

UNIVERSIDADE FEDERAL DE JUIZ DE FORA
CENTRO INTEGRADO DE SAÚDE
FACULDADE DE ODONTOLOGIA
PPG – MESTRADO EM CLÍNICA ODONTOLÓGICA

FERNANDO LUIZ GOULART CRUZ

**INFLUÊNCIA DA ORIENTAÇÃO
PROXIMODISTAL DO MINI-IMPLANTE
ORTODÔNTICO, NA DISTRIBUIÇÃO DE
TENSÕES: ANÁLISE NUMÉRICA**

Juiz de Fora

2012

FERNANDO LUIZ GOULART CRUZ

**INFLUÊNCIA DA ORIENTAÇÃO
PROXIMODISTAL DO MINI-IMPLANTE
ORTODÔNTICO, NA DISTRIBUIÇÃO DE
TENSÕES: ANÁLISE NUMÉRICA**

Dissertação apresentada ao programa de Pós-Graduação em Clínica Odontológica, da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Juiz de Fora, como requisito parcial para obtenção do grau de Mestre. Área de concentração: Clínica Odontológica.

Orientadora: Prof^a. Dr^a. Fabíola Pessôa Pereira Leite

Co-Orientadora: Prof^a. Dr^a. Flávia de Souza Bastos

Juiz de Fora
2012

Cruz, Fernando Luiz Goulart.

Influência da orientação proximodistal do mini-implante ortodôntico, na distribuição de tensões: análise numérica / Fernando Luiz Goulart Cruz. – 2012.

79 f. : il.

Dissertação (Mestrado em Clínica Odontológica)—Universidade Federal de Juiz de Fora, Juiz de Fora, 2012.

1. Implante dentário. I. Título.

CDU 616.314-089.843

FERNANDO LUIZ GOULART CRUZ

**EFEITO DA ORIENTAÇÃO DO MINI-IMPLANTE ORTODÔNTICO, EM
RELAÇÃO AO CARREGAMENTO, NA DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES**

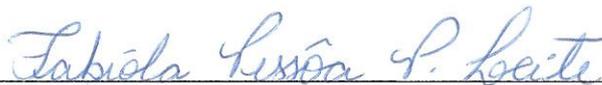
ORIENTADORA: Prof^a. Dr^a. Fabíola Pessôa Pereira Leite

CO-ORIENTADORA: Prof^a. Dr^a. Flávia de Souza Bastos

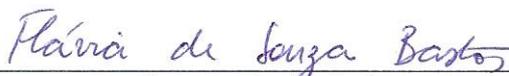
Dissertação de Mestrado submetida ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia, da Universidade Federal de Juiz de Fora, como parte dos requisitos (parcial) para obtenção do título de Mestre em Clínica Odontológica.

Aprovado em 06/03/2012

BANCA EXAMINADORA



Prof^a. Dr^a. Fabíola Pessôa Pereira Leite
Departamento de Odontologia Restauradora
Faculdade de Odontologia/UFJF



Prof^a. Dr^a. Flávia de Souza Bastos
Departamento de Mecânica Aplicada e Computacional
Faculdade de Engenharia/UFJF



Prof. Dr. Eduardo Piza Pellizzer
Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese
Faculdade de Odontologia de Araçatuba/UNESP

AGRADECIMENTO

À **Deus**, por acrescentar a fé ao pensamento racional dos homens, induzindo não apenas à dúvida, mas sobretudo, à crença inabalável na transpiração dos limites da dúvida.

Aos meus amados **pais Fernando, Dida, Mauro e Lena** que sem medir esforços souberam educar seus filhos com amor e bom senso, firmando bases sólidas que sempre sustentaram um ambiente familiar alegre e agradável! Muito obrigado pelo amor e apóio incondicional de vocês nesta jornada e por compreenderem minha ausência em muitas ocasiões.

Aos meus queridos **irmãos Silvia, Gustavo e Paulo Vicente**, sempre companheiros, confidentes e acima de tudo amigos.

À **Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Juiz de Fora – UFJF**, representada pelo **Prof. Dr. Antônio Márcio Resende do Carmo**, Diretor da Faculdade de Odontologia e pela **Prof^a. Dr^a. Maria das Graças Afonso de Miranda Chaves**, Coordenadora do Programa de Pós-Graduação do Curso de Mestrado em Clínica Odontológica pela oportunidade da realização do Curso de Mestrado. Devo a esta instituição, aos seus professores, à sua história e tradição. Tenho muito orgulho por ter estudado nesta casa.

Ao **Departamento de Mecânica Aplicada e Computacional da Faculdade de Engenharia da Universidade Federal de Juiz de Fora** pela oportunidade de abrir as suas portas para o desenvolvimento de um trabalho inter-disciplinar, pelos ensinamentos e sua contribuição no desenvolvimento.

À **Prof^a. Dr^a. Fabíola Pessoa Pereira Leite**,

Doutora em Prótese pela Universidade Estadual Paulista Júlio de Mesquita Filho, UNESP - São José dos Campos, SP.
Professora Adjunta da Universidade Federal de Juiz de Fora, UFJF.
E minha orientadora neste e em muitos outros trabalhos...

Não é sempre que temos a oportunidade de agradecer. Às vezes a oportunidade surge, mas falta-nos motivos para o agradecimento. Se os motivos sobram, ainda pode faltar o reconhecimento e a gratidão. Quando tudo isso está presente, nem sempre sabemos a quem agradecer. Mas hoje o reconhecimento é imperativo! Pois hoje tenho a oportunidade, conheço os motivos claramente e sobra-me o reconhecimento para agradecer a Professora Fabíola!

São quase cinco anos de ensinamentos e orientações de amizade e cordialidade firmada, trabalhos e oportunidade concedidas. Enfim, por ajudar-me a chegar onde estou, e proporcionar-me a alçar novos voos. Muito obrigado!

À **Prof^a. Dr^a. Flávia de Souza Bastos** pelos ensinamentos, confiança, incentivos e sobretudo pela paciência, indispensáveis a conclusão deste trabalho. Sempre foi muito atenciosa com os meus pedidos de realização dos experimentos, prestando inestimável e, sobretudo, imediata ajuda na simulação por análise de elementos finitos.

Ao **Prof. Dr. Mauro Cruz** por sua grandiosa ajuda na idealização e execução deste trabalho e principalmente, por estar sempre pronto a me acolher! Você representa todos os meus sonhos, é por você que construo castelos e escrevo histórias nas páginas de nossas vidas.

À **Prof^a. Dr^a. Maria das Graças Afonso de Miranda Chaves**, Coordenadora do Programa de Pós-Graduação do Curso de Mestrado em Clínica Odontológica, pelos ensinamentos, oportunidade, carinho e confiança depositados.

Ao **Prof. Dr. Elson Magalhães Toledo** por transmitir de forma simples, sincera e direta os seus valiosos conhecimentos e experiências, com uma exímia contribuição para este trabalho.

Ao **Prof. Dr. Eduardo Piza Pellizzer**, exemplo de competência e dedicação à odontologia, minha gratidão por aceitar fazer parte da Banca Examinadora deste trabalho.

Ao acadêmico e bolsista de Iniciação Científica da Faculdade de Engenharia da UFJF, **Walter Roberto Giannetti Júnior** pela presteza sempre que solicitado, contribuindo com os seus conhecimentos de modelagem computacional e pelo empenho no desenvolvimento deste trabalho.

Aos **Docentes** do Quadro do Programa de Pós-Graduação Mestrado em Clínica Odontológica da Universidade Federal de Juiz de Fora por todos os ensinamentos transmitidos durante o desenvolvimento das disciplinas e seminários, incentivando as abordagens e pesquisas.

Aos **colegas dos cursos de mestrado** pela convivência agradável e proveitosa, recheada de ensinamentos científicos e humanos e tão importante quanto os créditos.

À **Wanessa de Fátima Alonso Ribeiro**, por sua paciência e por sempre estar disposta a ajudar.

À **Andréia Talma** pela boa vontade e contribuição nas ilustrações.

À **CAPES** pela concessão da bolsa de estudos ao longo do curso de Mestrado em Clínica Odontológica.

Ao corpo clínico do **Clinest - Centro Clínico de Pesquisa em Estomatologia**, em especial **Dr. Antônio Carlos Cruz** e **Dr^a. Valéria Cruz** e à equipe da **BiomacMed** pelo incentivo, participação e apoio científico.

A todos que indiretamente contribuíram para a realização deste trabalho.

CRUZ, F.L.G. **Influência da orientação proximodistal do mini-implante ortodôntico, na distribuição de tensões: Análise numérica.** 2012. 79f. Apresentação de Dissertação (Curso de Pós-Graduação *Stricto Sensu* – Mestrado em Clínica Odontológica) - Faculdade de Odontologia, Universidade Federal de Juiz de Fora, Juiz de Fora (MG).

RESUMO

O objetivo deste estudo foi avaliar pelo método de elementos finitos (MEF), a influência da orientação do Mini-implante Ortodôntico (MIO), em relação ao carregamento, na distribuição de tensões no tecido ósseo. Por meio da interface gráfica do programa de elementos finitos Abaqus/CAE, foram confeccionados modelos tridimensionais, correspondentes a um MIO, a uma seção do osso maxilar e dentes pré-molar e molar provenientes de cortes de tomografia computadorizada no formato Dicom. Todas as partes foram consideradas como seções sólidas e homogêneas, com propriedades isotrópicas e lineares-elásticas. Foi aplicada no MIO uma força de 2N, decomposta a 45° em duas componentes sobre o plano normal ao seu eixo longitudinal. Para a simulação numérica, o MIO foi instalado em nove orientações proximodistais diferentes. Uma instalação ortogonal à superfície vestibular (angulação de 0°), outras de -10°, -20°, -30° e -40° a favor da força aplicada e 10°, 20°, 30° e 40° contrários à força aplicada. Por meio do critério de von Mises e da análise das tensões principais observou-se que houve uma variação das tensões em função da orientação, sendo que a situação que ocorreu menor concentração para o osso cortical foi a de 0°, enquanto que a -20° e 20° ocorreram maiores concentrações. Conclui-se que houve influência da orientação proximodistal do MIO, em relação ao carregamento, na distribuição de tensões no tecido ósseo.

Palavras-chaves: análise de elemento finito; implante dentário; procedimentos de ancoragem ortodôntica.

CRUZ, F.L.G. **Influence of the mesio-distal direction of the miniscrew on stress distribution: Numerical analysis.** 2012. 79f. Apresentação de Dissertação (Curso de Pós-Graduação *Stricto Sensu* – Mestrado em Clínica Odontológica) - Faculdade de Odontologia, Universidade Federal de Juiz de Fora, Juiz de Fora (MG).

ABSTRACT

The aim of this study was to evaluate, by finite element method (FEM), the influence of load direction on stress distribution in bone tissue around orthodontic miniscrew. By means of the graphic interface of Abaqus/CAE finite element program, tridimensional models were made, corresponding to a miniscrew, section of maxillary bone, premolar and molar teeth taken from computerized tomograph cuts in Dicom format. All parts were considered solid and homogeneous sections with isotropic and linear-elastic properties. A 2N force was applied on the miniscrew, decomposed in two components at 45° on the plane normal to its longitudinal axis. For numerical simulation, the miniscrew was placed in nine different mesio-distal directions. A placement orthogonal to the vestibular surface (angulation of 0°), others of -10°, -20°, -30° and -40° in favor of the force applied and 10°, 20°, 30° and 40° contrary to the force applied. By means of von Mises criteria and analysis of main stressed it was observed that there was a variation in stresses as a result of direction, and the most attenuating situation for the cortical bone was that of 0°, whereas at -20° and 20° higher stress concentrations occurred. It was concluded that there was influence of the mesio-distal direction of the miniscrew in relation to load, of stress distribution in bone tissue.

Keywords: Dental Implantation; Finite Element Analysis; Orthodontic Anchorage Procedures

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

Abaqus/CAE - Complete Abaqus Environment

ABNT - Associação Brasileira de Normas Técnicas

E – Módulo de elasticidade ou módulo de Young

ELI – extra low intersticial

GPa – Giga Pascal

gf – Grama força

gf/cm² – Grama força por centímetro quadrado

MEF – Método de elementos finitos

MIO – Mini-implante ortodôntico

MPa - Mega Pascal

mm - Milímetros

Ncm – Newton centímetro

N/m² - Newton por metro quadrado

Pa – Pascal

rpm – Rotações por minuto

SI – Sistema Internacional

SLA – Sandblasted; Large grit; Acid etching. Jateamento com partículas grandes e ataque ácido.

Ti-6Al-4V – Liga de titânio grau 5, composta por titânio, 6%aluminio e 4% vanádio de acordo com a norma NBR ISO 5832-3.

LISTA DE SÍMBOLOS

α - Ângulo alfa no plano vertical

β – Ângulo beta no plano horizontal

ε - Deformação específica

u - Deslocamento

ν - Coeficiente de Poisson

® - Marca registrada

% - Porcentagem

σ - Tensão normal

τ – Tensão cisalhante

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 – A) MIO autorrosqueante (Absoanchor, Dentos, Daegu, Coréia do Sul) - B) MIO autoperfurante (Omni, BiomacMed, Juiz de Fora, MG, Brasil)	23
Figura 2 – Orientações ocluso-apicais do MIO em relação ao plano ósseo da lâmina vestibular da maxila num plano vertical (CHOI et al., 2009)	29
Figura 3 – Orientação ocluso-apical do MIO em relação ao plano ósseo da lâmina vestibular da maxila num plano vertical. As letras correspondem aos seguintes planos: V = Vestibular; A = Ápice; P = Palatino; O = Oclusal	30
Figura 4 - Orientação proximodistal do MIO em relação ao plano ósseo da lâmina vestibular da maxila num plano horizontal. Vista superior do corte de uma hemi-maxila. As letras correspondem aos seguintes planos: D = Distal; P = Palatino; M = Mesial; V = Vestibular. Prox = Proximal; b = ângulo beta no plano horizontal.....	30
Figura 5 - Classificação quantitativa dos ossos maxilares (Lekholm & Zarb, 1985)	35
Figura 6 - Classificação qualitativa dos ossos maxilares (Lekholm & Zarb, 1985)	35
Figura 7 – Malha bi-dimensional de uma maxila atrófica e do MIO	43
Figura 8 - MIO autoperfurante Omni® (BiomacMed, Juiz de Fora, Minas Gerais, Brasil)	44
Figura 9 – Referências ocluso-apical e mesio-distal do MIO em relação ao plano ósseo	47
Figura 10 – Esquema explicativo das diferentes orientações do MIO ...	47

Gráfico 1 - Tensões Máximas de von Mises atuantes no MIO, osso compacto, osso esponjoso e nos dentes pré-molar e molar	50
Figura 11 – Critério de von Mises para orientação de $+30^\circ$ Respectivamente: a) modelo completo; b) modelo seccionado; c) osso maxilar; d) MIO; e) osso cortical; f) osso medular; g) pré-molar; h) molar	50/51
Figura 12 – Critério de von Mises para orientação de -30° Respectivamente: a) modelo completo; b) modelo seccionado; c) osso maxilar; d) MIO; e) osso cortical; f) osso medular; g) pré-molar; h) molar	52
Gráfico 2 - Concentração das tensões de tração no osso cortical de acordo com as diferentes orientações	53
Gráfico 3 - Concentração das tensões de compressão no osso cortical de acordo com as diferentes orientações	53
Figura 13 – Método das seções. F = forças externas; N = força normal; M = esforço torção; M''= esforço fletor; V = força cortante	72
Figura 14 - Componentes de tensão atuando em um elemento cúbico infinitesimal	74
Figura 15 – Tensões no estado plano	74
Figura 16 – Diagrama Tensão-Deformação	76

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Propriedades mecânicas dos materiais utilizados nos modelos **46**

Tabela 2 – Maior concentração de tensões de von Mises (MPa) em função da orientação do MIO **49**

SUMARIO

1 INTRODUÇÃO	15
2 FUNDAMENTOS TEÓRICOS	17
2.1 Histórico do Mini-implante Ortodôntico	17
2.2 Aplicações Ortodônticas	19
2.3 Método de Inserção do Mini-implante Ortodôntico	22
2.4 Torque de Inserção	23
2.5 Carregamento Ortodôntico	25
2.6 Estabilidade Mecânica	25
2.7 Índice de Sucesso e Fracasso do Mini-implante Ortodôntico	27
2.8 Orientação do Mini-implante Ortodôntico	28
2.9 Tecido ósseo como material estrutural	34
2.10 Método dos Elementos Finitos	38
2.10.1 Abaqus	39
3 PROPOSIÇÃO	41
4 METODOLOGIA	42
4.1 Comitê de Ética em Pesquisa	42
4.2 Modelagem Geométrica	42
4.3 Propriedades Mecânicas e Condições de Contorno	45
4.4 Posicionamento do Mini-implante	46
4.5 Análise numerica.....	48
5 RESULTADOS	49
6 DISCUSSÃO	54
7 CONCLUSÃO	60
REFERENCIAS	61
ANEXOS	70
Anexo 1: Mecânica dos Materiais	70
1.1 Propriedade Mecânica dos Materiais	70
1.2 Forças Externas e Internas	71
1.2 Tensão	72
1.3 Deformação	75

1.4 Diagrama Tensão - Deformação	75
1.5 Coeficiente de Poisson	77
1.6 Critério de von Mises	77
Anexo2: Parecer do Comitê de Ética em Pesquisa.....	79

1 INTRODUÇÃO

A ancoragem ortodôntica pode ser definida como um conjunto mecânico, natural ou artificial, que permite a aplicação de uma carga para se obter uma movimentação dentária ou esquelética evitando movimentos indesejados. O controle desta ancoragem é um aspecto difícil de ser alcançado no tratamento ortodôntico, pois está sujeito à terceira lei de Newton onde toda ação provoca uma reação de igual intensidade, mesma direção e em sentido contrário.

A ancoragem pode ser obtida por meio dos dentes, por dispositivos fixos ou removíveis intraorais e extraorais, ou mais recentemente, pelo mini-implante ortodôntico (MIO) (KYUNG, HONG e PARK, 2003; HERMANN e COPE, 2005).

Os primeiros implantes utilizados como mecanismo de ancoragem no tratamento ortodôntico, foram os implantes dentais, instalados com o objetivo de reposição de dentes perdidos (CREEKMORE e EKLUND, 1983; HERMANN e COPE, 2005). Do uso destes implantes até hoje, inúmeros dispositivos foram testados como bases de ancoragem, como as placas de fixação óssea utilizadas em traumatologia e cirurgia ortognática, ligaduras zigomáticas, parafusos para fixação de enxertos ósseos (MELSEN e VERNA, 2005), implantes palatinos (KYUNG, HONG e PARK, 2003) e, finalmente, o chamado MIO (KONAMI, 1997; PARK et al., 2001; KYUNG, HONG e PARK, 2003; HERMANN e COPE, 2005). Este último reduziu a necessidade de colaboração do paciente e tornou a condução do tratamento mais amena, tanto para os profissionais quanto para os pacientes.

O MIO promove pontos de ancoragem efetiva, mesmo quando existe a necessidade de imediata ativação após a instalação, pois as forças ortodônticas são insuficientes para alterar sua estabilidade (OHMAE et al., 2001; LIOU, PAI e YIN, 2004; VIWATTANATIPA et al., 2009). Apresenta-se como uma técnica simples e pouco invasiva, o que proporciona algumas vantagens sobre outros dispositivos de ancoragem como a simplicidade da instalação e remoção, além de fácil acesso a exíguos locais de ancoragem (PARK, KWON e SUNG, 2005).

Com o uso deste mecanismo as soluções terapêuticas alargaram-se, a exemplo da retração do segmento anterior sem o uso de aparelho extraoral, alternativa à cirurgia ortognática (MELSEN e VERNA, 2005), verticalização de molares, intrusão de dentes anteriores e até mesmo de molares. Esta, por exemplo,

antes um desafio, hoje é um procedimento realizado sem dificuldades (PARK, KWON e KWON, 2004; EL-BEIALY et al., 2009; KIM et al., 2009).

Os índices de fracassos do MIO estão relacionados com a sua geometria, com os aspectos biomecânicos e com os fatores do hospedeiro, tais como: diminuição da densidade óssea (DEGUCHI et al., 2006), inflamação periimplantar, idade, higiene oral, inflamação local (MIYAWAKI et al., 2003; CHENG et al., 2004) e colocação em áreas de mucosa não ceratinizada (MIYAWAKI et al. 2003; CHENG et al, 2004; PARK, KWON, SUNG 2005).

Entre os aspectos biomecânicos estão a orientação em relação ao plano ósseo e ao carregamento. Uma vez que, a princípio, o MIO não seria osseointegrado, uma força de cisalhamento poderia levar ao seu afrouxamento e à conseqüente falha (LEE et al., 2009). Este tipo de comportamento, frente às diferentes orientações, pode ser considerado como um problema estrutural, já que no carregamento funcional ocorre a geração de tensões e deformações no MIO e no tecido ósseo adjacente, semelhantes aos dos problemas estruturais tradicionais de engenharia.

A distribuição de tensões no osso adjacente, provenientes do carregamento de um MIO angulado, ainda não conseguiu ser aferida em modelo *in vivo* (GERAMY, 2009). O método dos elementos finitos é uma ferramenta computacional eficaz para investigar tais tensões, pois permite o pesquisador reproduzir um "modelo" aproximado de um sistema composto por diferentes tecidos/estruturas e atribuir propriedades para esses componentes a fim de determinar as tensões e deformações resultantes da aplicação de cargas externas, mudanças de temperatura, além de outros fatores (CRUZ et al., 2009; GERAMY, 2009).

