

UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS  
Curso de Pós-Graduação em Engenharia Metalúrgica e de Minas

Dissertação de Mestrado

**“Análise Numérica da Resposta de Implantes  
Odontológicos com Abutment de Liga Superelástica”**

Autor: Luiz Felipe Cardoso Lehman  
Orientador: Prof. Vicente Tadeu Lopes Buono

Abril 2006

UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS  
Curso de Pós-Graduação em Engenharia Metalúrgica e de Minas

Luiz Felipe Cardoso Lehman

“ANÁLISE NUMÉRICA DA RESPOSTA DE IMPLANTES  
ODONTOLÓGICOS COM ABUTMENT DE LIGA SUPERELÁSTICA”

Dissertação de Mestrado apresentada ao Curso de Pós-  
Graduação em Engenharia Metalúrgica e de Minas da  
Universidade Federal de Minas Gerais

Área de Concentração: Ciência e Engenharia de Materiais

Orientador: Vicente Tadeu Lopes Buono

Belo Horizonte  
Escola de Engenharia da UFMG

2006

À minha esposa, Cristiane,  
e minha filha Catarina, minha família.

**AGRADECIMENTOS:**

O autor agradece a todos aqueles que, direta ou indiretamente, colaboraram na preparação deste trabalho e, em particular:

Ao Professor Estevam Barbosa Las Casas, ao Professor Vicente Tadeu Lopes Buono, à Anália Andere Pedra pela ajuda importante para a realização desse estudo. Ao Professor Paulo Roberto Cetlin pelo auxílio no amadurecimento dessa idéia.

**Resumo**

Cargas excessivas sobre implantes dentários podem levar à diminuição da crista marginal através de reabsorções ósseas ou a quebras de componentes do sistema osso-implante. A redução da transmissão dos impactos mastigatórios ao osso adjacente ao implante é um desafio para o desenvolvimento de novos materiais para essa aplicação. Através de simulações pelo método de elementos finitos, pode-se estudar as tensões produzidas pelas cargas no osso alveolar. Este trabalho teve como objetivo fazer uma análise não-linear de um modelo de abutment confeccionado de liga NiTi superelástica, utilizando o programa ANSYS versão 9.0, e simular o efeito de cargas mastigatórias. Em particular, avalia-se a transmissão das forças ao implante e conseqüentemente ao osso adjacente, visando quantificar a absorção de energia pelo material. A dissipação de energia no implante pode funcionar como um sistema de segurança do mesmo, prevenindo a quebra de componentes e diminuindo a perda da crista óssea marginal. Estudos dinâmicos devem ser realizados para analisar o comportamento cíclico do NiTi frente aos impactos mastigatórios.

Palavras chave: elementos finitos, implantes dentários, ligas NiTi, superelasticidade.

**Abstract**

Excessive loads over dental implants can cause marginal crest decrease through bone reabsorption or collapse of the components of the bone-implant system. The transmission reduction of the masticatory impacts to the bone adjacent to the dental implant is a challenge in the development of new materials for this application. Through simulations with finite element analysis, the stresses produced by loads on the alveolar bone can be studied. This work had the goal to make a non-linear analysis of an abutment model, made of a superelastic alloy, for an implant using ANSYS version 9.0, and simulate the effect of the masticatory loads. Particularly, this study discuss loads transmission to the implant and consequently to the surrounding bone, aiming at evaluate the energy absorption by the material. Energy dissipation on the implant can work like a security system, helping to avoid the collapse of the components and diminishing the marginal crestal bone losses. Dynamic studies must be due to analyze the cyclic behavior of the NiTi under masticatory impacts.

Key words: dental implants, finite element analysis, NiTi alloys, superelasticity.

## Sumário

Dedicatória.....	ii
Agradecimentos.....	iii
Resumo.....	iv
Abstract.....	v
Sumário.....	vi
Lista de figuras.....	vii
Lista de tabelas.....	ix
<b>1. Introdução .....</b>	<b>01</b>
<b>2. Objetivos.....</b>	<b>03</b>
<b>3. Revisão de literatura .....</b>	<b>04</b>
<b>3.1 Pequeno histórico dos implantes osseointegrados.....</b>	<b>04</b>
<b>3.2 Mastigação.....</b>	<b>05</b>
<b>3.3 Componentes do sistema osso-implante.....</b>	<b>07</b>
<b>3.4 Fatores que causam perda de implantes.....</b>	<b>10</b>
<b>3.5 Estudos mecânicos do complexo osso-implante.....</b>	<b>15</b>
<b>3.6 Elementos finitos e suas aplicações.....</b>	<b>16</b>
<b>3.7 Análise de cargas mastigatórias transmitidas para o complexo osso-implante.....</b>	<b>18</b>
<b>3.8 Influência das forças funcionais na biomecânica de próteses implantossuportadas.....</b>	<b>21</b>
<b>3.9 Materiais superelásticos.....</b>	<b>25</b>
<b>4. Materiais e métodos.....</b>	<b>31</b>
<b>4.1 Modelo do sistema osso-implante.....</b>	<b>31</b>
<b>4.2 Características dos materiais.....</b>	<b>33</b>
<b>4.3 Cargas aplicadas.....</b>	<b>33</b>
<b>4.4 Medidas de energia.....</b>	<b>34</b>
<b>5. Resultados e discussão.....</b>	<b>35</b>
<b>5.1 Geometria.....</b>	<b>35</b>
<b>5.2 Carga vertical.....</b>	<b>42</b>
<b>6. Conclusões.....</b>	<b>53</b>
<b>7. Relevância dos resultados.....</b>	<b>54</b>
<b>8. Sugestões para trabalhos futuros.....</b>	<b>55</b>
<b>9. Referências bibliográficas.....</b>	<b>56</b>

## Lista de Figuras

Figura 3.1- Componentes do sistema osso-implante – (i)-Pino de implante, (a) abutment, (g) parafuso do abutment, (OL,LL,AL) cargas oclusais oblíquas, longitudinais e axiais respectivamente.....	08
Figura 3.2- Implante estudado por Gaggl e Schultes.....	20
Figura 3.3 –Modelo de mandíbula para análise de elementos finitos.....	24
Figura 3.4 – Transformação de fase do NiTi com memória de forma.....	26
Figura 3.5 – Efeito superelástico de uma liga NiTi após 42% de trabalho resfriado seguido de 30 minutos de recozimento.....	26
Figura 5.1 – Forma do abutment com a malha de elementos formada.....	35
Figura 5.2 – Implante com a malha de elementos já posicionada.....	36
Figura 5.3 – Copping de CoCr com a malha de elementos posicionada.....	37
Figura 5.4 – Osso medular com a malha de elementos posicionada.....	38
Figura 5.5 – Osso cortical com a malha de elementos posicionada.....	39
Figura 5.6 - Sistema osso implante. ....	40
Figura 5.7 - Pontos onde foram observadas as tensões no osso cortical, na interface osso-implante, onde X e Z são os eixos e o eixo Y está perpendicular à figura. ....	41
Figura 5.8 – Modelo do abutment mostrando os pontos de tensão equivalente.....	42
Figura 5.9 – Curva tensão deformação do ciclo de carregamento e descarregamento do sistema.....	43
Figura 5.10 – Tensões máximas mostradas no osso cortical com abutment de NiTi.....	44
Figura 5.11 – Tensões mínimas relativas ao osso cortical com abutment de NiTi.....	45
Figura 5.12 – Tensões máximas mostradas no osso cortical com abutment de Ti.....	46
Figura 5.13 – Tensões mínimas relativas ao osso cortical com abutment de Ti.....	47
Figura 5.14 – Curva tensão-deformação durante o carregamento no abutment de NiTi.....	49
Figura 5.15 – Curva tensão-deformação para o descarregamento no abutment de NiTi.....	49
Figura 5.16 – Ciclo completo de carregamento e descarregamento do sistema.....	50
Figura 5.17 – Curva força x deslocamento no nó de aplicação de carga no abutment de Ti, na fase de carregamento.....	51
Figura 5.18 – Curva força x deslocamento no nó de aplicação de carga no abutment de Ti, na fase de descarregamento.....	51

Figura 5.19 – Curva força x deslocamento no nó de aplicação de carga no abutment de Ti, na fase de carregamento e descarregamento.....51

**Lista de Tabelas**

Tabela 3.1 – Cargas mastigatórias utilizadas na literatura.....	06
Tabela 3.2– Configurações analisadas de próteses parciais suportadas por implantes.....	24
Tabela 3.3- Propriedades elásticas utilizadas na análise.....	25
Tabela 4.1 – Características físicas dos materiais do sistema.....	33
Tabela 5.1 – Tensões máximas e mínimas nos pontos do perímetro cervical. Valores negativos são de compressão e positivos de tração.....	48

## **1. Introdução**

Implantes dentários vêm sendo utilizados largamente na odontologia para reabilitar pacientes de maneira mais confortável e estável. Esse tipo de artefato é o substituto da raiz dentária, sendo usualmente confeccionado de titânio comercialmente puro. O pino de implante é instalado no leito ósseo através de um procedimento cirúrgico. Após esse procedimento, uma prótese é confeccionada por cima desse pino. O advento dos implantes osseointegrados trouxe várias soluções para a odontologia, mas também algumas preocupações. Para uma previsibilidade do tratamento utilizando implantes dentários todos os fatores que possam levar a uma falha biomecânica devem ser minimizados. Sobrecarga no sistema osso-implante pode levar a reabsorções ósseas indesejadas ou até a fraturas de componentes desse delicado sistema.

Dentes naturais são envolvidos por um tecido conjuntivo denominado ligamento periodontal. Esse ligamento é constituído por fibras colágenas, proprioceptores, nervos e vasos sanguíneos e linfáticos. Quando uma carga é aplicada sobre os dentes, tem-se um amortecimento natural do ligamento periodontal, que é também responsável pela paralisação da mastigação quando algum objeto muito duro é entreposto entre os dentes (proprioceptores). Já as forças aplicadas sobre os implantes durante a mastigação ou durante uma parafunção são transmitidas diretamente para o leito ósseo sem a proteção de um ligamento periodontal.

No ato da mastigação tem-se vários alimentos de várias consistências diferentes, bem como vários padrões musculares para cada indivíduo. Quando o padrão muscular é hipertrófico com um alimento de consistência muito dura em um ponto de pequena área, ocorre uma alta concentração de tensões. O desenvolvimento de um sistema de segurança para que seja difícil a quebra de componentes dos implantes dentários com essa alta concentração de tensões é, pois, de importância fundamental. O uso de ligas superelásticas como componente desse sistema pode levar a uma satisfatória absorção de energia que irá preservar todo o sistema osso implante.

Método de elementos finitos é uma ferramenta adequada para analisar a dissipação de energia em sistemas mecânicos, por se tratar de uma técnica não invasiva de simulação numérica. Sua aplicação envolve a modelagem de um corpo através da divisão em um sistema equivalente de corpos menores ou elementos, interconectados a pontos comuns, linhas divisórias e superfícies, formando a chamada malha. A formulação do problema resulta em um sistema de equações algébricas, cuja soluções simultâneas produz resultados aproximados para todo o sistema.

Neste trabalho foi modelado um sistema implante-osso utilizando elementos finitos, para medida e direcionamento da distribuição das cargas oclusais. Foi idealizado um modelo onde a liga do abutment do pino de implante foi alterada e comparada com o metal utilizado atualmente no mercado. A perda de energia do sistema foi mensurada através de uma relação entre a força aplicada e o deslocamento decorrente dessa força.

## **2. Objetivos**

O objetivo deste trabalho será desenvolver um modelo, em três dimensões, de implante e o osso adjacente utilizando o programa ANSYS versão 9.0 (ANSYS, Inc., 275 Technology Drive, Canonsburg, PA 15317) e analisar esse modelo quantificando a energia dissipada no sistema pela medição da área do loop feito pela liga na curva tensão deformação (Fugazza, 2003). A medição de absorção de energia pelo sistema será a diferença da energia transmitida para o sistema no carregamento com a energia necessária para o descarregamento do sistema. Com isso será simulado o efeito de cargas axiais em sua transmissão ao osso adjacente ao implante. Será avaliado o efeito da dissipação de energia do material utilizado na confecção de abutments de implantes em consequência das forças aplicadas.

### **3. Revisão Bibliográfica**

#### **3.1 Pequeno Histórico dos Implantes Osseointegrados**

O ortopedista sueco Per-Ingvar Brånemark estudava em seu Doutorado a circulação sanguínea no osso da medula óssea, pois na época havia pouca informação sobre a produção de novas células sanguíneas. Ele desejava determinar o potencial de cicatrização e a interação entre osso-medula e sangue, de forma a estabelecer uma relação entre cicatrização e fenômenos que ocorriam na medula óssea, após uma lesão.

Para alcançar seu objetivo, desenhou uma pequena câmara de observação inserida cirurgicamente em tíbia de coelhos para estudar o fluxo sanguíneo ósseo. Alguns pesquisadores ingleses já haviam usado esse dispositivo confeccionado em tântalo, mas no pós-guerra não havia a facilidade de encontrar esse metal na Europa. Um metal utilizado na indústria nuclear russa, o titânio, foi apresentado como opção ao professor Brånemark pelo cirurgião ortopédico Hans Emneus, em Lund, Suécia, que estudava diferentes metais empregados para prótese da articulação do quadril. Daí em diante Brånemark começou a utilizar o titânio comercialmente puro para a confecção de sua câmara de observação.

Quando Brånemark inseria as suas câmaras de observação nas tíbias de coelhos ele utilizava um procedimento cirúrgico delicado para provocar o mínimo trauma possível nas estruturas que seriam observadas, pois acreditava que o osso apresentava pequena capacidade de reparação, tais como outros tecidos do organismo, como o cérebro e os olhos. Alguns meses após a instalação dessas câmaras, ele observou que elas se tornavam parte integral da tíbia da cobaia e assim não podiam ser utilizadas novamente, aumentando assim os custos de seu experimento.

Esses estudos continuaram e o próximo passo foi avaliar o fluxo sanguíneo em 17 voluntários humanos. Esse estudo forneceu dois dados importantes sobre o titânio:

1. o metal se integrava ao osso vivo e era reconhecido por esse como parte de sua estrutura,
2. era bem aceito pelos tecidos moles, não provocando inflamação que poderia levar à rejeição.

Na Universidade de Gotemburgo, Brånemark conheceu o engenheiro Viktor Kuikka, que foi um dos responsáveis do desenvolvimento de componentes cirúrgicos e protéticos necessários para o desenvolvimento da osseointegração.

Em 1965, Gösta Larsson foi o primeiro voluntário a participar dos estudos iniciais. Ele tinha perdido todos os dentes da mandíbula aos 34 anos, apresentava fissura palatina, mandíbula e queixo deformados, sofria constantemente com dores, tinha dificuldades para se alimentar e falar. Foram colocados quatro implantes em sua mandíbula que serviram para fixar uma prótese total inferior suportada pelos implantes. Após o procedimento Larsson passou a mastigar, comer, falar melhor. Ainda hoje ele possui esses quatro implantes em sua boca.

