

LUCILA ZIMMERMANN LARGURA

**AVALIAÇÃO DO COMPORTAMENTO BIOMECÂNICO DO TECIDO ÓSSEO
ADJACENTE AO MINIIMPLANTE UTILIZADO COMO ANCORAGEM
SUBMETIDO À FORÇA ORTODÔNTICA UTILIZANDO O MÉTODO DE
ELEMENTOS FINITOS**

CAMPINAS
2008

LUCILA ZIMMERMANN LARGURA

**AVALIAÇÃO DO COMPORTAMENTO BIOMECÂNICO DO TECIDO ÓSSEO
ADJACENTE AO MINIIMPLANTE UTILIZADO COMO ANCORAGEM
SUBMETIDO À FORÇA ORTODÔNTICA UTILIZANDO O MÉTODO DE
ELEMENTOS FINITOS**

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

Área de Concentração: Ortodontia

Orientadora: Profa. Dra. Roberta Tarkany Basting Hofling

Co-orientadora: Profa. Dra. Mildred Ballin Recke

CAMPINAS
2008

Ficha Catalográfica elaborada pela Biblioteca "São Leopoldo Mandic"

L322a Largura, Lucila Zimmermann.
Avaliação do comportamento biomecânico do tecido ósseo adjacente ao miniimplante utilizado como ancoragem submetido a força ortodôntica utilizando o método de elementos finitos / Lucila Zimmermann Largura. – Campinas: [s.n.], 2008.
88f.: il.

Orientador: Roberta Tarkany Basting Hofling.
Dissertação (Mestrado em Ortodontia) – C.P.O. São Leopoldo Mandic – Centro de Pós-Graduação.

1. Biomecânica. 2. Implante dentário endoósseo.
3. Procedimento de ancoragem ortodôntica. 4. Ortodontia.
I. Hofling, Roberta Tarkany Basting. 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: “AVALIAÇÃO DO COMPORTAMENTO BIOMECÂNICO DO TECIDO ÓSSEO ADJACENTE AO MINIIMPLANTE UTILIZADO COMO ANCORAGEM SUBMETIDO À FORÇA ORTODÔNTICA UTILIZANDO O MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS” apresentada ao Centro de Pós-Graduação, para obtenção do grau de Mestre em Odontologia, área de concentração: _____ em __/__/____, à comissão examinadora abaixo denominada, foi aprovada após liberação pelo orientador.

Prof. (a) Dr (a)
Orientador

Prof. (a) Dr (a)
1º Membro

Prof. (a) Dr (a)
2º Membro

DEDICATÓRIA

Ao meu pai,

Que me colocou neste mundo e me
ensinou a caminhar por ele,

que me mostrou a dignidade do ser
humano,

que sempre me encheu de amor,

que fez dos meus sonhos os seus.

AGRADECIMENTO

Agradeço ao meu pai Pedro, que, por dedicar a sua vida às filhas, hoje eu galgo um degrau importante na minha vida profissional. Pai, mais uma vez, obrigada por todo o incentivo e, principalmente, pela confiança que você sempre depositou em mim.

A minha mãe Cleonice, que sempre lutou pela nossa felicidade. Mãe, você é minha referência de mulher, um exemplo de profissional, no qual eu sempre me inspirei.

Ao meu marido Oscar, que faz com que eu me sinta amada. Isso é tudo. Amor, obrigada pelo encorajamento, compreensão, amor, e pelo pai maravilhoso que você é.

A minha filha Maria Luiza, simplesmente a razão de tudo.

Ao meu afilhado Arthur e minha prima Laís, pois quando eu os vejo, tenho esperança de um mundo melhor.

A minha irmã Alina, cuja vida está de tal maneira atrelada à minha que qualquer conquista é sempre nossa. Kikinha, nós estamos juntas aqui.

A Nana, cujo amor e amizade me confortam. Nana, obrigada por ser tão presente na minha vida.

A Prof. Dra. Mildred Ballin Recke, que me recebeu no departamento de engenharia civil da UFPR, e na sua própria vida, de braços abertos. Responsável pela minha entrada neste mundo novo e fascinante que é a bioengenharia. Não posso expressar em palavras minha gratidão por tudo: por sua paciência em ensinar tudo para quem não sabia nem a “raiz de dois”; por seu desprendimento em se doar tanto e doar o seu conhecimento; pela oportunidade que me concedeu de pesquisar em seu laboratório, por seu entusiasmo crescente e contagiante pelo tema da minha pesquisa e, especialmente, por sua grande e sincera amizade. Mildred, nosso encontro já estava marcado!

A Prof. Dra. Ana Cláudia Moreira Melo, que me apresentou ao miniimplante e transformou a minha vida. Ana, nenhuma palavra será fiel ao meu

sentimento de gratidão por todas as oportunidades que você me proporcionou. Sua participação no meu crescimento profissional e pessoal é definitiva e me deixa em débito com você por muitas vidas. Obrigada por sempre acreditar em mim e por ter me dado a honra de ser sua amiga.

A Profa Dra Roberta T. Basting, por sua orientação precisa e impressionante rapidez para realizar as correções.

A minha grande amiga Rogéria, que, não por acaso, foi meu primeiro laço profissional em Curitiba: tão forte que nunca se desfez. Rogéria, sou sua admiradora e profundamente grata a você, pois, sua amizade me conduziu até aqui.

A minha avó Eunice, pelo amor, pelas orações e pelo auxílio, sempre que precisei.

A minha sogra Clorís, que muitas vezes “socorreu” Oscar e Maria Luiza durante a minha ausência.

As tias Vera e Aracelly, que me incentivaram durante todo o período e que tantas vezes cuidaram da minha filha.

Ao Prof. Dr. Jurandir Barbosa, pelos valiosos ensinamentos e por contribuir de maneira incontestável para o crescimento da nossa especialidade.

Ao Prof. Dr. Leonardo Bandle Fillizola, por sua imensa contribuição para minha formação profissional.

As Professoras Dra. Eliana Moreira Lopes, Alba Magali Gonçalves, e Mônica Ferreira Pereira, por serem exemplo de competência, elevando o curso ao mais alto nível técnico.

A amiga Ana Paula Gebert, por ter me acolhido tão bem na bioengenharia, pelos conhecimentos que me transmitiu e, principalmente, pela grande amizade.

Ao engenheiro Felipe, pela sua ajuda imprescindível na simulação computacional, sem a qual eu não poderia ter realizado este trabalho.

As minhas queridas colegas de turma Paula Roberta Reali, Cristina Dib e Ana Amélia Amoy Freitas, pois sua amizade foi sempre um estímulo e um conforto

naqueles dias em que estivemos longe de nossas famílias. Sempre estarei torcendo por vocês e mesmo longe, sempre estarão em meu coração.

Ao colega Alcides Vieira, pelo seu incentivo, apoio em todos os momentos e palavras de confiança.

A todos os colegas de turma, que contribuíram para que o período longe de casa fosse agradável, tornando-o menos desgastante.

A Marli, querida amiga, que sempre cuidou para que os pacientes não sentissem minha falta durante as viagens.

Aos colegas do Cesec Marcos, Saul e Emílio, pelo auxílio prestado sempre que precisei.

“Numa primeira etapa, a janela aberta pela ciência faz-nos tremer, ao nos retirar o calor que vem dos tradicionais mitos humanos, mas depois o ar fresco traz-nos vigor, e os grandes espaços têm um esplendor muito próprio”.

Bertrand Russel

RESUMO

Este trabalho teve como objetivo investigar os efeitos de uma força ortodôntica no comportamento biomecânico do tecido ósseo, comparando as tensões e deformações na estrutura óssea periimplantar antes e após a osseointegração do miniimplante, por meio de uma análise tridimensional de elementos finitos. Dois modelos matemáticos diferentes foram utilizados para modelar a região miniimplante-osso: o primeiro modelo simulou um miniimplante logo após a sua instalação, reproduzindo a situação onde há estabilidade primária, e o segundo modelo simulou o miniimplante osseointegrado. Forças horizontais de 0,5 a 1,5 N foram aplicadas na cabeça dos miniimplantes, simulando um movimento ortodôntico no sentido mesio-distal. Os resultados mostraram que a osseointegração é capaz de reduzir os níveis de tensão no tecido ósseo e distribuir as tensões de maneira mais homogênea. Contudo, constatou-se que, tanto antes como depois da osseointegração, as tensões e as deformações ocorridas no osso permaneceram em níveis fisiológicos, mantendo o equilíbrio entre reabsorção e neoformação óssea. Esses resultados sugerem que a ausência de osseointegração não compromete a ancoragem fornecida pelo miniimplante.

ABSTRACT

The aim of this study was to investigate the effects of an orthodontic force on biomechanical behavior of bone tissue when a force is applied to an anchorage mini-implant. It was compared the stress and strain on bone structure before and after mini-implant osseointegration using a tridimensional finite element analysis. Two different mathematical models were used to modulate the mini-implant/bone interface. The first model simulated a mini-implant immediately after its insertion, in cases where primary stability is present. The second model simulated the mini-implant after osseointegration. Horizontal forces from 0.5 to 1.5 N were applied at the head of the mini-implant in order to reproduce a mesio-distal force. The results showed that when osseointegration is present there is a decrease on stress level on osseous tissue as well as a more homogeneous distribution of the stress. However, it was observed that before and after osseointegration, stress and strain were into a physiological boundary, which means that there was a balance between bone resorption and apposition. These results suggest that the absence of osseointegration does not compromise the anchorage obtained with the mini-implant.

LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E SÍMBOLOS

σ	- Tensão
$\mu\epsilon$	- Microstrain
2D	- Bidimensional
3D	- Tridimensional
A	- Área
AO	- Antes da osseointegração
APO	- Após a osseointegração
BMU	- Unidade básica multicelular
CESEC	- Centro de Estudos de Engenharia Civil Inaldo Ayres Vieira
E	- Módulo de elasticidade
F	- Força
g/f	- grama/força
GB	- Giga Bite
GPa	- Giga Pascal
MEF	- Método dos elementos finitos
MÊS	- Deformação mínima efetiva
MHz	- Mega Hertz
MPa	- Megapascal
N	- Newton
Pa	- Pascal
UFPR	- Universidade Federal do Paraná
ν	- Coeficiente de Poisson
ϵ	- Deformação
ϵ_1	- Deformação principal máxima
ϵ_3	- Deformação principal mínima
ρ	- Fração de Frost que expressa ganho ou perda óssea
σ_3	- Mínima tensão principal
σ_{eqv}	- Tensão de von Mises
σ_{ult}^-	- Tensão última de resistência à compressão
σ_{ult}^+	- Tensão última de resistência à tração
σ_y	- Tensão de escoamento
$\sigma_1, \sigma_2, \sigma_3$	- Tensões principais

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 - Paralelogramo antes (MABC) e após (M'A'B'C') um alongamento na direção do eixo x.....	28
Figura 2 - Paralelogramo antes (MABC) e após (M'A'B'C') uma distorção.....	29
Figura 3 - Esquema representando as deformações hidrostáticas de compressão e tração	30
Figura 4 - Esquema representando as deformações desviadoras ou octaédricas	30
Quadro 1 - Propriedades mecânicas do osso humano	31
Figura 5 - Níveis fisiológicos e patológicos de deformação e correspondente fração ρ que expressa ganho ou perda de massa óssea (adaptado de Wiskott, Belser, 1999; Melsen, Verna, 2005).....	34
Figura 6 - Malha de elementos finitos utilizada evidenciando os três materiais: titânio, osso cortical e osso trabecular.....	53
Figura 7 - Detalhe da malha de elementos finitos utilizada para modelar o minimplante	53
Tabela 1 - Propriedades físicas dos materiais.....	54
Figura 8 - Elemento SOLID 92	55
Figura 9 - Elemento TARGE 170.....	55
Figura 10 - Elemento CONTA 174	56
Figura 11 - Deformação principal máxima (ϵ_1) com carga de 0,5N - AO.....	57
Figura 12 - Deformação principal máxima (ϵ_1) com carga de 0,5N - APO.....	58
Figura 13 - Deformação principal máxima (ϵ_1) com carga de 1,0N - AO.....	58
Figura 14 - Deformação principal máxima (ϵ_1) com carga de 1,0N - APO.....	59
Figura 15 - Deformação principal máxima (ϵ_1) com carga de 1,5N - AO	59
Figura 16 - Deformação principal máxima (ϵ_1) com carga de 1,5N - APO	60
Figura 17 - Deformação principal mínima (ϵ_3) com carga de 0,5N - AO.....	60
Figura 18 - Deformação principal mínima (ϵ_3) com carga de 0,5N – APO.....	61
Figura 19 - Deformação principal mínima (ϵ_3) com carga de 1,0N - AO.....	61
Figura 20 - Deformação principal mínima (ϵ_3) com carga de 1,0N – APO.....	62
Figura 21 - Deformação principal mínima (ϵ_3) com carga 1,5N - AO.....	62
Figura 22 - Deformação principal mínima (ϵ_3) com carga 1,5N - APO	63

Figura 23 - Máxima tensão principal (σ_1) com carga de 0,5N - AO.....	63
Figura 24 - Máxima tensão principal (σ_1) com carga de 0,5N - APO	64
Figura 25 - Máxima tensão principal (σ_1) com carga 1,0N - AO.....	64
Figura 26 - Máxima tensão principal (σ_1) com carga 1,0N - APO	65
Figura 27 - Máxima tensão principal (σ_1) com carga 1,5N - AO.....	65
Figura 28 - Máxima tensão principal (σ_1) com carga 1,5N - APO	66
Figura 29 - Mínima tensão principal (σ_3) com carga 0,5N - AO	66
Figura 30 - Mínima tensão principal (σ_3) com carga 0,5N - APO	67
Figura 31 - Mínima tensão principal (σ_3) com carga 1,0N - AO	67
Figura 32 - Mínima tensão principal (σ_3) com carga 1,0N - APO.....	68
Figura 33 - Mínima tensão principal (σ_3) com carga 1,5N - AO	68
Figura 34 - Mínima tensão principal (σ_3) com carga 1,5N - APO.....	69
Figura 35 - Tensão de von Mises (σ_{EQV}) com carga 0,5N - AO	69
Figura 36 - Tensão de von Mises (σ_{EQV}) com carga 1,0 N - AO	70
Figura 37 - Tensão de von Mises (σ_{EQV} com carga 1,5 N - AO.....	70
Figura 38 - Tensão de von Mises (σ_{EQV}) com carga 0,5N - APO.....	71
Figura 39 - Tensão de von Mises (σ_{EQV}) com carga 1,0N - APO.....	71
Figura 40 - Tensão de von Mises (σ_{EQV}) com carga 1,5N - APO.....	72
Tabela 2 - Máximas deformações e tensões principais para os tipos de carga antes e após a osseointegração	72

SUMARIO

1 INTRODUÇÃO	14
2 REVISÃO DA LITERATURA	17
2.1 Biomecânica do tecido ósseo	17
2.1.1 Biomecânica	17
2.1.2 Aspectos biológicos e mecânicos do tecido ósseo	18
2.1.3 Remodelação óssea e biomecânica	22
2.1.4 Conceitos básicos - Tensão (stress) e deformação (strain)	27
2.1.5 Relação entre deformação (strain) com as alterações da massa óssea	32
2.2 Método dos elementos finitos	34
2.3 Miimplantes para ancoragem ortodôntica	47
3 PROPOSIÇÃO	51
4 MATERIAIS E MÉTODOS	52
4.1 Modelagem computacional de miniimplante usando MEF	52
4.1.1 Geometria das estruturas	52
4.1.2 Definição do carregamento	54
4.1.3 Simulação computacional	54
4.1.4 Análise dos resultados	56
5 RESULTADOS	57
6 DISCUSSÃO	74
6.1 Análise das tensões principais: tração e compressão	76
6.2 Análise das tensões de von Mises	78
6.3 Análise das deformações principais (deformação de tração e de compressão)	78
7 CONCLUSÃO	81
REFERÊNCIAS	82
ANEXO A – APROVAÇÃO DO COMITE DE ÉTICA	88

1 INTRODUÇÃO

Os miniplantes para ancoragem têm sido amplamente utilizados na terapia ortodôntica por fornecerem um ponto fixo de aplicação de força capaz de evitar movimentos dentários indesejáveis (Cope, 2005). A ancoragem promovida pelo miniplante tem se mostrado bastante vantajosa, especialmente para realizar movimentações ortodônticas complexas, para tratar de indivíduos com perdas dentárias ou ainda tratar de indivíduos que não aceitem usar os aparelhos convencionais de controle de ancoragem. Casos clínicos bem sucedidos têm sido relatados na literatura demonstrando a eficiência clínica desse artifício (Keles et al., 2003; Liou et al., 2004). Experimentos em animais têm verificado, por meio de análise histológica, a estabilidade do miniplante ao receber forças ortodônticas (Melsen, Lang, 2001; Ohmae et al., 2001). Entretanto, os miniplantes apresentam um índice de insucesso em torno de 10%, um valor maior do que os implantes dentais convencionais (Büchter et al., 2005). Entre os fatores relacionados à perda do miniplante estão: a inflamação por higiene oral inadequada (Bae, 2002; Cheng et al., 2004; Park et al., 2006), o diâmetro do parafuso e o alto ângulo do plano mandibular (Miyawaki et al., 2003). A falha do miniplante também é relacionada à geração de um movimento de inclinação no rebordo ósseo (Buchter et al., 2005). Segundo Meyer et al. (2004), para se avaliar o insucesso do miniplante deve-se considerar o sistema biomecânico do efeito da carga no osso periimplantar e o tempo de aplicação da carga, fatores que interferem na reparação do tecido ósseo. Parâmetros biomecânicos como projeto do miniplante e qualidade óssea são apontados também como fatores influentes no sucesso dos miniplantes (Buchter et al., 2005).

A maneira como a força aplicada ao miniplante é transmitida ao tecido ósseo, ou seja, a distribuição das tensões dentro da estrutura óssea determina o comportamento biomecânico do tecido ósseo frente a um miniplante carregado e é um parâmetro importante a ser investigado. Esse tema insere-se em um novo e importante campo de pesquisas, conhecido como Biomecânica (Garcia et al., 2002). Essa área da ciência busca a compreensão do comportamento complexo dos tecidos vivos do ponto de vista mecânico, onde os conceitos da engenharia mecânica são utilizados para investigar e elucidar processos biológicos. A biomecânica é um ramo multidisciplinar da engenharia biomédica em que a contribuição de várias especialidades, como por exemplo, a odontologia, a biologia, a engenharia, a matemática, é fundamental para o seu desenvolvimento. Os métodos da engenharia são aplicados para a concepção, teste e produção de equipamentos para uso em medicina, odontologia e outras áreas da saúde, assim como para a compreensão, definição e resolução de problemas fisiológicos e biológicos (Hay, 1993).

No campo da biomecânica, a mecanobiologia é uma ramificação segundo a qual os processos biológicos podem ser influenciados por carregamentos mecânicos e descritos por modelos matemáticos (Prendergast, 2002). Partindo dessa premissa, uma metodologia de análise computacional tem sido utilizada para simular situações biológicas e estudá-las do ponto de vista mecânico: o método dos elementos finitos (MEF). O MEF foi criado para resolver problemas em engenharia e tem se mostrado uma ferramenta capaz de explorar os efeitos da aplicação de uma carga no comportamento biomecânico do osso (Meyer et al., 2001). Uma das vantagens desse método é poder ser aplicado a sólidos de geometria irregular que contenham propriedades materiais heterogêneas (Vasquez et al., 2001). A

implantodontia tem utilizado o MEF para predizer os efeitos das tensões do implante dental no tecido ósseo adjacente, pois uma variável importante para o sucesso ou falha do implante, quando está livre de infecção é a maneira como as tensões são transferidas ao osso (Adell et al., 1981; Geng et al., 2001). Diversos autores têm utilizado essa metodologia computacional para avaliar o comportamento biomecânico do tecido ósseo frente a carregamentos externos (Melsen, Lang, 2001; Mellal et al., 2004; Kitamura et al., 2005; Simsek et al., 2006).

Pesquisas envolvendo MEF e miniimplantes são ainda escassas na literatura e, portanto, uma vasta área aberta para investigação científica. Este trabalho pretende utilizar a metodologia dos elementos finitos para avaliar os efeitos de uma força ortodôntica no comportamento biomecânico do tecido ósseo quando uma força é aplicada a um miniimplante, comparando as tensões e deformações na estrutura óssea em duas situações: antes e após a osseointegração do miniimplante.

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 Biomecânica do tecido ósseo

2.1.1 Biomecânica

Com o avanço do conhecimento sobre o ser humano, houve o desenvolvimento de novas áreas da ciência que buscam sua compreensão. Entre elas, a bioengenharia e a biomecânica, que associam os conceitos da biologia com os conceitos da física. O título de pai da biomecânica é atribuído a Galileu Galilei (1564-1642), pois foi quem primeiro utilizou conceitos de biomecânica ao sistema músculo-esquelético do ser humano relacionando a forma particular dos ossos com suas implicações mecânicas, já no ano de 1638 (Rüberg, 2003).