Em consideração à larga utilização do MIO para os mais variados propósitos, é de suma importância prever o seu comportamento biomecânico em relação às estruturas adjacentes como o osso e os dentes, pois os diferentes comprimentos do braço de alavanca, das diferentes orientações do MIO poderiam gerar um acúmulo de tensões e causar remodelações e até fraturas ósseas.

2. FUNDAMENTOS TEÓRICOS

2.1 HISTÓRICO DO MINI-IMPLANTE ORTODÔNTICO

A primeira tentativa de transferir as forças ortodônticas de ancoragem a dispositivos fixados diretamente no tecido ósseo, foi realizada por Gainsforth e Higley (1945). Os autores inseriram parafusos de Vitálio na mandíbula de cães e utilizaram fios de aço para aplicar as forças ortodônticas aos dentes. Contudo, a carga aplicada resultou na perda do parafuso.

Linkow em 1969, utilizou implantes laminados em uma paciente do sexo feminino de 37 anos de idade, com finalidade protética, para aplicar elástico de classe II e retrair os incisivos superiores.

Durante a década de 80, a elevada proporção de sucesso dos implantes dentais (ADELL et al., 1981), despertou interesse nos ortodontistas e estes passaram a ancorar as forças ortodônticas nos implantes dentais que posteriormente seriam utilizados na reabilitação protética do paciente.

Creekmore e Eklund (1983) inseriram um implante dental, logo abaixo da espinha nasal anterior, em uma paciente de 25 anos do sexo feminino; e após 10 dias, um elástico foi amarrado da plataforma do implante até o arco proporcionando cerca de 6 mm de intrusão dos incisivos centrais superiores, apresentando ausência de mobilidade durante o tratamento.

Embora conveniente à mecânica ortodôntica, este tipo de ancoragem com implantes dentais apresentava importantes limitações. As dimensões destes implantes exigiam a presença de áreas edêntulas com uma quantidade de tecido ósseo suficiente para acomodá-los. Por esta razão, a região retromolar tornou-se um dos poucos locais disponíveis para a implantação, sobretudo quando o paciente apresentava uma dentição completa ou espaços edêntulos que seriam fechados ortodonticamente. Além disso, o alto custo dos implantes dentais, a implantação e remoção por meio de procedimentos cirúrgicos muito invasivos e o tempo despendido nas fases de cicatrização e osseointegração, restringiram ainda mais a aplicação rotineira destes implantes na clínica ortodôntica (WEHRBEIN et al., 1996).

Com o intuito de suprir estas limitações sem, contudo, abdicar das vantagens da ancoragem esquelética proporcionada pelos implantes dentais, surgiram os implantes palatinos (WEHRBEIN et al., 1996), as miniplacas (SUGAWARA, 1999; MELSEN e VERNA, 2005), a ancoragem zigomática (LIOU et al., 2007), os *onplants* (BLOCK e HOFFMAN, 1995) e os mini-implantes (KONAMI, 1997; PARK et al., 2001; KYUNG, HONG e PARK, 2003; HERMANN e COPE, 2005)

Os primeiros mini-implantes utilizados como ancoragem ortodôntica não foram fabricados com este propósito. Estes pequenos parafusos de titânio foram originalmente idealizados para fixação de enxertos ou fragmentos ósseos na cirurgia buco-maxilo-facial ou na cirurgia plástica. Tinham em média 1,2 mm de diâmetro de rosca e diversos comprimentos, não apresentavam transmucoso e a plataforma não tinha qualquer design diferenciado para conectar molas, amarrilhos, elásticos ou fios ortodônticos (KONAMI, 1997).

Posteriormente ao sucesso obtido com a ancoragem ortodôntica proporcionada pelos pequenos parafusos de titânio para fixação óssea, surgiu o interesse clínico e comercial para melhorar o design destes parafusos de modo que eles pudessem atender melhor as necessidades mecânicas e biológicas do tratamento ortodôntico e, assim, ampliar a sua aceitação e utilização. Como resultado do trabalho conjunto entre empresas e pesquisadores, principalmente de Konami (1997), surgiu no mercado uma grande variedade de marcas e tipos de parafusos projetados com o propósito específico de servirem como ancoragem durante o tratamento ortodôntico, chamados então de mini-implantes ortodônticos (MIOs).

A primeira geração de MIO apresentava mudanças no formato da plataforma em relação aos parafusos para fixação óssea, de modo que eles pudessem ser facilmente conectados a elásticos, molas, fios de amarrilho e/ou fios ortodônticos, dependendo da necessidade mecânica de cada caso (KYUNG et al. 2003; CARANO et al., 2005; HERMAN e COPE, 2005; MELSEN e VERNA, 2005).

Em 2005, Carano et al. afirmaram que a palavra MIO deveria ser aplicada a todos os implantes de pequenas dimensões que fossem utilizados como ancoragem ortodôntica. No mesmo ano, Mah e Bergstrand concordaram com este aspecto e indicaram que o termo mini-implante é mais adequado do que o micro-implante, pois a palavra "micro" é definida como uma magnitude de 10^{-6} .

Atualmente, MIOs com diversas extensões de transmucoso permitem que todo o comprimento da rosca seja inserido no tecido ósseo, favorecendo a sua estabilidade e diminuindo o trauma nos tecidos moles adjacentes (TSENG et al., 2006). A plataforma e o transmucoso possuem um polimento superficial, pois esta parte do parafuso fica exposta ao meio bucal e, portanto, sujeita à colonização por bactérias (CHIN et al., 2007).

Estes aprimoramentos foram realizados no intuito de favorecer a cicatrização e a acomodação dos tecidos moles circunjacentes ao MIO, propiciar uma melhor higienização do local, reduzir a formação de biofilme e a consequente inflamação dos tecidos periimplantares, favorecer a estabilidade do MIO, aumentar o conforto do paciente e tornar a sua conexão com o aparelho ortodôntico um procedimento mais rápido e fácil.

Laboissière et al. (2005) descreveram como vantagens da ancoragem absoluta utilizando MIO, o maior conforto, a independência da colaboração do paciente, diminuição da necessidade de aparelho extrabucal, elásticos intermaxilares ou arcos estabilizadores linguais, maior previsibilidade no tratamento ortodôntico, menor tempo de tratamento, estética favorável, simplificação da mecânica em casos complexos, menor efeito colateral, cirurgia de instalação e remoção simples e menos invasiva, baixo custo financeiro e dispensa do laboratório de prótese.

Além disso, possui boa estabilidade de retenção e alta resistência mecânica, o que torna possível uma imediata ativação (VIWATTANATIPA et al., 2009) e o seu pequeno tamanho facilita o acesso a exíguos locais de ancoragem óssea (PARK, KWON e SUNG, 2005).

2.2 APLICAÇÕES ORTODÔNTICAS

Lee, Park e Kyung (2001) relataram o uso do MIO em um paciente do sexo feminino, de 19 anos de idade, com padrão esquelético Classe II. O MIO foi inserido entre as raízes de primeiros e segundo molares, pelo osso alveolar palatino, com a finalidade de retrair os seis dentes ântero-superiores utilizando molas ortodonticas. Os autores obtiveram sucesso no tratamento e concluíram que o MIO fornece ancoragem absoluta para a ortodontia.

Park et al. (2001) conduziram um estudo no qual utilizaram um MIO de 1,2 mm de diâmetro e 6,0 mm de comprimento entre o segundo pré-molar e o primeiro molar superior e entre os primeiro e segundo molares inferiores, em um paciente de 28 anos do sexo feminino. Os dentes ântero-superiores sofreram movimentos de retração e translação e os molares inferiores foram intruídos. Os autores concluíram que podem utilizar o MIO inserido entre raízes para retrair os dentes anteriores em massa e intruir molares inferiores ao mesmo tempo.

Park, Kyung e Sung (2002) sugeriram por meio de pesquisas clínicas que as melhores áreas para instalação dos MIOs são entre os pré-molares e molares por vestibular na maxila; entre os primeiros e segundos molares por vestibular na mandíbula e entre as raízes palatinas dos primeiros e segundos molares superiores, para se ter movimentos ortodônticos mais controlados.

Trisi e Rebaudi (2002) instalaram 41 MIOs na região palatina e retro-molar de pacientes adultos. Após aplicação de cargas ortodônticas, avaliaram clinicamente e histologicamente a estabilidade do MIO e a reação óssea periimplantar. Constataram que a técnica além de facilitar e agilizar o tratamento ortodôntico, permitiu inclinar, verticalizar, distalizar, mesializar, intruir e extruir grupos de molares e pré-molares, mantendo a estabilidade dos implantes, mesmo evidenciando micro fraturas, micro rachaduras e micro calos no osso ao redor dos mesmos.

Liou, Pai e Yin (2004) realizaram uma pesquisa clínica para avaliar o comportamento do MIO e observaram que estes representam uma ancoragem estável, porém não absoluta, já que podem sofrer uma pequena inclinação no sentido da aplicação da força.

Park et al. (2004) publicaram o resultado de três casos clínicos, sendo o primeiro com inserção de MIO na maxila para permitir retração anterior com perda de ancoragem posterior e para fechar os espaços de extração dos primeiros pré-molares. O segundo caso mostrou o MIO inserido na mandíbula, para controlar a posição vertical dos dentes posteriores inferiores promovendo melhoria no perfil facial. No terceiro caso, o MIO foi inseridos em ambas as arcadas para permitir o controle vertical dos molares inferiores. Desenvolveram uma estratégia para o tratamento da Classe II e Classe III de caninos e molares utilizando o MIO associado à terapia ortodôntica, permitindo a correção de linha média, discrepâncias sagitais, retração, protração, intrusão e extrusão de dentes anteriores e posteriores, sem efeitos colaterais nos dentes adjacentes.

Park et al. (2005) propuseram um estudo para quantificar o efeito do tratamento de distalização dos molares superiores e inferiores utilizando o MIO. Concluíram que os primeiros pré-molares e molares mostraram distalização significativa sem efeitos colaterais importantes de distalização anterior. Os primeiros pré-molares inferiores e os segundos molares inferiores sofreram distalização sem movimentação dos dentes anteriores. Concluíram um sucesso de 90%, num período de cinco a doze meses de tratamento, reforçando a indicação do MIO para movimentos de distalização.

Lima et al. (2006) demonstraram por meio de casos clínicos, a eficácia do tratamento ortodôntico, utilizando MIOs como ancoragem intrabucal para proporcionar intrusão de molares superiores e inferiores, distalização e verticalização de molares inferiores; além de ratificar a utilização do MIO nos espaços inter-radiculares.

A superfície vestibular do rebordo alveolar posterior da maxila é o sítio mais eleito para a instalação do MIO (CHATZIGIANNI, 2010).

Em suma, ao MIO instalado na parte posterior da maxila possibilita uma série de movimentos ortodônticos, tais como:

- 1) Nivelamento do contorno gengival (ROTH, YILDIRIM e DIEDRICH, 2004);
- 2) distalização em massa do arco superior (PARK et al., 2004);
- 3) retração dos dentes anteriores (LEE, PARK e KYUNG, 2001; PARK et al., 2001; PARK, KWON e SUNG, 2005);
- 4) mesialização dos molares superiores (TRISI e REBAUDI, 2002; PARK et al., 2004; PARK et al., 2005) para correção de classe III (WIECHMANN, MEYER e BUCHTER, 2007);
- 5) intrusão (PARK et al., 2001; TRISI e REBAUDI, 2002; PARK et al., 2004; WIECHMANN MEYER e BUCHTER, 2007);
- 6) correção de planos oclusais inclinados (CARANO et al., 2005);
- 7) verticalização de molar (CHANG, LEE e CHUN, 2004);
- 8) fechamento de espaços pós extração (PARK et al., 2005);
- 9) correção de linha média (CARANO et al., 2005);

Estas aplicações e outras, como a extrusão (ROTH, YILDIRIM e DIEDRICH, 2004) e desimpactação de caninos e molares (AMMAR et al., 2011), também

podem indicar o uso do MIO em outras áreas dos maxilares (MELSEN e VERNA, 2005; KIM et al., 2009).

Dependendo da ancoragem que o MIO fornece, elas podem ser caracterizadas como direta ou indireta. Ancoragem direta é o ancoradouro onde a força é aplicada diretamente sobre o MIO, enquanto que na fixação indireta, um dente ou segmento de dentes é incorporado à ancoragem por meio de um arco ou ligadura, ajudando na estabilização do MIO.

2.3 MÉTODOS DE INSERÇÃO DO MINI-IMPLANTE ORTODÔNTICO

O MIO pode ser autorrosqueante ou autoperfurante (Figura 1), diferindo um do outro quanto a geometria da ponta ativa e dos filetes. No primeiro caso, há necessidade de se proceder uma perfuração guia com diâmetro igual ou menor ao do corpo do implante, sem os filetes. No segundo caso, a instalação é feita sem essa perfuração, ficando por conta do próprio implante esta ação. No entanto, tanto um quanto outro, há de se considerar a tipologia óssea para se supra ou sub instrumentar, permitindo a inserção e não perdendo a estabilidade do implante.

Devido à sua ponta ativa e suas roscas possuírem alta capacidade de corte, o MIO autoperfurante revela ter um procedimento operatório mais simplificado (ARAÚJO, 2006).

Kim et al. (2005) implantaram 32 MIOs em cães, sendo 16 MIOs autorrosqueantes e 16 MIOs autoperfurantes. Após uma semana aplicou-se uma força de 200 gf a 300 gf com mola de níquel titânio. Doze semanas após a implantação, a estabilidade foi testada com o Periotest e analisou-se histologicamente o osso vizinho aos MIOs. Os resultados mostraram que o osso remodelou e a osseointegração aconteceu mesmo nos MIOs submetidos a uma carga imediata. A quantidade de área óssea em contato com o MIO foi superior no grupo dos autoperfurantes, isto indica que estes MIOs podem apresentar melhor estabilidade quando submetidos à carga imediata.

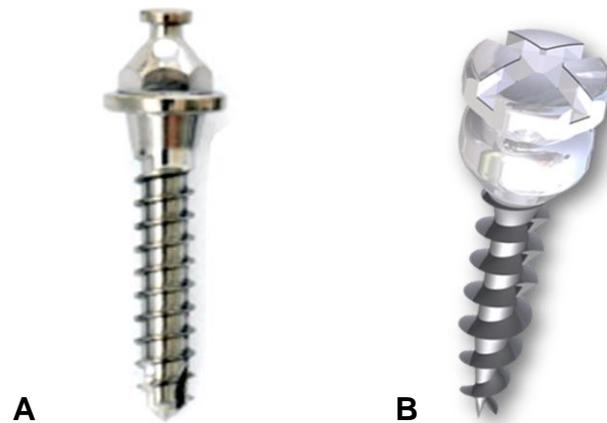


Figura 1 – A) MIO autorrosqueante (Absoanchor, Dentos, Daegu, Coréia do Sul) - B) MIO autoperfurante (Omni, BiomacMed, Juiz de Fora, MG, Brasil)

2.4 TORQUE DE INSERÇÃO

O torque é definido a partir da componente perpendicular ao eixo de rotação da força aplicada sobre um objeto, que é efetivamente utilizada para fazê-lo girar em torno de um eixo ou ponto central, conhecido como ponto pivô ou ponto de rotação (CHEN et al. 2009).

O carregamento total que um MIO suporta é a soma da carga inicial, isto é, da pré-carga devida ao torque de inserção e da carga imposta para a ancoragem. A carga inicial de aperto pode ser controlada, estabelecendo-se o torque máximo de inserção (DUCOS, 2010).

O torque para inserção de um MIO traduz a quantidade de estabilidade conseguida e é, portanto, um fator importante para o sucesso do mecanismo de ancoragem (CHEN et al. 2009). Wilmes et al. (2006) relataram uma correlação positiva, estatisticamente significativa, entre o torque de inserção do MIO e os valores de densidade óssea do local a ser utilizado, e concluíram que métodos utilizados para a medição de torque durante a inserção do MIO devem ser usados rotineiramente.

Segundo Motoyoshi (2006), em um estudo para aferir a média do torque de inserção dos MIOs, constatou que em animais ela variou de 7,2Ncm a 13,5Ncm de acordo com o local de inserção, sendo a média encontrada de 9Ncm. Houve uma

diferença significativa entre os instalados na maxila (8,3Ncm) e na mandíbula (10Ncm).

De acordo com Marins (2008) os valores médios dos torques de fratura dos MIOs variam de 9,77Ncm a 46,86Ncm. Todos os MIOs apresentaram torques de fratura superiores aos torques de inserção e remoção. Os valores médios dos torques máximos de inserção variaram de 3,8Ncm a 11,8Ncm e os valores médios dos torques de remoção variaram de 3,0Ncm a 12,4Ncm.

Níveis de torque de inserção devem estar compreendidos entre certos limites, uma vez que valores muito baixos ou muito altos podem ser críticos para o sucesso do MIO. Motoyoshi et al. (2006) relataram altas taxas de perda quando o torque de inserção era superior a 10Ncm para os MIOs com um diâmetro de 1,6 mm. Um valor de torque de mais de 15Ncm no momento da inserção parece ser uma das variáveis críticas para a sobrevivência de MIOs sob carga imediata (CHADDAD et al., 2008).

Os altos valores de torque podem resultar em taxas mais elevadas de insucesso devido à compressão do osso, isquemia local e necrose óssea (WAWRZINEK et al., 2008; WILMES e DRESCHER, 2008).

Torques entre 35 Ncm e 50 Ncm podem causar fratura do MIO do tipo dúctil, ou seja, há deformação plástica. Wilmes et al. (2006) recomendam limitar o torque de inserção a 20Ncm, para evitar as fraturas.

O MIO autorrosquente necessita de um orifício de perfuração. O diâmetro desse orifício gera um impacto sobre o torque de inserção, que por sua vez é um indicador da estabilidade. Quanto maior o torque de inserção, maior a estabilidade.

Su et al. (2009) compararam a estabilidade dos MIOs autorrosqueante e autoperfurnate e concluíram que os autorrosqueantes normalmente possuem um torque de inserção inferior aos autoperfurantes. No entanto, com base nas forças laterais aplicadas, ambos os MIOs apresentaram resistência semelhantes.

Em uma revisão sistemática Chen et al. (2009) concluíram que quando a broca piloto possuía 0,5 mm de diâmetro a menos que o diâmetro do MIO, as taxas de sobrevivência variaram de 85% a 100%. Melsen (2005), relataram que a broca piloto deve ser 0,2 mm a 0,3 mm menor que o diâmetro do MIO. De acordo com esta afirmação, Park, Jeong e Kwon (2006) utilizaram um broca de 0,9 mm de diâmetro para MIOs com 1,2 mm de diâmetro e verificaram uma taxa de sucesso de 90%.

2.5 CARREGAMENTO ORTODÔNTICO

A maioria dos autores apóiam o fato de que o MIO pode ser carregado imediatamente após sua instalação (KYUNG et al. 2003; MIYAWAKI et al., 2003), porém outros defendem o período de cura de algumas semanas ou mesmo meses para um resultado melhor na estabilidade (OHASHI et al., 2006; CHEN et al., 2008).

Miyawaki et al. (2003) sugeriram que a carga imediata em um MIO é possível se a força aplicada for inferior a 2N. Essa carga é possível se a ancoragem mecânica do MIO no osso alveolar for bem sucedida.

Cheng et al. (2004) verificaram que a carga na faixa de 1N a 2 N poderia ser bem sustentada pelos MIOs, enquanto que não foi observada diferença significativa na magnitude da carga entre os MIOs e o índice de falha.

Marassi et al. (2005) recomendaram uma aplicação de força de até 450 gf sobre o MIO de 1,5 mm e de até 300 gf de força sobre os de 1,3 mm de diâmetro. Afirmaram que o limite de força depende do tipo de osso onde o MIO é instalado (maior resistência em osso tipo I).

Lima et al. (2006) demonstraram por meio de casos clínicos, que é permitido aplicar 500 gf de força para intrusão de molar superior; 400 gf de força para intrusão de molar inferior e 250 gf de força para distalização de molar inferior sem perda de estabilidade do MIO.

A duração da força também pode contribuir para a estabilidade do MIO. Serra et al. (2007) inseriram MIOs de 2 mm de diâmetro por 6 mm de comprimento em coelhos e analisaram a cura interfacial em uma, quatro e doze semanas após a colocação, por meio da medida de torque da força de remoção. A aplicação de carga imediata não causou alterações significativas na fixação dos MIOs após uma e quatro semanas de cicatrização óssea. No entanto, após doze semanas, o torque era significativamente menor.

2.6 ESTABILIDADE MECÂNICA

O mecanismo de ação do MIO baseia-se no embricamento mecânico de sua geometria nas porções corticais e medulares do osso e não necessariamente no mecanismo da osseointegração (PARK, KWON e SUNG, 2005). Por isso, a forma e

o comprimento das espiras são fundamentais para a sua estabilidade. Assim, a resistência mecânica do MIO pode ser aumentada por alterações na geometria como a conicidade, passo da rosca, filetes e sulcos diferenciados ou apropriados, para o autorrosqueamento ou a autoperfuração.

A estabilidade do MIO durante o tratamento ortodôntico também pode estar relacionada à densidade óssea, à espessura da cortical, à saúde dos tecidos moles periimplantares, à força ortodôntica aplicada e à técnica cirúrgica de inserção (KRAVITZ e KUSNOTO, 2007). Contudo, a questão sobre qual ou quais fatores determinam a estabilidade ou a falha dos MIOs ainda permanece sem uma resposta satisfatória (CORNELIS et al., 2007).