### **3.2 Mastigação**

A mastigação é muito importante para definirmos as cargas que devem ser aplicadas aos modelos de elementos finitos. Existem várias cargas diferentes na literatura, pois a consistência dos alimentos e o padrão muscular de cada indivíduo são muito variáveis.

A literatura de experimentos de implantes dentários pelo método de elementos finitos demonstra vários tipos de cargas e com diferentes direções e combinações de forças. A tabela a seguir mostra um resumo das cargas utilizadas em alguns trabalhos de simulação de elementos finitos.

Tabela 3.1 – Cargas mastigatórias utilizadas na literatura.

Autores	Forças (Newtons)		
	Vertical	Oblíqua	Horizontal
Aklan, et al. (2004)	35	70	10
Germany et al. (2004)	35	70 (ângulo de 15°)	
Bozhaya et al. (2004)	2500	Momento 4000 N.mm	500
Sevimay, et al. (2005)	Duas de 150		
Koca et al. (2005)	Duas de 150		

Aklan et al. (2004) simularam três modelos diferentes de implantes restaurados por uma coroa de um dente pré-molar onde as cargas foram aplicadas nos sentidos vertical, oblíquo e horizontal. Germany et al. (2004) utilizaram-se de um carregamento e um modelo com três tipos de combinação de implantes de diferentes diâmetros e número de pinos. Não foi aplicada carga horizontal as forças foram posicionadas em uma direção vertical e em uma direção oblíqua fazendo um ângulo de 15° em relação ao eixo vertical da primeira força.

Bozhaya et al. (2004) simularam cargas verticais e horizontais bem elevadas em cinco modelos diferentes de implantes. A análise objetivava a medição de cargas na região cervical dos implantes. O momento resultante das forças alcançou o seu valor máximo em 4000 N.mm.

Servimay et al. (2005) e Koca et al. (2005) simularam cargas verticais somente no sentido vertical. As coroas dos implantes eram de pré molares. As cargas de 300N foram separadas em duas cargas de 150N cada. A diferença desses trabalhos foi que Servimay et al. (2005) utilizaram um implante de pré-molar inferior e Koca et al. (2005) simulou um implante de pré-molar em região de seio maxilar.

Diferentes consistências de alimentos também influenciam nas cargas aplicadas sobre os implantes dentários.

## **Parafunção**

A parafunção é o uso desnecessário do sistema mastigatório causando fadiga nesse sistema. Ela pode estar associada a momentos diurnos como também com momentos noturnos. A força aplicada a esse sistema pela musculatura, geralmente está muito acima do que esse sistema está preparado para receber. Isso pode ocasionar fraturas dentárias, desgastes excessivos nos dentes e quebra de próteses dentárias incluindo implantes.

A atividade parafuncional durante o dia consiste do aperto e do ranger dos dentes como também de outros hábitos que a pessoa faz sem perceber como morder a bochecha e a língua, chupar o dedo, hábitos incorretos de postura, e outras atividades relacionadas com a ocupação como morder lápis, alfinetes ou unha ou apoiar objetos sob o queixo (um telefone ou violino).

A atividade parafuncional durante o sono é muito comum e parece se dividir em episódios unitários (chamados de aperto) e contrações rítmicas (chamadas de bruxismo). Em muitos pacientes ocorrem juntas e são difíceis de separar. Por essa razão o aperto dos dentes e o bruxismo são chamados de bruxismo somente.

### **3.3 Componentes do Sistema Osso-Implante**

O sistema osso-implante é composto por (fig. 3.1):

- Osso de suporte (osso cortical e osso medular),
- Pino de implante (i),
- Componente protético (abutment [a] e parafuso do abutment [g]),
- Prótese implanto-suportada (coroa mais o coping),
- Cargas oclusais (transversais [OL], longitudinais [LL] e axiais [AL]).

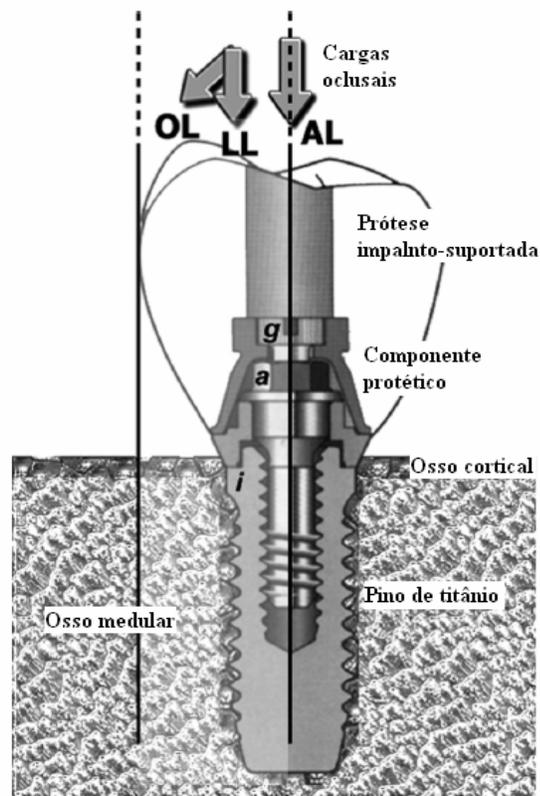


Figura 3.1- Componentes do sistema osso-implante – (i)-Pino de implante, (a) abutment, (g) parafuso do abutment, (OL,LL,AL) cargas oclusais oblíquas, longitudinais e axiais respectivamente.

O leito ósseo onde o implante dentário é instalado será o osso de suporte do sistema. Esse osso é dividido em duas partes:

- Osso medular,
- Osso cortical.

O osso medular é a camada mais interna e têm a característica de ser uma estrutura esponjosa com baixa resistência mecânica. Nessa região são encontrados grande número

de vasos sanguíneos e linfáticos, nervos e células da chamada medula óssea. Por não ter propriedades mecânicas favoráveis, esse tipo de osso não é o principal componente de sustentação do pino de implante. Em contrapartida a dissipação das tensões mastigatórias é maior devido ao seu volume.

O osso cortical é a parte óssea com melhores propriedades mecânicas e onde o implante faz seu travamento mecânico durante sua instalação. Os vasos sanguíneos e nervos se distribuem nessa região, através de canais que configuram o sistema de Harvers. O osso cortical se localiza em torno da cabeça do pino de titânio e é o local onde as perdas ósseas se iniciam. As tensões são menos dissipadas nessa região, o que pode explicar as perdas ósseas que se iniciam no osso cortical.

O pino de implante é o substituto da raiz dentária. Ele é confeccionado de titânio comercialmente puro, um material bioinerte e biocompatível. Os desenhos desse pino são diversos e cada sistema de implante possui suas particularidades. Os trabalhos atuais de análise de cargas mastigatórias através de elementos finitos se atêm muito a esses desenhos.

Existe uma preocupação muito grande no desenvolvimento de pinos de implante quanto a textura da superfície dos pinos. Superfícies rugosas aumentam a área do contato ósseo, aumentando a área de interface osso-implante. A maior adesão entre o osso e o implante pode levar a uma maior tensão na interface osso-implante.

Os componentes de prótese, também chamados abutments, são os elementos intermediários entre o pino de implante e a prótese implanto-suportada. Existem vários tipos e desenhos desses componentes que são indicados para vários tipos de casos. São fixados no pino de implante através de parafusos que se retêm na rosca interna do pino de implante. Os parafusos do componente podem ser confeccionados em titânio ou em ouro. Desapertos desses parafusos ou até mesmo sua fratura pode indicar sobrecargas no sistema osso-implante.

A definição de prótese implanto-suportada seria qualquer tipo de prótese, unitária, múltipla ou total que se apóia totalmente ou parcialmente sobre implantes dentários. O coping é um elemento em que a porcelana da coroa protética é aplicada e pode ser confeccionado de vários materiais metálicos, CoCr por exemplo, ou materiais cerâmicos. O tipo de prótese pode ser decisivo na distribuição das tensões do sistema. O seu ajuste passivo no abutment e seu ajuste oclusal perfeito podem reduzir drasticamente as tensões deletérias no sistema.

Cargas oclusais são todas as tensões geradas no sistema através de forças mastigatórias. Essas cargas são de extrema importância para as simulações de sistemas osso-implante, pois elas serão a fonte de tensões no sistema. As cargas oclusais podem ser classificadas como cargas oblíquas, cargas longitudinais e cargas axiais. As cargas axiais são as tensões menos deletérias para o sistema osso-implante.

### **3.4 Fatores que Causam Perdas de Implantes**

A instalação de implantes dentários é seguida por uma perda óssea em torno da crista marginal de aproximadamente 0,9mm a 1,6mm no primeiro ano de carga mastigatória, seguida por uma perda óssea de 0,05mm a 0,13mm nos anos subsequentes (Oh et al., 2002). O acompanhamento pode ser realizado através de exames radiográficos e sondagens clínicas feitas pelo próprio profissional dentista.

Perdas ósseas em média de 0,9mm no primeiro ano e 0,1mm por anos subsequentes, podem levar a perda de implantes curtos em pouco tempo (Goodacre et al., 2003). Isso associado a acúmulo de placa bacteriana e forças oclusais mal distribuídas podem levar a resultados desastrosos em grandes reabilitações orais utilizando-se próteses implanto-suportadas.

As forças oclusais transmitidas aos implantes se concentram nas pontas das roscas, que se tiverem seus desenhos alterados podem levar a uma melhor distribuição de cargas. As roscas com pontas arredondadas dissipam melhor as tensões, o que melhora a estabilidade do sistema osso-implante. Conseqüentemente teremos uma menor tensão na interface osso-implante e uma menor taxa de perda óssea marginal.

Perda de implantes por fratura do pino de titânio atinge somente 1% de todas as perdas de implantes devido a problemas mecânicos (Hansson, 2003). Isso demonstra a maior resistência dos desenhos dos implantes atuais frente aos implantes agulhados e laminados usados no passado. A estatística também se deve, pois o primeiro sinal de sobrecarga dos implantes se dá no parafuso de conexão entre o componente de prótese e o pino de titânio.

Em uma revisão (Oh, et al, 2002) de literatura, apontaram-se seis possíveis causas para justificar o quadro de perdas ósseas em torno da crista marginal:

- Trauma cirúrgico
- Cargas oclusais
- Perimplantites
- Microgap
- Manutenção de uma distância biológica
- Módulo Crestal.

Geração de calor durante a perfuração para a instalação do implante, descolamento do retalho muco periosteal e pressão excessiva no posicionamento do parafuso podem ser considerados como os traumas cirúrgicos mais comuns.

O cirurgião deve tomar certos cuidados como um bom descolamento do retalho muco periosteal, uma boa irrigação durante a perfuração e o uso de torquímetros para mensurar

a pressão com a qual o implante está sendo instalado. Com isso terá menos morte de células ósseas que são responsáveis pela osseointegração.

As cargas oclusais fazem parte do sistema osso-implante porque são elas que originam todas as tensões no sistema. Parafunções são momentos em que o indivíduo tensiona a musculatura perioral por um longo intervalo de tempo, ocasionando tensões maiores do que o esperado em pessoas sem esse quadro. Isso pode ocasionar sobrecargas no sistema osso-implante.

O osso marginal se comporta como um fulcro de forças oclusais axiais ou não, que podem levar a perdas ósseas. A placa bacteriana também já foi considerada como fator coadjuvante para perdas ósseas marginais. Estudos em macacos compararam o papel dessas cargas com a inflamação ocasionada por acúmulo de placa bacteriana e concluíram que o processo inflamatório é um fator menos significativo do que sobrecargas oclusais.

Hoshaw e colaboradores (1994) realizaram um estudo clínico em tíbias de cachorros e associaram a esse estudo análise pelo método de elementos finitos onde os resultados levaram as seguintes conclusões:

- Mesmo os implantes estando clinicamente osseointegrados, houveram microfraturas na região cervical do implante, que o organismo dos animais reparou se utilizando de reabsorção e deposição óssea em um nível diferente do inicial.
- A teoria da perda óssea por inflamação local foi descartada nesse estudo porque os implantes estavam sendo carregados em local fora da cavidade oral (tíbia de cachorros), e não havia nenhum tipo de contaminação ou inflamação no local dos implantes.

- A diminuição de tecido mineralizado em torno da região cervical que suportava a carga foi interpretada como área de grande remodelação óssea causada pelo carregamento dos implantes.

Existe uma teoria em que micro-fraturas na ligação entre o osso e o implante podem levar a perdas ósseas no local. O módulo de elasticidade do titânio é cinco vezes maior do que o do osso cortical, isso pode explicar a teoria de que micro-fraturas na osseointegração na região crestal leve a reabsorções ósseas.

Inflamações gengivais ocasionadas por acúmulo de placa bacteriana são muito comuns em dentes e acometem também implantes. Quando temos uma inflamação seguida por perdas ósseas em implantes, denominamos esse quadro de perimplantite. As perimplantites ocorrem de maneira muito semelhante às periodontites, tanto a microbiologia quanto o processo inflamatório são similares. Mas esse fator não pode ser considerado como a principal causa desse quadro.

Microfissuras (microgaps) são formadas entre a fixação e o componente protético, onde microorganismos se proliferam e podem causar inflamações localizadas. Tentando diminuir esse fator, foram desenvolvidos implantes e técnicas que teoricamente diminuiriam essas microfissuras. A técnica de um estágio já instalaria o componente e a prótese sem o estágio de cicatrização. Implantes de peça única onde o componente é usinado juntamente com o pino de implante eliminaram a fissura entre o componente e o pino de implante. Comparações de implante de um estágio, dois estágios e de peças únicas não revelaram grandes diferenças em níveis de reabsorção da crista óssea marginal.

Distância biológica seria o espaço necessário entre a crista óssea e a margem da prótese para que as estruturas perimplantares se assentem passivamente. Essas estruturas perimplantares seriam compostas de fibras colágenas, epitélios implantares e o sulco perimplantar. Estudos comparativos de distâncias biológicas de dentes naturais e de implantes demonstraram que o espaço biológico requerido pelos implantes é maior do que o do dente natural. Se essa medida for respeitada durante a confecção do

procedimento cirúrgico protético, não podemos considerar esse fator significativo. O fator mais importante de manutenção do espaço biológico seria a manutenção das papilas interdentárias que são de grande importância estática em trabalhos em dentes anteriores.

O módulo crestal é definido como a área coronal do pino de implante que recebe as forças exercidas pela crista marginal. O desenho divergente da cabeça do implante apresentado pelo sistema Brånemark leva a uma força compressiva sobre a crista óssea. Um desenho de implante onde essa área for paralela ao longo do eixo do implante pode levar a uma melhora desse fator, pois as forças compressivas seriam minimizadas.

### 3.5 Estudos Mecânicos do Complexo Osso-Implante

Um estudo realizado (Huja et al., 1999) comparou implantes não adaptados (carga imediata) e implantes adaptados (carga tardia). Foram utilizados implantes jateados por plasma spray de titânio que foram instalados em fêmur de cachorros. Após o sacrifício dos cachorros os implantes eram carregados e a interface osso-implante era analisada para se constatar a densidade de contato dessas superfícies. Os implantes adaptados obtiveram maior contato entre as superfícies. Mas deve-se considerar o alto remodelamento presente in vivo que ocasiona nova formação óssea nessa interface.