Segundo Hay (1993), biomecânica é a ciência que analisa as forças que atuam numa estrutura biológica e os efeitos produzidos por tais forças, ou seja, a relação das estruturas e as funções fisiológicas dos organismos com as leis da mecânica. Dentre as grandezas envolvidas nessas leis, estão as forças, as tensões, as deformações, os deslocamentos e a energia, com as quais se pode realizar uma análise estrutural de materiais biológicos. Isso inclui as forças impostas pelo ambiente, as forças geradas em processos como crescimento, transporte de fluido e locomoção, padrões de escoamento, as propriedades de materiais biológicos e o comportamento mecânico de sistemas estruturais. Para tanto, a biomecânica requer um bom entendimento dos conceitos básicos da mecânica e sua terminologia. Também conhecida como engenharia biomédica, a biomecânica emergiu como uma importante área da ciência que alia medicina e engenharia em avançadas pesquisas sobre saúde, promovendo novos materiais, técnicas e ferramentas e facilitando o

diagnóstico e o tratamento de doenças.

Muitos estudos na área da biomecânica têm importante impacto econômico e social por auxiliarem o desenvolvimento de novas tecnologias para prevenção, diagnóstico e tratamento de doenças (Garcia et al., 2002). Uma das preocupações centrais da biomecânica é aumentar a capacidade do corpo humano de proteger-se de diversas formas de dano, como: acidentes e fraturas ósseas. Para isso, utilizam-se os conceitos da física para descrever os movimentos e as forças que atuam sobre o sistema músculo-esquelético. Outra aplicação da biomecânica é melhorar o projeto de implantes intra-ósseos usados em tratamento de fraturas ósseas. Na odontologia, a biomecânica pode ser aplicada, entre uma infinidade de possibilidades, para otimizar o uso de próteses dentais, investigar o processo de movimentação ortodôntica, comparar materiais de uso odontológico e estudar o comportamento do tecido ósseo frente a tipos diferentes de implantes dentais.

2.1.2 Aspectos biológicos e mecânicos do tecido ósseo

O sistema músculo-esquelético é constituído por diversos tecidos: osso, cartilagem, tendão, ligamento e músculo. A função primordial desse conjunto é transmitir forças de uma parte do corpo a outra sob tensão controlada (Doblaré et al., 2004). O osso é um tecido conjuntivo altamente especializado que apresenta três funções primordiais. A primeira é a função metabólica, que está relacionada à capacidade do osso de atuar como reservatório de íons, principalmente cálcio e fósforo (Cattaneo, 2003). Outra função é mecânica, a qual fornece habilidade ao osso para dar sustentação ao corpo. Também é no osso que os músculos conectam-se para promover a locomoção. A terceira função é a de proteção de órgãos vitais. Assim, por exemplo, a calota craniana protege o cérebro, as costelas protegem o

coração e o pulmão e os ossos longos contém a medula óssea.

Enquanto os outros tecidos transmitem a carga entre os ossos, o osso é responsável pela estrutura global do organismo através de características como dureza e resistência. Determinada dureza é necessária para reduzir tensões e alcançar uma cinemática mais eficiente. A resistência deve ser tal que promova a ductilidade suficiente para absorver impacto, reduzindo o risco a fraturas e minimizando o peso esquelético. O resultado dessa relação é a formação de um tecido que possui propriedades mecânicas complexas, como heterogeneidade e anisotropia (Doblaré et al., 2004).

Macroscopicamente, o tecido ósseo pode ser dividido em dois: o osso cortical e o osso trabecular. Ambos têm a mesma composição; porém, possuem densidades diferentes. O osso cortical compõe 80% do esqueleto, formando a parte externa de diversos ossos e o corpo dos ossos longos. Possui porosidade considerada baixa (~10%) é rígido e suporta um valor razoável de tensão antes de fraturar quando submetido a um carregamento. O osso trabecular compõe 20% do esqueleto e é uma estrutura altamente porosa (50-95%). É formado por numerosas e pequenas ($\approx 100 \mu\text{m}$ de espessura) trabéculas interconectadas com um grande espaçamento entre elas. A porosidade é irregularmente distribuída e os poros são preenchidos com medula - um tecido composto por vasos sanguíneos, nervos e vários tipos de células - cuja função principal é produzir as células do sangue. As trabéculas tendem a se orientar ao longo da direção da tensão principal em adaptação ao carregamento externo, sendo capaz de suportar alongamentos e deformações antes de fraturar quando submetidas a um carregamento. A estrutura de ambos os tipos de osso se modifica em resposta a estímulos mecânicos (cargas aplicadas, imobilizações, etc), estímulos hormonais e processos fisiológicos. No

entanto, o osso trabecular, por ter uma alta taxa de atividade metabólica, em geral responde mais rapidamente do que o osso cortical, com modificações em sua geometria externa e estrutura interna (Garcia et al., 2002; Cattaneo, 2003; Doblaré et al., 2004).

Por ser um tecido vivo, o tecido ósseo apresenta propriedades mecânicas que dificultam uma mensuração definitiva. Essas propriedades são afetadas por muitos fatores como tipo e idade do osso, localização do osso no corpo, grau de fadiga e conteúdo e propriedades do colágeno. Os ossos estão continuamente submetidos a diversos tipos de cargas e sua morfologia deve promover o desempenho adequado de suas funções mecânicas. Deve ser duro o suficiente para resistir às forças de compressão e elástico o bastante para suportar as forças de tração. Essas características mecânicas estruturais do tecido ósseo devem-se essencialmente à composição de sua estrutura, que mistura componentes orgânicos e inorgânicos (Cattaneo, 2003; Doblaré et al., 2004).

Os componentes inorgânicos (minerais) são responsáveis pela dureza e resistência à compressão. O principal componente inorgânico é a hidroxiapatita $[\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)(\text{OH}_2)]$, que confere ao osso resistência e rigidez. A elasticidade do osso e a resistência à tração são dadas por uma trama de componentes orgânicos, como colágeno tipo I, proteoglicanas, proteínas não colagênicas e água. O colágeno constitui 95% da matriz extracelular e é responsável por aproximadamente 25 a 30% do peso seco do osso (Doblaré et al., 2004).

A estrutura não homogênea do tecido, a existência de trabeculados ósseos com arquitetura bem definida (alinhamento principal) e a interposição de fluídos conferem ao osso características de anisotropia e de viscoelasticidade. Estas características fazem com que o osso apresente uma resistência adaptada às

tensões pontuais, variáveis ao longo do tempo (idade, por exemplo), posição (localização anatômica) e às solicitações externas, como frequência e intensidade de forças e nível de atividade. A estrutura heterogênea do osso gera propriedades mecânicas ainda mais complexas e sofisticadas do que as propriedades de materiais inertes. Quando o comportamento do osso é comparado ao do ferro fundido, por exemplo, que é um material inerte, a diferença é clara. Embora os dois materiais apresentem o mesmo nível de resistência à tração, o osso é dez vezes mais flexível e três vezes mais leve do que o ferro (Okuno et al., 1982; Garcia et al., 2002; Rüberg, 2003).

Mesmo as propriedades mecânicas do osso sendo conhecidas, como heterogeneidade, anisotropia e não-linearidade, algumas simplificações precisam ser feitas para que se possa investigar o tecido ósseo no campo da biomecânica. Sua estrutura geralmente é considerada homogênea, isto é, sua porosidade e composição são tomadas dentro de uma média, para que possam ser analisadas através da metodologia da mecânica do contínuo. Sua característica anisotrópica geralmente é ignorada e as trabéculas ósseas são consideradas tendo a mesma direção. A relação tensão-deformação no osso é usualmente considerada linear, sendo a sua densidade considerada constante em todas as regiões. Assim, os materiais simulados neste trabalho foram considerados isotrópicos, elásticos e contínuos. Adotando tais simplificações, pode-se descrever o comportamento constitutivo do osso com apenas dois parâmetros mecânicos: módulo de elasticidade (E) e coeficiente de Poisson (ν) (Rüberg, 2003).

O módulo de elasticidade (ou de Young) é uma propriedade específica do material que representa a sua rigidez, isto é, a relação entre a tensão (tração ou compressão) e o valor correspondente de deformação elástica (reversível) que um

material pode apresentar. O módulo de elasticidade caracteriza a capacidade do material de resistir à deformação quando submetido a uma tensão. A relação entre tensão e deformação é linear até determinado ponto, chamado limite de proporcionalidade, quando o material sofre uma deformação plástica e não retorna à forma original quando a carga é removida. Quanto maior for o módulo de elasticidade, menor será a deformação sofrida pelo material. O coeficiente de Poisson pode ser definido como uma proporção entre as deformações transversais e longitudinais sofridas pelo material (Dowling, 1999).

2.1.3 Remodelação óssea e biomecânica

O osso não é um material inerte (Rüberg, 2003). É um tecido vivo que está continuamente se modificando e está continuamente submetido a ciclos de formação e reabsorção (Mellal et al., 2004). As atividades celulares do tecido ósseo podem ser de três tipos: atividade de modelamento - associada ao crescimento, atividade de reparo - relacionada com a reparação quando ocorre um dano e atividade de remodelamento - associada à manutenção da homeostasia fisiológica por meio de reabsorção e neoformação óssea (Wiskott, Belser, 1999; Pearson, Lieberman, 2004).

O osso pode crescer (modelagem), auto-reparar-se quando danificado (cura) e renovar-se continuamente, inclusive modificando sua arquitetura (remodelação interna). Todos esses processos são governados por estímulos genéticos, fisiológicos, hormonais e mecânicos (Cattaneo, 2003; Rüberg, 2003; Geris et al., 2004).

O processo de modelagem ocorre durante a infância, quando o indivíduo

está em fase de crescimento e tende a desaparecer quando o esqueleto alcança a maturidade. Durante o crescimento, o osso pode mudar sua forma e/ou aumentar seu tamanho através de absorção e aposição de novo osso nas superfícies periosteais e endosteais, sendo que há um predomínio da aposição em relação à reabsorção óssea nos locais onde os ossos irão crescer. A cura ou reparo é um processo que ocorre durante o reparo de uma fratura, infecção, tumor ou outro fator de dano. A remodelação interna ocorre durante toda a vida, exercendo um papel fundamental na evolução da microestrutura do osso, sem expressar modificações macroscópicas. A remodelação responde também pela adaptação do osso a propriedades estruturais e reparo de microdanos, mantendo a integridade mecânica. Além disso, é um elemento importante para o sistema de homeostase de cálcio. A remodelação óssea se processa através de reabsorção de osso por osteoclastos e aposição de novo osso pelos osteoblastos, renovando o esqueleto continuamente. No esqueleto maduro, a aposição ocorre apenas onde houve previamente a reabsorção, ao contrário do que ocorre na modelagem, onde os processos de reabsorção e de aposição não estão necessariamente associados. A relação entre aposição e absorção óssea altera-se com a idade do indivíduo. Na idade adulta, há um equilíbrio entre a quantidade de osso que é reabsorvido e a que é formada. Na senilidade, a reabsorção é maior do que a aposição de osso (Cattaneo, 2003).

Uma das principais funções do remodelamento do tecido ósseo é promover a adaptação do osso às forças mecânicas que lhes são impostas. Já em 1881, Roux hipotetizou que a arquitetura trabecular do osso é controlada por mecanismos regulatórios. Sugeriu que a formação e adaptação funcional da arquitetura trabecular são processos regulados localmente por células e governados por estímulos mecânicos, em um processo capaz de auto organizar-se (van der

Meulen, Huiskes, 2002).

O anatomista alemão Julius Wolff descreveu, já em 1892, a capacidade adaptativa do tecido ósseo, considerando-o uma estrutura capaz de adaptar-se a condições de carregamento externo (Mellal et al., 2004). A conhecida “Lei de Wolff” preconiza que o tecido ósseo assume determinada forma dependendo da carga aplicada sobre ele. Segundo Wolff, “cada mudança na forma e na função do osso ou da sua função é seguida por certas mudanças definitivas na sua arquitetura interna e alterações igualmente definitivas em sua conformação externa, de acordo com leis matemáticas” (Wolff, 1892 apud Cehreli et al., 2004).

Assim, o padrão e a orientação das trabéculas ósseas transformam-se com alterações no padrão de carregamento e, no equilíbrio, o padrão trabecular representa a média do regime experienciado pelo osso. Embora a natureza dessas mudanças não tenha sido bem explicada e as leis matemáticas não tenham sido claramente formuladas, a teoria enfatiza que o estímulo mecânico afeta a resposta óssea (Cehreli et al., 2004).

Na verdade, Wolff nunca formulou uma teoria matemática, mas foi o primeiro a publicar idéias sobre o processo adaptativo do osso (Rüberg, 2003).

Desde então, muitas teorias sobre a mecanodiferenciação dos tecidos e modelos de simulação envolvendo algoritmos de mecanorregulação foram propostos para investigar os mecanismos que regulam a morfogênese óssea (Geris et al., 2004). As teorias baseiam-se na premissa de que variáveis mecânicas locais estimulam a expressão celular para regular a composição da matriz óssea, sua densidade e sua estrutura (van der Meulen, Huiskes, 2002). Alguns estímulos potenciais utilizados nas teorias aceitas na atualidade são as pressões hidrostáticas (Pauwels, 1965 apud Huiskes, 2000), tensão principal de tração e pressão

hidrostática (Carter, 1987; Claes, Heigele, 1999), tensão desviadora e valores de velocidade do fluido (Prendergast et al., 1997; Huiskes et al., 1997) e quantidade de deformação (Frost, 1987). Pauwels, 1965 apud Huiskes, 2000, conhecia bem a teoria de Roux e, ainda na década de 60, começou a investigar a natureza dos tecidos submetidos à carga e como determinado padrão de carregamento poderia gerar tipos particulares de tecidos. O autor desenvolveu uma teoria sobre a diferenciação dos tecidos segundo a qual pode ocorrer formação de tecido cartilaginoso quando as tensões mecânicas locais são tensões hidrostáticas, ou seja, que provocam apenas alteração no volume do material sem provocar alteração na forma. Por outro lado, quando o estímulo mecânico local é uma tensão desviadora, que gera uma deformação, há uma tendência de formar osso ou tecido conjuntivo fibroso.

Carter (1987), também deu continuidade aos trabalhos de Roux, afirmando que os sinais mecânicos influenciam profundamente o desenvolvimento e diferenciação de tecidos mesenquimais. Conforme esse autor, a remodelação óssea depende dos valores máximos das tensões as quais o osso é submetido durante sua história de carga. Dessa forma, níveis baixos de deformação induzem a formação de osso intramembranoso, magnitudes baixas ou moderadas de deformação de tração ou tensão de tração hidrostática podem estimular ossificação intramembranosa, altas deformações de tração podem permitir a formação de tecido fibroso e deformação de tração conjugada à tensão de compressão hidrostática pode causar desenvolvimento de fibrocartilagem.

Para Claes & Heigele (1999), o estímulo é a deformação e a pressão hidrostática. Baixas magnitudes de deformação e pressão hidrostática promovem formação óssea intramembranosa. Ossificação endocondral e formação de

cartilagem foram associadas com altas deformações e pressões compressivas.

Foi provavelmente Frost (1987), quem seguiu os passos de Roux de forma mais direta. Em sua “teoria mecanostática”, a massa óssea é regulada por deformações locais. As unidades básicas multicelulares (BMUs), as quais contêm osteoblastos e osteoclastos, mantêm a massa óssea local, controladas por um mecanismo de *feedback*, da mesma forma que um termostato regula a temperatura em uma sala. O autor supôs que os componentes que controlam esse processo são puramente biológicos; porém, são governados por cargas mecânicas. Embora os mecanismos que regulam a modelagem óssea, a remodelagem e o reparo na biologia e na ortopedia não estejam totalmente esclarecidos, sua teoria contribuiu intensamente para a compreensão da influência de fatores mecânicos na regulação desses processos (Huiskes, 2000).

A partir da teoria mecanostática de Frost (1987), ficou claro que as deformações que acontecem no osso agem como estímulos para as células que levam à reabsorção e formação de osso (Cattaneo, 2003).

Qualquer estrutura óssea viável (incluindo o tecido que hospeda um implante dental) é submetida a fases periódicas de reabsorção e formação. Devido a um estímulo mecânico inadequado, o osso reabsorvido durante o processo de remodelação normal é re-depositado em quantidades menores que previamente, num processo reconhecido como reabsorção. Os níveis de tensão que causam a reabsorção do osso, manutenção ou aumento de sua massa e o nível que eventualmente leva à fratura foram delimitados na literatura por diversos pesquisadores (Wiskott, Belser, 1999; Melsen, Verna, 2005). Aplicando esses valores à situação de implantes dentais, é possível investigar as alterações processadas no tecido ósseo quando um implante é carregado, através do

conhecimento das tensões e deformações ocorridas no osso (Reina et al., 2007).

2.1.4 Conceitos básicos - Tensão (*stress*) e deformação (*strain*)

Quando um corpo qualquer está submetido a estímulos externos é importante avaliar sua capacidade resistiva. Para tal, utilizam-se modelos matemáticos e métodos de solução comuns à área da Mecânica do Contínuo. Apesar de, na realidade, existirem vazios entre as moléculas de um corpo, a Mecânica do Contínuo está baseada na hipótese que a matéria é contínua. Assim, desprezam-se as descontinuidades entre as moléculas, aceitando-se a idéia de que a matéria pode ser representada por um meio contínuo. Quando uma força externa F , que é uma grandeza de natureza vetorial (caracterizada por sua intensidade, direção e sentido), é aplicada a um corpo, o resultado é o aparecimento de esforços internos ou tensões σ , (em inglês, *stress*) entre suas partículas, e deformações δ (em inglês, *strain*) (Dowling, 1999).

A tensão, que pode ser de tração (em inglês, *tension*) ou de compressão (em inglês, *compression*) é a resistência interna do material a essas forças externas. Uma tensão de tração é a consequência de uma força que atua alongando o objeto, enquanto que uma força compressiva age, encurtando-o. É importante conhecer a intensidade dos esforços internos (tensões), pois delas depende a capacidade do material de resistir às forças externas. A unidade em que a tensão é expressa envolve unidades de força e unidade de superfície (área A) e por isso, no sistema internacional de unidades, é medida em Newton por m^2 , ou seja, Pascal (Pa). Costuma-se também utilizar seus múltiplos, por exemplo, MPa, que é equivalente a 10^6 Pa, ou ainda, GPa, que é equivalente a 10^9 Pa (Beer, Johnston, 1989).

Deformação (ϵ) é alongamento ou o encurtamento das fibras que ocorre no corpo devido à aplicação dessas forças. Como é a diferença entre a dimensão do objeto quando está carregado e sua dimensão original, a deformação é uma relação adimensional (Beer, Johnston, 1989). Em biomecânica, por serem muito pequenas, as deformações são quantificadas em *microstrains* ($\mu\epsilon$), uma escala na qual $10^{-6} \mu\epsilon$ equivale a uma deformação de 100%. Logo, uma deformação de compressão de 1000 $\mu\epsilon$ corresponde a um encurtamento de 0,1% (99,9% da dimensão original) e uma deformação de tração de 20000 $\mu\epsilon$ equivale a um alongamento entre 100% a 102% da dimensão original (Frost, 1994).

As tensões e deformações são grandezas de natureza tensorial, pois são caracterizadas por sua intensidade, direção, sentido e face onde atuam (Dowling, 1999). Essas grandezas podem ser decompostas em componentes normais e tangenciais. A tensão normal atua como o nome caracteriza perpendicular ou normal à superfície e pode ser tanto de tração quanto de compressão gerando alongamentos e encurtamentos. A componente tangencial, também chamada de cisalhante, atua de maneira paralela à superfície, alterando os ângulos do objeto.

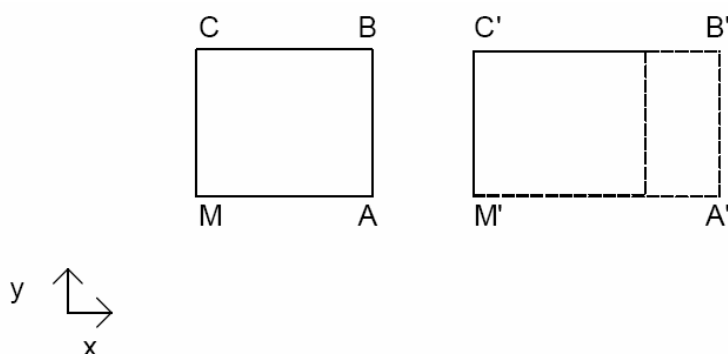


Figura 1 - Paralelogramo antes (MABC) e após (M'A'B'C') um alongamento na direção do eixo x.

As figuras 1 e 2 representam as alterações que um paralelogramo MABC pode sofrer quando submetido a uma força que alonga suas fibras na direção x (força essa que gera uma tensão normal de tração na direção x) e a uma força que o distorce x (força essa cisalhante), respectivamente.