A utilização do MIO é baseada na estabilidade mecânica primária, e não na estabilidade secundária, advinda da osseointegração (DUCOS, 2010). A ocorrência de osseointegração dificulta a sua remoção, o que aumenta o risco de fratura do implante, do osso ou de ambos (MIYAWAKI et al., 2003).

Outro problema do emprego do MIO refere-se ao índice de perda. De acordo com (LIN et al., 2010), as taxas de falha de MIOs sobre carregamento ortodôntico variam de 11% a 30%. Muitas perdas ocorrem devido à sobrecarga na interface osso-implante.

Park et al. (2001) sugeriram a instalação do MIO inclinado no sentido ocluso-apical, com uma inclinação de 30° a 40° com o plano ósseo, para se obter melhor estabilidade e se evitar a proximidade com as raízes dentais.

Pickard et al. (2010) avaliaram a resistência mecânica do MIO ao tracionamento até a ruptura óssea, em mandíbulas de cadáver, descrevendo maior estabilidade e resistência quando a força era aplicada próxima ao seu longo eixo. Ou seja, quanto mais próximo do sentido do eixo axial, maior a resistência, tanto para orientações no sentido da carga quanto no sentido contrário.

Cornelis et al. (2007), demonstraram que a estabilidade clínica suficiente para o MIO pode ser alcançada com níveis de osseointegração tão baixo quanto 5%. O MIO permanece fácil de remover com níveis de osseointegração de até 25%. Verificaram também, que não há consenso sobre o carregamento ótimo e o período mínimo de cicatrização necessário para induzir a estabilidade do MIO. Porém, o carregamento imediato com forças reduzidas parece ser aceitável.

Gracco et al. (2009) utilizaram o MEF e fotoelasticidade para avaliar a relação comprimento do MIO e sua estabilidade. Quando aplicada uma força de 2 N,

verificaram que o comprimento ideal do MIO era de 9 mm. Altos picos de tensão foram encontrados com MIOs mais curtos que 9 mm. Os com mais de 9 mm resultaram em diminuição dos picos de tensão, mas podem levar a um maior risco de lesões nas estruturas anatômicas. Outro fato verificado pelos autores é que as tensões resultantes no osso circundante a um MIO parcialmente osseointegrado se comporta de maneira bastante uniforme, o que sugere melhor distribuição de tensões e conseqüentemente, melhor efetividade como ancoragem.

2.7 ÍNDICE DE SUCESSO E FRACASSO DO MINI-IMPLANTE ORTODÔNTICO

Mesmo com o aumento do uso clínico da ancoragem esquelética temporária por meio do MIO, a sua taxa de sucesso é baixa se comparado aos implantes osseointegrados (97%) (JUNG et al., 2008; FISCHER et al., 2008). Os MIOs possuem taxas mais baixas variando em torno de 70% (MIYZAWAKI et al., 2003), 80% (MOTOYOSHI et al., 2006; WIECHMANN, MEYER e BUCHTER, 2007) e no máximo 91% (TSENG et al., 2006; PARK, JEONG e KWON, 2006; KURODA et al., 2007).

Marassi et al. (2005) avaliaram o sucesso do MIO utilizado como ancoragem em diferentes localizações da cavidade bucal. Concluíram que 174 dos 190 MIOs instalados permaneceram estáveis durante o período de tratamento.

Lim et al. (2009) em um estudo retrospectivo, avaliaram 378 MIOs em 154 pacientes para determinar quais os fatores poderiam afetar a sua estabilidade. A taxa de sucesso dos MIOs foi de 83.6% e não foi encontrado nenhum fator de risco em potencial. As variáveis analisadas foram idade, sexo, qualidade óssea, sítio de instalação, além do tipo, comprimento e diâmetro do MIO. Os autores concluíram que a estabilidade do MIO não pode ser garantida ou prevista pelo Cirurgião-Dentista, pois existem muitos fatores que podem influenciar em sua estabilidade.

Riscos de fracasso têm sido amplamente relatados na literatura. Os mais importantes são: inflamação periimplantar (MIYZAWAKI et al., 2003; PARK, KWON e SUNG, 2005; PARK, JEONG e KWON, 2006; CHEN et al., 2008); colocação em tecidos não ceratinizados (MIYZAWAKI et al., 2003; CHENG et al., 2004), colocação no osso mandibular, devido ao tipo ósseo (TSENG et al., 2006; PARK, JEONG e KWON, 2006; KURODA et al., 2007; CHENG et al., 2004; WIECHMANN,

MEYER e BUCHTER, 2007), proximidade com as raízes e ligamento periodontal (MIYZAWAKI et al., 2003; KRAVITZ e KUSNOTO, 2007; CHEN et al., 2008), excesso de torque de inserção (MOTOYOSHI et al., 2006), diminuição da densidade óssea (DEGUCHI, 2006; PRABHU e COUSLEY, 2006; KRAVITZ e KUSNOTO, 2007; CHEN et al., 2008) e carga no prazo de duas (OHASHI et al., 2006) ou três semanas (CHEN et al., 2008).

Entre os fatores relacionados às características dos MIOs que também podem levar a falha estão: seu pequeno diâmetro; o seu design (MIYZAWAKI et al., 2003); características da superfície do implante (KIM et al., 2009); magnitude da carga (CHENG et al., 2004); e principalmente o ângulo de inserção (KYUNG et al. 2003; CARANO et al., 2005; MELSEN, 2005; DEGUCHI et al., 2006; KRAVITZ e KUSNOTO, 2007; LIOU et al., 2007; WILMES, SU e DRESCHER, 2008).

A orientação do posicionamento do MIO é um fator que pode contribuir muito para a falência direta ou pode afetar alguns dos fatores acima listados de forma indireta. Alteração da orientação no sentido de inserção do MIO pode reduzir ou aumentar as tensões. No entanto, essa variável ainda não tem base de evidências e merece maior avaliação.

2.8 ORIENTAÇÃO DO MINI-IMPLANTE ORTODÔNTICO

Embora o MIO já tenha sido colocado em quase todas as regiões da maxila, e mandíbula, uma região que tem sido utilizada com frequência, por ser uma região estratégica para a ancoragem, é a porção posterior da maxila. Para aplicações do MIO, a literatura sugere sua orientação com diferentes angulações no sentido ocluso-apical (Figuras 2 e 3) ou no sentido proximodistal (Figura 4), em relação ao plano ósseo da lâmina vestibular da maxila.

Entende-se como orientação ocluso-apical, o ângulo α formado entre o implante e um eixo vertical, paralelo ao plano ósseo da lâmina vestibular da maxila. Já como orientação proximodistal entende-se como o ângulo β formado entre o implante e um eixo horizontal, paralelo ao plano ósseo da lâmina vestibular da maxila, onde o sentido proximal está a favor da carga aplicada e o sentido distal está contra a carga aplicada.

A maioria dos estudos relatados na literatura enfocam a orientação no sentido ocluso-apical, pois este sentido é ditado pelo cirurgião-dentista, ou seja, não está sujeito a variações anômicas do paciente, além de evitar possíveis perfurações nas raízes dos dentes e propiciar maior contato com o osso cortical, o que aumenta a estabilidade e o potencial de ancoragem do MIO (PARK, KYUNG e SUNG, 2002; KYUNG et al. 2003; MELSEN, 2005; MARASSI, 2006; DEGUCHI et al., 2006; LIOU et al., 2007).

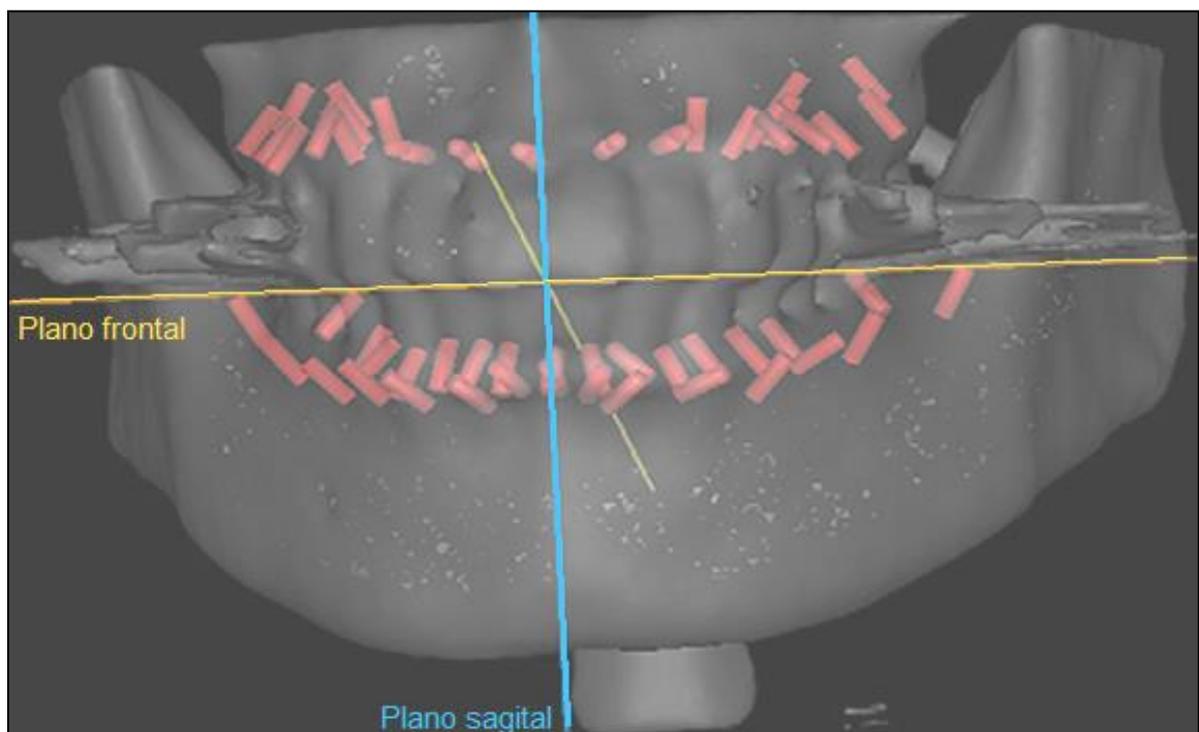


Figura 2 – Orientações ocluso-apicais dos MIOs em relação ao plano ósseo da lâmina vestibular da maxila num plano vertical (CHOI et al., 2009).

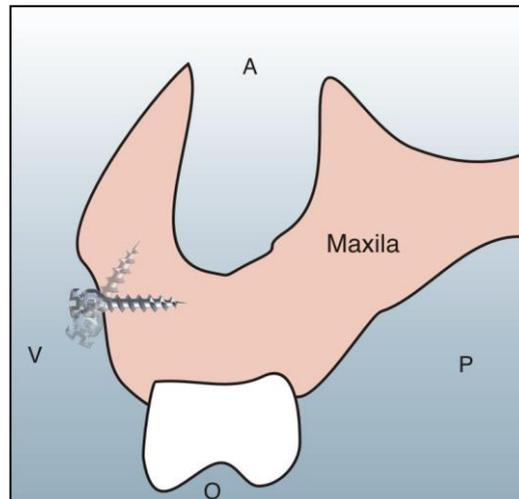


Figura 3 – Orientação ocluso-apical do MIO em relação ao plano ósseo da lâmina vestibular da maxila num plano vertical. As letras correspondem aos seguintes planos: V = Vestibular; A = Ápice; P = Palatino; O = Oclusal

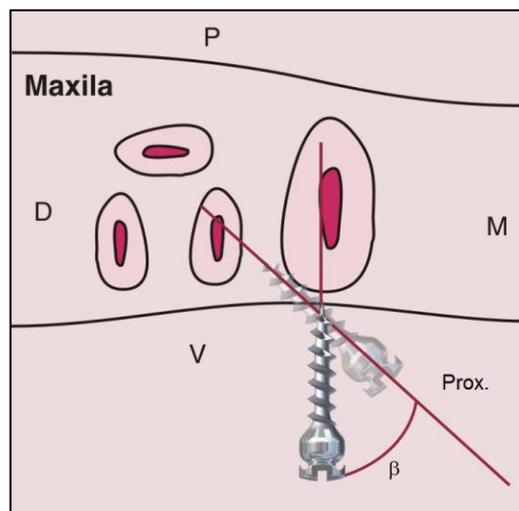


Figura 4 - Orientação proximodistal do MIO em relação ao plano ósseo da lâmina vestibular da maxila num plano horizontal. Vista superior do corte de uma hemi-maxila. As letras correspondem aos seguintes planos: D = Distal; P = Palatino; M = Mesial; V = Vestibular. Prox = Proximal; β = ângulo beta formado no plano horizontal

Essa orientação ocluso-apical pode variar de 10° a 90° (KYUNG et al. 2003; CARANO et al., 2005; MELSEN, 2005; KRAVITZ e KUSNOTO, 2007; LIOU et al., 2007).

As orientações de 30° a 40° na maxila e 10° a 20° na mandíbula são propostas por Park, Kyung e Sung (2002), Kyung et al. (2003) e Park et al. (2004).

Park, Kyung e Sung (2002) avaliaram tomografias computadorizadas de diferentes áreas da mandíbula e da maxila e sugeriram que as melhores áreas para instalação dos MIOs são entre os pré-molares e molares superiores por vestibular na maxila; entre os primeiros e segundos molares por vestibular na mandíbula e entre as raízes palatinas dos primeiros e segundos molares superiores, sendo que a espessura da cortical óssea alveolar aumenta de anterior para posterior.

Park et al. (2004) criaram um protocolo cirúrgico para inserção do MIO, no qual preconizaram anestesia local infiltrativa, um guia cirúrgico feito de fio de latão entre os molares e pré-molares para facilitar a inserção da fresa piloto. A incisão de 3,0 mm a 4,0 mm acima da junção muco-gengival, a rotação de 300 rpm para fazer a perfuração com a fresa piloto, irrigação abundante para evitar necrose do osso, inserir o MIO manualmente com orientação ocluso-apical, em relação ao plano ósseo, de 30° a 40° na maxila e de 10° a 20° na mandíbula. Para a remoção dos mesmos, faz-se rotação no sentido oposto ao da instalação. Normalmente não há necessidade de anestesia.

Carano et al. (2005), em estudo clínico, sugeriu que a colocação do MIO em uma orientação ocluso-apical de 30° a 45°, em relação ao plano ósseo, permite maior contato do MIO com o osso cortical. Porém, não houve diferença significativa nas taxas de sucesso.

No trabalho de Corso e Marczak (2006), os parâmetros utilizados foram as orientações do MIO em relação ao plano ósseo, sendo uma no sentido ocluso-apical, com uma variação de 10°, e outra orientação no sentido proximodistal, variando 20°. A possibilidade de variação da orientação no sentido ocluso-apical foi maior, devido à irregularidade geométrica do osso. Concluiu que a orientação ótima do implante não foi perpendicular à superfície do osso, e sim com inclinações para o ápice e a favor da carga.

Deguchi et al. (2006) utilizaram tomografias computadorizadas para mensurar a espessura da cortical alveolar e concluíram que a colocação do MIO na orientação ocluso-apical de 30° em relação ao plano ósseo, aumentaria o contato com o osso cortical em até 1,5 vezes se comparado a orientação ortogonal (90°).

Marassi (2006) preconizaram que na maxila e na mandíbula, se utilize orientações ocluso-apicais de 30° a 60°, em relação ao plano ósseo; na sutura palatina, 90° a 110° em relação ao palato e 90° para MIOs bicorticais.

Zhang et al. (2006) utilizaram o MEF para simular um MIO com sete orientações ocluso-apicais diferentes, 30°, 40°, 50°, 60°, 70°, 80° e 90°. Uma força ortodôntica de 2 N foi carregada horizontalmente no sentido mesial do modelo. A tensão e a distribuição de deslocamento na interface osso-implante foram analisados. A distribuição de tensões revelou que o valor máximo da tensão diminuiu significativamente com o aumento do ângulo.

Em 2008, Consolaro et al. verificaram que em qualquer orientação do MIO, seja ela ocluso-apical ou proximodistal, se houver o contato direto do MIO com uma raiz dentária poderia ocorrer severas reabsorções externas, pois induziria uma lesão no local, o que eliminaria os cementoblastos da região específica e promoveria microáreas de inflamação com formação constante de mediadores. Os cementoblastos são células responsáveis pela deposição de cimento e reinserção das fibras periodontais. Os autores ainda relatam que se houver o contato do MIO com as raízes dentárias, durante sua instalação, o operador pode removê-lo e mudar a sua orientação de inserção, no mesmo procedimento cirúrgico, sem que maiores danos ocorram ao paciente, pois as lesões no ligamento periodontal com até 2 mm de extensão, são naturalmente reparadas.

Segundo Marins (2008), as tensões máximas nos MIOs, quando carregados em diferentes orientações, se concentravam na região próxima do colo não inserido no osso.

Wilmes, Su e Drescher (2008), em estudo *in vitro* com osso ilíaco de suínos, mensurou o torque a colocação dos MIOs como forma de medir de estabilidade, em sete orientações ocluso-apicais diferentes (30°, 40°, 50°, 60°, 70°, 80° e 90°). Relataram que o MIO emergindo do osso com um ângulo diferente de 90°, potencialmente criaria um braço de alavanca mais longo em relação à força ortodôntica aplicada, o que poderia levar a um acúmulo de tensões e causar fraturas ou remodelações ósseas. Porém, os autores concluíram que, para alcançar a melhor estabilidade e minimizar o risco de contato com as raízes dos dentes, o ideal seria uma colocação do MIO com a plataforma inclinada no sentido ocluso-apical, entre 60° a 70°, em relação ao plano ósseo.

Por meio do MEF, Geramy (2009) utilizou cinco modelos tridimensionais, que continham o primeiro e o segundo molar, ligamentos periodontais, osso compacto e esponjoso. A plataforma do MIO, que não desempenha nenhum papel na resistência oferecida foi omitido no modelo. Logo, foi aplicada uma força de tração 2 N no MIO

inserido entre o primeiro e o segundo molar. Quando o MIO foi inserido perpendicularmente ao osso e entre os molares foi encontrada uma tensão de 0,093 MPa. Essa tensão aumentou, proporcionalmente, quando o MIO foi inclinado em direção ao primeiro molar (inclinação proximodistal), devido a diminuição do osso ao redor, e diminuiu quando o MIO foi inclinado em direção ao segundo molar, pois havia maior quantidade de osso alveolar ao redor do MIO. O autor concluiu que as alterações na orientação do MIO podem aumentar a concentração de tensão nos ossos dos dentes adjacentes.

Pollei (2009) avaliou a influência de uma carga aplicada sob MIOs de diferentes materiais (titânio, aço cirúrgico e um compósito) em diferentes orientações pelo MEF. Os MIOs foram instalados com orientações ocluso-apicais de 45°, 60° e 90° na parte posterior da maxila, entre o segundo pré-molar e o primeiro molar. As maiores concentrações ocorridas no osso foram com inclinação da plataforma do MIO, ocluso-apical de 45° e a menor com 60°. Porém esta diferença não foi significativa clinicamente. O autor concluiu que as variações das orientações não interferem no fracasso do MIO. Porém, na distribuição de cargas, os MIOs manufaturados com titânio concentraram níveis menores de tensão.

De acordo com estudo de Duaibis (2010), se a força é aplicada ao MIO na direção mesial, a variação da orientação proximodistal do MIO, em relação ao plano ósseo, tem grande influência sobre as distribuições de tensões. Esta orientação proximodistal reduz as tensões no osso cortical, mas aumenta a carga sobre o osso medular, até o ponto de sobrecarregar em alguns casos. A orientação mais favorável foi de 120° a 135°, pois reduziu a tensão no osso cortical e no MIO, enquanto que no osso medular não causou sobrecarga.

Ducos (2010) submeteu os MIOs ao carregamento de flexão e tração durante o período de ancoragem e concluiu que houve redução da superfície de contato do MIO com o osso e as condições de carregamento tornam-se mais críticas para os MIOs inclinados em 30° no sentido proximodistal.

Woodall et al. (2011) questionaram que embora o uso do MIO seja ideal para se obter uma ancoragem ortodôntica, ainda não há protocolo estabelecido pela literatura para orientação ideal de sua colocação. Por meio do estudo com MEF, os autores simularam a colocação de MIO entre o segundo pré-molar e o primeiro molar, na orientações ocluso-apicais de 30°, 60° e 90°, em relação ao plano ósseo, e exerceram uma carga ortodôntica paralela ao plano oclusal, até que o MIO se

deslocasse 0,6 milímetros. Paralelo a este método, a mesma situação foi simulada em 24 hemi-maxilas e hemi-mandíbulas de cadáveres. Os autores concluíram que a colocação do MIO em uma orientação inferior a 90° , não aumenta a resistência de ancoragem.

2.9 TECIDO ÓSSEO COMO MATERIAL ESTRUTURAL

O osso pode ter um comportamento viscoelástico, anisotrópico, devendo ser tratado como um material compósito heterogêneo, principalmente devido à distribuição irregular das suas trabéculas. Forames, de quaisquer proporções, podem enfraquecer o tecido ósseo. Quando o diâmetro do forame for maior do que 30% do diâmetro transversal do osso, esse enfraquecimento torna-se muito acentuado (DUCOS, 2010).

O tecido ósseo pode sofrer ação de forças externas, ou forças internas. Para cada tipo de força o osso se adaptará e responderá de maneira diferente. Se o estímulo for de origem extra-óssea, geralmente ocorrerá uma reação osteolítica, ou seja, reabsorção óssea. Porém, se o estímulo for endósseo, dentro dos limites fisiológicos, ocorrerá uma reação osteogênica, ou seja, neoformação óssea (GRABER e SWAIN, 1979).