Estudiosos (Yokoyama et al, 2002) analisaram parafusos de fixação do componente de prótese feitos de Ti puro e outros, confeccionadas a ouro, que sofreram fraturas três anos após a instalação. Esses parafusos foram analisados através de uma fractografia utilizando-se microscopia de varredura (MEV). A microdureza Vickers também foi medida a cada 50 µm enquanto a superfície era atacada por HNO<sub>3</sub> a 2% e HF a 2%. A quantidade de Hidrogênio na superfície foi medida por cromatografia gasosa. Após isso os parafusos foram imersos em metanol e HCl por 1 e 10 dias. Parafusos não usados passaram pelo mesmo processo para efeito comparativo. No MEV linhas de fratura entre as roscas foram encontradas, enquanto nos parafusos não usados, isso não foi observado. O parafuso novo somente apresentava estrias da sua usinagem. As linhas de fraturas eram maiores, quanto mais próximas da superfície de ruptura. As trincas se propagaram onde havia grãos menores.

Os testes revelaram que possivelmente houve absorção de hidrogênio pelo titânio. A fadiga é o principal fator coadjuvante para que essa fragilização do parafuso leve a sua fratura. Esses resultados poderiam ser previstos por simulações onde a forma e os materiais desses parafusos fossem mais bem projetados.

### **3.6 Elementos Finitos e Suas Aplicações**

O método de elementos finitos é um método numérico para a solução de problemas de engenharia e física. (Logan, 1986) Isso inclui análise estrutural, transferência de calor, circulação de fluidos, transporte de massas e potencial eletromagnético. A formulação de elementos finitos do problema resulta em um sistema de equações algébricas simultâneas. Estes métodos numéricos produzem valores aproximados das incógnitas do sistema. Portanto, este processo se dá pela modelagem de um corpo através de sua divisão em um sistema equivalente de corpos menores ou unidades (elementos), interconectados a pontos comuns (pontos nodais ou nós), linhas divisórias e superfícies, formando a chamada malha. No método de elemento finito, ao invés de se resolver o problema para o corpo inteiro em uma operação, uma equação é formulada para cada elemento finito. A solução para todo o corpo é obtida pela combinação das soluções para cada elemento. Em resumo, a solução envolve a determinação dos deslocamentos em cada nó e as tensões dentro de cada elemento compondo a estrutura a qual está sujeita a aplicações de cargas.

O desenvolvimento do computador e de processadores velozes resultou na criação de inúmeras propostas de programas especiais e gerais. Criados para manusear vários problemas estruturais (e não estruturais) complicados esses programas conquistaram as indústrias, principalmente a aeronáutica. Usando o computador, o analista define o modelo do sistema e implanta a informação no computador. Esta informação pode incluir as posições das coordenadas nodais, a maneira na qual os elementos são conectados, as propriedades materiais dos elementos, a aplicação de cargas, condições limitantes e o tipo de análise a ser realizada. O computador então usa esta informação para desenvolver e solucionar as equações necessárias para executar a análise.

#### **Aplicações**

Elementos finitos são largamente utilizados em engenharia (Moura et al., 2004) e na saúde por sua praticidade e reduzido custo operacional e biológico. Na odontologia essa

análise já foi usada em diversas áreas como a implantodontia, endodontia e dentística restauradora.

Lesões de abfração comuns em dentes posteriores têm sido analisadas e ligadas a dissipação de forças não axiais na região de colo dentário. Esse estudo foi realizado através de interpretações de modelos que foram analisados por meio de elementos finitos (Casas et al., 2003). Sabendo onde estão as tensões essas lesões se tornam mais previsíveis e passíveis de prevenção.

Pinos intrarradiculares usados para reter coroas transmitem tensões que podem levar a fraturas longitudinais de raízes dentárias. Uma análise de elementos finitos mapeou as tensões do pino e da raiz (Vasconcelos et al, 2003). Esse mapa pode melhorar os planejamentos e materiais utilizados em pinos intrarradiculares.

Na endodontia a análise por elementos finitos comparou a flexibilidade de dois modelos de limas endodônticas utilizadas para instrumentações rotatórias (Berutti et al., 2003). As limas sofrem grande flexão durante seu trabalho. Mensurando as tensões pode-se desenvolver materiais melhores e desenhos de limas mais eficazes.

O interesse desse trabalho recai sobre as simulações de cargas aplicadas a implantes dentários e dissipadas pelas estruturas vizinhas que seria o sistema osso-implante.

### **Validação do método de elementos finitos**

Toda aplicação do método de elementos finitos deve ser validada para garantir que os resultados serão aplicáveis em sistemas biológicos complexos, tal como o sistema osso implante.

Baiamonte e colaboradores (1996) realizaram um estudo específico de validação do método de elementos finitos para ser utilizado em sistemas de implantes dentários. O trabalho realizou uma análise de seis implantes de titânio cobertos por hidroxiapatita instalados em uma macaca da espécie *macaca mulatta* com um tempo de

osseointegração de dois anos. Após o sacrifício do animal todo o tecido mole foi removido e os implantes não possuíam qualquer tipo de gengiva sobre os implantes. Um aparelho de expansão foi posicionado entre dois implantes e uma determinada força de expansão foi aplicada nos abutments dos referidos implantes. Essa ação provocou um deslocamento linear entre os implantes, que foi medido. Um modelo tridimensional foi construído com o programa ANSYS representando a mandíbula e os implantes. A força de expansão era similar à utilizada no ensaio mecânico. Os resultados não indicaram diferenças significativas entre os resultados do ensaio mecânico e as simulações realizadas.

### **3.7 Análise das Cargas Mastigatórias Transmitidas para o Complexo Osso-Implante**

Elementos finitos são largamente utilizados para o estudo da distribuição e mensuração das cargas mastigatórias incididas sobre implantes. A relação entre a distribuição de tensões com a quantidade de contatos oclusais da coroa protética foi mensurada por elementos finitos. A mesma carga dissipada em dois ou três pontos concentram as tensões na mesa oclusal e diminui a transmissão dos impactos mastigatórios para o osso adjacente ao implante (Eskitascioglu et al. , 2004).

Casos de fraturas de implantes dentários têm sido relatados na literatura mundial e uma das possíveis causas que são levantadas é a de que cargas excessivas ou mal distribuídas levam a fraturas de parafusos de titânio. Tipos de desenhos e instalação de implantes em regiões posteriores também podem ser os possíveis fatores que culminam na fratura dos implantes (Piatelli et al., 1998).

As forças transmitidas pela mastigação são medidas in vivo somente entre o componente protético e o implante, medições de tensões entre o implante e o osso só podem ser medidas por modelos matemáticos através de simulações. Não existem sensores capazes de detectar esses esforços (Şaim et al., 2002).

Pesquisadores desenvolveram um dispositivo hidráulico para avaliarem forças mastigatórias transmitidas a coroas dentárias de cobaias (Ko et al., 2002). O comportamento dessas tensões dentro do leito ósseo somente é possível de ser mensurado através de modelos matemáticos e físicos tais como a análise por elementos finitos.

Alguns fatores devem ser levados em conta quando procedemos a uma simulação por elementos finitos. Os valores dos módulos de elasticidade do metal do implante, do osso cortical e do osso medular serão de grande importância para os resultados finais do trabalho. A geometria do implante escolhida também é essencial para que tenhamos uma distribuição de forças de maneira uniforme (O'Mahoney et al., 2002).

Implantes têm diferentes níveis de osseointegração que foram simuladas em um estudo (Papavasiliou et al., 1997). Níveis de osseointegrações de 100%, 75%, 50%, 25% foram comparados. Foram comparados também junções de somente parte coronal ou somente parte apical do implante. As conclusões apontaram que cargas não axiais se dissipam mais na região de crista marginal, onde se encontra o osso cortical e as reabsorções ósseas mais comuns. Não interessa o quanto integrado está o implante, as cargas se distribuem de maneira similar.

Foi feito um estudo através de uma simulação de onze tipos diferentes de desenhos de implantes e concluiu-se que, com pequenas ou grandes cargas mal aplicadas, podemos ter pontos de compressão que podem levar a perdas ósseas localizadas (Rieger et al., 1990).

Autores afirmam também que implantes com desenhos cônicos distribuem as forças oclusais mais uniformemente do que os implantes de forma cilíndrica (Rieger et al., 1990). Trabalhos também concluem que maior é a carga na interface implante-osso onde se dá o maior travamento do parafuso (Lozada et al., 1994). A maioria dos estudos foi realizada com implantes feitos de titânio puro e os módulos de elasticidade oscilaram muito entre diferentes autores.

Gaggl e Schultes, (2001) descrevem um modelo de implante dentário que é confeccionado em Ti comercialmente puro, mas possui um design que se preocupa com absorções de impactos mastigatórios (Fig.3.2). Esse tipo de implante tem como amortecedor de impacto, anéis de silicone, que precisam ser trocados de tempos em tempos, dificultando a manutenção da prótese sobre o implante.

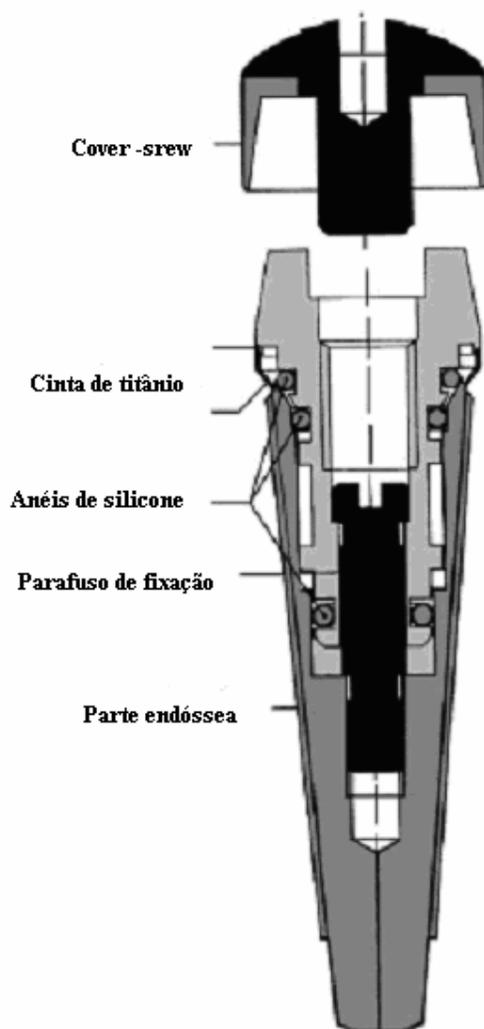


Figura 3.2- Implante estudado por Gaggl e Schultes.

### **3.8 Influência de Forças Funcionais na Biomecânica de Próteses Implantossuportadas**

Şaim et al. (2002) relatam, em revisão de literatura que certos fatores são determinantes das tensões funcionais na biomecânica das próteses implanto-suportadas. Entre esses fatores que determinam a distribuição dessas forças oclusais aplicadas:

- Geometria, número, diâmetro e angulação dos implantes,
- Localização dos implantes no arco,
- Tipo e geometria da prótese,
- Material da prótese,
- Adaptação da estrutura,
- Localização, direção e magnitude das forças oclusais aplicadas sobre a prótese,
- Condição do arco oposto (dentes naturais versus prótese),
- Deformação mandibular,
- Densidade óssea,
- Idade e sexo do paciente,
- Consistência dos alimentos.

Existem diversos tipos de superfícies dos pinos de implantes dentários. A superfície lisa seria a superfície que não recebe tratamento após a usinagem. A superfície rugosa seria aquela que recebeu algum tratamento após a usinagem, tal como: aplicação de hidroxiapatita, tratamentos através de substâncias ácidas, jateamentos por plasma spray de titânio, entre outros. Superfícies implantares rugosas têm superfícies de contato maiores, então as cargas serão distribuídas em uma área maior, sendo um ponto vantajoso em relação a superfícies lisas de implantes.

Após a instalação dos implantes, temos que nos preocupar com as cargas cíclicas da mastigação diária. Essas cargas são determinadas pela arquitetura muscular do indivíduo, sendo um fator altamente variável.

A maior força de mordida relatada foi de 888 N em homens e 576 N para mulheres (Şaim et al., 2002). A média de força da mordida gira em torno de 100- 150 N. Isso deve ser considerado, pois o sistema ITI (estágio único), por exemplo, suporta 200N de carga oclusal na região de primeiros pré-molares e molares, e de 300N na região de segundos pré-molares em pacientes edêntulos.

O planejamento da parte da prótese indica qual o componente a ser utilizado e qual o tipo de retenção entre o componente e a prótese. Essa retenção pode ser através de um parafuso ou através de uso de cimento que reterá a prótese.

Próteses cimentadas podem ser ajustadas para que a força seja direcionada em sentido axial, pois não se tem restrição ocasionada pelo túnel de acesso do parafuso do componente de prótese. As restaurações parafusadas e overdentures (dentaduras suportadas por implantes) ocasionam momentos fletores importantes.

Certos autores preconizam o uso de resina acrílica nas faces oclusais poderia diminuir as forças transmitidas à interface osso-implante. O grande desgaste da resina e sua instabilidade oclusal desaconselham o seu uso, mantendo a escolha do ouro ou porcelana como materiais para a confecção das coroas protéticas. O número, comprimento e diâmetro dos implantes melhoram as propriedades mecânicas da restauração, principalmente se existir um momento fletor.

O implante inicialmente é circundado por um tecido fibroso que é lentamente substituído por um osso imaturo que não possui propriedades mecânicas boas para a estabilização do implante. Posteriormente esse tecido imaturo é substituído por um osso maduro que tem propriedades mecânicas satisfatórias. Esse processo pode levar até um ano para se completar.

As densidades ósseas variam de cada indivíduo e de cada localização na boca. A região mais densa seria a mandíbula anterior seguida pela mandíbula posterior, maxila anterior e por fim a maxila posterior.

Os métodos de engenharia utilizados para analisar a biomecânica dos implantes diminuem custos financeiros e biológicos. Modelos matemáticos, análises fotoelásticas, modelos bi dimensionais ou tri-dimensionais, analisados por meio de elementos finitos são comumente utilizados. O método de elementos finitos pode analisar várias situações de cargas oblíquas e axiais e demonstrar como essas forças são distribuídas no leito ósseo. Esse método também é capaz de demonstrar distribuição de tensões nos componentes protéticos, em diferentes desenhos de implantes e nos parafusos de fixação da prótese.

O planejamento para a instalação de implantes dentários depende das medidas do leito ósseo receptor. Por causa disso, os implantes têm várias medidas que são personalizadas para cada planejamento. Isso leva a uma preocupação de saber o comportamento de diferentes diâmetros e comprimentos de implantes após aplicações cíclicas de cargas oclusais. O número de implantes também é um fator de grande importância que deve ser levado em consideração.

Diâmetro e do comprimento do implante foram comparados com as tensões de von Mises geradas através de análise de elementos finitos. A média de diâmetro dos implantes era de 3,6mm e o comprimento de 12mm. A maior diminuição das tensões foi do diâmetro de 3,6mm para o diâmetro de 4,2 mm. O comprimento do implante não ocasionou grande decréscimo na diminuição das tensões periimplantares (Himmlová et al., 2004).