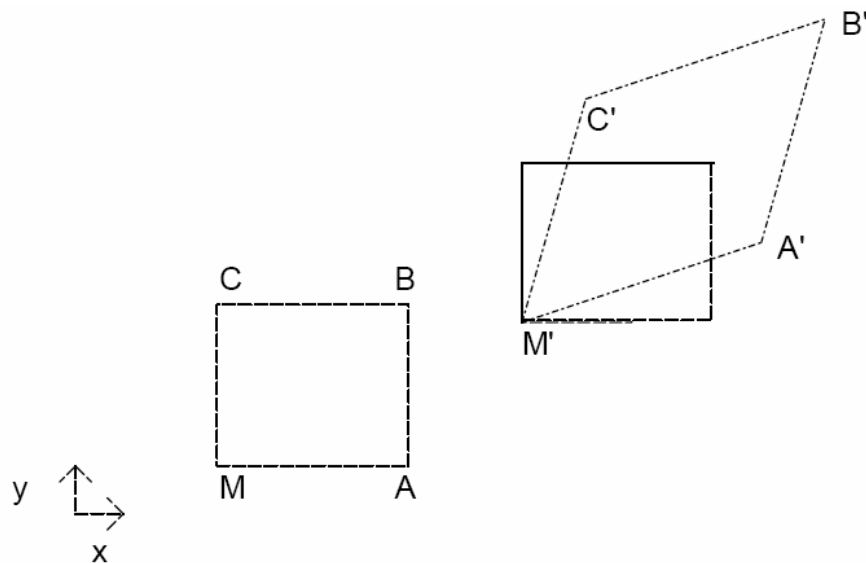


Figura 2 - Paralelogramo antes (MABC) e após (M'A'B'C') uma distorção.

Podem-se ainda decompor as tensões e as deformações em duas parcelas, sendo uma delas a parcela hidrostática e a outra, a parcela desviadora ou octaédrica (Carter et al., 1998). Em um corpo feito de um material elástico e isotrópico, as tensões hidrostáticas causam apenas mudança de volume enquanto que as tensões desviadoras ou octaédricas causam distorção (ou mudança de forma). A figura 3 mostra esquematicamente as deformações causadas por tensões hidrostáticas de compressão e tração.

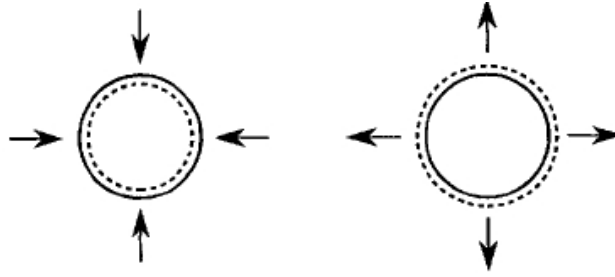


Figura 3 - Esquema representando as deformações hidrostáticas de compressão e tração.

Fonte: Carter et al., 1998.

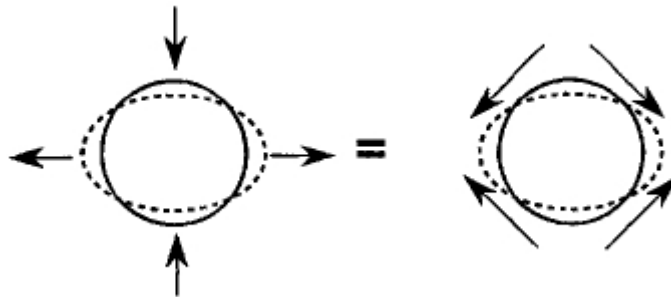


Figura 4 - Esquema representando as deformações desviadoras ou octaédricas.

Fonte: Carter et al., 1998.

A figura 4 apresenta um esquema onde se evidencia a parcela desviadora ou octaédrica ou ainda chamada de distorcional das deformações.

Assim como se podem decompor as tensões e deformações em um ponto de um corpo em tensões normais e tangenciais, podem-se buscar as direções para as quais as tensões tangenciais são nulas, ou seja, em quais direções só existem componentes normais de tensão. São as chamadas direções principais de tensão. Neste ponto, e segundo essas direções, o estado de tensões será escrito apenas em termos de suas tensões normais, ou também chamadas de tensões principais ($\sigma_1, \sigma_2, \sigma_3$) (Dowling, 1999).

Uma propriedade importante de ser analisada é o valor da tensão última de resistência à tração (σ_{ult}^+) e à compressão (σ_{ult}^-). A tensão última de resistência à tração representa o patamar superior. Isso indica que tensões superiores a ela não são admissíveis (ou seja, não ocorrem para esse material). Ensaio mecânicos mostraram que o osso é mais frágil na tração do que na compressão, ou seja, σ_{ult}^+ é menor que σ_{ult}^- , conforme mostra o quadro 1 (Reilly, Burstein, 1975).

Material	tensão de resistência última a tração (σ_{ult}^+)(MPa)	tensão de resistência última a compressão (σ_{ult}^-)(MPa)
Osso humano cortical direção longitudinal	53	105
Osso humano cortical direção transversal	78,8	131

Quadro 1 - Propriedades mecânicas do osso humano.

Em biomecânica, é bastante comum o uso do critério de von Mises (ou tensão equivalente) para prever o quanto o material ósseo está carregado. A fórmula de von Mises-Hencky é um critério isotrópico tradicionalmente usado para prever o escoamento de materiais dúcteis como os metais. Se idealizarmos os metais como materiais elasto-idealmente plásticos, a tensão de escoamento coincide com a tensão última de resistência, ou seja, nos metais assume-se $\sigma_{ult}^+ = \sigma_{ult}^- = \sigma_y$. De acordo com esse critério, o material plastifica quando a tensão equivalente é igualada à tensão de escoamento do material. A tensão equivalente pode ser

interpretada como um indicador do quão carregado está o material. No caso do osso, a falha do material ocorreria, segundo esse critério, quando a tensão equivalente é igualada à resistência última (Doblaré et al., 2004).

2.1.5 Relação entre deformação (*strain*) com as alterações da massa óssea

A transformação de um evento físico em um evento biológico é conhecida como mecanotransdução (Turner et al., 1995). Células em contato íntimo com a matriz óssea - células sensoras - detectam sinais mecânicos e realizam a transdução desses sinais em respostas biológicas, transmitindo-os para células efetoras. A resposta poderá ser de reabsorção ou formação de osso, dependendo do ambiente mecânico local. Embora a maneira concreta de transmissão e recepção permaneça ainda desconhecida, a existência de sinais mecânicos que interferem na remodelação óssea é amplamente aceita. No contexto da biomecânica, é preciso ter em mente que as alterações na massa óssea são dependentes das deformações, ou seja, alterações na forma e volumétricas e não das tensões por si mesmas. A deformação de cisalhamento tem papel menor para adaptação do osso do que deformação principal de tração ou de compressão (Cattaneo, 2003; Rüberg, 2003; Wiskott, Belser, 1999).

Pauwels (1980) afirmou que é necessário um ambiente de deformações baixas para que ocorra formação óssea. Esse requisito foi prevalente em todas as teorias mecanobiológicas subsequentes (Carter, 1987; Prendergast et al., 1997; Claes, Heigele, 1999).

Frost (1987) propôs que as deformações ocorridas no osso alcançam diferentes níveis, os quais podem ser classificados conforme a *deformação mínima*

efetiva (MES). Assim, seria possível determinar se as células ósseas seriam ativadas para remover ou acrescentar osso. De acordo com o conceito de adaptação mecânica do osso, portanto, um estímulo mecânico pode provocar crescimento ou diminuição do tecido ósseo, enquanto que a falta de estímulo pode levar à sua reabsorção. Uma diferença no balanço entre formação e reabsorção óssea determina um aumento ou decréscimo na massa óssea, uma quantidade que foi denominada de fração ρ por Frost (1994).

A teoria mecanostática de Frost (Frost, 1994) apresenta um critério para remodelação óssea baseado na magnitude da deformação interna. Segundo a teoria, existem quatro regiões estabelecidas segundo valores de deformação e relacionadas a um processo de “adaptação mecânica”. As quatro “zonas” ou “janelas” incluem regiões associadas à falta de estímulo, à carga fisiológica, à de sobrecarga fisiológica e finalmente à de sobrecarga patológica (figura 2). As duas janelas extremas (a de falta de estímulo e a de sobrecarga patológica) estão associadas à perda óssea. Quando o valor da deformação está entre $\approx 0-100 \mu\text{strain}$, a atrofia devido à falta de estímulo pode ocorrer (perda de massa óssea), fenômeno esse que explica a reabsorção do osso alveolar que ocorre após a perda de dentes, ou ainda, a formação de um tecido fibroso no lugar de ósseo em alguns pacientes que sofreram fraturas. A “janela de sobrecarga patológica” está associada a valores acima de $\approx 2900 \mu\text{strain}$. As janelas fisiológicas (de carga ou de sobrecarga) encontram-se entre esses dois limites ($\approx 100-2900 \mu\text{strain}$). Valores de deformação entre $\approx 100-1700 \mu\text{strain}$ estão associados a processos normais de remodelagem básica multicelular, enquanto os valores entre ($\approx 1700-2900 \mu\text{strain}$) estão associados à ganho ou hipertrofia da massa óssea. O máximo desse limite (entre 14.000 e 25.000 μstrain) é atingido quando o tecido ósseo não resiste mais ao

aumento de tensão e fratura (Frost, 1994). Esses valores devem ser entendidos apenas como valores de referência e variam conforme a referência bibliográfica utilizada (Wiskott, Belser, 1999; Melsen, Verna, 2005). Embora essa teoria tenha sido desenvolvida para o ramo da Ortopedia, pode ser aplicada a implantes dentais e usada para interpretar os dados obtidos com a modelagem numérica (Duyck et al., 2001).

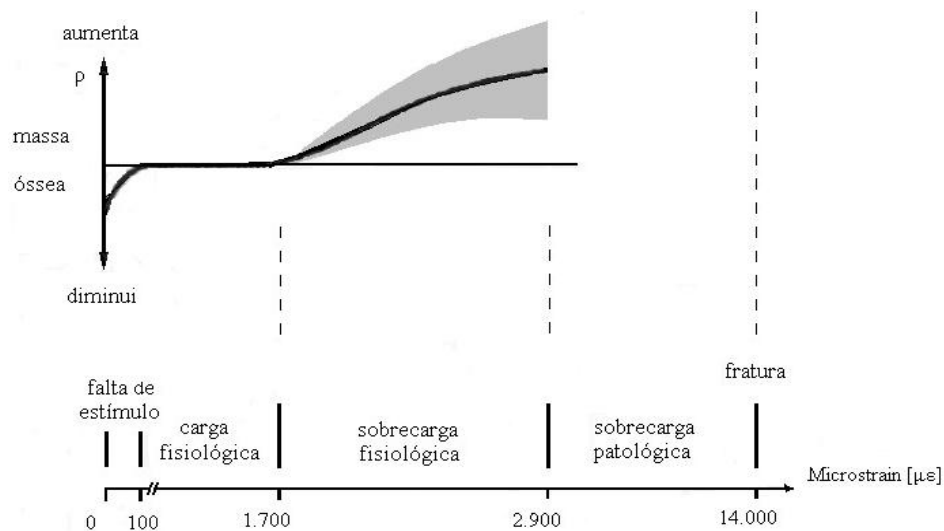


Figura 5 - Níveis fisiológicos e patológicos de deformação e correspondente fração ρ que expressa ganho ou perda de massa óssea (adaptado de Wiskott, Belser, 1999; Melsen, Verna, 2005).

2.2 Método dos elementos finitos

O Método dos Elementos Finitos (MEF) é um método de solução aproximada (análise numérica computacional) criado para resolver problemas em Engenharia. Na área da engenharia das estruturas, o objetivo do MEF é determinar o estado de tensão e deformação de um sólido constituído de geometria complexa quando submetido a carregamentos externos de qualquer tipo. O MEF considera as

estruturas como sendo uma coleção limitada de pequenas partículas, denominada de elementos finitos, conectados a um número finito de pontos, chamados de nós ou pontos nodais. O modo pelo qual se faz a seleção dos pontos é chamado de discretização ou modelagem. Através do MEF, podem ser avaliadas as distribuições de tensões em uma estrutura observando as componentes de tensões nos elementos. Os resultados são quantitativos ou qualitativos, onde as imagens podem ser visualizadas e interpretadas através de um gráfico de cores (Azevedo, 2003).

A origem do MEF remonta ao século XVIII quando Gauss começou a resolver problemas matemáticos utilizando uma função de aproximação. O matemático Courant, em 1943, contribuiu para o desenvolvimento do método ao propor a aproximação da solução através de várias funções em pequenas partes da região de interesse. Em 1943 Turner, Clogh, Martin e Topp, engenheiros que projetavam aeronaves da Boeing, modelaram peças de aeronaves dividindo-as em pequenos elementos triangulares. Cada triângulo tinha o seu comportamento descrito matematicamente e, por aproximação, era obtido o comportamento global da peça. O nome método dos elementos finitos é creditado aos mesmos autores, em 1960. A partir da década de 60, o MEF desenvolveu-se rapidamente devido ao enorme avanço da tecnologia computacional que produziu computadores cada vez mais potentes, necessários para resolver problemas matemáticos complexos. Com a popularização dos micro-computadores nos anos 80 e 90, o MEF incorporou-se à rotina do desenvolvimento de projetos, especialmente para de análise de estruturas, em todas as áreas da engenharia (De Las Casas, 2000).

Na área da saúde, o MEF foi introduzido na década de 70 na Ortopedia, com objetivo de investigar as tensões que ocorrem no fêmur (De Las Casas, 2000). A partir daí, o método foi sendo cada vez mais utilizado na área biomédica,

principalmente para analisar o desempenho de próteses e desenvolver novos projetos. Na Odontologia, o método matemático para análise de tensões foi empregado pela primeira vez por Huang & Ledley (1969), para comparar a distribuição de tensões em um incisivo central inferior em diferentes pontos de aplicação de carga. Em 1976, Weinstein et al., foram os precursores do uso do MEF na implantodontia. Desde então, o MEF vem ocupando um espaço importante nesse campo e tem sido extensivamente aplicado para analisar o campo de tensões e deformações nas estruturas alveolares de suporte (Cattaneo et al., 2005). O MEF tem se mostrado capaz de explorar os efeitos da aplicação de uma carga no comportamento biomecânico do osso (Meyer et al., 2001; Mellal et al., 2004; Natali et al., 2006). Uma das vantagens desse método é poder ser aplicado a sólidos de geometria irregular que contenham propriedades materiais heterogêneas (Yettran, 1976 apud Vasquez et al., 2001; Chun et al., 2002), além de permitir a simulação de situações clínicas complexas (Kitamura et al., 2005). A forma e as propriedades físicas dos materiais são construídas computacionalmente e as interações físicas dos vários componentes do modelo são calculadas em termos de tensões e deformações ocorridas no osso (Chen et al., 2006). É importante que o modelo numérico que pretende descrever o processo de remodelação óssea seja formulado em termos de tensões e deformações ósseas internas para que se possa avaliar o comportamento adaptativo do osso (Mellal et al., 2004). Essa técnica permite aos pesquisadores determinar os pontos fortes e fracos de determinado projeto de implante, e o conhecimento adquirido com a simulação pode ser útil para melhorar a performance dos implantes (Garcia et al., 2002).

Diversas publicações apresentam modelos matemáticos para descrever a distribuição de carga no tecido ósseo através de implantes dentais (Wiskott, Belser,

1999). Em geral, os estudos indicam que o tipo de tensão que atua na interface implante-osso pode ser adequado ou inadequado quantitativa ou qualitativamente (Mihalko et al., 1992). Alguns autores sugeriram que as tensões geradas podem não ser suficientes para manter a homeostase óssea (Wiskott, Belser, 1999).

Mihalko et al. (1992) realizaram uma modelagem de implante dental com MEF e revelou que, sob condições de contato direto entre osso e implante e aplicações de carga moderada, as deformações marginais são menores do que o limite máximo que o osso tolera. Os resultados indicam que o carregamento imediato parece ser possível sem prejudicar a estabilidade do implante.

Para investigar a relação entre estado de tensão e perda óssea, Vaillancourt et al. (1995) construíram um modelo de elementos finitos bidimensional para simular a região de canino e pré-molar mandibular contendo dois tipos de implantes dentais. Forças oclusais com componentes axial e transversal atuaram nos implantes. A região onde houve menor concentração de tensões correspondeu às áreas de perda na crista óssea encontradas em estudos com animais, sugerindo que, nesse caso, a perda óssea deveu-se à atrofia por desuso. Com base nos dados da simulação e nos estudos histológicos, os autores sugeriram que uma tensão equivalente de 1,6 MPa é suficiente para evitar perda óssea por desuso na região de canino e pré-molar mandibular.

Em um estudo onde parâmetros de osseointegração de implantes dentais foram analisados através do MEF, Holgren et al. (1998) simularam implantes dentais criando modelos bidimensionais. Uma finalidade específica foi examinar o efeito de diferentes diâmetros de implantes (3,8 e 6,5 mm). Outros objetivos foram comparar a tensão dissipada por implante cilíndrico reto com a tensão dissipada por um implante rosqueado, e analisar a importância da força da mordida nos sentidos vertical,

horizontal e oblíquo 45 graus. Os resultados do MEF sugeriram que, dentro de certos limites morfológicos, existe um diâmetro ótimo que reduz a magnitude de tensão no osso circundante, mas que não é necessariamente o maior diâmetro. As tensões foram mais homoganeamente dissipadas através do implante cilíndrico do que através do implante reto. Em estudos de MEF é importante considerar não apenas forças axiais, mas também considerar forças combinadas (força oblíqua de mordida).

van Oosterwyck et al. (1998) pesquisaram a distribuição de deformações e tensões de von Mises em torno de um implante unitário através do MEF. Investigaram também a influência de parâmetros biomecânicos clinicamente relevantes como interface osso-implante, propriedades elásticas do osso, fixação uni ou bicortical e presença de lâmina dura. Um modelo bidimensional de um implante de 4 mm de diâmetro circundado por um cilindro de osso. Em relação à região de interface, duas situações foram simuladas: nenhuma união entre o osso e o implante e total união entre os materiais. Uma força vertical de 100N e outra lateral de 20N foram aplicadas no implante. O módulo de elasticidade do tecido ósseo trabecular foi de 200 MPa, 700 MPa e 1370 MPa, enquanto que o módulo de elasticidade do osso cortical foi de 13700 MPa. Os resultados mostraram que as condições de interface têm enorme influência nos níveis e na distribuição das tensões e deformações no osso. As tensões mais altas foram encontradas no osso trabecular, no pescoço do implante e foram duas vezes maiores no modelo sem nenhuma união entre o implante e o osso. Os valores de deformação foram baixos (50 a 200 μ strain), principalmente no modelo com união total. O estudo indica que as reações biomecânicas no osso variam intensamente em função das características consideradas e devem ser corretamente integradas nos modelos numéricos.

Um modelo tridimensional foi construído por Sato et al. (2000), o qual constituiu-se de três implantes conectados a próteses, variando o alinhamento entre eles, o diâmetro e a inclinação da cúspide da coroa. O objetivo foi calcular a força de tração em parafusos de ouro, simulando situações clínicas, aplicando forças perpendiculares à inclinação da cúspide. O alinhamento não promoveu decréscimo da força de tração, mas o aumento do diâmetro e a diminuição da inclinação da cúspide, sim.

Em 2001, Meyer et al., avaliaram e compararam a distribuição de tensão e deformação no osso adjacente à superfície de implantes carregados em maxilas normais e em maxilas atroficas através do MEF. Os modelos contaram com alturas diferentes do osso, bem como diferentes espessuras da camada cortical. A comparação entre análises 3D de elementos finitos é confiável para determinar tensão e deformação no tecido ósseo. As tensões foram calculadas através do critério de von Mises. Para avaliar as deformações, os pesquisadores utilizaram os critérios de Frost (1987). Como a remodelação óssea é dependente dos efeitos das deformações ósseas, é importante do ponto de vista do cirurgião ter acesso aos níveis de deformação óssea, particularmente na interface osso-implante, já que índices de deformação óssea acima de 4000 μ strain podem levar a falha do implante. Os dados obtidos na análise de elementos finitos indicaram que dimensões de osso atrofico combinadas com osso de qualidade pobre levaram a deformações da ordem de 6000 μ strain, excedendo níveis fisiológicos. As tensões de von Mises mostraram-se fortemente dependentes da qualidade óssea.

Melsen & Lang (2001) realizaram uma análise histomorfométrica das reações teciduais em torno de implantes dentais submetidos a sistemas de força bem definidos. Foram avaliados o grau de osseointegração, a densidade óssea em

diferentes distâncias do implante e a extensão relativa de reabsorção e de neoformação de osso alveolar adjacente à interface osso-implante. Durante 11 semanas, implantes instalados em mandíbulas de seis macacos adultos foram submetidos a forças ortodônticas de 100 a 300 cN através do centro de resistência numa direção mesio-distal. Os resultados foram correlacionados com as deformações locais teciduais estimadas pela análise de elementos finitos, com base no critério de deformação local de Frost (1987). O estudo demonstrou que todos os implantes permaneceram estáveis durante todo o tempo. A presença do implante teve influência favorável na remodelação do tecido ósseo adjacente ao implante, pois a densidade do osso alveolar foi mais alta na região adjacente aos implantes, mesmo não carregados, quando comparada ao status do osso a distância dos implantes. A aplicação de carga ortodôntica melhorou os efeitos de remodelação, pois a densidade do osso alveolar foi mais alta adjacente aos implantes carregados. A magnitude da força (entre 100 e 300 cN) não influenciou as características de remodelação. Os resultados mais surpreendentes vieram da análise dos elementos finitos, a qual revelou significativa relação entre os valores de deformação local e a atividade celular no osso alveolar. A frequência mais alta de superfície reabsorvida foi encontrada em valores de deformação extremamente altos ou baixos. Superfícies de aposição óssea encontraram-se geralmente onde os valores de deformação variaram entre 3400 e 6600 μ strain. O MEF claramente indicou que valores de deformação altos, acima de 6600 μ strain, resultaram em alta incidência de reabsorção e em um balanço negativo entre aposição e reabsorção óssea. Baseado nesses achados, concluiu-se que a presença de implantes dentais carregados parece ser benéfica para a manutenção do processo alveolar e que o processo de modelagem óssea de adaptação à função de implantes é afetado pela quantidade

de deformação local. Além disso, implantes dentais osseointegrados foram considerados capazes de promover ancoragem estável para aparelhos ortodônticos.