Fatores importantes na gênese de fraturas do osso são a magnitude, a duração e a direção das forças. As forças de carregamento podem ser de natureza axial (trativa ou compressiva) ou de natureza transversal (cisalhante). O osso possui boa resistência à compressão (DUCOS, 2010).

Influências biomecânicas na estrutura óssea desempenham um papel importante na longevidade do osso ao redor do MIO (GEDRANGE et al., 2003). O tecido ósseo é conhecido por remodelar sua estrutura em resposta a aplicação de cargas. Níveis baixos de tensões podem levar à redução da resistência do tecido ósseo. Por outro lado, concentrações elevadas de tensões podem resultar em necrose. Neste último caso, estas tensões podem ser introduzidas por um MIO, causando conseqüentemente a sua falha (GEDRANGE et al., 2003).

As tensões impostas provocam encurtamento ou alongamento dos ossos. Nos esforços de torção, a deformação angular desperta tensões de cisalhamento, cujo valor máximo ocorre no ponto mais distante do centro, ou seja, na superfície

cortical. Observando uma seção transversal do osso, verifica-se que as forças de reação no mesmo, na torção, têm sentido oposto ao torque aplicado.

Lekholm e Zarb (1985) apresentaram uma classificação dos ossos maxilares, tanto quantitativa, baseada no volume ósseo disponível (Figura 5), quanto qualitativa, dividindo-os em quatro tipos básicos diferentes (Figura 6). O osso tipo I apresenta uma cortical muito espessa e um osso medular homoganeamente compacto; o osso tipo II é um osso com uma cortical densa e osso medular também denso; osso tipo III é quando se encontra uma camada cortical fina e osso medular denso; e osso tipo IV possui uma cortical fina e a parte medular pouco trabeculado. O osso tipo IV é normalmente encontrado em zonas posteriores da maxila.

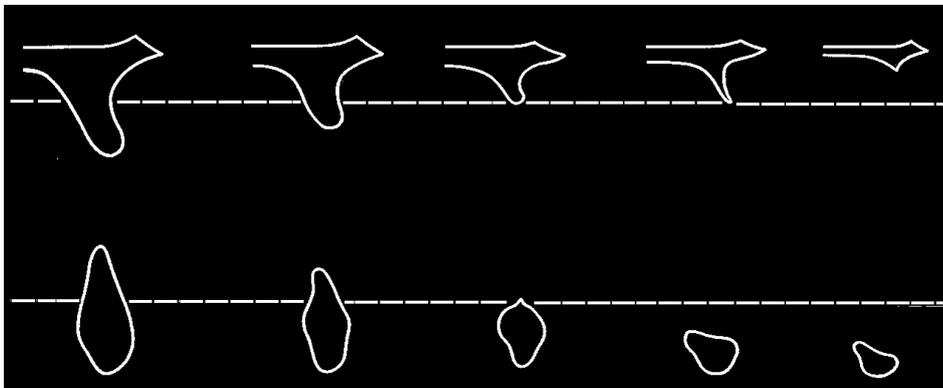


Figura 5 - Classificação quantitativa dos ossos maxilares (Lekholm & Zarb, 1985)

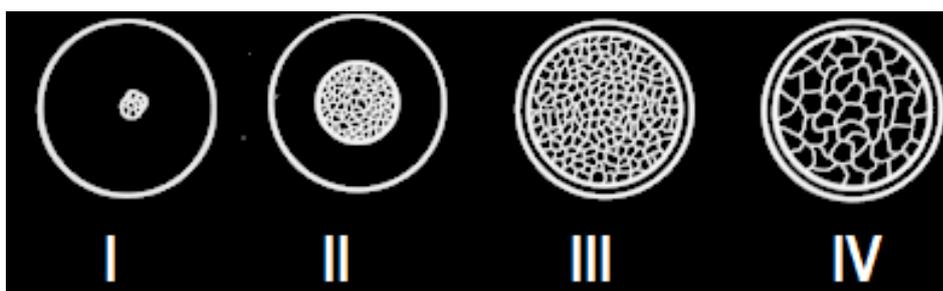


Figura 6 - Classificação qualitativa dos ossos maxilares (Lekholm & Zarb, 1985)

Takuma et al. (1988), citando Wolf (1892), referiram que o osso esponjoso remodela sua arquitetura em resposta às tensões aplicadas. Altas concentrações de tensões podem resultar em reabsorção ou remodelagem óssea, enquanto as tensões fisiológicas baixas podem levar à atrofia.

Cruz et al. (1993) descreveram a remodelagem óssea na região de molares e pré-molares superiores por meio da indução do aumento de cargas funcionais, geradas pela musculatura mastigatória e transmitidas ao osso por um material resiliente. Afirmaram que a quantidade de força gerada por material mais ou menos elástico, tem influência na sua resposta.

Dechow et al. (1993) fizeram um estudo comparativo entre as propriedades elásticas do osso mandibular e do supraorbital, por meio da aferição da velocidade de propagação de ondas ultra-sônicas nas três diferentes direções dos corpos de prova analisados (espessura, altura e comprimento) com ajuda de um osciloscópio. Encontraram diferenças significativas entre os tipos ósseos, em virtude de suas diferentes funções. Apesar de sua resistência e dureza, o osso é muito plástico, sendo capaz de remodelar sua estrutura interna em resposta a modificações ocasionadas pela aplicação de esforços.

Resumindo as leis básicas de Wolff com relação à resposta óssea às tensões, Nigg e Grimstom (1995) escreveram: “As leis físicas são o principal fator de influência na modelagem e remodelagem óssea”.

De acordo com esta lei, os ossos respondem dinamicamente a presença ou ausência de tensão com mudanças de tamanho, forma e densidade. Assim como outros materiais, o tecido ósseo pode sofrer deformação elástica e/ou plástica. A resposta elástica ocorre quando uma carga é aplicada e o osso deforma-se com mudança no comprimento ou formato em torno de 3%. Retirada a carga o osso retorna a sua forma original. Já a resposta plástica ocorre após atingir o ponto de deformação ou limite de escoamento, começam a aparecer micro-rupturas e o osso deforma-se permanentemente, podendo chegar à fratura (HALL, 2007).

Analisando a adaptação funcional do osso mandibular via MEF, Inou et al. (1996) encontraram uma estreita relação entre a distribuição das tensões e a densidade do osso. Afirmaram também que esta correlação mostrou a capacidade de adaptação funcional deste material, aumentando ou diminuindo sua estrutura de acordo com a carga que recebe.

Segundo Yamamoto et al. (1996), o tecido ósseo, como um tecido vivo, está constantemente remodelando sua estrutura quando um estado de tensões interno é gerado. Um exemplo de remodelagem sob tensões de tração e compressão é o princípio da movimentação ortodôntica. Quando a força ortodôntica é aplicada, ocorre remodelagem do osso alveolar resultando no movimento dental. As tensões

de compressão, de um lado, provocam reabsorção na superfície interna do processo alveolar. No lado oposto onde ocorrem tensões de tração, há a reposição óssea, mantendo assim o equilíbrio biológico e o movimento fisiológico desejado.

Oliveira (1997) chegou a conclusão que deve se levar em conta a direção das forças que se transmitem do implante ao osso, pois o comportamento do osso depende, entre outros fatores, da angulação de incidência destas forças.

Hurzeler et al. (1998) compararam o efeito de forças ortodônticas e ligaduras periimplantares que facilitavam o acúmulo de biofilme, na perda óssea em torno dos implantes, e não encontraram relação direta do efeito da perda óssea com a sobrecarga.

Abdel-latif, Hobkirk e Kelleway (2000) demonstraram por meio de um tensiômetro adaptado que o padrão de deformação do osso mandibular altera consideravelmente sua forma durante os movimentos normais da mastigação. Isto demonstrou que, para um mesmo carregamento, os vetores que o descrevem terão direções diferentes em cada posição de abertura bucal, o que contradiz a hipótese de linearidade, aumentando consideravelmente a complexidade das análises neste campo.

Stahl et al. (2009) avaliaram 16 diferentes designs de MIOs utilizando o MEF e concluíram que a deformação do MIO é influenciada principalmente pela espessura do osso compacto e, secundariamente, pelo módulo de elasticidade do osso esponjoso.

A espessura e a densidade do osso cortical são fatores críticos para a retenção do MIO e variam entre os pacientes e locais dos maxilares. Os locais com osso cortical espesso e denso são considerados mais estáveis para os MIOs. Na mandíbula, a área retro-molar e a região posterior bucal satisfazem este critério. Na maxila a área de sutura do médio-palato é considerada o local mais favorável para implantação por causa do tecido macio e fino e osso denso (DUCOS, 2010). A crista infra zigomática, as tuberosidades e o processo alveolar também são considerados como locais de eleição para colocação dos MIOs (CHATZIGIANNI, 2010).

Estudo feito por Chatzigianni (2010) sugere que quanto maior a densidade óssea, maior será a tensão e conseqüentemente, a possibilidade de ocorrer algum tipo de dano ósseo durante a inserção do MIO.

2.10 MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS (MEF)

O método atual de maior confiabilidade utilizado para os estudos do comportamento biomecânico é a análise numérica com elementos finitos, conhecida como método dos elementos finitos (MEF) (POLLEI, 2009; VASUDEVA, 2009; WOODALL et al., 2011). Trabalhos recentes têm reforçado as facilidades e seguranças deste método, ampliando sua utilização no campo da odontologia, principalmente na análise biomecânica em implantes dentais (PELLIZZER et al., 2010; PELLIZZER et al., 2011).

O MEF consiste em uma simulação numérica computacional utilizada para prever o comportamento mecânico de estruturas. Pode ser utilizado para calcular deformação, tensão, vibração, temperatura, comportamento de flambagem e muitos outros fenômenos. Esta ferramenta também pode analisar deflexão tanto em pequena como em grande escala e as deformação elástica e plástica, sob carregamento ou deslocamento aplicado. Neste método, a geometria ou o domínio do problema é dividido em vários subdomínios menores e mais simples, chamados de elementos, nos quais as variáveis encontradas podem ser avaliadas com o uso de interpolação (VASUDEVA, 2009).

Estes elementos são interconectados em pontos discretos denominados nós. O conjunto de elementos, resultado da subdivisão da estrutura analisada é denominado de malha que, na realidade, representa o domínio discretizado, no qual se representa o problema físico (GENG et al., 2008; VASUDEVA, 2009).

Os resultados do MEF podem ser avaliados visualmente pós-processamento e numericamente. Uma das vantagens do MEF é que ele permite ao usuário avaliar as tensões propagadas internamente de um sistema biomédico. Por meio de ilustração, baseado no critério de von Mises, o MEF demonstra a concentração e distribuição de tensão dentro dos limites por meio da utilização de cores para refletir a sua gradação.

O MEF permite obter inferências à partir de uma única solução matemática para cada variável ou cenário. Com isso, o tratamento estatístico em cada análise não é possível, pois existe apenas uma única solução para qualquer conjunto específico de condições.

Além de aplicações de Engenharia, o MEF tem sido amplamente utilizado em análises biomecânicas. Weinstein et al. (1976) utilizaram, pela primeira vez, o

método dos elementos finitos na Odontologia no estudo biomecânico de um implante cilíndrico poroso.

Borchers e Reichart (1983) fizeram uma análise pelo MEF de distribuição de tensões em diferentes estágios do desenvolvimento da interface de implantes osseointegrados, desde os momentos iniciais da osseointegração até a consolidação total do processo após a remodelagem óssea, simulando índices diferentes de osseointegração. Modelaram uma mandíbula e a apoiaram pela sua base, desprezando a ação muscular e o apoio condilar.

Geng et al. (2001), em uma revisão da literatura sobre aplicação do MEF nas análises biomecânicas na Odontologia, mostraram a relevância do método e sua aplicação nos estudos da interface osso-implante, na conexão implante-prótese e na multiplicidade de sistemas implante-protéticos.

Cruz (2001), Cruz et al. (2003, 2006), Toledo et al. (2006), Las Casas et al. (2008) e Cruz et al. (2009) apresentaram uma série de estudos sobre o comportamento biomecânico de implantes de geometria cuneiforme utilizando o MEF em um modelo de uma mandíbula humana obtida de tomografia computadorizada. Ainda na análise biomecânica dos implantes, Pellizzer et al. (2010, 2011) avaliaram a distribuição de tensões em diferentes tipos de conexão do implante e diferentes alturas da coroa protética por meio do MEF.

2.10.1 ABAQUS

O programa computacional Abaqus® (Simulia Dassault Systèmes, Providence, RI, EUA) é uma ferramenta para simulação em engenharia, com base no método de elementos finitos, que pode resolver problemas lineares simples e até análises não lineares.

Este software contém uma extensa biblioteca de elementos que pode modelar virtualmente qualquer geometria. Pode simular o comportamento da maioria dos materiais típicos de engenharia, como os metais, a borracha, os polímeros, materiais compósitos compressíveis e espumas resistentes (GENG et al., 2008).

Abaqus/CAE (Complete Abaqus Environment) é um processo interativo e gráfico do software. Ele permite que modelos da geometria a ser estudados sejam criados ou importados. Propriedades físicas dos materiais podem ser atribuídos à

geometria, juntamente com as cargas e condições de contorno. Uma vez que o modelo está completo, o Abaqus/CAE pode submeter, monitorar e controlar a análise dos trabalhos.

3. PROPOSIÇÃO

O objetivo deste estudo foi avaliar pelo Método de Elementos Finitos (MEF), a influência da orientação proximodistal do MIO, nas angulações de -10° , -20° , -30° , -40° , 0° , 10° , 20° , 30° e 40° em relação ao carregamento, na distribuição de tensões no tecido ósseo.

4 METODOLOGIA

4.1 COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA

Este estudo foi encaminhado ao Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal de Juiz de Fora conforme protocolo CEP-UFJF: 2047.106.2010 e aprovado sob o número 118/2010 (Anexo 2).

4.2 MODELAGEM GEOMÉTRICA

O conceito do método de elementos finitos envolve a idealização de um modelo ou de estrutura contínua como se fosse uma montagem de um número finito de elementos estruturais conectados por um número finito de pontos (nós) (CRUZ et al., 2006).

No caso da análise de tensões, o MEF fornece a magnitude e a distribuição de tensões e deformações no interior e no contorno da estrutura, sendo um método seguro para análises de estruturas uni, bi ou tridimensionais quando submetidas a diferentes ações (TOLEDO, 1996).

Para avaliar as tensões em um modelo são necessárias informações para que o programa computacional possa processar e calcular as tensões desenvolvidas, (VASUDEVA, 2009) tais como:

- Número total de pontos nodais;
- Número total de elementos;
- Identificação para cada elemento;
- Módulo de Young (elasticidade) e o coeficiente de Poisson, associado a cada elemento, no caso de análise de tensões;
- Identificação para cada ponto nodal;
- Coordenadas de cada ponto nodal;
- Tipo de delimitação confinada;
- Aplicação de forças nos nós;

Primeiramente foi elaborado um modelo de uma maxila atrófica, sem os dentes, e o MIO a ser testado, em duas dimensões (Figura 7). Foi aplicada uma força ao longo de eixo Y do MIO com a intensidade de 2 N e se observou as tensões máximas e mínimas.

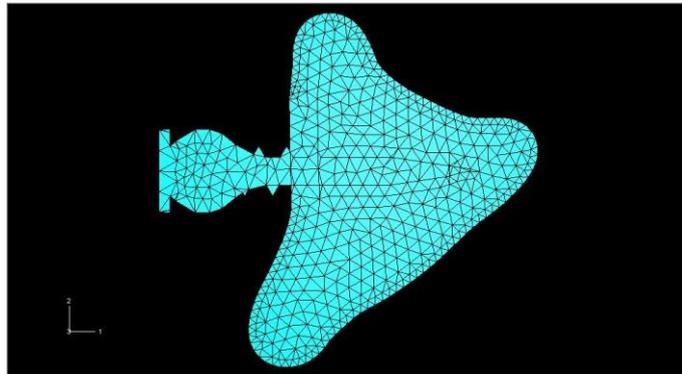


Figura 7 – Malha bi-dimensional de uma maxila atrófica e do MIO.

O próximo passo foi modelar as estruturas desejadas como o MIO, uma sessão posterior maxila e os dentes pré-molar e molar tridimensionalmente.

Foi desenvolvido um modelo geométrico da maxila, com o auxílio de uma tomografia computadorizada de um paciente de 22 anos da idade, adquirida por meio de um tomógrafo helicoidal (ProSpeed/GE - General Electric Company, Pittsburgh, PA, EUA). As imagens tomográficas foram provenientes do acervo do Clinest (Centro Clínico de Pesquisa em Estomatologia, Juiz de Fora, MG, Brasil).

As imagens do eixo e das seções transversais no formato Dicom foram importadas para um software de modelagem tridimensional (Autocad, Autodesk Inc., San Rafael, CA, EUA), a partir do qual foi possível extrair as coordenadas dos pontos que definem a geometria dos tecidos ósseos, cortical e esponjoso, baseado nas densidades aparentes nas tomografias. As coordenadas dos pontos de cada uma das seções serviram como bases para geração de curvas do tipo Spline, delimitando as regiões eletivas. Cada contorno foi exportado no formato .step e, na sequência, importado pelo software Abaqus (Simulia Dassault Systèmes, Providence, RI, EUA) para a geração de sólidos deformáveis, gerados por extrusão (10 mm de espessura), resultando em um modelo sólido, definindo a forma externa e interna da maxila com áreas de osso compacto e esponjoso, gerando-se depois o modelo matemático.

De acordo com Corso e Maczak (2006), casos como este estudado dispensam o uso de modelos numéricos globais da maxila, visto que os efeitos significativos das tensões ocorrem somente na região próxima ao local da carga aplicada, isto é, em torno do MIO. Nesta condição, as regiões anterior e posterior paramediana foram descartadas, já que também não influenciavam nos resultados e, com isso, diminui-se muito o custo computacional.

Por meio da interface gráfica do programa de elementos finitos Abaqus/CAE, foi confeccionado o modelo tridimensional de um MIO. As dimensões utilizadas foram adquiridas a partir de um MIO autoperfurante (Figura 8).

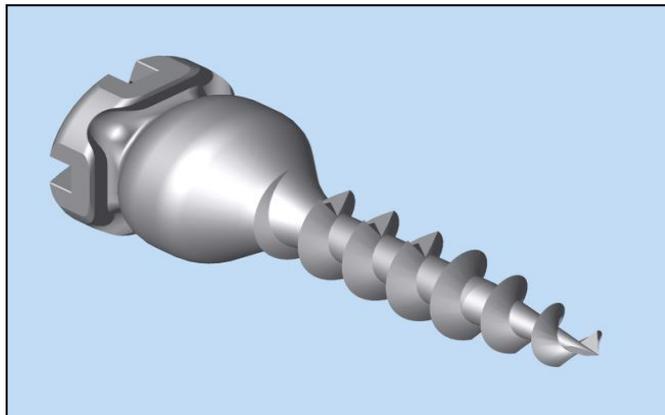


Figura 8 - MIO autoperfurante Omni® (BiomacMed, Juiz de Fora, MG, Brasil).

Para a modelagem, foram criados quatro sólidos deformáveis, gerados por revolução: um cilindro de 1 mm de diâmetro e 5,5 mm de altura (correspondente ao corpo do MIO), um cone de 1 mm de diâmetro e 2,5 mm de altura (respectivo à ponta ativa do MIO) e uma hélice triangular com 60°, 0,45 mm de altura de filete e 1,1 mm de passo de rosca (relativa à espiral, criada com a função pitch). A plataforma e o transmucoso do MIO foram simplificadas para um cilindro de 1 mm de diâmetro e 2 mm de altura, a fim de diminuir o custo computacional. A consolidação do MIO se deu por meio da união das quatro partes, cada uma rotacionada e transladada para que ficassem na posição correta, finalizando com operações booleanas que somam as geometrias, removendo suas interseções (respectivamente, comandos *Merge Geometry* e *Remove Intersection Boundaries* do programa Abaqus CAE).

O próximo passo foi a modelagem dos dentes. O segundo pré-molar foi feito à partir de duas imagens do dente: uma vista vestibular e uma vista lateral. Foram

geradas curvas do tipo Spline, delimitando as vistas vestibular e lateral do dente. Cada contorno foi exportado no formato .step e, na sequência, importado pelo Abaqus para a geração de dois sólidos deformáveis, gerados por extrusão na vista vestibular (9 mm de espessura) e na vista lateral (7 mm de espessura). O próximo passo foi interseccionar os dois sólidos com as operações booleanas de soma, removendo as interseções. Já a modelagem do primeiro molar foi diferente, pois a sua anatomia não é simétrica devido às suas três raízes. A modelagem foi feita com auxílio da mesma tomografia computadorizada utilizada para modelar a maxila. As imagens das seções transversais da tomografia do dente selecionado foram importadas para um software de modelagem tridimensional (Autocad, Autodesk Inc., San Rafael, CA, EUA), a partir do qual foi possível extrair as coordenadas dos pontos que definem a sua geometria, baseado nas densidades aparentes na tomografia. As coordenadas dos pontos de cada uma das seções serviram como bases para geração de curvas do tipo Spline, delimitando as regiões eletivas. Cada contorno foi exportado no formato .step e, na sequência, importado pelo Abaqus para a geração de sólidos deformáveis, interpolando uma superfície por meio das seções transversais (comando *loft*).

