Mestre em Odontologia, área de concentração: IMPLANTODONTIA, em \_\_\_\_ / \_\_\_\_ / \_\_\_\_, à comissão examinadora abaixo denominada, foi aprovada após liberação pelo orientador.

---

Prof. Dr. Saturnino Aparecido Ramalho

---

Prof. Dr. Thomaz Wassall

---

Profa. Dra. Ivete Aparecida de Mattias Sartori

*D*edico...

*...à minha esposa **Ângela** e aos meus filhos **João Pedro** e **João Marcelo** que, com muita paciência e sacrifício, compreenderam a ausência deste marido e deste pai durante a realização deste curso de mestrado e deste trabalho de dissertação, fortalecendo-me na fé e perseverança para alcançar mais uma vitória profissional em minha vida.*

## **AGRADECIMENTOS**

Ao meu Deus, pelo fortalecimento de minha fé e perseverança, que me permitiram chegar ao final desta jornada.

À minha esposa Ângela, por ser minha fonte de inspiração e meu recanto nos momentos de desânimo.

Aos meus filhos João Pedro e João Marcelo, pela compreensão da ausência deste pai e pelo amor com que me tratam.

Aos meus pais, por me ensinarem a ser uma pessoa digna e honesta.

À minha vó Tereza, pelo exemplo de sabedoria e de dedicação na busca incansável do conhecimento e pelo incentivo constante à minha carreira de docente.

Ao Prof. Dr. Saturnino Aparecido Ramalho, pelos conhecimentos transmitidos durante as orientações desta dissertação, pela compreensão de minhas limitações e pela amizade conquistada.

À Profa. Dra. Ivete Sartori, pela solicitude e presteza com que me tratou durante as orientações deste trabalho e pela amizade conquistada.

Ao coordenador do curso de Mestrado Prof. Dr. Thomaz Wassall, pelo exemplo de sabedoria, organização, disciplina e dedicação vivenciadas a cada dia deste curso.

Ao Prof. Dr. Roberto Bruno Lehmann, pelos inestimáveis serviços prestados na elaboração do trabalho de elementos finitos, sem os quais não teria chegado ao fim deste trabalho, pela sua acolhida e pela amizade conquistada.

Ao Prof. Dr. Carlos Nelson Elias, por ter me dado a orientação e o direcionamento inicial para o desenvolvimento da metodologia desta dissertação, por ter me apresentado ao Engenheiro Roberto Bruno Lehmann e pela amizade conquistada.

Ao Prof. Dr. Richard, pela convivência fraterna durante o curso de mestrado, por todos os conhecimentos transmitidos, pela cumplicidade nos momentos difíceis e pela amizade conquistada.

Aos professores do curso de Mestrado em Implantodontia, por terem participado da minha formação como mestre em Implantodontia e pelas amizades conquistadas. A vocês, meus sinceros agradecimentos.

Ao Prof. Dr. Eduardo Myashita, por ser em todas as importantes decisões que tomo em minha carreira de docente, minha eterna fonte de inspiração, pela direção inicial ao tema de minha dissertação e por nossa amizade eterna.

À secretária Eliane, por seu empenho e pela valiosa contribuição na elaboração deste trabalho.

Aos meus colegas de turma, pelo convívio fraterno, pela cumplicidade e pelas amizades conquistadas que levarei por toda minha vida.

## RESUMO

A reposição de dentes em mandíbulas edêntulas sempre foi um dos grandes desafios da Odontologia. Uma alternativa para a reabilitação protética destes indivíduos é a utilização dos implantes osseointegrados para retenção de próteses totais fixas com cantilever distal. O objetivo deste trabalho foi de analisar e comparar as tensões geradas no osso cortical ao redor dos implantes GT<sup>®</sup>, em duas situações clínicas: quando estão esplintados por meio de um sistema de barra rígida e quando estão esplintados por meio de um sistema semi rígido, para reabilitação de mandíbulas edêntulas por meio de uma prótese total fixa. O método utilizado foi o de elementos finitos e as tensões foram avaliadas após simulação de carga oclusal axial e oblíqua, aplicada no último elemento do cantilever. Avaliaram-se as tensões nos diversos componentes presentes nos dois sistemas, com enfoque principal nas tensões geradas no osso cortical. Os resultados mostraram que o sistema semi rígido, com carregamento axial, apresentou a menor tensão do tipo von Mises no osso cortical e o sistema rígido, com carregamento oblíquo, apresentou a maior tensão. Conclui-se que o sistema rígido, quando submetido ao carregamento oblíquo, transmitiu a maior tensão ao osso cortical. No entanto, para ambos os sistemas dos casos simulados, não haveria comprometimento da integridade do osso cortical, visto que o limite máximo de tensão atingido foi inferior ao preconizado na literatura (167 MPa).

Palavras-Chave: Análise de elemento finito. Tensão tipo von Mises. Carga imediata. Barra rígida. Sistema semi rígido.

## ABSTRACT

Teeth reposition in edentulous mandible has always been one of the most difficult challenges dentistry. An alternative for prosthetic rehabilitation of these patients is the use of osseointegrated implants for fixed full prosthesis retention with distal cantilever. The objective of this study was to evaluate and compare the stress on the cortical bone around GT<sup>®</sup> implants in two different clinical situations: when they are splinted together by a rigid bar (Neopronto<sup>®</sup>) or when a semi-rigid splint of dental implants is used (Barra Distal<sup>®</sup> System - Neodent<sup>®</sup>), for rehabilitation of the edentulous mandible with a fixed complete denture. Stresses on several system components were analyzed through the finite element analysis, after axial and oblique occlusal loading simulation applied in the last cantilever element, focusing on stress concentration on the cortical bone. The results showed that the highest stress values were observed at cortical bone with the Rigid connection system under oblique loading (58,50 MPa); on the contrary, semi-rigid connection system with axial loading produced the lowest stress level (28,10 MPa). It was concluded that rigid connection system under oblique loading produced the highest stress level at the cortical bone. However, for both loading conditions, cortical bone integrity would not be clinically compromised, once maximum stress value was lower than the reported in previous literature (167 MPa).

Keyeords: Finite element analysis. Von Mises stresses. Immediate loading. Rigid bar. Semi-rigid system.

## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

|             |  |    |
|-------------|--|----|
| Figura 1 -  | Imagem tridimensional do implante GT <sup>®</sup> importada do sistema CAD para o programa ANSYS <sup>™</sup> , com as distorções apresentadas no processo de importação.                          | 76 |
| Figura 2 -  | Imagem tridimensional da barra do sistema rígido (Neopronto <sup>®</sup> ) importada do sistema CAD para o programa ANSYS <sup>™</sup> , com as distorções apresentadas no processo de importação. | 76 |
| Tabela 1 -  | Propriedades mecânicas dos materiais utilizados e do osso.   | 77 |
| Figura 3 -  | Modelo dividido ao meio com todos os volumes utilizados nas simulações, pronto para ser espelhado.   | 79 |
| Figura 4 -  | Carregamento axial no primeiro molar paralelo ao longo eixo do implante GT <sup>®</sup> .  | 80 |
| Figura 5 -  | Carregamento oblíquo no primeiro molar em 45° com o longo eixo do implante GT <sup>®</sup> .   | 80 |
| Figura 6 -  | Implante GT <sup>®</sup> modelado no ANSYS <sup>™</sup> sem simplificações.  | 82 |
| Figura 7 -  | Implante GT <sup>®</sup> modelado no ANSYS <sup>™</sup> com as simplificações na região das roscas nos terços médio e apical.  | 83 |
| Figura 8 -  | Dentes modelados no ANSYS <sup>™</sup> .   | 83 |
| Figura 9 -  | Resina acrílica modelada no ANSYS <sup>™</sup> .   | 83 |
| Figura 10 - | Dentes e resina acrílica modelados no ANSYS <sup>™</sup> , com o menor volume referente ao modelo do sistema semi rígido da Barra Distal <sup>®</sup> (redução volumétrica na ordem de 20%).       | 83 |
| Figura 11 - | Dentes modelados no ANSYS <sup>™</sup> , com redução volumétrica na ordem de 20% no modelo do sistema semi rígido (Barra Distal <sup>®</sup> ).  | 84 |
| Figura 12 - | Osso cortical modelado no ANSYS <sup>™</sup> .   | 84 |
| Figura 13 - | Osso medular modelado no ANSYS <sup>™</sup> .  | 84 |
| Figura 14 - | Barra completa do sistema rígido (Neopronto <sup>®</sup> ) modelada no ANSYS <sup>™</sup> .  | 84 |
| Figura 15 - | Barra seccionada ao meio do sistema rígido (Neopronto <sup>®</sup> ) modelada no ANSYS <sup>™</sup> .  | 84 |

|   |    |
|---|----|
| Figura 16 - Barra Distal <sup>®</sup> modelada no ANSYS <sup>™</sup> .  | 84 |
| Figura 17 - Conjunto barra do sistema semi rígido (Barra Distal <sup>®</sup> ) e cilindro de titânio modelado no ANSYS <sup>™</sup> .   | 85 |
| Figura 18 - Parafuso do cilindro da barra do sistema rígido (Neopronto <sup>®</sup> ) e da barra do sistema semi rígido (Barra Distal <sup>®</sup> ) modelado no ANSYS <sup>™</sup> . | 85 |
| Figura 19 - Cilindro da barra do sistema rígido (Neopronto <sup>®</sup> ) modelado no ANSYS <sup>™</sup> .  | 85 |
| Figura 20 - Tensões do tipo von Mises no conjunto (Neopronto <sup>®</sup> com carregamento axial).  | 86 |
| Figura 21 - Tensões do tipo von Mises no primeiro molar (Neopronto <sup>®</sup> com carregamento axial).  | 87 |
| Figura 22 - Tensões do tipo von Mises na resina acrílica (Neopronto <sup>®</sup> com carregamento axial).   | 87 |
| Figura 23 - Tensões do tipo von Mises na barra (Neopronto <sup>®</sup> com carregamento axial).   | 87 |
| Figura 24 - Tensões do tipo von Mises no coping (Neopronto <sup>®</sup> com carregamento axial).  | 88 |
| Figura 25 - Tensões do tipo von Mises no parafuso (Neopronto <sup>®</sup> com carregamento axial).  | 88 |
| Figura 26 - Tensões do tipo von Mises no implante GT <sup>®</sup> (Neopronto <sup>®</sup> com carregamento axial).  | 88 |
| Figura 27 - Tensões do tipo von Mises no osso medular (Neopronto <sup>®</sup> com carregamento axial).  | 89 |
| Figura 28 - Tensões do tipo von Mises no osso cortical (Neopronto <sup>®</sup> com carregamento axial).   | 89 |
| Figura 29 - Tensões do tipo von Mises no conjunto (Neopronto <sup>®</sup> com carregamento oblíquo).  | 90 |
| Figura 30 - Tensões do tipo von Mises no primeiro molar (Neopronto <sup>®</sup> com carregamento oblíquo).  | 90 |
| Figura 31 - Tensões do tipo von Mises na resina acrílica (Neopronto <sup>®</sup> com carregamento oblíquo).   | 91 |
| Figura 32 - Tensões do tipo von Mises na barra (Neopronto <sup>®</sup> com carregamento oblíquo).   | 91 |

|             |   |    |
|-------------|---|----|
| Figura 33 - | Tensões do tipo von Mises no coping (Neopronto <sup>®</sup> com carregamento oblíquo).                    | 91 |
| Figura 34 - | Tensões do tipo von Mises no parafuso (Neopronto <sup>®</sup> com carregamento oblíquo).                  | 92 |
| Figura 35 - | Tensões do tipo von Mises no implante GT <sup>®</sup> (Neopronto <sup>®</sup> com carregamento oblíquo).  | 92 |
| Figura 36 - | Tensões do tipo von Mises no osso medular (Neopronto <sup>®</sup> com carregamento oblíquo).              | 92 |
| Figura 37 - | Tensões do tipo von Mises no osso cortical (Neopronto <sup>®</sup> com carregamento oblíquo).             | 93 |
| Figura 38 - | Tensões do tipo von Mises no conjunto (Barra Distal <sup>®</sup> com carregamento axial).                 | 94 |
| Figura 39 - | Tensões do tipo von Mises no primeiro molar (Barra Distal <sup>®</sup> com carregamento axial).           | 94 |
| Figura 40 - | Tensões do tipo von Mises na resina acrílica (Barra Distal <sup>®</sup> com carregamento axial).          | 94 |
| Figura 41 - | Tensões do tipo von Mises na barra (Barra Distal <sup>®</sup> com carregamento axial).                    | 95 |
| Figura 42 - | Tensões do tipo von Mises no parafuso (Barra Distal <sup>®</sup> com carregamento axial).                 | 95 |
| Figura 43 - | Tensões do tipo von Mises no implante GT <sup>®</sup> (Barra Distal <sup>®</sup> com carregamento axial). | 95 |
| Figura 44 - | Tensões do tipo von Mises no osso medular (Barra Distal <sup>®</sup> com carregamento axial).             | 96 |
| Figura 45 - | Tensões do tipo von Mises no osso cortical (Barra Distal <sup>®</sup> com carregamento axial).            | 96 |
| Figura 46 - | Tensões do tipo von Mises no conjunto (Barra Distal <sup>®</sup> com carregamento oblíquo).               | 97 |
| Figura 47 - | Tensões do tipo von Mises no primeiro molar (Barra Distal <sup>®</sup> com carregamento oblíquo).         | 97 |
| Figura 48 - | Tensões do tipo von Mises na resina acrílica (Barra Distal <sup>®</sup> com carregamento oblíquo).        | 97 |
| Figura 49 - | Tensões do tipo von Mises na barra (Barra Distal <sup>®</sup> com carregamento oblíquo).                  | 98 |

|             |   |     |
|-------------|---|-----|
| Figura 50 - | Tensões do tipo von Mises no parafuso (Barra Distal <sup>®</sup> com carregamento oblíquo).                 | 98  |
| Figura 51 - | Tensões do tipo von Mises no implante GT <sup>®</sup> (Barra Distal <sup>®</sup> com carregamento oblíquo). | 98  |
| Figura 52 - | Tensões do tipo von Mises no osso medular (Barra Distal <sup>®</sup> com carregamento oblíquo).             | 99  |
| Figura 53 - | Tensões do tipo von Mises no osso cortical (Barra Distal <sup>®</sup> com carregamento oblíquo).            | 99  |
| Tabela 2 -  | Tensões máximas (MPa) para os diversos componentes a partir das simulações.                                 | 100 |
| Gráfico 1 - | Tensões do tipo von Mises para o osso cortical (MPa) após o carregamento axial e oblíquo nos dois sistemas. | 101 |

## LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E SÍMBOLOS

|                       |   |
|-----------------------|---|
| $\sigma_y$            | - Sigma Y (tensão de escoamento)  |
| $\mu\text{m}$         | - Micrômetros   |
| 2D                    | - Duas Dimensões  |
| 3D                    | - Três Dimensões  |
| ANSYS <sup>TM</sup>   | - Programa para análise por Elementos Finitos   |
| Autocad <sup>TM</sup> | - Programa para geração de desenhos bi ou tridimensionais   |
| AX                    | - Axial   |
| CAD                   | - Computer add Design (método computacional para geração de desenhos bi ou tridimensionais )      |
| EF                    | - Elementos Finitos   |
| EQV                   | - Estresse Equivalente  |
| GPa                   | - Gigapascal  |
| IGES                  | - Extensão de Arquivos de Imagens   |
| ISQ                   | - Quociente de Estabilidade do Implante   |
| ITV                   | - Valor de Torque de Instalação   |
| JCG                   | - Jacobi Conjugate Gradiente - Algoritmo destinado a solução de sistemas de equações diferenciais |
| max EQV               | - Estresse Máximo Equivalente   |
| MBI                   | - Índice de sangramento modificado  |
| MD                    | - Mesio Distal  |
| MEF                   | - Método de Elementos Finitos   |
| MPa                   | - Megapascal  |
| MPI                   | - Índice de placa modificado  |
| N                     | - Newtons   |

|                        |  |
|------------------------|--|
| N/cm                   | - Newtons por centímetros  |
| PCG                    | - Pré Conditioned Conjugate Gradiente - Algoritmo destinado a solução de sistemas de equações diferenciais |
| PD                     | - Profundidade de Sondagem   |
| PF                     | - Prótese Fixa   |
| Pmax                   | - Valor de Estresse compressivo máximo   |
| Pmi                    | - Valor de Estresse compressivo mínimo   |
| PPF                    | - Prótese Parcial Fixa   |
| PPR                    | - Prótese Parcial Removível  |
| RTV                    | - Valores de Torque de Remoção   |
| SOLID 92 <sup>TM</sup> | - Elemento Finito tridimensional utilizado para análise estrutural   |
| VL                     | - Vestíbulo Lingual  |

## SUMÁRIO

|   |            |
|---|------------|
| <b>1 INTRODUÇÃO .....</b>   | <b>14</b>  |
| <b>2 REVISÃO DA LITERATURA .....</b>  | <b>19</b>  |
| <b>2.1 Análises pelo Método de Elementos Finitos (MEF).....</b>                               | <b>19</b>  |
| <b>2.2 Carga imediata em mandíbula edêntula .....</b>   | <b>48</b>  |
| <b>3 PROPOSIÇÃO .....</b>   | <b>75</b>  |
| <b>4 MATERIAIS E MÉTODOS .....</b>  | <b>76</b>  |
| <b>4.1 Propriedades dos materiais .....</b>   | <b>77</b>  |
| <b>4.2 Elemento finito utilizado .....</b>  | <b>79</b>  |
| <b>4.3 Solver utilizado .....</b>   | <b>79</b>  |
| <b>4.4 Condições de contorno (restrição de movimento, simetria e<br/>carregamento).....</b>   | <b>80</b>  |
| <b>4.5 Modelagem das estruturas e simplificações .....</b>                                    | <b>82</b>  |
| <b>5 RESULTADOS.....</b>  | <b>88</b>  |
| <b>5.1 Resultados para o sistema Neopronto<sup>®</sup> com carregamento axial.....</b>        | <b>88</b>  |
| <b>5.2 Resultados para o sistema Neopronto<sup>®</sup> com carregamento oblíquo.....</b>      | <b>92</b>  |
| <b>5.3 Resultados para o sistema da Barra Distal<sup>®</sup> com carregamento axial .....</b> | <b>96</b>  |
| <b>5.4 Resultados para o sistema da Barra Distal<sup>®</sup> com carregamento oblíquo ...</b> | <b>99</b>  |
| <b>6 DISCUSSÃO .....</b>  | <b>104</b> |
| <b>6.1 Problemas encontrados na importação das imagens.....</b>                               | <b>105</b> |
| <b>6.2 Propriedade dos materiais .....</b>  | <b>106</b> |
| <b>6.3 Condições de contorno (restrição de movimento, simetria e<br/>carregamento).....</b>   | <b>107</b> |
| <b>6.4 Simplificações nos modelos .....</b>   | <b>109</b> |
| <b>7 CONCLUSÃO .....</b>  | <b>116</b> |
| <b>ANEXO A - Folha de aprovação do comitê de ética .....</b>                                  | <b>127</b> |

## 1 INTRODUÇÃO

A reposição de dentes em mandíbulas edêntulas sempre foi um dos grandes desafios da Odontologia. Durante o último século, a forma de tratamento mais utilizada para reabilitar a mandíbula de indivíduos edêntulos inferiores foi a Prótese Total (PT) suportada inteiramente pela mucosa que recobre o osso remanescente do rebordo alveolar. Porém, nem sempre se consegue as condições ideais de retenção e estabilidade de PTs mucossuportadas em mandíbula, o que pode gerar problemas de coordenação neuromuscular ou de intolerância ao uso da PT.

Uma alternativa para a reabilitação protética destes indivíduos é a utilização dos implantes osseointegrados para retenção de PTs fixas, os quais melhoram as condições funcionais e estéticas destas próteses, proporcionando excelentes resultados.

Brånemark et al. (1977) descreveram um protocolo cirúrgico, no qual instalava-se 5 a 6 implantes de hexágono externo na mandíbula edêntula, entre as eminências mentuais, que permaneciam submersos por três a quatro meses. Após este período, confeccionava-se uma prótese total fixa implantossuportada. Este tipo de reabilitação ficou conhecido como Prótese Protocolo de Brånemark. Esta técnica já vem sendo usada há mais de trinta anos, com índices de sucesso superior a 90% (Veronese et al., 2005).

Este protocolo cirúrgico convencional de dois estágios, recomendado por Brånemark et al. (1977), vem sendo modificado ao longo do tempo com o emprego

da técnica de carga imediata sobre os implantes, com um prognóstico bastante favorável (Veronese et al., 2005).

O primeiro sistema de carga imediata em mandíbulas edêntulas com barra pré-fabricada foi apresentado em nove de abril de 1980, por Per-Ingvar Brånemark, chamado de sistema Novum<sup>TM</sup>. Este novo conceito foi avaliado cirurgicamente, proteticamente e biologicamente durante 15 anos, pelo mesmo autor, que descreveu sua primeira aplicação clínica em 1996. O primeiro estudo demonstrou que era possível realizar o tratamento em apenas sete horas, desde a cirurgia até o tratamento protético final. Em um grupo de pesquisa, o sucesso da técnica foi de 98% e a quantidade de osso perdido foi menor que 1 mm no primeiro ano.

Thomé et al. (2004) apresentaram uma alternativa reabilitadora de indivíduos edêntulos mandibulares, por meio da técnica de carga imediata, com a utilização de uma barra pré-fabricada de titânio: o sistema Neopronto<sup>®</sup> (Neodent<sup>®</sup>). Este consistia de uma série de componentes cirúrgicos e protético pré-fabricados, incluindo uma barra de titânio, que permitia a realização da carga imediata em mandíbulas edêntulas com um prazo ainda mais reduzido, pois o tempo laboratorial de confecção da prótese era menor que nos sistemas de barras fundidas, a exemplo do que preconizava o sistema Novum<sup>TM</sup> (Brånemark, 1980) e, ainda, com uma redução significativa no custo final do tratamento para o profissional e para o paciente.

Misch (2004) apresentou uma técnica alternativa de carga imediata em mandíbulas edêntulas, com esplintagem semi rígida dos implantes, denominada de “Técnica de conversão de Dentaduras”, na qual se convertia uma prótese total

mucossuportada em uma prótese total implantossuportada, com a sua fixação nos pilares protéticos instalados sobre os implantes. O autor concluiu que esta é uma técnica viável para carga imediata em mandíbula edêntula, com índices de sucesso superiores a 96%.

Nary et al. (2004) apresentaram, por meio do relato de um caso clínico, um novo sistema para reabilitações totais mandibulares com carga imediata: o sistema IOL™ (3i Implant Innovations). Os autores concluíram que o sistema IOL™ (3i Implant Innovations) trata-se de método simples e eficaz para execução de próteses de caráter provisório em procedimentos de protocolo inferior com carga imediata.

Thomé et al. (2006) descreveram uma técnica para reabilitação de indivíduos edêntulos mandibulares chamada de Barra Distal® (Neodent®), que consistia na instalação de cilindros de titânio parafusados sobre os pilares de fixação de implantes de corpo único (Implante GT® - Neodent®) e captura da PT mucossuportada do próprio indivíduo, em meio intra bucal, com resina acrílica autopolimerizável. Os cilindros distais apresentavam barras perpendiculares ao longo eixo dos implantes, promovendo maior resistência na região de cantilever e os cilindros centrais (retos) apresentavam retenções para captura da PT mucossuportada com resina acrílica autopolimerizável. Os autores concluíram que o sistema da Barra Distal® (Neodent®), aliado ao implante de corpo único, é uma alternativa viável para carga imediata em mandíbulas edêntulas, com inúmeras vantagens, entre elas: facilidade da técnica, otimização do tempo clínico e baixo custo, decorrente do menor número de componentes utilizados e da ausência de procedimentos laboratoriais.

Weinstein et al. (1977) foram os primeiros a utilizar o Método de Elementos Finitos (MEF) em Implantodontia. A partir de então, diversos pesquisadores utilizam o método para avaliar novos componentes, novas configurações, materiais, etc. (Ciftçi, Canay, 2000; Cardoso, Elias, 2001; Meijer et al., 2003; Lehmann et al., 2006).

Em artigo publicado em 2001, Rubo & Souza concluíram que com os modelos computacionais, para análise por Elementos Finitos (EF), é possível fazer avaliações detalhadas das estruturas de próteses implantossuportadas. Os autores observaram, ainda, que uma das etapas mais importantes e difíceis na solução por meio do MEF é a criação do modelo, pois é nessa fase que se devem representar todos os detalhes da estrutura real no modelo a ser simulado. A precisão do MEF está intrinsecamente associada ao modelo, que busca representar as características físicas da estrutura real. O sucesso da sua criação depende fundamentalmente da experiência do pesquisador sobre o problema físico a ser analisado (Lehmann et al., 2004).

Na publicação dos primeiros estudos que apresentavam dados de acompanhamentos de casos tratados com instalação imediata de próteses de arco total mandibular, após a instalação cirúrgica de implantes, era colocada a necessidade de uma barra rígida fixando os implantes como uma das condições para o sucesso da técnica (Tarnow et al., 1997). No entanto, trabalhos sem barra rígida começaram a mostrar dados de sucesso (Nary, 2004). Os dois tipos de próteses têm sido largamente empregados na clínica diária. No entanto, não existem estudos em modelos de EF que comparem o efeito dos dois diferentes tipos de tratamentos nos implantes instalados. Assim sendo, o presente trabalho foi idealizado com o objetivo de avaliar e comparar, por meio do MEF, as tensões

geradas no osso cortical ao redor dos implantes GT<sup>®</sup> (Neodent<sup>®</sup>), em duas situações clínicas: quando estão esplintados por meio de um sistema de barra rígida (Neopronto<sup>®</sup>) e quando estão esplintados por meio de um sistema semi rígido (Barra Distal<sup>®</sup>), usados para reabilitação de mandíbulas edêntulas por meio de uma prótese total fixa, após simulação de carga oclusal axial e oblíqua, aplicada no último elemento do cantilever.

## 2 REVISÃO DA LITERATURA

### 2.1 Análises pelo Método de Elementos Finitos (MEF)

Barbier et al. (1998) avaliaram a influência de cargas oclusais axiais e não axiais no fenômeno de remodelamento ósseo, em torno de dois implantes, em um experimento animal, por meio do MEF. As condições de aplicação de carga axial e não axial foram simuladas em duas Próteses Parciais Fixas (PPFs) suportadas por dois implantes da marca IMZ<sup>TM</sup>: uma convencional suportada bilateralmente, sem extremo livre (cantilever), e outra com cantilever, na mandíbula de cachorros da raça Beagle. Modelos bidimensionais e tridimensionais foram criados para analisar e comparar o estresse equivalente do tipo von Mises, o estresse principal máximo, a tensão principal máxima e as distribuições da densidade de energia de tensão, primeiramente em torno de um implante de suporte com cantilever e, subseqüentemente, em torno dos implantes de suporte convencional, sem cantilever. Foram aplicadas cargas verticais e horizontais de 100 N em ambos os desenhos de próteses. Independentemente da localização da força aplicada, estresses maiores foram vistos no osso cortical do que no trabecular. A transferência do menor estresse ocorreu quando a carga foi aplicada no centro da prótese, entre os implantes. A transferência do estresse mais elevado ocorreu quando uma força foi aplicada no cantilever da prótese. A magnitude dos estresses máximos dependeu mais da posição relativa da força (em relação aos implantes) do que da distância entre os implantes. A aplicação de carga na prótese convencional causou grandes concentrações de estresse no osso cortical, próximas ao colo dos implantes. Estresses máximos foram vistos mesialmente ao primeiro implante e alcançaram valores máximos distalmente ao segundo implante. O padrão de aplicação de carga

resultante das próteses com cantilever induziu estresses maiores ao redor do primeiro implante, ao invés do segundo. A orientação dos diferentes componentes de estresse revelou que a prótese com cantilever mostrou uma tendência a rotacionar em torno de um fulcro, em função dos grandes estresses horizontais gerados ao redor destes implantes. Como conclusão principal, observou-se que os estresses compressivos horizontais estão associados com o remodelamento mais intenso do que os estresses verticais elásticos, especialmente no osso cortical.

Stegaroiu et al. (1998) avaliaram a distribuição de estresse no osso, no implante e no abutment, quando uma liga de ouro, porcelana ou resina (acrílica ou composta) foi utilizada em uma PPF sobre implantes de três elementos, por meio do MEF. Uma unidade de força foi aplicada axialmente e no sentido vestibulo lingual (VL), no centro do pântico. Independente do material da prótese e da direção da carga, o maior estresse no osso cortical estava localizado na vestibular e lingual em torno do colo dos implantes. Sob uma carga axial (AX), o estresse moderado foi observado entre os implantes com próteses em resina, mas não naqueles com próteses em porcelana e ouro. A distribuição do estresse no osso esponjoso foi significativamente influenciada pela direção da carga, mas não foi afetado pelo material da prótese. Sob a carga axial, o estresse mais elevado concentrou-se em torno do terço apical do implante e estendeu-se verticalmente além da extremidade dos implantes. Sob a carga VL, o estresse mais elevado foi concentrado para vestibular e lingual abaixo do colo dos implantes. Apesar das áreas de estresse elevado parecerem maiores sob uma carga axial do que sob a carga VL, os valores foram muito mais elevados no último caso. Na unidade implante e abutment, a distribuição do estresse na prótese de liga de ouro foi semelhante àquela em porcelana, mas foi diferente da distribuição do estresse nas próteses em resina. Sob

uma carga AX, o estresse se concentrou no lado do pântico das próteses. O estresse mais elevado no modelo de prótese em porcelana concentrou-se em uma área relativamente pequena localizada entre a superfície do osso cortical e a borda inferior da supra estrutura. Nas próteses de resina acrílica, este estresse aumentou bastante em magnitude e estendeu-se em uma área grande da superfície óssea ao topo do abutment. A área de maior estresse nas próteses de resina composta foi maior do que no modelo em porcelana, mas não se estendeu ao abutment, como no caso da resina acrílica. Sob a carga VL, o estresse mais elevado estava concentrado na vestibular e lingual da crista óssea. Apesar de este estresse ser levemente inferior nos modelos de resina do que nos modelos em porcelana e ouro, ele concentrou-se em uma área mais extensa. O estresse máximo equivalente (max EQV) no osso cortical, esponjoso e nas unidades implante e abutment foram semelhantes nas próteses de liga de ouro e de porcelana. O estresse em cada parte dos modelos foi muito maior sob a carga VL do que sob a carga AX. Sob a carga AX, o menor max EQV foi observado na liga de ouro e nos modelos de porcelana. No modelo de resina composta, o max EQV foi um pouco mais alto e no modelo de resina acrílica, foi, aproximadamente, 10% mais elevado do que o max EQV na prótese de ouro. Sob a carga VL, o max EQV foi semelhante para todos os materiais de prótese. Para cada condição de aplicação de carga, o max EQV no osso esponjoso foi quase o mesmo, independente do material. Os estresses entre o max EQV no osso esponjoso e no cortical foram 1:7 e 1:15, sob as cargas AX e VL, respectivamente. Sob a carga AX, o max EQV na resina acrílica foi 65% mais elevado no modelo de ouro. No modelo de resina composta, o max EQV foi 36% mais alto do que no modelo de liga de ouro. Sob a carga VL, o max EQV reduziu cerca de 8% no caso da prótese em resina. Apenas neste caso, o max EQV na

prótese de resina foi um pouco menor do que nas outras duas próteses. Concluiu-se que um estresse semelhante foi observado no osso e nas unidades implante e abutment nas próteses de ouro e porcelana. A ação protetora da resina para a interface implante e osso não pôde ser mostrada sob as condições deste estudo. Considerando o domínio intra oral das cargas AXs, o uso de resina acrílica ou composta, ao invés da porcelana ou ouro, pode aumentar o estresse no implante e no abutment, na ausência de uma estrutura metálica.