Chun et al. (2002) realizaram uma análise bidimensional de elementos finitos com objetivo de comparar várias formas de implantes dentais para encontrar a forma capaz de distribuir as tensões de maneira mais homogênea no osso mandibular. Os modelos variaram em parâmetros como altura e largura das roscas, altura dos implantes, forma da extremidade final do implante. Os resultados mostraram que a concentração mais alta de tensões ocorreu na região do pescoço do implante, em todos os modelos.

Huang & Tsai (2003) apresentaram resultados de uma modelagem 3D MEF para acessar a distribuição de tensões no osso, no implante e na conexão protética, através do MEF. O modelo consistiu de um segmento mandibular (osso cortical e medular) contendo um implante dental conectado a uma prótese. Forças de 113N foram aplicadas nos sentido axial e buco-lingual. As tensões concentraram-se no osso cortical, sendo que apenas 3 a 4% das tensões ocorreram no osso trabecular. Na região cortical, as tensões concentraram-se na área de contato entre o osso e o implante. Em função do íntimo contato entre a superfície do implante à camada cortical, a carga é transmitida diretamente ao osso cortical.

Fritz et al. (2003) realizaram um estudo experimental para investigar a estabilidade de miniimplantes sob carga ortodôntica contínua em diferentes direções e analisar a reação óssea periimplantar. Foram realizadas análises histomorfológicas e histomorfométricas da remodelação óssea em miniimplantes, os quais receberam carga seis meses após a instalação. A atividade óssea foi mais pronunciada na região cervical dos implantes em relação às áreas intermediárias e apicais. A extensão da atividade de remodelação periimplantar foi de 980 μm após aplicação

de força extrusiva e 300-700 μm após forças de translação.

Mellal et al. (2004) avaliaram a consistência dos modelos matemáticos e sua coerência com os dados biológicos de estudos experimentais coletados na literatura. Para tanto, o estado de tensão na interface implante-osso foi analisado antes e após a osseointegração usando o MEF. Foram criados modelos 3D de um implante dental de titânio com 15,3 mm de comprimento e 4,1 mm de diâmetro. O osso hospedeiro consistiu de osso trabecular (30 mm de comprimento) e osso cortical (1 mm de espessura). Os implantes foram carregados com cargas estáticas na cabeça do parafuso nos sentidos vertical (100N) e horizontal, mesio-distal e buco-lingual (30 N). Duas condições foram simuladas: antes da osseointegração, através de uma interface osso-implante com fricção, e após a osseointegração, através de uma interface completamente unida. Os modelos matemáticos selecionados para análise foram deformação de von Mises (deformação equivalente), densidade de energia de deformação e tensão efetiva. Os modelos baseados em picos de deformação e energia de deformação foram consistentes com dados *in vivo*, enquanto que não foram encontrados dados *in vivo* para dar suporte tensão efetiva como estímulo. Todos os valores de deformação calculados, com uma exceção (2130 μstrain), permaneceram dentro do limite fisiológico. As tensões de compressão calculadas foram menores do que a tensão de compressão máxima para o osso cortical e trabecular, enquanto que as tensões de tração foram superiores aos dados disponíveis de resistência à tração da interface osso-implante.

Çehreli et al. (2004a) afirmaram que o grau de deformação excedendo o limiar de tolerância do osso (3000 μstrain) pode ser uma das explicações para perda óssea observada extremidade da rosca em análises histológicas de implantes dentais. Tensões muito baixas podem também causar perda óssea devido à atrofia

por desuso.

Em um artigo de revisão bibliográfica sobre a influência do ambiente mecânico e o projeto do implante na diferenciação do tecido ósseo publicado por Çehreli et al. (2004b), os autores concluíram ser consenso na literatura que os sinais mecânicos afetam o processo de diferenciação óssea e por isso é essencial controlar cargas biomecânicas no implante para manter a osseointegração e/ou promover cicatrização precoce da interface osso-implante. Os autores apontam a necessidade de pesquisas para explorar os efeitos dos sinais mecânicos na cicatrização óssea ao redor de implantes.

Para simular um implante osseointegrado na presença de reabsorção óssea marginal, Kitamura et al. (2005) utilizaram um modelo 3D de elementos finitos. O objetivo foi comparar, através do MEF, as tensões no tecido ósseo entre um modelo sem reabsorção óssea com quatro modelos com reabsorção de diferentes tipos (reabsorção horizontal e defeito angular) em duas profundidades (1,3 e 2,6 mm). Conforme os autores, o MEF é um método sensível aos parâmetros usados nos modelos, porém em uma análise comparativa, a complexa realidade pode ser simplificada sem prejuízo para o trabalho. Por exemplo, não é necessário simular toda a mandíbula, como reportou Teixeira et al. (1998 apud Kitamura et al., 2005) em uma análise 3D com elementos finitos, afirmando que um modelo osso-implante limitado nas duas extremidades é aceitável desde a altura de osso entre o implante e o segmento final seja no mínimo de 4,2 mm. Como resultado, encontraram que as principais tendências de concentração de tensão foram as mesmas tanto no modelo sem reabsorção quanto nos modelos com reabsorção óssea. Os níveis mais altos de tensão localizaram-se em torno do pescoço do implante em todos os modelos e no osso cortical. As forças buco-linguais provocaram maiores tensões do que as forças

axiais.

Joos et al. (2005) examinaram a reação óssea em torno de implantes dentais carregados imediatamente com forças mastigatórias e não carregados imediatamente inseridos em mandíbulas de porcos. Os autores associaram um estudo de elementos finitos, pois a manutenção do osso e sua adaptação a cargas externas são baseadas em um complexo processo regulatório de deformação dos componentes ósseos. Nesse estudo, os dados mostraram os valores de deformação gerados pelas forças mastigatórias permanecerem em níveis fisiológicos. No experimento histológico, não foi detectada perda óssea na intimidade osso-implante durante todo o período de experimentação. Os autores concluíram que a carga imediata não acarreta efeitos adversos na estrutura do osso periimplantar.

Segundo Oyonarte et al. (2005), a remodelação contínua do osso é importante ao redor do implante para preservar a integridade da estrutura óssea e favorecer o reparo provocado por microdanos que resultam do carregamento.

Gallas et al. (2005) realizaram uma simulação 3D de um implante de titânio endósseo usado como ancoragem ortodôntica. Além de um implante unitário de 4,1 mm de diâmetro e 10 mm de comprimento, o modelo foi constituído também pela estrutura óssea adjacente. A meta foi analisar as tensões resultantes da aplicação de uma força ortodôntica e identificar as mudanças que ocorrem no osso após o carregamento do implante. Duas situações foram simuladas: na primeira, o osso e o implante estavam apenas em contato. Nesse caso, foi utilizado um elemento de contato sem interpenetração entre os materiais e sem fricção, para representar o momento logo após a implantação, quando o implante está circundado totalmente por osso medular. Na segunda situação, foi considerado 100% de osseointegração. Forças horizontais de 20 N foram aplicadas na cabeça do

implante. As tensões de von Mises foram calculadas (em MPa). As mais altas tensões foram observadas na margem cervical do osso, na altura da primeira rosca do implante. Comparando o modelo do implante sem osseointegração com o modelo do implante osseointegrado, concluiu-se que as tensões foram menores e melhor distribuídas na primeira situação.

Chen et al. (2005a) compararam o efeito de ancoragem ortodôntica de três tipos diferentes de implantes palatais osseointegrados através do MEF. Além dos implantes, os modelos consistiram de dois pré-molares (com osso alveolar e ligamento periodontal), osso palatal e arco transpalatino. Um modelo sem implante foi usado para comparação. Forças horizontais de 1 N e 5 N foram aplicadas no braquete bucal de cada pré-molar. As tensões de von Mises foram calculadas no ligamento periodontal, no osso adjacente ao implante e no implante. Os dados obtidos com a análise numérica indicaram que não houve diferença importante entre os três tipos de implante. Entretanto, a presença do implante palatal para ancoragem reduziu significativamente a tensão no ligamento periodontal, quando se comparou com a tensão no ligamento periodontal do modelo sem implante. As tensões no osso adjacente ao implante foram consideradas baixas. Os resultados sugeriram que o implante palatal é uma ferramenta útil para melhorar a ancoragem ortodôntica.

Também utilizando o MEF, Chen et al. (2005b) compararam o efeito de ancoragem ortodôntica de um implante palatal osseointegrado em três situações diferentes de fixação. Fixação tipo 1: pescoço do implante inserido na cortical palatal bucal e extremidade final do implante no osso trabecular; fixação tipo 2: pescoço do implante na cortical palatal bucal e extremidade final do implante na cortical palatal nasal; fixação tipo 3: pescoço do implante na cortical palatal bucal e extremidade final do implante projetando-se na cavidade nasal. Além dos implantes, os modelos

consistiram de dois pré-molares (com osso alveolar e ligamento periodontal), osso palatal e arco transpalatino. Um modelo sem implante foi usado para comparação. Forças horizontais de 1 N e 5 N foram aplicadas no braquete bucal de cada pré-molar. As tensões de von Mises foram calculadas no ligamento periodontal e no osso adjacente ao implante. Os resultados demonstraram que o implante palatal para ancoragem reduziu significativamente a tensão de von Mises no ligamento periodontal e promoveu uma distribuição mais homogênea das tensões no ligamento. As magnitudes de tensões e a distribuição no ligamento periodontal foram quase as mesmas nos três tipos de fixação, sugerindo que o efeito de ancoragem é o mesmo nas três situações.

Chen et al. (2006) realizaram uma análise de elementos finitos comparativa de um implante palatal para ancoragem ortodôntica osseointegrado (OPI) com um implante palatal para ancoragem ortodôntica não osseointegrado (NOPI). Além dos implantes, os modelos consistiram de dois pré-molares (com osso alveolar e ligamento periodontal), osso palatal e arco transpalatino. Um modelo sem implante foi usado para comparação. O modelo onde foi simulado o OPI considerou total união entre osso e implante. Para simular o NOPI, foi simulada uma superfície com fricção usando elementos de contato não lineares.

Forças horizontais e verticais foram aplicadas no braquete bucal de cada pré-molar. As tensões de von Mises foram calculadas no ligamento periodontal e no osso adjacente ao implante. Os resultados mostraram que as tensões na superfície do NOPI foram mais altas do que na superfície OPI, mas não foram altas o suficiente para resultar em falha do implante. Os autores concluíram que esperar a osseointegração é desnecessário para o implante palatal para ancoragem ortodôntica.

Natali et al. (2006) investigaram o fenômeno de interação entre implante dental endósseo e tecido ósseo préimplantar usando modelos de elementos finitos. Conforme os autores, uma intensa atividade biológica em função de estímulos mecânicos como nível de tensão e deformação no osso pode levar a um novo arranjo da estrutura óssea. Quando a ação excede o nível fisiológico, pode ocorrer reabsorção da massa óssea. A avaliação de fatores de risco requerer a compreensão da resposta mecânica imediata do sistema osso-implante, bem como dos processos que regulam o complexo fenômeno da ação de estímulos mecânicos na estrutura óssea. Essa avaliação requer necessariamente a adoção de modelos numéricos precisos para que sejam capazes de fornecer resultados confiáveis.

Simsek et al. (2006) modelaram dois implantes implantados na região posterior da mandíbula para avaliar os efeitos de diferentes distâncias na distribuição de tensões no osso ao redor dos implantes. Através do MEF, aplicaram forças verticais, oblíquas e horizontais. O modelo 3D foi utilizado, pois, segundo os autores, apenas uma análise 3D pode simular adequadamente um padrão de tensão no espaço. A tração concentrou-se na porção distal ao implante enquanto que a porção mesial impôs a maior resistência à compressão sob forças mesio-distais em implantes considerados totalmente osseointegrados. A distância interimplante tem influência significativa na altura do osso marginal periimplantar em relação à distribuição de tensão. Um (1) cm de distância interimplante foi considerada ótima para fixação de dois implantes na região posterior da mandíbula.

2.3 Miimplantes para ancoragem ortodôntica

Na prática ortodôntica, quando uma força é aplicada a um elemento dental para movimentá-lo através de um aparelho, ocorre, de acordo com a terceira

lei de Newton, uma força de reação de mesma intensidade e em sentido contrário. Essa força de reação, muitas vezes, irá provocar movimentos dentais indesejáveis. A Ortodontia empenha-se em minimizar as forças de reação, buscando artifícios intra ou extrabucais que tenham êxito em resistir ao deslocamento indesejável dos dentes, o que recebe o nome de ancoragem (Roberts-Harry, Sandy, 2004). Entretanto, a ancoragem pode ser insuficiente, principalmente em pacientes adultos que apresentam múltiplas perdas dentárias (Costa et al., 1998).

A possibilidade de alcançar uma ancoragem absoluta surgiu após o advento do implante de titânio osseointegrável (Bränemark, 1969) que beneficiou a Ortodontia ao fornecer um ponto fixo de ancoragem intrabucal. Implantes dentais inseridos para substituir dentes perdidos passaram a ser usados como âncoras no tratamento ortodôntico (Roberts, 1989; Roberts-Harry, Sandy, 2004). Muitos estudos foram realizados revelando que os implantes osseointegráveis não se movem sob aplicação de forças ortodônticas, suportam forças contínuas por vários anos e proporcionam ancoragem máxima (Gray, 1983; Creekmore, Eklund, 1983; Turley, 1988).

Recentemente, Artíficos Temporários para Ancoragem (TADs) foram desenvolvidos especificamente para fornecer ancoragem ortodôntica. Os TADs são ferramentas como miniplacas, miniparafusos e minimplantes fixados temporariamente no osso, onde a força ortodôntica é aplicada. Apresentam pequenas dimensões, permitem aplicação imediata de força, suportam forças ortodônticas, são imóveis, biocompatíveis e promovem resultados superiores ou equivalentes quando comparados ao sistema tradicional de ancoragem (Cope, 2005).

Os minimplantes são TADs pequenos e podem ser colocados em

qualquer lugar do osso alveolar, inclusive entre as raízes dentárias (Kanomi, 1997; Bae et al., 2002; Kyung et al., 2003). Dentre as principais aplicações clínicas dos miniplantes, estão a retração de dentes anteriores (Park et al., 2001), a distalização (Kyung et al., 2003), a intrusão (Park et al., 2003) e verticalização de molares (Park et al., 2006).

Por conta de sua enorme contribuição para a prática ortodôntica, os miniplantes têm sido alvo de inúmeros estudos. Casos clínicos bem sucedidos têm sido amplamente divulgados na literatura ortodôntica, desde que sejam seguidos sistemas de forças bem controlados (Keles et al., 2003; Liou et al., 2004). Experimentos em animais têm sido realizados com o intuito de avaliar histologicamente o uso dos miniplantes como ancoragem (Melsen, Lang, 2001; Ohmae et al., 2001) concluindo que o miniplante apresenta alta estabilidade. Apesar disso, os miniplantes não apresentam o mesmo índice de sucesso dos implantes convencionais (Buchter et al., 2005). A perda do miniplante está relacionada à inflamação por higiene oral inadequada (Bae et al., 2002; Cheng et al., 2004), ao diâmetro do parafuso e a alto ângulo do plano mandibular (Miyawaki et al., 2003). A falha do miniplante também é relacionada à geração de um movimento de inclinação no rebordo ósseo (Buchter et al., 2005). Segundo Meyer et al. (2004), para se avaliar o insucesso do miniplante deve-se considerar o sistema biomecânico do efeito da carga no osso periimplantar e o tempo de aplicação da carga, fatores que interferem na cicatrização do osso. Parâmetros biomecânicos como desenho do implante e qualidade óssea são apontados também como fatores relacionados ao sucesso dos implantes (Buchter et al., 2005).

Pesquisas envolvendo miniplantes e MEF são ainda escassas na literatura. Motoyoshi et al. (2005) avaliaram por meio do MEF o efeito biomecânico

de uma conexão na estabilidade do miniplante. Os resultados mostraram que a presença de uma conexão no miniplante onde a força seja aplicada é capaz de diminuir as tensões de von Mises na estrutura óssea.

Melsen & Verna (2005) investigaram a influência da espessura da cortical e da densidade do osso trabecular no mecanismo de transferência da força ortodôntica aplicada ao miniplante para o osso periimplantar. Foram simuladas quatro espessuras de cortical (0,5 mm, 1,0 mm, 1,5 mm e 2,0 mm). O módulo de elasticidade do osso cortical variou entre 50 e 1000 MPa. Uma força de 0,5 N foi aplicada na cabeça do parafuso no sentido mesio-distal. Os dados indicaram que a espessura do osso cortical tem maior influência no modo de distribuição das tensões do que o módulo de elasticidade. A magnitude média de deformação óssea foi entre 10 e 100 microstrain. Sugeriu-se que a força aplicada não ultrapasse 0,5 N durante os três meses iniciais quando ainda não ocorreu a osseointegração do implante ao osso, para que as deformações geradas na estrutura óssea não ultrapassem limites fisiológicos. Foram usados como referência valores sugeridos na teoria mecanostática de Frost.

A possibilidade de aplicação de carga imediata ao miniplante é atribuída à estabilidade mecânica inicial do parafuso do tecido ósseo (Chen et al., 2006). Entretanto, é interessante investigar as diferenças ocorridas na distribuição de tensões e deformações no osso, antes e após a osseointegração.

3 PROPOSIÇÃO

O objetivo deste estudo foi:

- a) apontar a região da estrutura óssea (osso cortical ou osso trabecular) que apresenta maior concentração de tensões após aplicação de carga ortodôntica no miniplante utilizado como ancoragem;
- b) comparar a distribuição de tensões e os níveis de tensão e deformação interna na estrutura óssea adjacente ao miniplante em duas situações: miniplante com estabilidade primária e miniplante osseointegrado;
- c) comparar a ancoragem fornecida pelo miniplante antes e após a osseointegração.

4 MATERIAIS E MÉTODOS

4.1 Modelagem computacional de miniimplante usando MEF

4.1.1 Geometria das estruturas

Dois modelos computacionais foram construídos para a realização desse trabalho. O primeiro modelo consistiu em um modelo 3D de um miniimplante confeccionado em titânio puro e a estrutura óssea de suporte, que consistiu em um bloco de osso mandibular. O miniimplante foi construído com dimensões de 1,6 mm de diâmetro por 9,0 mm de comprimento. A estrutura óssea circundante consistiu de uma camada de osso trabecular medindo 13,3 mm de espessura, e outra de osso trabecular, medindo 1,11 mm (Melsen, Verna, 2005). Tanto o miniimplante, quanto o osso, foram desenhados no programa ANSYS®, versão 10.0. No primeiro modelo, foi simulada ausência de osseointegração na região miniimplante-osso, representando a estabilidade primária, por meio dos elementos de contato. Para simular a retenção mecânica que fornece a estabilidade primária no momento da instalação do miniimplante, foi inserido no modelo um grau de interpenetração entre os materiais. O segundo modelo foi construído da mesma forma que o primeiro. Porém, simulou 100% de osseointegração, considerando total aderência entre o titânio e o osso.

No programa ANSYS®, foi criada uma malha composta de elementos finitos, onde o problema foi resolvido (figuras 6 e 7). No primeiro modelo (antes da osseointegração) a malha foi composta de 53.894 elementos tetraédricos e 5.760 pares de elementos de contato. No segundo modelo, a malha foi composta de 45.705 elementos tetraédricos. Tanto o miniimplante, quanto o osso, foram

modelados considerando isotropia e homogeneidade. Os valores de Módulo de Elasticidade (E) e Coeficiente de Poisson (ν) usados na simulação do titânio, osso cortical e osso trabecular foram obtidos da literatura (Gallas et al., 2005), conforme tabela 2.

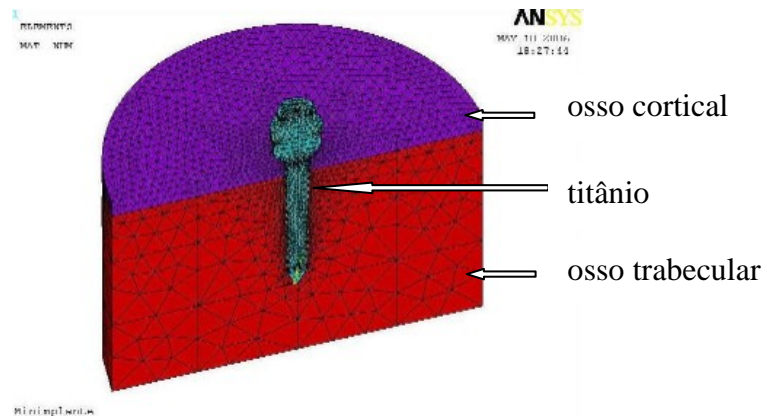


Figura 6 - Malha de elementos finitos utilizada evidenciando os três materiais: titânio, osso cortical e osso trabecular.