Todas as partes, MIO, osso compacto e esponjoso, dentes pré-molar e molar foram posicionados e unidos com operações booleanas que somam as geometrias, preservando suas interseções (comandos *Merge Geometry* e *Retain Intersection Boundaries*).

4.3 PROPRIEDADES MECÂNICAS E CONDIÇÕES DE CONTORNO

Os materiais utilizados foram considerados como sólidos e homogêneos, com propriedades isotrópicas e lineares-elásticos, isto é, mantêm as propriedades elásticas em todas as direções. Em seguida foram atribuídos os módulos de elasticidade para cada parte como mostra a tabela 1.

Para a malha foram gerados aproximadamente 110 mil elementos tetraédricos, com tamanho aproximado de 0,5 mm para malha global e 0,1 mm para o MIO. As faces laterais correspondentes à seção da maxila foram engastadas e tiveram seus deslocamentos e rotações restritas.

Foi exercida no MIO uma força de 2 N, decomposta a 45° em duas componentes sobre o plano normal ao seu eixo longitudinal.

As forças musculares foram omitidas, pois a maxila é um osso fixo na base do crânio, diferente da mandíbula que se articula com a fossa glenóide do osso temporal e sofre a força dos músculos elevadores e depressores da mandíbula.

Tabela 1 - Propriedades mecânicas dos materiais utilizados nos modelos

Material	Módulo de Elasticidade (MPa)	Coefficiente de Poisson (ν)	Referências
Titânio	110.000	0,33	Lewinstein, Banks-Sills e Eliasi, 1995; Baiamonte et al., 1996
Osso Compacto	13.700	0,30	Cook, Klawitter e Weinstein 1982; Lewinstein, Banks-Sills e Eliasi, 1995; Meijer et al.,1996
Osso Esponjoso	1.370	0,30	Meijer et al., 1996; Tortamano e Vigorito, 1998
Dente	20.300	0,26	Geramy, 2009

4.4 POSICIONAMENTO DO MIINI-IMPLANTE ORTODÔNTICO

O padrão para a colocação segura do MIO é influenciado pelo seu comprimento e pelo ângulo de posicionamento. Para a simulação numérica, o MIO foi instalado em nove orientações proximodistais diferentes. Uma instalação ortogonal à superfície óssea vestibular (orientação de 0°). Este é o ângulo que o eixo longitudinal do implante faz com o vetor normal à superfície do osso onde o MIO está inserido (Figura 9). A convenção de sinais adotada para os ângulos de acordo com o esboço foi: anti-horário positivo (Figura 10).

Os outros ângulos testados foram de 10°, 20°, 30° e 40° (contrários à força aplicada) e -10°, -20°, -30° e -40° (a favor da força aplicada).

No plano vertical, o MIO foi instalado ortogonalmente, ou seja, não foi variada a orientação ocluso-apical em relação a carga. Já no plano horizontal houve

variação da orientação em relação a carga, que foi aplicada no sentido mesial, ou seja, no eixo proximal. Consequentemente, a carga ficou contrária ao plano distal.

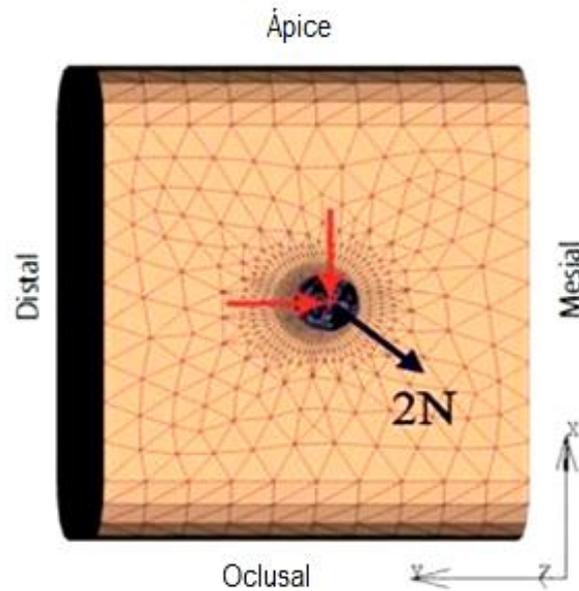


Figura 9 – Referências ocluso-apical e proximodistal do MIO em relação ao plano ósseo.

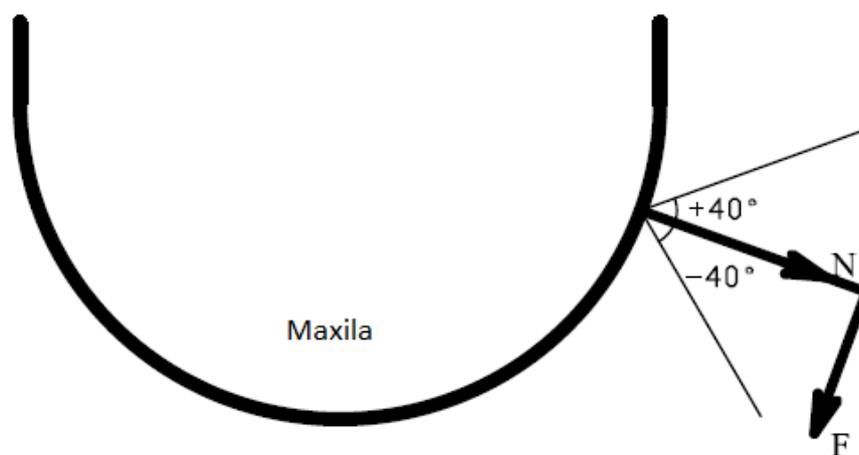


Figura 10 – Esquema explicativo das diferentes orientações do MIO

4.5 ANÁLISE NUMÉRICA

Após a confecção do modelo completo, com auxílio da interface gráfica do programa de elementos finitos Abaqus/CAE, foram feitas análises qualitativas e quantitativas, utilizando o critério de von Mises (VM) com os gráficos das tensões em gradientes de cores, e análise das tensões principais máxima e mínima (σ_1 e σ_3)

5 RESULTADOS

Os resultados obtidos de análises qualitativas e quantitativas, utilizando o critério de von Mises (VM), os gráficos das tensões em gradientes de cores, tensões principais máxima e mínima ($\sigma 1$ e $\sigma 3$) estão apresentadas a seguir.

A Tabela 2 e o gráfico 1 mostram os resultados com os valores máximos de tensões de von Mises atuando no MIO, no osso compacto e esponjoso, e também nos dentes, para as orientações de -10° , -20° , -30° , -40° , 0° , 10° , 20° , 30° e 40° . Observou-se que ocorreu uma variação da concentração das tensões em função da orientação, sendo que os menores valores ocorreram em 0° , e os maiores em -20° e 20° .

A maior concentração de tensões ocorreu no osso cortical na região correspondente ao término da rosca do MIO (Figura 11c).

A figura 11 e suas sub-divisões mostram a distribuição de tensões de acordo com o critério de von Mises para diferentes cortes e varreduras na orientação de 30° .

Na análise das tensões principais, em cada variação da orientação do MIO, foi realizada uma varredura em todo o modelo e mapeado a distribuição das tensões. A concentração das tensões de tração foi maior nas orientações de 20° e -20° , isto é, a favor e contra a força (Gráfico 2). Já o acúmulo de tensões de compressão ocorreu na orientação de -30° , ou seja, a favor da força, seguida da orientação ortogonal (Gráfico 3). Os registros das tensões principais de tração mostraram uma distribuição semelhante ao critério de von Mises.

Tabela 2 – Maior concentração de tensões de von Mises (MPa) em função da orientação do MIO

Orientações	-40°	-30°	-20°	-10°	0°	10°	20°	30°	40°
MIO	23,86	24,91	23,25	29,42	23,43	24,86	25,20	22,93	21,93
Compacto	5,97	5,73	6,61	5,27	5,11	5,18	6,71	5,46	5,89
Esponjoso	0,13	0,13	0,23	0,51	0,20	0,19	0,20	0,18	0,18
Pré Molar	0,09	0,10	0,09	0,09	0,08	0,08	0,08	0,08	0,07
Molar	0,06	0,04	0,04	0,04	0,04	0,04	0,06	0,06	0,06

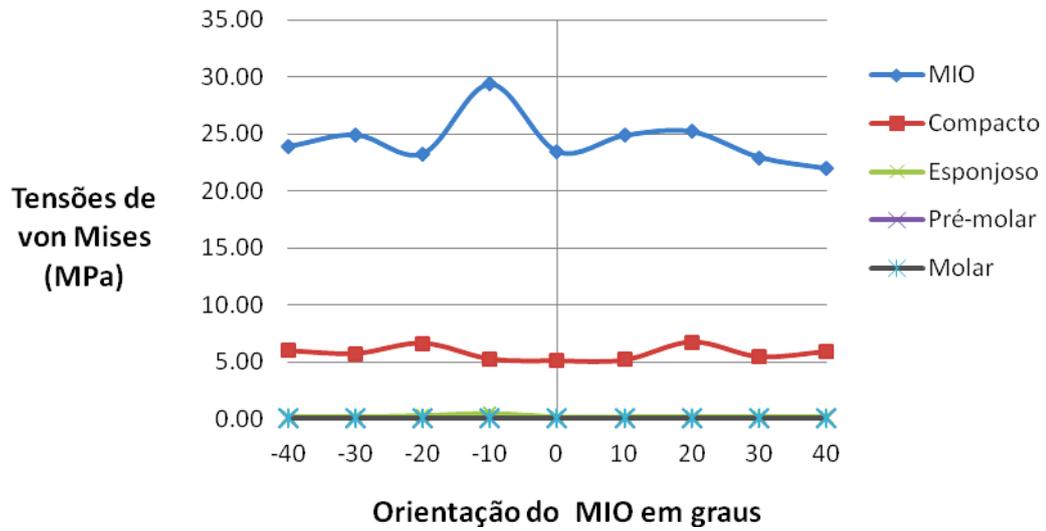
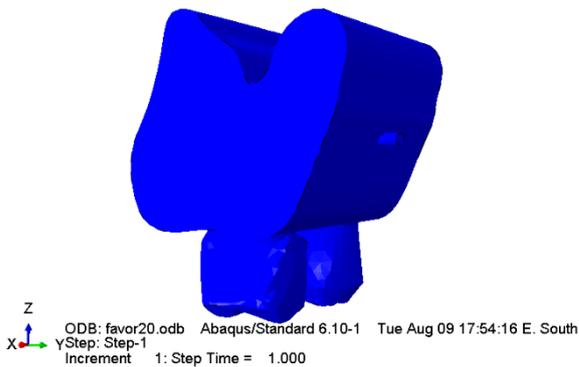
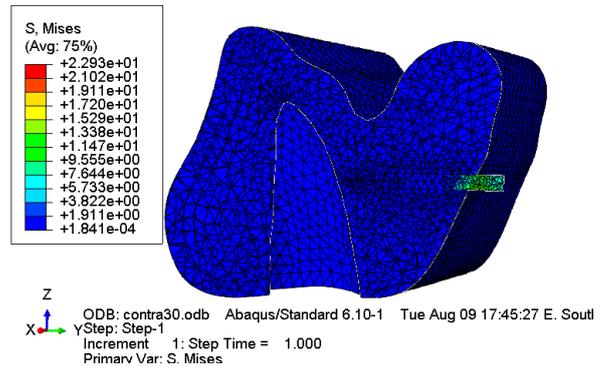


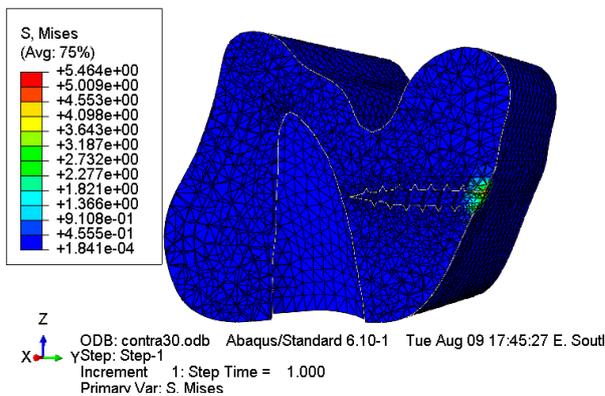
Gráfico 1 - Tensões de Máximas de von Mises atuantes no MIO, osso compacto, osso esponjoso e nos dentes pré-molar e molar



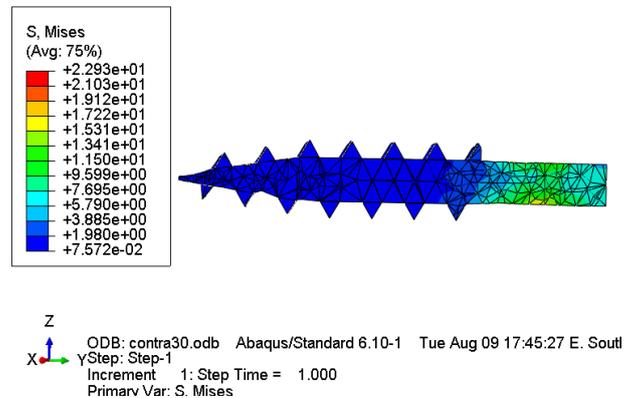
a



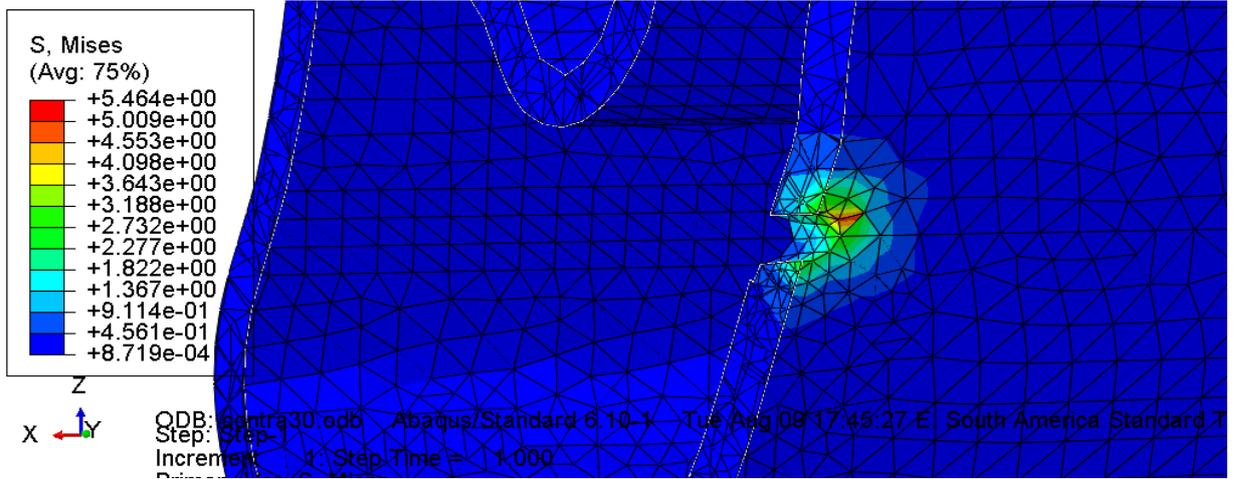
b



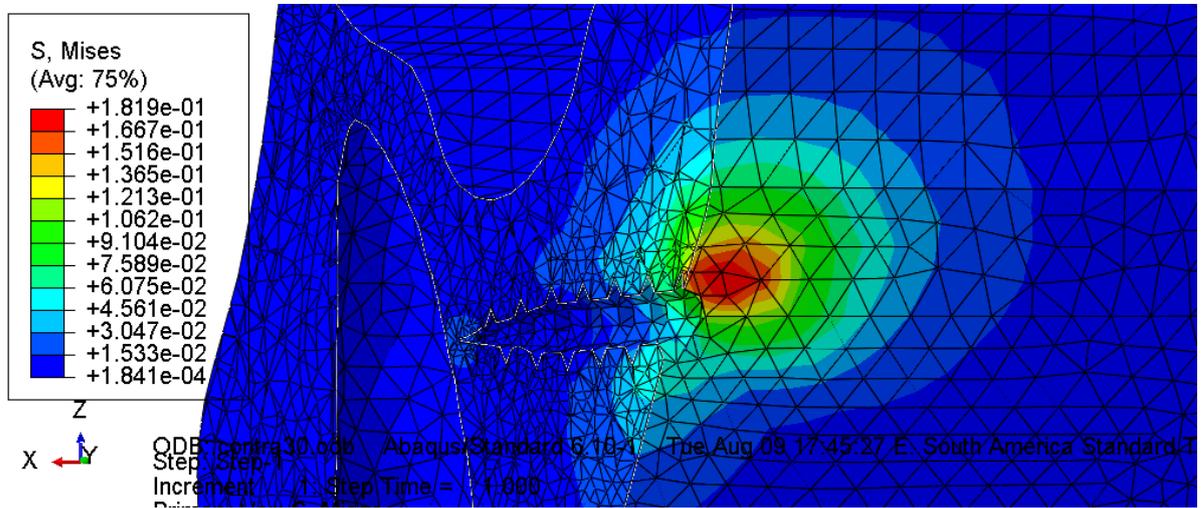
c



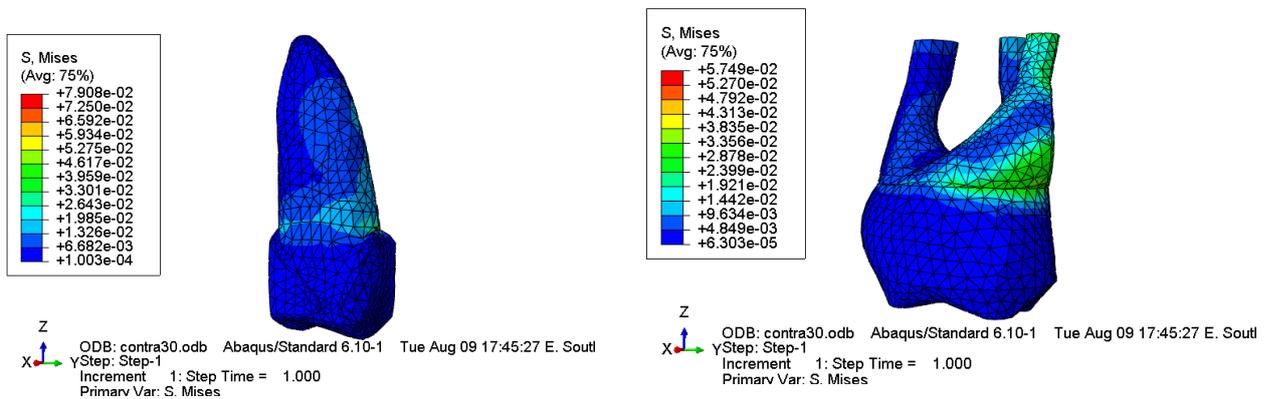
d



e



f



g

h

Figura 11 – Critério de von Mises para orientação de 30°. Respektivamente: a) modelo completo; b) modelo completo seccionado; c) osso maxilar; d) MIO; e) osso cortical; f) osso medular; g) pré-molar; h) molar

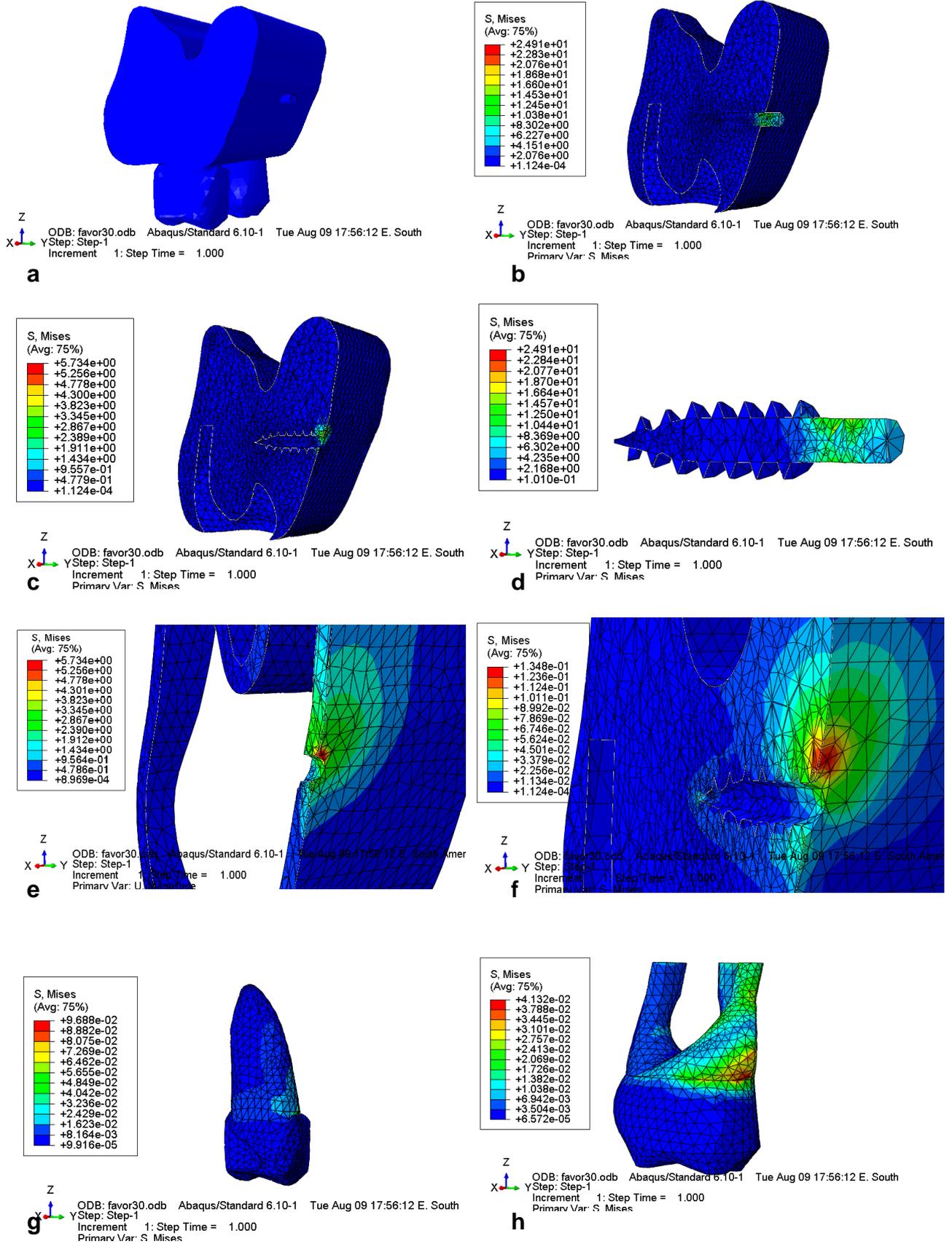


Figura 12 – Critério de von Mises para orientação de -30° . Respectivamente: a) modelo completo; b) modelo completo seccionado; c) osso maxilar; d) MIO; e) osso cortical; f) osso medular; g) pré-molar; h) molar