Estudiosos (İplikçioğlu et al., 2002) compararam forças atuantes em uma prótese implantossuportada, com implantes de diâmetros diferentes e de alturas diferentes. Para isso foram utilizados os seguintes programas de análise por elementos finitos: I-DEAS Artisan Series 3.0 (Structural Dynamics Research Corporation, Milford, OH) e Marc K 7.2 (Marc Analysis Corporation, Palo Alto, CA). Um modelo de mandíbula em três dimensões (Figura 3.3) foi utilizado para o posicionamento de seis configurações diferentes de próteses fixas suportadas por implantes, como na Tabela 3.2.

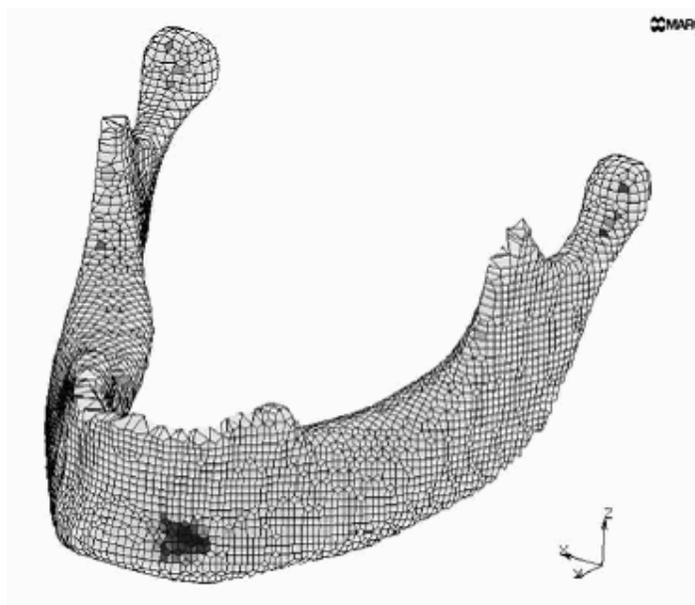


Figura 3.3 –Modelo de mandíbula para análise de elementos finitos. (İplikçioğlu et al., 2002)

Tabela 3.2– Configurações analisadas de próteses parciais suportadas por implantes. (İplikçioğlu et al., 2002)

5-6-7	Configuração	Diâmetro (mm)	Comprimento (mm)
1 ● ● ●	Três implantes suportando prótese fixa parcial	3,75	8
2 ● ● ●	Três implantes suportando prótese fixa parcial	3,75	10
3 ● ●	Dois implantes suportando prótese fixa parcial	4,1	8
4 ● ●	Dois implantes suportando prótese fixa parcial	4,1	10
5 ● ●	Dois implantes suportando prótese fixa parcial	3,75	8
6 ● ●	Dois implantes suportando prótese fixa parcial	3,75	10

Cargas foram aplicadas nas cúspides vestibulares das próteses em direções oblíquas (400 N), horizontais (57 N) e verticais (200 N). O módulo de Young e de Poisson de cada componente do sistema foi descrita na Tab 3.3.

Tabela 3.3- Propriedades elásticas utilizadas na análise.

Material	Módulo de Young (GPa)	Módulo de Poisson
Osso cortical	13,7	0,30
Osso medular	1,85	0,30
Titânio	110	0,35
Liga de ouro tipo III	96,6	0,35
Esmalte	48	0,33
Dentina	13	0,31

Os resultados foram que a tensão de tração foi bem similar nos dois modelos, e a tensão compressiva manteve essa tendência, mas com valores mais próximos da tensão máxima suportada pelo osso adjacente.

Comprimento dos implantes tem pouca influência na escolha de dois ou três implantes para a restauração do extremo livre inferior.

### 3.9 Materiais Superelásticos (NiTi)

As ligas com memória de forma possuem duas estruturas cristalinas distintas (Nemat-Nasser et al.,2005):

- Fase martensítica, denominada B19', quando temos temperaturas mais baixas e a estrutura cristalina se caracteriza por ser monoclinica;
- Fase austenítica, denominada B2, quando temos temperaturas mais altas e a estrutura cristalina se caracteriza por ser cúbica.

O fenômeno da memória de forma do material se dá quando o aquecimento de uma liga de NiTi leva a uma transformação de uma fase martensítica em uma fase austenítica. O início da transformação de austenita se dá em uma temperatura  $A_s$  e seu término em uma temperatura  $A_f$ , onde a transformação se completa. No resfriamento, a fase austenítica se transforma em martensita a temperatura inicial  $M_s$ , findando em  $M_f$ . A diferença dessas temperaturas de transformação se denomina histerese térmica (fig. 3.4).

A composição química e o tratamento termomecânico da liga influenciam e muito as transformações de fase.

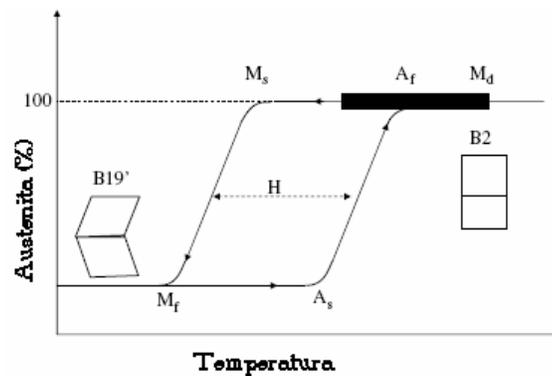


Figura 3.4 – Transformação de fase do NiTi com memória de forma.

Materiais com memória de forma podem possuir comportamento superelástico (pseudoeelástico). A superelasticidade pode ser definida como a capacidade de retorno do material a sua forma de origem em uma temperatura constante e próxima a  $A_f$ , mas somente pela eliminação da tensão que está deformando o material. Esse fenômeno é resultante de uma transformação martensítica induzida pela deformação do material. Essa transformação é exemplificada na figura abaixo. (fig. 3.5)

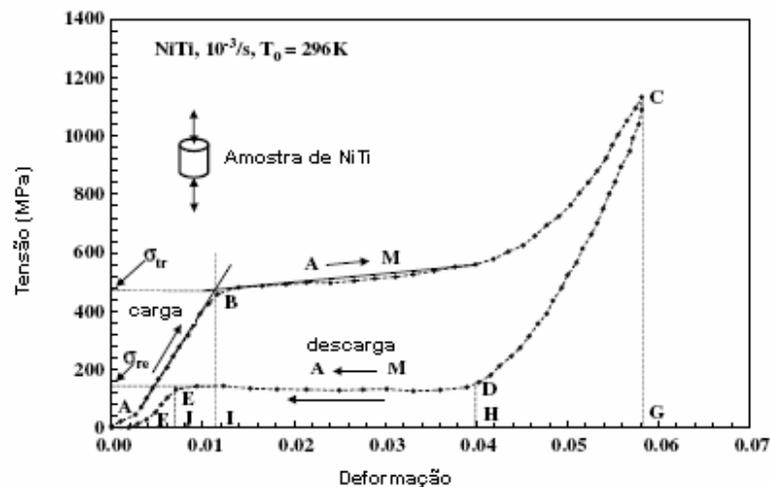


Figura 3.5 – Efeito superelástico de uma liga NiTi após 42% de trabalho a frio seguido de 30 minutos de recozimento.

A barra sólida mostrada na figura 3.4 demonstra a faixa de temperatura em que o efeito de superelasticidade pode ocorrer, sendo o ponto Md a maior temperatura em que pode ocorrer esse fenômeno, acima desse ponto a liga se comporta como uma liga metálica convencional.

Acompanhando a figura 3.5 teremos que a linha entre os pontos A a F teremos:

- A e B – carregamento levando a deformação da fase austenítica da liga,
- B e C – carregamento que proporciona a transformação de austenita em martensita,
- C e D – descarregamento onde a martensita é deformada tendendo a recuperação da forma original,
- D e E – descarregamento onde ocorre a transformação reversa de martensita em austenita,
- E e F – descarregamento onde ocorre a recuperação da austenita a sua forma original.

Lagoudas et al. (2003), relatam que há uma dissipação de energia proporcionada pela transformação martensítica que pode chegar a valores muito altos tais como de 80-90%. Indicando assim a utilização de materiais superelásticos para a confecção de aparatos que tenham como função a absorção de energia.

Fugazza (2003) em sua dissertação apresentada a Escola Européia de Estudos Avançados em Redução de Riscos Sísmicos, sugeriu que estruturas da construção civil poderiam se utilizar de ligas superelásticas para a redução de impactos sísmicos em edificações, reduzindo assim o risco de danos a elas.

Nesse trabalho foram relacionadas algumas maneiras de se mensurar a quantidade de energia perdida pelo sistema:

- Avaliação da área média do loop de histerese das curvas tensão-deformação do material,
- Energia perdida pela unidade de peso dividindo-se a energia perdida em cada ciclo pelo peso da amostra. Isso expressa a eficiência do espécime em termos de capacidade de dissipação de energia,
- A energia máxima potencial para um material viscoelástico linear,
- O equivalente amortecimento viscoso expresso pela efetividade do amortecimento de vibração do material.

Quando uma amostra de NiTi superelástico é submetido a um ciclo de deformação dentro do sua média de tensão superelástica, ela dissipa uma certa quantidade de energia sem uma deformação permanente como está ilustrado na figura 3.9 que mostra um típica resposta a um carregamento e descarregamento de uma amostra em compressão. Nessa figura a área  $S_{FEDCG}$  é a energia liberada por unidade de volume durante a descarga. Conseqüentemente, a energia dissipada, por unidade inicial de volume, é dada por (equação 3.1):

$$E_{disp} = S_{ABCG} - S_{FEDCG} = \oint_{S_{loop}} \sigma d\varepsilon \quad (3.1)$$

onde  $\sigma$  é a tensão de engenharia,  $\varepsilon$  é a deformação de engenharia (nominal). A energia dissipada é devida à transformação de fase, de austenita para martensita, durante o carregamento e à transformação reversa para a austenita no descarregamento, resultando em liberação de energia em forma de calor. Essa propriedade de dissipação de energia das ligas superelásticas pode ser usada na dissipação de choques e vibrações. Na figura 3.5,  $\sigma_{tr}$  denota a tensão de transformação da austenita em martensita, definida pela interseção das linhas que são tangentes ao platô superior inicial elástico do

carregamento da curva tensão-deformação, e  $\sigma_{re}$  denota a tensão da transformação reversa de martensita em austenita.

### **Biocompatibilidade da liga de NiTi**

A estabilidade de qualquer implante dentário depende diretamente da biocompatibilidade desse material. Ryhänen (1999) em sua Dissertação apresentada a Faculdade de Medicina da Universidade de Oulu, discutiu seu trabalho sobre a biocompatibilidade da liga de NiTi. Em seus estudos foram testadas culturas de células (fibroblastos e osteoblastos) em contato com as seguintes ligas: NiTi, Ti puro, Ti-6Al-4V e aço inoxidável. Os resultados demonstraram que houve crescimento celular nas culturas de células em contato com o NiTi. A liberação de íons de níquel pela liga NiTi foi observada somente por dois dias e não ocorreu nenhum tipo de inibição de crescimento celular.

Esse estudo também investigou a biocompatibilidade da liga NiTi em contato com tecido muscular, ósseo, endovascular e perineural de cobaias. As conclusões desse trabalho foram as seguintes:

- A resposta inflamatória muscular foi semelhante entre Ti-6Al-4V e ao aço inoxidável.
- A resposta neural e perineural não demonstrou toxicidade e os resultados da liga NiTi foram semelhantes a Ti-6Al-4V.
- Não houve diferença na estrutura de adesão da célula ao metal considerando-se as ligas NiTi, Ti-6Al-4V e aço inox.
- A biocompatibilidade em ratos da liga NiTi foi boa em 26 semanas de acompanhamento após implantação periosteal. A histologia dos tecidos moles e osso mostraram boa aceitação da liga e no estágio final de cicatrização mostrou-se praticamente inerte.

- NiTi não interferiu na cicatrização e remodelação de osteotomia realizadas em cobaias.
- A liberação de íons de níquel para o cérebro, fígado, rim, baço ou músculo devido a corrosão do NiTi inserido na medula não foi maior do que a do aço inox em acompanhamento de sessenta semanas em ratos.
- A haste de NiTi implantada na medula de cobaia mostrou marcas de corrosão menores que as que o aço inox demonstrou.

#### **4. Materiais e Métodos**

O estudo se baseou na construção de um modelo tridimensional de um sistema osso implante baseado no modelo proposto por O'Mahoney (2002). O programa de simulação por elementos finitos escolhido foi o Ansys versão 9.0 (ANSYS, Inc., Canonsburg, PA, USA) que foi rodado em um computador (Dell Inc., TE, EUA), com as seguinte configuração:

- Processador Pentium 4, 3.0 GHz (Intel Corporation, Santa Clara, CA, EUA),
- Disco Rígido de 40 Gb,
- Memória RAM de 512 Mb.

##### **4.1 Modelo do Sistema osso implante**

O modelo geométrico do sistema osso-implante foi construído em cinco volumes independentes entre si. As partes foram divididas nos seguintes componentes: abutment em NiTi, implante em Ti comercialmente puro, coping de CoCr, osso cortical e osso medular.

O tipo de elemento usado na análise foi o Brick 186, presente na lista de elementos do programa. As unidades utilizadas foram aquelas do Sistema Internacional (S.I./MKS), onde o comprimento é dado em metros (m), a força em Newtons (N), o tempo em segundos (s), a massa em kilogramas (kg), a tensão em Pascal (Pa), a densidade em  $\text{kg/m}^3$ , energia em Joule (J) e a temperatura em graus Celsius ( $^{\circ}\text{C}$ ).

##### **Abutment em NiTi**

Esse componente que é o foco principal do estudo. O abutment foi modelado em liga de NiTi e possui uma forma de cone com bordas arredondadas e um túnel para o posicionamento de um parafuso de fixação. As dimensões desse abutment são as

seguintes: altura de 3mm, diâmetro maior de 2mm e diâmetro menor de 1mm. A malha do abutment possui 3893 nós com 3911 elementos.

### **Implante**

O implante foi modelado em titânio puro, com forma cilíndrica e ápice arredondado para diminuir as tensões apicais. Suas dimensões são: comprimento de 13 mm, diâmetro de 2 mm. O diâmetro escolhido é menor do que os implantes encontrados no mercado porque o objetivo do trabalho será estudar a diminuição das tensões nos implantes, proporcionando a consequente diminuição do diâmetro dos implantes, levando assim à diminuição de enxertos ósseos para a colocação de implantes. A malha do implante possui 7946 nós em 6979 elementos.

### **Copping**

O coping é a parte do sistema que suporta a coroa protética e é cimentado no abutment. O material escolhido foi uma liga CrCo, de fácil fundição em laboratórios de prótese odontológica. Sua forma externa é cilíndrica e seu contorno interno é similar ao do abutment. As dimensões do coping são: altura de 3 mm, diâmetro de 2 mm. A malha do coping possui 1357 nós em 1814 elementos.