Figura 7 - Detalhe da malha de elementos finitos utilizada para modelar o miniimplante.

Tabela 1 - Propriedades físicas dos materiais.

Material	Módulo de Elasticidade (E) (GPa)	Coefficiente de Poisson (ν)
Osso cortical	13,7	0,30
Osso trabecular	7,93	0,30
Titânio	110	0,35

4.1.2 Definição do carregamento

Uma carga horizontal de intensidade variável (50 g/f, 100 g/f e 150 g/f) foi aplicada na cabeça do miniplante, formando 90 graus com seu eixo, simulando um movimento ortodôntico no sentido méso-distal.

4.1.3 Simulação computacional

O método utilizado no presente estudo foi o Método dos Elementos Finitos (MEF), viabilizado por meio do aplicativo ANSYS, versão 10.0, desenvolvido pela Swanson Analysis Inc. com auxílio de um computador Pentium IV de 2800 MHz, com 3 GB de memória e 40 GB de disco rígido, cuja licença é de propriedade do CESEC (Centro de Estudos de Engenharia Civil Inaldo Ayres Vieira) da Universidade Federal do Paraná (UFPR).

Os elementos usados para recriar os materiais, neste trabalho, foram do tipo tetraédricos quadráticos (SOLID 92) definidos por dez nós, com três graus de liberdade em cada nó, que são translações nas direções X, Y e Z, conforme figura 8.

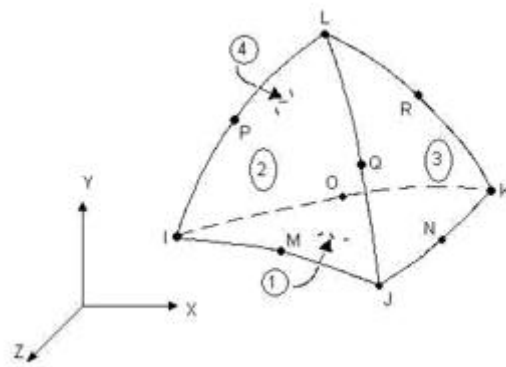


Figura 8 - Elemento SOLID 92.

Para simular a região miniimplante-osso, dois modelos matemáticos foram construídos computacionalmente. No primeiro deles, que analisou o instante inicial onde o miniimplante foi recém colocado, foram usados elementos de contato não linear: elementos TARGE 170 (figura 9) e CONTA 174 (figura 10). Assim, a zona de contato transferiu forças de pressão e forças tangenciais, mas não tração. A textura superficial do miniimplante foi considerada nessa análise incluindo uma interface friccional de Coulomb com coeficiente de 0.3 (Chen et al., 2006).

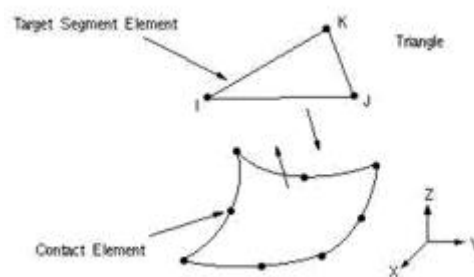


Figura 9 - Elemento TARGE 170.

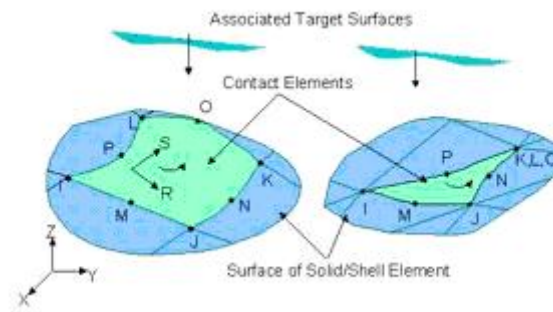


Figura 10 - Elemento CONTA 174.

No segundo modelo matemático, que simulou o miniimplante osseointegrado, considerou-se uma total aderência entre os dois tipos de material (titânio-osso).

4.1.4 Análise dos resultados

As tensões (em MPa) e deformações (ou μ strain) ocorridas no tecido ósseo foram calculadas e são apresentadas e analisadas em uma escala de cores. Diferentes cores representam diferentes níveis de tensão e deformação no elemento analisado. Valores positivos ou negativos na escala de tensão indicam tração ou compressão, respectivamente.

Foram analisadas as deformações principais máximas (ϵ_1 - tração), as deformações principais mínimas (ϵ_3 - compressão), as máximas tensões principais (σ_1 - tração), mínimas tensões principais (σ_3 - compressão) e as tensões de von Mises (σ_{eqv}).

5 RESULTADOS

As figuras 11 a 16 mostram as deformações principais máximas (ϵ_1) na região do osso cortical provocadas pelos diferentes carregamentos (0,5N, 1,0N e 1,5N), antes da osseointegração (AO) e após a osseointegração (APO).

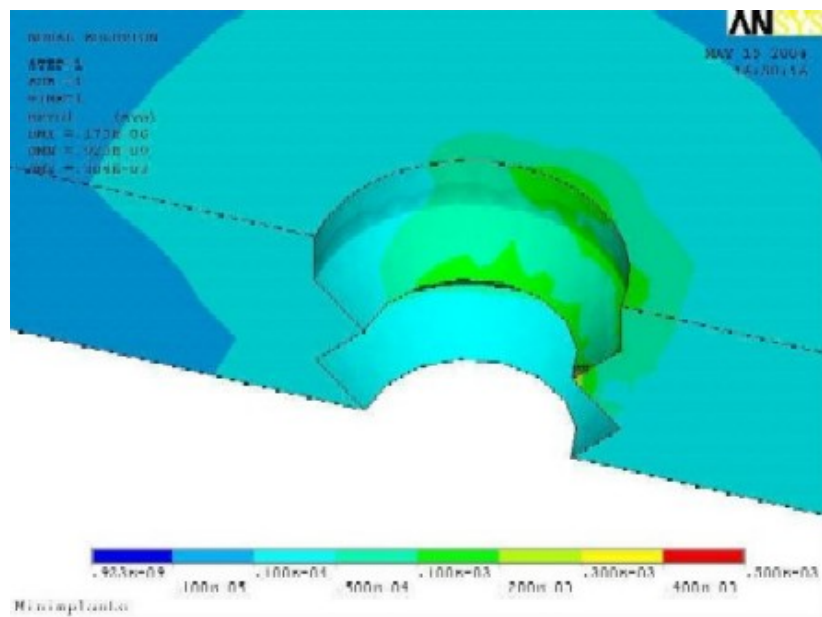


Figura 11 - Deformação principal máxima (ϵ_1) com carga de 0,5N – AO.

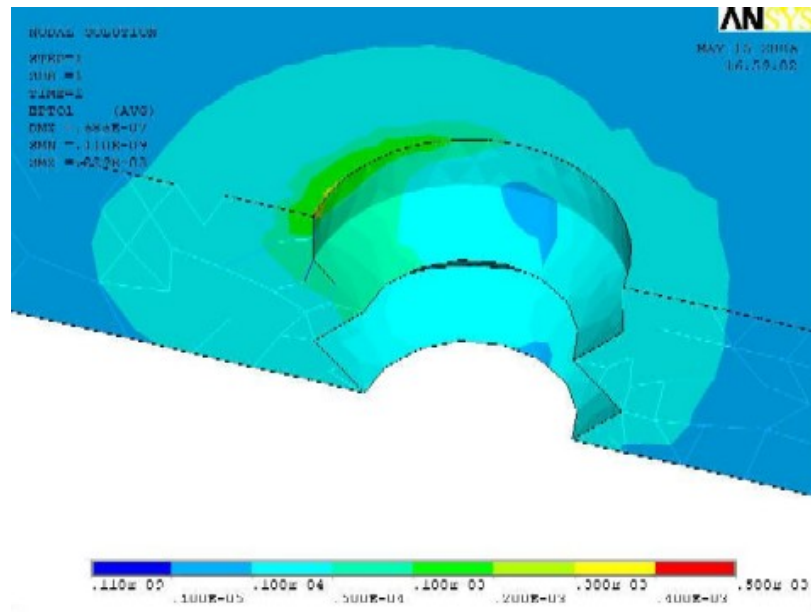


Figura 12 - Deformação principal máxima (ϵ_1) com carga de 0,5N – APO.

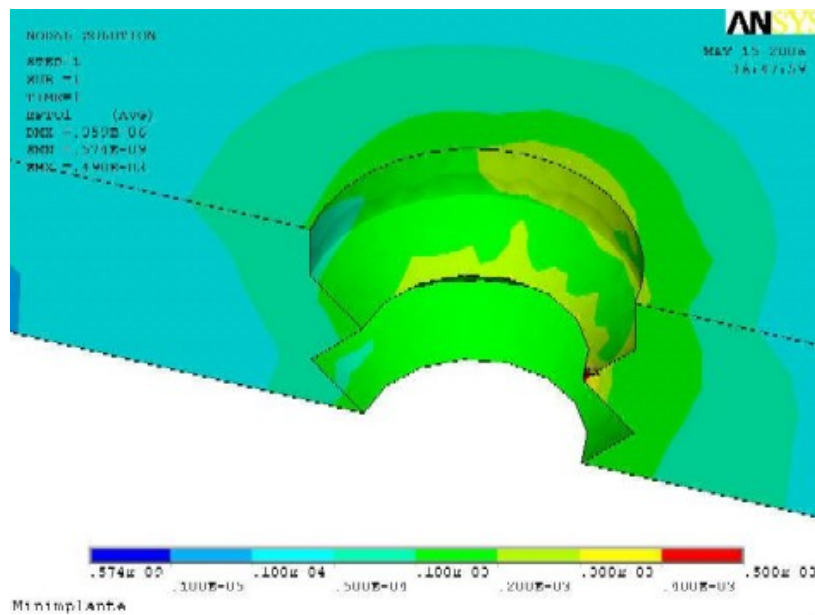


Figura 13 - Deformação principal máxima (ϵ_1) com carga de 1,0N – AO.

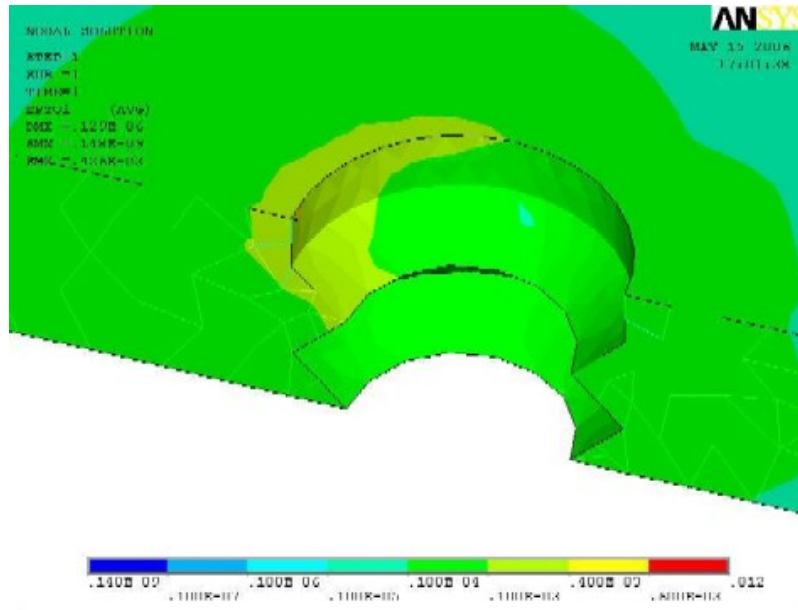


Figura 14 - Deformação principal máxima (ϵ_1) com carga de 1,0N – APO.

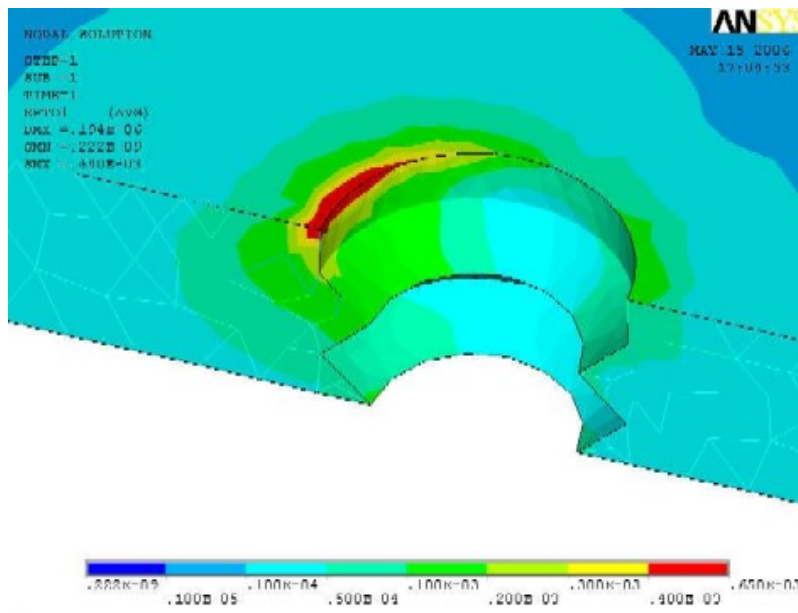


Figura 15 - Deformação principal máxima (ϵ_1) com carga de 1,5N – AO.

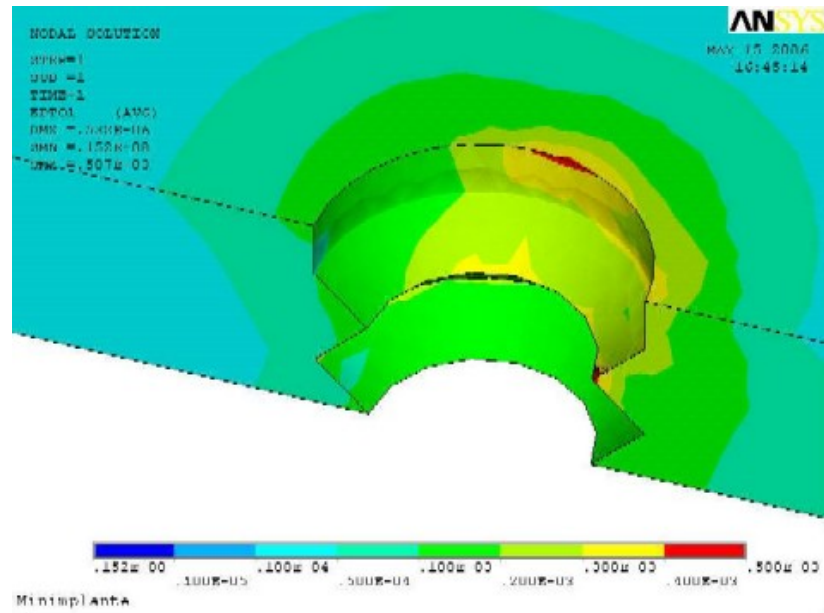


Figura 16 - Deformação principal máxima (ϵ_1) com carga de 1,5N – APO.

As figuras 17 a 22 mostram as deformações principais mínimas (ϵ_3) na região do osso cortical provocadas pelos diferentes carregamentos (0,5N, 1,0N e 1,5N), antes da osseointegração (AO) e após a osseointegração (APO).

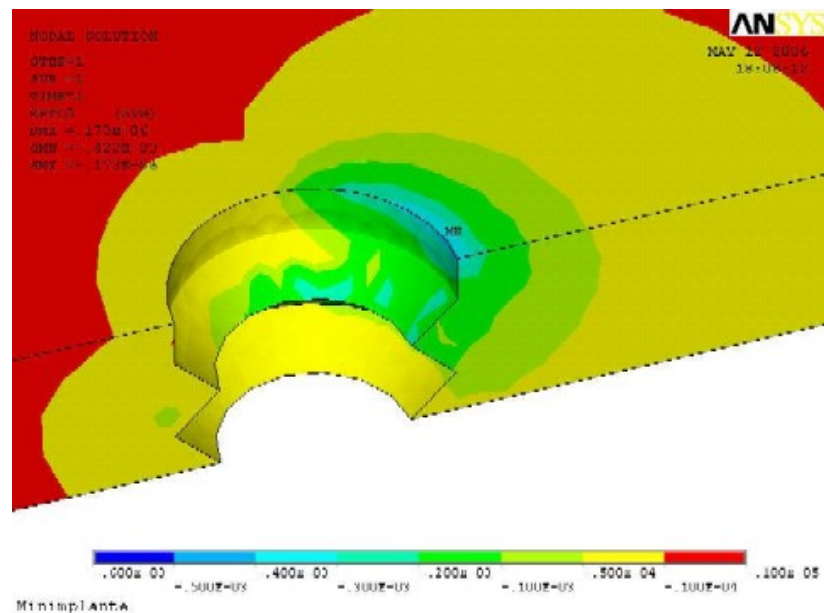


Figura 17 - Deformação principal mínima (ϵ_3) com carga de 0,5N – AO.

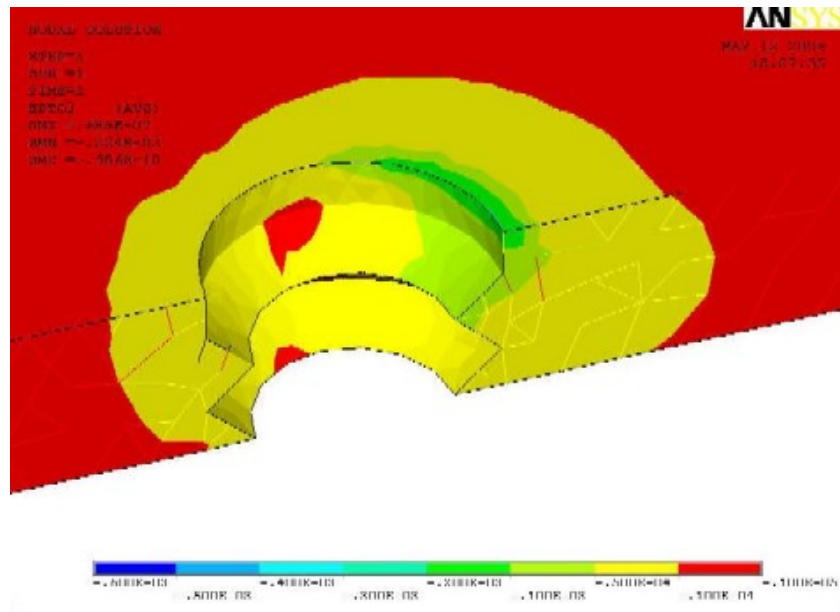


Figura 18 - Deformação principal mínima (ϵ_3) com carga de 0,5N – APO.

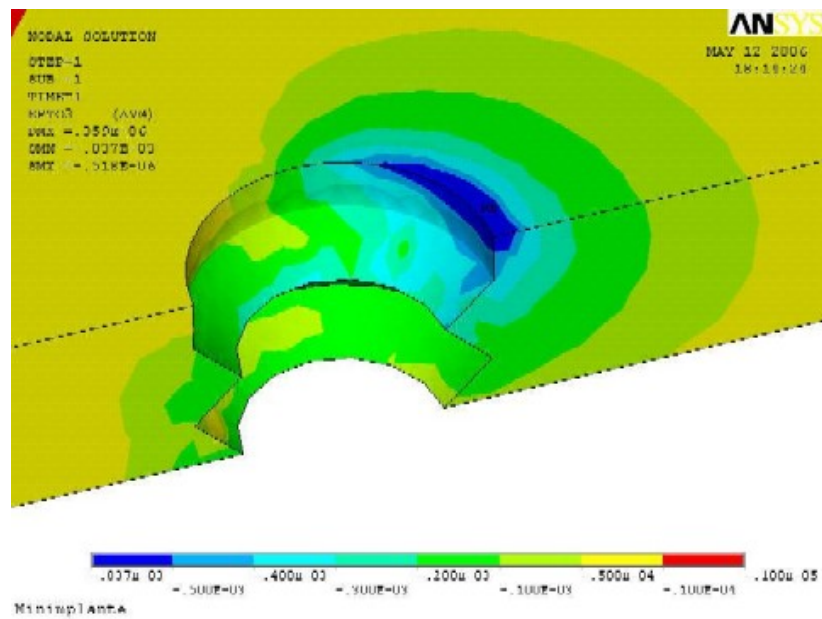


Figura 19 - Deformação principal mínima (ϵ_3) com carga de 1,0N – AO.