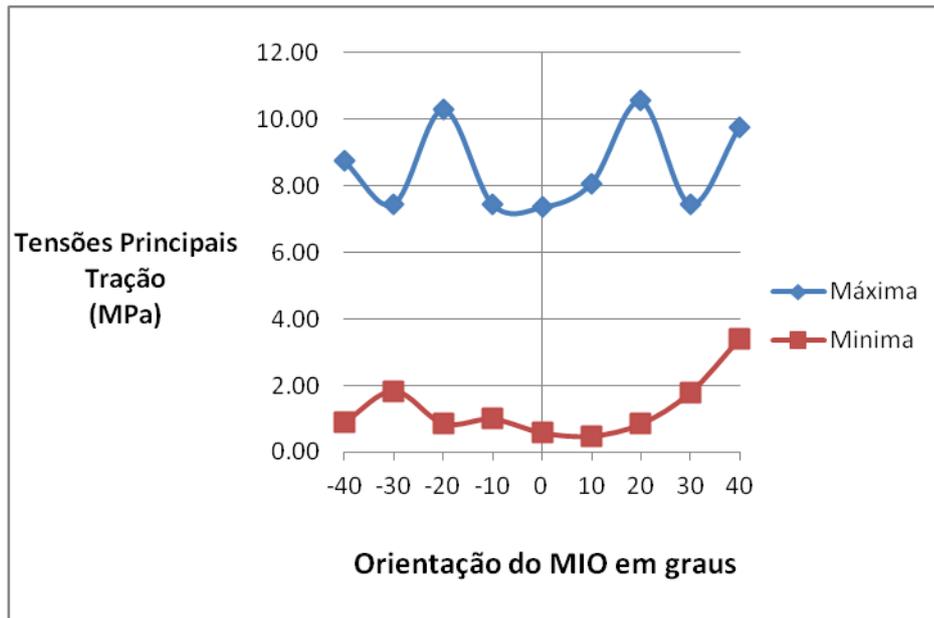


Gráfico 2 - Concentração das tensões de tração no osso cortical de acordo com as diferentes orientações

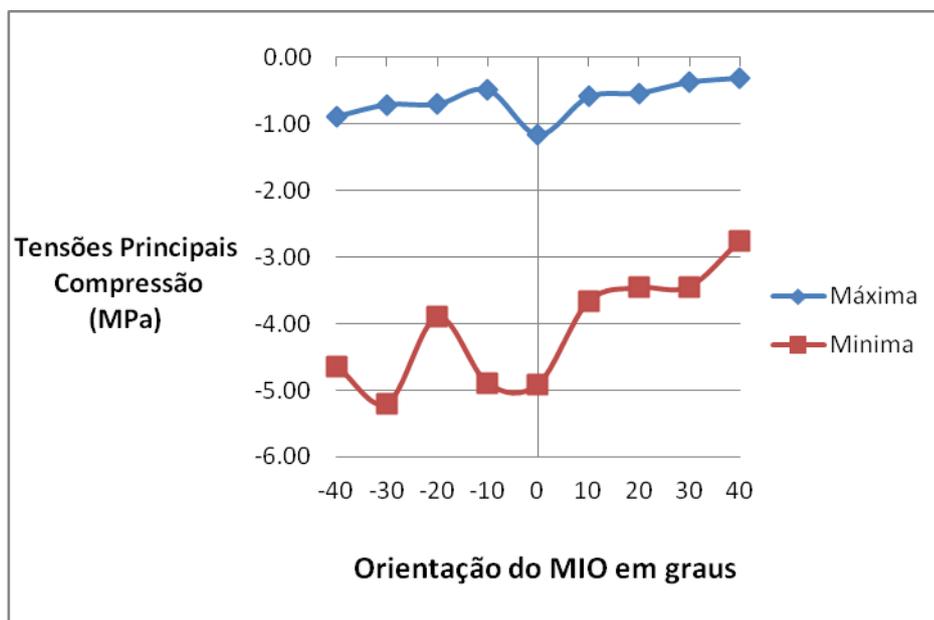


Gráfico 3 - Concentração das tensões de compressão no osso cortical de acordo com as diferentes orientações

6 DISCUSSÃO

Para identificar o estado das tensões nos tecidos em torno do MIO, a ferramenta de escolha utilizada para este trabalho foi o MEF devido à sua facilidade e confiabilidade (TOLEDO et al., 2006; LAS CASAS et al., 2008; CRUZ et al., 2009; POLLEI, 2009; VASUDEVA, 2009; WOODALL et al., 2011). Entretanto, os valores das tensões encontrados neste tipo de análise devem servir como referência para se traçar um perfil da distribuição das tensões, e não como valores absolutos, pois algumas condições da modelagem não correspondem exatamente à realidade clínica.

A modelagem da geometria é essencial para a simulação por MEF. Quanto maior o número dos detalhes incluídos nos modelos, mais confiáveis serão os resultados obtidos. Por outro lado, a inclusão de grande número de detalhes aumenta o tempo de simulação computacional. Trabalhos como o de Lin et al. (2010) fizeram a simulação de implantes com formas simplificadas, onde os modelos das roscas dos implantes não possuíam filetes, dessa maneira, os resultados não foram fidedígnos com a realidade clínica. No presente trabalho, as modelagens do MIO, seção da maxila e dentes foram obtidas com auxílio de um software de modelagem tridimensional (Autocad, Autodesk Inc., San Rafael, CA, EUA), com emprego das dimensões exatas das medidas, o que podem tornar os resultados mais próximos da realidade.

Alguns trabalhos de simulação por MEF (COOK et al., 1982; WADAMOTO et al., 1996; GRACCO et al., 2009) consideram a possibilidade de deslizamento das interfaces e o contato não linear. Neste trabalho, foi considerada a hipótese de total contato entre a interface MIO/osso. Clinicamente, tal situação de total osseointegração não existe, pois o osso e a superfície do MIO estão sujeitos a um atrito que pode causar desgaste e fricção com conseqüente inflamação ou reação tecidual. Essa diferença de osseointegração entre a situação clínica e a simulação *in silico* deste trabalho poderia diminuir a credibilidade dos resultados, porém, estes diferentes graus de osseointegração não afetam os níveis de distribuição das tensões (PAPAVASILIOU et al., 1997). Assim, a adoção de 100% de osseointegração, como neste caso estudado, não afeta negativamente a análise.

Quanto às condições de apoio, assim como no trabalho de Geramy (2009), nenhuma força foi aplicada sobre os dentes, devido ao fato de a ancoragem

ortodôntica ser independente das forças oclusais e mastigatórias do paciente. As forças musculares também foram omitidas, pois a maxila é um osso fixo na base do crânio, diferente da mandíbula que se articula com a cavidade glenóide do osso temporal e sofre ação dos músculos elevadores e depressores da mandíbula (CRUZ, 2007).

Uma melhor orientação do MIO, em relação ao carregamento, poderia evitar um acúmulo de tensões e, conseqüentemente, evitar remodelações e até fraturas ósseas e com isso a perda da ancoragem. A maioria dos estudos relatados na literatura enfocam a orientação do MIO no sentido ocluso-apical, pois este sentido é ditado pelo operador, ou seja, não está sujeito a variações anômicas do paciente (PARK, KYUNG e SUNG, 2002; KYUNG et al. 2003; PARK et al., 2004; CARANO et al., 2005; MARASSI, 2005; MELSEN, 2005; DEGUCHI et al., 2006; ZHANG et al., 2006; KRAVITZ e KUSNOTO, 2007; LIOU et al., 2007; WILMES, SU e DRESCHER, 2008; POLLEI, 2009).

Já a orientação proximodistal pode ser clinicamente ditada ou não, pois além de ser utilizado entre as raízes dos dentes, o MIO também pode ser instalado em regiões edêntulas como o palato e em pacientes multilados de alguns dentes. Existe uma dificuldade de se avaliar quantitativamente e qualitativamente as distribuições de tensões em um estudo *in vivo*, uma alternativa seria o desenvolvimento de um estudo *in silico* que simule esta situação clínica. Embora esse tipo de estudo aproxime-se da realidade, existem poucos trabalhos (CORSO e MARCZAK, 2006; GERAMY, 2009; DUAIBIS, 2010; DUCOS, 2010; WOODALL et al., 2011) que enfocam esta orientação em relação ao carregamento, e conseqüentemente, ainda não foi estabelecido pela literatura um protocolo de inserção do MIO para se obter uma melhor orientação proximodistal.

Clinicamente, a instalação angulada do MIO, seja ocluso-apical ou proximodistal, permite maior distanciamento em relação às raízes de dentes adjacentes e promove melhor embricamento mecânico devido ao maior contato das roscas com a cortical óssea, pois sua trajetória é transversal (CARANO et al., 2003; DEGUSHI et al., 2006; WILMES, SU e DRESCHER, 2008).

Por outro lado, um MIO emergindo do osso com um ângulo diferente de 90° (0° neste estudo), com o plano ósseo, potencialmente criaria um braço de alavanca mais longo em relação à força ortodôntica aplicada, o que poderia levar a um acúmulo de tensões e causar remodelações ou fraturas ósseas (WILMES, SU e DRESCHER, 2008). Em parte, este fato foi constatado no presente trabalho. Ao

analisarmos as tensões máximas de von Mises, percebemos que a orientação na qual ocorreu menor acúmulo de tensões foi a ortogonal (Tabela 2 e Gráfico 1). Porém não foi observado que quanto maior a orientação do MIO, isto é, distanciando de 90°, maior o braço de alavanca e com isso maior o acúmulo de tensões, haja visto que concentração aumentou em -20° e 20° tanto a favor como contra a carga aplicada, mas voltou a diminuir em -30° e 30° e obteve um pequeno aumento em -40° e 40° (Tabela 2 e Gráfico 1).

Barros et al. (2006) recomendaram a inserção do MIO perpendicular ao plano ósseo (0°), pois angulações muito elevadas poderiam causar o contato direto entre o MIO e as raízes dos dentes adjacentes. Os valores normais de tensão na superfície das raízes, incapazes de causar alterações funcionais são levemente superiores à pressão que o sangue exerce nas paredes dos vasos pela micro circulação, isto é, de 15 a 20 mmHg, o que corresponde a 20 à 26 gf/cm² (REN, et al., 2003; SASTRE e LE GALL, 2010). Já o valor máximo de tensão que os tecidos desta região conseguem suportar e ainda preservarem a sua vitalidade é até 80 gf/cm² (KOHNO et al., 2002), o que equivale à 0,0078 MPa. As tensões encontradas ao redor dos dentes foram superiores a 0,008 MPa (Tabela 2 e Figuras 11g e 11h), ou seja, de acordo com os resultados, as diferentes orientações do MIO podem levar algum dano aos tecidos ao redor das raízes. Todavia, essa informação não pode ser considerada no cotidiano clínico, pois os ligamentos periodontais não foram modelados e o seu comportamento clínico poderia mudar estes valores devido à absorção das tensões. Para Yoshida et al. (2001), em sistemas artificiais, não é possível reproduzir a resposta fisiológica do ligamento periodontal no momento da aplicação da carga.

De acordo com estudo de Duaibis (2010), a orientação do MIO proximodistal, em relação ao carregamento, tem grande influência sobre a distribuição de tensões. O autor observou uma menor concentração de tensões nas orientações contra o sentido da carga. No presente trabalho não se observou esta característica, visto que nas orientações de -20° e 20°, ou seja, a favor e contra o carregamento foram encontrados maiores concentrações de tensões (Tabela 2 e Gráfico 1). Talvez os diferentes resultados sejam devidos à utilização de diferentes metodologias, como por exemplo forma e tamanho dos elementos da malha e condições de contorno.

Assim como nos estudos de Zhang et al. (2006), Marins (2008) e Ducos (2010) o local de maior concentração de tensões no MIO foi em sua plataforma,

próximo ao ponto onde foi aplicado a carga (Figura 11d). As tensões máximas foram reduzidas gradualmente no sentido ocluso-apical do MIO. Estas tensões aborvidas ao longo do transmucoso foram até quatro vezes menores na região que finaliza a sua rosca, ou seja, próxima à cortical óssea.

Em um modelo computacional tridimensional, um mesmo elemento submetido a uma determinada força, apresenta comportamento diferente de acordo com o modo de análise. Assim, a inclusão no modelo da anisotropia do tecido ósseo depende do tipo de análise que se deseja realizar, uma vez que tal inclusão pode gerar dificuldades ao se construir o modelo mecânico e quando se realiza a discretização da estrutura para análise via MEF (CRUZ, 2007). Uma alternativa frente a esta situação seria a avaliação das tensões principais de tração e compressão (CATTANEO, DALSTRA e MELSEN, 2009). Principalmente na região cortical, pois é nesta região que ocorre o maior embricamento mecânico do MIO, responsável por sua estabilidade.

As tensões de tração são as tensões positivas que aparecem tanto no gráfico das máximas tensões principais (σ_1) quanto no gráfico das mínimas tensões principais (σ_3) (Gráficos 2 e 3). Por outro lado, as tensões de compressão são as tensões negativas que aparecem em ambos os gráficos (Gráficos 2 e 3). Isto evidencia a natureza tridimensional da análise, podendo ser observada distintamente as zonas essencialmente de tração e zonas essencialmente de compressão.

A concentração das tensões de tração foram maiores nas orientações de -20° e 20° (Gráfico 2). Por outro lado, na orientação de -30° , ou seja, a favor da força, ocorreram acúmulos de tensões de compressão no osso cortical (Gráfico 3). Entretanto todos os valores encontrados para todas as orientações estão dentro de uma margem de segurança clínica, uma vez que estão bem abaixo do limite fisiológico de tração e compressão do osso (AMMAR et al., 2011).

Já na análise das tensões máximas de von Mises no tecido ósseo, a maior concentração ocorreu na parte cortical (Figura 11c). Este resultado era esperado devido às diferentes propriedades do tecido ósseo compacto e esponjoso como descrito por Bidez e Misch (1993) e confirmado por outros estudos via MEF utilizando o MIO (GRACCO et al., 2009; AMMAR et al., 2011). O módulo de elasticidade do osso cortical é dez vezes maior que do osso medular (Tabela 1). Esta característica justifica o fato de que as concentrações de tensões no osso

cortical foram muito maiores do que o osso medular (Tabela 2). Em contrapartida, Duaibis (2010) sugere que quando um MIO for carregado mesialmente em uma orientação proximodistal, as tensões no osso cortical seriam reduzidas, mas ocorreria sobrecarga no osso medular.

O tecido ósseo pode sofrer deformação elástica e/ou plástica. Na resposta elástica o osso deforma-se com mudança no formato, mas quando é retirada a carga, retorna a sua forma original. Já a resposta plástica ocorre após atingir o ponto de deformação ou limite de escoamento, começam a aparecer micro-rupturas e o osso deforma-se permanentemente, podendo chegar à fratura (HALL, 2007). Dessa forma é importante que na movimentação ortodôntica, as tensões estejam aquém do limite de escoamento ósseo.

Conforme a tabela 2 e o gráfico 1, com a força ortodôntica de 2 N, a tensão máxima encontrada no osso cortical foi de 6,71 MPa no sentido de 20°, valor bem abaixo do limite de escoamento para a compressão do osso cortical que é de 133 MPa, na qual ocorre micro-rupturas no osso, que dependendo da frequência, pode causar danos irreversíveis (HALL, 2007). No osso medular, os limites de segurança clínica se mantiveram, sendo o ponto de escoamento de 2 MPa e a tensão máxima encontrada de 0,51 MPa na orientação de -10°, como pode ser observado na tabela 2. No material do MIO a concentração máxima foi de 29,42 MPa (Tabela 2), valor bem abaixo do limite de escoamento do titânio que é de 880 MPa (AMMAR et al., 2011). Porém este valor de limite de resistência do titânio foi testado em implantes dentais que possuem em média 3,3 mm de diâmetro, valor três vezes maior que o diâmetro médio de um MIO. Provavelmente, este limite de resistência do titânio no MIO possui um valor aquém a 880 MPa, porém superior à 29,42 MPa encontrado no presente estudo.

As tensões encontradas ficaram dentro de limites que poderiam levar a uma adaptação do tecido e o com isso estimular a neoformação óssea ao redor do MIO, principalmente nas orientações de -20° e 20°, onde ocorreram maiores concentrações de tensões, aumentando sua estabilidade. Os resultados do presente estudo ratificaram a capacidade do MIO de promover pontos de ancoragem efetiva em diversas partes do maxila.

No presente trabalho foi avaliado apenas a variação no sentido proximodistal do MIO, em relação a carga, porém clinicamente esta situação não é a mais usual, visto que o MIO sofre, simultaneamente, tanto a variação no sentido ocluso-apical

quanto no sentido proximodistal. Seria interessante a elaboração de modelos otimizados em trabalhos futuros, com algoritmos genéticos, que avaliassem as distribuições das tensões associando ambas as orientações e assim, determinar qual seria a combinação ideal das orientações ocluso-apical e proximodistal do MIO, para a ancoragem ortodôntica.

Outras propostas de trabalhos futuros seriam a elaboração de modelos constitutivos como as propriedades anisotrópicas, elasto-plásticas e regenerativas do tecido ósseo, além da interface de contato do osso com o MIO.

7 CONCLUSÃO

De acordo com os resultados obtidos dentro da metodologia e do modelo estudado pôde-se concluir que houve influência da orientação proximodistal do MIO, em relação ao carregamento, na distribuição de tensões no tecido ósseo, sendo que os valores mais altos foram encontrados na orientação de -20° e 20° . Porém, todos os valores encontrados estavam dentro dos limites fisiológicos e clínicos de utilização deste tipo de dispositivo para ancoragem ortodôntica.

REFERÊNCIAS

- ABDEL-LATIF, H.H.; HOBKIRK, J.A.; KELLEWAY, J.P. Functional mandibular deformation in edentulous subjects treated with dental implants. **Int J Prosthodont.**, v.13, n.6, p.513-519, 2000.
- ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS (1996). **Implantes para cirurgia - Materiais metálicos. NBR ISO 5832-3**. Rio de Janeiro, Brasil.
- ADELL, R. et al. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. **Int J Oral Surg.**, v.10, n.6, p.387-416, 1981.
- AMMAR, H.H. et al. Three dimensional modeling and finite element analysis in treatment planning for orthodontic tooth movement. **Am J Orthod Dentofacial Orthop.**, v.139, p.59-71, 2011.
- ANUSAVICE. **Phillips Materiais Dentários**. 10 ed. Rio de Janeiro, Guanabara Koogan, 1998.
- ARAÚJO, T.M. et al.. Ancoragem esquelética em Ortodontia com mini-implantes. **Rev. Dental Press Ortodon. Ortop. Facial**, Maringá, v.11, n.4, p.126-156, jul./ago. 2006.
- BAIAMONTE, T. et al. The experimental verification of the efficacy of finite element modeling to dental implant systems. **J Oral Implantol.**, v.22, n.2, p.104-110, 1996.
- BARROS, S.E. et al. A three-dimensional radiographic-surgical guide for mini-implant placement. **J Clin Orthod.** v. 40, n.9, p.548-554, 2006.
- BEER, F.P.; JOHNSTON, E.R.; DEWOLF, J.T. **Mecânica dos Materiais**, 3ª edição, McGraw-Hill, Portugal, 2003.
- BIDEZ, M.W.; MISCH, C.E. **Clinical biomechanics**. In: Misch CE. Contemporary Implant dentistry. St Louis: Mosby; 1993. cap.15, p. 279-311.
- BLOCK, M.S.; HOFFMAN, D.R. A new device for absolute anchorage for orthodontics. **Am J Orthod Dentofacial Orthop.**, v.107, p.251-258, 1995.
- BORCHERS, L.; REICHART, P. Three-dimensional stress distribution around a dental implant at different stages of interface development. **J Dent Res.**, v.62, n.2, p.155-159, 1983.
- CARANO, A. et al. Clinical applications of the Miniscrew Anchorage System. **J Clin Orthod.**, v. 39, n.1, p.9-24, 2005
- CARVALHO, B.M. et al. Tratamento de superfície nos implantes dentários. **Rev Cir Traumatol Buco-Maxilo-fac.**, v.9, n.1, p. 123-130, 2008.