### **Osso cortical**

O osso cortical foi modelado como se fosse uma seção da mandíbula onde a altura é de 19mm, a largura vestibulo-lingual de 15mm e a distância mésio vestibular de 20 mm. O osso cortical tem uma espessura de 1mm em toda sua extensão, sendo preenchido por osso medular. A malha do osso cortical possui 3802 nós em 5032 elementos.

### **Osso medular**

O osso medular foi modelado para preencher o osso cortical e sustentar a parte medular do implante. Esse componente do sistema é o que possui menor módulo de elasticidade.

A malha do osso medular possui 9991 nós em 8616 elementos. As condições de contorno restringiram a translação da base do osso cortical no sentido do eixo x.

## 4.2 Características dos materiais

As características dos materiais utilizados no estudo são descritas na tabela 4.1.

Tabela 4.1 – Características físicas dos materiais do sistema.

Componente do sistema	Material	Módulo de elasticidade (GPa)	Coefficiente de Poisson
Abutment	NiTi austenítico	72,888	0,3
	NiTi martensítico	17,856	0,3
Implante	Ti puro	110	0,3
Copping	CoCr	218	0,33
Osso cortical	Osso cortical	11,5	0,41
Osso medular	Osso medular	4,6	0,41

Essas características foram inseridas no programa para que a simulação fosse a mais real possível. Podemos observar que o NiTi tem o comportamento de um material bilinear com características bem distintas, enquanto que os outros materiais possuem um comportamento linear.

O NiTi escolhido foi uma liga com características superelásticas com temperatura de transformação  $A_f$  (austenitização final) de  $0^\circ\text{C}$ . A composição em peso foi de 55,8% de Níquel e 44,2% de Titânio. A tensão de transformação (início da transformação martensítica) foi de 400 MPa com deformação elástica máxima de 5%. O limite de resistência dessa liga é de 1150 MPa.

## 4.3 Cargas aplicadas

As cargas foram aplicadas no sistema no sentido vertical. As cargas verticais foram aplicadas no centro do coping, variaram de 10 N a 90 N, tendo sido incrementadas progressivamente a cada 10 N. Essas forças geraram uma curva tensão-deformação que

foi utilizada para avaliação da energia aplicada no sistema no carregamento e da energia dissipada no descarregamento.

No total esse sistema possuía 26989 nós com 39515 elementos, todos uniformemente distribuídos no sistema. Alguns elementos eram comuns a mais de um componente.

#### **4.4 Medidas de energia**

Primeiramente foi medida a energia total do sistema, calculando-se a área obtida do loop feito pela curva tensão deformação equivalentes no nó 21 (interface abutment/implante). Depois as medições foram realizadas em curvas força x deslocamento, onde a área do loop feito pelas curvas foram medidas, obtendo-se assim a energia dissipada pelo carregamento e conseqüente descarregamento.

Para a medição dessas curvas foi utilizado o programa Oring versão 6.0 para construção das curvas tensão-deformação e para avaliação de suas áreas. A quantidade de energia absorvida no ciclo de carregamento e descarregamento foi avaliada em forma de porcentagem. A curva tensão x deformação foi traçada pelo programa Excel XP (Microsoft, Brasil).

## 5. Resultados e Discussão

A carga foi aplicada no sistema osso-implante no sentido axial do implante, denominada como carga vertical.

### 5.1 Geometria

A geometria do sistema foi dividida entre os seus componentes e os resultados são os seguintes:

- Abutment de NiTi, que foi idealizado com forma de cone com um túnel no seu interior para a passagem do parafuso de fixação do abutment com o implante (figura 5.1).

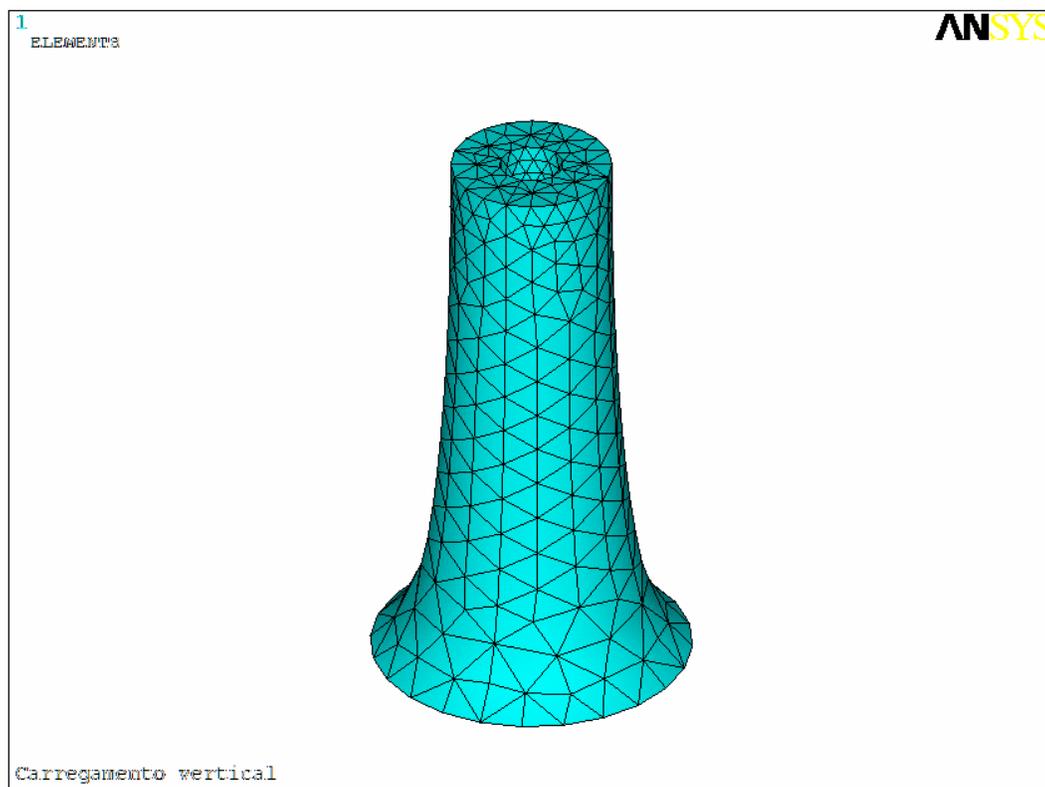


Figura 5.1 – Forma do abutment com a malha de elementos formada.

- Implante, que foi idealizado como um cilindro com o ápice arredondado, dessa maneira o implante tem um desenho mesclado entre um implante totalmente

cilíndrico, que são os implantes mais largamente utilizados clinicamente, e os cônicos que têm uma dissipação de tensões melhor do que os implantes cilíndricos (Rieger et al., 1990) (figura 5.2).

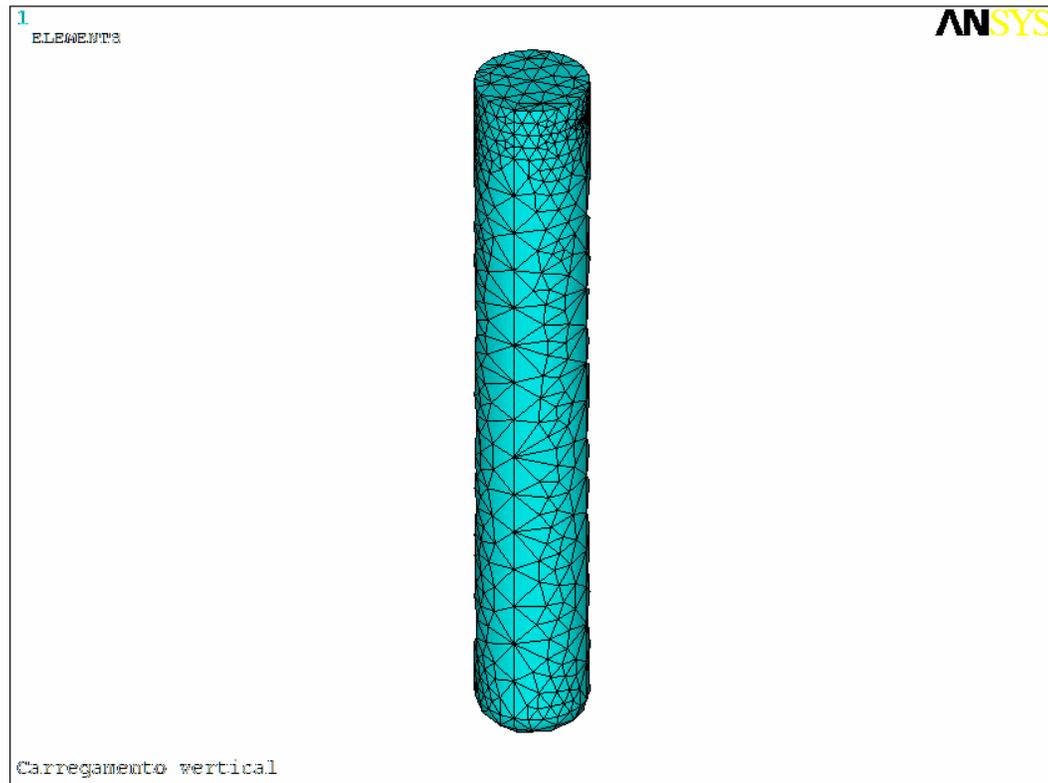


Figura 5.2 – Implante com a malha de elementos já posicionada.

- Copping de CoCr, idealizado como um cilindro que se ajusta ao abutment de NiTi (figura 5.3). A coroa não foi modelada para que a geometria do conjunto não se tornasse muito complexa.

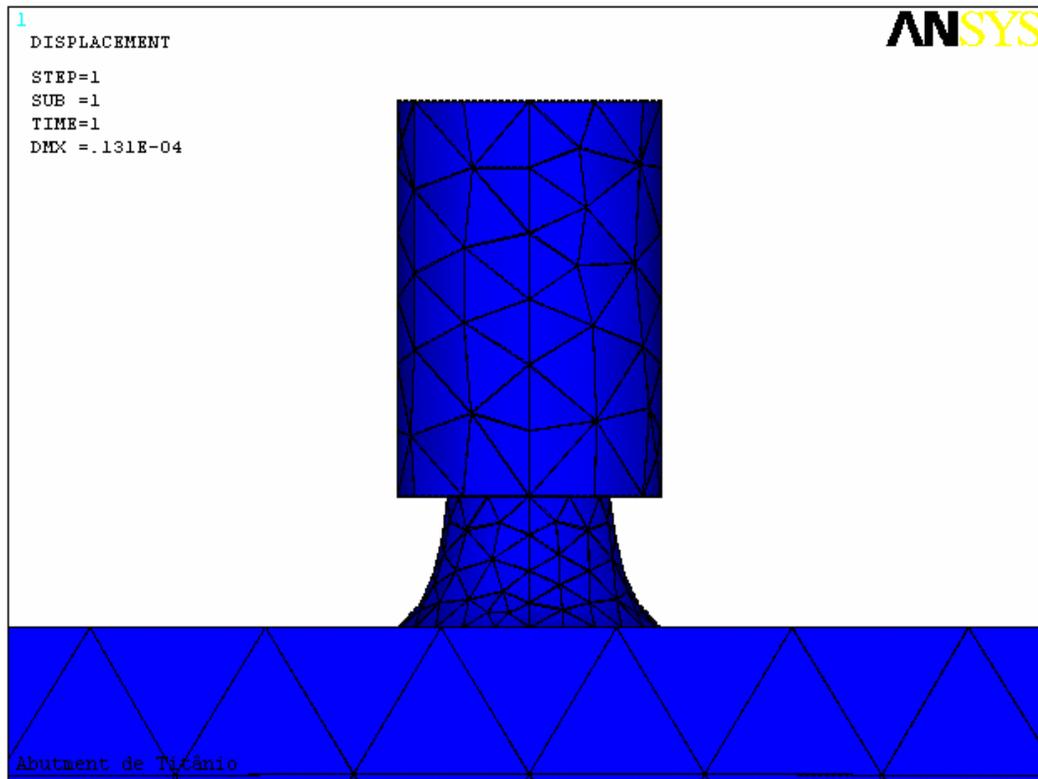


Figura 5.3 – Copping de CoCr posicionado sobre o abutment com a malha de elementos finitos.

- Osso medular, foi idealizado como uma secção da mandíbula que preenche o osso cortical e tem íntimo contato com a maior extensão do implante (figura 5.4).

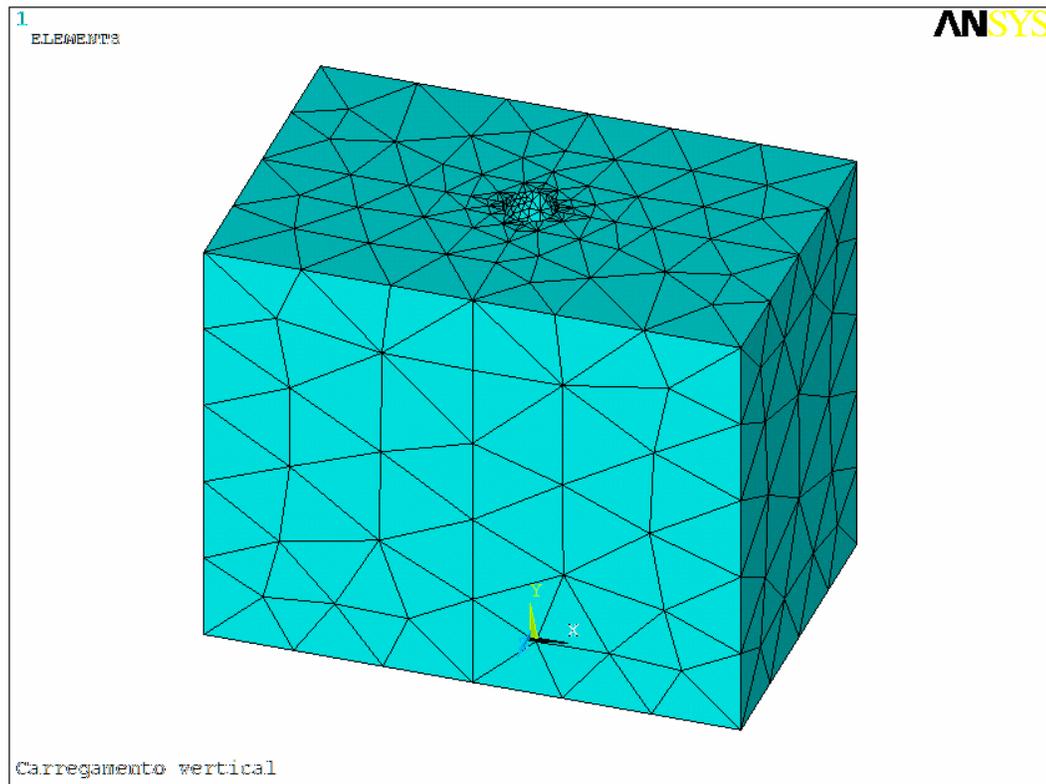


Figura 5.4 – Osso medular com a malha de elementos posicionada.

- Osso cortical, foi idealizado como uma secção da mandíbula em sua região posterior, onde foi deixado o espaço para o preenchimento do osso medular. O implante foi circundado pelo osso cortical em todo o seu pescoço cervical (figura 5.5).