Stegaroiu et al. (1998) utilizaram o MEF tridimensional (3D) para comparar a distribuição do estresse em um segmento mandibular posterior restaurado com diferentes tipos de Próteses Fixas (PFs) de três elementos, suportadas por três implantes. A análise pelo MEF 3D foi usada para avaliar o estresse no osso ao redor dos implantes, utilizando-se três modelos de tratamento para uma mandíbula parcialmente edêntula, sob cargas AXs, VL, ou mesio distal (MD). O osso foi modelado como um núcleo esponjoso rodeado por uma camada cortical de 2 mm de espessura, com exceção da parte superior, na qual a camada cortical foi desgastada para obter uma espessura de 1 mm. Os implantes e os abutments foram modelados utilizando-se um cilindro de 16.5 mm de comprimento e 4 mm de diâmetro. Treze milímetros deste cilindro corresponderam ao implante, sendo que 10 mm estavam incluídos no osso. Estas dimensões eram semelhantes às daquelas do implante instalado no osso de 10 mm de comprimento e do abutment de 3.5 mm de altura do sistema ITI™. Uma estrutura de ouro e uma veneer de porcelana de 1.5 mm de espessura foram colocadas sobre os abutments de titânio, obtendo-se uma prótese de 8 mm em largura e 6 mm de altura. Uma forma simplificada de coroas foi criada. Para simular a osseointegração ideal, os implantes, por toda sua interface, foram ancorados rigidamente no modelo do osso. Cargas de

unidade estática foram aplicadas na oclusal, no centro de cada unidade protética. Os modelos foram analisados separadamente quanto aos grupos de carga AX, VL, ou MD. Independente do modelo e direção da carga, o estresse mais elevado concentrou-se ao redor do colo do implante. Nos modelos M1 (três implantes suportando três coroas unidas) e M3 (dois implantes suportando uma PPF convencional), a distribuição do estresse equivalente (EQV) no osso foi simétrica ortogonalmente. Nos modelos M1 e M3, as cargas VL perpendiculares aos longos eixos do osso e do implante causaram inclinação das próteses e dos implantes para a lingual, gerando estresses compressivo e elástico no osso cortical ao redor dos implantes, nos lados lingual e vestibular, respectivamente. Nos modelos M1 e M3, as cargas paralelas ao eixo longitudinal do osso e perpendicular ao eixo do implante causaram uma rotação das próteses e dos implantes no plano vertical, resultando em estresse compressivo e elástico no osso cortical distalmente ao implante distal e mesialmente ao implante mesial, respectivamente. Em M2 (dois implantes suportando uma PPF com cantilever), o estresse concentrou-se, principalmente, ao redor do implante distal sob as cargas AX e VL. Sob as cargas AX, o pântico cantilever tendeu a rotacionar a prótese no plano vertical. Sob as cargas VL, somando-se à inclinação para a lingual, uma rotação no plano horizontal ocorreu como um efeito da carga aplicada ao pântico cantilever. Sob as cargas MD, o tipo de deslocamento e a distribuição do estresse foram semelhantes àqueles em M1 e M3, mas os valores foram diferentes. Em todos os modelos, o estresse foi mais elevado sob as cargas VL e mais baixo sob as cargas AX. O estresse equivalente máximo no osso cortical reduziu na seguinte ordem: M2, M3 e M1. Os autores concluíram que uma prótese com cantilever (M2) pode levar a elevado estresse ósseo, enquanto que coroas unidas suportadas por três implantes (M1) podem levar ao estresse

ósseo baixo. Além disto, sob uma carga de três pontos com componentes AXs predominantes, uma PPF convencional suportada por dois implantes (M3) pode criar estresse ósseo comparável àquele calculado para coroas unidas suportadas por três implantes. Entretanto, em oclusões com componentes de força VL grandes, apenas as coroas unidas suportadas por três implantes podem minimizar o efeito deletério destas cargas.

Menicucci et al. (1998) usaram o MEF para relacionar o estresse ósseo periimplantar e as forças de reação na mucosa da crista edêntula de dois tipos de ancoragem de overdentures: esfera e barra e clip. A transmissão da carga mastigatória em overdentures retidas por implantes mandibulares foi avaliada utilizando-se MEF 3D. As forças de reação na mucosa edêntula distal e o estresse no osso periimplantar foram comparados em overdentures retidas por conexões de duas esferas ou por dois clips em uma barra conectando dois implantes. No modelo de EF, uma carga de 35 N, no primeiro molar inferior, induziu uma maior força de reação na mucosa da crista edêntula distal do lado de não trabalho, quando a overdenture foi conectada por conexões de esfera, em comparação a conexão com barra e clip. O estresse no osso periimplantar foi maior com a conexão barra e clip do que com a conexão em esfera. A partir da análise pelo MEF da força de reação na mucosa distal edêntula em overdentures retidas por implante mandibulares, a ancoragem com esfera favoreceu a distribuição da carga na mucosa edêntula dos lados de trabalho e não trabalho, de tal forma que a carga mastigatória foi distribuída sobre uma área maior. Na overdenture ancorada com esfera, o estresse no osso periimplantar mostrou-se menor em relação àquele na overdenture ancorada por barra e clip. Porém, estes resultados foram obtidos por meio de um modelo matemático, o qual pode não representar completamente a complexidade do campo

biológico.

Van Oosterwyck et al. (1998) compararam os fatores determinantes no sucesso em longo prazo de implantes submetidos a condições de sobrecarga e subcarga, por meio do MEF. Foram realizados modelos axi simétricos pelo MEF de um implante Brånemark<sup>TM</sup>, rodeado por um volume cilíndrico de osso para avaliar a distribuição do estresse e da tensão no osso para uma força axial de 100 N e uma força lateral de 20 N, respectivamente. A interface implante e osso foi modelada como um contato livre ou como uma união fixa (para simular uma união físico-química, como no caso de um material bioativo). Diferentes disposições ósseas foram consideradas: a espessura do osso cortical marginal foi diversificada, diferentes módulos de Young do osso trabecular foram considerados e a lâmina dura (uma fina camada de osso denso na adjacência imediata do implante) foi também considerada. Picos de tensão elevados foram calculados no osso trabecular, nas extremidades das roscas dos implantes. Os resultados mostraram que uma camada bioativa poderia reduzir o risco de sobrecarga local, considerando que a sobrecarga e a subcarga são possíveis causas da reabsorção óssea marginal. Os resultados das análises pelo MEF mostraram a importância das condições da interface na transferência de estresse ao osso marginal cortical quando não há uma camada bioativa. Apenas pequenos estresses e tensões são vistos no osso ao redor do colo do implante. Isto comprova a hipótese de que a redução óssea ao redor do implante Brånemark<sup>TM</sup> até o nível da primeira espira (como observado freqüentemente na clínica) é causada pela subcarga. Porém, os resultados das análises pelo MEF também sugeriram que, quando forças de flexão altas estão presentes, a sobrecarga pode apresentar um mecanismo secundário de redução óssea marginal, especialmente quando o colo do implante não está inserido no osso denso. A

presença de uma lâmina dura resultou em uma redução dos picos de tensão no osso trabecular, agindo, assim, como um possível mecanismo para reduzir o risco de sobrecarga. Com base nos resultados das análises pelo MEF, hipóteses foram formuladas para explicar o fenômeno de remodelamento observado clinicamente. Entretanto, maiores pesquisas clínicas e experimentais sistemáticas (em animais), associadas com modelos de EF personalizados, são necessárias para uma compreensão total dos fatores determinantes da falha ou sucesso dos implantes.

Korioth et al. (1999) compararam os estresses do abutment de implante para sobre estruturas idealizadas com diferentes formas de secção transversal e propriedades do material, durante a simulação de uma carga mastigatória. Um modelo computadorizado de EF 3D foi criado, o qual consistiu de uma mandíbula edêntula seccionada reabilitada com cinco implantes de titânio e uma sobre estrutura conectada composta de liga metálica e resina acrílica. O modelo foi submetido às cargas imitando a inclinação e, em um menor grau, torções simultâneas do corpo mandibular durante a mordida bilateral posterior. Os estresses principais máximo e mínimo foram calculados nos locais do abutment do implante para cada uma das seis secções transversais da sobre estrutura protética e para os dois tipos de materiais. Os estresses dos abutments de implantes simulados podem ser significativamente afetados pela forma da sobre estrutura protética e pelas diversas condições de aplicação de carga e, em menor grau, pelas propriedades do material protético. Teoricamente, uma sobre estrutura mandibular com uma forma retangular vertical parece criar menor estresse nos abutments de implantes posteriores durante a mordida bilateral posterior. Em uma configuração de cinco implantes, os estresses elásticos aumentaram significativamente no abutment mais anterior para deflecções do corpo orientadas mais lateralmente. Um aumento no

módulo de elasticidade dos materiais protéticos não necessariamente causou uma queda nos estresses em todos os abutments de implantes existentes. Sobre estruturas menos rígidas podem verdadeiramente reduzir os estresses de tensão elástica nos abutments de implantes mais anteriores para o trabalho delineado.

Pierrabisa et al. (2000) realizaram um estudo no qual o objetivo foi avaliar os estresses na interface osso e implante em PPFs implantossuportadas desajustadas, sem passividade. Este trabalho fornece uma avaliação dos efeitos biomecânicos induzidos por uma PPF desajustada suportada por dois implantes, quando submetida às forças tensionais. Para as análises de tensões, foram criados modelos em EF 3D da PPF ancorada ao osso pelos implantes. Os modelos foram utilizados para a avaliação do estresse induzido em diferentes comprimentos da PPF. Em conclusão, para todos os tipos de desajuste da PPF, a tensão medida aumenta com o grau de desajuste. O procedimento experimental computadorizado adotado pareceu ser útil para avaliar os efeitos biomecânicos induzidos pelos desajustes das PPFs em cargas tensionais induzidas na própria ponte e na interface implante e osso. Apenas variações do comprimento das PPFs foram considerados nas simulações numéricas, portanto outros estudos precisarão de um modelo maior envolvendo outras variáveis, como diferentes formas de pontes, diferentes sistemas de implantes e de conexão abutment e implante, além de um modelo mais adequado das propriedades mecânicas do osso.

Abu-Hammad et al. (2000), utilizando análise pelo MEF 3D, avaliaram o estresse na crista óssea ao redor do colo de implantes osseointegráveis. Cinco modelos de EF foram criados, cada um descrevendo um implante cilíndrico vazado de 3.45 mm de diâmetro com uma porção osseointegrada de 10 mm de comprimento colocada em um bloco cilíndrico de osso de 20 mm em diâmetro e

12 mm de altura. A interface óssea na base de dentro do cilindro foi modelada para ter 0.75 mm de espessura. Cada bloco de osso foi modelado com as tábuas corticais superior e inferior de 1 mm de espessura, com o restante sendo osso esponjoso. O modelamento de EF linear foi utilizado para o estudo, uma vez suposta a integração osso e implante. Se uma união menor do que a perfeita era considerada, então a análise do contato (não linear) deveria ser considerada mais adequada. Os valores de estresse máximo no osso concentraram-se superiormente no osso cortical, próximo aos implantes. Os estresses sob carga horizontal foram mais severos do que sob carga vertical e foram geralmente cerca de 10 vezes o seu valor.

Ciftçi & Canay (2000) avaliaram o efeito de diversos materiais utilizados na fabricação de supra estruturas para PPFs implantossuportadas na distribuição do estresse nos tecidos ao redor dos implantes. Cinco modelos matemáticos consistindo de 11.361 nós e 54.598 elementos foram criados para estudar os materiais das PPFs em porcelana, liga de ouro, resina composta, resina composta reforçada e resina acrílica, utilizando-se MEF 3D. Os pontos de referência foram determinados no osso cortical, onde forças perpendiculares, oblíquas e horizontais foram aplicadas. Os valores de estresse criados pelas forças oblíquas e horizontais foram mais altos do que aqueles criados pelas forças verticais. O estresse concentrou-se, independentemente do tipo de material da supra estrutura, no osso cortical, ao redor da região cervical dos implantes. A porcelana e a liga de ouro produziram os mais elevados valores de estresse nesta região. Os estresses gerados pela resina acrílica e a resina reforçada foram 25% e 15% menores, respectivamente, do que a porcelana ou a liga de ouro. A porcelana e a liga de ouro produziram valores de estresse maiores nas superfícies linguais dos implantes que alcançaram os valores de resistência finais do osso cortical. Para todos os materiais

de veneer, o estresse foi maior sob as cargas horizontal e oblíqua e menor sob a carga vertical. Para todos os modelos, os valores de estresse mais altos estavam localizados dentro do colar do implante, imediatamente abaixo da crista óssea. Os estresses compressivos máximos foram verificados no aspecto lingual do osso cortical e estes valores foram muito próximos da resistência final do osso. Materiais resinosos são benéficos na redução dos estresses suportados durante diferentes condições de aplicação de cargas. A resina acrílica ou a resina composta modificada por vidro reduziram o estresse em 25% e 15%, respectivamente, em comparação à espessura equivalente da porcelana ou do metal.

Cardoso & Elias (2001) demonstraram, por meio do MEF, com a utilização de simulação computacional, a atuação das forças mastigatórias sobre sistemas de implantes e a influência destas forças no osso. O implante avaliado foi de hexágono interno, modelo Conect<sup>®</sup>, do sistema Conexão<sup>®</sup>, com diâmetro de 4.2 mm e comprimento total de 13.2 mm. As geometrias dos componentes foram construídas em AUTOCAD 2000<sup>TM</sup>, para uma análise axi simétrica, tomando-se por base os desenhos de fabricação e o arquivo gerado exportado com o formato IGES para posterior análise pelo ANSYS<sup>TM</sup>. O implante foi fixado em osso cortical e em contato também com o osso esponjoso, este com menor densidade e menor resistência do que o osso cortical. Empregou-se carregamentos de 125 N, 630 N e 1350 N. As cargas foram aplicadas pontualmente a 1.5 mm a partir do eixo de simetria do implante no sentido MD, tendo-se analisado as tensões efetivas pelo critério de tensões do tipo von Mises. Os resultados obtidos nas simulações aprofundaram o conhecimento do estado de tensões sobre o osso e contribuíram para a determinação das causas nas falhas dos sistemas de implantes devido ao fenômeno de reabsorção óssea. As tensões geradas indicaram que fenômenos de reabsorção

óssea podem ocorrer nesta região. Na comparação dos resultados, verificou-se a correspondência linear entre carga aplicada e tensões geradas nos componentes do sistema de implante. Esta linearidade permitiu a quantificação da força externa para que ocorra falha por sobrecarga dos sistemas de implante.

Moraes et al. (2002) avaliaram as tensões em diferentes desenhos de próteses sobre implantes por meio do MEF. Foram comparadas próteses sobre implantes osseointegrados mediante variação do ângulo de inclinação das cúspides e largura da mesa oclusal. A variação da inclinação das cúspides foi de 30 e 45 graus. Foram determinadas as tensões máximas para os componentes do sistema de prótese. A análise da variação do ângulo de inclinação das cúspides mostrou que a cúspide inclinada de 45 graus é mais crítica em relação à de 30 graus. Verificou-se que o aumento da inclinação aumenta as tensões na coroa protética e no parafuso de ouro. Para o cilindro de ouro, pilar intermediário, parafuso de fixação do pilar intermediário e implante, os níveis de tensões encontrados foram similares em ambos os modelos. Além disto, o aumento da largura da mesa oclusal elevou as tensões em todos os componentes do sistema do implante analisado.

Nagasao et al. (2002) calcularam a localização e a intensidade dos estresses máximos que ocorrem ao redor dos implantes em mandíbulas humanas reconstruídas. Mandíbulas humanas preservadas e fíbulas foram utilizadas para criar modelos mandibulares computadorizados em 3D. Diversos modelos de simulação 3D representando mandíbulas foram feitos. Implantes e sobre estruturas foram, então, incluídos em cada modelo e a pressão oclusal foi aplicada ao cantilever da sobre estrutura. Os estresses do tipo von Mises, o estresse principal mínimo e máximo em cada modelo foram calculados utilizando-se um software de análise estrutural de EF. Finalmente, a avaliação dos estresses ao redor de cada perfuração

do dispositivo foi feita. Os autores concluíram que a direção e a magnitude dos estresses foram influenciados por fatores complexos, tais como a espessura do osso cortical no qual os implantes foram incluídos, o grau de deslocamento vertical sob carga e a relação espacial entre os implantes adjacentes. A localização e a intensidade dos estresses que ocorreram ao redor dos implantes diferenciaram significativamente entre os diversos tipos de desenhos das reconstruções mandibulares.

Reis et al. (2002) realizaram um estudo no qual o objetivo foi investigar as tensões nos componentes de uma prótese unitária sobre implante, com carregamento de 100 N na direção do longo eixo do implante, com o uso do MEF. O modelo foi confeccionado baseado em dados de implantes reais. O sistema foi modelado como sendo uma única peça, considerando as uniões entre os componentes como rígidas, não permitindo qualquer tipo de movimentação relativa, tornando a análise linear. Na análise, foi investigado somente o sistema de implante, restringindo os movimentos dos nós do implante onde teria contato com o tecido ósseo. No modelo, foram utilizados cinco carregamentos aplicados na superfície superior da prótese de porcelana. Os carregamentos foram aplicados da seguinte forma: a) concentrado no centro da prótese de porcelana; b) concentrado e localizado aproximadamente na metade do raio da prótese de porcelana (simetria AX - distribuído em uma linha); c) distribuído em um segmento de 1.2 mm próximo ao centro da prótese; d) distribuído num segmento de 1.65 mm próximo à extremidade da prótese (carregamentos distribuídos em áreas - simetria AX); e) distribuído em toda a superfície da prótese. Os carregamentos selecionados simularam a mastigação de alimento indeformável e alimento com grande plasticidade. Com as análises obteve-se os níveis das tensões máximas do tipo von

Mises para cada tipo de carregamento. Dos resultados obtidos, pôde-se observar que o carregamento concentrado apresentou níveis de tensões elevados comparados com os demais carregamentos. Os níveis de tensões para o carregamento distribuído na linha circular (b) apresentou valores ligeiramente menores que o carregamento (c) distribuído na área. O carregamento distribuído em toda a área da prótese (e) apresentou níveis de tensões inferiores ao carregamento (d) com distribuição de tensão na área superficial periférica da prótese. Estas variações nas tensões são explicadas pela diferença dos perfis de distribuição das tensões e pelo comportamento das tensões em cada ponto crítico (concentrador de tensões). Em alguns carregamentos obtêve-se níveis de tensões elevados na prótese, devido à concentração ocorrida no ponto de aplicação do carregamento. Os resultados das simulações dos carregamentos indicaram que: a) o carregamento concentrado induz tensões elevadas em relação aos demais carregamentos analisados; b) o carregamento distribuído em toda a área da prótese cria tensões inferiores ao carregamento distribuído na área periférica da prótese; c) em todos os carregamentos observou-se uma diminuição gradativa das tensões à medida que se afasta das áreas de aplicação das cargas; d) o carregamento mais crítico foi o carregamento com carga concentrada no centro da prótese; e) em todos os carregamentos foi observado um ponto de concentração de tensão na parte inferior do abutment.

Iplikçioğlu & Akça (2002) compararam os efeitos do diâmetro, comprimento e o número de implantes na distribuição do estresse no osso ao redor de implantes suportando PPFs de três elementos na mandíbula posterior edêntula. Um modelo de EF 3D mandibular foi criado. Quatro PPFs suportadas por dois implantes de vários comprimentos e diâmetros e duas PPFs suportadas por três

implantes de vários comprimentos e diâmetros foram criadas. Em casos de aplicação de carga distintos, as forças oblíqua de 400 N, vertical de 200 N e horizontal de 57 N foram simuladas. Os valores de tensão e dos estresses compressivos no osso cortical, ao redor do colar dos implantes, e os estresses do tipo von Mises nos implantes foram avaliados. Apesar da mudança do comprimento dos implantes não ter reduzido os níveis de estresse, valores de estresse compressivo e de tensão menores foram verificados no osso para as configurações de implantes mais largas. Distribuições de estresse semelhantes e níveis de estresse próximos foram verificados para as PPFs suportadas por implantes mais largos em comparação com as PPFs suportadas por três implantes mais estreitos. Com o uso de dois implantes de 4.1 mm de diâmetro e 10 mm de comprimento, para as PPFs de três unidades, o valor e a distribuição dos estresses no osso cortical ao redor do colar do implante estão dentro dos limites fisiológicos normais. Os autores avaliaram o efeito da instalação adicional de um implante mais curto no lugar de uma extensão em cantilever, na distribuição do estresse, em comparação com a PPF com cantilever na mandíbula edêntula posterior. Foi construído um modelo de EF para tal análise. Seis PPFs suportadas por implantes foram construídas de acordo com duas configurações principais: extensões de cantilever anterior e posterior comparadas com a instalação de configurações contendo um implante adicional mais curto. Valores de estresse compressivo e de tensão no osso cortical ao redor das regiões cervicais dos implantes e os valores de estresse do tipo von Mises nos implantes foram avaliados. Valores de estresse significativamente menores foram registrados nas configurações da instalação de um implante mais curto, em comparação com as próteses em cantilever. A extensão em cantilever posterior promoveu valores de estresse mais altos do que a extensão anterior. Os autores

concluíram que nos casos clínicos onde PPFs em cantilever parecem inevitáveis, devido a restrições anatômicas e/ou complicações como perda de implantes, uma instalação adicional de um implante mais curto deve ser considerada para melhorar a biomecânica do sistema implante e prótese.

Meijer et al. (2003) realizaram uma análise, por meio do MEF 3D, do osso ao redor de implantes em uma mandíbula humana edêntula. A distribuição do estresse em torno dos implantes foi calculada com o uso do MEF 3D, com a criação do modelo de uma mandíbula edêntula. Este modelo foi criado a partir de dados obtidos de cortes de uma única mandíbula humana que recebeu dois implantes endósseos na região interforaminal. Os implantes foram conectados com uma barra ou permaneceram isolados e foram submetidos a uma força de mordida horizontal de 10 N, uma força de mordida vertical de 35 N, ou uma força de mordida oblíqua de 70 N. Os estresses principais mais extremos no osso estavam sempre localizados em torno do colo do implante. O estresse ao redor do implante foi, portanto, causado não só pela deformação local do osso devido ao movimento do implante e da interface relativa ao osso ao redor, mas também pela flexão da mandíbula. O estresse principal mais extremo foi verificado com as forças de mordida oblíquas. O estresse principal mínimo e o máximo foram de 7.4 e 16.2 MPa, respectivamente, no modelo sem a barra e 6.5 e 16.5 MPa, respectivamente, no modelo com a barra. Quando as diferenças na quantidade de força de mordida foram eliminadas, a força de mordida vertical resultou no mais baixo estresse. Diferenças na concentração de estresse entre o modelo com e sem a barra foram pequenas e a direção da força de mordida teve muito mais influência do que a conexão dos abutments do implante.

Lehmann et al. (2003) compararam diversas formas de implantes para verificarem qual apresentava menor risco de falha nos componentes ou de

reabsorção óssea durante as forças mastigatórias. Foi utilizado o MEF para a simulação com o programa ANSYS<sup>TM</sup>, versão 5.7. Dois modelos tridimensionais foram elaborados a partir de dimensões de implantes reais. Os implantes avaliados eram na forma de parafuso da marca Conexão<sup>®</sup> (modelo Master CONECT<sup>®</sup> que possui a forma cônica e o modelo Master<sup>®</sup> com forma cilíndrica) com diâmetro de 4.3 mm e comprimento total de 13 mm. Fez-se a avaliação da biomecânica da estrutura em função do projeto da prótese, com carregamentos verticais de 100 N. As regiões analisadas são as que correspondem ao implante, seus componentes e ao osso cortical e esponjoso. Foram obtidas as tensões do tipo von Mises, sendo possível determinar as tensões máximas e mínimas, além dos pontos concentradores de tensões para os componentes modelados neste trabalho para os implantes cilíndrico e cônico. Em ambas as simulações, o componente que apresentou maior concentração de tensões foi o *copping*, que é onde a coroa protética é fixada. Esta informação leva a conclusão que a possibilidade de falha é maior no sistema de implante cilíndrico, quando comparado ao sistema de implante cônico. Em relação ao implante, o modelo cônico também apresentou menores tensões quando comparado com o modelo cilíndrico. Reduzindo-se a sobrecarga no implante é possível minimizar os problemas de reabsorção óssea, a qual precede e contribui para a fratura dos componentes protéticos do implante. Ao se analisar as tensões máximas, observou-se que o sistema de implante cônico encontrava-se em melhor condição que o implante cilíndrico, ou seja, apresenta-se com menores tensões. O trabalho desenvolvido confirmou a adequação do MEF para a análise de sistemas de implantação que possuem geometrias complexas que inviabilizam um estudo analítico das tensões no implante, nos componentes e no osso cortical e trabecular. Foi observado ainda que, em modelos diferentes de implantes, ou seja,

com geometrias diferentes, a distribuição das tensões mudaram. Desta forma, verificou-se a necessidade de uma análise individual para os diversos modelos de implantes comerciais propostos pelas empresas. Entre os sistemas de implantes analisados, o implante de forma cônica apresentou menores tensões máximas e mínimas, conseqüentemente, menor possibilidade de falha nos componentes ou mesmo de reabsorção óssea, quando comparado com o implante de forma cilíndrica. Nas simulações apresentadas, os níveis de tensão estão abaixo do limite apresentado na literatura, ou seja, 9.5 MPa para o implante cônico e 10 MPa para o implante cilíndrico. O coping foi o componente com maior valor de concentração de tensão, em ambos os casos, indicando a possibilidade de plastificação do material, o que poderá levar a falha do componente.

Hansson & Werke (2003) analisaram o efeito das variações do tamanho e do perfil da rosca em um implante em forma de parafuso, submetido à carga AX, em relação ao estresse no osso cortical. O trabalho foi realizado por meio do MEF. Em todos os exemplos de cálculo, o estresse de tensão máximo no osso localizou-se na porção externa da parte superior da rosca. Na maioria dos casos, o estresse compressivo máximo surgiu da porção externa do ponto inferior da rosca, passando pela parte superior curvada. Com valores altos do ângulo, associados a uma parte reta extensa no fundo da rosca, o estresse compressivo máximo esteve localizado no flanco da rosca, próximo ao fundo. Para um implante em forma de parafuso rígido e extenso, sob carga AX, incluído no osso cortical isotrópico homogêneo e com uma interface osso e implante contínua e sem fricção, pôde-se concluir, em relação às variações das roscas dos implantes, que: a) o perfil da rosca afeta o valor dos picos de estresse no osso e a capacidade do implante de resistir às cargas; b) desde que o perfil seja favorável, as roscas de dimensões pequenas são bastante efetivas;

c) proporções de raio superior de curvatura e profundidade da rosca pequena devem ser evitadas; d) uma parte reta no fundo da rosca é desfavorável para a maioria dos perfis de rosca; e) um grande raio de curvatura no fundo da rosca é desfavorável para a maioria dos perfis de rosca.

Himmlová et al. (2004) fizeram uma simulação matemática da distribuição do estresse ao redor de implantes para determinar qual comprimento e diâmetro destes seria melhor para dissipar o estresse. Registros do estresse iniciando na base do implante foram feitos com o MEF 3D, utilizando-se modelos computadorizados. Os modelos simulavam implantes instalados nas posições verticais na região de molar da mandíbula. Um modelo simulando um implante com um diâmetro de 3.6 mm e comprimentos de 8, 10, 12, 14, 16, 17 e 18 mm foi criado para avaliar a influência do fator comprimento. A influência de diferentes diâmetros foi estudada utilizando-se implantes com um comprimento de 12 mm e diâmetros de 2.9, 3.6, 4.2, 5.0, 5.5, 6.0 e 6.5 mm. A carga mastigatória foi simulada com uma força mastigatória média em uma direção natural, oblíqua ao plano oclusal. Valores do estresse equivalente do tipo von Mises na interface osso e implante foram registrados utilizando-se o MEF para todas as variações. Foi obtida uma média dos valores para os três elementos de maior estresse para cada variação, sendo expressos em porcentagem de valores registrados para a referência (100%), a qual foi o valor de estresse para o implante com um comprimento de 12 mm e diâmetro de 3.6 mm. As áreas de estresse máximo localizaram-se ao redor do colo do implante. A queda no estresse foi mais elevada (31.5%) para os implantes com um diâmetro entre 3.6 mm a 4.2 mm. A redução de estresse para o implante de 5.0 mm foi de apenas 16.4%. Um aumento no comprimento do implante também levou a uma queda nos valores máximos de estresse equivalente do tipo

von Mises. A influência do comprimento do implante, contudo, não foi acentuada como aquela do diâmetro do implante. Dentro das limitações deste estudo, observou-se que, com um aumento no diâmetro do implante, reduziu-se o estresse equivalente máximo do tipo von Mises ao redor do colo do implante mais do que com o aumento no comprimento do implante, resultando em uma distribuição mais favorável das forças mastigatórias simuladas aplicadas neste estudo.

Eskitascioglu et al. (2004) avaliaram o efeito da aplicação de carga em três localizações diferentes na superfície oclusal de um dente na distribuição do estresse em uma PPF suportada por implantes mandibulares e no osso ao redor, utilizando-se o MEF. Um modelo de EF 3D de uma secção mandibular do osso (Tipo 2) com ausência do segundo pré-molar foi utilizado neste estudo. Um sistema de implante odontológico ITI™ em forma de parafuso de 4.1 x 10 mm de corpo único (implante sólido) foi criado para este estudo. Cromo-cobalto foi utilizado como material da infra estrutura da coroa e a porcelana foi utilizada para a superfície oclusal. Cargas totais de 300 N foram aplicadas nos seguintes locais: a) extremidade da cúspide vestibular (300 N); b) extremidade da cúspide vestibular (150 N) e fossa distal (150 N); ou c) extremidade da cúspide vestibular (100 N), fossa distal (100 N) e fossa mesial (100 N). Os resultados mostraram que a aplicação de carga vertical, dependendo do local, resultou em valores de estresse mais altos dentro do osso e nos implantes. Níveis de estresse próximos foram observados dentro do osso para a aplicação de carga nos locais a e b. Os primeiros criaram os estresses mais extremos e os segundos, os estresses mais equilibrados dentro do osso. Com a aplicação de carga nos locais a e b, os estresses concentraram-se na estrutura e na superfície oclusal da PPF. Estresses baixos foram distribuídos ao osso. Para as condições de carga estudadas, a combinação ideal da carga vertical foi vista quando

aplicadas nos posições a e c, o que reduziu os estresses dentro do osso. Neste caso, os estresses do tipo von Mises concentraram-se na estrutura e na superfície oclusal da PPF.

Alkan et al. (2004) avaliaram a distribuição do estresse dos parafusos para implante que recebeu carga oclusal, em três sistemas de união implante e abutment, sob forças oclusais simuladas. Três sistemas de conexão implante e abutment foram simulados utilizando-se o MEF 3D: a) abutment Brånemark de hexágono externo retido por parafuso; b) abutment ITI™ cimentado cônico morse de oito graus; c) abutment ITI™ cônico morse de oito graus com octógono interno retido por parafuso. Os implantes receberam, então, três cargas oclusais estáticas simuladas (10 N, horizontal; 35 N, vertical; 70 N, oblíqua) na posição da coroa no complexo do implante e abutment. Os resultados numéricos e dos gráficos mostraram que os estresses aumentaram no abutment e nos parafusos protéticos nos modelos de EF, após a simulação com carga horizontal. Entretanto, quando cargas estáticas verticais e oblíquas foram aplicadas, os estresses reduziram no abutment de hexágono externo e no abutment ITI™ cônico morse de oito graus com octógono interno e nos parafusos protéticos, com exceção do parafuso protético do abutment ITI™, após uma carga oblíqua de 70 N. Os estresses aumentaram no abutment ITI™ cimentado cônico morse de oito graus, após as cargas vertical e oblíqua. Os resultados mostram que os três sistemas de encaixe implante e abutment testados podem não falhar sob forças oclusais simuladas.

Bozkaya et al. (2004) avaliaram os efeitos da geometria externa e do valor de carga oclusal de cinco sistemas de implantes nas reabsorções ósseas periimplantares. Foram comparados cinco diferentes implantes dos seguintes sistemas: Ankylos™, Astra™, Bicon™, ITI™ e Nobel Biocare™, de tamanhos

compatíveis, mas diferentes perfis de rosca, por meio do MEF. A qualidade óssea usada foi do tipo II e a osseointegração completa foi considerada. Cargas oclusais de diversos valores (de 0 a 2000 N) foram aplicadas nos abutments suportando restaurações de dentes isoladas, a 11.3 graus do eixo vertical, com um desvio de 1 mm. A área total óssea que recebeu sobrecarga, na qual os estresses normais compressivo e de tensão saíram dos limites recomendados de 100 a 170 MPa, respectivamente, foi avaliada quanto a diferentes níveis de carga. Para níveis moderados de cargas oclusais de até 300 N, o osso compacto não recebeu sobrecarga de nenhum dos sistemas de implantes. Nos valores extremos do intervalo de carga oclusal (1000 N ou mais), as características de sobrecarga dos implantes podem depender da forma geométrica. Em geral, a sobrecarga ocorre próxima à região superior do osso compacto, na compressão, e é principalmente causada pelos componentes normal e lateral da carga oclusal. Na região de interseção do osso compacto e trabecular, a sobrecarga ocorre na tensão devido ao componente vertical da carga oclusal. Para forças excessivas maiores que 1000 N, as áreas de sobrecarga do osso variaram consideravelmente entre os cinco sistemas diferentes de implantes testados.

Sevimay et al. (2005) avaliaram o efeito de quatro diferentes qualidades ósseas na distribuição do estresse em uma coroa total mandibular suportada por implante, utilizando-se o MEF 3D. Um modelo de EF 3D de uma secção de osso da mandíbula, com ausência do segundo pré-molar, foi criado e também um implante, para receber uma coroa total metalocerâmica. Um sistema de implante em forma de parafuso de 4.1 x 10 mm sólido (Sistema ITI™) e uma coroa metalocerâmica utilizando infra estrutura em cromo-cobalto e porcelana feldspática foram modelados. Quatro tipos de qualidade óssea (D1, D2, D3, D4) foram preparados. Uma carga de

300 N foi aplicada em uma direção vertical à cúspide vestibular e fossa distal das coroas. A qualidade óssea ideal para uma coroa implantossuportada foi avaliada. Os resultados mostraram que os estresses do tipo von Mises nas qualidades D3 e D4 foram de 163 MPa e 180 MPa, respectivamente, e alcançaram os valores mais elevados no colo do implante. Os valores de estresse do tipo von Mises nas qualidades ósseas D1 e D2 foram de 150 MPa e 152 MPa, respectivamente, no colo do implante. Uma distribuição de estresse mais homogênea foi vista em todo osso. Os autores concluíram que: a) qualidades ósseas diferentes simuladas para uma coroa suportada por implante afetaram a distribuição e os valores do estresse; b) os estresses do tipo von Mises nas qualidades D3 e D4 alcançaram os valores mais elevados no colo do implante e foram distribuídas localmente; c) uma distribuição de estresse mais homogênea foi vista em todo osso para os grupos ósseos D1 e D2 e uma distribuição de estresse semelhante foi observada.