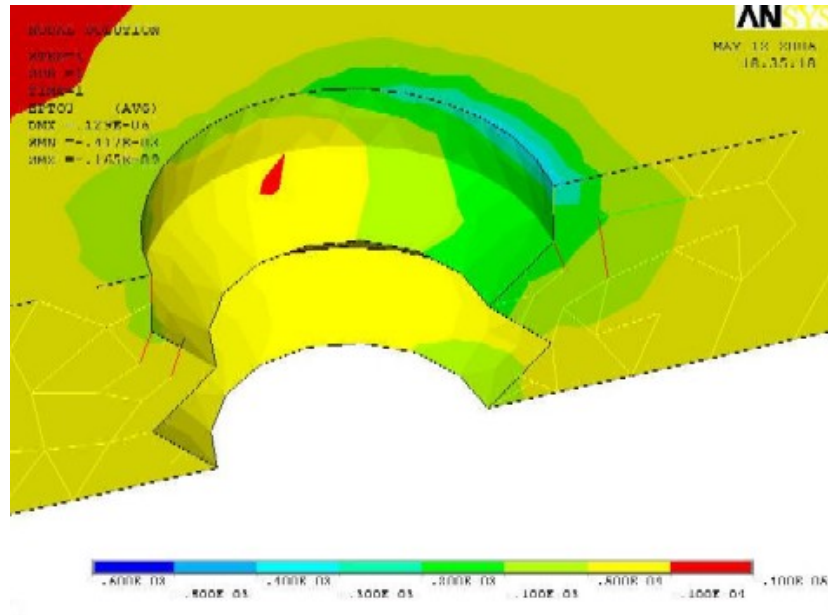


Figura 20 - Deformação principal mínima (ϵ_3) com carga de 1,0N – APO.

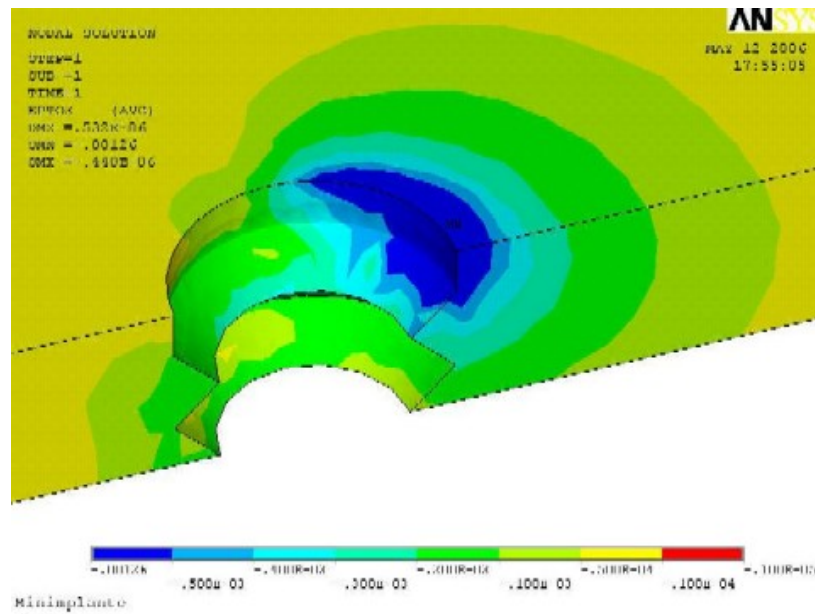


Figura 21 - Deformação principal mínima (ϵ_3) com carga 1,5N – AO.

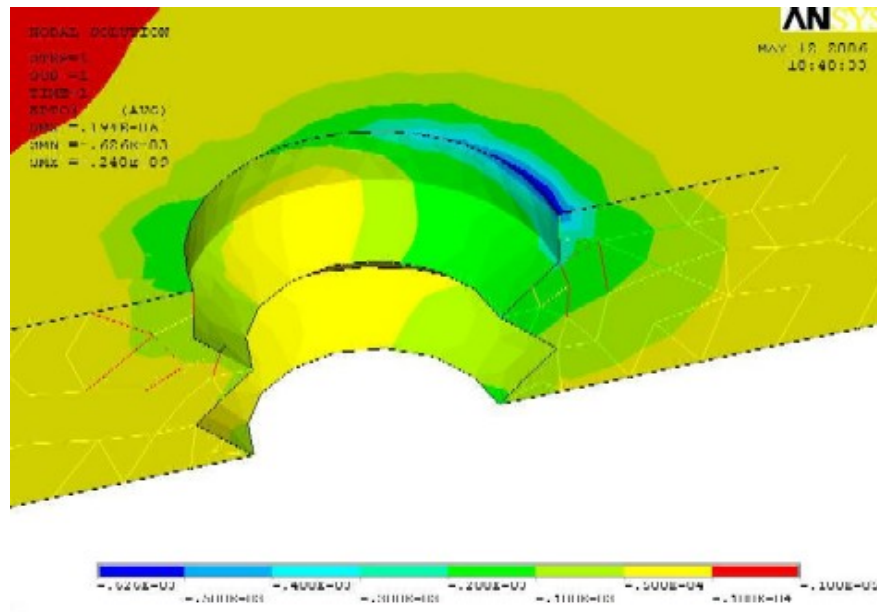


Figura 22 - Deformação principal mínima (ϵ_3) com carga 1,5N – APO.

São apresentadas nas figuras 23 a 28 as máximas tensões principais (σ_1) na região do osso cortical provocadas pelos diferentes carregamentos (0,5N, 1,0N e 1,5N), antes da osseointegração (AO) e após a osseointegração (APO).

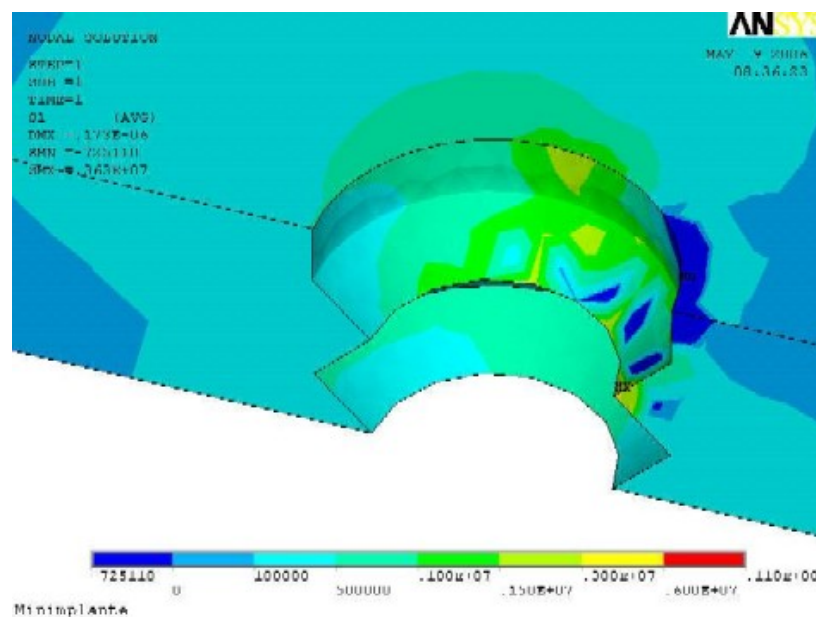


Figura 23 - Máxima tensão principal (σ_1) com carga de 0,5N – AO.

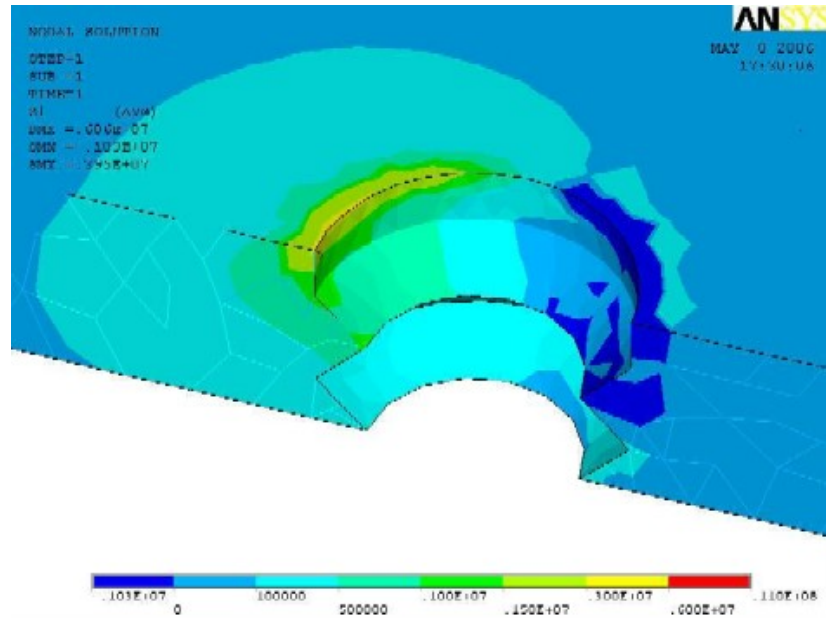


Figura 24 - Máxima tensão principal (σ_1) com carga de 0,5N – APO.

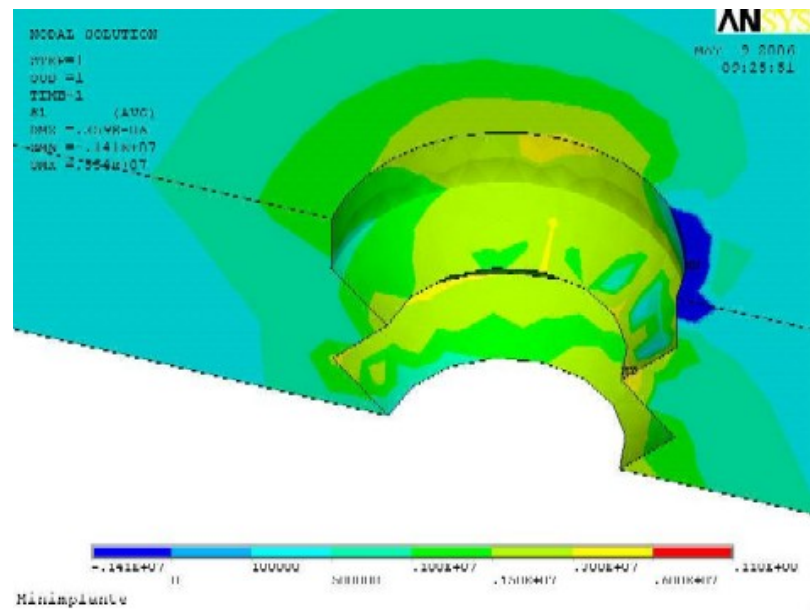


Figura 25 - Máxima tensão principal (σ_1) com carga 1,0N – AO.

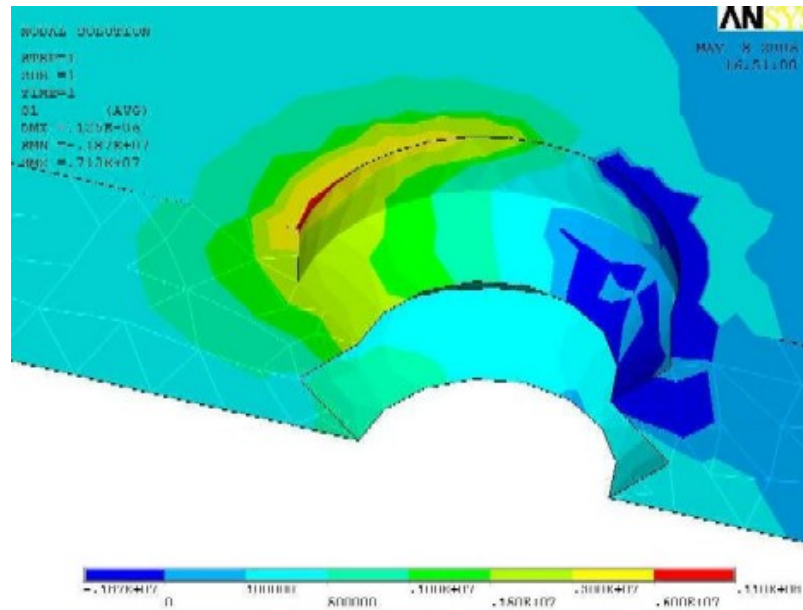


Figura 26 - Máxima tensão principal (σ_1) com carga 1,0N – APO.

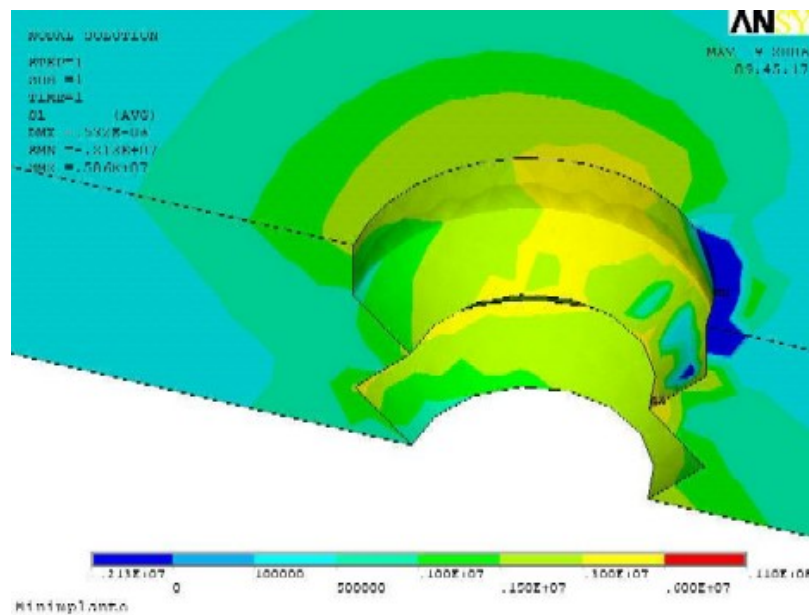


Figura 27 - Máxima tensão principal (σ_1) com carga 1,5N – AO.

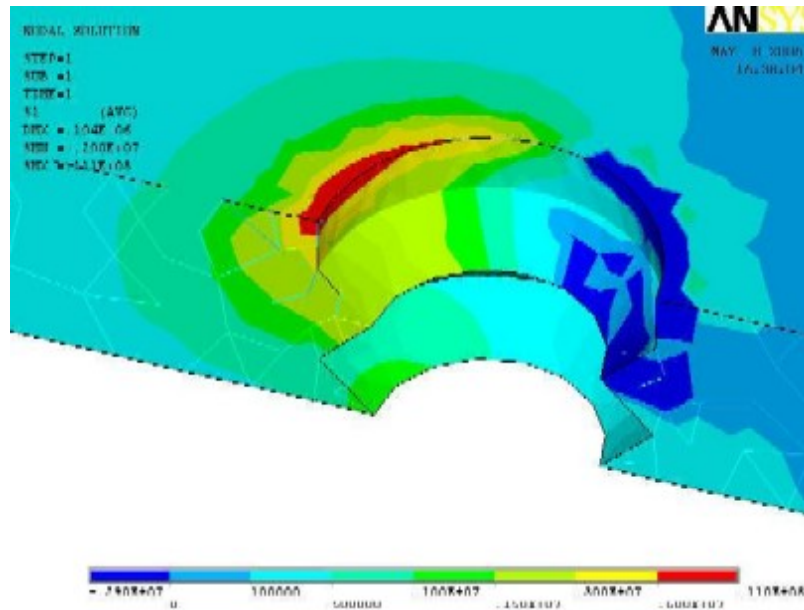


Figura 28 - Máxima tensão principal (σ_1) com carga 1,5N – APO.

As figuras 29 a 34 apresentam as mínimas tensões principais (σ_3) na região do osso cortical para os diferentes carregamentos (0,5N, 1,0N e 1,5N), antes da osseointegração (AO) e após a osseointegração (APO).

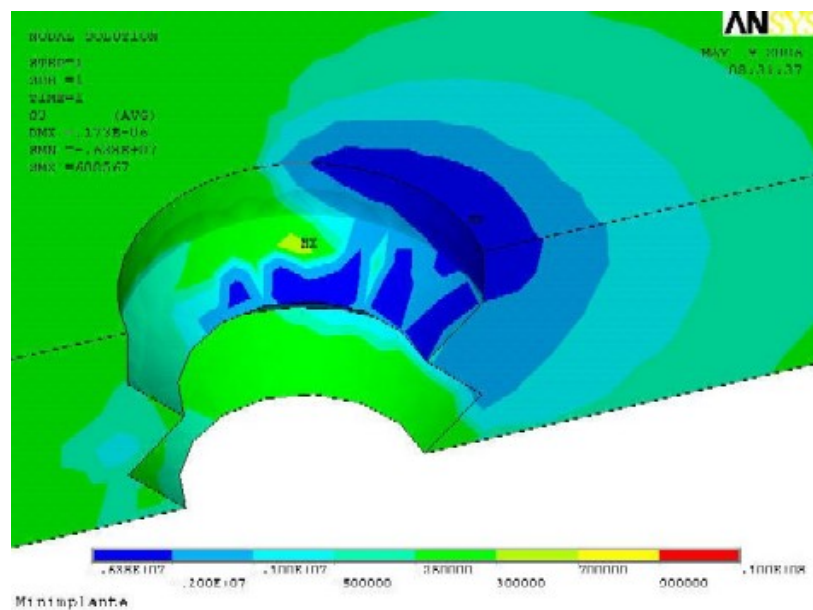


Figura 29 - Mínima tensão principal (σ_3) com carga 0,5N – AO.

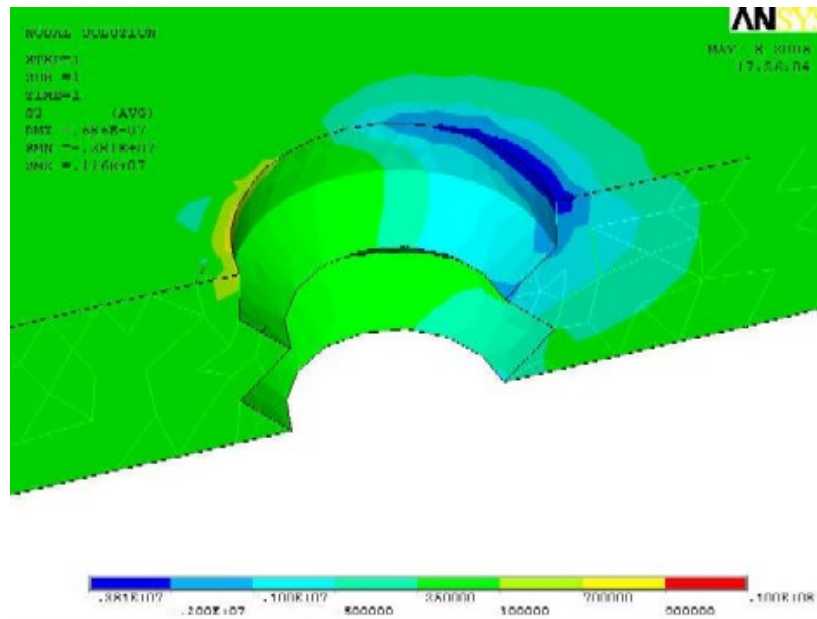


Figura 30 - Mínima tensão principal (σ_3) com carga 0,5N – APO.

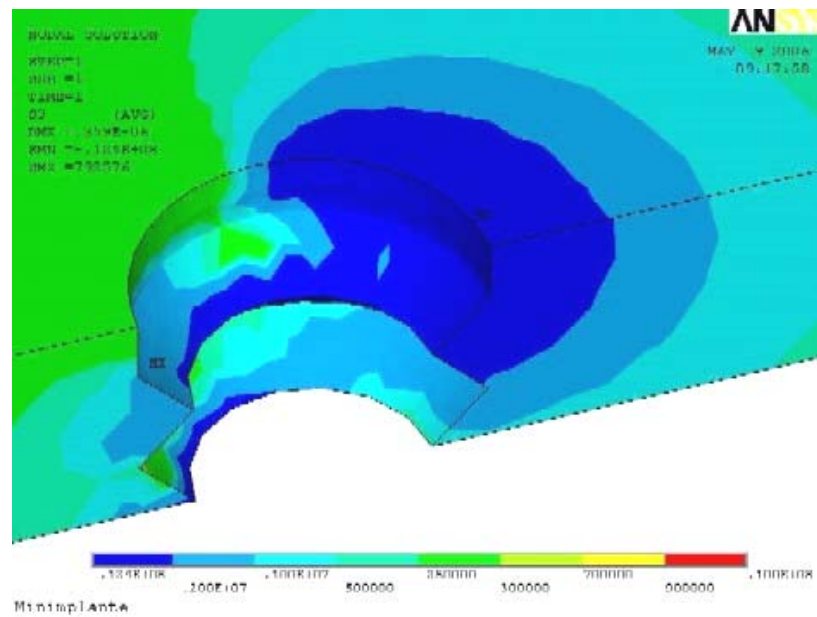


Figura 31 - Mínima tensão principal (σ_3) com carga 1,0N – AO.