CATTANEO, P.M.; DALSTRA, M.; MELSEN, B. Strains in periodontal ligament and alveolar bone associated with orthodontic tooth movement analyzed by finite element. **Orthod Craniofac Res.**, v.12, p.120–128, 2009.

CHADDAD, K. et al. Influence of surface characteristics on survival rates of mini-implants. **Angle Orthod.**, v.78, n.1, p.107-113, 2008.

CHANG, Y.J.; LEE, H.S.; CHUN, Y.S. Microscrew anchorage for molar intrusion. **J Clin Orthod.**, v.38, n.6, 325-330, 2004.

CHATZIGIANNI, A. **Experimental and numerical analysis of the biomechanical characteristics of orthodontic mini-implants**. 2010. 89p. Dissertation (Doctorate) High Medical School Rheinische Friedrich-Wilhelms-Universität Bonn, 2010.

CHEN, Y.J. et al. Stability of miniplates and miniscrews used for orthodontic anchorage: experience with 492 temporary anchorage devices. **Clin Oral Implants Res.**, v.19, n.11, p.1188-1196, 2008.

CHEN, Y. et al. Critical factors for the success of orthodontic mini-implants: a systematic review. **Am J Orthod Dentofacial Orthop.**, v.135, p.284-291, 2009.

CHENG, S.J.C. et al. A prospective study of the risk factors associated with failure of mini-implants used for orthodontic anchorage. **Int J Oral Maxillofac Implants.**, v.19, p.100-106, 2004.

CHIN, M.Y. et al. Biofilm formation on surface characterized micro-implants for skeletal anchorage in orthodontics. **Biomaterials**, v.28, n.11, p. 2032-2040, 2007.

CHOI, J.H. et al. Bone density measurement in interdental areas with simulated placement of orthodontic miniscrew implants. **Am J Orthod Dentofacial Orthop.**, v.136, p.766-767, 2009

CONSOLARO, A. et al. Mini-implantes: pontos consensuais e questionamentos sobre o seu uso clínico. **R Dental Press Ortodon Ortop Facial.**, v.13, n.5, p.20-27, set./out. 2008.

COOK, S.D.; KLAWITTER, J.J.; WEINSTEIN, A.M. A model for the implant-bone interface characteristics of porous dental implants. **J Dent Res.**, v. 61, n.8, p. 1006-1009, 1982.

CORNELIS, M.A. et al. Systematic review of the experimental use of temporary skeletal anchorage devices in orthodontics. **Am J Orthod Dentofacial Orthop.**, v. 131, n.4 Suppl, p. 52-58, 2007.

CORSO, L.L.; MARCZAK, R.J.; Análise Tridimensional Em Um Implante Mandibular Osseointegrado Por meio do Método De Elementos Finitos – Um Estudo na Orientação do Implante Para a Minimização da Tensão no Osso. **XXVII Iberian Latin-America Congress on Computational Methods in Engineering** – Cilamce, 2006.

CREEKMORE, T.D.; EKLUND, M.K. The possibility of skeletal anchorage. **J Clin Orthod.**,v.17, p.266-269, 1983.

CRUZ, M. et al. Finite element stress analysis of cuneiform and cylindrical threaded implant geometries. **Technology and Health Care**, v.14, n.4-5, p. 421-438, 2006.

CRUZ, M.; REIS, C.C.; MATTOS, F.F. Implant-induced expansion of atrophic ridges for the placement of implants. **J Prosthet Dent.**, v.85, n.4, p.377-381, 2001.

CRUZ, M.; REIS, C.C.; MONDELLI, J. Intrusão e remodelagem óssea em molares e pré-molares superiores extruídos. **Rev Paul Odont.**, v.14, n.4, p.34-43, 1993.

CRUZ, M. et al. Three-dimensional finite element stress analysis of a cuneiform-geometry implant. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.18, n.5, 675-684, 2003.

CRUZ, M. et al. Finite Element Stress Analysis of Dental Prostheses Supported by Straight and Angled Implants. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.24, n.3, p.391-403, 2009.

DECHOW, P.C. et al. Elastic properties of human supraorbital and mandibular bone. **Am J Phys Anthropol.**, v.90, p.291-306, 1993.

DEGUCHI, T. et al. Quantitative evaluation of cortical bone thickness with computed tomographic scanning for orthodontic implants. **Am J Orthod Dentofacial Orthop.**, v.129, p.720-12, 2006.

DUCOS, P.C.D. **Modelagem do comportamento de mini-implantes de Ti-6Al-4V para ancoragem ortodôntica**. 2010. 104p. Tese de Doutorado, Instituto Militar de Engenharia, Rio de Janeiro, 2010.

DUAIBIS, R.B. **Factors Affecting the stability of miniscrew implants: A Stepwise three dimensional finite element study**. 2010, 79p. Degree of Master of Science in Oral Sciences, University of Llinois, Chicago, 2010.

EL-BEIALY, A.R. et al. Loss of anchorage of miniscrew: A 3-dimensional assessment. **Am J Orthod Dentofacial Orthop.**, v.136, p.700-707, 2009.

FAVERO, L.; BROLLO, P.; BRESSAN, E. Orthodontic anchorage with specific fixtures: related study analysis. **Am J Orthod Dentofacial Orthop.**, v.122, p.84-94, 2002.

FISCHER, K. et al. Five-year results from a randomized, controlled trial on early and delayed loading of implants supporting full-arch prosthesis in the edentulous maxilla. **Clin Oral Implants Res.**, v.19, n.5, p.433-441, 2008.

GAINSFORTH, B.L.; HIGLEY, L.B. A study of orthodontic anchorage possibilities in basal bone. **Am J Orthod Oral Surg.**, v.31, p.406-417, 1945.

GEDRANGE T. et al. Three-dimensional analysis of endosseous palatal implants and bones after vertical, horizontal, and diagonal force application. **Eur J Orthod.**, v. 25, n.1, p.109-115, 2003

GENG, J.P.; TAN, K.B.; LIU, G.R. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. **J Prosthet Dent.**, v.85, n.6, p.585-98, 2001.

GENG, J. et al. **Finite Element Modelling in Implant Dentistry in; Application of the Finite Element Method in implant dentistry**. Ed Springer, China, 2008.

GERAMY, A. Stresses around a miniscrew. 3-D analysis with the finite element method (FEM) **Australian Orthodontic Journal**, v. 25, n.2, Nov., 2009.

GRACCO, A. et al. Numerical/experimental analysis of the stress field around miniscrews for orthodontic anchorage. **Eur J Orthod.**, v.31, n.1, p.12-20, 2009.

GRABER, T.M., SWAIN, B. F. **Ortodoncia conceptos y técnicas**. 1 edição, Editorial Médica Panamarecano, Buenos Aires, 1979.

HALL, S. **Basic biomechanics**. 5 ed. McGraw Hill: Boston, 2007.

HERMANN, R.; COPE, J. B. Miniscrew implants: IMTEC Mini Ortho Implants. **Semin Orthod.**, Philadelphia, v.11, n.1, p. 32-39, Mar. 2005.

HÜRZELER, M.B. et al. Changes in peri-implant tissues subjected to orthodontic forces and ligature breakdown in monkeys. **J Periodontol.**, v.69, n.3, p.396-404, 1998.

INOUE, N. et al. Functional adaptation of mandibular bone. In: Hayashi K, Ishikawa H. **Computational Biomechanics**. Heidelberg: Springer-Verlag; 1996. p. 23-42.

IVANOFF, C.J. et al. Histologic evaluation of the bone integration of TiO(2) blasted and turned titanium microimplants in humans. **Clin Oral Implants Res.**, v.12, p.128-134, 2001.

JUNG, R.E. et al. A systematic review of the 5-year survival and complication rates of implant-supported single crowns. **Clin Oral Implants Res.** v.19, n.2, p.119-30, 2008.

KRAVITZ, N.D.; KUSNOTO, B., Risks and complications of orthodontic miniscrews, **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, St. Louis, v.131, p.S43-51 (4 Suppl), 2007.

KIM, J.H.; AHN, S.J.; CHANG, Y.I. Histomorfometric and mechanical analyses of the drill-free screw as orthodontic anchorage. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, St. Louis, v.128, n.2, p.190-194, Aug. 2005.

KIM, S.H. et al. Evaluation of interdental space of the maxillary posterior area for orthodontic mini-implants with cone-beam computed tomography. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, v.135, p.635-4, 2009.

KOHNO, T. et al. Experimental tooth movement under light orthodontic forces: rates of tooth movement and changes of the periodontium. **J Orthod.**, v.29, p.129–35, 2002

KONAMI, R. Mini-implant for orthodontic anchorage. **J Clin Orthod.**, v.31, p.763-767, 1997.

KURODA, S. et al. Clinical use of miniscrew implants as orthodontic anchorage: success rates and postoperative discomfort. **Am J Orthod Dentofacial Orthop.**, v.131, n.1, p.9-15, 2007.

KYUNG, H.M. et al. **The course manual for micro-implant anchorage orthodontics**. Daegu, Korea: Kyungpook Natl Univ, 2003.

KYUNG, S.H.; HONG, S.G.; PARK, Y.C. Distalization of maxillary molars with a midpalatal mini-screw. **J Clin Orthod.**, Boulder, v. 37, n.1, p. 22-26, Jan. 2003.

LABOISSIÈRE JR.M. et al. Ancoragem absoluta utilizando microparafusos ortodônticos. Complicações e fatores de risco. **Implant News**, v.2, n.2, p.165-168, Abr. 2005.

LAS CASAS, E.B. et al. Comparative 3D Finite Element Stress Analysis of Straight and Angled Wedge-Shaped Implant Designs. **Int J Oral Maxillof Implants.**, v.23, p.215-225, 2008.

LEE, J.S.; PARK, H.S.; KYUNG, H.M. Micro-implant anchorage for lingual treatment of a skeletal Class II malocclusion. **J Clin Orthod.**, v.35, n.10, p. 643-647, 2001.

LEE, K.J. et al. Computed tomographic analysis of tooth-bearing alveolar bone for orthodontic miniscrew Placement. **Am J Orthod Dentofacial Orthop.**, v.135, p.486-494, 2009.

LEKHOLM, U.; ZARB, G.A. Patient selection and preparation. In: Brånemark P-I, Zarb GA, Albrektsson T. **Tissue-integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry**. Chicago: Quintessence Publishing Co; 1985, cap.12, p.199-209.

LEWINSTEIN, I.; BANKS-SILLS, L.; ELIASI, R. Finite element analysis of a new system (IL) for supporting an implant-retained cantilever prosthesis. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.10, n.3, p.355-366, 1995.

LIM, H.J. et al. Factors associated with initial stability of miniscrews for orthodontic treatment. **Am J Orthod Dentofacial Orthop.**, v.136, p.236-242, 2009.

LIMA, L.M. et al. Ortoimplantes trazendo novas alternativas ao tratamento ortodôntico. **Ortodontia SPO**, v.39, n.1, p.45-54, Mar. 2006.

LIN, C.L., et al. Multi-factorial analysis of variables influencing the bone loss of an implant placed in the maxilla: Prediction using MEF and SED bone remodeling algorithm, **J Biomechanics**, v.43, n.4, p.644-651, 2010.

LINKOW, L.I. The endosseous blade implant and its use in orthodontics. **Int J Orthod.**, v.7, n.4, p.149-154, 1969.

LIOU, E.J.W. et al. A computed tomographic image study on the thickness of the infrazygomatic crest of the maxilla and its clinical implications for miniscrew insertion. **Am J Orthod Dentofacial Orthop.**, v.131, n.3, 352-356, 2007.

LIOU, E.J.W.; PAI, B.C.J.; YIN, J.C.Y. Do mini-screw remain stationery under orthodontic forces? **Am J Orthod Dentofacial Orthop.**, St. Louis, v.126, n.1, p.42-47, July 2004.

MAH, J.; BERGSTRAND, F. Temporary anchorage devices: A status report. **J Clin Orthod.**, v.39, n.3, p.132-136, 2005.

MARASSI, C. Carlo Marassi responde (Parte II): Quais as principais aplicações clínicas e quais as chaves para o sucesso no uso dos mini-implantes em Ortodontia? **Rev Clín Ortodon Dental Press**, Maringá, v.5, n.5, out./nov. 2006

MARINS, E.C. **Torques de inserção e remoção e resistência mecânica de mini-implantes ortodônticos.** 2008. Dissertação de Mestrado – Instituto Militar de Engenharia, 2008.

MEIJER, H.J.A. et al. Loading conditions of endosseous implants in an edentulous human mandible: a three-dimensional, finite-element study. **J Oral Rehabilitation.**, v.23, p.757-763, 1996.

MELSEN B. Mini-implants: Where are we? **J Clin Orthod.**, v.39, n.9, p.539-547, 2005.

MELSEN, B.; VERNA, C. Mini-screw implants: the Aarhus anchorage system. **Semin Orthod**, Philadelphia, v.11, n.1, p.24-31, Mar. 2005.

MIYAWAKI, S. et al. Factors associatad with the stability of titanium screws placed in the posterior region for orthodontic anchorage. **Am J Orthod Dentofacial Orthop.**, v.124, p.373-8, 2003.

MORAIS, L.S. et al. Titanium alloy mini-implants for orthodontic anchorage: Immediate loading and metal ion release, **Acta Biomaterialia**, v.3, n.3, p.331-339, 2007.

MOTOYOSHI, M. et al. Recommended placement torque when tightening an orthodontic mini-implant. **Clin Oral Implants Res.**, v.17, n.1, p.109-114, 2006.

NIGG, B.M.; GRIMSTON, S.K. Bone. In: NIGG, B.M.; HERZOG, W. **Biomechanics of the musculo-skeletal system.** Chichester: J. Wiley & Sons; 1995. p.48-78.

OHASHI, E. et al. Implant vs screw loading protocols in orthodontics. **Angle Orthod.**, v.76, n.4, p.721-727, 2006.

OHMAE, M. 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.**, St. Louis, v.119, n.5, p. 489-497, May 2001.

OLIVEIRA, E.J.; **Bioengenharia em Implantes Osseointegrados**. Ed. Pedro Primeiro, Rio de Janeiro, 1997.

PAPAVASILIOU, G. et al. 3D-FEA of osseointegration percentages and patterns on implant-bone interfacial stresses. **J Dent.**, v. 25, n. 6, p. 485-491, 1997.

PARK, H.S. et al. Micro-implant anchorage for treatment of skeletal class I bialveolar protrusion. **J. Clin. Orthod.**, Boulder, v.37, n.7, p.417-422, July 2001.

PARK, H.S. et al. Simultaneous incisor retraction and distal molar movement with microimplant anchorage. **World J Orthod.** v.5, n.2, p.164-171, 2004.

PARK, H.S.; JEONG, S.H.; KWON, O.W. Factors affecting the clinical success of screw implants used as orthodontic anchorage. **Am J Orthod Dentofacial Orthop.**, v.130, n.1, p.18-25, 2006.

PARK, H.S.; KYUNG, H.M.; SUNG, J.H. A simple method of molar uprighting with micro-implant anchorage. **J Clin Orthod.**, v.36, n.10, p.592-596, 2002.

PARK, H.S.; KWON, T.G.; KWON, O.W. Treatment of open bite with micro screw implant anchorage. **Am J Orthod Dentofacial Orthop.**, v.126, p.627-36, 2004.

PARK, H.S.; KWON, O.W.; SUNG, J.H. Microscrew implant anchorage sliding mechanics. **World J Orthod.**, v.6, n.3, p.265-74, 2005.

PARK, Y.C. et al. Extraction space closure with vacuumformed splints and miniscrew anchorage. **J Clin Orthod.**, v.39, n.2, p.76-79, 2005.

PELLIZZER, E.P. et al. Análise biomecânica em implantes com diferentes tipos de conexão. Estudo pelo MEF-3D. **Implant News**, v. 7, p. 153-160, 2010.

PELLIZZER, E.P. et al. Influência da altura da coroa na distribuição das tensões em implantes Cone-morse. Estudo pelo método dos elementos finitos tridimensionais. **Implant News**, v. 8, p. 77-84, 2011.

PRABHU, J.; COUSLEY, R.R.J. Current Products and Practice: Bone anchorage devices in orthodontics, **J Orthod.**, v.33, n.4, p.288, 2006.

PICKARD, M.B. et al. Effects of MIOs orientation on implant stability and resistance to failure. **Am J Orthod Dentofacial Orthop.**, v.137, p.91-9, 2010.

POLLEI, J.K. **Finite Element Analysis of Miniscrew Placement in Maxillary Alveolar Cone With Varied angulation and Material Type**. 2009. 72p. Master of Science, University of North Carolina at Chapel Hill, Chapel Hill, 2009.

REN Y. et al. Optimum force magnitude for orthodontic tooth movement: A systematic literature review. **Angle Orthod.**, v.73, n.1, p. 86-91, 2003.

ROTH, A.; YILDIRIM, M.; DIEDRICH, P. Forced eruption with microscrew anchorage for preprosthetic leveling of the gingival margin. Case report. **J Orofac Orthop.**, v.65, n.6, p.513-519, 2004.

SASTRE, J.; LE GALL, M. Tooth movement – clinical implications. **Int Orthod.**, v.8, p.105-123, 2010.

SCHIEL, F. **Introdução à Resistência dos Materiais**. Harper & Row do Brasil. 1984

SERRA, G.G. et al. Mini-implantes ortodônticos carregados imediatamente – Estudo in vivo, **Rev Matéria**. v.12, n.1, p.111–119, 2007.

STAHL, E. et al. Numerical analyses of biomechanical behavior of various orthodontic anchorage implants. **J Orofac Orthop.**, v.70, p.115-127, 2009.

SU, Y. et al. Comparison of Self-Tapping and Self-Drilling Orthodontic Mini-Implants: An Animal Study of Insertion Torque and Displacement Under Lateral Loading. **Int J Oral Maxillofac Implants.**, v.24, p.404-411, 2009.

SUGAWARA, J. On the skeletal anchorage system. **J Clin Orthod.**, v.33, n.12, p.689-696, 1999.

TRISI, P.; REBAUDI, A. Progressive bone adaptation of titanium implants during and after orthodontic load in humans. **Internac J Periodontics Restorativ Dentistry.**, v.22, n.1, p.31-43, 2002.

TIMOSHENKO, S.; GOODIER, J. N. **Teoria da elasticidade**. Rio de Janeiro, Guanabara. 1980.

TOLEDO, E.M. Uma introdução ao método dos elementos finitos. In: Seminário sobre elementos finitos e métodos numéricos em engenharia: **Anais do Seminário sobre elementos finitos e métodos numéricos em engenharia**; 1996; UFJF-LNCC Juiz de Fora, Minas Gerais; 1996. p.1-19.

TOLEDO, E.M. et al. Análise de tensões desenvolvidas em dois modelos de próteses dentais. In: XXVII CILAMCE - Iberian Latin-American Congress on Computational Mechanics in Engineering, 2006, Belém. Proc. of XXVII CILAMCE - **Iberian Latin-American Congress on Computational Mechanics in Engineering**.

TORTAMANO, A.; VIGORITO, J.W. Estudo da distribuição das tensões internas em incisivo central superior sob força ortodôntica de inclinação, empregando o método dos elementos finitos. **Rev Soc Paul Ortod.**, v.31, n.1, Jan/Abr, 1998.

TSENG, Y.C. et al. The application of mini-implants for orthodontic anchorage. **Int J Oral Maxillofac Surg.**, v.35, n.8, p.704-707, 2006.

UGURAL, A.C. **Mecânica dos Materiais**. 1ª edição, LTC, Rio de Janeiro, Brasil, 2009.

VASUDEVA G. Finite Element Analysis: A Boon to Dental Research. **Int J Dental Science**. v.6, n.2, p., 2009.

VIWATTANATIPA, N. et al. Survival analyses of surgical MIOss as orthodontic anchorage. **Am J Orthod Dentofacial Orthod.**, v.136, p.29-36, 2009.

WADAMOTO, M. et al. The three-dimensional bone interface of an osseointegrated implant. I: a morphometric evaluation in initial healing. **J Prosthet Dent.**, v.76, n.2, p. 170-175, 1996.

WAWRZINEK, C.; SOMMER, T.; FISCHER-BRANDIES, H. Microdamage in cortical bone due to the overtightening of orthodontic microscrews, **J Orofacial Orthopedics-Fortschritte der Kieferorthopadie.**, v.69, n.2, p.121, 2008.

WEHRBEIN, H. et al. The Orthosystem--a new implant system for orthodontic anchorage in the palate. **J Orofac Orthop.**, v.57, n.3, p.142-153, 1996.

WEINSTEIN, A.M. et al. Stress analysis of porous rooted dental implants. **J Dent Res.**, v.55, n.5, p.772-777, 1976.

WIECHMANN, D.; MEYER, U.; BUCHTER, A. Success rate of mini- and micro-implants used for orthodontic anchorage: a prospective clinical study. **Clin Oral Implants Res.**, V.18, n.2, p.263-267, 2007.

WILMES, B. et al. Parameters affecting primary stability of orthodontic miniimplants. **J. Orofac. Orthop.**, München, v. 67, no. 3, p. 162-174, May 2006.

WILMES, B.; SU, Y.; DRESCHER, D. Insertion Angle Impact on Primary Stability of Orthodontic Mini-Implants., **Angle Orthodontist.**, v.78, n. 6, p.1065-1070, 2008.

WOLFF, J. Das gesets der transformation der knochen. Berlin: Hirschwald, TAKUMA, M, et al. Stress distribution around alumina, hydroxyapatite and plasma-sprayed titanium dental implants. **J Osaka Univ Dent Sch.**, v.28, p.73-82, 1988.