Lehmann et al. (2005) avaliaram a distribuição do estresse ósseo de diferentes geometrias dos dentes de uma prótese mandibular suportada por implantes, por meio do MEF. Na simulação, um implante cônico com hexágono interno e os componentes protéticos foram modelados utilizando-se um programa de EF. Visando simular um segmento mandibular simples, um núcleo esponjoso revestido por uma camada cortical com espessura de 1.3 mm foi modelado ao redor dos implantes. As dimensões gerais deste bloco foram 23.4 mm em altura e 25.6 mm de comprimento MD e 9 mm na largura VL. O implante foi modelado com 13.4 mm de altura e 5.4 mm de diâmetro. Todos os materiais utilizados nos modelos foram considerados homogêneos, isotrópicos e de elasticidade linear. A osseointegração ideal dos implantes foi considerada. Foi utilizado o elemento tridimensional SOLID 92<sup>TM</sup> nos modelos. A carga aplicada foi de 100 N aos dentes

com mesa oclusal e de 50 N sem mesa oclusal. A carga foi aplicada na superfície superior dos dentes para obter uma oclusão cêntrica. As restrições de movimento foram aplicadas nas áreas de extremidade distal, em todas as direções. Foi possível utilizar o programa para calcular os estresses do tipo von Mises no osso e nos componentes dos sistemas de implante utilizados. Os resultados verificados para todas as simulações indicaram que o ponto do osso cortical com maior concentração de estresse foi a área marginal dos implantes (colo). Os valores de estresse variaram de acordo com a geometria da prótese. O estresse no osso cortical foi menor nos modelos para os incisivos centrais. O estresse mais elevado no osso cortical foi verificado em um dos modelos de segundo pré-molar. As diferenças observadas foram estatisticamente significativas. Os valores verificados nos estresses no osso esponjoso foram menores que 3 MPa, para todos os modelos analisados. Ao analisar a camada óssea formada na superfície do implante (osso neoformado), foi possível observar que o estresse foi maior no osso neoformado com interface cortical no segundo pré-molar. Os resultados indicaram que a falha é possível nessa região. O implante, o abutment e os parafusos apresentaram maiores níveis de estresse para os modelos de pré-molar em relação aos modelos de incisivos centrais. As conclusões deste estudo foram: a) os resultados confirmaram a experiência clínica de que a região de pré-molar é a mais crítica para os casos simulados; b) o estresse na prótese aumenta da região anterior para a posterior; c) o estresse principal nos componentes protéticos e nos ossos avaliados é para o segundo pré-molar.

Chen et al. (2006) criaram modelos de EF 3D da mandíbula humana, com e sem um implante intra ósseo, para avaliar o ambiente mecânico adjacente à área retro molar esquerda onde um implante ipsilateral estava localizado. Uma força de

mordida de 100 N foi aplicada na região de pré-molar esquerda. O ambiente mecânico antes e após a instalação foi registrado. O ambiente foi caracterizado pelos seguintes parâmetros: estresses principais, estresse de dilatação, e o estresse do tipo von Mises. As mudanças nestes parâmetros devido à instalação foram calculadas. Os resultados mostraram que o ambiente mecânico adjacente ao implante mudou drasticamente devido ao implante. As principais mudanças nos parâmetros mecânicos ocorreram próximo à interface osso e implante, na superfície óssea. As mudanças da distribuição dos parâmetros mecânicos devido à instalação foram diferentes. Os efeitos da instalação foram locais e não alteraram o ambiente mecânico geral.

Lehmann et al. (2006) fizeram uma análise pelo MEF, com um modelo 3D de implantes cônicos com hexágono interno e de todos os dentes da mandíbula, buscando observar como as componentes de força oriundas de uma oclusão cêntrica iriam influenciar nos esforços existentes entre o implante e o osso cortical, em todas as combinações possíveis de implantes interconectados três a três. Todas as dimensões utilizadas para os implantes e componentes protéticos foram do sistema Conexão<sup>®</sup>. Os implantes tinham um diâmetro externo de 4 mm e comprimento total de 11.5 mm. Todos os dentes da mandíbula foram modelados e o carregamento foi aplicado na superfície oclusal do dente, cuja área utilizada foi aquela buscando reproduzir uma oclusão cêntrica nas diversas combinações possíveis de reabilitação de três dentes consecutivos. Foi aplicado um carregamento de 100 N para os dentes com mesa oclusal (pré-molares e molares) e de 50 N para dentes sem mesa oclusal (incisivos e canino). A partir das definições, foi possível utilizar o programa para calcular as tensões equivalentes do tipo von Mises nos ossos e nos componentes do sistema de implantes utilizados. Foram analisadas as

tensões transmitidas para o osso, assim como as tensões nos implantes e seus componentes (abutment, coping, parafusos de fixação e ponte de interligação). Observou-se que as tensões na prótese foram crescentes no sentido anterior para o posterior, havendo uma pequena interrupção de tendência crescente entre as configurações 32-34 e 33-35. A maior diferença relativa de tensão, dentre os componentes confeccionados de titânio, foi verificada para o parafuso do coping entre as configurações 31-33 (menor tensão, compreendendo os incisivos) e o 33-35 (maior tensão, compreendendo os pré-molares). A maior tensão encontrada dentre todos os componentes, foi para o implante nas configurações 33-35 (canino e pré-molares). As menores tensões ocorreram, na sua grande maioria, na região dos incisivos nas configurações (31-33) e as maiores tensões foram quase sempre encontradas na região dos pré-molares com o canino (33-35). Com relação às menores tensões, a exceção foi para o parafuso do abutment. Para as maiores tensões, as exceções foram o *copping* e a prótese, que se apresentaram sempre nas configurações 35-37, compreendendo o segundo pré-molar e os molares. Para a reabilitação de indivíduos com os dois incisivos e o canino, observou-se menores níveis de tensões na região crítica do osso cortical quando comparadas às outras configurações. Com base nas simulações computacionais realizadas e nos resultados obtidos no presente trabalho pôde-se concluir que: a) a configuração que apresentou maiores níveis de tensões na região crítica do osso cortical foi a 33-35, constituída pelo canino e pelos dois pré-molares; b) para reabilitação de indivíduos com os dois incisivos e o canino, observou-se menores níveis de tensões na região crítica do osso cortical quando comparadas às outras configurações.

Simsek et al. (2006) estudaram os efeitos de diferentes distâncias entre implantes na distribuição do estresse no osso ao redor de implantes endósseos de

titânio, sob cargas verticais, horizontais e oblíquas na mandíbula posterior edêntula, com o uso do MEF 3D. Modelos de EF 3D, representando a mandíbula e o implante ITI™, foram simulados. As distâncias entre os implantes foram de 0.5, 1.0 e 2.0 cm. Cargas verticais (V) de 70 N, oblíquas (VL) de 35 N na direção VL e horizontais (MD) de 14 N na direção MD foram aplicadas a cada um destes desenhos. Os estresses principais (estresse compressivo e elástico) em cada modelo foram calculados com um software de EF. Os valores de estresse elástico (Pmax) aumentaram na região cervical do lado vestibular, quando as distâncias entre os implantes aumentaram sob as cargas V e VL e diminuíram, quando as distâncias entre os implantes reduziram. Nas distâncias ente os implantes menores, o estresse compressivo (Pmin) mostrou-se com valores maiores e foi observado na superfície lingual da região cervical. A avaliação dos estresses compressivo e elástico para o osso cortical e esponjoso, sob condições de carga V, MD e VL, em relação à distância entre os implantes, mostraram que a distância de 1.0 cm é a ideal para a instalação de dois implantes.

Natali et al. (2006) utilizaram uma análise numérica para avaliar a importância das condições de estresse induzidas no tecido ósseo periimplantar pelo desajuste em uma PT implantossuportada. Desajustes nas direções MD e VL foram consideradas para avaliar uma configuração real do problema. Um modelo de EF da porção de uma mandíbula com dois implantes conectados por meio de uma barra de liga de ouro foi criado, com base nos dados morfométricos de um indivíduo parcialmente edêntulo. Um procedimento específico foi desenvolvido para representar a conexão barra e implante no caso de um desalinhamento entre o implante e os eixos centrais do local de ancoragem à barra. As condições de aplicação de carga relacionadas às forças oclusais foram também consideradas. As análises numéricas do desajuste implante e ponte mostraram efeitos significativos do

estresse no tecido ósseo periimplantar. Para a configuração específica da prótese considerada, o estresse compressivo máximo esteve no intervalo de 40 a 60 MPa, dependendo do desajuste considerado. O nível de estresse foi bastante afetado pelas características de rigidez AX e de inclinação para o composto barra e implante. A análise do estresse, utilizando-se métodos numéricos, permitiu estimar as condições de estresse com grande precisão em termos de intensidade e localização. Para o caso considerado, o estresse induzido por um desajuste foi comparável com aquele relacionado às forças oclusais. Portanto, um possível desajuste barra e implante deve ser considerado cuidadosamente, para garantir a confiança do sistema protético.

Oliveira et al. (2006) avaliaram os efeitos de diferentes padrões de contatos oclusais no deslocamento dental em uma dentição adulta, utilizando-se um modelo de EF tridimensional de uma maxila e de uma mandíbula humana. Inicialmente, imagens de tomografia computadorizada foram redesenhadas em um programa de computador, seguido da construção pelo MEF. O programa MSC/Nastran<sup>TM</sup> foi usado como um pré e pós-processador, para todos os cálculos matemáticos necessários para avaliar a biomecânica dos dentes, da maxila e da mandíbula. Quatro padrões oclusais foram testados: FEM 1 - contatos oclusais padrões; FEM 2 - remoção dos contatos marginais mesiais e tripodismo mesial; FEM 3 - remoção dos contatos marginais distais e tripodismo distal; FEM 4 - semelhante a FEM 3 com contatos extras entre os incisivos superiores e inferiores. Pequenas mudanças na distribuição padrão dos contatos oclusais resultaram em um desequilíbrio das forças oclusais e mudanças no posicionamento dental. Todas as simulações testadas mostraram deslocamento mesial dos dentes posteriores. As mudanças mais significativas foram observadas no modelo apresentando contatos

oclusais instáveis, quando os dentes anteriores estavam em oclusão (FEM 4). Estes resultados podem explicar o apinhamento dos incisivos inferiores e a abertura em leque dos incisivos superiores como um resultado de pequenas variações nos contatos dos dentes.

Abu-Hammad et al. (2007) avaliaram, por meio do MEF, os níveis de estresse ósseo sob diferentes padrões de aplicação de carga. Um programa de análise pelo MEF foi utilizado para construir quatro modelos tridimensionais diferentes, descrevendo implantes de 4 x 10 mm, em blocos de osso cortical e trabecular. Um abutment de 5 mm de comprimento foi delineado em cima de cada implante. O implante no modelo um não tinha rosca e no modelo dois era rosqueado, ambos com forma circular. O terceiro implante no modelo três tinha uma forma de secção transversal com um desenho em forma de estrela de 16 lados. O implante no modelo quatro não era rosqueável, com um diâmetro de 4.5 mm. Cargas verticais e horizontais de 100 N cada foram aplicadas no nó medial superior de cada implante. Todos os nós na superfície inferior dos modelos de osso foram limitados. Na comparação dos modelos 1, 2 e 3, os valores de estresse ósseo mais baixos, sob forças verticais e horizontais, foram vistos ao redor do implante não rosqueável no modelo um (8.92 e 94.52 MPa, respectivamente). O valor de estresse ósseo mais alto, sob forças verticais, foi visto ao redor do implante rosqueável no modelo dois (10.07 MPa), enquanto que o valor de estresse ósseo mais alto, sob carga horizontal, foi visto ao redor do implante em forma de estrela no modelo três (108.40 MPa). O modelo quatro, com um design não rosqueável mais amplo, mostrou valores de estresse ósseo, sob carga vertical e horizontal, de 7.32 e 71.35 MPa, respectivamente. Concluiu-se que o desenho de implante não rosqueável produziu o menor estresse ósseo. Um aumento no diâmetro do implante

poderia produzir grande redução no valor de estresse no osso ao redor do colo do implante.

## **2.2 Carga imediata em mandíbula edêntula**

Gatti et al. (2000) fizeram um estudo prospectivo dos resultados em longo prazo de PTs instaladas com a técnica da carga imediata, suportadas por quatro implantes osseointegráveis jateados com plasma spray de titânio (ITI<sup>TM</sup>), conectados, de forma rígida, por uma barra em forma de U. Oitenta e quatro implantes foram instalados na área interforaminal da sínfise mentual (quatro implantes por indivíduo). Imediatamente após a instalação dos implantes, uma barra em forma de U de titânio ou ouro foi confeccionada e os implantes foram submetidos à carga com uma PT implantossuportada. Dos 21 indivíduos tratados, 19 foram acompanhados por um mínimo de 25 meses, até um período máximo de 60 meses, com uma média de preservação de 37 meses. Dois indivíduos saíram do estudo durante a preservação. Dos 21 indivíduos tratados e dos 84 implantes instalados, dois indivíduos (oito implantes) foram perdidos. A preservação dos demais 19 indivíduos variou entre 25 e 60 meses (média: 37 meses). Dos 76 implantes acompanhados, três, em dois indivíduos, foram considerados como falhos devido à perda óssea vertical maior que 0.2 mm por ano, após o primeiro ano de carga funcional. Entre estes, dois implantes em um paciente apresentaram-se com infecção periimplantar, a qual foi tratada com sucesso por meio de curetagem e polimento, mas mostrou uma perda óssea residual de, aproximadamente, 3 mm ao redor dos implantes afetados. Contudo, os implantes apresentaram uma taxa de sobrevivência cumulativa no final do período de preservação de 96%. Os resultados

deste estudo prospectivo confirmaram que os implantes intra ósseos, suportando PTs fixas mandibulares podem receber carga com segurança, imediatamente após a instalação. Este procedimento pode reduzir de forma significativa o tempo da reabilitação protética, sem comprometer os resultados em longo prazo e com a satisfação do paciente.

Horiuchi et al. (2000) avaliaram a aplicação de carga imediata em implantes do sistema Brånemark<sup>TM</sup>, com uma PT provisória parafusada, em indivíduos edêntulos totais maxilares e mandibulares. Doze arcos inferiores e cinco superiores foram tratados desde dezembro de 1997, incluindo três indivíduos edêntulos totais bi maxilares. As próteses provisórias, feitas de resina acrílica termopolimerizável, apresentavam uma fundição interna de liga de cromo-cobalto para dar rigidez. Os implantes com torque de instalação acima de 40 N/cm receberam carga imediata. Os implantes instalados com torque menor que 40 N/cm ou que estavam associados a enxerto ósseo, foram submersos. Após a conexão do abutment, cilindros temporários foram incorporados na prótese provisória intra oralmente e unidos à prótese provisória com resina acrílica autopolimerizável. A prótese provisória foi parafusada após seu acabamento extra oral. Após um período de cicatrização de quatro a seis meses, uma prótese definitiva foi fabricada e instalada. Nos arcos superiores, 44 dos 52 implantes instalados receberam carga imediata e oito implantes foram submersos. Cinco dos oito implantes submersos foram instalados em associação a enxerto ósseo. Para os três restantes, o torque de instalação foi inferior a 40 N/cm. Quarenta e dois dos 44 implantes de carga imediata (95.5%) e todos os oito implantes submersos osseointegraram. Dois implantes de 13 mm de comprimento, de carga imediata na região posterior, falharam em um caso, entretanto, os implantes remanescentes suportaram a prótese provisória no

período de cicatrização. Os implantes que falharam foram substituídos três meses após a remoção dos implantes originais. Nos arcos inferiores, 96 dos 105 implantes instalados receberam carga imediata e nove implantes foram submersos. Seis dos nove implantes submersos estavam associados com enxerto ósseo e os três restantes tinham 7 mm de comprimento. Noventa e quatro dos 96 implantes de carga imediata (97.9%) e todos os nove implantes submersos osseointegraram. Dois implantes de carga imediata com 18 mm de comprimento, mesiais a eminência mental, foram perdidos em um caso, no momento da moldagem final. Os implantes que falharam foram removidos e substituídos quatro meses depois. A prótese provisória foi transferida para os implantes submersos, na distal da eminência mental. Todos os indivíduos notaram uma melhora na função mastigatória logo após a carga imediata sem quaisquer complicações. Os implantes do sistema Brånemark™ foram colocados em função imediata com sucesso para suportar uma PT provisória fixa parafusada em cinco arcos superiores e 11 inferiores. Cento e trinta e seis dos 140 implantes de carga imediata (97.2%) osseointegraram durante um período de preservação de 8 a 24 meses. Os autores concluíram que esta modalidade de tratamento reabilitadora para indivíduos edêntulos totais maxilares e mandibulares é viável, com altas taxas de sucesso, porém estas são maiores para mandíbula que para maxila.

Petersson et al. (2001) compararam a altura do osso marginal em um estudo prospectivo a curto e longo prazo, utilizando-se implantes Brånemark™ instalados de acordo com um procedimento cirúrgico de um ou dois passos ou um procedimento cirúrgico de um passo associado a carga funcional precoce. Sete indivíduos foram tratados com uma técnica cirúrgica de um passo de um lado e de dois passos do outro lado. Neste último grupo, os implantes foram submersos

durante um período de cicatrização de três a quatro meses, antes da conexão do abutment e aplicação de carga. Em 13 casos, após a cirurgia de um passo, a supra estrutura protética permanente foi conectada dentro de 20 dias da cirurgia de instalação do implante. Todos os indivíduos foram operados pelo mesmo cirurgião. O nível de osso marginal foi medido radiograficamente em relação à junção implante e abutment e foi preservado por até cinco anos da instalação do implante. Após a conexão da supra estrutura, a reabsorção do osso marginal foi significativamente inferior no grupo de carga funcional precoce, em relação aos grupos da técnica cirúrgica de um e dois passos. Entretanto, após 18 meses e após cinco anos, o osso marginal estava localizado aproximadamente 1 mm para apical do nível implante e abutment, em todos os três grupos. Não houve diferença na reabsorção óssea marginal em uma perspectiva em longo prazo, entre os procedimentos de um e dois passos e um procedimento cirúrgico de um passo com carga funcional precoce dos implantes Brånemark™.

Chiapasco et al. (2001) compararam os resultados da carga imediata e tardia de PTs inferiores retidas por implantes. Dez indivíduos (grupo teste) receberam 40 implantes MKII™ do sistema Brånemark™ (quatro por paciente), instalados na área interforaminal da mandíbula. Abutments padrões foram imediatamente rosqueados aos implantes, conectados de forma rígida com uma barra e submetidos a carga imediata com uma PT. Dez indivíduos (grupo controle) receberam o mesmo tipo e número de implantes na mesma área, mas os implantes foram submersos para cicatrização. Após quatro a oito meses da instalação dos implantes, os abutments padrões foram rosqueados aos implantes e o mesmo procedimento protético da carga imediata foi realizado. Cada implante foi avaliado no momento da aplicação da carga protética e em 6, 12 e 24 meses após a carga

protética inicial, usando-se os seguintes parâmetros: índice de placa modificado (MPI), índice de sangramento modificado (MBI), profundidade de sondagem (PD) e Perioteste<sup>®</sup>. A reabsorção óssea periimplantar foi avaliada em radiografias panorâmicas feitas em 12 e 24 meses após a carga protética inicial. Não foram verificadas diferenças significativas entre os dois grupos em relação a MPI, MBI, Perioteste<sup>®</sup>, reabsorção óssea periimplantar e PD em 6 e 24 meses. A única diferença foi vista em relação aos valores de PD, nas áreas mesiais e linguais, em 12 meses. A taxa de sucesso acumulativa dos implantes foi de 97.5%, em ambos os grupos. Os resultados deste estudo mostraram que a carga imediata de implantes intra ósseos conectados rigidamente com uma barra em forma de U não parece ter nenhum efeito prejudicial na osseointegração. Este método reduz de forma significativa a duração do tratamento com grande satisfação dos indivíduos. Os resultados deste estudo mostraram que os implantes de carga imediata, quando unidos de forma rígida e utilizados para dar suporte a uma PT fixa, não mostraram desempenho diferente do que os implantes instalados e restaurados utilizando-se o período de cicatrização padrão. Os critérios de sucesso clínico e radiográfico não mostraram diferenças estatísticas.

Ganeles et al. (2001) documentaram, em um estudo clínico, a aplicação das técnicas de carga imediata para as restaurações mandibulares fixas em 27 indivíduos edêntulos totais ou com dentições mandibulares não restauráveis. Dezoito indivíduos tinham PTs convencionais superiores, enquanto nove tinham dentições naturais ou com PPF superior. Doze dentistas realizaram o tratamento protético nestes indivíduos e usaram PT feita no consultório ou no laboratório, parafusadas ou cimentadas. Cinco a oito implantes foram instalados em cada caso. Cento e sessenta e um dos 186 implantes instalados receberam carga imediata, utilizando-se

PTs fixas provisórias. Mais de 99% (160/161) dos implantes de carga imediata e 99.5% (185/186) de todos os implantes integraram-se clinicamente e obtiveram sucesso clínico no momento da avaliação final para a confecção da prótese. Após a avaliação final, não houve perdas adicionais de implantes, indicando uma taxa de sobrevivência de 100% sobre uma média de 25 meses (intervalo de 13 a 41 meses). Houve uma forte preferência para as PTs cimentadas, porém todas as próteses mostraram sucesso semelhante. Os dados e a experiência descritos neste artigo indicaram que a carga imediata com PTs fixas, utilizando-se técnicas restauradoras e cirúrgicas apropriadas, pode ser uma técnica previsível para a reabilitação de mandíbulas edêntulas e que, com a estabilização e a carga oclusal apropriadas, os implantes mandibulares podem ser submetidos à carga imediata em uma configuração de arco completo, sem efeito prejudicial nas taxas de osseointegração.

Cooper et al. (2002) realizaram um estudo de avaliação clínica do sucesso de reabilitação com PTs fixas suportadas por implantes em mandíbulas com elementos dentários indicados à exodontia. Os indivíduos foram tratados em uma única consulta para extração, instalação dos implantes e restauração protética. Cinquenta e dois implantes foram instalados em 10 casos. Cinco ou seis implantes Astra Tech™ (11 ou 13 mm de comprimento) foram instalados na região edêntula parasinfisária da mandíbula. Quatro a seis implantes receberam carga imediata pela construção de uma PT de resina acrílica. O critério para a aplicação de carga foi a avaliação clínica da estabilidade primária, isto é, a ausência de mobilidade axial ou lateral com resistência física à rotação. Os indivíduos foram chamados em 1, 3 e 12 semanas. Em 12 semanas, moldagens foram feitas para a construção de uma PT fixa implantossuportada parafusada definitiva. As próteses foram finalizadas pelas técnicas de construção convencional. Após um período de 6 a 18 meses, todos os

54 implantes sobreviveram e um sucesso de 100% foi observado pelo teste de mobilidade independente e pela evidência radiográfica de osseointegração. Não houve complicações cirúrgicas. Os autores concluíram que um período de tempo significativo e consultas clínicas podem ser reduzidos pela extração simultânea, instalação do implante e restauração com uma PT fixa provisória implantossuportada em resina acrílica. Além disto, a redução nas consultas pós-operatórias, a ausência de complicações pós-operatórias e o entusiasmo dos indivíduos que recebem este tipo de tratamento sugeriram que as abordagens que simplificam a reabilitação protética da mandíbula podem aumentar a aceitação de uma terapia de sucesso, porém, ainda pouco aceita até o momento.

Wolfinger et al. (2003) avaliaram clinicamente, por cinco anos, os resultados da carga funcional imediata de implantes do sistema Brånemark™ em mandíbulas edêntulas de 24 indivíduos tratados com um protocolo simplificado, com o objetivo de sugerir um método documentado, simples e confiável para a carga imediata total de mandíbulas. Dez indivíduos saudáveis necessitando de reconstrução com implantes mandibulares de todo o arco (grupo desenvolvimento) foram tratados entre dezembro de 1993 e dezembro de 1994, com 130 implantes padrões do sistema Brånemark™, instalados em locais de extração recente e cicatrizados. Quatro implantes por paciente receberam carga imediata com PTs fixas de resina acrílica. As próteses foram substituídas por próteses de conversão com infra estrutura metálica em, aproximadamente, seis semanas depois, e próteses definitivas reforçadas por metal incorporando todos os implantes foram instaladas em uma segunda fase. Vinte e quatro indivíduos foram tratados com um protocolo simplificado utilizando-se um total de 144 implantes instalados entre março de 1997 e outubro de 2000. Nestes casos, as PTs de resina acrílica não foram mexidas por

três meses, e um número menor de implantes foram usados, com uma proporção maior de implantes que receberam carga. Eventualmente, todos os implantes receberam carga imediata nos últimos casos tratados. A taxa de durabilidade das próteses foi de 100% para todos os casos. No grupo desenvolvimento, a taxa de durabilidade cumulativa foi de 80% para os implantes de carga imediata após cinco anos, enquanto que os implantes de duas fases atingiram 96%. Medidas no nível ósseo mostraram não existir diferença entre os protocolos imediato e de duas fases para este grupo. A taxa de durabilidade cumulativa foi de 97% para o grupo de tratamento simplificado. Os resultados do desenvolvimento desta técnica sugeriram que pode ser essencial manter o esplinte inicial dos implantes durante um período de cicatrização de três meses e que a instalação dos implantes entre as eminências mentuais fornece ótimo suporte para a reabilitação total da mandíbula.

Chiapasco & Gatti (2003) avaliaram, em um estudo prospectivo, as taxas de sucesso dos implantes instalados na área interforaminal de mandíbulas edêntulas e de carga imediata com uma PT suportada por implantes. Oitenta e dois indivíduos, 33 homens e 49 mulheres, com mandíbulas edêntulas, foram reabilitados com uma PT implantossuportada na mandíbula. Trezentos e vinte e oito implantes osseointegráveis do tipo rosqueado foram instalados na área interforaminal (quatro implantes por indivíduo). Imediatamente após a instalação dos implantes, uma barra em forma de U de titânio ou ouro foi feita e os implantes foram conectados de forma rígida com a barra e receberam carga imediata com uma PT retida pelos implantes. A taxa de sucesso dos implantes foi avaliada clinicamente e radiograficamente todo ano após a aplicação de carga das próteses, de acordo com os seguintes parâmetros: a) ausência de mobilidade clínica dos implantes testados individualmente após a remoção da barra; b) ausência de radiolucência

periimplantar avaliada pela radiografia panorâmica; c) ausência de dor e sinais clínicos e radiográficos de lesão neural; d) reabsorção óssea periimplantar mesial e distal a cada implante menor de 0.2 mm após o primeiro ano de aplicação de carga protética. Dos 328 implantes instalados, 296 foram preservados por um período mínimo de 36 meses e máximo de 96 meses, com uma média de preservação de 62 meses. Sete implantes, em seis casos, foram removidos devido a perda de osseointegração, enquanto que 18 implantes, apesar de ainda osseointegrados, não completaram os critérios de sucesso devido à reabsorção óssea ser maior que 0.2 mm/ano após o primeiro ano de aplicação de carga. Apesar da perda de implantes, todos os indivíduos mantiveram suas barras suportando as próteses, apesar de que, em seis casos, estas estavam suportadas por três, ao invés de quatro implantes. Um único indivíduo perdeu dois implantes e recebeu dois novos, os quais duraram normalmente. As taxas de sucesso e de durabilidade foram 91.6% e 97.6%, respectivamente, enquanto que as taxas de durabilidade cumulativa e de sucesso dos implantes obtidas com uma análise de sobrevivência foram de 96.1% e 88.2%, respectivamente. Os resultados demonstraram que as taxas de sucesso e sobrevivência de implantes, com carga imediata instalados na área interforaminal da mandíbula e conectados de forma rígida com uma barra por meio de uma PT suportada por implantes, são consistentes com aqueles trabalhos na literatura internacional, quando a aplicação de carga tardia é realizada. Após períodos de observação maiores, este estudo demonstrou que, enquanto as taxas de durabilidade dos implantes e PTs suportadas por barra ainda são coerentes com os resultados publicados na literatura internacional, em relação a aplicação tardia de carga, foi verificada uma queda moderada nas taxas de sucesso dos implantes.

Maló et al. (2003) desenvolveram e documentaram um protocolo protético

e cirúrgico efetivo, simples e seguro para a função imediata (em duas horas) de mandíbulas de indivíduos edêntulos totais mandibulares, denominado conceito *All on Four*<sup>TM</sup>. Este sistema consistia da instalação de quatro implantes do sistema Brånemark<sup>TM</sup> que apoiavam uma infra estrutura de PT fixa parafusada com um cantilever distal. Os implantes posteriores eram inclinados para distal, diminuindo a extensão do cantilever. Este estudo clínico retrospectivo incluiu 44 indivíduos com 176 implantes que receberam carga imediata, instalados na região anterior da mandíbula, suportando PTs fixas provisórias confeccionadas completamente em resina acrílica. Além dos implantes de carga imediata, 24 dos 44 indivíduos tiveram 62 implantes não incorporados na prótese provisória, mas incorporados na prótese final, posteriormente. Cinco implantes de carga imediata foram perdidos em cinco casos, antes da preservação de seis meses, mostrando taxas de durabilidade cumulativa de 96.7% e 98.2% para os grupos desenvolvimento e de rotina, respectivamente. A taxa de durabilidade das próteses foi de 100% e a média de reabsorção óssea foi baixa. As taxas de durabilidade dos implantes foram altas (96.7% e 98.2%, respectivamente, para os dois grupos de indivíduos). A taxa de sobrevivência da prótese de 100% e a reabsorção óssea marginal baixa demonstraram a viabilidade do conceito proposto de PTs fixas do arco mandibular, suportadas por quatro implantes que receberam carga dentro de duas horas após a cirurgia. A inclinação dos implantes posteriores permite que a PT final mantenha 12 dentes com apenas um cantilever curto (um molar) e uma distância inter implantes favorável. Os resultados também mostraram que uma PT de resina acrílica reforçada pode ser utilizada como uma prótese final de baixo custo.

Henry et al. (2003) avaliaram a aplicação do conceito de reabilitação de mandíbulas edêntulas com o sistema Brånemark Novum<sup>TM</sup>, sob diversas condições,

para determinar a sensibilidade da técnica e avaliar o resultado clínico após três anos de preservação. Cinquenta e um indivíduos foram incluídos em um estudo prospectivo e preservados durante três anos. As taxas de durabilidade cumulativa dos implantes foram avaliadas pela análise de sobrevivência dos mesmos. Além disso, comparações clínicas foram realizadas para avaliar a perda de implantes em relação às características dos indivíduos. Questionários foram utilizados para avaliar os protocolos de tratamento e para obter as opiniões dos indivíduos. O questionário abordando o conceito de tratamento foi preenchido pelo dentista que realizou o tratamento em associação ao tratamento em 45 dos casos. O desejo pelo tratamento mais rápido foi a razão mais comum pela escolha do tratamento (com o procedimento Brånemark Novum™ - 57%). Poucos indivíduos afirmaram que o custo foi a razão mais importante (12%) e os outros relataram uma associação dos dois fatores (31%). O tratamento protético foi completado no mesmo dia da cirurgia ou no dia seguinte em 39 casos (76%) e em dois ou mais dias após, em 12 indivíduos (24%). O tempo de tratamento cirúrgico foi relatado como sendo de duas horas, em média, para o protocolo Brånemark Novum™, em relação ao tempo de uma hora para o tratamento convencional. O tempo de trabalho protético e laboratorial foi relatado como sendo de 1/3 e 1/2 do tempo de tratamento de um implante convencional, respectivamente. Um dos seis indivíduos, com sinais de bruxismo diagnosticado antes do tratamento, perdeu todos os implantes. Os resultados deste estudo confirmaram que um protocolo protético e cirúrgico preciso, utilizando componentes pré-fabricados, permite a reabilitação protética com sucesso de mandíbulas edêntulas com uma reconstrução protética permanente no dia da cirurgia de instalação dos implantes. Entretanto, a seleção do caso deve ser feita com cautela para a obtenção de taxas de sucesso altamente previsíveis. Deve-se

considerar a taxa de sucesso ligeiramente mais baixa em relação a abordagem de duas fases, o que é aceitável quando se considera a preferência do indivíduo e o custo menor de apenas uma cirurgia.

Becker et al. (2003) realizaram um estudo no qual o objetivo foi avaliar clinicamente a reabilitação de mandíbulas edêntulas com PTs retidas por 4 a 6 implantes. Os implantes foram instalados entre as eminências mentuais para suporte de uma PT fixa provisória implantossuportada reforçada, porém sem infraestrutura metálica. Um método único foi usado para transformar as PTs mucossuportadas existentes em dispositivos implantossuportados fixos. Os implantes foram colocados em função precocemente (cinco dias). Vinte indivíduos com mandíbulas edêntulas ou com dois a três dentes inferiores remanescentes foram selecionadas neste estudo prospectivo, os quais receberam 92 implantes de titânio comercialmente puro, com superfície usinada, em mandíbulas completamente edêntulas. As próteses foram colocadas cinco dias após a cirurgia de instalação dos implantes. Radiografias periapicais foram feitas para verificar a adaptação adequada dos cilindros de ouro aos abutments protéticos, bem como radiografias controle para medir as alterações nos níveis da crista óssea. Do número total de implantes instalados, dois foram perdidos no primeiro ano e um entre o primeiro e segundo ano. Vinte indivíduos com um total de 90 implantes foram preservados neste período de um ano. Quatorze casos haviam sido preservados por um a dois anos, sete entre dois a três anos e dois entre três a quatro anos. Um indivíduo morreu após nove meses da aplicação da carga (quatro implantes submetidos à carga e dois implantes sepultados). Outro morreu entre um a dois anos. Um total de seis implantes permaneceram sepultados. Em dois anos, a taxa de sucesso cumulativa foi de 96.3%. A durabilidade das próteses foi de 100%. O nível médio da crista óssea, em uma média de 15 meses,

foi 1.96 mm. Os resultados deste estudo indicaram que quatro a cinco implantes podem ser instalados e submetidos a carga dentro de cinco dias da instalação do implante com alta taxa de sucesso (96.3%). Taxas de sucesso para as próteses final e provisória são de 100%. A prótese modificada pode funcionar como uma PT fixa provisória implantossuportada por até 30 meses. Os resultados das medidas radiográficas indicaram perdas da crista óssea estáveis, em um período de até 15 meses.