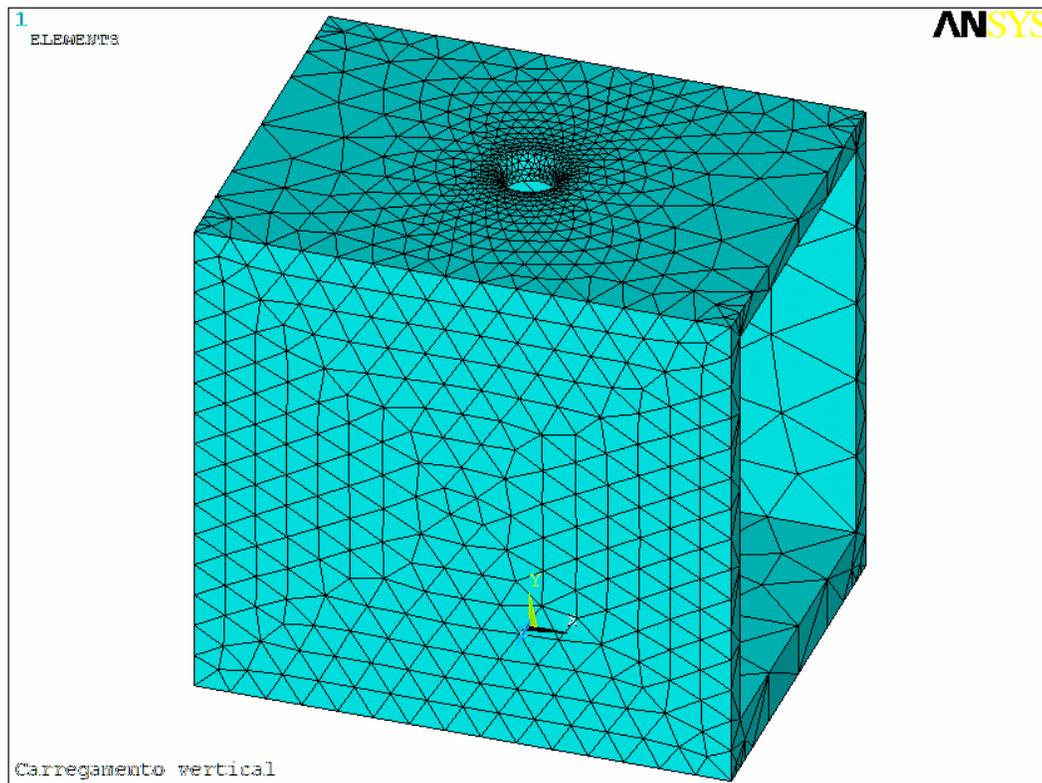


Figura 5.5 – Osso cortical com a malha de elementos posicionada.

- Todos os componentes foram unidos formando o modelo representado pela figura 5.6.

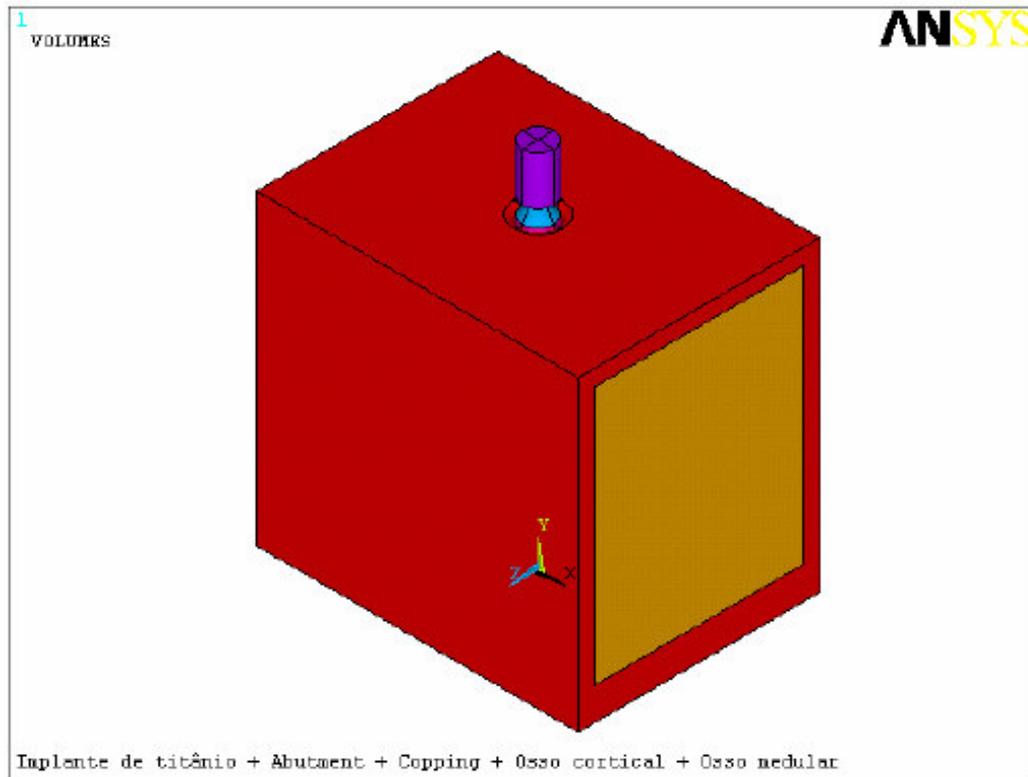


Figura 5.6 – Sistema osso implante.

### Interface osso-implante

O perímetro da região cervical do implante foi traçado para que alguns pontos fossem definidos. Nesses pontos foram medidas as tensões máximas e mínimas com abutment em NiTi e com o abutment em Ti puro, para uma comparação da absorção de energia no sistema estudado. O perímetro com os pontos está descrito na figura 5.7.

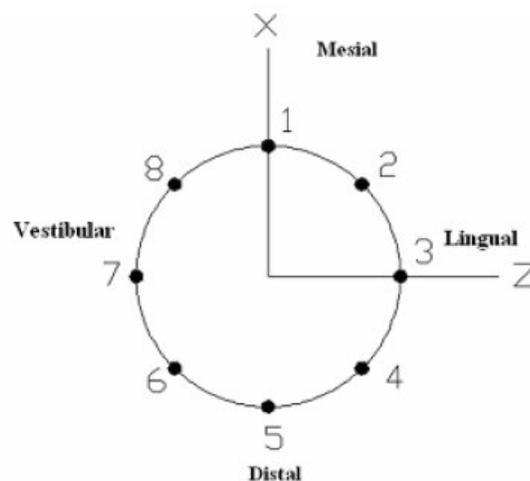


Figura 5.7 - Pontos onde foram observadas as tensões no osso cortical, na interface osso-implante, onde X e Z são os eixos e o eixo Y está perpendicular à figura. A força vertical foi aplicada ao longo do eixo Y.

O ponto 1 representa a face mesial do implante, o ponto 3 representa a face lingual, o ponto 5 representa a face distal, enquanto o ponto 7 representa a face vestibular do implante. Lozada et al. (1994) descreveram que as maiores tensões se localizam onde há maior travamento do pino do implante no leito ósseo, isto é, na porção cervical desse sistema.

## 5.2 Carga Vertical

A carga vertical variou de 10 N a 90 N, para avaliação do implante em situações de cargas oclusais, de acordo com Okeson, 1992 e Bozhaya et al., 2004.

As tensões equivalentes, von Mises, relativas à distribuição das tensões no abutment de NiTi (figura 5.8), foram plotadas em um gráfico juntamente com as respectivas deformações equivalentes. Esses dados foram obtidos após a aplicação da força vertical sobre o coping e transmitida para o abutment. A figura 5.9 mostra o gráfico com essa relação durante o carregamento e descarregamento.

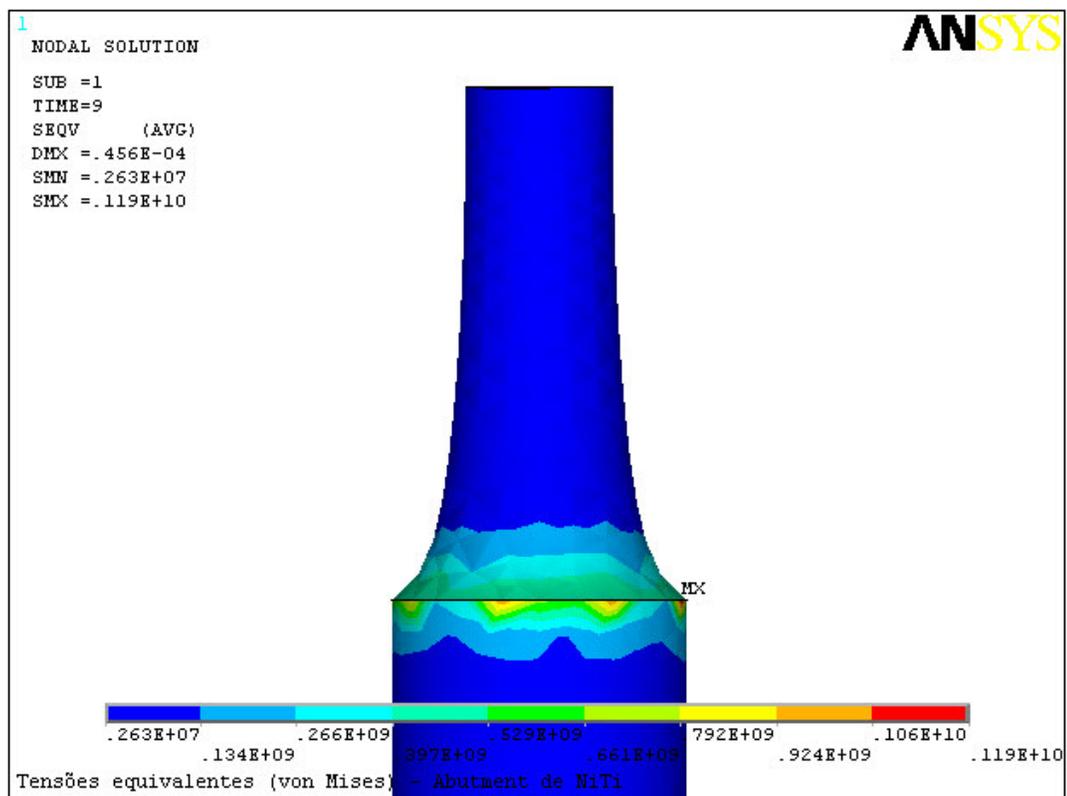


Figura 5.8 – Modelo do abutment em NiTi mostrando os pontos de tensão equivalente.

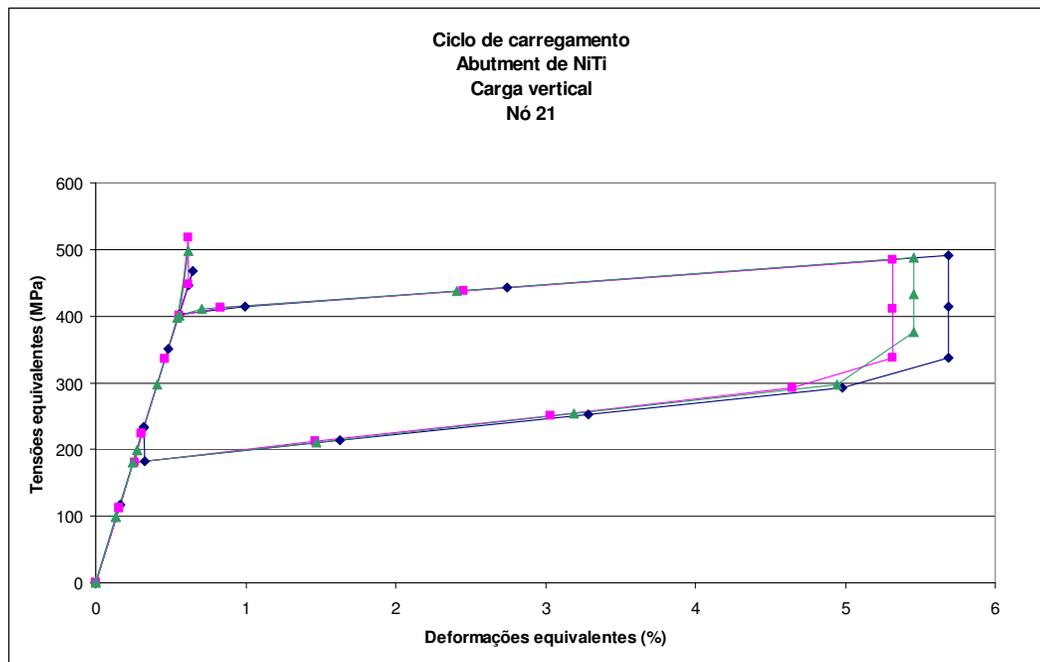


Figura 5.9 – Curva tensão deformação do ciclo de carregamento e descarregamento do sistema.

Como Fugazza (2003) idealizou em sua tese, a área da curva tensão-deformação mostra a quantidade de energia dissipada no sistema no ciclo de carregamento e descarregamento. A perda de energia pode ser prevista pela área entre as curvas de carga e descarga mostradas na figura 5.9. Esse resultado indica que o abutment de NiTi, está absorvendo uma considerável quantidade de energia, que não chegará ao osso adjacente e poderá minimizar qualquer sobrecarga no implante dentário.

## Tensões cervicais

Tensões cervicais foram medidas nos pontos mostrados na figura 5.7 e são apresentados na figura 5.10 (máximas), 5.11(mínimas) do NiTi; nas figuras 5.12 (máximas), 5.13 (mínimas), do Ti e na tabela 5.1. O comportamento de dois tipos de abutments, um de NiTi e outro de Ti puro foi comparado. Essas medidas foram obtidas com carregamento de 100 N, que é o que mais se aproxima das forças aplicadas durante a mastigação.