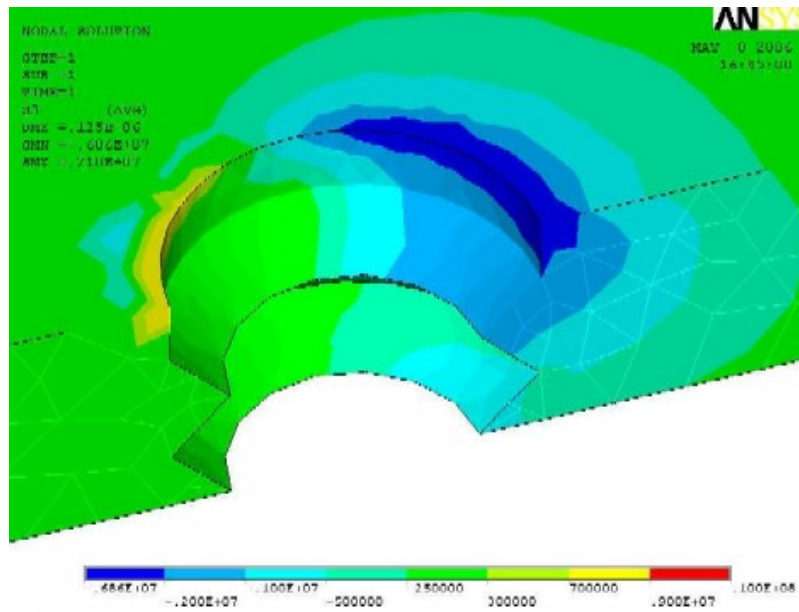


Figura 32 - Mínima tensão principal (σ_3) com carga 1,0N – APO.

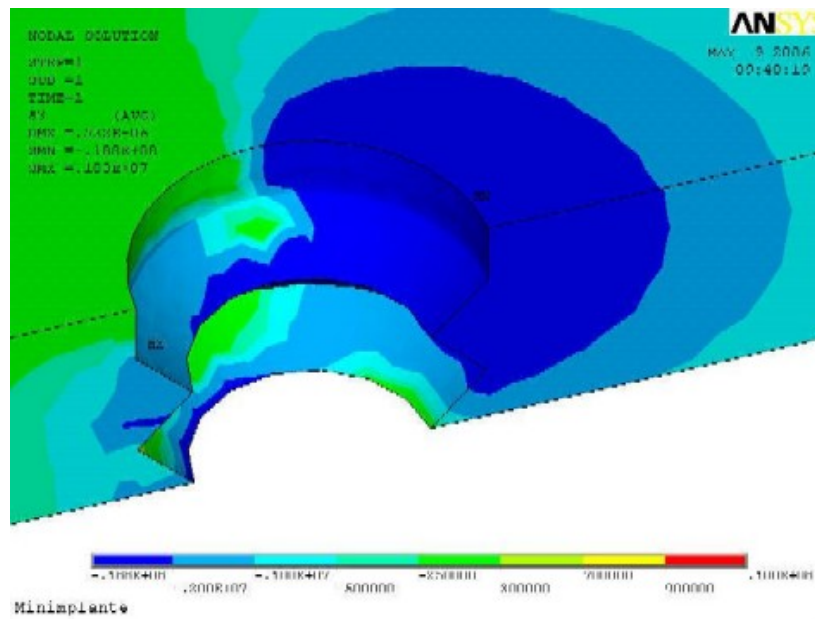


Figura 33 - Mínima tensão principal (σ_3) com carga 1,5N – AO.

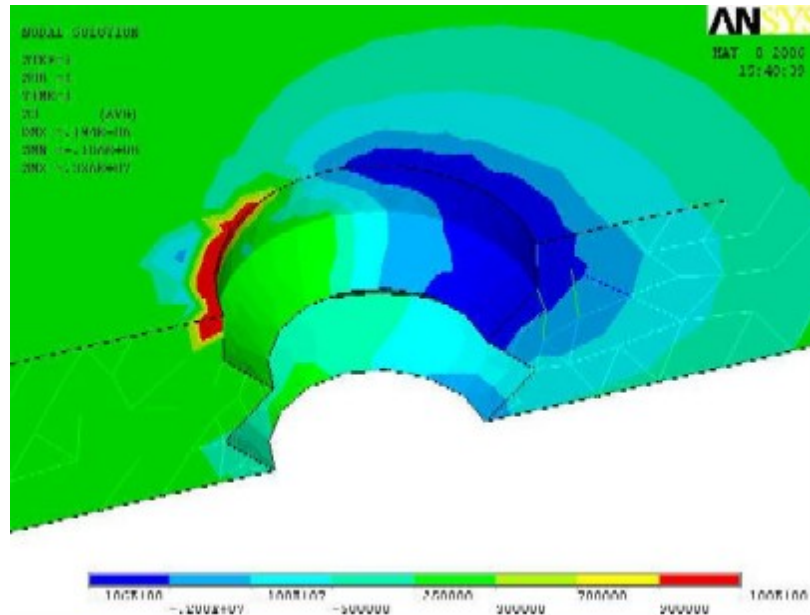


Figura 34 - Mínima tensão principal (σ_3) com carga 1,5N – APO.

As figuras 35 a 40 apresentam as tensões de von Mises (σ_{eqv}) na região do osso cortical e osso trabecular para os diferentes carregamentos (0,5N, 1,0N e 1,5N), antes da osseointegração (AO) e após a osseointegração (APO).

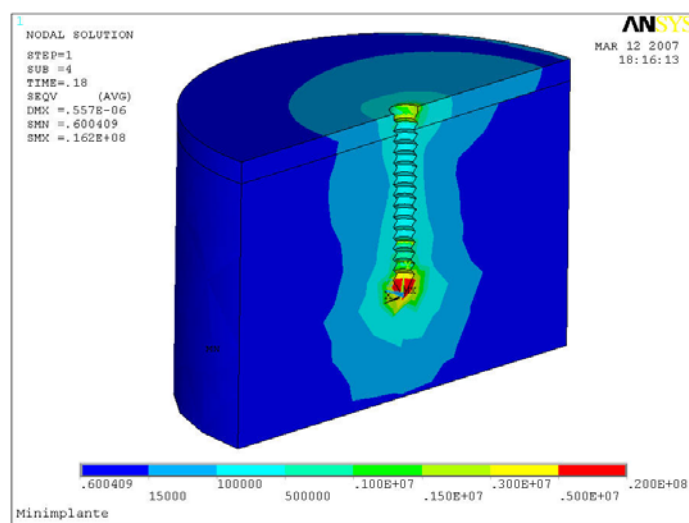


Figura 35 - Tensão de von Mises (σ_{eqv}) com carga 0,5N – AO.

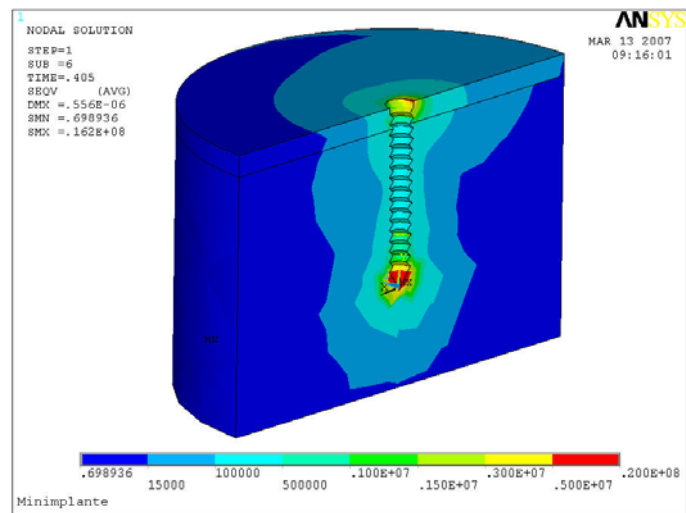


Figura 36 - Tensão de von Mises (σ_{eqv}) com carga 1,0 N – AO.

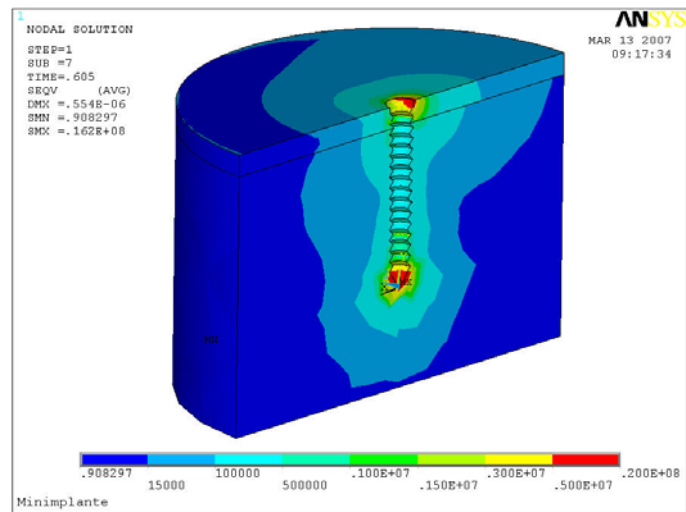


Figura 37 - Tensão de von Mises (σ_{eqv}) com carga 1,5 N – AO.

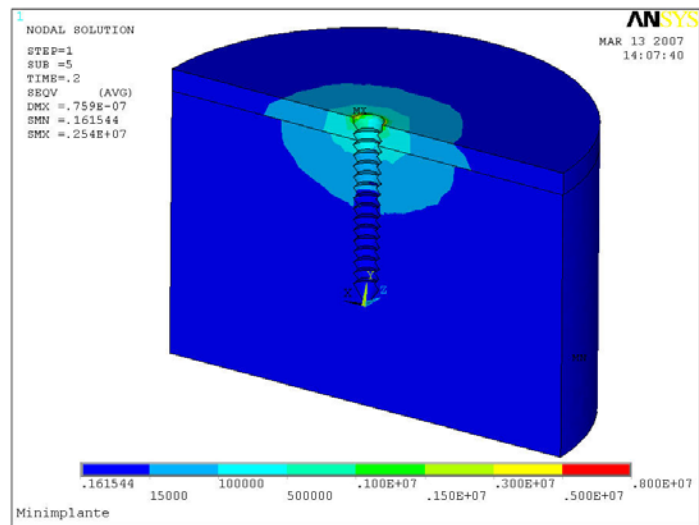


Figura 38 - Tensão de von Mises (σ_{eqv}) com carga 0,5N – APO.

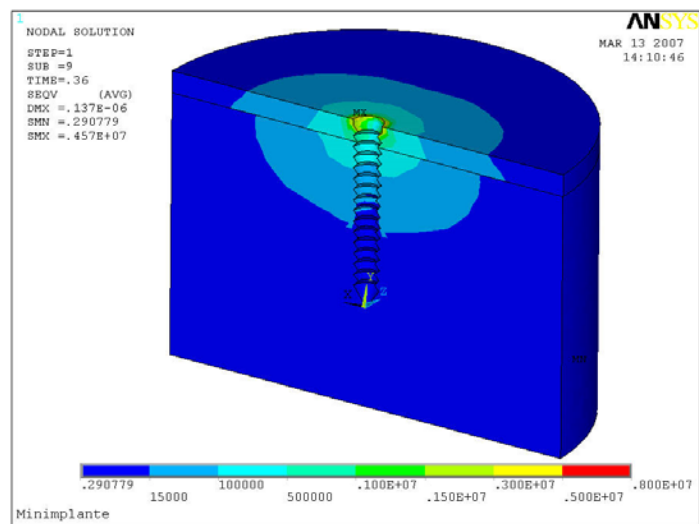


Figura 39 - Tensão de von Mises (σ_{eqv}) com carga 1,0N – APO.

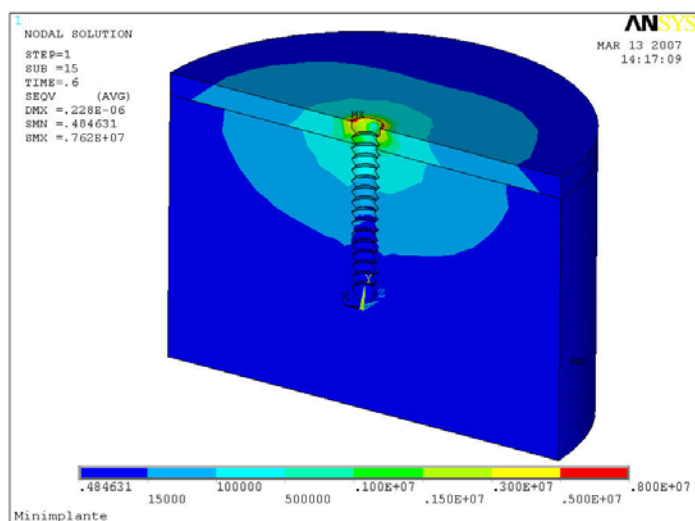


Figura 40 - Tensão de von Mises (σ_{eqv}) com carga 1,5N – APO.

A tabela 2 apresenta de maneira resumida os níveis máximos dos parâmetros mecânicos (máximas deformações e tensões principais de tração e compressão) para os casos de carga analisados, antes e após a osseointegração.

Tabela 2 - Máximas deformações e tensões principais para os tipos de carga antes e após a osseointegração.

Carga	Ósseo-integração	Máxima def. de tração (ε_1) (□ strain)	Máxima def. de compressão (ε_3) (□ strain)	Máxima tensão de tração (σ_1) (MPa)	Máxima tensão de compressão (σ_3) (MPa)
0,5N	antes	304	-422	3,63	-6,38
	depois	229	-224	3,95	-3,81
1,0N	antes	490	-837	5,54	-12,40
	depois	426	-417	7,13	-6,86
1,5N	antes	507	-1260	5,86	-18,80
	depois	640	-626	11,10	-10,60

A tabela 2 mostra que todas as tensões e deformações ocorridas na estrutura óssea estão dentro do intervalo de carga fisiológica, conforme a teoria mecanostática de Frost (1994). O pico de deformação ocorreu na compressão, antes da osseointegração, com carga de 1,5 N (1260 microstrain). O valor mínimo de deformação aconteceu na compressão, antes da osseointegração, com carga de 0,5 N (224 microstrain). O pico de tensão principal ocorreu na compressão, antes da osseointegração, com carga de 1,5 N (18,80 MPa) e o valor mínimo foi registrado na tração, antes da osseointegração com carga de 0,5 N (3,63 MPa).

6 DISCUSSÃO

O miniimplante pode ser considerado um advento recente na história da ortodontia. Mesmo assim, seu uso foi rapidamente incorporado à rotina clínica dos ortodontistas devido a sua enorme contribuição para se alcançar o controle daquele que é um dos principais fatores responsáveis pelo sucesso do tratamento ortodôntico: a ancoragem (Cope, 2005). Estudos histológicos têm demonstrado que os miniimplantes estão aptos a suportar forças ortodônticas (Ohmae et al., 2001; Melsen, Lang, 2001) e casos clínicos têm sido relatados mostrando o sucesso obtido com auxílio desse artifício (Keles et al., 2003; Liou et al., 2004). Investigar o comportamento biomecânico do tecido ósseo quando recebe um miniimplante carregado pode contribuir para aprofundar o conhecimento sobre os miniimplantes e fornecer suporte para ações clínicas. Pesquisas nessa área são importantes para esclarecer os efeitos dos sinais mecânicos na cicatrização óssea ao redor de implantes (Cehreli et al., 2004b).

A formação de osso na interface miniimplante-osso é essencial para alcançar uma fixação óssea rígida e é considerada uma indicação de sucesso (Natali et al., 2006). Entretanto, dados referentes ao reparo ósseo na interface entre osso e miniimplantes usados para ancoragem são ainda pouco disponíveis. Como o miniimplante geralmente recebe carga imediata, é relevante comparar o comportamento biomecânico do tecido ósseo antes e após a osseointegração.

Nos tecidos vivos, o nível de tensão e deformação no osso atua como estímulo mecânico que pode levar a uma reorganização da estrutura, induzindo formação, reabsorção ou manutenção da massa óssea. Quando a ação induzida no tecido excede o nível fisiológico, reabsorção pode ocorrer com possível falha do

implante (Natali et al., 2006). A avaliação desse processo requer a compreensão da resposta mecânica do sistema osso-implante frente a carregamentos externos, ou seja, o fenômeno de interação mecânica entre osso e implante. Não é possível realizar esse tipo de investigação clinicamente. Os testes experimentais e os estudos histológicos são extremamente importantes, porém, não são capazes de avaliar em detalhes o efetivo do nível de tensão e deformação no osso e fornecem apenas informações sobre o comportamento do osso em termos de resistência e dureza. Os testes experimentais são geralmente acompanhados de modelos numéricos que tornam possível avaliar o comportamento biomecânico do conjunto osso-implante, estimando variáveis importantes como tensão e deformação. Portanto, a modelagem numérica providencia dados que os testes experimentais não estão aptos a oferecer, complementando o conhecimento (Natali et al., 2006). As informações adquiridas com a simulação podem ser úteis para melhorar a performance dos implantes (Garcia et al., 2002). Além disso, a abordagem computacional pode simular situações clínicas complexas (Kitamura et al., 2005) com custos reduzidos quando comparada com outras metodologias de pesquisa (Garcia et al., 2002). Ainda que o MEF seja um método sensível aos parâmetros usados nos modelos (Kitamura et al., 2005), a comparação entre análises 3D de elementos finitos é confiável para determinar tensão e deformação no tecido ósseo (Meyer et al., 2001).

Por ser um tecido vivo, o tecido ósseo apresenta propriedades mecânicas que dificultam uma mensuração definitiva (Cattaneo, 2003), como heterogeneidade, anisotropia e não-linearidade. Algumas simplificações precisam se feitas para que se possa investigar o tecido ósseo no campo da biomecânica (Rüberg, 2003). Assim, seguindo a linha de grande parte das pesquisas, neste trabalho o osso foi

considerado um material homogêneo, isotrópico e linear.

O objetivo deste estudo foi comparar as tensões e deformações no tecido ósseo adjacente a um miniplante em resposta a cargas ortodônticas apor meio do MEF, antes e após a osseointegração. São apresentadas as distribuições de tensões principais (de tração e de compressão), as tensões de von Mises e as deformações principais (de tração e de compressão) geradas na estrutura óssea após a aplicação das cargas, e seus resultados são discutidos.

6.1 Análise das tensões principais: tração e compressão

Em relação à localização das zonas mais tensionadas, o osso cortical apresentou maiores tensões em relação ao esponjoso, tanto antes quanto depois da osseointegração. Como mostram as figuras 35 a 40, as tensões concentram-se na região do pescoço do miniplante em todos os modelos. Esses resultados foram encontrados também em outros estudos que simularam implantes dentais através do MEF (Chun et al., 2002; Huang, Tsai, 2003; Gallas et al., 2005; Kitamura et al., 2005). Esse dado é clinicamente relevante, pois aponta a importância de preservar a interface osso-implante nessa área, já que problemas clínicos, como acúmulo de biofilme e defeitos ósseos, ocorrem principalmente nessa região (Gallas et al., 2005).

Conforme os resultados apresentados, pode-se distinguir que os níveis máximos de compressão modificaram-se totalmente com a osseointegração. Para os níveis de carga de 0,5 N, 1,0 N e 1,5 N, observa-se que, antes da osseointegração, a tensão principal de compressão era de -6,38 MPa, -12,4 MPa e -18,8 MPa, respectivamente, enquanto que após a osseointegração o modelo apresentou magnitudes de compressão de -3,81 MPa, -6,86 MPa e -10,6MPa. Esses resultados

indicam que o nível máximo de compressão diminuiu com a osseointegração, sugerindo que a osseointegração reduz as tensões de compressão na estrutura óssea. Entretanto, o osso é capaz de resistir à compressão até -100 à -200 MPa, de acordo com dados disponíveis em ensaios experimentais (Doblaré et al., 2004; Mellal et al., 2004). Isso significa que para os valores de carga deste estudo e dentro dos parâmetros destes modelos, os valores de máxima compressão obtidos estão muito abaixo da resistência à compressão do osso, nas duas situações, antes e após a osseointegração.

A distribuição das tensões modificou-se com a presença da osseointegração. A região mesial ao miniimplante, que não apresentava tensão antes da integração, passou a apresentar tração depois da integração. A região distal que se apresentava inicialmente muito tensionada (compressão) demonstrou uma diminuição das tensões. Verifica-se que o processamento da osseointegração é capaz de diminuir as tensões transmitidas ao osso e distribuí-las de maneira mais homogênea. Para o miniimplante não-integrado, as tensões são majoritariamente de compressão, enquanto a união promovida pela integração tende a distribuir as tensões por toda a interface implante-osso na região do osso cortical. Esses resultados coincidem com os resultados obtidos por Mellal et al. (2004), que simularam o efeito de carregamento em implantes dentais na estrutura óssea de suporte antes e após a osseointegração através do MEF. Chen et al. (2006) compararam computacionalmente o efeito de ancoragem de implantes palatinos para movimentação ortodôntica antes e depois da osseointegração e também concluíram que a osseointegração pode levar a tensões menores na interface implante-osso.

6.2 Análise das tensões de von Mises

A análise das tensões segundo o critério de von Mises mostra as regiões mais tensionadas nos modelos estudados. Comparando o modelo antes da osseointegração com o modelo após a osseointegração, nota-se que a maior concentração de tensão ocorreu na região do pescoço do miniimplante nos dois modelos. Resultados semelhantes foram relatados por diversos autores que modelaram implantes dentais (Ohmae et al., 2001; Chun et al., 2002; Huang, Tsai, 2003; Gallas et al., 2005; Kitamura et al., 2005).