Testori et al. (2003) relataram os dados preliminares de um estudo clínico de PTs parafusadas suportadas por implantes Osseotite™ instalados na mandíbula edêntula, submetidas a carga imediata com extensões distais (próteses híbridas). Quinze indivíduos que receberam 103 implantes foram selecionados neste estudo. Os dois primeiros receberam implantes de carga imediata e implantes submersos, enquanto os demais receberam carga imediata em todos os implantes. Os primeiros nove indivíduos receberam próteses temporárias dentro das quatro horas de cirurgia e a prótese híbrida permanente, feita de uma estrutura de titânio e dentes de resina acrílica, foi instalada após seis meses. Os últimos seis indivíduos receberam o mesmo tipo de prótese híbrida dentro de 36 horas após a cirurgia. A perda óssea marginal foi monitorada com radiografias periapicais, por uma técnica computadorizada. Uma única falha ocorreu como resultado de infecção tecidual periimplantar. Este implante foi removido 20 dias após a instalação. A remoção não comprometeu o funcionamento da prótese. Todos os outros implantes estavam clinicamente estáveis e satisfizeram os critérios de sucesso. A taxa de sucesso geral dos implantes foi de 98.9%, enquanto que a durabilidade das próteses foi de 100%. Nenhuma diferença estatística na perda óssea marginal foi vista entre os lados mesial e distal, em qualquer momento. Os autores concluíram que a reabilitação de

mandíbulas edêntulas, por intermédio de uma PT híbrida, suportada por cinco a seis implantes do tipo rosqueados parece ser uma alternativa viável ao protocolo clássico de aplicação de carga tardia. Uma taxa de sucesso alta dos implantes e a perda óssea marginal limitada foi obtida.

Krug & Mounajjed (2003) avaliaram a taxa de sucesso clínico e radiográfico de implantes submetidos à carga imediata em mandíbulas edêntulas. Dez indivíduos foram tratados com os protocolos de carga imediata em mandíbulas edêntulas com implantes convencionais e uma PT provisória implantossuportada, realizada com o sistema Brånemark Novum™, e uma PT definitiva confeccionada posteriormente. Um total de 42 implantes foram instalados. Um implante foi perdido um mês após a sua instalação. A taxa de sucesso clínico dos implantes submetidos à carga imediata, após seis meses, foi de 97.6%. Observações clínicas e radiográficas feitas em radiografias panorâmicas, após seis meses da cirurgia, mostraram boa cicatrização óssea na interface implante e osso. Após este período, a perda óssea média marginal foi de 0.4 mm (variou entre 0 a 1.5 mm). Os resultados deste estudo clínico e radiográfico, de curto prazo, indicaram que este protocolo protético e cirúrgico permite a reabilitação protética do edentulismo mandibular com sucesso.

Hatano et al. (2003) avaliaram a aplicação de carga imediata em implantes do sistema Brånemark™ com PTs parafusadas em mandíbulas edêntulas. Quarenta e três indivíduos apresentavam três implantes Brånemark™ de diversos comprimentos e diâmetros instalados na área interforaminal mandibular. Os procedimentos de instalação dos implantes foram realizados de acordo com o protocolo padrão, evitando-se superinstrumentação nos locais de instalação. A estrutura da prótese foi pré-fabricada, fundida e separada em três partes, seguida

pela reunião na boca. A estrutura foi enviada ao laboratório para solda. A PT fixa era geralmente instalada no mesmo dia. Três dos 129 implantes falharam na osseointegração, mostrando uma taxa de sucesso de 97.6%, em um período de preservação variando de 3 a 49 meses. Todos os outros implantes funcionaram sem complicações. Não foram observadas fraturas dos implantes ou dos parafusos dos abutments. Não houve sinais de má oclusão ou bruxismo devido ao tratamento, e não foi relatada disfunção mastigatória ou periimplantite durante o período de preservação. Todos os indivíduos relataram grande satisfação com este procedimento de carga imediata e todos mostraram melhora marcante da capacidade de oclusão. Basicamente, o método de instalação tradicional dos implantes é suficiente para a realização deste procedimento. Assim, pode-se reduzir o tempo de tratamento geral e o número de consultas cirúrgicas e, provavelmente, o custo do tratamento. Em comparação ao sistema Brånemark Novum™, este protocolo parece ser mais aceitável aos clínicos, pois o paralelismo entre cada implante é basicamente desnecessário neste tipo de tratamento e também por uma prótese personalizada poder ser utilizada.

Engstrand et al. (2003) avaliaram os resultados clínicos e radiográficos em um grupo de indivíduos tratados de acordo com o conceito Brånemark Novum™. Noventa e cinco indivíduos com mandíbulas edêntulas foram incluídos no estudo. Três dispositivos especialmente delineados foram instalados em cada um (285 dispositivos no total) utilizando placas de perfuração. Os dispositivos foram imediatamente unidos com uma estrutura pré-fabricada e as PTs fixas foram entregues no mesmo dia em 67% dos indivíduos. Para os demais, a entrega das próteses variou de 1 a 40 dias (média de 5.6 dias). Exames clínicos e radiográficos foram realizados após três meses, seis meses, um ano e, então, anualmente. O

período de preservação foi de um a cinco anos (média de 2.5 anos). A taxa de durabilidade cumulativa das próteses foi de 99%. Dezoito dispositivos (6.3%) falharam em 13 casos. Estimativas de sobrevivência demonstraram uma probabilidade de durabilidade dos implantes, em um ano, de 95% (94 indivíduos), em três anos de 93.3% (47 indivíduos) e em cinco anos de 93.3% (nove indivíduos). A média de perda óssea foi 0.73 mm entre as avaliações de três meses a um ano, 0.16 mm durante o segundo ano e 0.13 mm anualmente, durante o terceiro e quinto ano. A principal conclusão do estudo foi que a durabilidade dos dispositivos individuais é inferior quando a carga imediata é aplicada.

Misch (2004) demonstrou uma técnica clínica para a aplicação de carga imediata na mandíbula edêntula pela conversão de uma PT mucossuportada por uma PT implantossuportada. O protocolo recomendado foi a instalação de quatro a cinco implantes osseointegráveis na região anterior mandibular, entre as eminências mentuais. Os implantes deveriam ter estabilidade primária favorável na instalação. Os abutments eram adicionados aos implantes e a PT inferior mucossuportada do indivíduo transformada em uma PT fixa provisória de carga imediata por meio do reembasamento direto intra oral aos abutments. A prótese final era fabricada após a integração dos implantes, em três meses. A técnica de conversão da PT mucossuportada em implantossuportada tem mostrado resultados previsíveis para a carga imediata de implantes em mandíbulas edêntulas, oferecendo diversas vantagens, pois pode ser usada com os vários sistemas de implante disponíveis comercialmente e incorpora componentes de implantes convencionais.

Nary et al. (2004) apresentaram, por meio de um caso clínico, um novo sistema para reabilitações mandibulares com carga imediata: IOLTM (3i Implant Innovations). No caso clínico apresentado, o tratamento de mandíbula edêntula, por

meio de uma prótese provisória implantossuportada, é realizado a partir de uma prótese total convencional que o paciente já utilizava, reembasada em meio intra-oral sobre os implantes instalados na região interforaminal. As vantagens da técnica consistem na rapidez do processo, realizado integralmente em uma única sessão de aproximadamente quatro a cinco horas, baixo custo, facilidade da técnica e praticidade. Os autores concluíram que o sistema IOL™ (3i Implant Innovations) trata-se de método simples e eficaz para execução de próteses de caráter provisório em procedimentos de protocolo inferior com carga imediata.

Uribe et al. (2005) realizaram uma revisão sistemática de carga imediata total em maxilas e mandíbulas, de 1997 a 2002, e chegaram às seguintes conclusões: a) a carga imediata com implantes osseointegráveis é um procedimento previsível, com um índice de sucesso na região mandibular entre 90 a 100%; b) na maxila, a taxa de sucesso é inferior, de 66% a 95.5%; c) na carga imediata de implantes imediatos, a porcentagem de sucesso varia de 82.4% a 97.2%; d) as características do implante que melhoram a implantação imediata são: implantes com roscas e com uma superfície áspera obtida graças ao tratamento híbrido (jateamento e condicionamento ácido); e) o comprimento mínimo dos implantes aceitável para o carregamento imediato é de 10 mm, porém, sucesso clínico tem sido obtido com 7 mm de fixação na região posterior mandibular; f) a estabilidade inicial do implante é essencial; g) o torque inicial de inserção mínimo deve ser igual ou superior a 32 N/cm e o micromovimento do implante não deve exceder 150 µm; h) o bruxismo e a ausência de estabilidade primária dos implantes são contra indicações para a carga imediata.

Padovan et al. (2006) demonstraram um novo protocolo para reabilitação oral com implantes que receberam carga imediata na mandíbula. Foi relatado um

caso clínico com protocolo de procedimentos cirúrgicos e protéticos, baseado em uma conexão rígida das fixações no momento da cirurgia, componente cirúrgico e protético pré-fabricados e, ainda, a utilização de resinas para a cimentação das infraestruturas metálicas parafusadas aos intermediários, permitindo passividade, denominado sistema Neopronto<sup>®</sup> (Neodent<sup>®</sup>). Os implantes osseointegráveis foram instalados na região anterior de mandíbula e receberam carga imediata com um período de dez horas para resolução final do tratamento e controle clínico e radiográfico de 14 meses. Os autores concluíram que, apesar das limitações do estudo, o prognóstico do tratamento com os implantes não foi afetado pela ativação. Além disto, a reprodução de pesquisas, a evolução técnica, o surgimento de formas alternativas para tratamento, somados a resultados que se assemelhem aos estudos multicêntricos, é o maior incentivo para aplicação destas novas opções, embora o número ainda restrito de casos e o pouco tempo de observação requeiram novos trabalhos para avaliação do comportamento longitudinal desta técnica.

Thomé et al. (2006) demonstraram a técnica da Barra Distal<sup>®</sup> (Sistema Neodent<sup>®</sup>) para reabilitação de mandíbulas edêntulas com carga imediata e implantes de corpo único (GT<sup>®</sup> - Neodent<sup>®</sup>), por meio de descrição de um caso clínico. Os autores concluíram que, apesar de vários protocolos terem sido reportados na literatura para o tratamento em mandíbulas edêntulas, entre eles: técnica da solda à laser, do cilindro cimentado e barra pré-fabricada, todos necessitam da utilização de procedimentos laboratoriais, aumentando o tempo de trabalho clínico e o custo. Portanto, a técnica da Barra Distal<sup>®</sup> mostrou-se uma alternativa mais simples, rápida e barata para a reabilitação imediata de mandíbulas edêntulas.

Vieira et al. (2006) demonstraram a técnica de reabilitação de mandíbulas

edêntulas com barra pré-fabricada do sistema Neopronto<sup>®</sup> (Neodent<sup>®</sup>). Foi apresentado um caso clínico da referida técnica. Os autores concluíram que o sistema Neopronto<sup>®</sup> apresenta algumas vantagens, como por exemplo, a redução do tempo total de tratamento considerando-se a realização de procedimento cirúrgico em uma única fase e instalação quase imediata da prótese. Assim, há rápida restauração das condições de saúde bucal do indivíduo e, conseqüentemente, melhora da qualidade de vida. Ainda, a eliminação de PTs removíveis mal ajustadas resulta em maior conforto para o indivíduo, preservação da estrutura facial, um sorriso natural e um sentimento renovado da confiança em si mesmo.

Drago & Lazzara (2006) avaliaram a eficácia do tratamento de mandíbulas edêntulas com implantes que receberam carga imediata. Vinte e sete indivíduos foram tratados em duas clínicas particulares. Cento e cinqüenta e um implantes foram instalados e receberam carga oclusal imediata no dia da cirurgia de suas instalações, com PTs fixas implantossuportadas (15 retidas por cimento e 12 retidas por parafuso). As PTs foram colocadas em um período médio de cinco horas após a instalação dos implantes. Os indivíduos foram acompanhados por pelo menos 18 meses. O critério para a carga imediata foi a estabilidade inicial dos implantes de pelo menos 30 N/cm de torque de inserção. As PTs foram removidas, em média, 12 meses após a instalação e os implantes foram avaliados quanto à estabilidade clínica primária e quanto a aposição óssea, radiograficamente. Nas sessões de proervação de 12 meses, foram registradas taxas de durabilidade cumulativa de 98% e 100% para os implantes e para as PTs, respectivamente. Três implantes falharam dentro de três meses. Todos os outros mostraram sucesso clínico. Os autores concluíram que a carga oclusal imediata em implantes mandibulares múltiplos unidos é um tratamento efetivo, quando estes estão estáveis na instalação

e são unidos rigidamente por meio de PT implantossuportada.

Turkyilmaz et al. (2006) avaliaram, clínica e radiograficamente, a sobrevida de implantes mandibulares não esplintados suportando uma overdenture com carregamento imediato. Um total de 26 indivíduos edêntulos mandibulares foram tratados com dois implantes não esplintados que suportaram uma overdenture. Todos os implantes foram instalados nas regiões de canino de cada mandíbula, de acordo com a técnica cirúrgica de uma fase. Para o grupo teste, as overdentures foram conectadas uma semana após a cirurgia e, para o grupo controle, estas foram conectadas três meses após a cirurgia. Foram feitos registros dos parâmetros da região periimplantar em 1, 6, 12, 18 e 24 meses após a cirurgia. Os níveis de osso marginal foram avaliados na instalação do implante e após 6, 12, 18 e 24 meses. As medidas de estabilidade clínica foram realizadas na cirurgia e após 3, 6, 12, 18 e 24 meses. Durante dois anos, nenhum implante de ambos os grupos foi perdido. Parâmetros periimplantares clínicos, medidas da estabilidade clínica do implante e as reabsorções ósseas marginais mostraram não existir diferença significativa entre os dois grupos durante 24 meses. Os resultados deste ensaio clínico mostraram que a abordagem de carga precoce de dois implantes de suporte de uma overdenture mandibular não põe em risco a saúde dos tecidos moles periimplantares, a reabsorção óssea marginal e a estabilidade do implante.

Vasconcellos et al. (2006) relataram os resultados clínicos de avaliação do sistema Speed Master<sup>®</sup> (Sistema Conexão<sup>®</sup>), utilizado para o tratamento do edentulismo mandibular, por meio de uma PT implantossuportada com barra pré-fabricada, instalada com a técnica de carga imediata. Quinze indivíduos com mandíbulas edêntulas foram incluídos no estudo. Cada um recebeu quatro implantes entre as eminências mentuais, instalados com o auxílio dos guias cirúrgicos do

sistema. PTs fixas permanentes construídas sobre barras de titânio pré-fabricadas foram conectadas aos implantes no dia de suas instalações. Os indivíduos foram acompanhados por 15 a 17 meses (média: 19 meses). Os tecidos periimplantares foram avaliados periodicamente. A perda óssea marginal foi monitorada com radiografias periapicais utilizando-se uma técnica computadorizada. A satisfação foi avaliada com um questionário. As taxas de durabilidade gerais das próteses e dos implantes foram de 100%. No momento da última consulta de preservação, a perda óssea marginal média foi de 1.11 mm e o sangramento à sondagem não foi observado. Apenas 6.7% dos indivíduos relataram algum desconforto durante o tratamento, e todos recomendariam o procedimento a outros. A carga imediata dos implantes instalados na mandíbula edêntula, com o protocolo cirúrgico e protético Speed Master<sup>®</sup> (Sistema Conexão<sup>®</sup>) reduz o tempo de tratamento e o número de procedimentos cirúrgicos em comparação aos protocolos de carga tardia clássicos. A reabilitação da mandíbula com uma prótese híbrida, com carga oclusal imediata suportada por quatro implantes, não coloca em risco o sucesso da osseointegração e representa um tratamento viável.

Attard et al. (2006) apresentaram os resultados de um protocolo de carga imediata para PTs fixas mandibulares, em indivíduos edêntulos, considerando questões referentes aos indivíduos e aos custos clínicos associados. Dois grupos de indivíduos foram selecionados. Trinta e cinco indivíduos foram tratados com um protocolo imediato, enquanto que 42 indivíduos, tratados com um protocolo convencional, serviram como grupo controle. As preocupações dos indivíduos do grupo de carga imediata foram medidas em diversas fases do tratamento com dois questionários: a Escala de Satisfação Protética e o Perfil de Impacto da Saúde Bucal. Os níveis salariais por ocupação, idade e gênero foram utilizados para avaliar

os gastos de tempo dos indivíduos. Os custos do tratamento foram comparados entre os dois grupos. Além disto, foram calculadas as taxas de custo e benefício adicionais extras para diversas fases, com o protocolo imediato. Melhoras significativas após o tratamento foram observadas para a Escala de Satisfação Protética e o Perfil de Impacto da Saúde Bucal. O protocolo imediato esteve associado com maiores custos de manutenção e com custos totais mais elevados. Não foi verificada diferença nos gastos de tempo relacionado aos dois protocolos. Análises entre os grupos dos custos, em várias fases do protocolo imediato, sugeriram que o tratamento com PTs fixas suportadas por implantes foi o que mostrou melhor custo e benefício, comparado ao tratamento com as PTs convencionais.

Van de Velde et al. (2007) realizaram um estudo prospectivo monocêntrico sobre uma técnica clínica para reabilitação de mandíbulas edêntulas, com uma PT implantossuportada temporária com cantilever, submetida a carga funcional no dia da instalação dos implantes e com uma preservação de três anos. Noventa implantes Brånemark™ de superfície usinada foram instalados em 18 mandíbulas edêntulas. Cinco indivíduos eram fumantes e um apresentava síndrome de Down. No dia da cirurgia, uma PT fixa com cantilever, reforçada por fibra de vidro provisória de 10 unidades foi instalada. A PT de 12 unidades foi instalada após uma média de 144 dias. O nível ósseo ao redor dos implantes foi avaliado por meio de radiografias periapicais, desde o dia da cirurgia até três anos. Duas das cinco armações foram perdidas dentro de três meses no paciente com Síndrome de Down, mas a PT provisória continuou em função nos três implantes remanescentes até que o paciente fosse novamente submetido à cirurgia. Outro implante foi perdido após 11 meses devido a uma fratura não detectada na armação metálica, resultando na

sobrecarga da porção em cantilever. Como outras perdas não ocorreram durante o período de preservação (intervalo de 57 a 26 meses), a taxa de falha total foi de 3/91 (3.3%). Dezesete dos 18 indivíduos estavam com seus implantes sob carga por mais de três anos e nove se mudaram após o período de quatro anos. O remodelamento ósseo médio mensurado nas radiografias periapicais de 12 indivíduos em 0, 12 e 36 meses revelou uma perda óssea estatisticamente significativa de 0.1 mm a 1.8 mm, durante o primeiro ano de função. Após três anos, não houve outra perda óssea significativa. Este estudo mostrou que implantes Brånemark™, com superfície usinada, podem ser instalados com carga imediata usando-se PTs fixas com cantilever, com um padrão de remodelamento ósseo médio indicativo de um estado estável, após um ano de aplicação de carga.

Degidi et al. (2007) realizaram um estudo prospectivo de implantes com carga imediata, suportando PTs fixas mandibulares. No período de julho de 1996 a outubro de 2004, 50 indivíduos foram selecionados, nos quais 200 implantes foram instalados (quatro implantes por indivíduo) na região interforaminal, conectados rigidamente com uma barra em forma de U e, então, receberam carga com uma PT fixa. O diâmetro e o comprimento dos implantes variou de 3.4 a 5.5 mm e de 10.0 a 18.0 mm, respectivamente. Sessenta implantes foram instalados após as extrações. A qualidade óssea era D1 em 22 casos e de D2 em 178 casos. Como não foram perdidos implantes (taxa de durabilidade de 100%), e não foram identificadas diferenças estatísticas entre as variáveis estudadas, a reabsorção da crista óssea reduzida ou ausente foi considerada como um indicador de taxa de sucesso para avaliar o efeito de diversos fatores relacionados ao implante, à cirurgia e ao paciente. Um modelo geral linear foi realizado para detectar aquelas variáveis associadas estatisticamente com a reabsorção da crista óssea. Não foram perdidos

implantes após uma preservação pós-carga média de 43 meses e, assim, não foram detectadas diferenças entre as variáveis estudadas. Contrariamente, o modelo linear geral mostrou que implantes mais longos (comprimento maior que 13.0 mm) e mais largos (diâmetro maior que 3.75 mm) e o tipo de implante (Frialit™ e Xive TG™) estão associados com uma menor reabsorção da crista óssea e, assim, com um melhor resultado. A carga imediata dos implantes retentores de uma PT fixa mandibular é um método capaz de ser reproduzido, previsível e confiável para devolver a função aos indivíduos edêntulos mandibulares.

Akça et al. (2007) compararam o efeito biomecânico de implantes esplintados em relação aos não esplintados, apoiando PTs submetidas a carga imediata estática, em relação a deformação tecidual óssea. Medidores de tensão foram inseridos no osso cortical vestibular adjacente a dois implantes do sistema Straumann™, instalados na região interforaminal mandibular, de quatro mandíbulas edêntulas de cadáveres humanos frescos. O valor de torque de instalação (ITV) de cada implante foi mensurado utilizando-se uma chave de torque personalizada, e os quocientes de estabilidade do implante (ISQs) foram também obtidos utilizando-se a análise de frequência de ressonância. Três próteses (ODs), duas esplintadas (retidas por barra com cantilever) e uma não esplintada (retida por esfera) foram confeccionadas para cada mandíbula edêntula. Duas cargas experimentais foram subsequenteiramente aplicadas por meio de duas células de carga em miniatura que foram instaladas bilateralmente a 10 mm (carga anterior) e 15 mm (carga posterior) do implante. As medidas das tensões foram realizadas em uma taxa de amostra de 10 Hz e sob uma carga máxima estática experimental de 100 N. Elas foram monitoradas simultaneamente por um computador conectado a um sistema de obtenção de dados. Finalmente, os valores de torque de remoção (RTV) dos

implantes foram medidos. As tensões no osso cortical vestibular ao redor dos implantes suportando as ODs mandibulares, sob a carga anterior, foram significativamente maiores do que sob a carga posterior para todos os tipos de inserção. Todos os valores de tensão foram de natureza compressiva e a tensão mínima foi registrada para as ODs retidas por barra, sob a carga posterior de 25 N, enquanto que a tensão máxima foi registrada para as ODs retidas por suporte retentivo sob carga anterior de 100 N. Foram identificadas relações significativas entre ITVs e RTVs. A esplintagem de dois implantes interforaminais, independentemente do tipo de inserção, para suportar ODs mandibulares submetidas à carga imediata, reduziu significativamente as tensões teciduais ósseas iniciais sofridas no osso cortical vestibular, em comparação ao uso de implantes não esplintados.

Assad et al. (2007) avaliaram e compararam PTs inferiores retidas por implantes com carga imediata e com carga tardia. Dez indivíduos homens, completamente edêntulos, receberam 40 implantes. Os indivíduos foram divididos aleatoriamente em dois grupos iguais, com cinco em cada. Os indivíduos de ambos os grupos receberam PT superior convencional e foram submetidos à cirurgia de uma fase para a instalação de quatro implantes, dois em cada lado, anterior a eminência mental. No grupo A, o procedimento cirúrgico foi de uma fase e com carga imediata. Os indivíduos deste grupo receberam PTs inferiores retidas por barra, suportadas por quatro implantes submetidos à carga imediata após a sua instalação. No grupo B, o procedimento cirúrgico foi de duas fases e com carga tardia. Os indivíduos deste grupo receberam PTs inferiores retidas por barra suportadas por quatro implantes, que permaneceram submersos por um período de quatro meses antes da aplicação da carga. Os indivíduos foram avaliados

cl clinicamente e radiograficamente imediatamente após a instalação das próteses e após 6 meses, 12 meses, 18 meses e 24 meses. Os resultados da avaliação clínica mostraram não existir diferença estatística entre os dois grupos com relação a eficiência do tratamento. A avaliação radiográfica mostrou não existir diferença estatística na perda óssea alveolar distal e mesial nos diferentes intervalos do período de preservação, com exceção do período de 12 meses, no qual os implantes de carga imediata mostraram uma redução na quantidade de perda óssea alveolar na mesial e distal, em relação aos implantes de carga tardia. Os autores concluíram que os implantes de carga imediata mostraram resultados promissores em relação aos implantes de carga tardia e podem ser um procedimento alternativo viável na Implantodontia.

Mello et al. (2007) avaliaram a estabilidade de implantes mandibulares submetidos à carga imediata por meio de análise da frequência de ressonância. Foi avaliada a estabilidade inicial, após quatro meses e um ano, de implantes instalados segundo um novo protocolo de reabilitação inferior de mandíbulas edêntulas com implantes osseointegráveis e próteses totais fixas com barra rígida pré-fabricada. A amostra consistiu de indivíduos com idades variando de 53 a 79 anos. Em cada indivíduo foram instalados quatro implantes na região interforaminal. Análise de frequência de ressonância de cada implante foi realizada no ato da fixação e após quatro meses e um ano. O índice de sucesso clínico registrado dos implantes foi de 100%. A análise da frequência de ressonância mostrou ligeiro aumento da estabilidade após quatro meses de  $64,09 \pm 6,48$  para  $64,31 \pm 4,96$  e um ano,  $67,11 \pm 4,37$ . Os resultados mostraram significância dos valores de um ano em relação aos de quatro meses e iniciais, mas não houve diferença estatisticamente significativa entre os dois períodos iniciais. Os autores concluíram que a técnica da barra pré-

fabricada é viável uma vez que os dados são compatíveis com os descritos na literatura para as outras técnicas.

### 3 PROPOSIÇÃO

Este trabalho teve por objetivo:

- a) avaliar, por meio do MEF, as tensões máximas no osso cortical, oriundas de um sistema rígido e de um sistema semi rígido de esplintagem dos implantes, para reabilitação de mandíbulas edêntulas por meio de uma prótese total fixa;
- b) avaliar, por meio do MEF, o comportamento do osso cortical para os carregamentos do tipo axial e oblíquo ao implante, nos dois sistemas;
- c) comparar os valores de tensões transmitidas ao osso cortical nos dois sistemas.

## 4 MATERIAIS E MÉTODOS

O sistema rígido de esplintagem dos implantes foi representado neste estudo pelo sistema Neopronto<sup>®</sup> (Neodent<sup>®</sup>) e o sistema de esplintagem semi rígida dos implantes pelo sistema da Barra Distal (Neodent<sup>®</sup>).

Para a avaliação de tensões nos diversos componentes presentes nos sistemas propostos, foi utilizado o MEF com o emprego do software ANSYS<sup>™</sup>. Foi escolhido o modelo tridimensional por permitir uma adequada definição de carregamento, assim como restrições e simulação de conjuntos de reabilitações orais.

A riqueza de detalhes e a complexidade dos diversos volumes existentes para a composição dos sistemas de próteses exigiu a utilização de um programa de CAD para a elaboração dos volumes. Isto porque o programa utilizado de EF (ANSYS<sup>™</sup>) apresenta poucos recursos para uma modelagem tridimensional comparado aos programas de CAD. Além disto, a familiarização do software de CAD e a interface para exportação do modelo (IGES - Extensão de Arquivos de Imagens) incentivam o uso do software Autocad<sup>™</sup>. Infelizmente, o processo de exportação não ocorreu com muita tranquilidade, tendo em vista que diversas entidades ficaram repetidas no mesmo lugar do espaço. O programa ANSYS<sup>™</sup> permitiu suprimir estas entidades por meio de operações booleanas, porém, mesmo com a alteração da tolerância, alguns ajustes tiveram de ser feitos manualmente. Este tipo de problema também foi constatado por outros pesquisadores de diversas empresas e universidades em congressos proporcionados pela SOFTEC<sup>™</sup> (representante do software no Brasil), conforme as figuras 1 e 2 apresentadas abaixo.

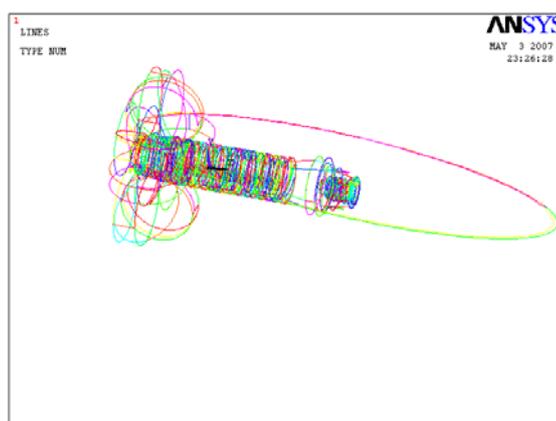


Figura 1 - Imagem tridimensional do implante GT<sup>®</sup> importada do sistema CAD para o programa ANSYS<sup>™</sup>, com as distorções apresentadas no processo de importação.

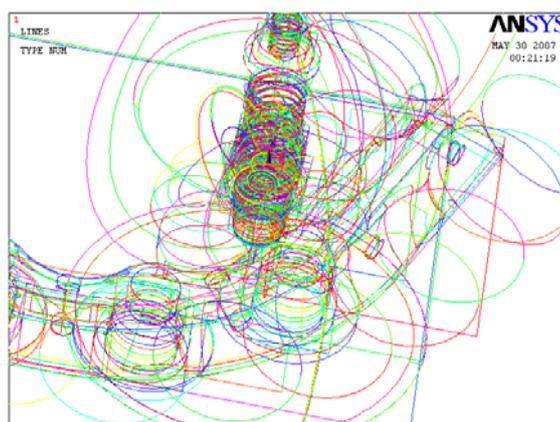


Figura 2 - Imagem tridimensional da barra do sistema rígido (Neopronto<sup>®</sup>) importada do sistema CAD para o programa ANSYS<sup>™</sup>, com as distorções apresentadas no processo de importação.

#### 4.1 Propriedades dos materiais

Foram adotadas algumas hipóteses simplificadoras. Os materiais foram considerados homogêneos, isotrópicos e linearmente elásticos. Os implantes e componentes protéticos de ambos os sistemas são confeccionados em titânio grau quatro e a barra rígida do sistema Neopronto<sup>®</sup> em titânio grau dois. Suas propriedades foram obtidas a partir da literatura (Barbier et al., 1998; Stegaroiu et al.,

1998; van Oosterwyck et al., 1998; Geng et al., 2001; Meyer et al., 2001; Rubo, Souza, 2001; Akça, Iplikçioğlu, 2002; Moraes et al., 2002), assim como as propriedades do osso cortical e medular (Stegaroiu et al., 1998; Geng et al., 2001; Rubo, Souza, 2001; Hansson, 2003; Nagassao et al., 2003) e da resina acrílica usada como material da prótese (Darbar, 1995). Estas propriedades mecânicas são mostradas na tabela 1.

Tabela 1 - Propriedades mecânicas dos materiais utilizados e do osso.

| <b>MATERIAL</b> | <b>MÓDULO DE ELASTICIDADE (E) GPa</b> | <b>COEFICIENTE DE POISON</b> |
|-----------------|---------------------------------------|------------------------------|
| Titânio         | 110.00                                | 0.33                         |
| Osso Cortical   | 15.00                                 | 0.30                         |
| Osso Medular    | 1.50                                  | 0.30                         |
| Resina Acrílica | 8.3                                   | 0.28                         |

O limite de escoamento máximo do osso cortical ( $\sigma_Y$ ) foi definido em 167 MPa (Ciftçi, Canay, 2000). Uma vez que este limite não foi ultrapassado nos resultados obtidos nas simulações, temos que o osso cortical não falhou devido a mudança da região elástica para a região plástica (deformação), garantindo a avaliação das tensões transmitida à ele, após os carregamentos simulados pelo programa ANSYS™.

## 4.2 Elemento finito utilizado

O elemento finito utilizado foi o SOLID 92<sup>TM</sup>. Este elemento permite a análise de uma geometria tridimensional. Possui três graus de liberdade por nó: translação nas direções x, y e z (Ansys Element Reference). Estas direções no sistema de coordenadas nodais correspondem às direções radial, axial e tangencial, respectivamente. Outra vantagem do elemento SOLID 92<sup>TM</sup> é a de tolerar formas irregulares sem perda de precisão.

Para a geração da malha, foi feito um mapeamento de todas as áreas do modelo, buscando obter elementos com pequenas dimensões (máximo de 2.0 mm) e com valor do fator de crescimento do elemento igual a 1.5. Os modelos apresentaram-se com número de elementos variados, conforme o tipo de sistema analisado.

## 4.3 Solver utilizado

Para a solução matemática do problema, foi utilizado o método de Pré Conditioned Conjugate Gradient (PCG), conforme a literatura (Shieh, 1993; Arany, 2001; Ortigosa et al., 2003; Lehmann, 2005) e help apresentado no ANSYS<sup>TM</sup>, que descreve este método como o mais indicado para solução de modelos com número de elementos superior a 50.000. Este método exige uma grande quantidade de memória RAM no computador, por trabalhar com duas matrizes simultaneamente, mas a solução ocorre de 4 a 10 vezes mais rápida que em outros métodos, como por exemplo, o Jacobi Conjugate Gradiente (JCG). Isto, porque o número de acessos ao hard disk é minimizado consideravelmente e a permutação de informações entre processador e a memória RAM ocorre em maior proporção. Uma

vez solucionado o modelo, foi utilizado o método do tipo von Mises para a análise dos resultados, também chamado de critério das tensões equivalentes, com o objetivo de avaliar a quantidade equivalente de tensão. Comparando-se o valor da tensão do tipo von Mises em qualquer ponto, com o valor da tensão de escoamento ( $\sigma_y$ ), pode-se determinar se o escoamento ocorre de acordo com a teoria de falha de distorção máxima. Deste modo, a tensão equivalente do tipo von Mises é largamente utilizada quando tensões calculadas são apresentadas em tabelas ou na forma de gráficos coloridos de tensão, conforme apresentado no capítulo de resultados com o gradiente de cores do programa ANSYS™ (Craig Junior, 2003).