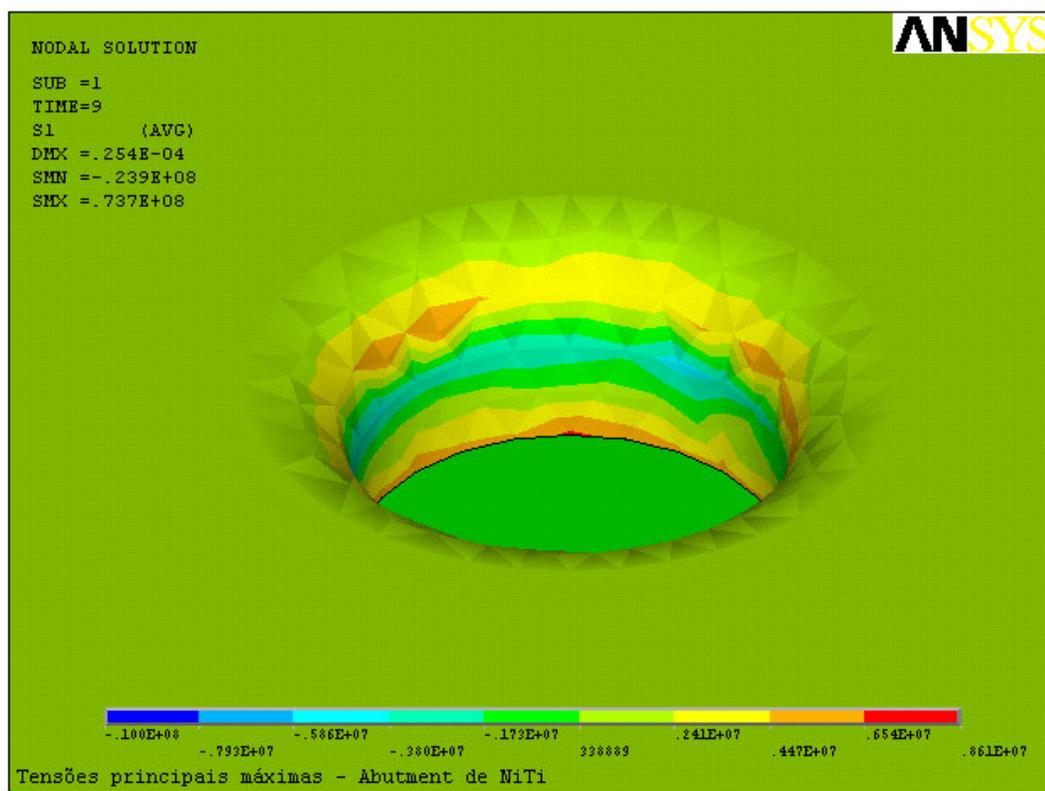


Figura 5.10 – Tensões máximas mostradas no osso cortical com abutment de NiTi.

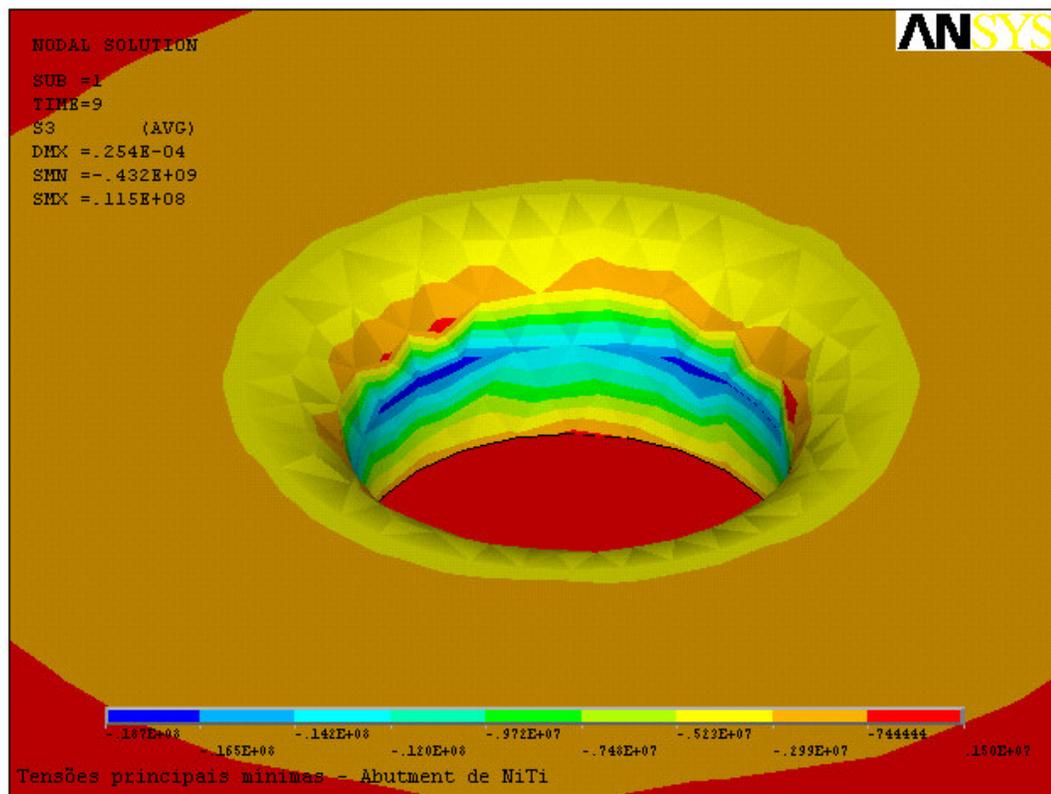


Figura 5.11 – Tensões mínimas relativas ao osso cortical com abutment de NiTi.

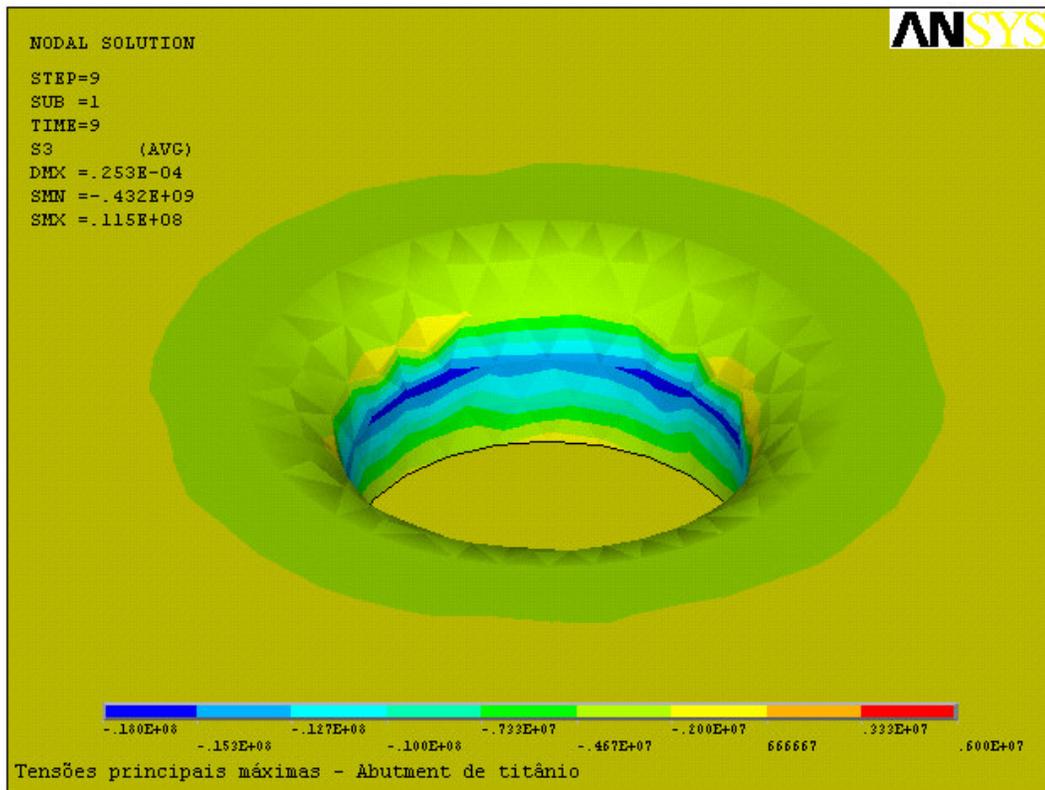


Figura 5.12 – Tensões máximas mostradas no osso cortical com abutment de Ti.

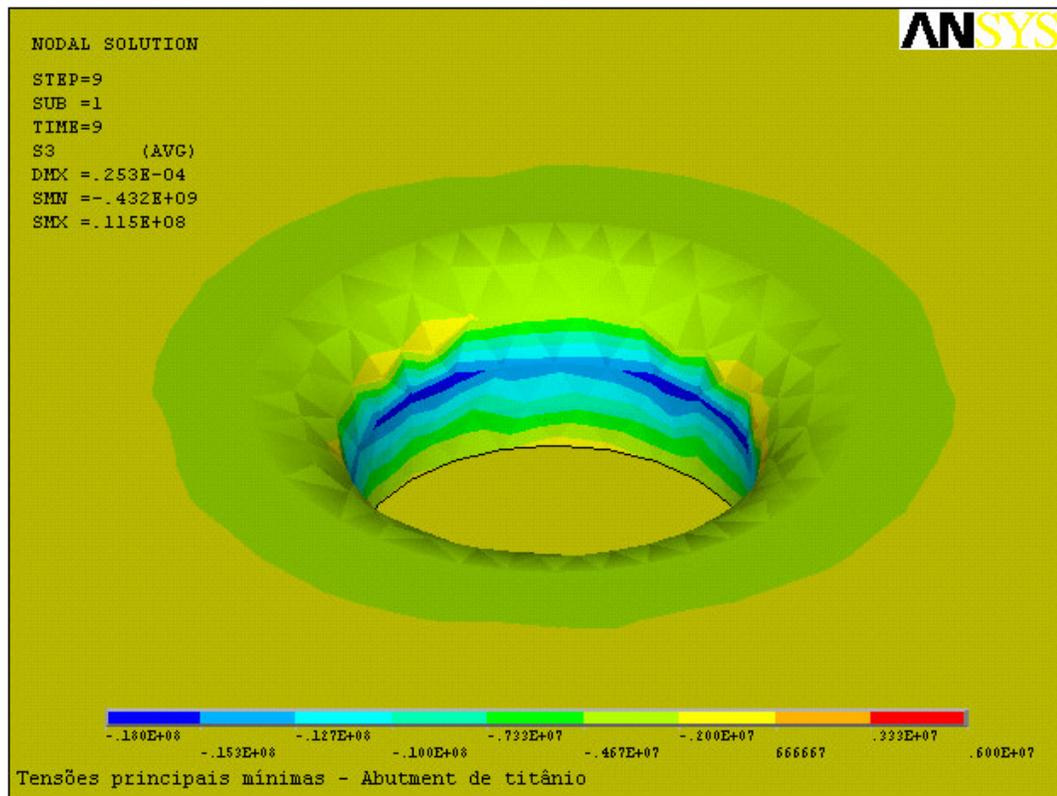


Figura 5.13 – Tensões mínimas relativas ao osso cortical com abutment de Ti.

Tabela 5.1 – Tensões máximas e mínimas nos pontos do perímetro cervical. Valores negativos são de compressão e positivos de tração.

Ponto	Tensões máximas (MPa)		Tensões mínimas (MPa)	
	Ti	NiTi	Ti	NiTi
1	9,24	8,03	-12,60	-23,28
2	-5,42	-2,44	-21,82	-19,74
3	-0,81	-0,59	-19,46	-22,12
4	-2,64	-2,30	-14,98	-14,30
5	-3,29	-3,59	-17,84	-20,83
6	-3,07	-2,01	-15,00	-13,79
7	-3,95	-4,27	-17,33	-20,02
8	-0,76	-0,42	-9,56	-11,69

Observa-se que na maioria dos pontos do perímetro cervical há a diminuição das tensões no abutment de NiTi em comparação com o abutment de Ti puro. Este resultado é muito importante clinicamente, pois tensões na região cervical dos implantes são responsáveis pela perda da crista óssea marginal aos implantes dentários (Oh, et al., 2002).

### **Energia do sistema no carregamento vertical**

A medida de quantidade de energia total aplicada ao sistema foi obtida traçando-se uma curva força x deslocamento no ponto de aplicação da força no coping (figuras 5.14, 5.15, 5.16). Esse resultado é importante para confirmarmos a conservação de energia no ponto de aplicação da força, antes dessas tensões alcançarem o abutment superelástico que tem como objetivo absorver os impactos mastigatórios.

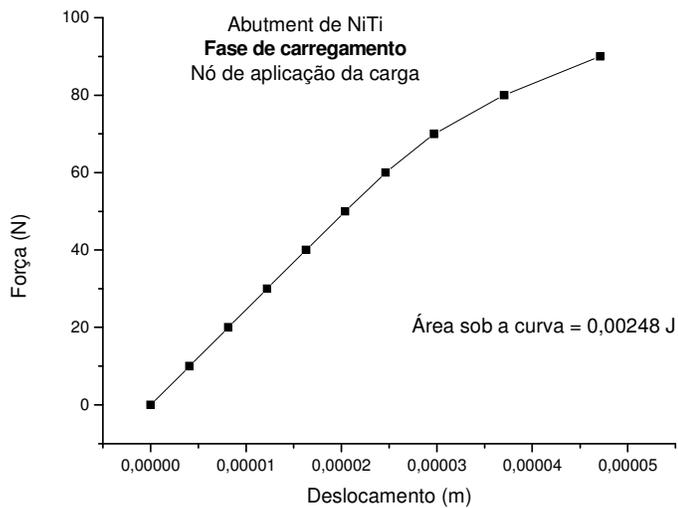


Figura 5.14 – Curva tensão-deformação durante o carregamento no abutment de NiTi.

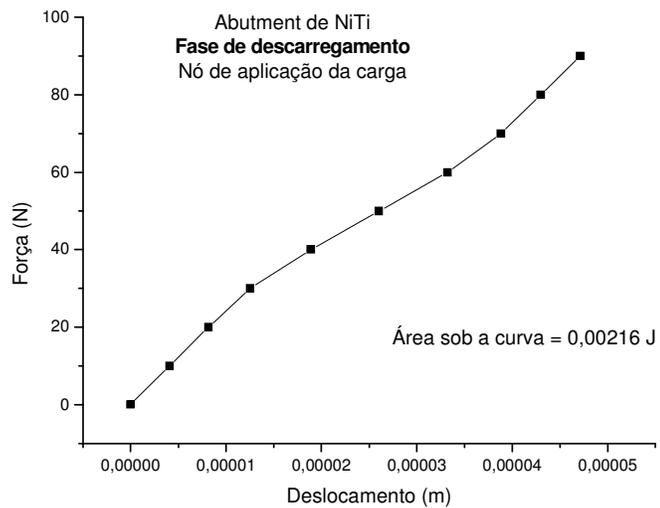


Figura 5.15 – Curva tensão-deformação para o descarregamento no abutment de NiTi.

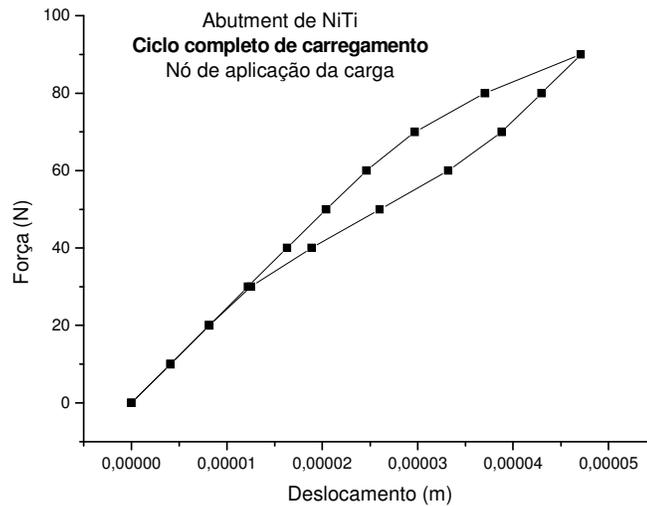


Figura 5.16 – Ciclo completo de carregamento e descarregamento do sistema.

As áreas das curvas subtraídas revelaram os seguintes resultados

- Energia no sistema durante carregamento = 0,00248 J.
- Energia no sistema durante descarregamento = 0,00216 J.
- Energia dissipada durante o ciclo = 0,00032 J (12,90 % da energia total aplicada).