WOODALL, N. et al. Effect of miniscrew angulation on anchorage resistance. **Am J Orthod Dentofacial Orthop.**, v.139, n.2, p.147-152, 2011.

ZHANG, Y. et al. A Three-dimensional Finite Element Analysis for the Biomechanical Characteristics of Orthodontic Anchorage Micro-implant. **J Hard Tissue Biology.**, v.15, n.2, p. 69-72, 2006.

YAMAMOTO, K. et al. Computational analysis of bone remodeling in orthodontics. In: Hayashi K, Ishikawa H. **Computational Biomechanics**. Tokyo: Springer-Verlag, p.115-134, 1996.

YOSHIDA, N. et al. Determination of the centres of resistance of maxillary anterior teeth subjected retraction forces. **Eur J Orthod.**, v. 23, p. 529-534, 2001.

ANEXOS

Anexo 1: **MECÂNICA DOS MATERIAIS**

1.1 PROPRIEDADE MECÂNICA DOS MATERIAIS

As propriedades mecânicas são aquelas que mostram como se espera que o material se comporte quando submetido a condições variadas de carga e ambiente. Define-se como a capacidade que um material tem de suportar as forças externas sem que estas venham lhe causar deformações plásticas (BEER, JOHNSTON e DEWOLF, 2003).

Essas características dependem de sua microestrutura e são determinadas por meio de técnicas de ensaios padronizados pela ABNT (Associação Brasileira de Normas Técnicas).

Um material sólido homogêneo apresenta propriedades idênticas ao longo de todo o volume que ocupa. A maioria dos materiais biológicos são constituídos por diferentes materiais, portanto, são heterogêneos.

Se as propriedades forem idênticas em todas as direções, em um determinado ponto ele será um material isotrópico. Um material não-isotrópico, ou anisotrópico, apresenta propriedades diferentes dependendo da direção. Desses, os mais simples são os que apresentam propriedades diferentes relativamente a duas direções mutuamente perpendiculares. Um material que possui essas características é designado como ortotrópico (BEER, JOHNSTON e DEWOLF, 2003).

Muitos materiais biológicos como o osso são considerados anisotrópicos, ou seja, as propriedades físicas variam de acordo com a direção. No tecido ósseo as propriedades mecânicas dependem da disposição de suas fibras (DUCOS, 2010).

Ductibilidade é a propriedade física dos materiais de suportar a deformação plástica, sob a ação de forças, sem se romper ou fraturar. Ela é caracterizada pela ação de uma tensão cisalhante. Também é considerada como a capacidade do material ser transformado em fios ou tiras. O oposto de dúctil é frágil, ou seja, quando o material se rompe sem sofrer grande deformação (ANUSAVICE, 1998).

Tenacidade é uma medida de quantidade de energia que um material pode absorver antes de fraturar. É o impacto necessário para levar um material à ruptura. Se um material é tenaz ele pode sofrer um alto grau de deformação sem romper.

A resiliência refere-se à propriedade de alguns materiais de acumular energia quando exigidos ou submetidos à tensão sem ocorrer ruptura. Após cessar a tensão, poderá ou não haver uma deformação residual como um elástico que estica até um certo limite sem arrebentar e depois retorna à forma original dissipando a energia acumulada.

Viscoelasticidade é a característica de um material que possui sua relação tensão/deformação dependente do tempo e da taxa de carregamento. Um material viscoelástico apresenta, ao mesmo tempo, características de um material viscoso e de um material elástico: apresentam deformação quando tensão de cisalhamento é aplicada (comportamento viscoso); deformam-se imediatamente quando submetidos à tensão e retornam à forma original quando a tensão é retirada (comportamento elástico). Materiais viscoelásticos caracterizam-se pela sua capacidade de apresentar deformação viscosa sob cargas constantes e de relaxar sob deslocamentos constantes.

1.2 FORÇAS EXTERNAS E INTERNAS

Todas as forças atuantes em um corpo, incluindo as forças reativas causadas pelos apoios, são consideradas forças externas. Essas forças são classificadas como forças de superfície e forças de corpo. Uma força de superfície é concentrada quando atua em um ponto; porém, ela também pode ser distribuída sobre uma área finita. Uma força de corpo atua em um elemento de volume, e não sobre uma superfície, e é devida a campos, como, por exemplo, um campo gravitacional ou um campo magnético. As forças internas atuantes em um corpo podem ser consideradas como forças de interação entre as partes do material constituinte do corpo (BEER, JOHNSTON e DEWOLF, 2003).

Um corpo responde a aplicação de forças externas deformando-se e desenvolvendo um sistema de esforços internos (BEER, JOHNSTON e DEWOLF, 2003).

Quando pretende-se conhecer os esforços no interior de um corpo, deve-se cortá-lo na seção desejada e isolar qualquer um dos lados do corte. No centro de gravidade desta seção devem aparecer os esforços internos, que consistem em uma força normal, uma força de cisalhamento, um momento de torção e um momento fletor (Figura 12). Estes esforços representam a ação da parte retirada do corpo, o que o mantém em equilíbrio (BEER, JOHNSTON e DEWOLF, 2003).

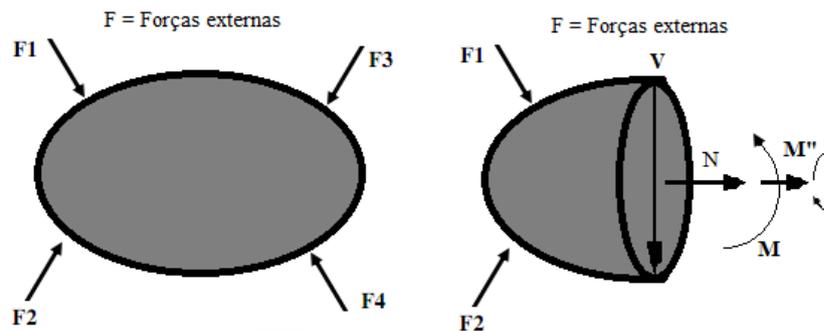


Figura 13 – Método das seções. F = forças externas; N = força normal; M = esforço torçor; M'' = esforço fletor; V = força cortante.

1.3 TENSÃO

Os conceitos de tensão e deformação são grandezas que propiciam a descrição do comportamento mecânico de elementos sujeitos a diferentes carregamentos. Existem dois principais tipos de tensão de interesse – tensão normal e tensão cisalhante (UGURAL, 2009).

A tensão normal consiste na força por unidade de área, ou intensidade das forças distribuídas sobre uma dada seção, sendo denotada pela letra grega σ (sigma). Dessa forma, a força axial que age na extremidade de uma seção transversal é a resultante das tensões distribuídas continuamente (BEER, JOHNSTON e DEWOLF, 2003).

Já a tensão cisalhante, denotada pela letra τ (tau), será produzida quando as forças aplicadas tenderem a deslizar uma determinada seção de um corpo relativamente à outra seção adjacente.

A condição para a qual a tensão seja constante na seção transversal de um corpo prismático de esforço axial é conhecida como tensão simples. Esta

distribuição de tensão uniforme somente é possível quando coexistirem três condições: 1) O corpo deve ser homogêneo (possui as mesmas propriedades físicas ao longo do seu comprimento) e prismático, isto é, um elemento reto de seção transversal constante ao longo do seu comprimento, sem furos, entalhes ou roscas, pois nestes casos tem-se uma concentração de tensão; 2) a força axial atuante passa pelo centróide da seção transversal. Esse tipo de carregamento é chamado carregamento centrado. Se a carga for excêntrica, pode ocorrer a flexão da barra; 3) a seção em análise é distante das extremidades carregadas (UGURAL, 2009).

Se uma barra prismática é submetida a um esforço normal, como uma força axial na extremidade que promove um alongamento, tem-se uma tensão de tração; se a força é reversa em direção, fazendo com que o objeto seja comprimido, obtemos uma tensão de compressão. Como essas tensões agem em uma direção perpendicular à superfície de corte, elas são chamadas de tensões normais. Dessa forma, as tensões normais podem ser de tração ou de compressão (UGURAL, 2009).

Em unidade do Sistema Internacional (SI), a tensão é medida em newtons por metro quadrado (N/m^2) ou pascais (Pa). Como o pascal é uma grandeza muito pequena, o megapascal (MPa) é geralmente utilizado. Por meio da convenção dos sinais, as tensões de tração são consideradas positivas e as tensões de compressão negativas (UGURAL, 2009).

Dividindo a força de cisalhamento total pela área da seção transversal sobre a qual ela atua, pode-se determinar a tensão de cisalhamento, ou tensão cisalhante média na seção. As tensões cisalhantes também se originam de uma forma indireta quando os elementos são submetidos a cargas axiais e a torção (UGURAL, 2009).

Para determinar as tensões referentes a um número infinito de planos que passam por um ponto, definindo assim o estado de tensão, precisa-se apenas obter as componentes de tensão referentes a três planos mutuamente perpendiculares que passam pelo ponto. Esses planos, perpendiculares aos eixos coordenados, representam os três lados de um elemento cúbico. Esse estado tridimensional de tensões referentes a um elemento isolado do corpo, onde as tensões são consideradas idênticas em um ponto e uniformemente distribuídas em cada uma das faces. Elas são indicadas por um único vetor atuante no centro de cada face. (UGURAL, 2009).

Com base na figura 13, as componentes normais das tensões são: σ_{xx} ; σ_{yy} e σ_{zz} . As componentes das tensões de cisalhamento são: σ_{xy} ; σ_{yx} ; σ_{xz} ; σ_{zx} ; σ_{yz} e σ_{zy} . No equilíbrio, $\sigma_{xy} = \sigma_{yx}$, $\sigma_{xz} = \sigma_{zx}$ e $\sigma_{yz} = \sigma_{zy}$. Deste modo, as nove componentes de tensão se reduzem a seis componentes independentes em um ponto no interior de um corpo sólido (TIMOSHENKO e GOODIER, 1980).

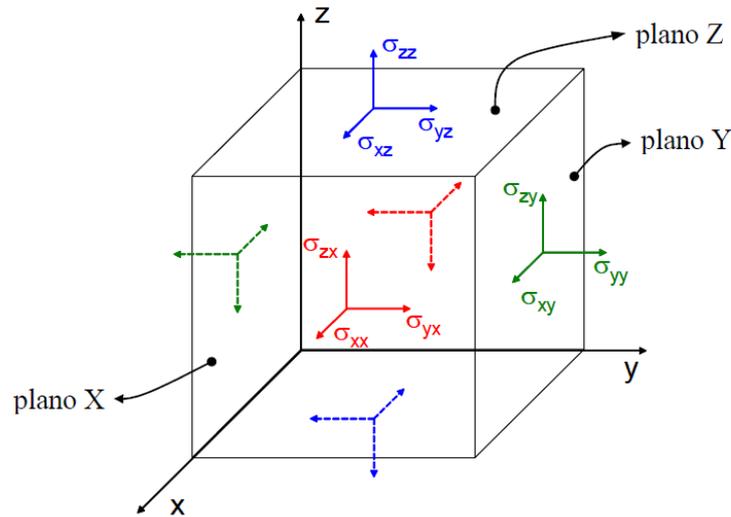


Figura 14 - Componentes de tensão atuando em um elemento cúbico infinitesimal

Em um estado traixial de tensões, as tensões principais são aquelas em torno das quais um elemento está sujeito apenas às tensões normais e estas são atuantes em direções mutuamente perpendiculares.

Quando apenas duas tensões normais estão presentes, o estado de tensão é denominado biaxiais ou plano (Figura 14). Já quando as tensões normais atuam ao longo de uma única direção, o estado unidimensional de tensões é designado como sendo uniaxial.

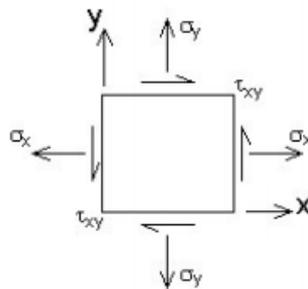


Figura 15 – Tensões no estado plano

1.4 DEFORMAÇÃO

Diz-se que o corpo está deformado quando as posições relativas entre seus pontos são alteradas. Considere um corpo sujeito à ação de algumas forças externas que resultam na alteração de seu posicionamento. Assim, todos os pontos do corpo são deslocados para suas respectivas novas posições, resultando em uma deformação (ação mecânica sobre o corpo), de um movimento de corpo rígido (translação e rotação), ou de uma combinação destes (UGURAL, 2009).

Na deformação específica normal, um sinal positivo refere-se a um alongamento, e um sinal negativo a uma contração (UGURAL, 2009).

A deformação por cisalhamento é igual à tangente da variação total do ângulo entre duas linhas originalmente perpendiculares em um corpo durante sua deformação. Ela será positiva se o ângulo reto entre as linhas de referência diminuir, caso contrário, a deformação por cisalhamento será negativa (UGURAL, 2009).

No caso do problema unidimensional de um elemento carregado axialmente, as relações entre tensão e carga, e deformação específica e deslocamento representam duas equações que envolvem três incógnitas: a tensão (σ), a deformação específica (ε) e o deslocamento (u). Estas relações são obtidas atendendo aos princípios da análise: condições de equilíbrio e a geometria das deformações. O número insuficiente de expressões disponíveis é compensado por uma relação dependente do comportamento do material onde a tensão e a deformação específica são relacionados. Assim, as cargas atuantes em um elemento, os deslocamentos resultante e as propriedades dos materiais podem ser associados (UGURAL, 2009).

1.5 DIAGRAMA TENSÃO-DEFORMAÇÃO

O diagrama tensão-deformação ($\sigma \times \varepsilon$) é uma representação gráfica onde as abscisas representam as deformações específicas, e as ordenadas representam as tensões, correspondentes a um corpo de prova sujeito a diversos valores de carga (UGURAL, 2009).

Quando um corpo é descarregado e ele retorna às suas dimensões e forma original, esta propriedade é chamada de elasticidade (UGURAL, 2009).

A característica de um material que suporta deformações além daquela associada ao limite elástico é chamada de plasticidade. Na curva tensão-deformação, uma região elástica é seguida de um região plástica. Na zona plástica não ocorre a recuperação total das dimensões e da forma de um material (UGURAL, 2009).

A curva de tensão-deformação da maioria dos materiais estruturais apresenta uma região inicial em que o comportamento do material é elástico e linear. A tensão é diretamente proporcional à deformação específica. Esta relação é conhecida como lei do Hooke.

$$\sigma = E \times \varepsilon$$

A constante E é denominada módulo de elasticidade ou módulo de Young. Como a deformação específica é uma grandeza adimensional, o módulo de elasticidade possui unidade de tensão (UGURAL, 2009). Assim, o módulo E é expresso em pascais em unidades do SI.

O ensaio estático de tração consiste na aplicação de incrementos sucessivos de carga, realizando-se as correspondentes leituras do alongamento entre as duas marcas do corpo de prova, fornecidas pelo extensômetro. Já no teste de compressão, muitos materiais dúcteis se comportam de forma similar quando sujeitos a uma tração ou a uma compressão na região elástica, com a tensão de escoamento apresentando praticamente o mesmo nível nestes dois casos (UGURAL, 2009).

Consideram-se, diversos tipos de diagrama $\sigma \times \varepsilon$ de vários materiais como o aço e o alumínio, que apresentam grandes deformações antes da ruptura; outros porém, como o vidro, o ferro fundido ou o concreto, rompem sem que o material apresente grandes deformações:

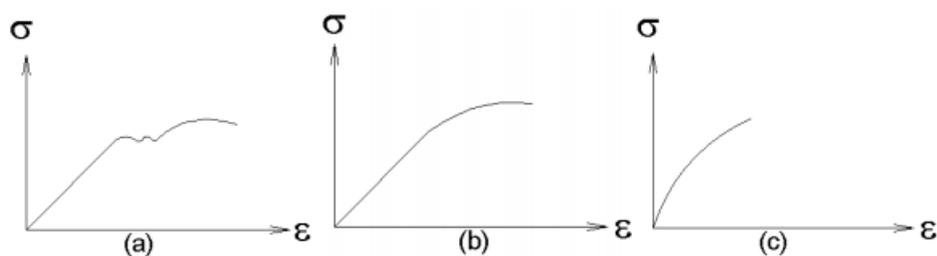


Figura 16 – Diagrama Tensão-Deformação

Os materiais que seguem os diagrama da figura 15 (a), (b) são denominados materiais dúcteis, respectivamente, com e sem escoamento definido. E na figura 15 (c) são chamados frágeis. Nessas condições, pode-se afirmar que nos materiais dúcteis a ruptura se faz anunciar por intermédio de grandes deformações e nos frágeis não há grandes deformações (ferro fundido, concreto) (SCHIEL, 1984)

1.6 COEFICIENTE DE POISSON

Uma carga de tração axial causa uma deformação lateral (ε'), em qualquer ponto de um corpo prismático, proporcional à deformação axial ε no mesmo ponto se o material é linearmente elástico. A razão entre essas deformações é uma propriedade do material conhecida como coeficiente de Poisson. Esse coeficiente é representado pela letra grega ν (nu) (UGURAL, 2009).

$$\nu = \frac{\varepsilon_t}{\varepsilon_l}$$

Para a maioria dos metais o valor do coeficiente de Poisson está entre 0,25 e 0,35.

1.7 CRITÉRIO DE VON MISES

Várias teorias foram formuladas para explicar a falha de materiais dúcteis sob carregamento estático. Duas delas mais utilizadas são: Teoria da Máxima Tensão de Cisalhamento (Tresca) e a Teoria da Máxima Energia de Distorção (DUCOS, 2008).

A teoria da Máxima Energia de Distorção é baseado na teoria Mises-Hencky, também conhecida como critério de tensão de von Mises.

Esta energia é composta de duas parcelas, uma relacionada com a mudança de volume e outra relacionada com a mudança de forma.

A teoria diz que no ensaio de tração, um material maleável começa a ceder em um local onde a tensão de von Mises se torna igual ao limite de tensão. Na

maioria dos casos, o limite de escoamento é usado como limite de tensão, ou seja, à partir do valor de tensão aplicada em que se dá o início do processo de deformação plástica.

Nos termos das tensões principais σ_1 , σ_2 e σ_3 , a tensão de von Mises é expressa por:

$$\sigma_{\text{vonMises}} = \left\{ \left[\frac{(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_1 - \sigma_3)^2}{2} \right] \right\}^{(1/2)}$$

Anexo 2: Parecer do Comitê de Ética em Pesquisa



UNIVERSIDADE FEDERAL DE JUIZ DE FORA
PRO-REITORIA DE PESQUISA
COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA - CEP/UFJF
36036900- JUIZ DE FORA - MG - BRASIL

Parecer nº «118/2010»

Protocolo CEP-UFJF: «2047.106.2010» **FR:** «333993» **CAAE:** «0076.0.180.000-10»

Projeto de Pesquisa: "Efeito da orientação dos miniimplantes ortodônticos em relação ao carregamento na distribuição de tensões no tecido ósseo: Análise numérica."

Versão do Protocolo e Data: «1ª 23/04/10»

Area Temática: «Grupo III»

Pesquisador Responsável: «Fabiola Pessoa Pereira Leite»

TCLE: «1ª 23/04/10»

Pesquisadores Participantes: "Fernando Luís Goulart Cruz"

Instituição: «Faculdade de Odontologia»

Sumário/comentários do protocolo:

Justificativa: O comportamento dos miniimplantes pode ser considerado como um problema estrutural, pois no carregamento funcional, surgem tensões e deformações nos implantes e no tecido ósseo adjacente. Devido à larga utilização desses miniimplantes para os mais variados propósitos, é de grande importância que se possa prever a distribuição de tensões induzida por eles ao longo do osso.
Comentário: Os argumentos apresentados justificam a realização do estudo.

Objetivo(s): O objetivo deste estudo será avaliar pelo método de elementos finitos (MEF), a influência da orientação dos miniimplantes ortodônticos, em relação ao carregamento, na distribuição de tensões no tecido ósseo.
Comentário: Os objetivos são coerentes com a justificativa.

Metodologia: Em um programa tipo CAD (computer-aided design) serão projetados dois modelos: um ósseo, a partir de uma tomografia de uma maxila, e outro a partir de um Miniimplante ortodôntico. Doravante, os modelos serão transferidos para o programa ANSYS, no qual o miniimplante será instalado na maxila modelada em cinco orientações diferentes: ortogonal a superfície vestibular e com inclinações de 30 e 40 graus no mesmo sentido e contrário a uma força aplicada de 200 gramas na orientação de 45 graus. Será feita uma análise qualitativa e outra quantitativa segundo o critério de Von Mises, com a observação das imagens gráficas das tensões (valores em MPa).
Comentário: A metodologia é adequada para responder a pergunta do estudo.

Revisão e referências: Devidamente citadas no texto, atualizadas e adequadas

Orçamento: Claro e adequado

Fonte de custeio: Pesquisadores

Termo de Consentimento Livre e Esclarecido – TCLE, bem elaborado, claro e preciso.

Qualificação do(a) pesquisador(a). Satisfatória

Diante do exposto, o Comitê de Ética em Pesquisa – CEP/UFJF, de acordo com as atribuições definidas na Res. CNS 196/96, manifesta-se pela aprovação do protocolo de pesquisa proposto.

Situação: Projeto Aprovado
Juiz de Fora, 15 de maio de 2010


Prof. Dr.ª Ieda Maria Vargas Dias
Coordenadora – CEP/UFJF

RECEBI
DATA: ___/___/2010
ASS: _____