#### **4.4 Condições de contorno (restrição de movimento, simetria e carregamento)**

A restrição de movimento utilizada foi definida no osso cortical, nas áreas vestibulares, linguais e inferiores do modelo. Desta forma, os implantes estão livres para trabalhar sobre a mandíbula.

Para minimizar o esforço computacional, foi utilizada simetria entre os incisivos centrais, uma vez que se entende que a distribuição de tensões ocorre de forma análoga (figura 3).

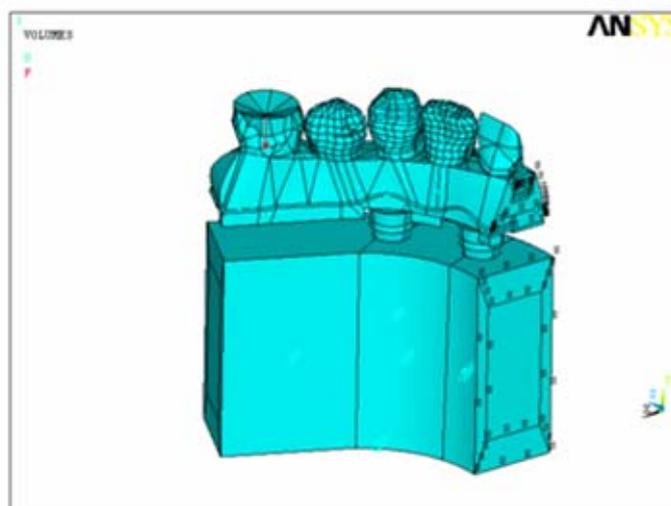


Figura 3 - Modelo dividido ao meio com todos os volumes utilizados nas simulações, pronto para ser espelhado.

O carregamento utilizado foi do tipo pontual, com amplitude de 100 N, conforme a literatura (Barbier et al., 1998; van Oosterwyck et al., 1998; Reis et al., 2002; Tada et al., 2003; Eskitascioglu et al., 2004; Chen et al., 2006; Lehmann et al., 2006; Abu-Hammad et al., 2007). Cada sistema foi simulado com dois carregamentos na superfície oclusal do primeiro molar: um deles axial ao implante (figura 4) e outro oblíquo, com ângulo de  $45^\circ$  em relação ao implante (figura 5), no ponto médio da vertente triturante vestibular. Para este último, o carregamento foi aplicado utilizando-se as componentes de força nos respectivos eixos cartesianos.

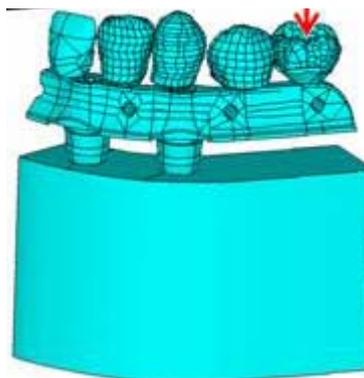


Figura 4 - Carregamento axial no primeiro molar paralelo ao longo eixo do implante GT<sup>®</sup>.

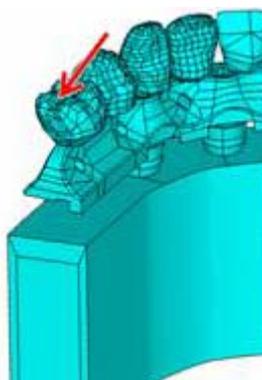


Figura 5 - Carregamento oblíquo no primeiro molar em 45° com o longo eixo do implante GT<sup>®</sup>.

#### 4.5 Modelagem das estruturas e simplificações

O modelo elaborado é tridimensional e os valores para a confecção do modelo foram obtidos junto à empresa Neodent<sup>®</sup> (implantes e componentes protéticos) e da literatura para o osso (Tada et al., 2003). Para a modelagem dos dentes, os volumes foram obtidos a partir do trabalho de doutorado de Lehmann (2005), junto com o próprio autor.

O osso cortical e trabecular foram modelados no próprio programa ANSYS<sup>™</sup>, considerando as dimensões simplificadas apresentadas na literatura

(Tada et al., 2003), a saber: um bloco com 1.3 mm de espessura de osso cortical, 23.4 mm de altura, 25.6 mm de comprimento MD e 9 mm de largura VL. Uma simplificação do modelo foi a de se considerar um contato perfeito entre o implante e o osso e entre todos os componentes dos dois sistemas, caracterizando uma análise por EF do tipo sem contato. Além disto, a geometria do molar teve uma simplificação na mesa oclusal em comparação com a anatomia real. Ficou determinado uma inclinação de 30° das cúspides, simulando dentes artificiais utilizados em PTs.

Com relação ao implante, também foi realizada uma simplificação no que tange ao número de roscas, deixando lisa a superfície a partir da quinta rosca (Juvinal, 1983; Zahavi, 1992; Lehmann, 2005). Isto pode ser justificado a partir da teoria de elementos de máquinas onde as tensões estão concentradas nas primeiras roscas. Esta solução permitiu reduzir consideravelmente o número de elementos. Daí, o modelo real apresentado na figura 6 foi simplificado pelo modelo apresentado na figura 7. Desta forma, foi possível simular os casos propostos, visto que no formato original ficou inviável a solução por falta de memória do computador (40 Gb de espaço no HD livre e 1 Gb de memória RAM). Esta simplificação, conforme a literatura (Lehmann, 2005), trouxe uma variação muito pequena no módulo de tensões, ou seja, inferior a 3% para os componentes de titânio e inferior a 8% para o osso. A distribuição de tensões ao longo dos componentes foi a mesma.

Cabe ainda ressaltar que foi necessária a remoção do segundo pré-molar nos modelos simulados, em função da extensão do cantilever das barras de ambos os sistemas, evitando assim que o primeiro molar ficasse desapoiado. Além disto, os dentes no modelo do sistema semi rígido (Barra Distal®) tiveram uma redução volumétrica na ordem de 20%, de forma a viabilizar o apoio destes em relação à barra propriamente dita. Isto porque a extensão da barra do sistema semi rígido

(Barra Distal<sup>®</sup>) é inferior que a da barra do sistema rígido (Neopronto<sup>®</sup>) e as posições dos implantes deveriam ser preservadas. Esta redução volumétrica dos dentes diminuiu a distância do implante mais distal ao ponto de aplicação da carga no último elemento do cantilever no sistema semi rígido, quando comparado ao sistema de barra rígida.

Com o objetivo de ilustrar o implante, os componentes protéticos, o osso medular e cortical e os dentes, são apresentadas as figuras 6 a 19 abaixo.

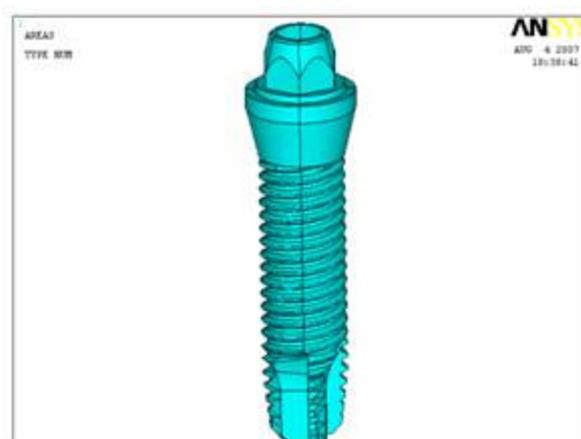


Figura 6 - Implante GT<sup>®</sup> modelado no ANSYS<sup>™</sup> sem simplificações.

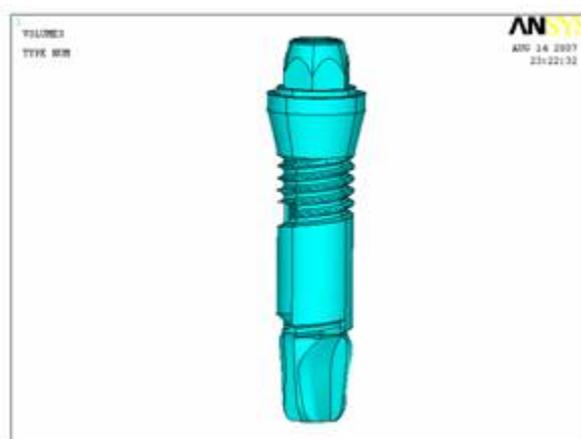


Figura 7 - Implante GT<sup>®</sup> modelado no ANSYS<sup>™</sup> com as simplificações na região das roscas nos terços médio e apical.

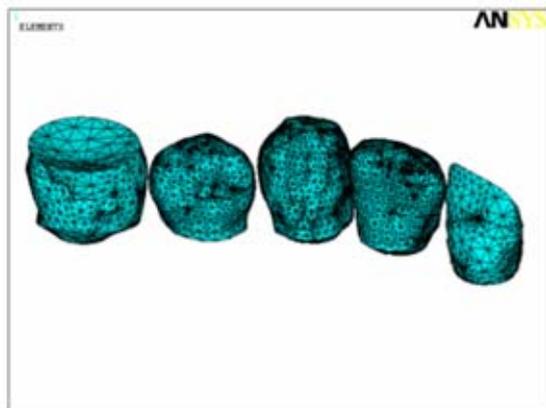


Figura 8 - Dentes modelados no ANSYS™.

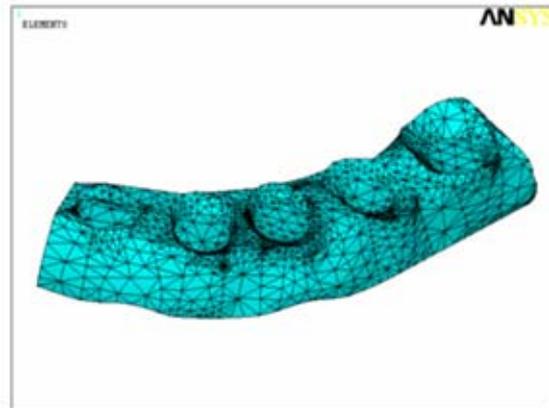


Figura 9 - Resina acrílica modelada no ANSYS™.

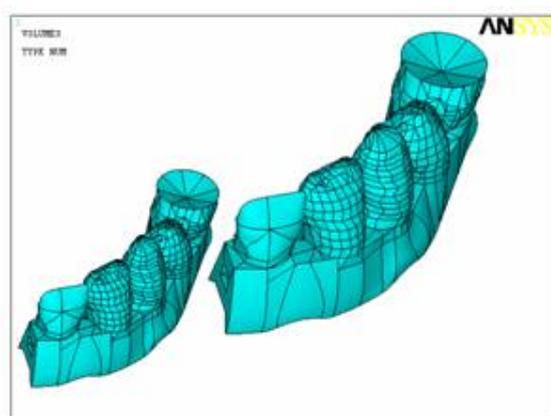
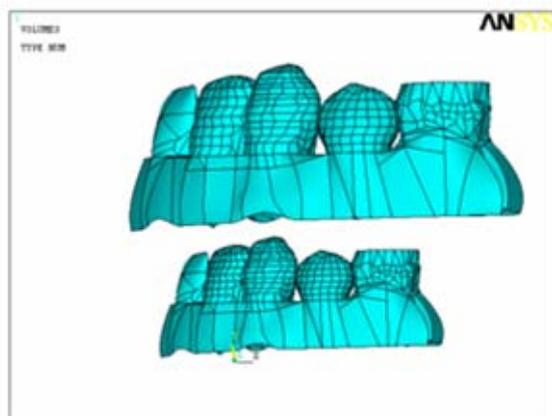


Figura 10 - Dentes e resina acrílica modelados no ANSYS™, com o menor volume referente ao modelo do sistema semi rígido da Barra Distal® (redução volumétrica na ordem de 20%).

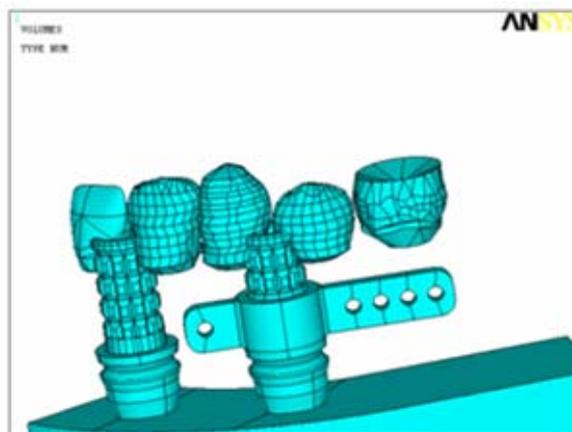


Figura 11 - Dentes modelados no ANSYS™, com redução volumétrica na ordem de 20% no modelo do sistema semi rígido (Barra Distal®).

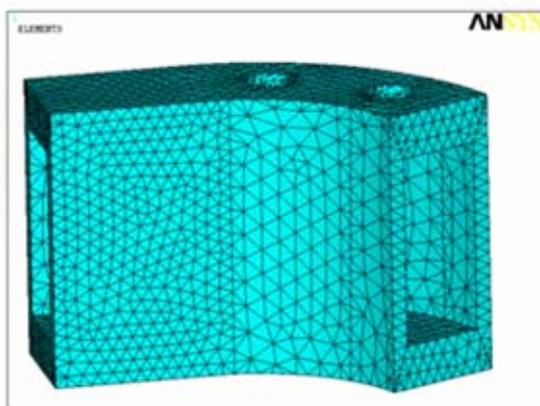


Figura 12 - Osso cortical modelado no ANSYS™.

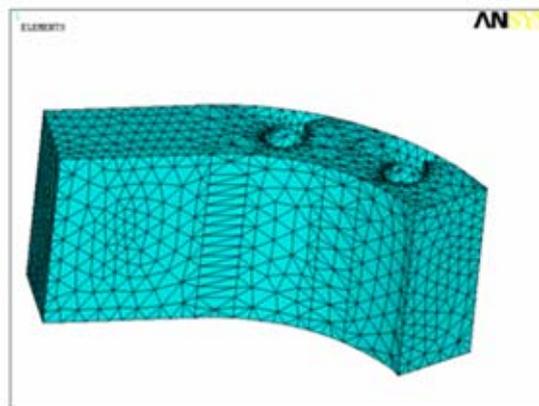


Figura 13 - Osso medular modelado no ANSYS™.

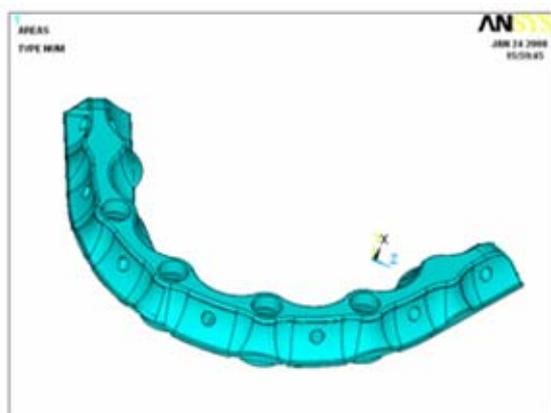


Figura 14 - Barra completa do sistema rígido (Neopronto®) modelada no ANSYS™.

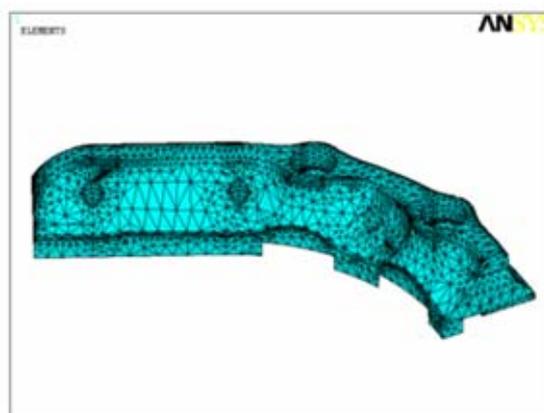


Figura 15 - Barra seccionada ao meio do sistema rígido (Neopronto®) modelada no ANSYS™.

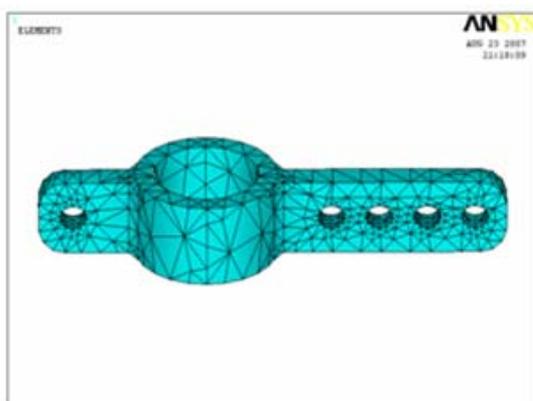


Figura 16 - Barra do sistema semi rígido (Barra Distal®) modelada no ANSYS™.

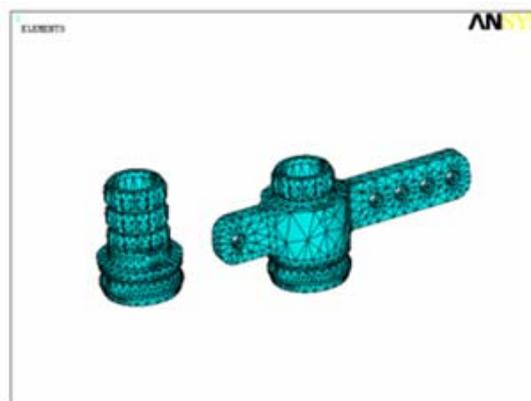


Figura 17 - Conjunto da barra do sistema semi rígido (Barra Distal®) e cilindro de titânio modelados no ANSYS™.

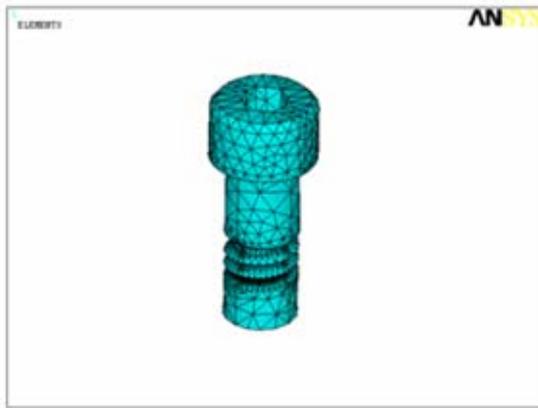


Figura 18 - Parafuso do cilindro da barra rígida (Neopronto<sup>®</sup>) e da barra do sistema semi rígido (Barra Distal<sup>®</sup>) modelado no ANSYS<sup>™</sup>.

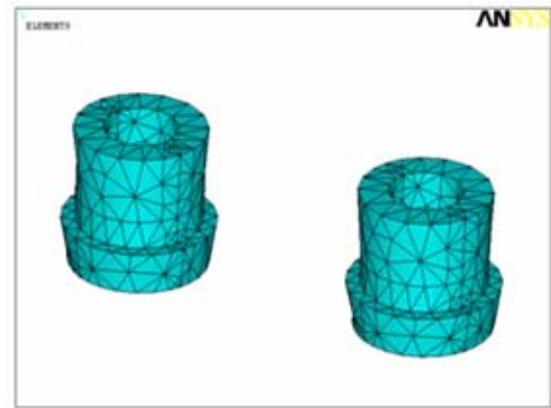


Figura 19 - Cilindro da barra do sistema rígido (Neopronto<sup>®</sup>) modelado no ANSYS<sup>™</sup>.

## 5 RESULTADOS

Para a apresentação dos resultados, foi utilizado o critério do tipo von Mises (tensões equivalentes) comparando sempre com o valor do limite de escoamento dos respectivos materiais.

Para a análise qualitativa de tensões do tipo von Mises nos diferentes componentes do sistema rígido (Neopronto®) e semi rígido (Barra Distal®), bem como nos dentes e no osso, foi utilizada a escala de cores do programa ANSYS™, que representa gradativamente os diferentes níveis de tensões, em ordem crescente, da esquerda para a direita. A título de ilustração e para melhor visualização destes níveis (análise qualitativa), são apresentadas as figuras 20 a 53 com a distribuição de tensões, em MPa, em todos os volumes analisados.

### 5.1 Resultados para o sistema rígido (Neopronto®) com carregamento axial

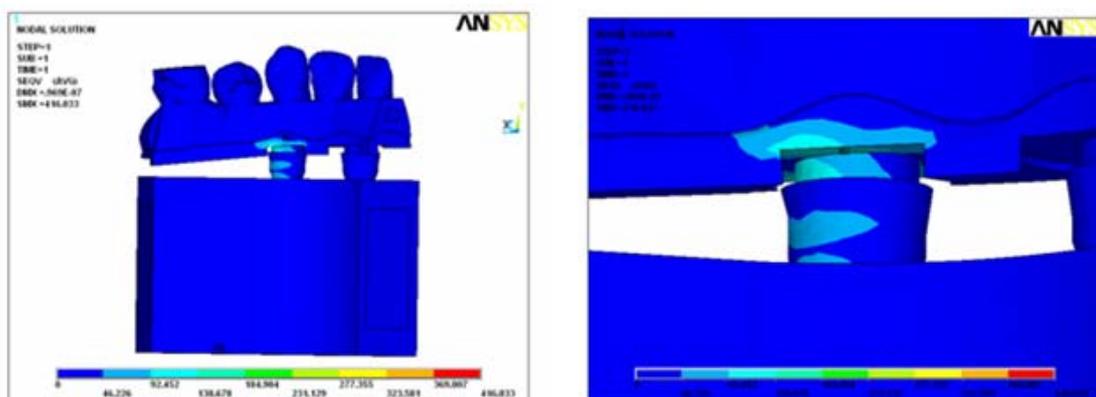


Figura 20 - Tensões do tipo von Mises no conjunto (Neopronto® com carregamento axial).

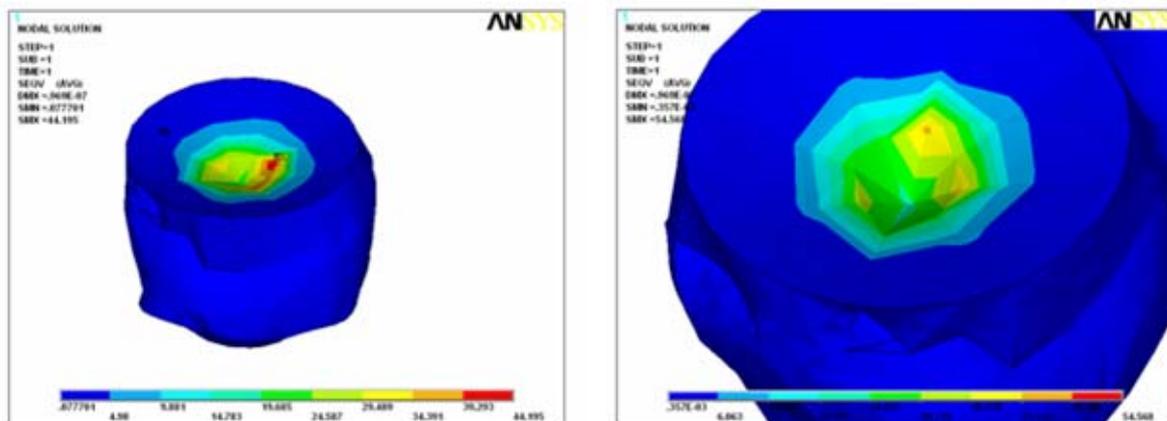


Figura 21 - Tensões do tipo von Mises no primeiro molar (Neopronto® com carregamento axial).

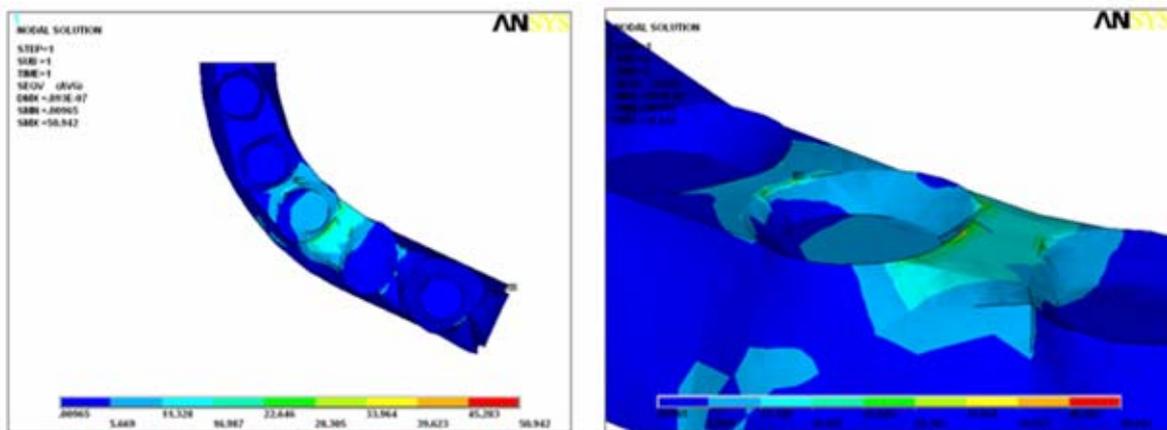


Figura 22 - Tensões do tipo von Mises na resina acrílica (Neopronto® com carregamento axial).

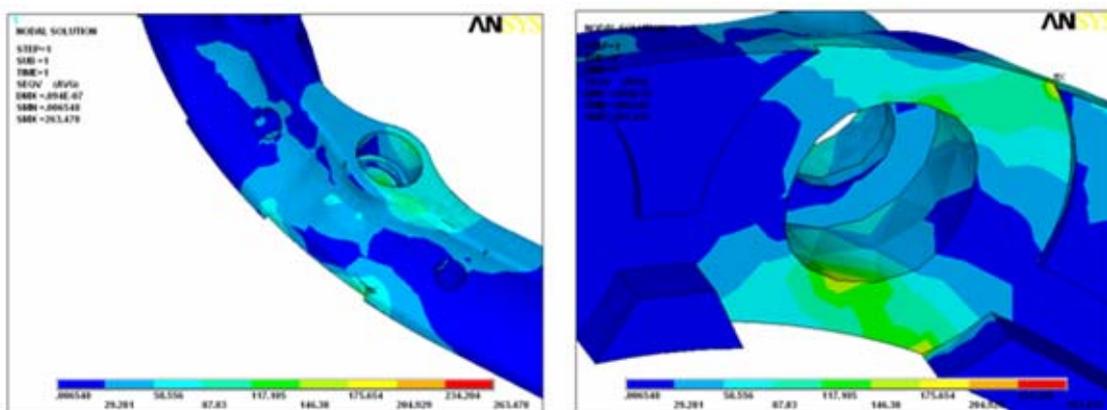


Figura 23 - Tensões do tipo von Mises na barra (Neopronto® com carregamento axial).

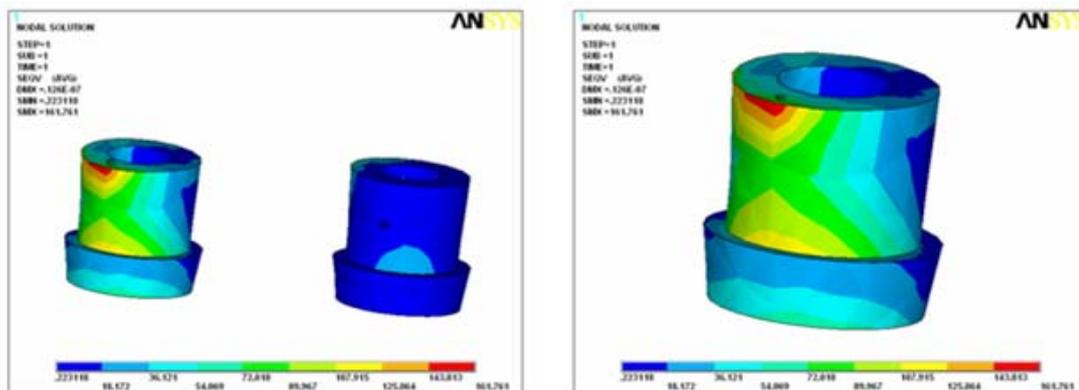


Figura 24 - Tensões do tipo von Mises no coping (Neopronto® com carregamento axial).

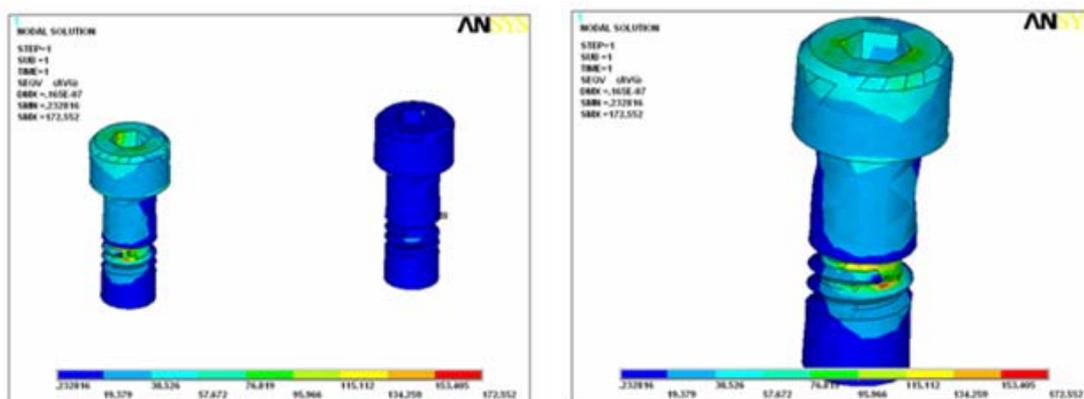


Figura 25 - Tensões do tipo von Mises no parafuso (Neopronto® com carregamento axial).

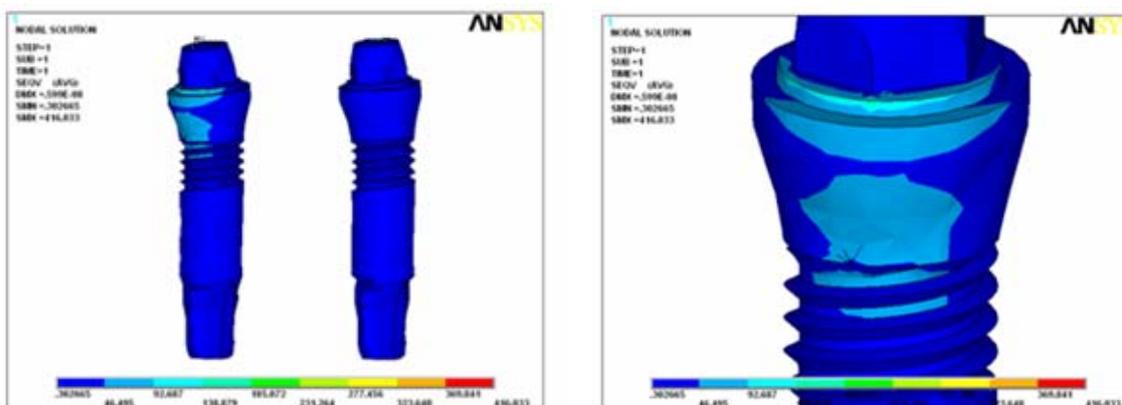


Figura 26 - Tensões do tipo von Mises no implante GT® (Neopronto® com carregamento axial).

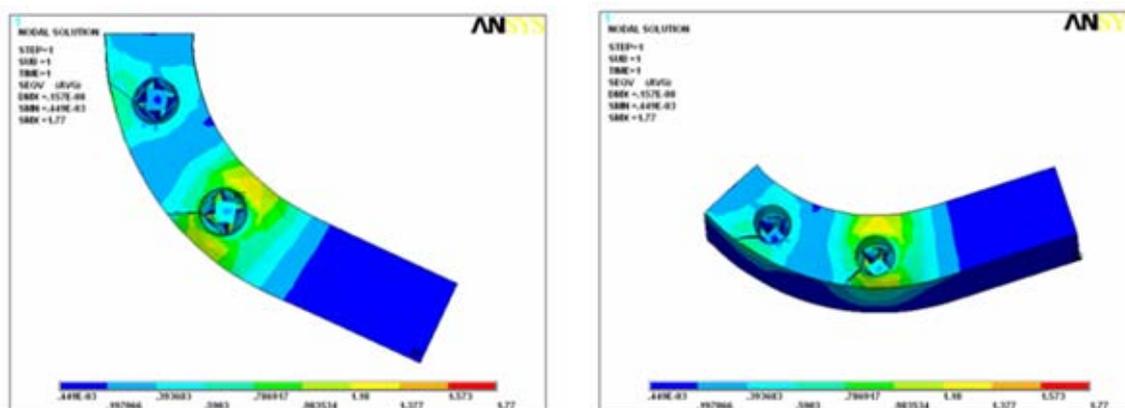


Figura 27 - Tensões do tipo von Mises no osso medular (Neopronto® com carregamento axial).