Os resultados levam à conclusão de que não houve redução significativa da energia do sistema no ponto de aplicação. O material do coping não absorveu energia do sistema, pois é um material rígido com alto módulo de elasticidade.

A perda de energia foi comparada quando o mesmo modelo foi testado substituindo-se o NiTi pelo Ti comercialmente puro, material esse utilizado corriqueiramente no mercado. O resultado foi de um comportamento linear, como esperado, tanto no carregamento como no descarregamento. (figuras 5.17, 5.18, 5.19)

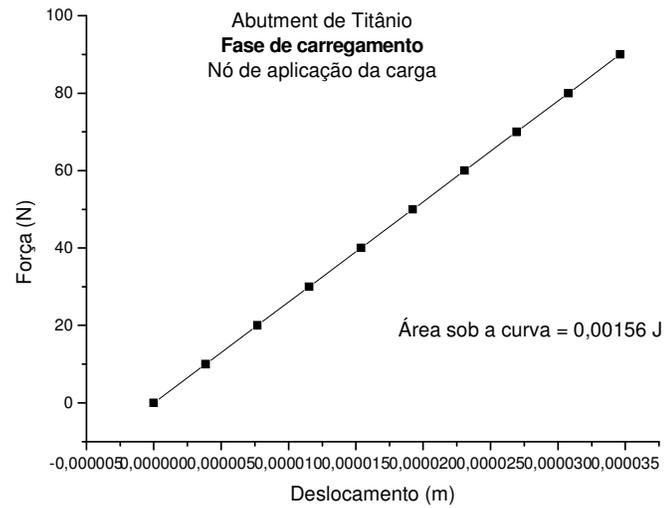


Figura 5.17 – Curva força x deslocamento no nó de aplicação de carga no abutment de Ti, na fase de carregamento.

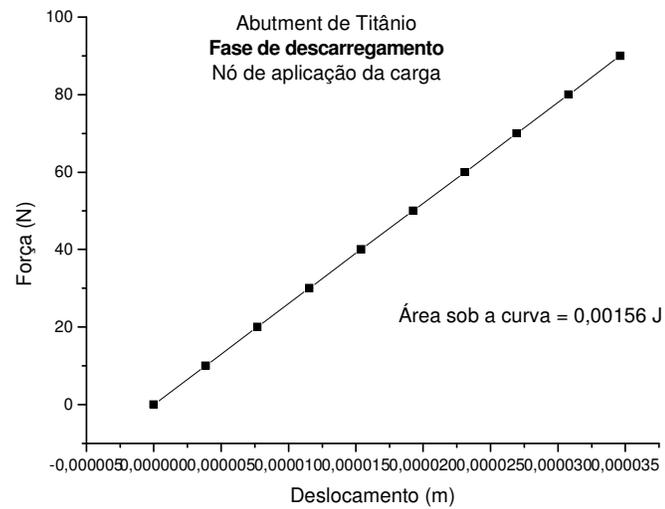


Figura 5.18 – Curva força x deslocamento no nó de aplicação de carga no abutment de Ti, na fase de descarregamento.

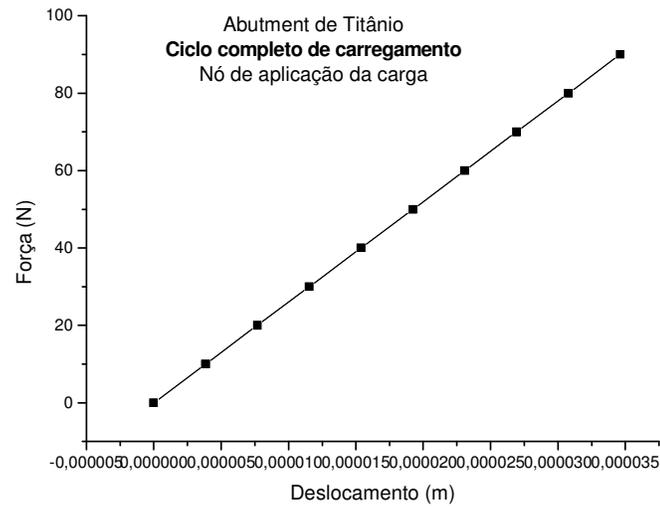


Figura 5.19 – Curva força x deslocamento no nó de aplicação de carga no abutment de Ti, na fase de carregamento e descarregamento.

As áreas das curvas subtraídas revelaram os seguintes resultados

- Energia no sistema durante carregamento = 0,00156 J.
- Energia no sistema durante descarregamento = 0,00156 J.
- Energia dissipada durante o ciclo = 0 J.

Os resultados, como esperado, não mostraram nenhuma perda de energia durante o carregamento e descarregamento.

## 6. Conclusões

Considerando o modelo do sistema osso-implante desenvolvido, quanto à absorção da transmissão de esforços mastigatórios para o sistema osso implante, pode-se concluir que:

- As tensões cervicais em sua maioria foram menores quando foi utilizado o abutment de NiTi quando comparado com o abutment de titânio, com isso menores tensões cervicais podem ser obtidas durante o uso do NiTi como material de eleição para a confecção de abutments de implantes dentários.
- O emprego de um abutment de NiTi pode resultar em melhorias estruturais e na distribuição de cargas oclusais dos implantes dentários.
- Foi realizado um estudo estático, e pode ser necessário um estudo mais aprofundado do sistema, com um carregamento cíclico dinâmico, para que haja maior clareza nos resultados encontrados nesse estudo. O NiTi tem um comportamento diferenciado em carregamento cíclico, e por tanto um estudo dinâmico com ênfase na fadiga do material também deve ser considerado para que seu uso continuado seja previsto.
- A dissipação de energia medindo-se os loops das curvas tensão deformação e força deslocamento demonstraram a dissipação média de 12% da energia aplicada no sistema quando o abutment de NiTi foi utilizado.
- Essa dissipação encontrada pode ser utilizada para diminuir a energia do sistema biológico diminuindo danos estruturais ao sistema osso-implante.

## **7. Relevância dos resultados**

Os resultados contidos nesse trabalho podem contribuir para o desenvolvimento da implantodontia como um todo. A absorção de impactos mastigatórios melhora a segurança do sistema de implante. Se o usuário de implante dentário for portador de parafunção, esse poderá se beneficiar do abutment que absorve esses impactos, pois esse paciente irá transmitir somente parte da grande carga diária que seus músculos irão transmitir para as próteses implantossuportadas.

Em outras áreas há também trabalhos cíclicos sobre implantes osseointegrados. Na ortopedia implantes de colo do osso fêmur sofrem esforços cíclicos durante o caminhar do usuário. Essa idéia também é válida para implantes osseointegrados de coto de fêmur.

## **8. Sugestões para trabalhos futuros**

O presente estudo aponta para novas investigações que podem ter validade no desenvolvimento de órteses e próteses. A idéia inicial desse estudo começou com estudos de estruturas da construção civil para diminuir danos a edificações em áreas de ocorrências de terremotos (Fuzzaga, 2003). Essa idéia foi então adaptada para a implantodontia oral. A sugestão para trabalhos futuros é baseada na continuação da investigação da absorção de impactos cíclicos pelos biomateriais utilizados atualmente, e o desenvolvimento de novos biomateriais com capacidade de absorção de impactos. A fadiga desses materiais, em carregamentos cíclicos, deve ser devidamente investigada, pois nesse tipo de material não pode ocorrer falhas estruturais. Uma análise dinâmica solucionaria dúvidas a esse respeito. Como esse estudo considerou um carregamento estático, é sugerida uma investigação maior desse sistema sob carregamento dinâmico e com cargas como o impacto.

Para se verificar o efeito do uso do material no caso de impacto, o mesmo modelo pode ser utilizado em uma análise dinâmica. Espera-se que o amortecimento fornecido pela dissipação de energia possa contribuir para a redução de tensões em pontos críticos, tais como a interface implante-osso. O comportamento a fadiga é outro ponto merecendo uma análise adicional. Sabe-se que as propriedades do NiTi se alteram com uma ciclagem do carregamento; assim sendo, o estudo de seu comportamento à fadiga considerando suas propriedades já estabilizadas pode fornecer maiores informações sobre o uso continuado do implante proposto.

## 9. Referências bibliográficas

- Akkan I., Sertgöz A., Ekici B. *Influence of occlusal forces on stress distribution in preloaded dental implant screws*. The journal of prosthetic dentistry, v. 91, n. 4, p. 319-325, 2004.
- Baiamonte T., Abbate M. F., Pizzarello F., Lozada J., James R. *The experimental verification of the efficacy of finite element modeling to dental implant systems*. Journal of Oral Implantology, v. 12, n. 2, p. 104-110, 1996.
- Berutti E., Chiandussi G., Gaviglio I., Ibba A. *Comparative analysis of torsional and bending stresses in two mathematical models of nickel-titanium rotary instruments: ProTaper versus ProFile*. Journal of Endodontics, v. 29, n. 1, p. 15-19, 2003.
- 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*. The journal of prosthetic dentistry, v. 92, n. 6, p. 523-530, 2004.
- Casas, E. B. L., Cornacchia T. P. M., Gouveia P. H. P., Cimini Jr C. A. *Abfraction and anisotropy –Effects of prism orientation on stress distribution*. Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, v. 6, n. 1, p. 65-73, 2003.
- 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*. The Journal of Prosthetic Dentistry, v. 91, n. 2, p. 144-150, 2004.
- Fugazza D., *Shape memory alloy devices in earthquake engineering: mechanical properties, constitutive modeling and numerical simulations*. Pavia: Istituto Universitario di Studi Superiori di Pavia, 2003, 141 p. (Dissertação, Mestrado em Engenharia de Terremoto).
- Gaggl A., Shultes G. *Biomechanical properties in titanium implants with integrated maintenance free shock absorbing elements*. Biomaterials, n.22, p. 3061-3066, 2001.

- Geramy A., Morgano S. M. *Finite element analysis of three designs of an implant supported molar crown*. The journal of prosthetic dentistry, v. 92, n. 5, p. 434-440, 2004.
- Goodacre C. J., Brenal G., Rungchrassaeng K., Kan J. Y. K. *Clinical complications with implants and implant protheses*. J. Prosthet Dent., n. 90, p. 121-132, 2003.
- 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*. Journal of Biomechanics, n.36, p.1247-1258, 2003.
- Himmlová L., Dostálová T., Kácovský A., Konvičková S. *Influence of implant length and diameter on stress distribution: A finite element analysis*. The Journal of Prosthetic Dentistry, v. 91, n. 1, p.20-25, 2004.
- Hoshaw S.J., Brunski J.B., Cochran G.V.B. *Mechanical loading of Brånemark implants affects interfacial bone modeling and remodeling*. Int. Oral Maxillofac. Implants, n. 9, p. 345-360, 1994.
- Huja S.S., Katona T. R., Burr D. B., Garetto L. P., Roberts W. E. *Microdamage adjacent to endosseous implants*. Bone, v. 25, n. 2, p.217-222, 1999.
- İplikçioğlu H., Akça K. *Comparative evaluation of the effect of diameter, length and number of implants supporting three-unit fixed partial protheses on stress distribution in the bone*. Journal of Dentistry, n. 30, p. 41-46, 2002.
- Ko C. C., Swift J. Q., DeLong R., Douglas W. H., Kim Y., An K. N., Chang C. H., Huang H. L. *An intra-oral hydraulic system for controlled loading of dental implants*. Journal of Biomechanics, N. 35, p. 863-869, 2002.
- Koca O. L., Eskitascioglu G., Usumez A. *Three-dimensional finite-element analysis of functional stresses in different bone locations produced by implants placed in the maxillary posterior region of the sinus floor*. The journal of prosthetic dentistry, v. 93, n. 1, p. 38-44, 2005.
- Lagoudas D.C., Ravi-Chandar K., Sara K., Popov P. *Dynamic loading of polycrystalline shape memory alloy rods*. Mechanics of Materials, n. 35, p.689-716, 2003.

- Logan, D. L. *A first course in the finite element method*, 2<sup>a</sup> ed., Portland: PWS-Engineering, 1986. 617p.
- Lozada J. L., Abbate M. F., Pizzarello F. A. James R. A. *Comparative Three-dimensional analysis of two finite-element endosseous implant designs*. Journal of oral implantology, v.20, n.4, p. 315-321, 1994.
- Moura G. C. R., Aguilár M. T. P., Campos H. B., Pertence A. E. M., Cetlin P. R. *O uso de elementos finitos na avaliação de falhas de matriz*. Revista Máquinas e Metais, v. XL, n.459, p. 256-267, 2004.
- Nemat-Nasser S., Guo WG. *Superelastic and cyclic response of NiTi SMA at various strain rates and temperatures*. Mechanics of Materials, v. x, n. x, p. xxx-xxx, 2005.
- Oh T.J., Yoon J., Misch C. E., Wang H.L. *The causes of early implant bone loss: myth or science?* Journal of Periodontology, v. 73, n.3, p. 322-333, 2002.
- Okeson J. P. *Fundamentos de oclusão e desordens têmporo-mandibulares* 2<sup>a</sup> ed., Artes Médicas, São Paulo, cap. 7, 1992.
- O`Mahony B., Bowles Q., Woolsey G., Robinson S.J., Spencer P. *Distribuição do stress nos implantes ósseo-integrados unitários: análise por meio do elemento finito das cargas axiais e não-axiais*. The International Journal of Oral Implantology, n. 11, 2002.
- Papavasiliou G., Kamposiora P., Baynet S. C., Felton D. A. *3D-FEA of osseointegration percentages and patterns on implant-bone interfacial stresses*. Journal of Dentistry, v. 25, n. 6, p. 485-491, 1997.
- Piattelli A., Scarano A., Piattelli M., Vaia E. Matarasso S. *Hollow implants retrieved for fracture: a light and scanning electron microscope analysis of 4 cases*. Journal of Periodontology, v.69, n. 2, p. 185-189. 1998.
- Rieger M. R., M. R., Mayberry M. S., Brose M. O. *Finite element analysis of six endosseous implants*. Journal of Prosthetic dentistry, v. 63, n. 6, p. 671-676, 1990.
- Rieger M. R., Adams W. K., Kinzel G. L. *A finite element survey of eleven endosseous implants*. Journal of prosthetic dentistry, v. 63, n.4, p. 457-465, 1990.

- Şaim S., Çehreli M. C., Yalçın E. *The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses – a review*. Journal of Dentistry, n. 30, p. 271-282, 2002.
- Sevimay M., Turhan F., Kiliçarslan M. A., Eskitascioglu G. *Three-dimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on stress distribution in an implant-supported crown*. The journal of prosthetic dentistry, v. 93, n. 3, p. 227-234, 2005.
- Yokoyama K., Ichikawa T., Murakami H., Miyamoto Y., Asaoka K. *Fracture mechanisms of retrieved titanium screw thread in dental implant*. Biomaterials, n. 23, p. 2459-2465, 2002.
- Vasconcelos W. A., Casas E. B. L., Cimini Jr C. A., Albuquerque R. *Study of the stress distribution in dentin induced prefabricated posts using finite element method*. Journal of Dental Research, v. 82, p. 244-244, 2003.