6.3 Análise das deformações principais (deformação de tração e de compressão)

Neste trabalho, as deformações principais são comparadas com as deformações de pico descritas por Frost (1994) e apresentadas esquematicamente na figura 2. De acordo com os resultados numéricos obtidos neste estudo, todos os modelos apresentaram valores de deformação dentro do intervalo de carga fisiológica (entre 100 e 1700 microstrain), onde há um equilíbrio entre a reabsorção e a neoformação do tecido ósseo. As deformações geradas no osso com os níveis de carga (0,5 a 1,5 N) e propriedades mecânicas dos materiais usados nesta simulação não são suficientes para causar reabsorção óssea, porém, também não são capazes de servir como estímulo para aumentar a massa óssea, já que níveis de deformação permaneceram na janela de deformações fisiológicas (tabela 2), onde há manutenção do equilíbrio entre reabsorção e formação de osso, conforme a teoria mecanostática de Frost (1994). Esses resultados sugerem que é possível aplicar cargas maiores de 0,5 N (aproximadamente 50 g/f) imediatamente, ou seja, sem a presença da osseointegração. Esses achados não estão de acordo com o trabalho

de Melsen & Verna (2005), onde se recomenda que a força aplicada nos primeiros três meses seja de, no máximo, 50 g/f, por conta da ausência de osseointegração. Nesse sentido, os dados extraídos desta simulação sustentam procedimentos clínicos onde são aplicadas forças maiores que 0,5 N imediatamente após a instalação sem prejuízo da estabilidade do minimplante do ponto de vista clínico.

O resultado mais importante obtido no presente estudo é que, mesmo antes da osseointegração, as tensões e deformações transmitidas ao tecido ósseo por meio da aplicação de forças ortodônticas são de pequena magnitude e permanecem em níveis fisiológicos, sem provocar perda de massa óssea. Esse resultado está de acordo com resultados de estudos experimentais os quais demonstram que a carga ortodôntica pode inclusive servir de estímulo para manter a remodelação óssea em equilíbrio e afetar positivamente o tecido ósseo periimplantar de implantes dentais e minimplantes (Melsen, Lang, 2001; Fritz et al., 2003). A matriz óssea periimplantar percebe as cargas ortodônticas como um estímulo indutivo e adapta funcionalmente sua estrutura às tensões por meio do processo de remodelação (Fritz et al., 2003).

Ao simular implantes dentais carregados com forças ortodônticas, outros autores demonstraram com o MEF, que a ausência de osseointegração não compromete a estabilidade clínica do implante dental durante o tratamento ortodôntico (Chen et al., 2006) e que a carga imediata não acarreta efeitos adversos na estrutura do osso periimplantar (Joos et al., 2005). Em relação ao minimplante, embora alguns autores sugiram que a carga seja aplicada depois de algum tempo da instalação (Ohmae et al., 2001), estudos experimentais demonstraram que o carregamento pode ser imediato sem alteração na estabilidade do parafuso (Costa et al., 1998; Bae, 2002). Considera-se que a retenção mecânica fornecida pelo

miniimplante no momento da instalação (estabilidade primária) é suficiente para suportar as forças ortodônticas (Liou et al., 2004; Kitamura et al., 2005; Chen et al., 2006). Os resultados deste estudo corroboram essa posição e sugerem que o carregamento no miniimplante pode ser imediato quando as forças estão entre 0,5 e 1,5 N.

Os modelos construídos para este estudo apresentam simplificações, considerando isotropia e homogeneidade dos materiais. Modelos mais complexos poderão ser desenvolvidos para aprimorar a discussão sobre osseointegração e ancoragem ortodôntica. A equação constitutiva deve ser revista para incluir anisotropia e não-linearidade física (Natali et al., 2006). Contudo, mesmo usando modelos aproximados, o presente trabalho apresentou resultados compatíveis com a fisiologia óssea, os quais geram análises quantitativas e qualitativas que permitem comparar o efeito de ancoragem do miniimplante osseointegrado e não osseointegrado. O Método dos Elementos Finitos mostrou-se uma ferramenta numérica capaz de auxiliar a compreensão do comportamento biomecânico adaptativo do tecido ósseo adjacente ao miniimplante quando submetido à força ortodôntica, indicando que o miniimplante está apto para receber cargas ortodônticas imediatas sem comprometimento da ancoragem.

7 CONCLUSÃO

Com base nas simulações realizadas no presente estudo e dentro dos parâmetros e propriedades mecânicas dos materiais utilizados, pode-se concluir que:

- a) a região da estrutura óssea adjacente ao miniplante que apresentou maior concentração de tensões foi osso cortical, tanto antes como depois da osseointegração;
- b) a osseointegração pode levar à diminuição das tensões transmitidas ao tecido ósseo e distribuí-las de maneira mais homogênea. Todavia, mesmo na situação de estabilidade primária, onde não há osseointegração, os índices de tensão e deformação óssea interna resultantes da aplicação de forças ortodônticas encontram-se em níveis fisiológicos, sem provocar alteração da estrutura óssea;
- c) o miniplante para ancoragem ortodôntica está apto a receber carga imediata sem indícios de que possa estimular a reabsorção óssea e comprometer a ancoragem.

REFERÊNCIAS¹

- Adell R, Lekholm U, Rockler B, Brånemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg*. 1981 Dec;10(6):387-416.
- Azevedo AFM. Método dos elementos finitos. Porto: Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto; 2003.
- Bae SM, Park HS, Kyung HM, Kwon OW, Sung JH. Clinical application of micro-implant anchorage. *J Clin Orthod*. 2002 May;36(5):298-302.
- Beer FP, Johnston ER. Resistência dos materiais. São Paulo: Mc Graw-Hill; 1989.
- Branemark PI. Intraosseous anchorage of dental prosthesis. Experimental studies. *Scand J Plastic Reconstr Surg*. 1969;3:81-93.
- Brunski JB. In vivo bone response to biomechanical loading at the bone/dental-implant interface. *Adv Dent Res*. 1999 June;13:99-119.
- Büchter A, Wiechmann D, Koerdt S, Wiesmann HP, Piffko J, Meyer U. Load-related implant reaction of mini-implants used for orthodontic anchorage. *Clin Oral Implants Res*. 2005 Aug;16(4):473-9.
- Carter DR, Beaupré GS, Giori NJ, Helms JA. Mechanobiology of skeletal regeneration. *Clin Orthop Relat Res*. 1998 Oct;(355 Suppl):S41-55.
- Carter DR. Mechanical loading history and skeletal biology. *J Biomech*. 1987;20(11-12):1095-109.
- Cattaneo PM, Dalstra M, Melsen B. The finite element method: a tool to study orthodontic tooth movement. *J Dent Res*. 2005;84(5):428-33.
- Cattaneo PM. Orthodontic aspects of bone mechanics and bone remodeling [thesis]. Aarhus: Department of Orthodontics, School of Dentistry-Faculty of Health Science - University of Aarhus; 2003.
- Cehreli M, Sahin S, Akça K. Role of mechanical environment and implant design on bone tissue differentiation: current knowledge and future contexts. *J Dent*. 2004a;32(2): 123-32.
- Cehreli M, Duyck J, Cooman M, Puers R, Naert I. Implant design and interface force transfer. A photoelastic and strain-gauge analysis. *Clin Oral Implants Res*. 2004b Apr;15(2):249-57.
- Chen F, Terada K, Hanada K, Saito I. Anchorage effect of osseointegrated vs nonosseointegrated palatal implants. *Angle Orthod*. 2006 July;76(4):660-5.

¹ De acordo com o Manual de Normatização 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.

Chen F, Terada K, Hanada K. Anchorage effect of various shape palatal osseointegrated implants: a finite element study. *Angle Orthod.* 2005a May;75(3):378-85.

Chen F, Terada K, Hanada K, Saito I. Anchorage effects of a palatal osseointegrated implant with different fixation: a finite element study. *Angle Orthod.* 2005b July;75(4):593-601.

Chen J, Esterle M, Roberts WE. Mechanical response to functional loading around the threads of retromolar endosseous implants utilized for orthodontic anchorage: coordinated histomorphometric and finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1999;14(2):282-9.

Cheng SJ, Tseng IY, Lee JJ, Kok SH. A prospective study of the risk factors associated with failure of mini-implants used for orthodontic anchorage. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2004 Jan-Feb;19(1):100-6.

Chun HJ, Cheong SY, Han JH, Heo SJ, Chung JP, Rhyu IC et al. Evaluation of design parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis. *J Oral Rehabil.* 2002 June;29(6):565-74.

Claes LE, Heigele CA. Magnitudes of local stress and strain along bony surfaces predict the course and type of fracture healing. *J Biomech.* 1999;32(3):255-66.

Cope JB. Temporary anchorage devices in orthodontics: a paradigm shift. *Semin Orthod.* 2005;11:3-9.

Costa A, Raffaini M, Melsen B. Miniscrews as orthodontic anchorage: a preliminary report. *Int J Adult Orthod Orthognath Surg.* 1998;13(13):201-9.

Creekmore TD, Eklund MK. The possibility of esophageal anchorage. *J Clin Orthod.* 1983;17(4):266-9.

De Las Casas EB. Método dos elementos finitos. *Biomecânica básica para Ortodontistas.* Belo Horizonte: Santuário; 2000. p. 148-51.

Doblaré M, García JM, Gómez MJ. Modelling bone tissue fracture and healing: a review. *Engineering Fracture Mechanics.* 2004;71:1809-40.

Dowling N. *Mechanical behavior of materials engineering methods for deformation, fracture, and fatigue.* New Jersey: Prentice-Hall; 1999.

Duyck J, Rønold HJ, van Oosterwyck H, Naert I, van der Sloten J, Ellingsen JE. The influence of static and dynamic loading on marginal bone reactions around osseointegrated implants: an animal experimental study. *Clin Oral Implants Res.* 2001 June;12(3):207-18.

Fritz U, Diedrich P, Kinzinger G, Al-Said M. The anchorage quality of mini-implants towards translatory and extrusive forces. *J Orofac Orthop.* 2003 July;64(4):293-304.

Frost HM. Bone "mass" and the "mechanostat": a proposal. *Anat Rec.* 1987 Sept;219(1):1-9.

Frost HM. Wolff's law and bone's structural adaptations to mechanical usage: an overview for clinicians. *Angle Orthod.* 1994;64(3):175-88.

Gallas MM, Abeleira MT, Fernández JR, Burguera M. Three-dimensional numerical simulation of dental implants as orthodontic anchorage. *Eur J Orthod.* 2005 Feb;27(1):12-6.

García JM, Doblaré M, Cegoñino J. Bone remodelling simulation: a tool for implant design. *Comput Mater Sci.* 2002;25(1-2):100-14.

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

Geris L, Andreykiv A, van Oosterwyck H, Sloten JV, van Keulen F, Duyck J et al. Numerical simulation of tissue differentiation around loaded titanium implants in a bone chamber. *J Biomech.* 2004 May;37(5):763-9.

Gray JB. Studies on efficacy of implants as orthodontic anchorage. *Am J Orthod.* 1983;83(4):311-7.

Hay JG. *The Biomechanics of sports techniques.* 4th ed. Englewood Cliffs: Prentice Hall; 1993.

Holmgren EP, Seckinger RJ, Kilgren LM, Mante F. Evaluating parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis - a two-dimensional comparative study examining the effects of implant diameter, implant shape, and load direction. *J Oral Implantol.* 1998;24(2):80-8.

Huang HK, Ledley RS. Numerical Experiments with a linear force displacement tooth model. *J Dent Res.* 1969;48(1):32-7.

Huang SC, Tsai CF. Finite element analysis of a dental implant. *Biomed Eng Appl Basis Comm.* 2003;15(2):82-85.

Huiskes R, Van Driel WD, Prendergast PJ, Soballe K. A biomechanical regulatory model for periprosthetic fibrous-tissue differentiation. *J Mater Sci Mater Med.* 1997 Dec;8(12):785-8.

Huiskes R. If bone is the answer, then what is the question? *J Anat.* 2000 Aug;197(Pt 2):145-56.

Joos U, Büchter A, Wiesmann HP, Meyer U. Strain driven fast osseointegration of implants. *Head Face Med.* 2005 Sept 1;1:6.

Kanomi R. Mini-implant for orthodontic anchorage. *J Clin Orthod.* 1997 Nov;31(11):763-7.

Keles A, Erverdi N, Sezen S. Bodily distalization of molars with absolute anchorage. *Angle Orthod.* 2003;73(4):471-82.

Kitamura E, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakawa O. Influence of marginal bone resorption on stress around an implant - a three-dimensional finite element analysis. *J Oral Rehabil.* 2005 Apr;32(4):279-86.

Kyung HM. Development of orthodontic micro-implants for intraoral anchorage. *J Clin Orthod.* 2003 June;37(6):321-8; quiz 314.

Liou EJ, Pai BC, Lin JC. Do miniscrews remain stationary under orthodontic forces? *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2004;126(1):42-7.

- Mellal A, Wiskott HW, Botsis J, Scherrer SS, Belser UC. Stimulating effect of implant loading on surrounding bone. Comparison of three numerical models and validation by in vivo data. *Clin Oral Implants Res.* 2004 Apr;15(2):239-48.
- Melsen B, Lang NP. Biological reactions of alveolar bone to orthodontic loading of oral implants. *Clin Oral Implants Res.* 2001;12(2):144-52.
- Melsen B, Verna C. Miniscrew Implants: The aarhus anchorage system. *Semin Orthod.* 2005;11(1):24-31.
- Meyer U, Joos U, Mythili J, Stamm T, Hohoff A, Fillies T et al. Ultrastructural characterization of the implant/bone interface of immediately loaded dental implants. *Biomaterials.* 2004 May;25(10):1959-67.
- 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 Maxillofac Surg.* 2001 Apr;29(2):100-105.
- Mihalko WM, May TC, Kay JF, Krause WR. Finite element analysis of interface geometry effects on the crestal bone surrounding a dental implant. *Implant Dent.* 1992 Fall;1(3):212-7.
- Miyawaki S, Koyama I, Inoue M, Mishima K, Sugahara T, Takano-Yamamoto T. Factors associated with the stability of titanium screws placed in the posterior region for orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2003 Oct;124(4):373-8.
- Motoyoshi M, Yano S, Tsuruoka T, Shimizu N. Biomechanical effect of abutment on stability of orthodontic mini-implant. A finite element analysis. *Clin Oral Implants Res.* 2005 Aug;16(4):480-5.
- 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
- Ohmae M, Saito S, Morohashi T, Seki K, Qu H, Kanomi R et al. A clinical and histological evaluation of titanium mini-implants as anchors for orthodontic intrusion in the beagle dog. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2001 May;119(5):489-97.
- Okuno E, Caldas IL, Chow C. Física para ciências biológicas e biomédicas. São Paulo: Harbra; 1982. p. 490.
- Oliveira T. Biomecânica básica para ortodontistas. Belo Horizonte: Santuário; 2000. p. 143-51.
- Oyonarte R, Pilliar RM, Deporter D, Woodside DG. Peri-implant bone response to orthodontic loading: Part 2. Implant surface geometry and its effect on regional bone remodeling. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2005 Aug;128(2):182-9.
- Park HS, Bae SM, Kyung HM, Sung JH. Micro-implant anchorage for treatment of skeletal Class I bialveolar protrusion. *J Clin Orthod.* 2001 July;35(7):417-22.
- Park HS, Jeong SH, Kwon OW. Factors affecting the clinical success of screw implants used as orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2006;130(1):18-25.
- Park YC, Lee SY, Kim DH, Jee SH. Intrusion of posterior teeth using mini-screw implants. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2003 June;123(6):690-4.

Pauwels F. A new theory concerning the influence of mechanical stimuli on the differentiation of the supporting tissues. *Z Anat Entwicklungsgeschichte*. 1960;121:478-515 apud Prendergast PJ, Huiskes R, Soballe K. Biophysical stimuli on cells during tissue differentiation at implant interfaces. *J Biomech*. 1997;30(6):539-48.

Pauwels F. A new theory concerning the influence of mechanical stimuli on the differentiation of the supporting tissues. *Z Anat Entwicklungsgeschichte*. 1960;121:478-515 apud Prendergast PJ. Mechanics applied to skeletal ontogeny and phylogeny. *Meccanica*. 2002;37(4-5):317-34.

Pauwels F. Biomechanics of the Locomotor Apparatus. Berlin: Springer; 1965 apud Huiskes R. If bone is the answer, then what is the question? *J Anat*. 2000 Aug;197(Pt 2):145-56.

Pearson OM, Lieberman DE. The aging of Wolff's "law": ontogeny and responses to mechanical loading in cortical bone. *Am J Phys Anthropol*. 2004;Suppl 39:63-99.

Prendergast PJ, Huiskes R, Soballe K. Biophysical stimuli on cells during tissue differentiation at implant interfaces. *J Biomech*. 1997;30(6):539-48.

Prendergast PJ. Mechanics applied to skeletal ontogeny and phylogeny. *Meccanica*. 2002;37(4-5):317-34.

Reilly DT, Burstein AH. The elastic and ultimate properties of compact bone tissue. *J Biomech*. 1975;8(6):393-405.

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.

Roberts WE. Rigid endosseous implants for orthodontic and orthopedic anchorage. *Angle Orthod*. 1989;59(4):247-56.

Roberts-Harry D, Sandy J. Orthodontics series part 9: anchorage control and distal movement. *Br Dent J*. 2004;196(8):255-63.

Rüberg T. Computer Simulation of Adaptive Bone Remodeling [thesis]. Zaragoza: Technische Universität Braunschweig; 2003.

Sato Y, Shindoi N, Hosokawa R, Tsuga K, Akagawa Y. A biomechanical effect of wide implant placement and offset placement of three implants in the posterior partially edentulous region. *J Oral Rehabil*. 2000 Jan;27(1):15-21.

Simşek B, Erkmen 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.

Teixeira ER, Sato Y, Akagawa Y, Shindoi N. A comparative evaluation of mandibular finite element models with different lengths and elements for implant biomechanics. *J Oral Rehabil*. 1998 Apr;25(4):299-303 apud Kitamura E, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakawa O. Influence of marginal bone resorption on stress around an implant - a three-dimensional finite element analysis. *J Oral Rehabil*. 2005 Apr;32(4):279-86.

Turley PK. Orthodontic force application to titanium endosseous implants. *Angle Orthod*. 1988;58(2):151-62.

Turner CH, Owan I, Takano Y. Mechanotransduction in bone: role of strain rate. *Am J Physiol*. 1995 Sept;269(3 Pt 1):E438-42.

Vaillancourt H, Pilliar RM, McCammond D. Finite Element Analysis of Crestal bone Loss around Porous-coated Dental Implants. *J Appl Biomater*. 1995;6(4):267-82.

van der Meulen M, Huiskes R. Why mechanobiology? A survey article. *J Biomech*. 2002;35(4):401-14.

van Oosterwyck H, Duyck J, Vander Sloten J, Van der Perre G, De Cooman M, Lievens S et al. 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.

Vásquez M, Calao E, Becerra F, Ossa J, Enríquez C, Fresneda E. Initial stress differences between sliding and sectional mechanics with an endosseous implant as anchorage: a 3-dimensional finite element analysis. *Angle Orthod*. 2001 Aug;71(4):247-56.

Weinstein AM, Klawitter JJ, Anand SC, Schuessler R. Stress analysis of porous rooted dental implants. *J Dent Res*. 1976 Sept-Oct;55(5):772-7.

Wiskott HWA, Belser UC. Lack of integration of smooth titanium surfaces: a working hypothesis based on strains generated in the surrounding bone. *Clin Oral Implants Res*. 1999;10 (6):429-521.

Wolff J. Das gesetz der transformation derknochen. Berlin: A Hirschwald; 1892 apud Cehreli M, Sahin S, Akça K. Role of mechanical environment and implant design on bone tissue differentiation: current knowledge and future contexts. *J Dent*. 2004 Feb;32(2):123-32.

Yettran AL, Wright KW, Pickard HM. Finite-element stress analysis of the crows of normal and restored teeth. *J Dent Res*. 1976;55:1004-11 apud Vásquez M, Calao E, Becerra F, Ossa J, Enríquez C, Fresneda E. Initial stress differences between sliding and sectional mechanics with an endosseous implant as anchorage: a 3-dimensional finite element analysis. *Angle Orthod*. 2001 Aug;71(4):247-56.

ANEXO A – APROVAÇÃO DO COMITE DE ÉTICA



SÃO LEOPOLDO MANDIC
FACULDADE DE ODONTOLOGIA
CENTRO DE PÓS-GRADUAÇÃO

Aprovado pelo CEP

Campinas, 08 de Janeiro de 2007.

A(o)

C. D. Lucila Zimmermann Largura

Curso: Mestrado em Ortodontia

Prezado(a) Aluno(a):

O projeto de sua autoria "Modelagem tridimensional do comportamento biomecânico do tecido ósseo adjacente ao mini-implante para ancoragem após aplicação de força ortodôntica utilizando o método de Elementos Finitos".

Orientado pelo(a) Prof(a) Dr(a) Roberta Tarkany Basting Höfling

Entregue na Secretaria de Pós-graduação do CPO - São Leopoldo Mandic, no dia 12/10/2006, com número de protocolo nº 06/394, foi APROVADO pelo Comitê de Ética e Pesquisa instituído nesta Universidade de acordo com a resolução 196 /1.996 do CNS - Ministério da Saúde, em reunião realizada no dia 19/12/2006.

Cordialmente

Coordenador de Pós-Graduação
Prof. Dr. Thomaz Wassall