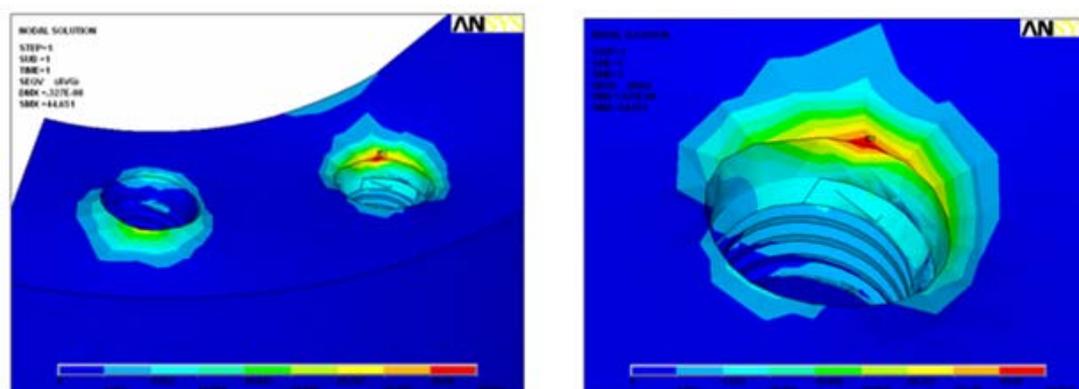


Figura 28 - Tensões do tipo von Mises no osso cortical (Neopronto® com carregamento axial).

Os resultados da análise de tensões do tipo von Mises no osso cortical , no sistema rígido (Neopronto®) com carregamento axial, mostrou o maior valor de tensão na porção disto lingual dos implantes mais distais (44.65 MPa). Houve uma uniformidade na distribuição de tensões nos implantes mais medianos e mais distais, demonstrando que este tipo de carregamento é mais favorável que o oblíquo, por transmitir tensões mais uniformes entre os implantes. Apesar desta uniformidade, nos implantes mais distais houve uma maior tensão na face vestibular.

## 5.2 Resultados para o sistema rígido (Neopronto®) com carregamento oblíquo

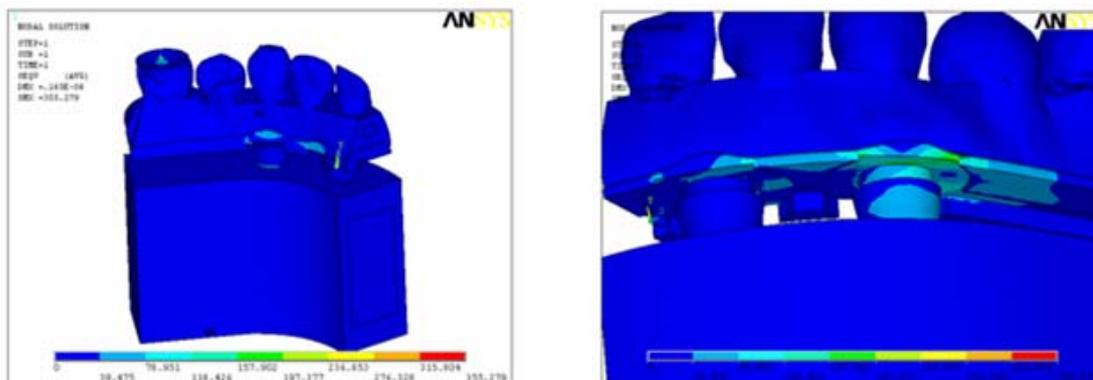


Figura 29 - Tensões do tipo von Mises no conjunto (Neopronto® com carregamento oblíquo).

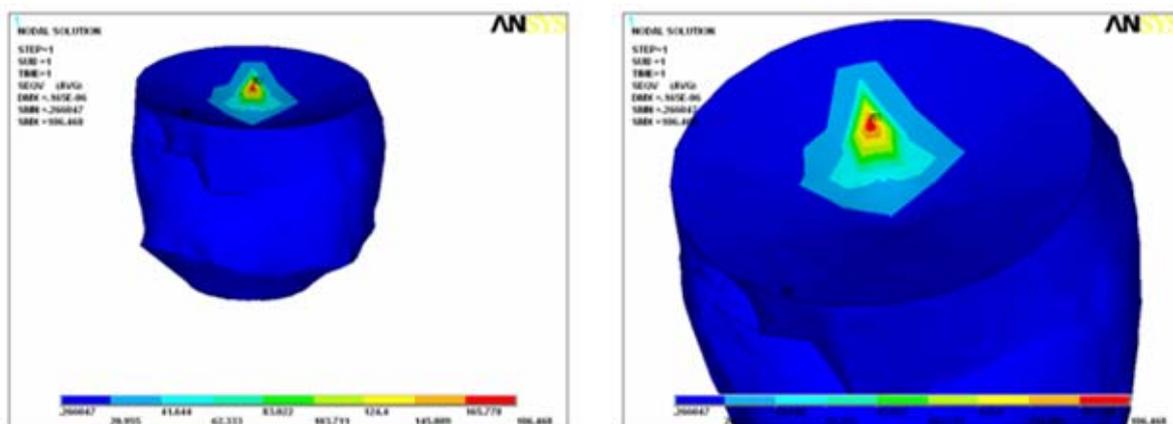


Figura 30 - Tensões do tipo von Mises no primeiro molar (Neopronto® com carregamento oblíquo).

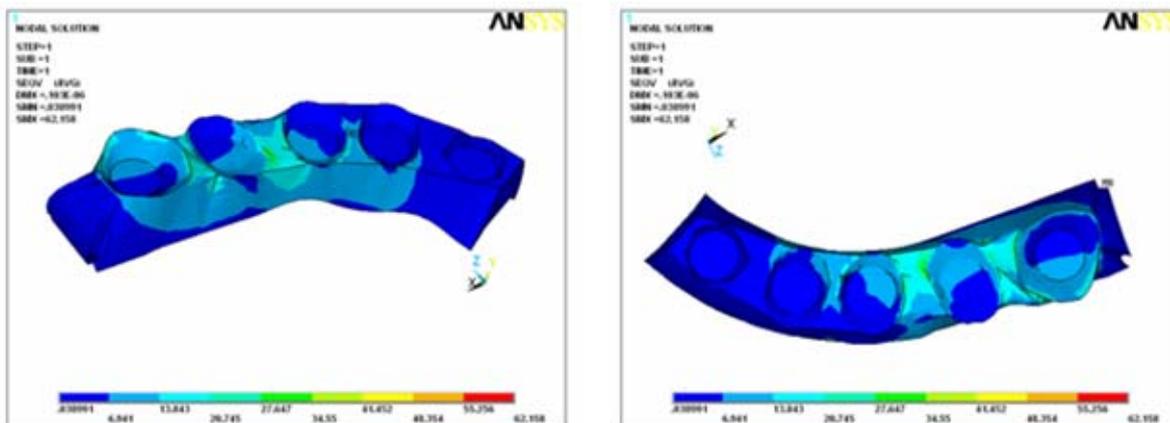


Figura 31 - Tensões do tipo von Mises na resina acrílica (Neopronto® com carregamento oblíquo).

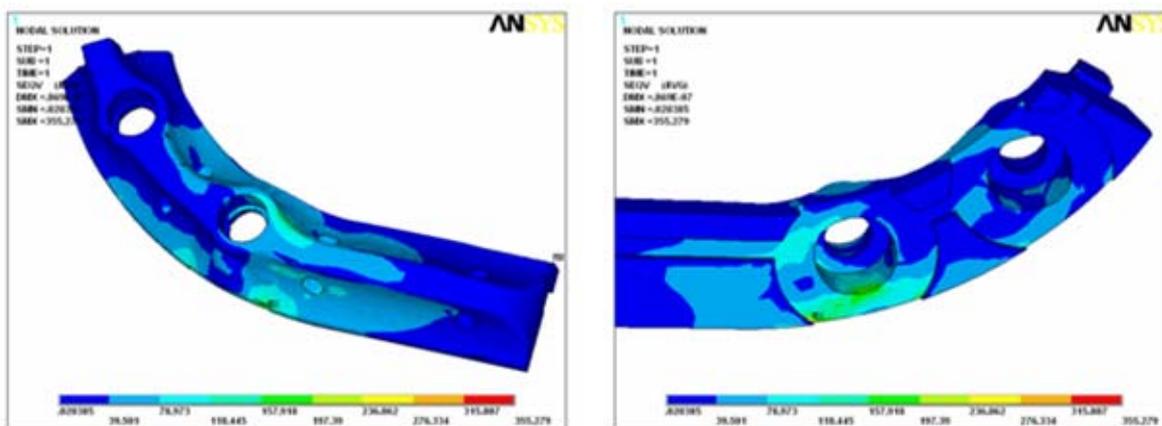


Figura 32 - Tensões do tipo von Mises na barra (Neopronto® com carregamento oblíquo).

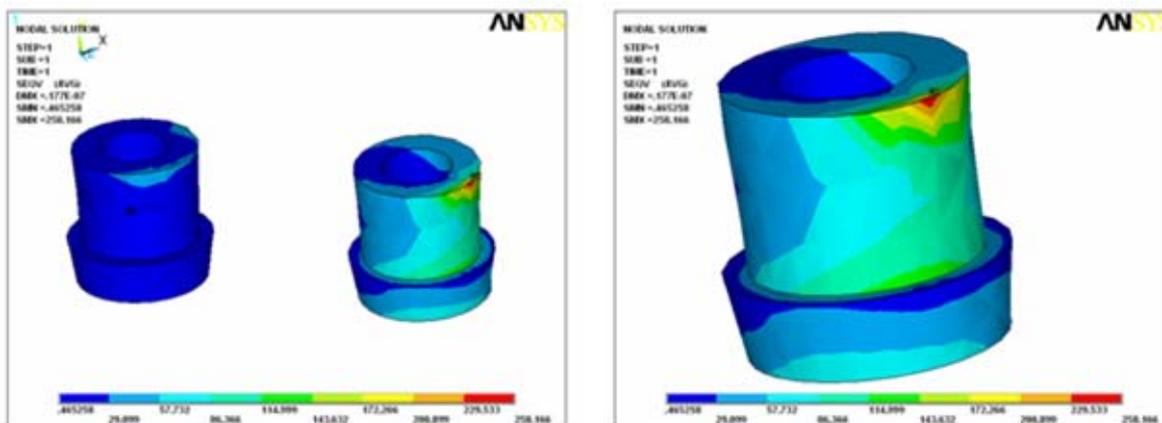


Figura 33 - Tensões do tipo von Mises no coping (Neopronto® com carregamento oblíquo).

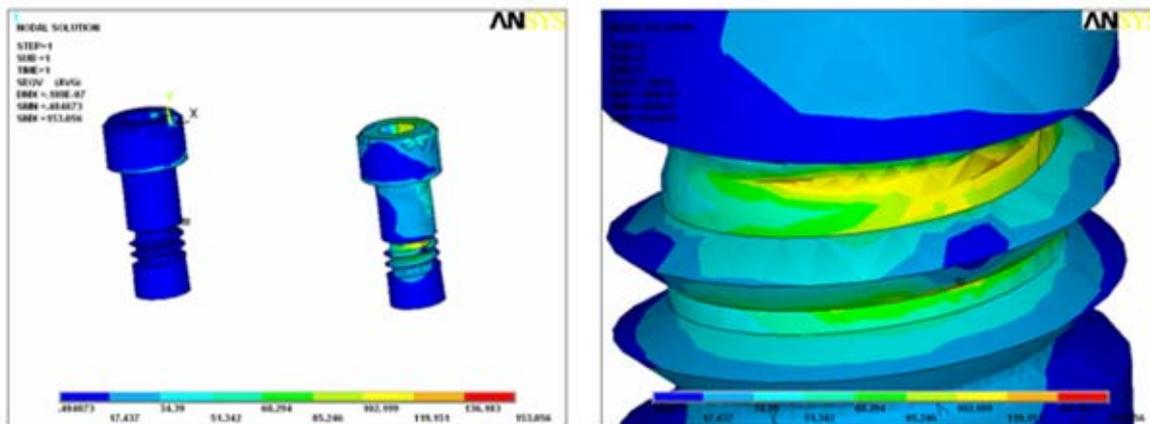


Figura 34 - Tensões do tipo von Mises no parafuso (Neopronto® com carregamento oblíquo).

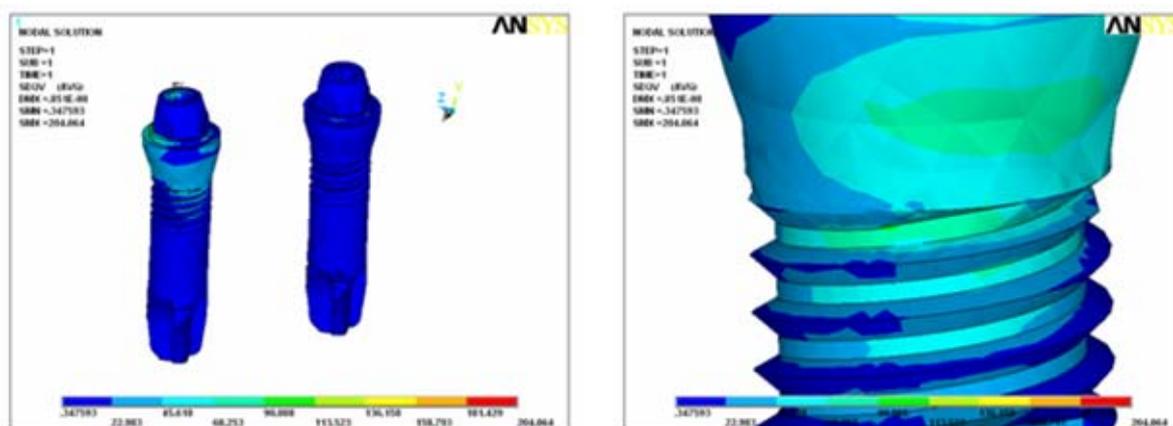


Figura 35 - Tensões do tipo von Mises no implante GT® (Neopronto® com carregamento oblíquo).

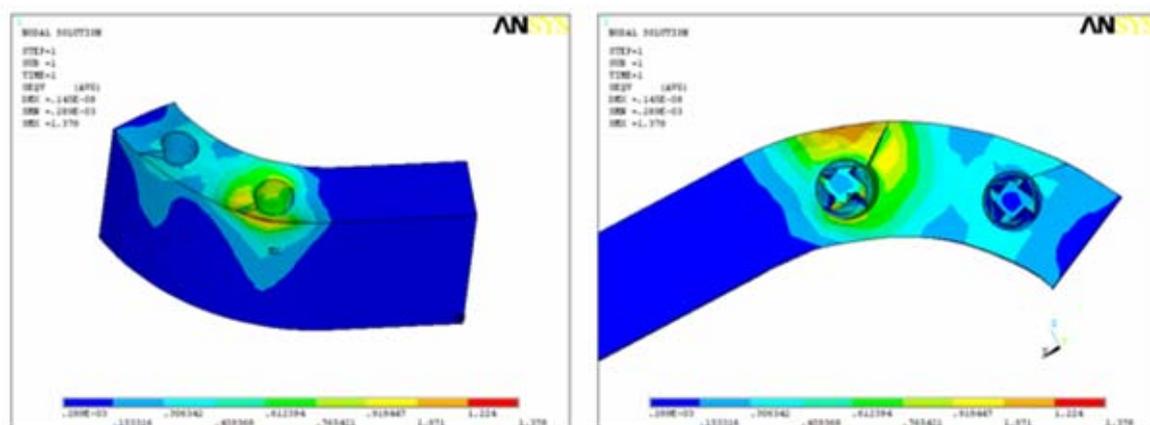


Figura 36 - Tensões do tipo von Mises no osso medular (Neopronto® com carregamento oblíquo).

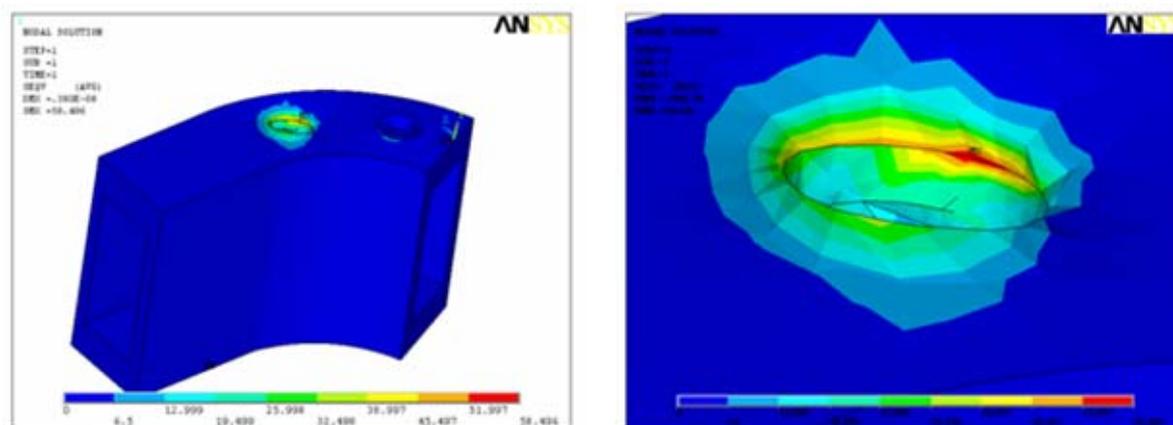


Figura 37 - Tensões do tipo von Mises no osso cortical (Neopronto<sup>®</sup> com carregamento oblíquo).

Os resultados da análise de tensões do tipo von Mises no osso cortical, no sistema rígido (Neopronto<sup>®</sup>) com carregamento oblíquo, mostrou o maior valor de tensão na porção mesio vestibular dos implantes mais distais (58.50 MPa). Não houve uniformidade na distribuição de tensões nos implantes mais medianos e mais distais como visto no carregamento axial do sistema Neopronto<sup>®</sup>. Ao contrário, das quatro simulações realizadas, esta foi a que apresentou uma maior diferença de distribuição de tensões entre os implantes mais medianos e mais distais, com quase toda tensão distribuída nos implantes mais distais, mostrando que este tipo de carregamento é o mais prejudicial a estes implantes, por absorverem maior tensão.

### 5.3 Resultados para o sistema semi rígido (Barra Distal®) com carregamento axial

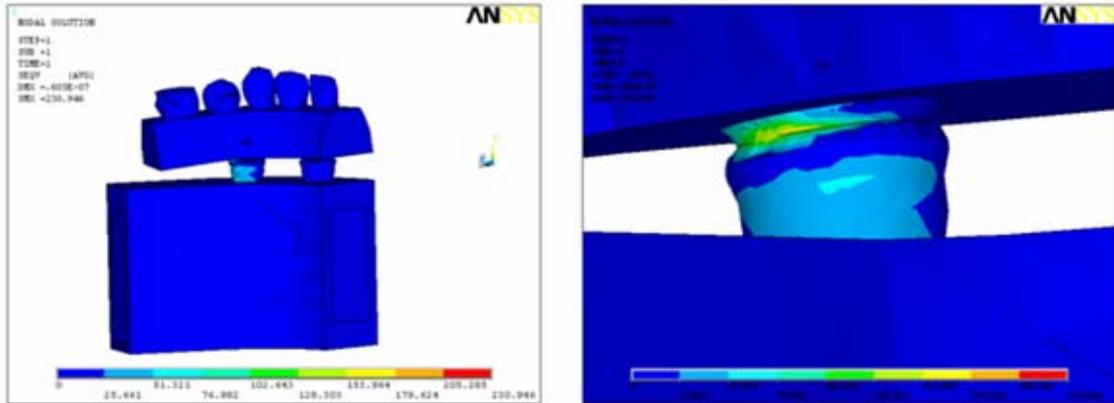


Figura 38 - Tensões do tipo von Mises no conjunto (Barra Distal® com carregamento axial).

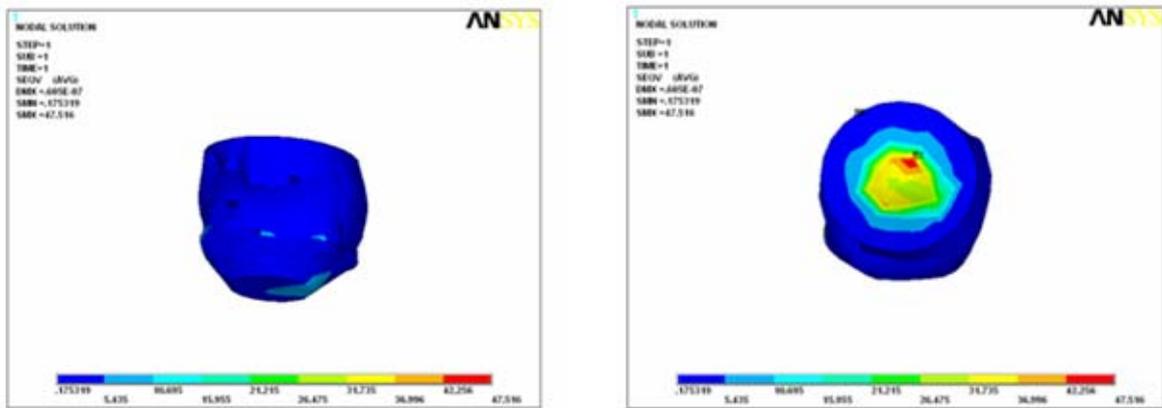


Figura 39 - Tensões do tipo von Mises no primeiro molar (Barra Distal® com carregamento axial).

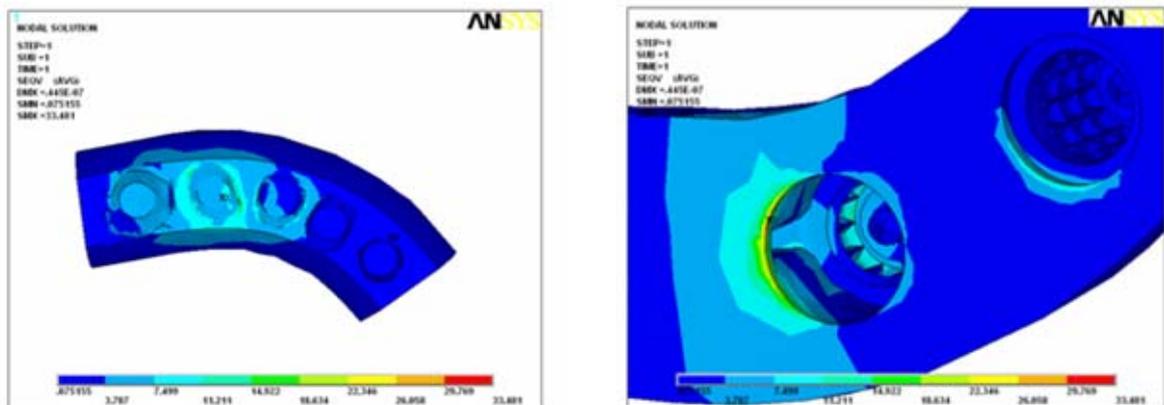


Figura 40 - Tensões do tipo von Mises na resina acrílica (Barra Distal® com carregamento axial).

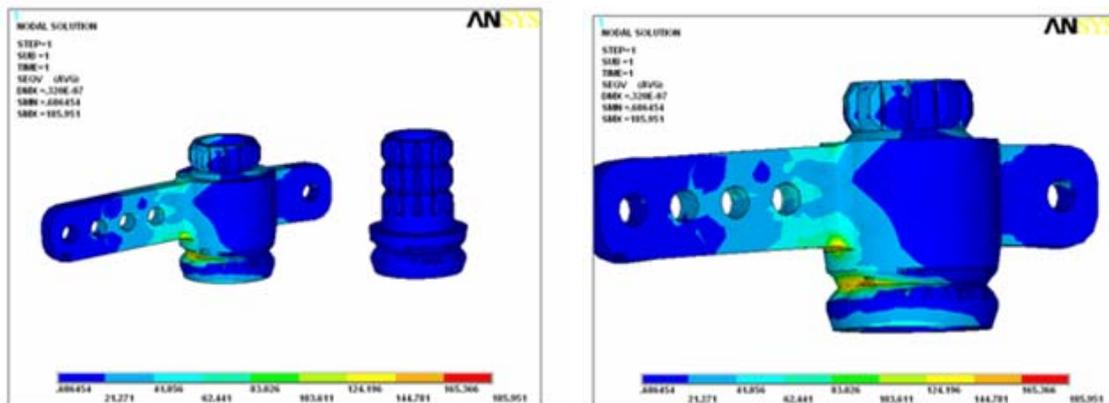


Figura 41 - Tensões do tipo von Mises na barra (Barra Distal® com carregamento axial).

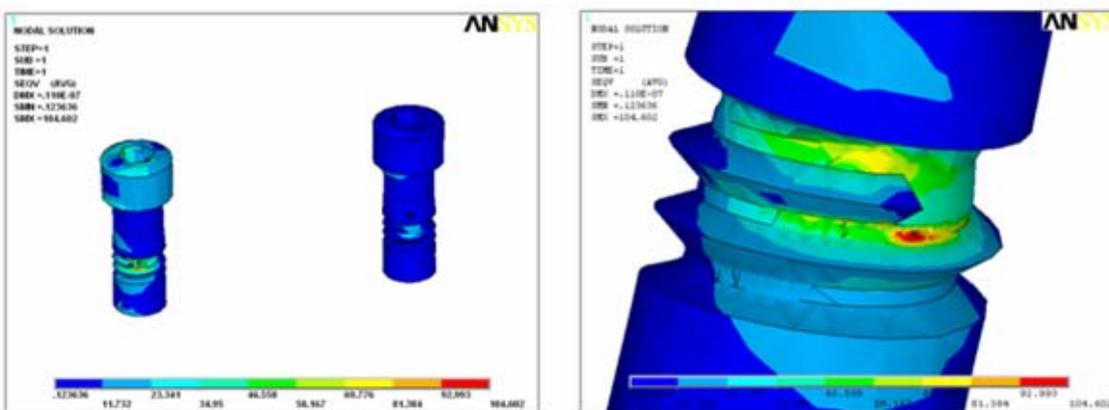


Figura 42 - Tensões do tipo von Mises no parafuso (Barra Distal® com carregamento axial).

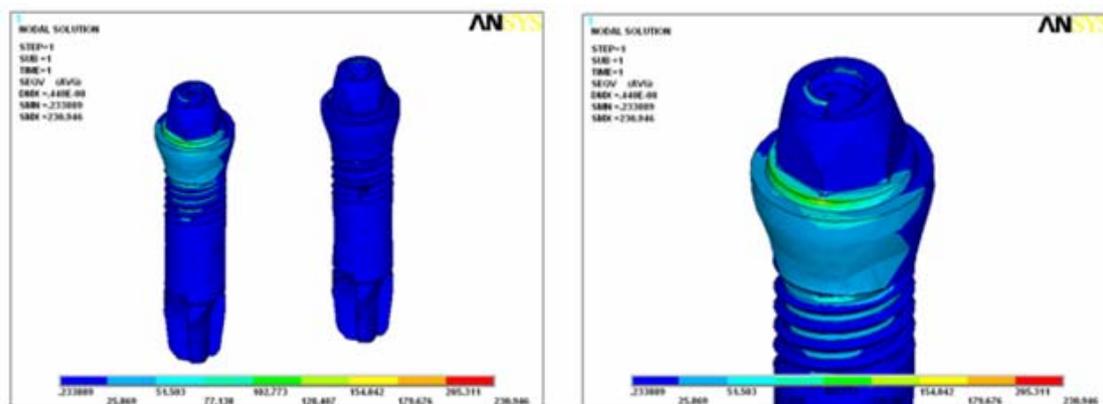


Figura 43 - Tensões do tipo von Mises no implante GT® (Barra Distal® com carregamento axial).

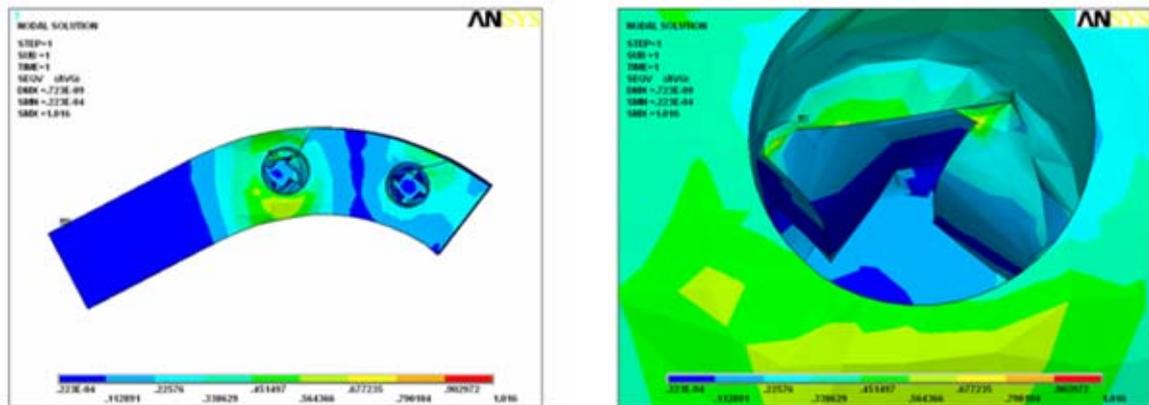


Figura 44 - Tensões do tipo von Mises no osso medular (Barra Distal<sup>®</sup> com carregamento axial).

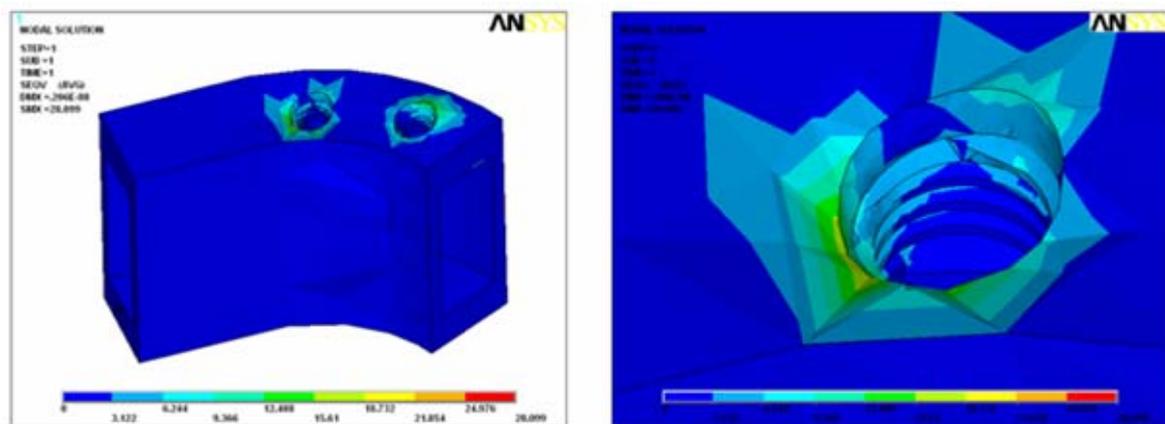


Figura 45 - Tensões do tipo von Mises no osso cortical (Barra Distal<sup>®</sup> com carregamento axial).

Os resultados da análise de tensões do tipo von Mises no osso cortical, no sistema semi rígido (Barra Distal<sup>®</sup>) com carregamento axial, mostrou o maior valor de tensão na porção disto lingual dos implantes mais distais (28.10 MPa). Além disto, houve uma maior uniformidade na distribuição de tensões nos implantes mais medianos e mais distais, demonstrando que este tipo de carregamento é mais favorável que o oblíquo, por transmitir tensões mais uniformes entre os implantes.

### 5.4 Resultados para o sistema semi rígido (Barra Distal®) com carregamento oblíquo

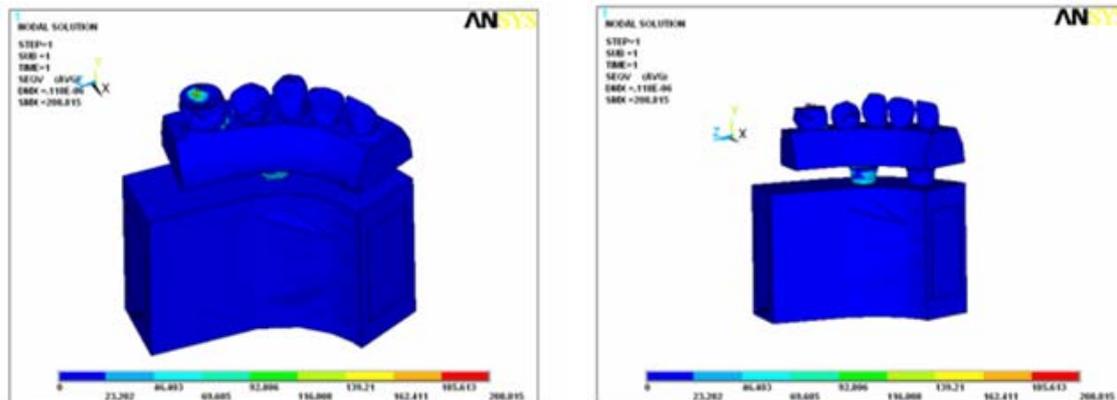


Figura 46 - Tensões do tipo von Mises no conjunto (Barra Distal® com carregamento oblíquo).

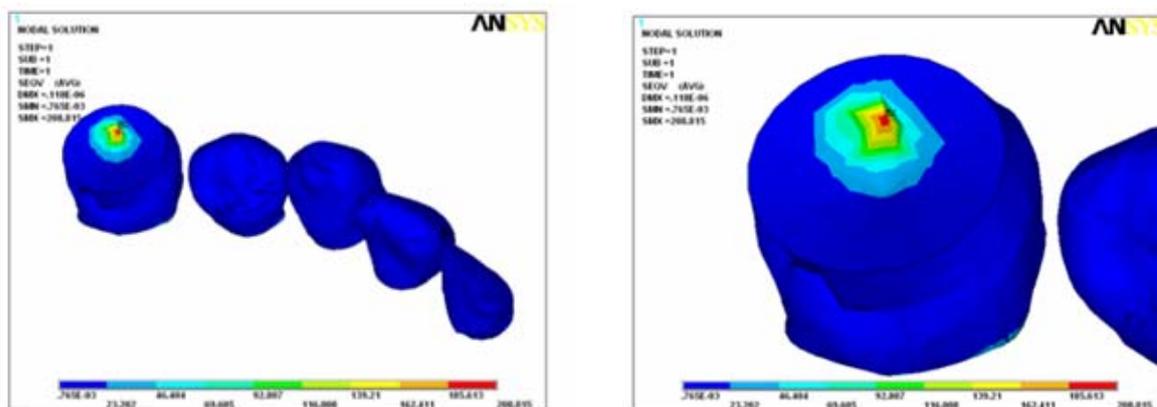


Figura 47 - Tensões do tipo von Mises no primeiro molar (Barra Distal® com carregamento oblíquo).

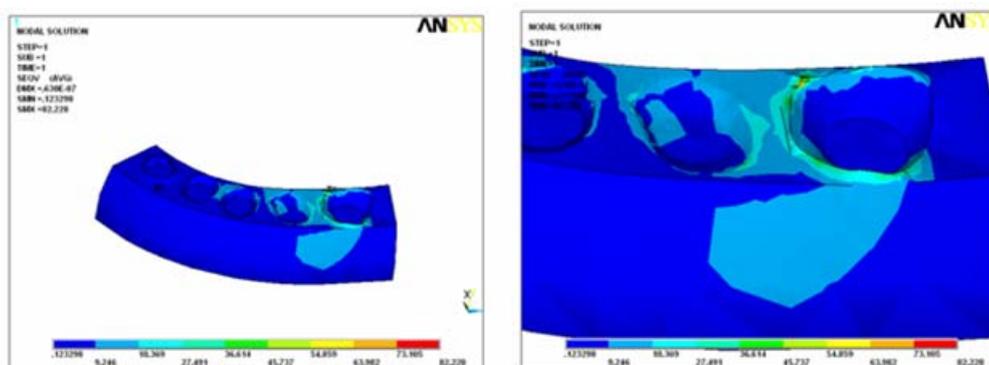


Figura 48 - Tensões do tipo von Mises na resina acrílica (Barra Distal® com carregamento oblíquo).

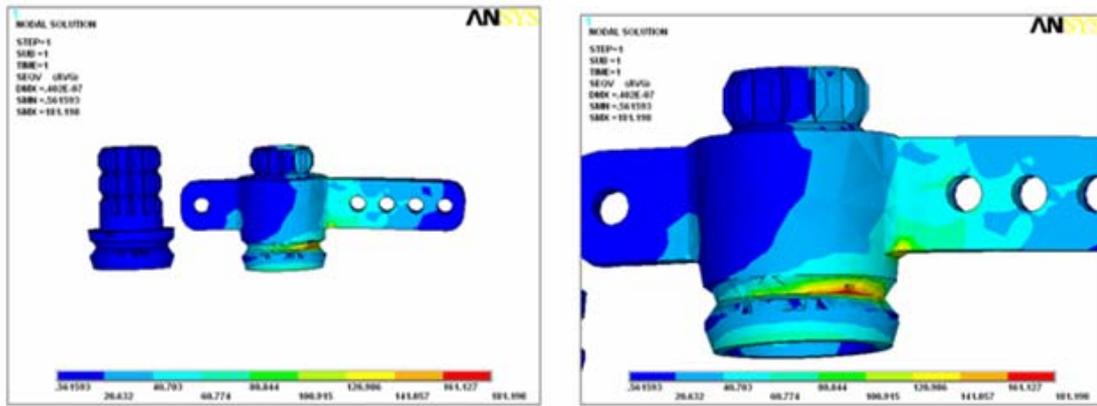


Figura 49 - Tensões do tipo von Mises na barra (Barra Distal<sup>®</sup> com carregamento oblíquo).

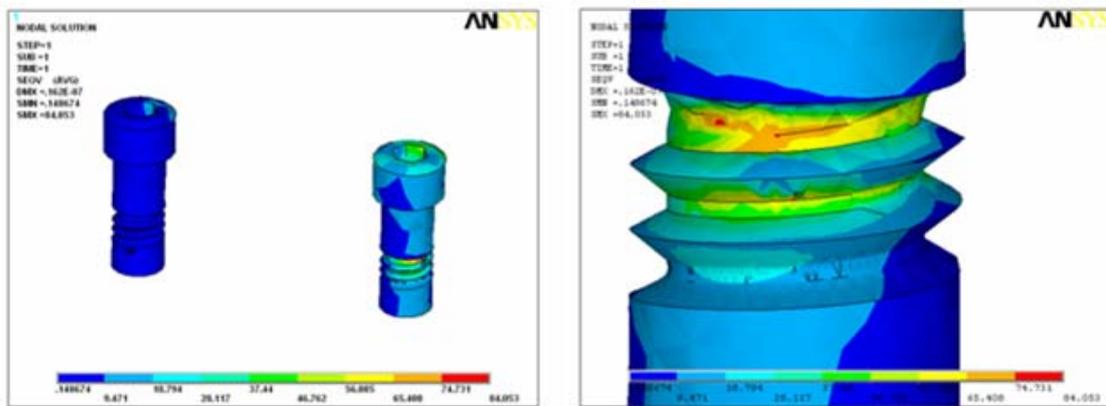


Figura 50 - Tensões do tipo von Mises no parafuso (Barra Distal<sup>®</sup> com carregamento oblíquo).

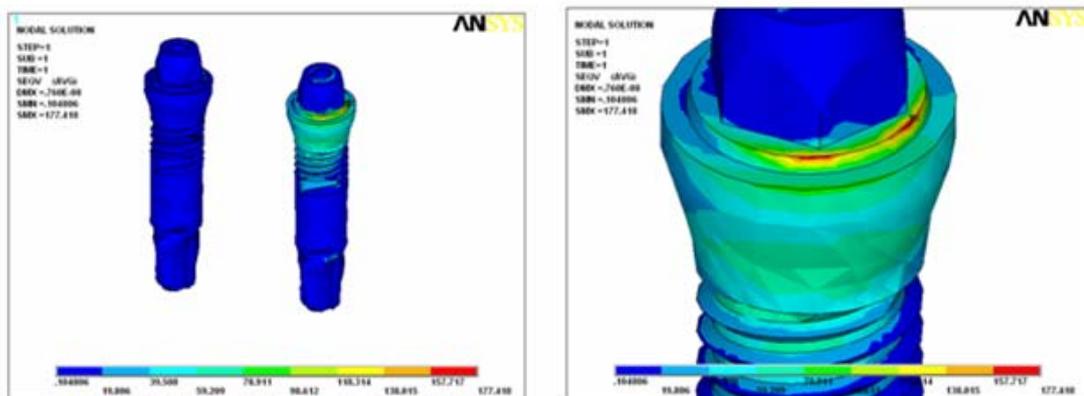


Figura 51 - Tensões do tipo von Mises no implante GT<sup>®</sup> (Barra Distal<sup>®</sup> com carregamento oblíquo).

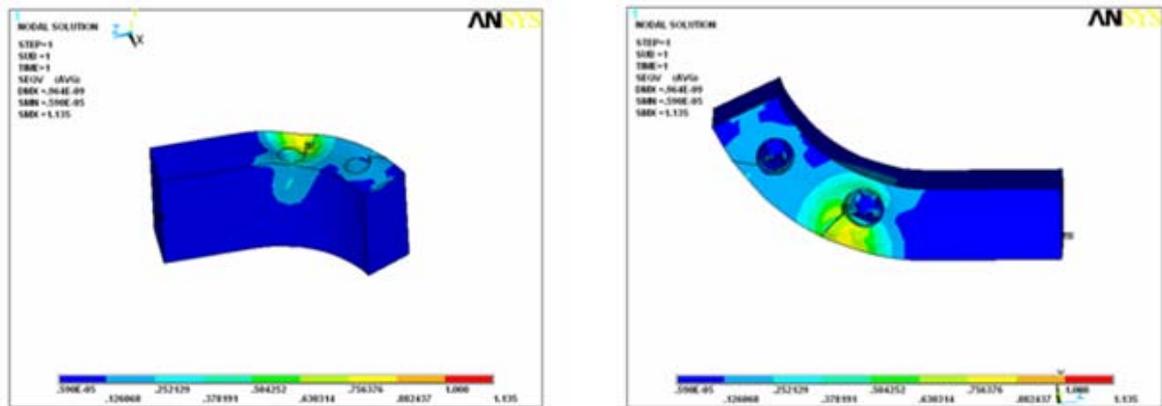


Figura 52 - Tensões do tipo von Mises no osso medular (Barra Distal<sup>®</sup> com carregamento oblíquo).

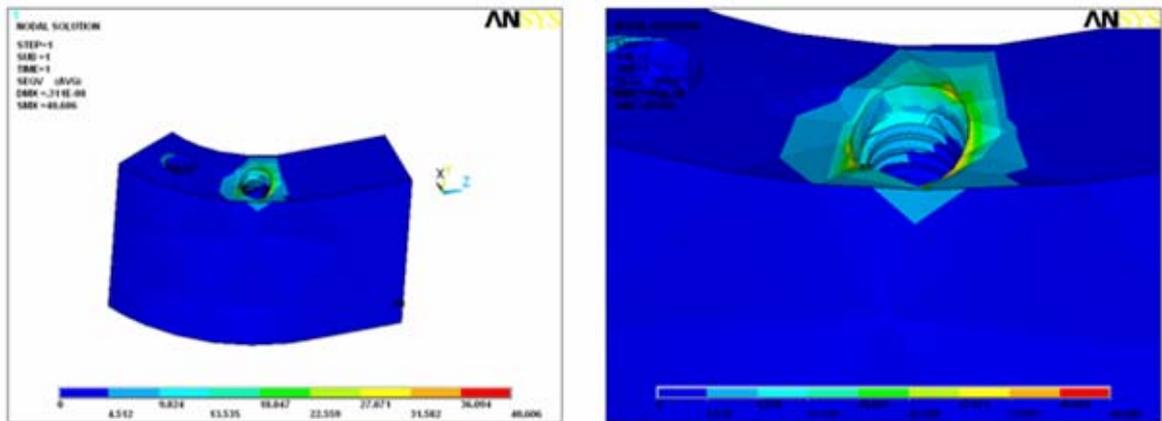


Figura 53 - Tensões do tipo von Mises no osso cortical (Barra Distal<sup>®</sup> com carregamento oblíquo).

Os resultados da análise de tensões do tipo von Mises no osso cortical, no sistema semi rígido (Barra Distal<sup>®</sup>) com carregamento oblíquo, mostrou o maior valor de tensão na porção mesio vestibular dos implantes mais distais (40.61 MPa). Não houve uniformidade na distribuição de tensões nos implantes mais medianos e mais distais. Ao contrário, a tensão foi quase toda direcionada para os implantes mais distais. Esta distribuição de tensão é muito semelhante à observada no sistema de barra rígida (Neopronto<sup>®</sup>) com carregamento oblíquo, comprovando que este tipo

de carregamento é o mais prejudicial aos implantes mais distais, por absorverem maior tensão.

Para a análise quantitativa dos resultados, é apresentada a tabela 2, onde são listados os valores máximos de tensão nos respectivos volumes dos modelos avaliados.

Tabela 2 - Tensões máximas (MPa) para os diversos componentes a partir das simulações.

| Carregamento<br>Volumes | Sistema rígido (Neopronto <sup>®</sup> ) |         | Sistema semi rígido<br>(Barra Distal <sup>®</sup> ) |         |
|-------------------------|--|---------|---|---------|
|                         | Axial                                    | Oblíquo | Axial   | Oblíquo |
| <b>Dentes</b>           | 54.57                                    | 186.47  | 47.52   | 208.81  |
| <b>Resina Acrílica</b>  | 50.94                                    | 62.16   | 33.48   | 82.23   |
| <b>Barra</b>            | 263.48                                   | 355.28  | 185.95  | 181.20  |
| <b>Parafuso</b>         | 172.55                                   | 153.06  | 104.60  | 84.05   |
| <b>Copping</b>          | 161.76                                   | 258.17  | -   | -       |
| <b>Implante</b>         | 416.03                                   | 204.06  | 230.95  | 177.42  |
| <b>Osso Cortical</b>    | 44.65                                    | 58.50   | 28.10   | 40.61   |
| <b>Osso Medular</b>     | 1.77                                     | 1.38    | 1.02  | 1.13    |

O sistema rígido com carregamento oblíquo apresentou a maior tensão no osso cortical (58.50 MPa), e o sistema semi rígido com carregamento axial transmitiu o menor nível de tensão ao osso cortical (28.10 MPa). Quando os resultados foram comparados dentro de cada um dos sistemas, o carregamento axial sempre gerou menores tensões no osso cortical, comparado ao carregamento oblíquo (Sistema

rígido (Neopronto<sup>®</sup>) - Axial: 44.65 MPa / Oblíquo: 58.50 MPa e Sistema semi rígido (Barra Distal<sup>®</sup>) - Axial: 28.10 MPa / Oblíquo: 40.61 MPa).

A fim de uma melhor visualização comparativa das tensões presentes no osso cortical, em ambos os sistemas e tipos de carregamento, é apresentado abaixo o gráfico 1. Ateve-se a apresentação de apenas este volume, por ser o objetivo principal deste trabalho.

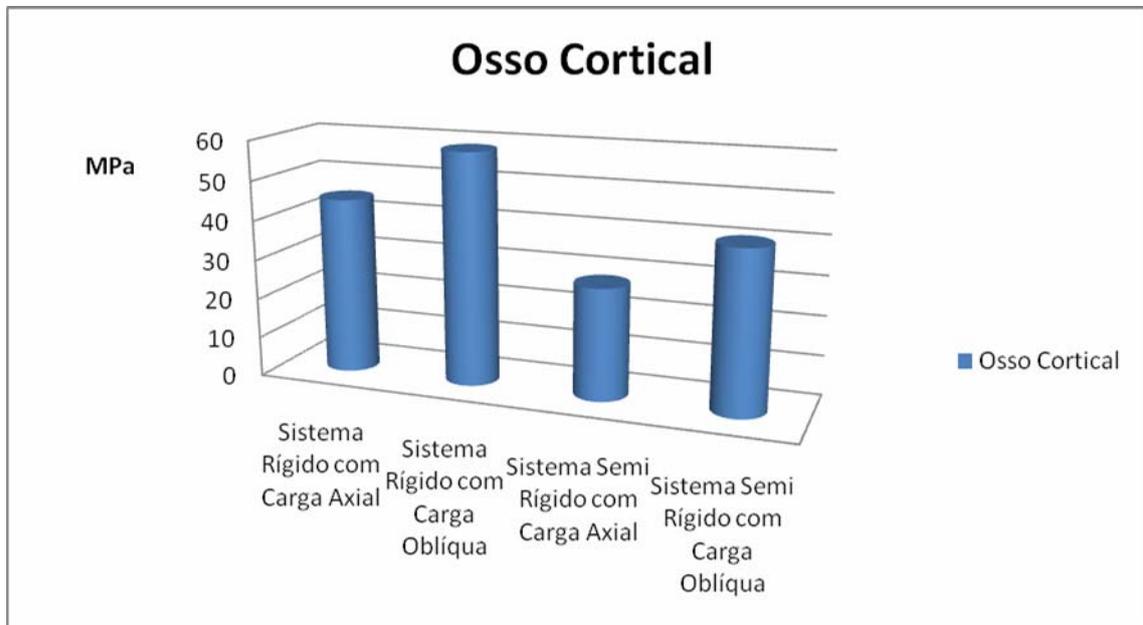


Gráfico 1 - Tensões do tipo von Mises para o osso cortical (MPa) após os carregamentos axial e oblíquo nos dois sistemas.

## 6 DISCUSSÃO

Após vasta revisão literária pertinente ao assunto, não foi encontrado nenhum trabalho científico de análise de tensões pelo MEF, com avaliação comparativa entre dois sistemas diferentes para reabilitação de mandíbulas edêntulas, por meio de PTs implantossuportadas, como o realizado neste trabalho: um com esplintagem rígida (Sistema Neopronto<sup>®</sup>) e outro com esplintagem semi rígida dos implantes (Sistema da Barra Distal<sup>®</sup>). Este trabalho tenta solucionar uma dúvida clínica freqüente: se um sistema de esplintagem semi rígida dos implantes pode ser usado com segurança nos casos de carga imediata em mandíbulas edêntulas. Os resultados mostraram diferenças entre os dois sistemas no que se refere às tensões transmitidas ao osso cortical adjacente aos implantes, que foram maiores no sistema rígido e menores no sistema semi rígido, independentemente do tipo de carregamento. Desta forma, este trabalho pode modificar algumas condutas clínicas quando se emprega uma ou ambas as técnicas para reabilitação de mandíbulas edêntulas com carga imediata, pois, do ponto de vista das tensões transmitidas ao osso cortical, um sistema semi rígido pode ser usado seguramente nas reabilitações imediatas de mandíbulas edêntulas. Esta prótese poderia ser considerada como provisória e, posteriormente ao período mínimo necessário para a estabilidade secundária dos implantes (média de quatro meses para a mandíbula) (Horiuchi et al., 2000) ser substituída pela prótese permanente com estrutura rígida.

Krug & Mounajjed (2003) também indicaram a confecção imediata de uma PT provisória implantossuportada em mandíbulas edêntulas, com sistema semi

rígido de união entre os implantes, e a sua posterior substituição por uma PT permanente com união rígida entre os implantes: o sistema Brånemark Novum™.

É importante salientar que os resultados foram obtidos por meio de um modelo matemático, o qual pode não representar completamente a complexidade do campo biológico e, desta forma, dependendo de fatores locais e sistêmicos encontrados nos indivíduos submetidos a estas técnicas de reabilitação de mandíbulas edêntulas, um ou ambos os sistemas podem falhar.

O pioneirismo deste trabalho fez com que sua discussão se restringisse aos procedimentos adotados na metodologia e aos resultados obtidos, por falta de trabalhos científicos com metodologia semelhante. No entanto, alguns dados obtidos dos trabalhos científicos revisados da literatura podem ser comparados e discutidos com a metodologia e com os resultados deste trabalho. Com relação à metodologia usada, serão feitas algumas considerações sobre os seus principais ítems, a fim de facilitar as suas interpretações.

### **6.1 Problemas encontrados na importação das imagens**

Na importação das imagens tridimensionais cedidas pela empresa Neodent®, com extensão IGES, dos implantes GT® e dos diversos componentes protéticos do sistema rígido (Neopronto®) e do sistema semi rígido (Barra Distal®), para o programa ANSYS™, houve uma série de alterações estruturais. Isto porque o programa ANSYS™ apresenta poucos recursos para uma modelagem tridimensional comparado aos programas de CAD, usado na elaboração das imagens tridimensionais (figuras 1 e 2). O programa ANSYS™ permite suprimir estas entidades por meio de operações booleanas, porém, mesmo com a alteração da

tolerância, alguns ajustes tiveram de ser feitos manualmente, o que consumiu grande parte do tempo na elaboração dos modelos de EF. Todas as alterações nas imagens foram solucionadas, permitindo a perfeita modelagem dos implantes GT® e dos componentes protéticos dos dois sistemas.

## 6.2 Propriedades dos materiais

As propriedades dos materiais utilizados e do osso foram retiradas da literatura (tabela 1). Os materiais foram considerados homogêneos, isotrópicos e linearmente elásticos. A homogeneidade dos materiais refere-se às suas propriedades físicas estarem regularmente distribuídas em toda sua extensão. A isotropia dos materiais representa a capacidade destes se deformarem igualmente em todas as direções. Já a propriedade de serem linearmente elásticos significa que estes trabalham na região elástica e não na região plástica, portanto, não sofrem deformação permanente (Geng et al., 2001; Rubo, Souza, 2001; Moraes et al., 2002). O limite de escoamento ( $\sigma_y$ ) do osso cortical estabelecido foi de 167 MPa, conforme descrito na literatura (Ciftçi, Canay, 2000). Uma vez que este limite não foi ultrapassado nos resultados obtidos nas simulações, temos que o osso cortical não falhou devido a mudança da região elástica para a região plástica (deformação).

Sabe-se, por exemplo, que tanto o osso trabecular como o osso cortical, não são homogêneos e, portanto, conforme a região apresenta variações do seu Módulo de Elasticidade (Natali et al., 1997). Esta variação também é observada conforme a idade e sexo do indivíduo. Outro fato é que normalmente adota-se nos trabalhos que o osso é isotrópico, porém sabe-se que o osso é anisotrópico (Lehmann, 2005). Daí observa-se uma preocupação com as simplificações

adotadas, pois há a necessidade de ser criterioso para que não haja discrepâncias nos resultados quando comparados com a situação real. Para os modelos elaborados, todos os materiais, bem como o osso cortical e medular, foram considerados isotrópicos objetivando reduzir o tempo computacional para a solução dos resultados. As não linearidades do modelo real, quando colocadas no modelo numérico, aumentam de forma significativa o esforço computacional exigindo memória RAM, memória no HD e do processador. Esse esforço e exigência acabam por inviabilizar a solução numérica. Desta forma, as simplificações tornam-se inevitáveis.

### **6.3 Condições de contorno (restrição de movimento, simetria e carregamento)**

A restrição de movimento utilizada foi definida no osso cortical, nas áreas vestibulares, linguais e inferiores do modelo (figura 3). Desta forma, os implantes estão livres para trabalharem sobre a mandíbula, permitindo que as tensões geradas no osso, pelos carregamentos aplicados, ficassem restritas aos componentes dos sistemas e ao osso cortical e medular.

Para minimizar o esforço computacional, foi utilizada simetria entre os incisivos centrais, uma vez que se entende que a distribuição de tensões ocorre de forma análoga (figura 3), otimizando o tempo de trabalho, sem nenhum prejuízo aos resultados finais, pois o programa ANSYS<sup>TM</sup> permite o espelhamento de estruturas idênticas pela simetria.

O carregamento utilizado foi do tipo pontual com amplitude de 100 N, conforme a literatura (Barbier et al., 1998; van Oosterwyck et al., 1998; Reis et al., 2002; Tada et al., 2003; Eskitascioglu et al., 2004; Chen et al., 2006; Lehmann et al.,

2006; Abu-Hammad et al., 2007), por ser o valor mais encontrado nos trabalhos desta natureza. No entanto, existem variações em relação aos valores de carregamento usados (Menicucci et al., 1998; Cardoso, Elias, 2001; Iplikçioğlu, Akça, 2002; Meijer et al., 2003; Alkan et al., 2004; Bozkaya et al., 2004; Eskitascioğlu et al., 2004; Sevimay et al., 2005; Simsek et al., 2006), o que está muito relacionado a etnia e aos hábitos alimentares da população estudada. Como exemplo, podemos citar os esquimós que têm uma força mastigatória muito superior ao da população ocidental, por se alimentarem de alimentos mais duros.

Cada sistema foi simulado com dois carregamentos na superfície oclusal do primeiro molar: um deles axial ao implante (figura 4) e outro oblíquo, com ângulo de 45° em relação ao implante (figura 5), no ponto médio da vertente triturante vestibular. Há de se considerar que este trabalho é limitado no que se refere aos carregamentos empregados, pois existem vários tipos de contatos oclusais além dos aplicados nos modelos simulados, no entanto, os contatos oclusais no ponto mais distal do cantilever é reconhecido na literatura como um dos mais desfavoráveis para a distribuição homogênea das tensões nos componentes de qualquer sistema de PT fixa mandibular (Misch, 2004). Com a aplicação das cargas axial e oblíqua (figuras 4 e 5) no primeiro molar, procurou-se simular uma das condições mais desfavoráveis no que se refere à distribuição das tensões geradas durante o ciclo mastigatório. Portanto, estas simulações se aproximaram muito das condições mais críticas que os implantes GT<sup>®</sup>, os componentes protéticos dos dois sistemas e o osso poderiam ser submetidos, tornando os resultados muito confiáveis sob o ponto de vista clínico.

Eskitascioğlu et al. (2004) avaliaram o efeito da aplicação de carga oclusal, em três localizações diferentes, na distribuição do estresse em uma PPF suportada por implantes mandibulares e no osso ao seu redor, utilizando-se o MEF.

Os carregamentos foram aplicados nos seguintes locais: a) extremidade da cúspide vestibular (300 N); b) extremidade da cúspide vestibular (150 N) e fossa distal (150 N); c) extremidade da cúspide vestibular (100 N), fossa distal (100 N) e fossa mesial (100 N). Para as condições de carga estudadas, a combinação ideal da carga vertical foi vista quando aplicada nas posições dois e três, o que reduziu os estresses dentro do osso. Neste caso, as tensões do tipo von Mises concentraram-se na estrutura e na superfície oclusal da PPF. Estes resultados serviram de referência neste estudo para se determinar o local de aplicação dos carregamentos na superfície oclusal do primeiro molar.

#### **6.4 Simplificações nos modelos**

Uma das simplificações do modelo foi a de se considerar um contato perfeito entre o implante e o osso, simulando uma condição de estabilidade primária mínima para o carregamento imediato dos implantes, na ordem de 40 N (Horiuchi et al., 2000). Certamente, esta não é a condição clínica real, onde muitas variáveis podem concorrer para a perda da estabilidade primária do implante, no entanto, pode-se considerar o modelo elaborado como muito próximo do real.

A geometria do molar teve uma simplificação na mesa oclusal em comparação com a anatomia real. Foi determinada uma inclinação de 30° das cúspides, simulando dentes artificiais utilizados em PTs. Esta inclinação reduzida na mesa oclusal dos dentes utilizados nas PTs tem como objetivo minimizar a transmissão de tensões ao rebordo alveolar, pela diminuição da força mastigatória e facilitar o procedimento de ajuste oclusal das PTs mucossuportadas, que geralmente

busca uma oclusão balanceada bilateralmente, a qual é mais facilmente alcançada quando a inclinação das cúspides é reduzida.

Moraes et al. (2002) avaliaram as tensões em diferentes desenhos de próteses sobre implantes por meio do MEF. Foram comparadas próteses sobre implantes osseointegrados mediante variação do ângulo de inclinação das cúspides e largura da mesa oclusal. A variação da inclinação das cúspides foi de 30 e 45 graus. Foram determinadas as tensões máximas para os componentes do sistema de prótese. A análise da variação do ângulo de inclinação das cúspides mostrou que a cúspide inclinada de 45 graus é mais crítica em relação à de 30 graus, no que se refere a distribuição de tensão aos diferentes componentes protéticos de uma coroa total unitária sobre implante. Verificou-se que o aumento da inclinação aumenta as tensões na coroa protética e no parafuso de ouro do abutment. Os resultados deste estudo ajudam a justificar a alteração feita na inclinação das cúspides do primeiro molar do modelo criado para análise pelo MEF.

Com relação ao implante, também foi realizada uma simplificação no que tange ao número de roscas, deixando lisa a superfície à partir da quinta rosca (Lehmann, 2005). Isto pode ser justificado a partir da teoria de elementos de máquinas, onde as tensões estão concentradas nas primeiras roscas. Esta solução permitiu reduzir consideravelmente o número de elementos. Daí, o modelo real apresentado na figura 6 foi simplificado pelo modelo apresentado na figura 7. Esta simplificação não trouxe variações significativas nos resultados, tendo em vista que estes mostraram que as tensões se concentraram praticamente no osso cortical quando comparado às tensões no osso medular, independentemente do tipo de sistema analisado e do tipo de carregamento (tabela 2). Estes resultados são confirmados por Abu-Hammad et al. (2000) que, utilizando análise pelo MEF 3D,

avaliaram o estresse na crista óssea ao redor do colo de implantes osseointegráveis e concluíram que os valores de estresse máximo no osso estavam concentrados superiormente no osso cortical, próximo aos implantes.

Cabe ainda ressaltar que foi necessária a remoção do segundo pré-molar nos modelos simulados, em função da extensão do cantilever das barras de ambos os sistemas, evitando assim que o primeiro molar ficasse desapoiado, o que é considerado um dos principais motivos de fraturas na resina de sustentação e do dente na região mais posterior das PTs implantossuportadas. Além disto, os dentes no modelo do sistema semi rígido (Barra Distal<sup>®</sup>) tiveram uma redução volumétrica na ordem de 20%, de forma a viabilizar o apoio destes em relação à barra propriamente dita. Isto porque a extensão da barra do sistema semi rígido (Barra Distal<sup>®</sup>) é inferior a da barra do sistema rígido (Neopronto<sup>®</sup>) e as posições dos implantes deveriam ser preservadas. Apesar desta redução volumétrica nos dentes, a parte referente à resina acrílica do modelo do sistema semi rígido não foi alterada em suas dimensões, o que assegurou a mesma altura ao conjunto nos dois sistemas, impedindo possíveis alterações nos resultados. Ainda, em relação a diferença da extensão do cantilever distal das barras dos dois sistemas, há de se considerar que a menor extensão da barra do sistema semi rígido pode ter interferido nos resultados, no que se refere às tensões transmitidas ao osso cortical em ambos os sistemas, pois, com a diminuição do cantilever distal da barra do sistema semi rígido, há também uma diminuição no braço de alavanca, o que pode ter diminuído a tensão transmitida ao osso cortical dos implantes mais distais.

Com relação aos resultados, a discussão foi limitada às tensões transmitidas no osso cortical nos dois sistemas e nos carregamentos axial e oblíquo, por se tratar do objetivo principal deste trabalho. Quando comparamos os resultados

dentro de cada sistema, observou-se que o carregamento oblíquo sempre resultou em maior tensão do tipo von Mises no osso cortical (gráfico 1). Isto é justificado pela inclinação da mesa oclusal e da força oblíqua aplicada, que gera um momento fletor maior comparado com o carregamento axial (Moraes et al., 2002). Cabe ainda ressaltar que, quando o carregamento oblíquo foi aplicado, quase toda tensão foi distribuída nos implantes mais distais, mostrando que este tipo de carregamento é o mais prejudicial a estes implantes, por absorverem maior tensão.

Barbier et al. (1998), em um experimento animal, avaliaram a influência de cargas oclusais axiais e não axiais no fenômeno de remodelamento ósseo, em torno de dois implantes, por meio do MEF. As condições de aplicação de carga axial e não axial foram simuladas em duas PPFs suportadas por dois implantes da marca IMZ™. Como conclusão principal, observou-se que os estresses compressivos horizontais estão associados com o remodelamento mais intenso do que os estresses verticais elásticos, especialmente no osso cortical. Esta conclusão está de acordo com os resultados deste trabalho no que se refere à tensão transmitida ao osso, que foi maior quando se aplicou o carregamento oblíquo. Além deste estudo, Abu-Hammad et al. (2000), utilizando análise pelo MEF 3D para avaliar o estresse na crista óssea ao redor do colo de implantes osseointegráveis, concluíram que o estresse foi cerca de dez vezes maior sob carga horizontal comparado com a carga vertical, o que também está de acordo com os resultados deste estudo.

Quando comparamos os resultados entre os sistemas, avaliamos duas situações distintas, com variáveis referentes ao tipo de carregamento: na primeira, analisamos os resultados do carregamento axial entre os dois sistemas e, na segunda, os resultados do carregamento oblíquo. O sistema rígido transmitiu maior tensão ao osso cortical comparado ao sistema semi rígido (gráfico 1). Além disto,

todos os outros componentes do modelo simulado do sistema semi rígido apresentaram menores valores de tensão do tipo von Mises (tabela 2). Estes resultados são explicados pelo fato da união entre os implantes ser realizada pela resina acrílica que, por ser um material com menor rigidez, portanto, mais elástico que o titânio grau dois usado na confecção da barra rígida (Neopronto<sup>®</sup>), minimiza o efeito do carregamento aplicado no primeiro molar sobre os outros componentes do sistema, incluindo o osso cortical. Estas afirmações são corroboradas por Ciftçi & Canay (2000), que, avaliando o efeito de diversos materiais utilizados na fabricação de supra estruturas para PPFs implantossuportadas na distribuição do estresse nos tecidos ao redor dos implantes, concluíram que materiais resinosos são benéficos na redução dos estresses suportados durante diferentes condições de aplicação de cargas, sendo a resina acrílica ou a resina composta modificada por vidro capazes de reduzir o estresse ósseo em 25% e 15%, respectivamente, em comparação à porcelana ou ao metal. No entanto, Stegaroiu et al. (1998), ao avaliarem a distribuição de estresse no osso, no implante e no abutment, quando uma liga de ouro, porcelana ou resina (acrílica ou composta) foi utilizada em uma PPF sobre implante de três elementos, por meio do MEF, concluíram que a ação protetora da resina para a interface implante e osso não pôde ser mostrada sob as condições deste estudo. Os resultados deste trabalho, os quais mostraram que a resina acrílica tem o potencial de absorver tensões por ser um material mais elástico e menos rígido, corroboram com os resultados do estudo de Ciftçi & Canay (2000).

Seguindo a linha de raciocínio de que um material com menor rigidez, como a resina acrílica, pode ajudar na distribuição das tensões geradas no sistema, pode-se recomendar que a barra do sistema rígido (Neopronto<sup>®</sup>) continue sendo fabricada em titânio grau dois e não em grau três, quatro ou cinco, não só pela maior

facilidade de desgaste, comparado aos outros graus citados acima, que geralmente é necessário na prática clínica, mas principalmente por apresentar menor resistência e rigidez que os graus três, quatro ou cinco (ASTM F67-00), o que ajuda no sentido de minimizar as tensões transmitidas ao osso cortical. Em outras palavras, os materiais menos rígidos, ou seja, de maior mobilidade, protegem o osso cortical por absorverem uma maior energia do carregamento aplicado.

Ainda, na avaliação dos resultados entre os sistemas, a segunda situação discutida refere-se aos resultados do carregamento oblíquo. O sistema rígido, nestas condições de carregamento, apresentou a maior tensão do tipo von Mises no osso cortical (tabela 2) comparado aos outros modelos. As razões para estes resultados são as mesmas descritas para os resultados de comparação entre os dois sistemas submetidos ao carregamento axial.

O sistema semi rígido sempre transmitiu menor tensão do tipo von Mises ao osso cortical, independentemente do tipo de carregamento (gráfico 1). Estes resultados justificam a indicação deste sistema para o carregamento imediato nas PTs implantossuportadas mandibulares, por transmitirem menores tensões para o osso cortical e, conseqüentemente, trazer menores riscos para a estabilidade secundária dos implantes submetidos a carga imediata.

Em ambos os sistemas, tanto no carregamento axial quanto no oblíquo, os valores de tensão máximos do tipo von Mises atingidos (Sistema rígido - Axial: 44.65 MPa / Oblíquo: 58.50 MPa e Sistema semi rígido - Axial: 28.10 MPa / Oblíquo: 40.61 MPa) foram sempre inferiores ao limite de escoamento máximo do osso cortical de 167 MPa, conforme descrito na literatura (Ciftçi, Canay, 2000). Portanto, ambos os sistemas são seguros, do ponto de vista clínico, para a aplicação de carga

imediate em mandíbulas edêntulas, nas condições simuladas. No entanto, é importante salientar, mais uma vez, que os resultados foram obtidos por meio de um modelo matemático, o qual pode não representar completamente a complexidade do campo biológico e, desta forma, dependendo de fatores locais e sistêmicos encontradas nos indivíduos submetidos a estas técnicas de reabilitação de mandíbulas edêntulas, um ou ambos os sistemas podem falhar.

Vários estudos comprovam a eficiência da reabilitação de mandíbulas edêntulas com PTs retidas por implantes com carregamento imediato, tanto com próteses consideradas provisórias, com infra estruturas semi rígidas não metálicas (Horiuchi et al., 2000; Cooper et al., 2002; Maló et al., 2003; Wolfinger et al., 2003; Misch et al., 2004; Thomé et al., 2006) quanto com PTs permanentes, com infra estruturas rígidas metálicas (Gatti et al., 2000; Petersson et al., 2001; Henry et al., 2003; Padovan et al., 2006; Vieira et al., 2006; Vasconcellos et al., 2006; van de Velde et al., 2007). Porém, cabe ressaltar que outras situações não foram previstas no modelo ou mesmo algumas simplificações que foram adotadas, indicando uma maior confiabilidade qualitativa do que quantitativa. Existe ainda uma grande variação de quadros clínicos conforme cada paciente, principalmente no que tange a qualidade óssea mandibular ou maxilar. Desta maneira, salienta-se que, apesar do modelo do sistema semi rígido ter transmitido menor tensão ao osso cortical, sob as condições simuladas, há de se considerar que estas variações clínicas podem interferir consideravelmente na manutenção de ambos os sistemas de reabilitação de mandíbulas edêntulas.

## 7 CONCLUSÃO

Após a realização das simulações pelo MEF, para avaliação das tensões máximas transmitidas ao osso cortical, nos sistemas de esplintagem rígida e semi rígida dos implantes, considerando as limitações deste estudo, parece lícito concluir que:

- a) a partir dos resultados obtidos nas simulações, nas condições de carregamento propostas, foi possível observar que a configuração que transmitiu maior tensão para o osso cortical foi a do sistema de esplintagem rígida dos implantes com carregamento oblíquo (58.50 MPa). Para todos os casos simulados, nenhum deles comprometeria a integridade do osso cortical, visto que o limite máximo atingido foi inferior ao preconizado na literatura (167 MPa);
- b) ao avaliar os resultados obtidos nas simulações para os dois tipos de carregamento, foi verificado que o carregamento oblíquo sempre transmitiu maior tensão para o osso cortical, comparado com o carregamento axial, independentemente do sistema analisado (Sistema rígido - Axial: 44.65 MPa / Oblíquo: 58.50 MPa e Sistema semi rígido - Axial: 28.10 MPa / Oblíquo: 40.61 MPa);
- c) o sistema rígido transmitiu maior tensão ao osso cortical que o sistema semi rígido, independente do tipo de carregamento. Porém, estes resultados foram obtidos por meio de um modelo matemático, o qual pode não representar completamente a complexidade do campo biológico.

## REFERÊNCIAS<sup>1</sup>

- Abu-Hammad OA, Harrison A, Williams D. The effect of a hydroxyapatite-reinforced polyethylene stress distributor in a dental implant on compressive stress levels in surrounding bone. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000 July-Aug;15(4):559-64.
- Abu-Hammad OA, Khraisat A, Dar-Odeh N, El-Maaytah M. Effect of dental implant cross-sectional design on cortical bone structure using finite element analysis. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2007 Dec;9(4):217-21.
- Akça K, Akkocaoglu M, Cömert A, Tekdemir I, Cehreli MC. Bone strains around immediately loaded implants supporting mandibular overdentures in human cadavers. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2007 Jan-Feb;22(1):101-9.
- Akça K, Iplikçioğlu H. Finite element stress analysis of the effect of short implant usage in place of cantilever extensions in mandibular posterior edentulism. *J Oral Rehabil*. 2002 Apr;29(4):350-6.
- Al-Abbas H, Al-Ajmi M, Pipko DJ. A positioning jig to verify the accuracy of implant abutments. *J Prosthet Dent*. 2002 Jan;87(1):115-6.
- Alkan I, Sertgöz A, Ekici B. Influence of occlusal forces on stress distribution in preloaded dental implant screws. *J Prosthet Dent*. 2004 Apr;91(4):319-25.
- Arany I. Numerical experiences of solving elasticity systems by pcg methods. *Comput Math Appl*. 2001 Oct;42(8):1025-33.
- Arataki T, Adachi Y, Kishi M. Two-dimensional finite element analysis of the influence of bridge design on stress distribution in bone tissues surrounding fixtures of osseointegrated implants in the lower molar region. *Bull Tokyo Dent Coll*. 1998 Aug;39(3):199-209.
- Assad AS, Hassan SA, Shawky YM, Badawy MM. Clinical and radiographic evaluation of implant-retained mandibular overdentures with immediate loading. *Implant Dent*. 2007 June;16(2):212-23.
- Attard NJ, Laporte A, Locker D, Zarb GA. A prospective study on immediate loading of implants with mandibular overdentures: patient-mediated and economic outcomes. *Int J Prosthodont*. 2006 Jan-Feb;19(1):67-73.
- Barbier L, Vander Sloten J, Krzesinski G, Schepers E, Van der Perre G. Finite element analysis of non-axial versus axial loading of oral implants in the mandible of the dog. *J Oral Rehabil*. 1998 Nov;25(11):847-58.
- Becker CM, Kaiser DA. Implant-retained cantilever fixed prosthesis: where and when. *J Prosthet Dent*. 2000 Oct;84(4):432-5.

---

<sup>1</sup> De acordo com o Manual de Normalização para Dissertações e Teses do Centro de Pós-Graduação CPO São Leopoldo Mandic, baseado no modelo Vancouver de 2007, e abreviaturas dos títulos de periódicos em conformidade com o Index Medicus.

Becker W, Becker BE, Huffstetler S. Early functional loading at 5 days for Brånemark implants placed into edentulous mandibles: a prospective, open-ended, longitudinal study. *J Periodontol*. 2003 May;74(5):695-702.

Bergendal T, Engquist B. Implant-supported overdentures: a longitudinal prospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1998 Mar-Apr;13(2):253-62.

Bonachela WCR, Orlato PH. Overdentures - das raízes aos implantes osseointegrados. *Planejamentos, Tendências e Inovações*. São Paulo: Santos; 2002.

Bozkaya D, Muftu S, Muftu A. Evaluation of load transfer characteristics of five different implants in compact bone at different load levels by finite elements analysis. *J Prosthet Dent*. 2004 Dec;92(6):523-30.

Brånemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindström J, Hallén O, Ohman A. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg Suppl*. 1977;16:1-132.

Brånemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindstrom J, Hallen O et al. Intraosseous implants. *Odontostomatol Implantoprotesi*. 1980 Jan-Feb;(1):24-5.

Brånemark PI, Skalak R. An in-vivo method for biomechanical characterization of bone-anchored implants. *Med Eng Phys*. 1998 Apr;20(3):216-9.

Brosky ME, Koriath TW, Hodges J. The anterior cantilever in the implant-supported screw-retained mandibular prosthesis. *J Prosthet Dent*. 2003 Mar;89(3):244-9.

Cardoso JM, Elias CN. Forças mastigatórias e de montagem aplicadas sobre sistemas de implantes dentários. In: *I Congresso da Sociedade de Biotecnologia*, 2001; nov 12-14; São Paulo. CD ROM.

Cehreli MC, Aslan Y, Sahin S. Bilaminar dual-purpose stent for placement of dental implants. *J Prosthet Dent*. 2000 July;84(1):55-8.

Cehreli MC, Caliş AC, Sahin S. A dual-purpose guide for optimum placement of dental implants. *J Prosthet Dent*. 2002 Dec;88(6):640-3.

Chen J, Lu X, Paydar N, Akay HU, Roberts WE. Mechanical simulation of the human mandible with and without an endosseous implant. *Med Eng Phys*. 1994 Jan;16(1):53-61.

Chen Q, Chen LL, Yu LY, Xiong HG. Three dimensional finite element stress analysis in the vertical fractured first premolar after bonding and replantation. *Shanghai Kou Qiang Yi Xue*. 2006 Apr;15(2):202-5.

Chiapasco M, Abati S, Romeo E, Vogel G. Implant-retained mandibular overdentures with Brånemark System MKII implants: a prospective comparative study between delayed and immediate loading. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2001 July-Aug;16(4):537-46.

Chiapasco M, Gatti C. Implant-retained mandibular overdentures with immediate loading: a 3- to 8-year prospective study on 328 implants. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2003;5(1):29-38.

- Ciftçi Y, Canay S. The effect of veneering materials on stress distribution in implant-supported fixed prosthetic restorations. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000 July-Aug;15(4):571-82.
- Clelland NL, Gilat A, McGlumphy EA, Brantley WA. A photoelastic and strain gauge analysis of angled abutments for an implant system. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1993;8(5):541-8.
- Cooper LF, De Kok IJ, Rojas-Vizcaya F, Pungpapong P, Chang SH. The immediate loading of dental implants. *Compend Contin Educ Dent*. 2007 Apr;28(4):216-26.
- Cooper LF, Rahman A, Moriarty J, Chaffee N, Sacco D. Immediate mandibular rehabilitation with endosseous implants: simultaneous extraction, implant placement, and loading. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2002 July-Aug;17(4):517-25.
- Craig Junior RR. *Mecânica dos materiais*. 2a ed. Rio de Janeiro: LTC; 2003.
- Cruz M, Reis CC, Mattos FF. Implant-induced expansion of atrophic ridges for the placement of implants. *J Prosthet Dent*. 2001 Apr;85(4):377-81.
- Darbar UR, Huggett R, Harrison A, Williams K. Finite element analysis of stress distribution at the tooth-denture base interface of acrylic resin teeth debonding from the denture base. *J Prosthet Dent*. 1995 Dec;74(6):591-4.
- Degidi M, Piattelli A, Iezzi G, Carinci F. Retrospective study of 200 immediately loaded implants retaining 50 mandibular overdentures. *Quintessence Int*. 2007 Apr;38(4):281-8.
- Drago CJ, Lazzara RJ. Immediate occlusal loading of Osseotite implants in mandibular edentulous patients: a prospective observational report with 18-month data. *J Prosthodont*. 2006 May-June;15(3):187-94.
- Ekelund JA, Lindquist LW, Carlsson GE, Jemt T. Implant treatment in the edentulous mandible: a prospective study on Brånemark system implants over more than 20 years. *Int J Prosthodont*. 2003 Nov-Dec;16(6):602-8.
- Elias CN, Lopes HP. *Materiais dentários - ensaios mecânicos*. São Paulo: Santos; 2007.
- Engstrand P, Gröndahl K, Ohnell LO, Nilsson P, Nannmark U, Brånemark PI. Prospective follow-up study of 95 patients with edentulous mandibles treated according to the Brånemark Novum concept. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2003;5(1):3-10.
- Engstrand P, Nannmark U, Mårtensson L, Galéus I, Brånemark PI. Brånemark Novum: prosthodontic and dental laboratory procedures for fabrication of a fixed prosthesis on the day of surgery. *Int J Prosthodont*. 2001 July-Aug;14(4):303-9.
- Eskitascioglu G, Usumez A, Sevimay M, Soykan E, Unsal E. The influence of occlusal loading location on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: A three-dimensional finite element study. *J Prosthet Dent*. 2004 Feb;91(2):144-50.

Ferreira LPC. Avaliação pelo método dos elementos finitos de cargas axiais aplicadas sobre implantes e componentes protéticos com diversas inclinações [dissertação]. Araraquara: Faculdade de Odontologia de Araraquara da Universidade Estadual Paulista; 2007. 122 p.

Gaggi A, Schultes G. Biomechanical properties in titanium implants with integrated maintenance free shock absorbing elements. *Biomaterials*. 2001 Nov;22(22):3061-6.

Ganeles J, Rosenberg MM, Holt RL, Reichman LH. Immediate loading of implants with fixed restorations in the completely edentulous mandible: report of 27 patients from a private practice. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2001 May-June;16(3):418-26.

Gatti C, Haefliger W, Chiapasco M. Implant-retained mandibular overdentures with immediate loading: a prospective study of ITI implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000 May-June;15(3):383-8.

Geng JP, Tan KB, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent*. 2001 June;85(6):585-98.

Gross MD, Nissan J. Stress distribution around maxillary implants in anatomic photoelastic models of varying geometry. Part II. *J Prosthet Dent*. 2001 May;85(5):450-4.

Haas SE. Implant-supported, long-span fixed partial denture for a scleroderma patient: a clinical report. *J Prosthet Dent*. 2002 Feb;87(2):136-9.

Hansson S, Werke M. The implant thread as a retention element in cortical bone: the effect of thread size and thread profile: a finite element study. *J Biomech*. 2003 Sept;36(9):1247-58.

Hatano N, Yamaguchi M, Suwa T, Watanabe K. A modified method of immediate loading using Brånemark implants in edentulous mandibles. *Odontology*. 2003 Sept;91(1):37-42.

Henry PJ, van Steenberghe D, Blombäck U, Polizzi G, Rosenberg R, Urgell JP et al. Prospective multicenter study on immediate rehabilitation of edentulous lower jaws according to the Brånemark Novum protocol. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2003;5(3):137-42.

Hermann C, Coró V, Bernardes SR, Bassi APF, Riesco Gonzáles M, Thomé G. Utilização da técnica do cilindro cimentado em prótese tipo protocolo sobre implantes de corpo único. *RGO*. 2007 abr-jun;55(2):209-12.

Himmlová L, Dostálová T, Kácovský A, Konvicková S. Influence of implant length and diameter on stress distribution: a finite element analysis. *J Prosthet Dent*. 2004 Jan;91(1):20-5.

Holmes DC, Loftus JT. Influence of bone quality on stress distribution for endosseous implants. *J Oral Implantol*. 1997;23(3):104-11.

Horiuchi K, Uchida H, Yamamoto K, Sugimura M. Immediate loading of Brånemark system implants following placement in edentulous patients: a clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000 Nov-Dec;15(6):824-30.

Hutton JE, Heath MR, Chai JY, Harnett J, Jemt T, Johns RB et al. Factors related to success and failure rates at 3-year follow-up in a multicenter study of overdentures supported by Brånemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1995 Jan-Feb;10(1):33-42.

İplikçioğlu H, Akça K. Comparative evaluation of the effect of diameter, length and number of implants supporting three-unit fixed partial prostheses on stress distribution in the bone. *J Dent*. 2002 Jan;30(1):41-6.

Jeon PD, Turley PK, Ting K. Three-dimensional finite element analysis of stress in the periodontal ligament of the maxillary first molar with simulated bone loss. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2001 May;119(5):498-504.

Juvinall RC. *Fundamentals of machine component design*. Nova York: John Wiley & Sons; 1983.

Kammeyer G, Proussaefs P, Lozada J. Conversion of a complete denture to a provisional implant-supported, screw-retained fixed prosthesis for immediate loading of a completely edentulous arch. *J Prosthet Dent*. 2002 May;87(5):473-6.

Kawai Y, Taylor JA. Effect of loading time on the success of complete mandibular titanium implant retained overdentures: a systematic review. *Clin Oral Implants Res*. 2007 Aug;18(4):399-408.

Kobayashi M, Tsuchiya Y, Kaneko T, Nakajima T. Finite element analysis of the stresses around endosseous implants in various reconstructed mandibular models. *J Craniomaxillofac Surg*. 2002 June;30(3):170-77.

Koriouth TW, Johann AR. Influence of mandibular superstructure shape on implant stresses during simulated posterior biting. *J Prosthet Dent*. 1999 July;82(1):67-72.

Kovács AF. Influence of the prosthetic restoration modality on bone loss around dental implants placed in vascularized iliac bone grafts for mandibular reconstruction. *Otolaryngol Head Neck Surg*. 2000 Nov;123(5):598-602.

Krug J, Mounajjed R. Two ways of immediate rehabilitation of edentulous mandible with dental implants and prostheses--critical view on Brånemark System Novum. *Acta Medica (Hradec Kralove)*. 2003;46(4):205-12.

Lavernia CJ, Cook SD, Weinstein AM, Klawitter JJ. An analysis of stresses in a dental implant system. *J Biomech*. 1981;14(8):555-60.

Lehmann RB, Elias CN, Gouvêa JP. Influence of the geometric shape of prosthesis on the stress distribution the dental implants. In: 18th International Congress of Mechanical Engineering, 2005 nov 6-11, Ouro Preto - MG. [S.l.: s.n]; 2005.

Lehmann RB, Elias CN, Gouvêa JP. Simulação do carregamento dos implantes dentária cônica. In: IV Seminário Brasileiro de Simulação Computacional na Engenharia, 2003 nov. 3-4, Rio de Janeiro-RJ. [S.l.: s.n]; 2003.

Lehmann RB, Elias CN, Gouvêa JP. Simulação tridimensional de implantes dentários unitários: comparação entre implante cônico e cilíndrico. In: Congresso Nacional de Engenharia Mecânica - CONEM. Belém, 2004. [S.l.: s.n]; 2004.

Lehmann RB, Lehamn MS, Elias CN, Gouvêa JP. Análise tridimensional de três implantes dentários cônicos interligados. In: IV Congresso Nacional de Engenharia Mecânica, 2006 ago. 22-25, Recife-PE. [S.l.: s.n]; 2006.

Lehmann RB. Simulação tridimensional para avaliação de tensões em implantes dentários pelo método de elementos finitos [tese]. Volta Redonda: Escola de Engenharia Industrial Metalúrgica de Volta Redonda da Universidade Federal Fluminense; 2005.

Lettry S, Seedhom BB, Berry E, Cuppone M. Quality assessment of the cortical bone of the human mandible. *Bone*. 2003 Jan;32(1):35-44.

Maló P, Rangert B, Nobre M. "All-on-Four" immediate-function concept with Brånemark System implants for completely edentulous mandibles: a retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2003;5(Suppl 1):2-9.

Martin N, Bell HK, Longman LP, King CM. Orofacial reaction to methacrylates in dental materials: a clinical report. *J Prosthet Dent*. 2003 Sept;90(3):225-7.

Martínez-González JM, Barona-Dorado C, Cano-Sánchez J, Fernández-Cáliz F, Sánchez-Turrión A. Evaluation of 80 implants subjected to immediate loading in edentulous mandibles after two years of follow-up. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2006 Mar;11(2):E165-70.

Meijer HJ, Raghoobar GM, van't Hof MA. Comparison of implant-retained mandibular overdentures and conventional complete dentures: a 10-year prospective study of clinical aspects and patient satisfaction. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2003 Nov-Dec;18(6):879-85.

Meijer HJ, Starmans FJ, Steen WH, Bosman F. A three-dimensional, finite-element analysis of bone around dental implants in an edentulous human mandible. *Arch Oral Biol*. 1993 June;38(6):491-6.

Melo ACM, Souza JR, Freitas MC, Bernardes SR, Vieira RA, Molinari ARDM et al. Avaliação da estabilidade de 44 implantes mandibulares submetidos à carga imediata por meio de análise da frequência de ressonância. *Braz Oral Res*. 2007;21(Suppl. 1):338. Pc 440.

Menicucci G, Lorenzetti M, Pera P, Preti G. Mandibular implant-retained overdenture: finite element analysis of two anchorage systems. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1998 May-June;13(3):369-76.

Merz BR, Hunenbart S, Belser UC. Mechanics of the implant-abutment connection: an 8-degree taper compared to a butt joint connection. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000 July-Aug;15(4):519-26.

Meyer U, Vollmer D, Runte C, Bourauel C, Joos U. Bone loading pattern around implants in average and atrophic edentulous maxillae: a finite-element analysis. *J Craniomaxillofac Surg*. 2001 Apr;29(2):100-5.

Misch CM. Immediate loading of definitive implants in the edentulous mandible using a fixed provisional prosthesis: The denture conversion technique. *J Oral Maxillofac Surg*. 2004 Sept;62(9 Suppl 2):106-15.

Misch CM. Use of the mandibular ramus as a donor site for onlay bone grafting. *J Oral Implantol.* 2000;26(1):42-9.

Moraes MCCSB, Moraes EJ, Elias CN. Análise das tensões em implantes osseointegrados por elementos finitos: variação da inclinação da cúspide e largura da mesa oclusal. *Rev Brás Implant.* 2002 abr-jun;8(2):21-6.

Nagasao T, Kobayashi M, Tsuchiya Y, Kaneko T, Nakajima T. Finite element analysis of the stresses around endosseous implants in various reconstructed mandibular models. *J Craniomaxillofac Surg.* 2002 June;30(3):170-77.

Nagasao T, Kobayashi M, Tsuchiya Y, Kaneko T, Nakajima T. Finite element analysis of the stresses around fixtures in various reconstructed mandibular models--part II (effect of horizontal load). *J Craniomaxillofac Surg.* 2003 June;31(3):168-75.

Nary Filho H, Francischone CE, Duarte LR, Peredo LG, Branemark PI. Reabilitação de maxila atrófica utilizando 4 fixações zigomáticas em sistema de carga imediata - relato de um caso clínico. *Implant News.* 2004;1(1):32-44.

Nary Filho H, Francischone Junior CE, Cunha HA, Francischone CE, Sartori IAM, Nary PE. Sistema IOL de prótese provisória em protocolo inferior com carga imediata. Relato de caso clinic. *ImplantNews.* 2004 maio-jun;1(3):209-16.

Natali AN, Meroi EA, Williams KR, Calabrese L. Investigation of the integration process of dental implants by means of a numerical analysis of dynamic response. *Dent Mater.* 1997 Sept;13(5):325-32.

Natali AN, Pavan PG, Ruggero AL. Analysis of bone-implant interaction phenomena by using a numerical approach. *Clin Oral Implants Res.* 2006 Feb;17(1):67-74.

Nkenke E, Fenner M. Indications for immediate loading of implants and implant success. *Clin Oral Implants Res.* 2006 Oct;17(Suppl 2):19-34.

Oliveira GS, Seraidarian PI, Landre Junior J, Oliveira DD, Cavalcanti BN. Tooth displacement due to occlusal contacts: a three-dimensional finite element study. *J Oral Rehabil.* 2006 Dec;33(12):874-80.

Ortigosa EM, Romero LF, Ramos JI. Parallel scheduling of the PCG method for banded matrices arising from FDM/FEM. *J Parallel Distrib Comput.* 2003;63:1243-56.

Padovan LEM, Ayub EA, Batista JG, Thomé G, Munerato MS. Neopronto: um novo protocolo para reabilitação oral com implantes em carga imediata na mandíbula. Relato de caso. *Rev ABO Nac.* 2006 fev-mar;14(1):25-30.

Parel SM, Ruff SL, Triplett RG, Schow SR. Bone reduction surgical guide for the Novum implant procedure: technical note. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2002 Sept-Oct;17(5):715-9.

Parel SM, Triplett RG. Rescue procedure for the Brånemark Novum protocol. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2004 May-June;19(3):421-4.

Petersson A, Rangert B, Randow K, Ericsson I. Marginal bone resorption at different treatment concepts using Brånemark dental implants in anterior mandibles. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2001;3(3):142-7.

Pietrabissa R, Gionso L, Quaglini V, Di Martino E, Simion M. An in vitro study on compensation of mismatch of screw versus cement-retained implant supported fixed prostheses. *Clin Oral Implants Res*. 2000 Oct;11(5):448-57.

Popper HA, Popper MJ, Popper JP. The Brånemark Novum protocol: description of the treatment procedure and a clinical pilot study of 11 cases. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2003 Oct;23(5):459-65.

Reina JM, García-Aznar JM, Domínguez J, Doblaré M. Numerical estimation of bone density and elastic constants distribution in a human mandible. *J Biomech*. 2007;40(4):828-36.

Reis TCA, Reis CN, Elias E, Gouvêa JP. Análise de tensões elásticas em implantes dentários pelo método de elementos finitos. *Rev Matéria [periódico na internet]*. 2002 [citado 2007 dez 13]; 7(2) [cerca de 3 p.]. Disponível em: <http://www.materia.coppe.ufrj.br/sarra/artigos/artigo10058/>.

Rieger MR, Fareed K, Adams WK, Tanquist RA. Bone stress distribution for three endosseous implants. *J Prosthet Dent*. 1989 Feb;61(2):223-8.

Rieger MR, Mayberry M, Brose MO. Finite element analysis of six endosseous implants. *J Prosthet Dent*. 1990 June;63(6):671-6.

Rodríguez AH, Morgano SM, Guimarães MM, Ankly R. Laboratory-processed acrylic resin provisional restoration with cast metal substructure for immediately loaded implants. *J Prosthet Dent*. 2003 Dec;90(6):600-4.

Romanos GE, Johansson CB. Immediate loading with complete implant-supported restorations in an edentulous heavy smoker: histologic and histomorphometric analyses. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2005 Mar-Apr;20(2):282-90.

Romanos GE, Nentwig GH. Immediate versus delayed functional loading of implants in the posterior mandible: a 2-year prospective clinical study of 12 consecutive cases. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2006 Oct;26(5):459-69.

Rubo JH, Souza EAC. Métodos computacionais aplicados à bioengenharia: solução de problemas de carregamento em próteses sobre implantes. *Rev Facul Odontol Bauru*. 2001;9:97-103.

Sadowsky SJ, Caputo AA. Effect of anchorage systems and extension base contact on load transfer with mandibular implant-retained overdentures. *J Prosthet Dent*. 2000 Sept;84(3):327-34.

Sadowsky SJ. Mandibular implant-retained overdentures: a literature review. *J Prosthet Dent*. 2001 Nov;86(5):468-73.

Sahin S, Akagawa Y, Wadamoto M, Sato Y. The three-dimensional bone interface of an osseointegrated implant. II: A morphometric evaluation after three months of loading. *J Prosthet Dent*. 1996 Aug;76(2):176.

Sahin S, Cehreli MC, Yalçın E. The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses - a review. *J Dent*. 2002 Sept-Nov;30(7-8):271-82.

Sevimay M, Turhan F, Kiliçarslan MA, Eskitascioglu G. Three-dimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on stress distribution in an implant-supported crown. *J Prosthet Dent.* 2005 Mar;93(3):227-34.

Shigley JE, Mischke CR. *Mechanical engineering design.* Nova York. McGraw-Hill Book Co., 1989.

Shikinami Y, Kawarada H. Potential application of a triaxial three-dimensional fabric (3-DF) as an implant. *Biomaterials.* 1998 Apr-May;19(7-9):617-35.

Simşek B, Erkmén E, Yilmaz D, Eser A. Effects of different inter-implant distances on the stress distribution around endosseous implants in posterior mandible: a 3D finite element analysis. *Med Eng Phys.* 2006 Apr;28(3):199-213.

Soo S, Palmer R, Curtis RV. Measurement of the setting and thermal expansion of dental investments used for the superplastic forming of dental implant superstructures. *Dent Mater.* 2001 May;17(3):247-52.

Stegaroiu R, Sato T, Kusakari H, Miyakawa O. Influence of restoration type on stress distribution in bone around implants: a three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1998 Jan-Feb;13(1):82-90.

Stegaroiu R, Kusakari I, Nishiyama S, Miyakawa O. Influence of prosthesis material on stress distribution in bone and Implant: a 3-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1998 Jan-Feb;13(1):781-90.

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.* 2003 May-June;18(3):357-68.

Tarnow DP, Emtiaz S, Classi A. Immediate loading of threaded implants at stage 1 surgery in edentulous arches: ten consecutive case reports with 1- to 5-year data. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1997 May-June;12(3):319-24.

Telles D, Hollweg H, Castellucci L. *Prótese total convencional e sobre implantes.* São Paulo: Santos; 2003.

Testori T, Del Fabbro M, Szmukler-Moncler S, Francetti L, Weinstein RL. Immediate occlusal loading of Osseotite implants in the completely edentulous mandible. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2003 July-Aug;18(4):544-51.

Thomé G, Hermann C, Melo AC, Molinari ADM, Vieira RA, Ponzoni D. Utilização da técnica da barra distal em mandíbulas edêntulas com carga imediata. *RGO* 2006 abr-jun;54(2):165-8.

Thomé G, Molinari AR, Melo AC. Carga Imediata em mandíbula edêntula: uma alternativa reabilitadora com barras pré-fabricadas. Descrição da técnica e caso clínico. *ImplantNews* 2004 jul-ago;1(4):303-11.

Turkyilmaz I, Tözüm TF, Tümer C, Ozbek EN. A 2-year clinical report of patients treated with two loading protocols for mandibular overdentures: early versus conventional loading. *J Periodontol.* 2006 Dec;77(12):1998-2004.

Uribe R, Peñarocha M, Balagner J, Fulgueiras N. Carga imediata en implantología oral. Situación actual. *Med Oral P'dtol Oral Cir Bucal.* 2005;10(Supp12):E143-53.

Van de Velde T, Collaert B, Bruyn H. Immediate loading in the completely edentulous mandible: technical procedure and clinical results up to 3 years of functional loading. *Clin Oral Implants Res.* 2007 June;18(3):295-303.

Van de Velde T, Collaert B, De Bruyn H. Immediate loading in the completely edentulous mandible: technical procedure and clinical results up to 3 years of functional loading. *Clin Oral Implants Res.* 2007 June;18(3):295-303.

Van Oosterwyck H, Duyck J, Vander Sloten J, Van der Perre G, De Cooman M, Lievens S, Puers R, Naert I. The influence of bone mechanical properties and implant fixation upon bone loading around oral implants. *Clin Oral Implants Res.* 1998 Dec;9(6):407-18.

Vasconcellos DK, Bottino MA, Saad PA, Faloppa F. A new device in immediately loaded implant treatment in the edentulous mandible. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2006 July-Aug;21(4):615-22.

Veronese RM, Visioli A, Herrera E, Hasse PN. Prótese total inferior implanto-suportada com carga imediata - protocolo cirúrgico e protético. *ImplantNews* 2005 jan-fev;2(2):63-8.

Vieira RA, Souza JR, Thomé G, Melo ACM, Sartori IAM. Neopronto: reabilitação de mandíbulas edêntulas com barras pré-fabricadas. *RGO.* 2006 set-out;54(3):254-60.

Wadamoto M, Akagawa Y, Sato Y, Kubo T. The three-dimensional bone interface of an osseointegrated implant. I: A morphometric evaluation in initial healing. *J Prosthet Dent.* 1996 Aug;76(2):170-5.

Watanabe F, Hata Y, Mataga I, Yoshie S. Retrieval and replacement of a malpositioned dental implant: a clinical report. *J Prosthet Dent.* 2002 Sept;88(3):255-8.

Weinstein AM, Klawitter JJ, Anand SC, Schuessler R. Stress analysis of porous rooted dental implants. *Implantologist.* 1977 Mar;1(2):104-9.

Williams KR, Williams AD. Impulse response of a dental implant in bone by numerical analysis. *Biomaterials.* 1997 May;18(10):715-9.

Wolfinger GJ, Balshi TJ, Rangert B. Immediate functional loading of Brånemark system implants in edentulous mandibles: clinical report of the results of developmental and simplified protocols. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2003 Mar-Apr;18(2):250-7.

Yokoyama K, Ichikawa T, Murakami H, Miyamoto Y, Asaoka K. Fracture mechanisms of retrieved titanium screw thread in dental implant. *Biomaterials.* 2002 June;23(12):2459-65.

Zahavi E. The finite element method in machine design. New Jersey: Prentice-Hall; 1992.

## ANEXO A - FOLHA DE APROVAÇÃO DO COMITÊ DE ÉTICA



### Dispensa de Submissão ao CEP

Campinas, 18 de Dezembro de 2006.

Ao

C. D. Marcelo Fontes Teixeira

Curso: Mestrado em Implantodontia

Prezado (a) Aluno (a):

O projeto de sua autoria “Análise de tensões por elementos finitos nos sistemas Neopronto® e Barra Distal®”.

Orientado (a) pelo (a) Professor (a) Dr.(a) Saturnino ap. Ramalho.

Entregue na Secretaria de Pós-graduação do C.P.O. São Leopoldo Mandic, no dia 14/11/2006 com número de protocolo nº06/434 NÃO SERÁ SUBMETIDO AO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA, instituído nesta Universidade de acordo com a resolução 196/1.996 do CNS – Ministério da Saúde, por tratar-se exclusivamente de pesquisa laboratorial, sem envolvimento de seres humanos ou animais.

Cordialmente

Prof. Dr. Thomaz Wassall  
Coordenador de Pós-Graduação